

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**DETEKCE BIOMECHANICKÉ ODEZVY HLAVY
NA EXTRÉMNÍ ZÁTĚŽ**

Disertační práce

Vedoucí disertační práce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Vypracoval:

Ing. Mgr. Ondřej Fanta

Praha 2014

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval všem, kteří mi poskytli podklady pro vypracování této práce. Zvláště pak děkuji Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc., Ing. Františku Lopotovi, Ph.D. a Ing. Petru Kubovému za odborné vedení a konzultování disertační práce a za rady, které mi poskytovali po celou dobu mého studia. V neposlední řadě je mou milou povinností poděkovat své ženě a dětem za morální a materiální podporu, které se mi dostávalo po celou dobu studia.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou disertační práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady (literaturu, projekty, software, atd.) uvedené v příloženém seznamu.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne 31. března 2014

.....

Ondřej Fanta

Disertační práce
březen 2014
Ondřej Fanta

ABSTRAKT

- Název:** Detekce biomechanické odezvy hlavy na extrémní zátěž
- Cíle:** Cílem práce bylo zmonitorovat současný stav poznání v problematice closed head injuries, resp. v oblasti kontaktních a bezkontaktních nárazů, stanovit vhodné biomechanické ukazatele pro detekci a analýzu vnitřní mechanické odezvy na základě vnější mechanické zátěže a zhodnotit specifické okolnosti, které mohou výsledná kritéria poranění ovlivnit zejména pak s přihlédnutím na vlastní reakci organismu před nárazem.
- Metody:** Do zpracované critical review byly zahrnuty a citovány zejména impaktované publikace a bibliografie světového charakteru v počtu více než 80 zdrojů. Na zkonstruovaném impaktoru byla provedena měření a analýza kontaktních nárazů. Na simulátoru nárazů analýza bezkontaktních nárazů. Mezi sledované biomechanické hodnoty patřily zejména kinematické údaje popisující pohyb hlavy vůči krku, resp. trupu, hodnoty zrychlení hlavy, kritéria poranění hlavy a aktivita vybraných svalů krku.
- Výsledky:** Bylo sestaveno schéma procesu poranění hlavy a analýza dvou hlavních větví – kontaktních a bezkontaktních nárazů. Ukázalo se, že pro stanovení vnější mechanické odezvy hlavy je důležitým parametrem aktivita svalů krků, resp. očekávání či neočekávání nárazu. Při zrakovém vjemu a výraznější preaktivaci m. sternocleidomastoideus a m. trapezius se snížily veličiny ovlivňující poranění krku i kritéria poranění hlavy.
- Klíčová slova:** EMG, frontální náraz, Qualisys, simulátor nárazu, Whiplash.

Dissertation thesis
March 2014
Ondřej Fanta

ABSTRACT

- Title:** Detection of head biomechanical response during extreme loading
- Objectives:** The aim of the work was to monitor the current state of knowledge on the issue of closed head injuries, in contact and contactless respectively impacts, to establish appropriate biomechanical indicators for the detection and analysis of internal mechanical response under external mechanical load and to assess the specific circumstances that may affect the resulting injury criteria especially with regard to the actual reaction of the organism before impact.
- Methods:** To the processing research were included and cited in particular impacted world-class publications and bibliography in the number of more than 80sources. The measurements and analysis of contact impacts were taken on the constructed impactor and the analysis of the contactless collisions were taken on the impacts simulator. The monitored biomechanical values were in particularly kinematic data describing the movement of the head towards the neck, values of acceleration of the head, head injury criteria and activity of selected muscles of the neck.
- Results:** It consists diagram of the process of head injury and analysis of two main branches - contact and contactless impacts. It turned out that for the determination of external mechanical response of the head is an important parameter of activity neck muscles, respectively expectation or non-expectation of the impact. The quantities affecting neck injury and head injury criteria were decreased related the visual perception and stronger pre-activation of muscles sternocleidomastoid and trapezius.
- Key words:** EMG, frontal impact, Qualisys, simulator of impacts, Whiplash.

OBSAH:

0 ÚVOD	7
1 TEORETICKÁ ČÁST	8
1.1 Kraniocetrální poranění	8
1.2 Biomechanika poranění hlavy.....	13
1.2.1 Mechanismus poranění hlavy.....	15
1.2.1 Parametry mechanismu poranění hlavy.....	18
1.3 Kriteria poranění hlavy.....	22
1.3.1 Wayne State Tolerance Curve.....	22
1.3.2 Head Injury Criterion.....	23
1.3.3 3-ms kriterium.....	25
1.3.4 Acceleration Severity Index.....	25
1.3.5 GAMBIT.....	26
1.3.6 Závažnost poranění.....	27
1.6 Kontaktní nárazy	29
1.7 Bezkontaktní nárazy	32
1.7.1 Whiplash poranění.....	36
2 CÍLE PRÁCE	41
3 METODIKA.....	42
3.1 Kontaktní nárazy	42
3.1.1 Preexperiment.....	42
3.1.2 Konstrukce impaktoru	44
3.1.3 Experiment	47
3.2 Bezkontaktní nárazy	48
4 VÝSLEDKY	51
4.1 Kontaktní nárazy	51

4.1.1 Kinematika	51
4.1.2 Akcelerometrie a dynamika	54
4.1.3 Elektromyografie	57
4.2 Bezkontaktní nárazy	65
4.2.1 Kinematika	65
4.2.2 Akcelerometrie	68
4.2.3 Elektromyografie	70
5 DISKUZE	78
5.1 Kontaktní nárazy	78
5.2 Bezkontaktní nárazy	79
6 ZÁVĚR	82
Použité zdroje	84
Přílohy	89

Seznam zkratek

%	- procenta
AIS	- škálovací tabulka poranění
ASI	- Acceleration Severity Index – index závažnosti poranění
BEZ	- biomechanika extrémní zátěže
CNS	- centrální nervová soustava
CT	- počítačová tomografie
DPM	- metoda normalizace přes dynamickou maximální hodnotu
EMG	- elektromyografie
ft	- stopa
g	- gravitační zrychlení
HIC	- Head Injury Criterion - kritérium poranění hlavy
hod	- hodina
kg	- kilogram
m	- metr
m.	- musculus – sval
ml	- mililitr
mm	- milimetr
ms	- milisekunda
MVC	- maximální volní kontrakce
N	- newton
Nm	- newton metr
s	- sekunda
SD	- směrodatná odchylka
st	- stupeň (°)
WSTC	- Wayne State Tolerance Curve – křivka vztahu zrychlení a času vzhledem k poranění hlavy vytvořená na Wayne State University

0 ÚVOD

Problematika poranění hlavy je v současné době celosvětově velmi akcentovaným tématem a je zkoumáno celou řadou světových pracovišť. Poranění hlavy je hlavní příčinou smrti úrazem a je tedy nezbytné se mechanismy jejího vzniku zabývat. Biomechanika poskytuje jedinečný komplexní pohled na toto téma a syntetizuje v sobě poznatky z oborů lékařství, fyziky, mechaniky materiálů a výpočetních metod. Nabízí tak možnost analyzovat dominantní mechanismy poranění hlavy v širokém spektru biomechanických veličin tak, aby poskytla co největší počet informací nutných pro základní i aplikovaný výzkum a následnou prevenci poranění při úrazu. Hlava a krční páteř tvoří z hlediska biomechaniky problematický celek a při popisu jeho chování při extrémním zatížení (během úrazového děje) nelze vycházet z elementárních jevů. Pro zkoumání tohoto chování je nutné stanovit vhodné veličiny charakterizující podstaty a zákonitosti zkoumaného děje a rovněž vybrat vhodné diagnostické nástroje a metody pro jejich snímání. Na základě těchto dat je pak možné charakterizovat vlastní biomechanickou odezvu hlavy na extrémní zátěž. Tato práce se zabývá komplexním pohledem na biomechaniku poranění hlavy. Analyzuje dva základní mechanismy poranění – kontaktní a bezkontaktní a s využitím současných moderních technologií specifikuje biomechanická data a možnosti jejich detekce za účelem stanovení biomechanických kritérií a vlivu okrajových podmínek na chování systému. Vzhledem k tomu, že se jedná o reálná data z lidských probandů, lze získané zákonitosti využít při tvorbě aktivních matematických modelů, tj. takových, které obsahují co možná nejreálnější podobu lidské odezvy, vč. zapojení svalstva, na zatížení.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Kraniocerebrální poranění

Z pohledu traumatologie hlavy níže uvádím základní přehled kraniocerebrálních poranění, jejichž znalost je nezbytná pro další pochopení řešení zákonitostí mechanismu poranění hlavy. Uvedené poznatky vychází ze zobecněných znalostí a zákonitostí a byly zpracovány z následujících zdrojů (Trojan 1976, Dylevský *et al.* 2000, Juráň *et al.* 2001, Zeman 2001, Pokorný 2002, Elišková and Naňka 2006).

Lebeční kosti jsou uspořádány mozaikovitě a navzájem jsou spojeny švy. Jejich hlavní funkcí je ochrana mozku. Lebka má kulovitý tvar a ten zajišťuje pevnost i určitou elasticitu. Lebeční kosti se při lokálním násilí lámou buď přímo v místě působení, nebo díky elastickému spojení jednotlivých kostí i přeneseně. Toto platí zejména pro zlomeniny báze lebny.

Mozkové obaly se dělí na:

- Dura mater
- Arachnoidea
- Pia mater

Mozkomíšni mok, který se tvoří v plexus choriodei se dostává do subarachnoidního prostoru, který je propojen se IV. komorou mozkovou a proniká distálně do obalů míchy. Mozek je tedy uložen v tekutém prostředí.

Spodina lebeční je tvořena přední, střední a zadní jámou. Mozkové hemisféry odděluje falx cerebri a od mozečku tentorium cerebelli. Rezervní prostor pro kolekci krve, likvoru nebo pro mozkovou expanzi je v lebeční dutině malý, a proto dochází snadno ke zvýšení nitrolebního tlaku a ke kompresi mozkové tkáně.

Poranění hlavy může být buď izolované, ale častěji je dnes součástí polytraumatu. U polytraumatizovaných poranění zhoršuje závažné kraniocerebrální poranění výrazně prognózu a komplikuje léčbu.

Následuje sekundární úrazové poškození mozku, které je důsledkem hypoxie, ischemie, mozkového edému a zvýšeného nitrolebního tlaku. Tyto změny se mohou projevit i opožděně po volném intervalu.

Zlomeniny calvy – neurocrania

Dělíme podle typu na:

- Lineární – fissury
- Tříštivé – hvězdčovitě
- Impresivní

Poranění mozku

Rozlišujeme postižení:

- Difúzní – mozková komoče, difúzní axonové poranění, swelling – léčení je konzervativní
- Ložiskové – mozkové kontuze – dle stavu je léčení konzervativní nebo operační
- Kompresní – nitrolební krvácení, hematomy epidurální, subdurální (akutní – subakutní), intracerebrální, subdurální hydrom – léčení je chirurgické

A) Difúzní postižení

Mozková komoče

Jedná se o funkční poruchu CNS bez anatomického postižení. Je dočasně poškozena funkce buněčných membrán neuronů při předpokládaném natažení axonů bez jejich strukturální léze.

Komoče se projevuje poruchou vědomí, amnézií (retrográdní, anterográdní) a případně příznaky vegetativními (nauzea, zvracení, závratě). Bezvědomí může být prchavé anebo prolongované. Za hranici se obvykle pokládá 60 minut. Delší bezvědomí již signalizuje závažnější lézi.

Difúzní axonové poranění

Je to mnohočetné mikroskopické přerušení axonů nervových buněk v bílé hmotě hemisfér, které je způsobené působením střížných sil. Myelinové pochvy zůstávají neporušené. Dráhy v bílé hmotě probíhají v různých směrech, a tak se výsledný klinický obraz liší podle toho, které a jak významné dráhy byly poškozeny. Pokud jsou zaniklé

dráhy funkčně kompenzovány, může dojít i k úplnému vyhojení. Jindy však může nastat poškození až neslučitelné se životem (tzv. „shearing injury“).

Objektivní průkaz vlastního difúzního axonového postižení intravitálně není možný, protože CT je negativní a je tedy v rozporu s těžkým klinickým nálezem. Přímý průkaz je možný pouze post mortem, a to jednak makroskopicky nálezem drobných difúzních petechií, a zejména pak histologicky.

Swelling – hemodynamické zduření – kongesce mozku

Jedná se o stav, kdy na základě mechanického inzultu dochází k náhle vzniklé vazoparalýze, a tím k přeplnění mozkových cév. Na rozdíl od klasického edému nedochází ke zvýšení obsahu vody ve tkáni. Swelling může být difúzní nebo ohraničený, např. zasáhne-li jen jednu hemisféru. Zvyšuje nitrolební tlak, a tím ztěžuje mozkovou perfúzi. Takto dochází i k úniku vody do tkáni a swelling pak může přejít do skutečného edému mozku.

B) Ložiskové postižení

Mozková kontuze

Jde o ohraničené makroskopické poranění mozkové tkáně. Klinický obraz je závislý na lokalizaci a rozsahu kontuze. Kontuzní ložisko může být izolované nebo vícečetné.

- Forma edematózní – bez krvácení, někdy se projevuje expanzivně
- Forma hemoragická – bývá různého rozsahu, od drobných krvácení až po úrazový intracerebrální hematom
- Forma dilacerace – je nejtěžším stupněm kontuze

C) Kompresie mozku

Příčinou komprese mozku je útlak mozku, který je způsobený intrakraniálními krevními výrony. Tento stav již vyžaduje operační léčení a musí být včas a správně rozpoznán. Léčebná indikace se opírá o neurologický nález a o CT vyšetření: sleduje se

objem hematomu, jeho lokalizace a posun středových struktur. Za hraniční se pokládá objem 100-150 ml a středový posun o více jak 5 mm.

Epidurální krvácení

Nejčastějším zdrojem krvácení bývá roztržená arterie meningica media. Má klasický třífázový průběh: nejdříve kratší bezvědomí, následuje lucidní interval a nová progredující porucha vědomí v následujících hodinách. Lucidní interval může chybět, protože epidurální krvácení bývá někdy kombinováno s některou formou difúzního nebo ložiskového postižení mozku.

Klinický nález se u epidurálního krvácení postupně zhoršuje: počáteční jednostranná mydriáza ukazuje na stranu krvácení a paréza končetin je kontralaterální. S narůstajícím nitrolebním tlakem však lateralizace příznaků přestává být patrná.

Subdurální hematom

Můžeme hematomy rozlišit podle toho, za jak dlouho po úrazu krvácení vzniká:

- Subdurální hematom akutní – v prvních hodinách až několika dnech
- Subdurální hematom subakutní – do 3 týdnů od úrazu
- Subdurální hematom chronický – průběh plíživý s manifestací po 3 týdnech až měsících

Subdurální hygrom

Jedná se o neopouzdřené nahromadění likvoru v subdurálním prostoru. Je to důsledek ventilově působící trhliny arachnoidei. Hygrom může vznikat ihned po traumatu nebo po delším časovém odstupu. Symptomatologie bývá nevýrazná, vedoucí příznak je bolest hlavy a porucha vědomí.

Poúrazový hydrocefalus externus

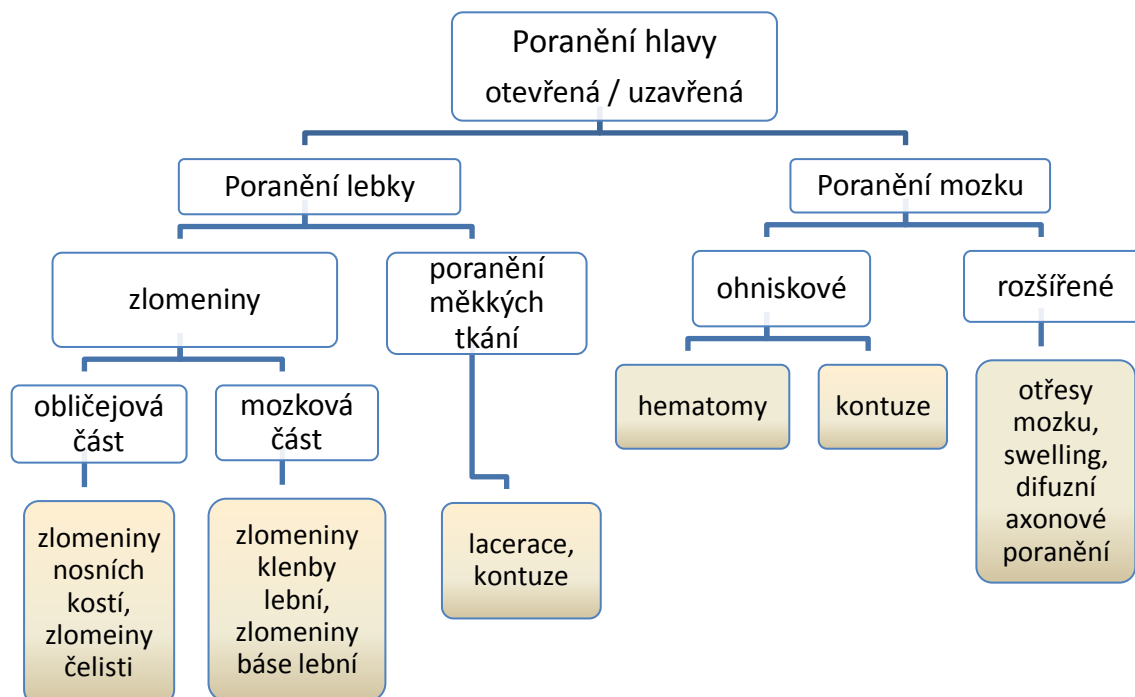
Bývá následkem těžkých kranio-cerebrálních poranění. Jde o rozšíření zevního likvorového prostoru z důvodu rezorbce nekrotických kontuzních ložisek. Lze hovořit o lokální mozkové atrofii.

Otevřená poranění mozku

Rány, které neproniknou durou a jsou směřovány spíše tangenciálně, nepokládáme za otevřené poranění mozku v užším slova smyslu.

Rány, které pronikají tvrdou plenou, označujeme jako otevřená poranění mozku a jedná se převážně o rány střelné nebo střepinové. Jde o život ohrožující poranění, která vyžadují akutní ošetření.

Schematicky můžeme rozdělit poranění hlavy dle Schmitt (2010) do následujícího diagramu (Obrázek 1):

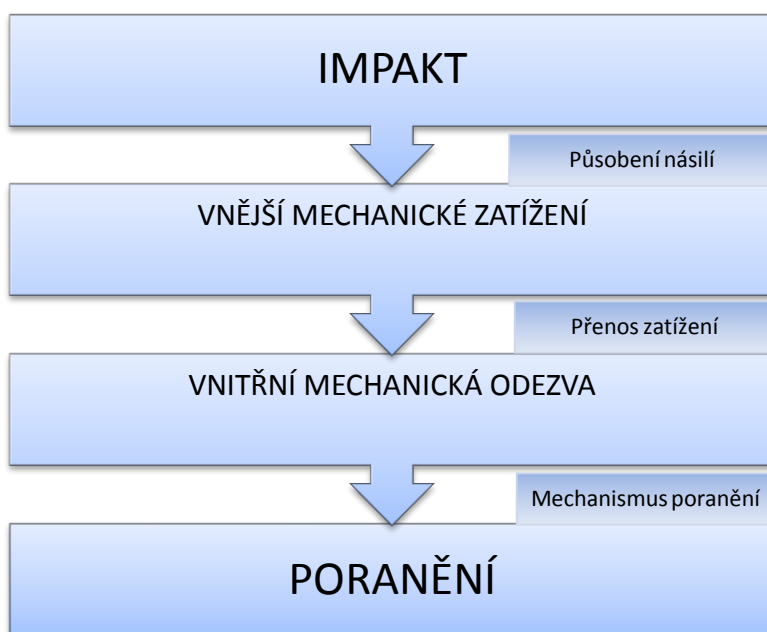


Obrázek 1 – Schéma poranění hlavy (Schmitt 2010)

1.2 Biomechanika poranění hlavy

Biomechaniku můžeme obecně definovat jako aplikaci mechaniky na biologické systémy. Biomechanika poranění pak popisuje efekt mechanického zatížení ve smyslu poranění lidského těla nebo odezvy lidského těla na náraz a dále se zabývá i mechanismy, kterými tato poranění vznikají. Úzce spolupracuje a čerpá poznatky z biomechaniky sportu, pohybového systému a extrémní zátěže.

Nejčastěji prezentované schéma průběhu poranění hlavy je na Obrázku 2. Reflektuje čistě mechanické zákonitosti a předpokládá se jednoznačná a předvídatelná odezva systému a subsystémů lidského těla. Při fyziologickém či extrémním zatížení dochází v závislosti na charakteru působení násilí k určitému sledu dějů, ze kterých vyplývá konečná biomechanická odezva organismu. Velká různorodost typů vnějších mechanických zatížení nedovoluje jednoduše popsat a nasimulovat na fyzikálním modelu biomechanickou odpověď a vnitřní mechanickou odezvu, která má stěžejní vliv na mechanismus poranění. Vliv různorodosti mechanických vlastností měkkých tkání, stejně jako vliv frekvenčních a impulzních zatížení jednotlivých struktur, hrají velkou roli pro stanovení adekvátní biomechanické odezvy.



Obrázek 2 – Proces vedoucí ke zranění hlavy

V tomto ohledu je nezbytné testováním fyzikálních modelů specifikovat jednotlivé vnitřní mechanické odezvy na základě vnějších mechanických zatížení a implementovat specifické chování do simulačního softwaru využívající např. metodu konečných prvků tak, aby bylo možné reagovat na změnu charakteru vnějšího mechanického zatížení a stanovit tak odpovídající vnitřní mechanickou odezvu.

Biomechanickou odezvu v tomto případě reprezentuje zejména rychlost a akcelerace jednotlivých segmentů hlavy a tkáňových struktur, ze kterých vychází většina biomechanických kritérií poranění, dále rozložení tlaku a rychlost šíření specifického vlnění a jeho vlastnosti (frekvence, vlnová délka).

Testováním a zvolením vhodného procesu rozpoznávání biomechanické odezvy jsou na základě měření při běžném fyziologickém zatížení stanoveny výchozí referenční hodnoty biomechanických ukazatelů a tato data jsou korelována s hodnotami při extrémní zátěži. V současné době není přesně určena metodika snímání biomechanických ukazatelů a zároveň hranice tolerance organismu na impaktní zátěž nebo vibrace hlavy se velmi liší dle autorů.

V případě působení násilí krátkého trvání hovoříme o impaktu. Působí na jednotlivé subsystemy vnější mechanické zatížení, to po přenosu zatížení způsobuje vnitřní mechanickou odezvu různých systému a podsystémů. Pokud vnější mechanické zatížení překročí tzv. injury tolerance level, který je definovaný jako hranice zatížení těla nebo jeho částí, při které dochází k specifickému poranění (Ommaya *et al.* 1994), dochází k vnitřní mechanické odezvě. Různé části lidského těla tak mohou být poraněny škálou různých mechanismů poranění.

V případě působení impaktu na oblast hlavy dochází často k traumatickému poranění mozku. Vnitřní mechanická odezva mozku je klíčovou veličinou pro pochopení vnějšího mechanického zatížení, které způsobí poranění. Pochází z vnějšího mechanického nárazu, který je přenesen z pokožky hlavy do mozkových vláken skrze lebku. Vnitřní mechanická odezva je ovlivněna velikostí a časem trvání vnějšího mechanického rázu. Velikost vnějšího mechanického nárazu musí být taková, že napětí spojené s poraněním působí uvnitř na mozková vlákna. To znamená, že musí být překročen jistý stupeň tolerance. Trvání úderu určuje povahu a rozsah napětí v mozku.

O typu vnějšího mechanického zatížení rozhoduje jak velikost kontaktní plochy předmětu, tak rychlost nárazu.

1.2.1 Mechanismus poranění hlavy

Přehled mechanismů poranění hlavy prezentuje Kovanda and Šatochin (2000). Rozdělují poranění na:

- 1) Kontaktní (tzn. přímý náraz objektu do hlavy), to může být:
 - Pronikající – dopadající předmět proniká skrz lebku, způsobuje většinou impresivní frakturu lebky, otevřené zlomeniny a další poranění mozku.
 - Nepronikající – nedochází k průniku předmětu či kostí do vnitřního prostoru lebky.
 - Statickou silou – dochází k vysokému napětí, případně k deformaci
 - Dynamickou silou – ve velmi krátkém čase (20-200 ms),
 - Impulzní poranění – vzniká tlaková vlna, která se dále šíří mozkovou tkání
- 2) Bezkontaktní, setrvačné, někdy označované jako inerciální – vzniká na základě akcelerace a decelerace například při prudkém pohybu v krční páteři (vznik tzv. inerciálních poranění) (Juráň *et al.* 2001).

Na základě prostudování literatury a poznatků získaných na mezinárodních konferencích ISB a ESB používáme upravené schéma tak, jak podle našeho názoru nejlépe odpovídá problematice poranění hlavy, zejména pak v ohledu začlenění odezvy organismu do systému biomechaniky poranění hlavy. Uvažujeme-li základní rozdělení na zatížení statické (dochází k deformaci a jsou využívány zákony klasické mechaniky) a zatížení dynamické. To se dále dělí na:

- 1) Poranění pronikající - dochází k poranění přímým kontaktem s objektem
 - zlomeniny lebky (vpáčivé, impresivní fraktury)
 - průniku objektu (hrot, kulka) do struktur mozkové tkáně.

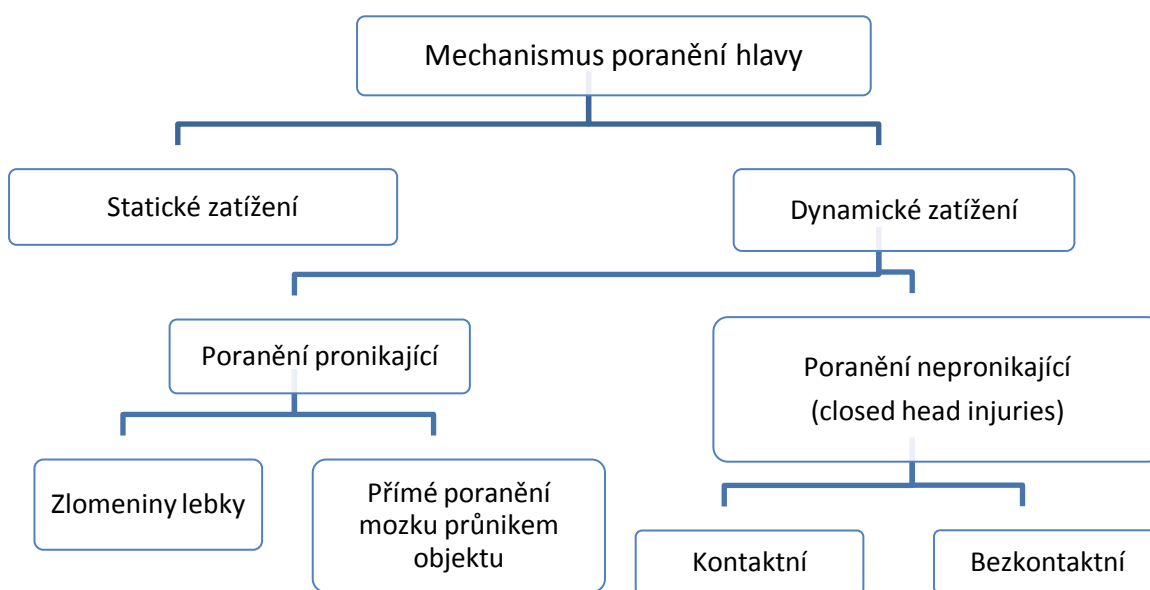
Mechanismus poranění pak respektuje způsob a vlastnosti daného úrazového děje.

2) Poranění nepronikající = closed head injuries (tupé poranění hlavy) – jsou to poranění mozku bez průniku objektu do mozkové tkáně a bez fraktury lebky (Gennarelli 1980).

- Kontaktní – vznikají po nárazu – impaktu do hlavy.
- Bezkontaktní – impulzní, jsou přenášeny na hlavu prostřednictvím krku (McLean and Anderson 2000)

Impaktní i impulzní mechanismy poranění mají za následek akceleraci (deceleraci) mozku. U impaktních mechanismů se musí dále uvažovat s působením sil na jednotlivé tkáně a ovlivnění vlastní mechaniky nárazu zejména deformací lebky.

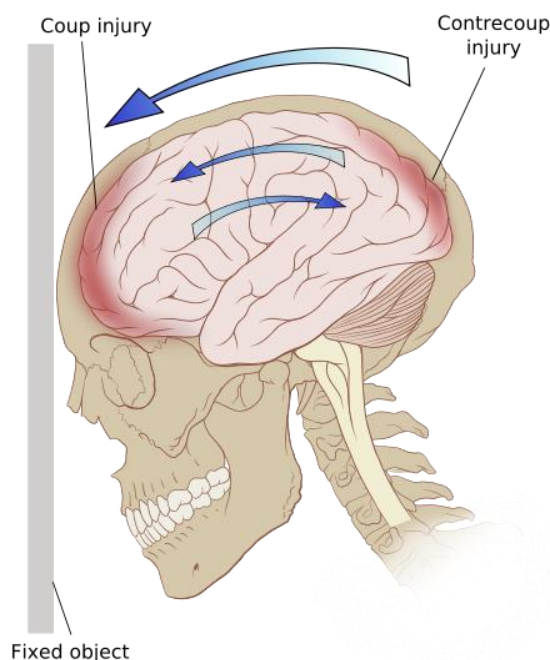
Pro přehlednost jsme vytvořili následující schéma (Obrázku 3).



Obrázek 3 – Upravený mechanismus poranění hlavy

S výše uvedeným rozdělením koresponduje i schéma, které prezentoval např. Schmitt (2010) a Ommaya *et al.* (1994).

Nutno ještě zmínit často používaný termín poranění par contre-coup, což je mechanismus poranění mozku, při kterém nejčastěji vznikají kontuze, a to nejen v místě nárazu, ale i na straně opačné (Obrázek 4). Může k němu docházet jak při kontaktních tak bezkontaktních mechanizmech poranění.



Obrázek 4 - Mechanismus poranění par contre-coup (WordPress.com 2011)

Dále můžeme nárazy rozdělit podle doby působení zatížení na hlavu na nárazy krátkého trvání a nárazy dlouhého trvání. Nárazy krátkého trvání můžeme definovat jako nárazy, při kterých charakteristický čas nárazu je stejný jako charakteristická doba vlastní frekvence hlavového systému. Nastávají například, pokud střela (kulka o malé hmotnosti) zasáhne hlavu při vysoké rychlosti. Toto bývá rovněž nazýváno balistickým nárazem. Vnitřní mechanická odezva mozku je pak určena šířením vzniklých vln. To znamená, že vlnoplocha obsahující velké napětí nebo rostoucí napětí se šíří mozkovou tkání. Toto šíření napěťových vln mozkovou tkání je již dlouho pokládáno za důležité při vnitřní mechanické odezvě a dle Brands (2002) bylo jasně poukázáno, za kterých okolností je dané šíření vlny odpovědné za vnitřní mechanickou odezvu.

Pokud hlavu zasáhne těžký předmět s nižší rychlostí, nastává náraz delšího trvání. Šíření vlnoploch jako takových nemůže být více rozeznáváno. Kromě toho odezva bude

většinou mít nižší gradienty. Při pomalejších podmínkách nárazu nastává quasi-statická odezva, při které mohou být opomenuty setrvačné účinky (Brands 2002).

Na základě analytického užití lineární viskoelastické teorie (Brands 2002) byly stanoveny dva typy vln šířící se v mozku.

- 1) S-vlny (shear waves), které vznikají při nárazech delšího trvání (např. při nárazech, které souvisejí s dopravními nehodami), jejich frekvence je v rozmezí 25 až 300 Hz.
- 2) P-vlny (compression waves), vznikají při nárazech krátkého trvání, jako je například balistický náraz. V tomto případě se mozkiem šíří vlny v rozmezí frekvencí 10 kHz až 3 MHz.

1.2.1 Parametry mechanismu poranění hlavy

Impakt je charakterizován rychlostí nárazu, velikostí a tvarem kontaktní plochy, místem nárazu a mechanickými vlastnostmi impaktoru i objektu dopadu (tuhost, mez pevnosti, a další).

Rychlost nárazu

Rychlost nárazu je základní kinematická veličina charakterizující náraz. Někteří autoři (Yanagida *et al.* 1989) rozlišují, zda je hlava v klidu a objekt který naráží je v pohybu nebo zda je hlava v pohybu a naráží do nehybného předmětu. Z hlediska fyzikální podstaty věci a zákona akce a reakce není toto rozdělování podstatné (McLean and Anderson 2000).

Velikost a tvar kontaktní plochy

Velikost a tvar kontaktní plochy velmi úzce souvisí s typem mechanismu poranění. Velikost kontaktní plochy lze definovat jako plochu, která je ve styku hlavy a dopadajícího předmětu. Je-li plocha malá, a působící síla velká a celkový tlak přesáhne únosnost místa dopadu, dochází k průniku předmětu a k pronikajícímu typu poranění. Pokud nedojde k průniku, jedná se o mechanismus poranění, který může způsobit tupé poranění.

Místo nárazu

Místo nárazu určuje jednak směr působení sil a dále pak ovlivňuje charakteristické chování hlavy po nárazu. Z hlediska poranění je tedy spojováno jednak s deformací lebky a dále pak určuje, zda se jedná o lineární nebo úhlové zrychlení (McLean and Anderson 2000).

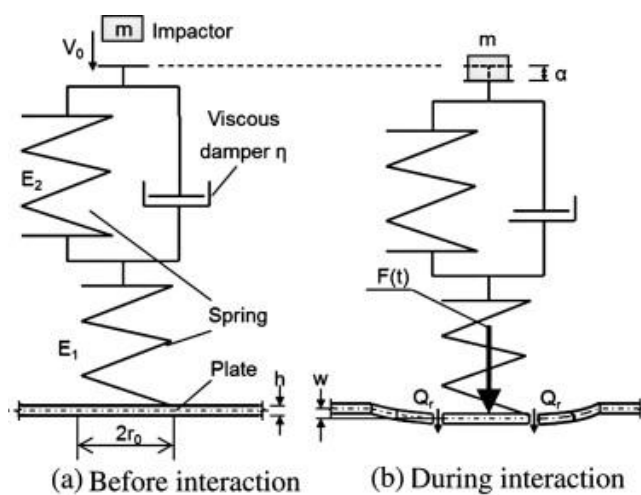
Poranění přímo související s místem dopadu

V případě přímého kontaktu lze očekávat deformaci lebky v místě nárazu. V případě zlomeniny dochází téměř vždy k poranění mozkové tkáně. Může nastat situace, že nedojde ke zlomenině a lebka přenese náraz a dojde pouze k deformaci. Zde je rozhodující místo dopadu. Shatsky *et al.* (1974) prováděl na opicích testy a prokázal, že při nárazech do okcipitální oblasti dojde k deformaci lebky a nedojde k poranění mozku, naopak, při nárazech do temporoparietální oblasti docházelo v případě deformací k mozkovým poraněním. Nahum *et al.* (1968) prezentoval, že pro styčné plochy $6,5 \text{ cm}^2$ je síla potřebná k zlomenině lebky ve frontální oblasti dvakrát větší, než temporoparietální oblasti.

Poranění mimo místo nárazu

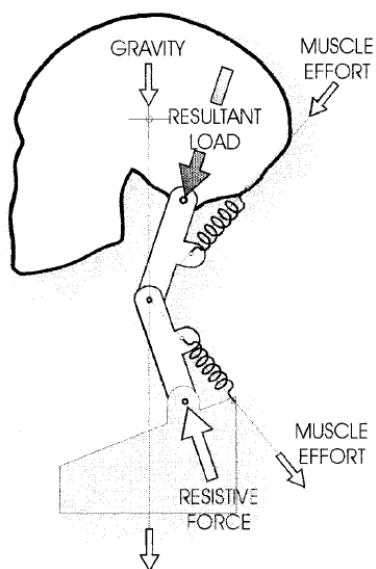
Poranění mimo místo nárazu vznikají velmi často. Jsou označovány par countre-coup a vznikají setrvačností a pohybem mozku v lebeční dutině a nárazem do protější strany než je místo nárazu. Par countre-coup bylo popsáno již v roce 1942 (Courville 1942) jako poranění vzniklé rychlou změnou tlaku na okraji mozkové tkáně v reakci na náraz. A dále Nusholtz *et al.* (1984) prezentoval, že při okcipitálních nárazech do hlav opic a sledování par countre-coup nedocházelo k poranění v místech podtlaku.

Z hlediska matematického popisu chování hlavy vzniklo několik modelů reprezentujících jak kontaktní, tak bezkontaktní nárazy. Pro kontaktní nárazy je mechanický model reprezentován následujícím schématem (Obrázek 5 (Chang *et al.* 2011)).



Obrázek 5 – Mechanický koncept modelu kontaktního zatížení hlavy (a) před zatížením, (b) po zatížení (Chang *et al.* 2011)

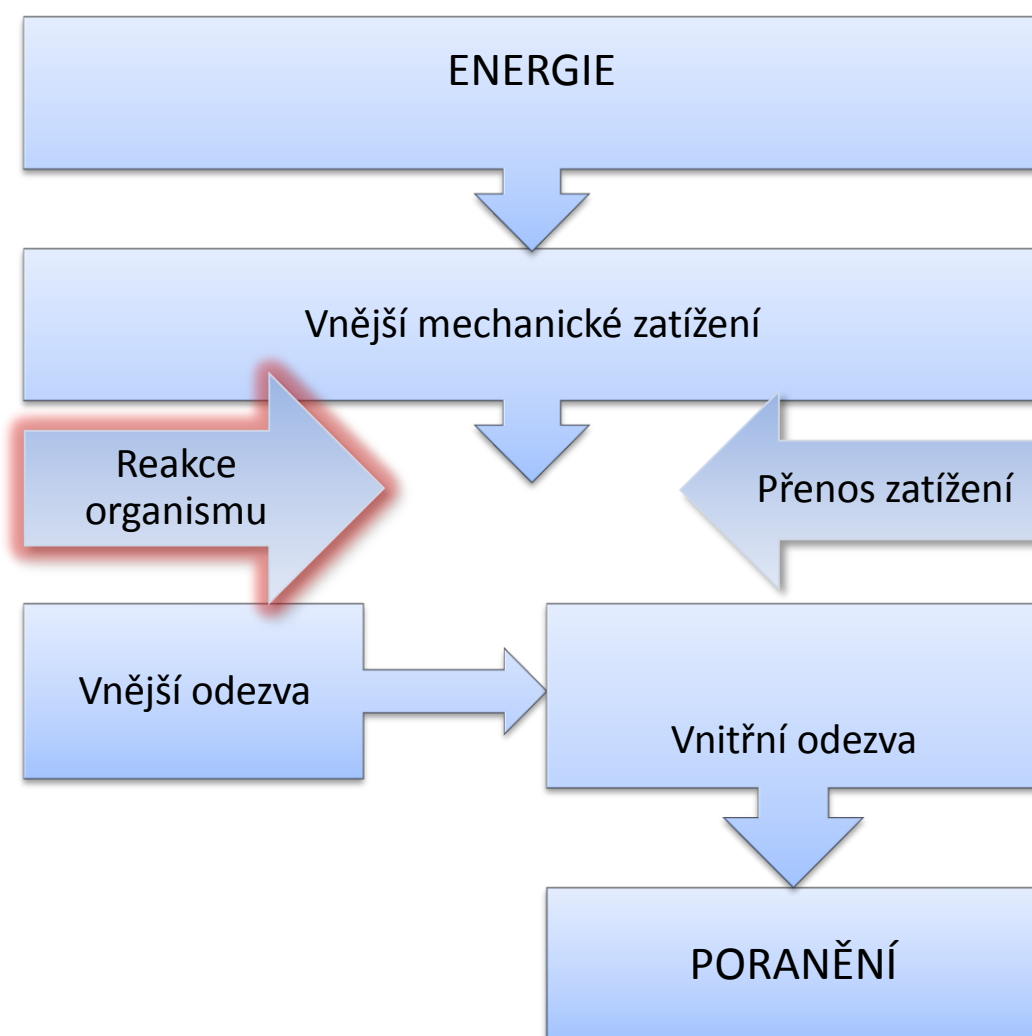
Model pro statickou rovnováhu pro využití bezkontaktních nárazů prezentoval Dulhunty (2002) (Obrázek 6).



Obrázek 6 – Mechanický koncept modelu hlavy a krku pro bezkontaktní nárazy (Dulhunty 2002)

V této práci jsme se však dále zaměřili na další důležitý parametr, který do této problematiky vstupuje, a tím je chování daného systému – člověka. Na celý mechanismus tedy nelze pohlížet pouze jako na mechanické části, které se chovají zcela dle zákonitostí mechaniky, ale jako na podstatně složitější biologický systém, který lze např. i ovlivnit v průběhu již probíhajícího děje a změnit tím jeho očekávatelné (mechanické) resp. biomechanické chování.

Námi prezentované schéma zahrnující výše zmínění chování – reakci organismu je znázorněné na Obrázku 7 a vyjadřuje výstup z provedeného critical review.



Obrázek 7 – Schéma upraveného procesu poranění hlavy s reakcí organismu

Odezva hlavy na náraz (impakt) je pak popisována následujícími charakteristikami:

Pohyb hlavy

Mechanismus poranění záleží, zda je hlava ve volném prostoru a může měnit svoji rychlost nebo zda nikoliv. Pokud nikoliv, dochází ke stlačování lebky, její deformaci a poranění vznikají přímo v souvislosti a v lokaci místa působení síly. Příkladem může být např. náraz cihly na hlavu osoby, která leží na tvrdé podložce (McLean and Anderson 2000).

Pokud má prostor k tomu, aby se pohybovala, nedochází ke stlačování v takové míře (v literatuře se používá slovo „crushing“ které to vystihuje i v českém pojetí). Nejedná se pak o mechanismus statický („crushing“), ale dynamický. Dojde k urychlení, resp. zpomalení hlavy.

Translační a rotační zrychlení hlavy

Pokud jde vektor síly při nárazu v přímce, která prochází těžištěm hlavy, lze v jednodušší podobě předpokládat translační zrychlení. Toto obecné pravidlo neuvažuje vliv krční páteře, nicméně dle McLean and Anderson (2000) je tento účinek tak malý na poranění mozku nemá vliv. Pokud tedy vektor síly směřuje mimo těžiště hlavy, dochází k rotačnímu zrychlení.

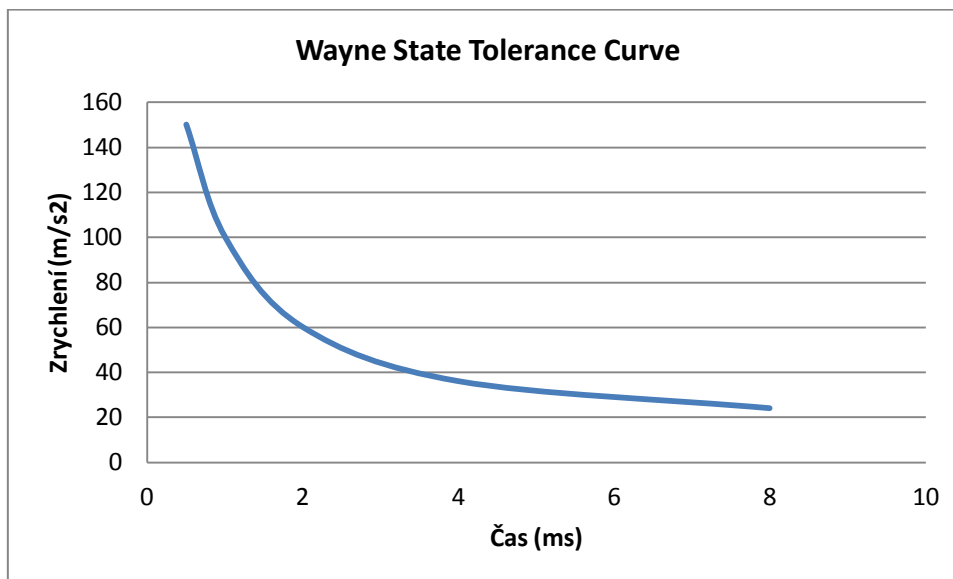
1.3 Kriteria poranění hlavy

K posouzení rizika poranění hlavy a k posouzení efektivity případných ochranných opatření je zapotřebí nějaké obecně platné kritérium poranění, nějaký fyzikální parametr, který je v souladu s vážností poranění, které je pro nás důležité a které se zkoumá.

1.3.1 Wayne State Tolerance Curve

Prvním extensivním hodnocením odolnosti hlavy vůči nárazu byla křivka Wayne State Tolerance Curve (WSTC). WSTC ukazuje, že při působení lineárně zrychleného násilí při nepronikajícím zatížení má na riziko poranění mozku vliv jak velikost, tak i doba trvání akceleračního impulsu. Křivka je zobrazena na Grafu 1. Křivka vyjadřuje limitní hodnotu pro člověka, kdy prostor nad křivkou reprezentuje velmi vážná poranění a smrt.

WSTC sloužila jako základ pro kritérium poranění použité pro nárazové předpisy automobilů.



Graf 1 – Wayne State Tolerance Curve (McHenry 2004)

1.3.2 Head Injury Criterion

Pro posouzení závažnosti poranění je nejčastěji používáno kritérium Head Injury Criterion (HIC), které je definováno jako:

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2,5} \right\}_{max}$$

kde $a(t)$ je výsledná hodnota zrychlení hlavy a t_1 a t_2 proměnné počáteční a konečné časy intervalu, během kterého HIC dosáhne maximální hodnoty. Pro regulaci je maximum intervalu t_1 a t_2 stanoveno na 15, respektive 36 ms. Použitý časový interval se pak uvádí jako dolní index u zkratky, např. HIC₃₆. Kritérium poranění hlavy HIC se používá na základě návrhu National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) z roku 1972 (Marjoux *et al.* 2008).

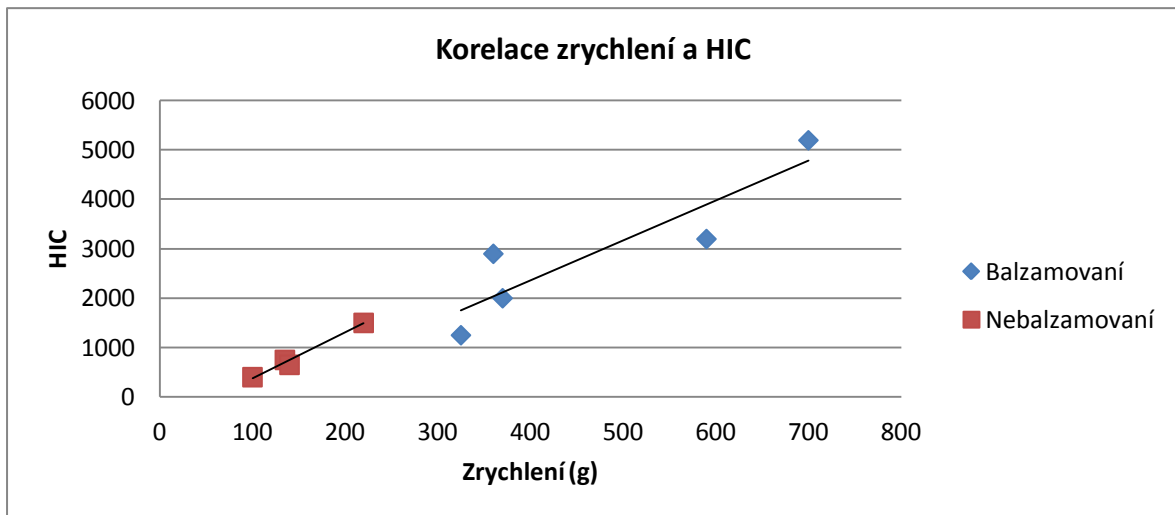
Pro následky přímého nárazu bylo dokázáno, že HIC je akceptovatelný diskriminátor mezi vážným a méně vážným poraněním (Tarriere 1981). Rovněž koreluje s rizikem zlomeniny lebky (Ran *et al.* 1984). Pro nárazy z různých směrů byla však zjištěna špatná korelace mezi HIC a vážností poranění, neboť není brána v potaz rotace

hlavy, často primární příčina nejrůznějších typů traumatických poranění mozku (Marjoux *et al.* 2008). Kritérium poranění hlavy zahrnující rotaci hlavy bylo rovněž navrženo, ale nikdy nebylo důkladně zhodnoceno (Brands 2002). HIC předpovídá riziko poranění z vnějšího mechanického nárazu do hlavy, který může být měřen přímo z figuríny pro crash test, ale nebere v potaz vnitřní mechanickou odezvu. Krom toho není rozlišováno mezi jednotlivými typy traumatického poranění mozku. Pro výzkum zaměřený na takzvaná „zranění příští generace“ byla použita výpočtová hlava modelu. Detailnějšího popisu poranění bylo dosaženo použitím vypočítané vnitřní mechanické odezvy, která vzejde z vnějšího mechanického nárazu do figuríny (Brands 2002). Příkladem stanovení takového poranění je SIMon, simulovaný monitor poranění (Bandak *et al.* 2001), GAMBIT nebo Head Impact Power (HIP) (Newman *et al.* 2000).

Důležitým parametrem pro výpočet hodnoty HIC se ukazuje stanovení časového intervalu. Délka časového intervalu se bere $t=36$ ms a pro analýzu tvrdého nárazu hlavy $t=15$ ms. Dle předpisu EHK 94 (First 2008) je pak stanovena jako hraniční hodnota $HIC_{36}=1000$ a zrychlení, které je větší než 80g nepůsobící déle než 3 ms. Tyto hodnoty vznikly historicky a odpovídají závažnosti zranění AIS=3 a více. National Transportation Biomechanics Research Center (NTBRC) však doporučuje upravit interval pro výpočet na $t=15$ ms a upravit stávající hraniční hodnotu HIC na 700.

HIC_{36} bylo navrženo na ochranu proti zranění hlavy, jako jsou zlomeniny lebky při delším časovém působení, když nedochází ke kontaktu hlavy s tvrdými částmi prvku interiéru. HIC_{15} byl vypočítán z nárazu krátkého trvání na těžký pevný povrch z údajů smrtelného pádu hlavy a byl určen k minimalizování jak zlomenin lebky, tak i poranění mozku způsobené kontaktem hlavy s vybavením vnitřního prostoru. Náraz krátkého trvání tak může zahrnovat i přímý náraz hlavy řidiče s okrajem nebo středem volantů nebo hlavy dítěte čelně se střetávající s tvrdou částí přístrojové desky.

Dle Yoganandan and Pintar (2004) lze korelovat maximální hodnotu zrychlení s kritériem poranění hlavy HIC dle Grafu 3 pro balzamované a nebalzamované kadavery. Na svislé ose je hodnota HIC na vodorovné maximální zrychlení v g.



Graf 2 – Korelace HIC a maximální hodnoty zrychlení (Yoganandan and Pintar 2004)

1.3.3 3-ms kritérium

3-ms kritérium je definováno, jako maximální dosažená hodnota zrychlení, kterému byla hlava vystavena po dobu právě 3 ms. Jako porovnávací hledisko se na základě experimentů a výpočtů zvolí jistá prahová hladina zrychlení (pro hlavu obvykle 80g) a tato hodnota zrychlení pak musí ležet pod prahovou hodnotou, má-li být kritérium splněno.

1.3.4 Acceleration Severity Index

Dalším kritériem posuzujícím vážnost zranění je hodnota Acceleration Severity Index (ASI). Je definován jako

$$ASI(t) = \left[\left(\frac{\widehat{a}_x}{\widehat{a}_x} \right)^2 + \left(\frac{\widehat{a}_y}{\widehat{a}_y} \right)^2 + \left(\frac{\widehat{a}_z}{\widehat{a}_z} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

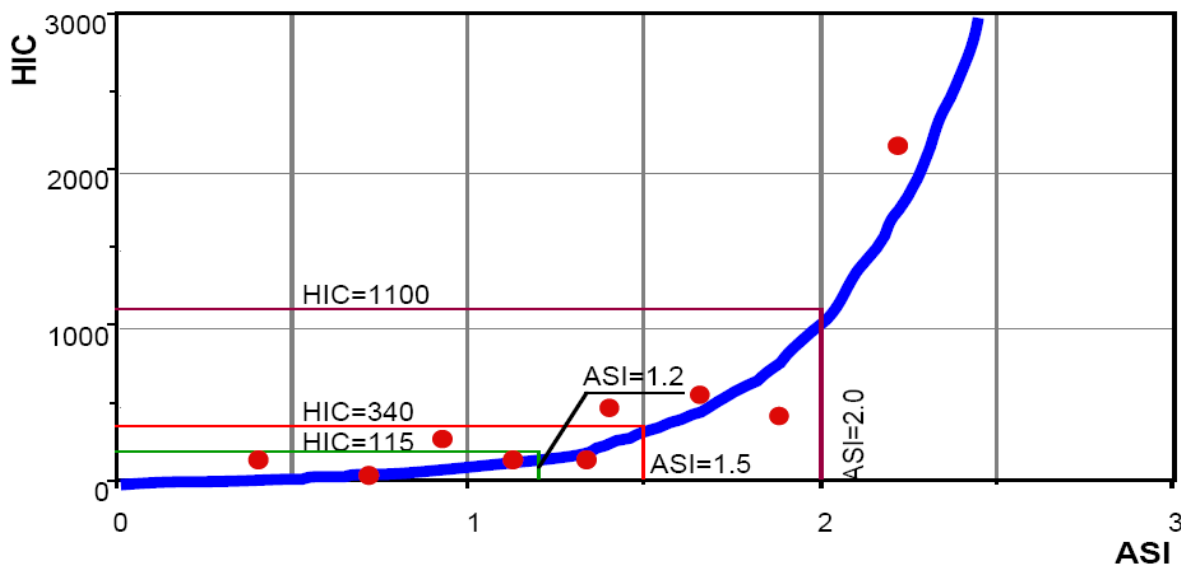
kde \widehat{a}_x , \widehat{a}_y , \widehat{a}_z jsou limitní hodnoty pro akceleraci podél os x, y, z a \overline{a}_x , \overline{a}_y , \overline{a}_z jsou hodnoty zrychlení vybraného bodu ve vozidle. Tento bod se většinou umísťuje do přední sedačky na místo řidiče.

$$\overline{a}_x = \frac{1}{\delta} \int_t^{t+\delta} a_x dt ; \overline{a}_y = \frac{1}{\delta} \int_t^{t+\delta} a_y dt ; \overline{a}_z = \frac{1}{\delta} \int_t^{t+\delta} a_z dt$$

Hodnota δ je průměrný časový interval a byl stanoven $50ms$. Limitní hodnoty akcelerace jsou stanoveny tak, aby pasažérům hrozilo velmi malé nebo žádné riziko zranění: $AIS < 2$. Pro pasažéry připoutané bezpečnostním pásem jsou stanoveny tyto hodnoty:

$$\widehat{a}_x = 12g ; \widehat{a}_y = 9g ; \widehat{a}_z = 10g$$

Shojaati (2003) stanovil korelace mezi HIC a ASI a je vyjádřena Grafem 2.



Graf 3 – Korelace mezi HIC a ASI (Shojaati 2003)

Tato korelace umožňuje odhadnout hodnotu HIC potažmo AIS a vážnost poranění aniž by byly měřeny (velmi nákladně) hodnoty zrychlení na hlavě figuríny.

1.3.5 GAMBIT

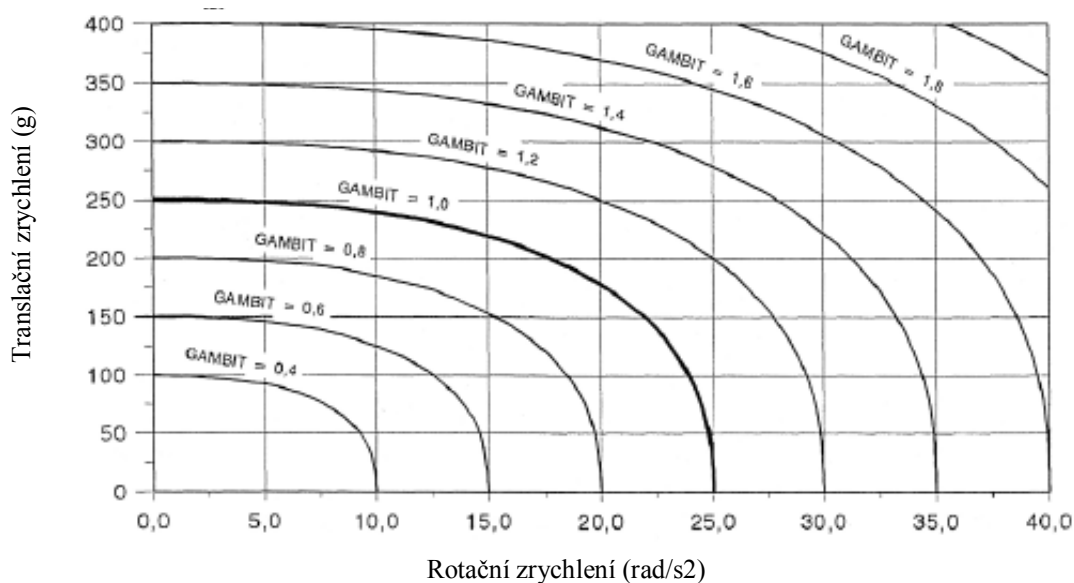
Za předpokladu, že kombinované zatížení translačního a rotačního zrychlení může případně způsobit poranění hlavy, byl navržen následující vztah:

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

kde $a(t)$ a $\ddot{\varphi}(t)$ označuje translační a rotační zrychlení, resp. a_c a $\ddot{\varphi}_c$ představují kritické úrovně tolerance pro tyto zrychlení a n , m a k , jsou konstanty. Po provedené statistické analýzy a počítačové simulace stanovil Kramer (2006) následující vztah:

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

kde $a(t)$ a $\ddot{\varphi}(t)$ jsou uvedeny v (g) resp. (rad/s²). Z předešle rovnice lze zobrazit křivky dle různých konstant (Graf 4). Křivka GAMBIT pro konstantu 1,0 byla stanovena na základě pravděpodobnosti 50% pro nevratné poranění hlavy. Bezkontaktní náraz hlavy tvořily GAMBIT hodnoty pod 0,62. Za předpokladu, že translační a rotační zrychlení přispějí stejnou měrou k poranění hlavy. K dnešnímu dni však GAMBIT stále postrádá ověření, a proto je jen málokdy používán a není zahrnut ani do žádných právních předpisů.



Graf 4 – Křivky GAMBIT pro různé hodnoty konstant (Kramer 2006)

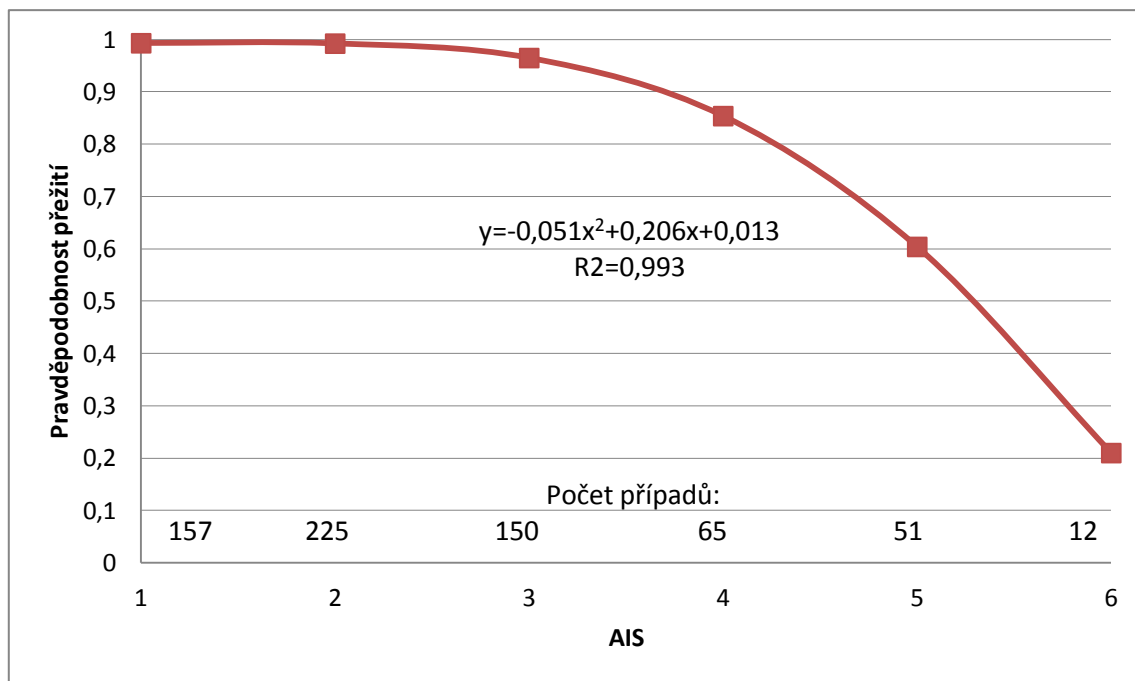
1.3.6 Závažnost poranění

Závažnost poranění třídí tabulka AIS („Abbreviated Injury Scaled“) do šesti hodnot, kde nula vyjadřuje stav bez zranění a hodnota šest maximální možné zranění – smrt. Detaily pro poranění hlavy jsou v Tabulce 1.

Hodnota AIS	Stupeň otřesu mozku	Klinický popis	Patologický popis	Následek (1 měsíc)
1	I	"Ding", "omráčení, bez ztráty vědomí". Minoritní symptomy jak např. bolest hlavy a porucha koordinace	Žádný; CT a magnetická rezonance v normálu;	Většinou bez následků
2	II	Omráčení bez ztráty vědomí (typ A, pomalý náběh; typ B, okamžitý náběh)	zlomeniny lebky a nitrolební krvácení velmi výjimečně	
3	III	Ztráta vědomí <6h (klasický otřes mozku, nízké až střední zranění hlavy)	Zvyšující se intenzita a distribuce pronikajícího poranění a/nebo nitrolební krvácení; CT a magnetická rezonance s nálezem;	
4	IV	Ztráta vědomí 6-24 hod. (vážné zranění hlavy)	zlomenina lebky na 20-50%	Morbidity se zvyšuje na 35% a mortalita na 50%
5	V	Ztráta vědomí <24 hod. (velmi vážné zranění hlavy)		
6	VI	Koma/smrt do 24 hodin (fatální zranění hlavy)		

Tabulka 1 - Závažnost poranění (Ommaya *et al.* 1994)

Vztah AIS tabulky a pravděpodobnosti přežití prezentoval po rozsáhlé rešerši Gennarelli and Wodzin (2006). Na jejich Grafu 5 vidíme tedy na svislé ose pravděpodobnost přežití a na vodorovné ose hodnotu dle AIS tabulky. Je však zřejmé, že nelze zcela přesně korelovat kritérium poranění, např. HIC s konkrétním zraněním. Vždy je nutno pracovat s určitou mírou pravděpodobnosti.



Graf 5 - Vztah AIS tabulky a pravděpodobnosti přežití (Gennarelli and Wodzin 2006)

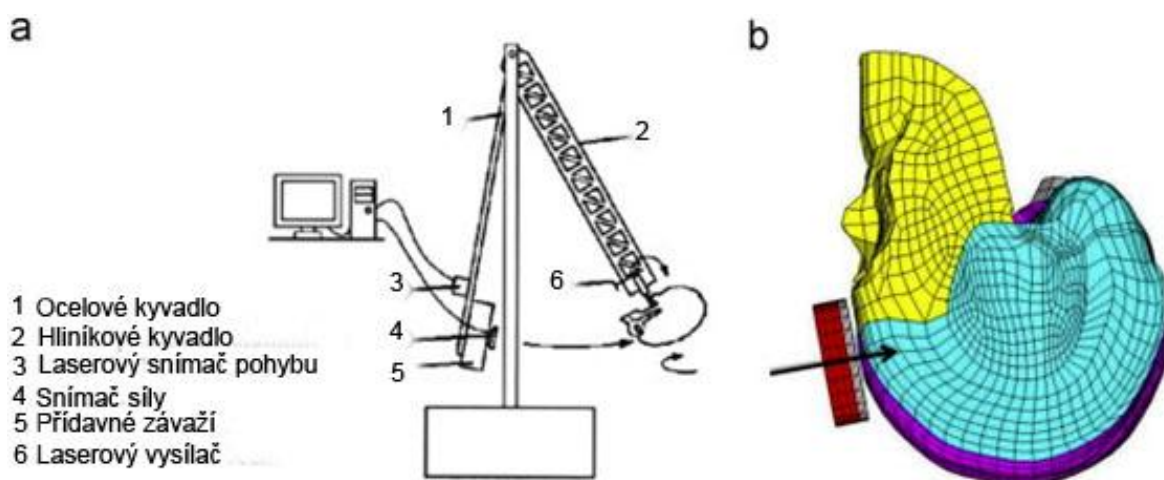
1.6 Kontaktní nárazy

Nejčastějším případem simulace kontaktních nárazů je tzv. pádová zkouška modelu hlavy na zem. Jedná se o pád modelu hlavy z určité výšky na podložku. Během nárazu jsou snímány některé veličiny a je zkoumána zejména mechanická stránka poškození - deformace a zlomeniny. Tyto testy ale nezahrnují jednak vztah mezi krční páteří a hlavou, a pak nelze simulovat různé odezvy vzhledem k tomu, zde člověk očekává a připravuje se na náraz či nikoliv. Zaměřili jsme se na testování nárazů ve vazbě hlavy s krční páteří a zejména pak na možnost ovlivnit kinematiku a dynamiku po nárazu zapojením krčního svalstva.

Kontaktní nárazy detailně analyzoval Verschueren *et al.* (2007), který upevnil na kyvadlo (délka kyvadla 124 cm, hmotnost 9,6 kg) hlavu kadavera a prováděl nárazy do ocelového impaktoru (Obrázek 8a). Impaktor byl rovněž na kyvadle, měl hmotnost 14,3 kg a délku ramena 148 cm. Při testování zlomenin lebky dosahoval hodnoty maximální síly nárazu kolem 15000N. Dle jeho závěrů je použití dvojitého kyvadla vhodné, protože lépe odráží reakci hlavy, resp. její možnost v prostoru odrazit se od impaktoru tak, jak by přibližně odpovídalo hlavě na krční páteři, ale zároveň dodává, že na maximální dosaženou

sílu to nemá vliv, protože maximální dosažená hodnota nastává před pohybem hlavy vzad. Absorpce energie v hlavě při nárazu pak činila přibližně 10% celkové energie.

Na Štrasburské univerzitě byl vyvinut konečně prvkový model hlavy nazývaný SUFEHM (Strasbourg University Finite Element Head Model). Tento model použili Asgharpour *et al.* (2013) pro simulaci kontaktních nárazů. Situace simulace je shodná s experimentem, který prováděl Verschueren *et al.* (2007). Namísto hlavy kadavera však použil SUFEHM, jak je vidět na Obrázku 8b.

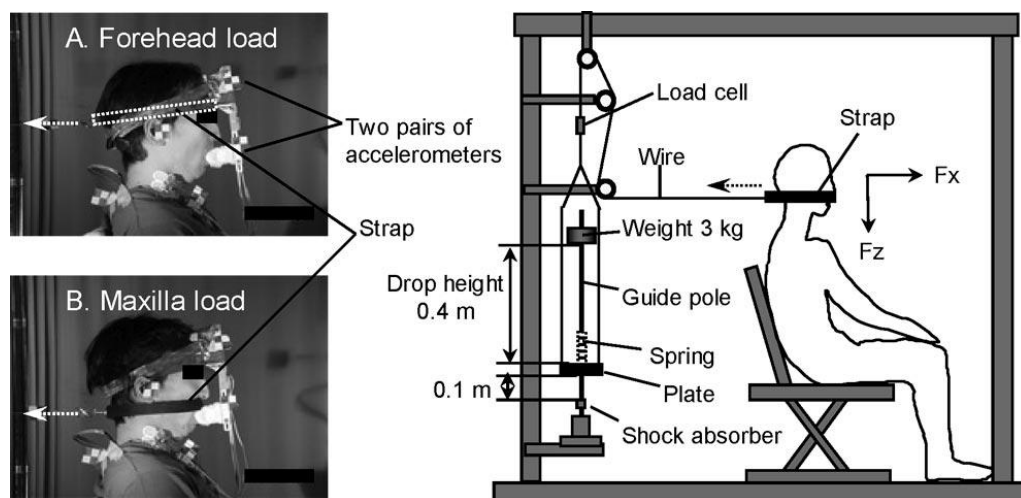


Obrázek 8 – Experiment – dvojitě kyvadlo (8a vlevo) (Verschueren *et al.* 2007) a simulace s FE modelem hlavy (8b vpravo) (Asgharpour *et al.* 2013)

SUFEHM byl vytvořen hlavně pro rekonstrukce a studium zlomenin lebky, pro analýzu kontaktních nárazů ho využil Asgharpour *et al.* (2013). Validace byla provedena prostřednictvím interakčních sil a zlomeninami lebky dle výsledků, které prezentoval Verschueren *et al.* (2007). Pro využití v oblasti forenzní biomechaniky je dle našeho názoru nutné model ještě validovat i pro další typy nárazů. Naše výsledky tak mohou sloužit jako další podklady k validaci modelu.

Nárazy s 10 živými probandy analyzoval Fukushima *et al.* (2006), kdy aplikoval zatížení směrem vzad přes popruh vedený na čele a horní čelisti, jak je vidět na Obrázku 9. Princip zatěžování spočíval v tom, že po uvolnění závaží z výšky 0,4 m došlo přes systém kladek a vedení lana k přenosu síly na oblast čela a čelisti. Snímal pohyb krční páteře a

aktivitu m.sternocleidomastoideus a paravertebrálních svalů. Flexe krční páteře byla prokázána pro obě polohy umístění popruhů a vykazovala tvar S.



Obrázek 9 – Situace nárazů s popruhem a padající zátěží (Fukushima *et al.* 2006)

Stejný přístroj jako Fukushima *et al.* (2006) použil Ivancic (2013), ale místo živých probandů použil hlavu s krční páteří kadavera upevněnou na figuríně. Měření proběhlo na 6 hlavách a mělo za cíl dokumentovat a porovnat poranění krční páteře v reakci na kontaktní náraz s předchozí studií *in vivo*. Výsledky ukázali, že síla směrem vzad způsobuje komplexní zatížení. V případě reálných zranění při nehodách nebo pádech dochází k poraněním v důsledku kombinovaného zatížení přeneseného do krku po kontaktním zatížení hlavy. Maximální síla byla 249 N pro závaží 3,6 kg a 504 N pro 16,7 kg. Délka trvání nárazu byla 62 ms pro nižší zátěž a 96 ms pro vyšší.

Kontaktními nárazy se dále zabýval Wilcox *et al.* (2013), který analyzoval 37411 nárazů u hráčů ledního hokeje. Data byla sbírána na 109 trénincích a 36 zápasech. Speciálně upravené helmy byly osazeny šesti jednoosými akcelerometry. Maximální zrychlení během nárazů se pohybovalo od 20 do 120 g.

Walilko *et al.* (2005) měřil maximální sílu, rychlost ruky, zrychlení hlavy, délku trvání nárazu a HIC na figuríně Hybrid III při frontálním úderu (direktu) sedmi olympijských boxerů. (Hybrid III je standardizovaná testová figurína využívaná na mnoha pracovištích na světě.) Průměrná hodnota síly byla 3427 (SD 811) N, rychlost ruky 9,14 (SD 2,06) m/s, zrychlení hlavy 58 (SD 13) g, délka trvání 11,4 ms a HIC 71.

Monea *et al.* (2013) definoval při kontaktních nárazech poranění na tři oblasti. Zlomeniny lebky, kontuze mozku a akutní subdurální hematomy. Na základě podkladů z literatury, záznamů z vyšetřování a rekonstrukcí nehod stanovil základní vztah mezi mechanickými parametry nárazu a specifickými poraněními hlavy. Popsal typické vzory pro čelní, parietální a okcipitální fraktury lebky. Bylo prokázáno, že pokud má být zabráněno relativnímu pohybu mozku, nesmí být frekvence nárazu vyšší než 150 Hz, tedy např. pokud ochranné helmy filtrují vyšší frekvence, nezabrání relativnímu pohybu mozku.

Reakci těla na náraz zkoumal Muggenthaler *et al.* (2008). Při kyvadlovém testu při úderu z boku měřil vertikální výchylky těla po nárazu při zvyšování zátěže a měřil aktivitu svalstva povrchoým EMG. Při testování byly měněny antropometrické vlastnosti probandů (váha, výška úderu) a dobrovolníci měli zavázané oči, aby nemohli předvídat okamžik úderu. Testoval se tak pohyb těla v aktivovaném a relaxovaném stavu po bočním nárazu kyvadlem. Dle závěrů (Muggenthaler *et al.* 2008) je odchylka hlavy od počáteční polohy menší pro preaktivované svaly a počáteční pohyb hlavy nebyl pozorován při testech s preaktivovanými svaly. Hlavní výchylky hlavy a C₇ byly téměř shodné pro preaktivované svaly, kdežto pro relaxované svaly byly výkyvy 2x větší u hlavy než u obratle. Testy ukázaly větší odlišnosti charakteristické pro kinematiku v závislosti na počátečním stavu svalu. Nejvýznamnější odlišnosti byly mezi testy s relaxovanými a preaktivovanými svaly.

Pro normalizaci signálu EMG pro kontaktní nárazy byla zvolena nejčastěji používaná metoda maximální volní kontrakce (MVC). Tato metoda je v současné době akceptována jako metoda vhodná pro normalizaci EMG signálu (Botelho *et al.* 2011, Zheng *et al.* 2013), i když má svá omezení, která však nejsou objektem zkoumání této práce.

1.7 Bezkontaktní nárazy

Problematikou nárazů v malých rychlostech a zapojením svalstva krku se zabývá celá řada autorů, zejména pak ale ve vztahu k poraněním whiplash, které je blíže popsáno v následující kapitole. Tato kapitola se také zabývá nárazy v nízkých rychlostech, ale je zaměřena více na zmonitorování kinematiky pohybu hlavy ve vztahu k aktivitě nejvýznamnější svalů krku. Vzhledem ke stále sofistikovanějším počítačovým modelům a figurín pro analýzu poranění je znalost odezvy na náraz při současné aktivitě člověka

důležitým aspektem. Prezentované hodnoty mohou být důležitým vstupním parametrem pro vývoj tzv. aktivních modelů, které mají za snahu reagovat stejně jako lidské tělo. Např. v automobilovém průmyslu je vývoj lidských modelů pro aplikaci ve výpočetních crash testech hlavním tématem. Dle Muggenthaler *et al.* (2008) ve srovnání s figurínami nebo s modely figurín vykazují lidské modely mnohem realističtější a detailnější možnosti analýzy zranění.

Hernandez *et al.* (2005) podrobil 30 lidí v náhodném pořadí třem nárazům. Dva byly nečekané a jeden očekávaný. Nečekaný byl jeden v malé rychlosti a jeden ve velké. Snímal se pohyb hlavy vpřed, vzad a do stran. Úhlové vybočení do strany bylo 2x vyšší, když se odehrál náraz neočekávaně rychle. Dopředu a dozadu se hlava zrychlila 2 – 3x při zvýšené síle nárazu. 2 – 3,5x vyšší byl pro rychlý pohyb než pro pomalý. Žádný velký rozdíl nebyl vidět u nárazů, které byly známi dopředu.

Krční páteř je mobilnější než okolní části těla a tudíž je flexibilnější, ale tím pádem více zranitelná. Kromě toho, hmotnost a tuhost hlavy zvyšuje zranitelnost krku. Spojení mezi trupem, krkem a hlavou je zajištěno strukturou páteře a okolní měkkou tkání. Nejen tvar a zarovnání krčních obratlů, ale i vazy a vřlí ovladatelné svaly, např.: zdvihač hlavy (m. sternocleidomastoideus) nebo vrchní vlákna trapézového svalu mají vliv na krční stabilitu.

Pozice hlavy v prostoru je udržována díky souhře opěrného (muskulo-skeletálního) systému a díky vestibulárnímu systému. Informace z vestibulárního systému a ze svalových a šlachových receptorů (svalových tělísek, Golgiho tělísek) jsou zpracovány mozečkem, který řídí svalový tonus a zajišťuje vzpřímenou polohu a rovnováhu těla.

Vzhledem ke vztahu mezi hlavou a krkem, jsou krční zranění většinou způsobeny vlivem setrvačnosti hlavy. Ačkoliv součin rychlosti a hmotnosti (kinetická energie) jsou přímo úměrné hodnoty, které navyšují pravděpodobnost zranění krku nebo hlavy, je překvapivé, že výrazně více zranění se objeví při pomalých rychlostech. I při nízkých rychlostech může vnější náraz v hlavě způsobit zrychlení - zpomalení mechanismů, které zapříčiní přesun energie a náhlou deformaci krku. Vzhledem k již zmíněným tvrzením, poranění krční páteře není spojováno pouze s vyšší rychlostí a čelním nárazem hlavy, ale také s nižšími rychlostmi a nárazy zezadu nebo z boku.

Uvedené skutečnosti naznačují, že aktivita svalstva ovládaného vůlí a vědomí o přicházejícím nárazu, může zabránit poranění krční páteře. Navíc Kumar *et al.* (2004a) stanovil, že syndrom poranění krční páteře není jen otázkou akutních zranění, která jsou zřejmá. Což znamená, že bolesti krční páteře se často mohou vyvinout v chronické bolesti s latentními příznaky, které mohou trvat měsíce, ale i roky. Toto zjištění zdůrazňuje význam aktivity vůlí ovladatelného svalstva, jakožto předchůdce poranění krční páteře. Poruchy spojené s poraněním krční páteře jsou extrémně komplexní a ovlivňují celou řadu tkání, které hrají klíčovou roli v oblasti stability a funkčnosti krční páteře. Naneštěstí významnost každé části a hierarchie aktivity vůlí ovladatelného svalstva není plně objasněna a proto techniky k nalezení řešení nejsou známé (Chen *et al.* 2009). Za účelem lepšího pochopení poruch krční páteře výzkumníci věnují výraznou pozornost vývoji softwarů.

Existuje mnoho softwarových balíčků, které se zabývají složitostmi spojenými s hlavou a krkem. Většinou jsou založené na teoretickém pozadí a výsledcích experimentů, které zahrnují testy na tělech zemřelých a figurínách (modelech). Dva nejvíce používané přístupy, které vznikly jakožto výsledky simulací, jsou: metoda konečných prvků (Pam-Crash, Radioss, etc.) a soustava více těles. V dnešní době jsou tyto přístupy často integrovány za účelem získání výhod z obou metod (specifičnost a rychlost), příklad: MADYMO, ANSYS. Ačkoliv tyto přístupy dosahují slušné přesnosti a umožňují vyšetřování kolizí v nízkých i vysokých rychlostech, zůstávají víceméně pasivní a neodrážejí volní či mimovolní svalovou odpověď. Není tedy pochyb, že oblast týkající se poranění krční páteře vyžaduje citlivější přístup, například: svalová aktivita, viskoelastické chování vazů (viskoelastická – schopnost tlumit vibrace) atd.

Cílem je vztah vztah mezi aktivitou vůlí ovladatelným a neovladatelným svalstvem a poraněními krční páteře. Navíc aktivita vůlí ovladatelného svalstva je považována za klíčový faktor spojený s poraněním krční páteře a pravděpodobnost poranění je ovlivněna faktem, je-li si subjekt vědom přicházejícího nárazu. Navzdory tomu, že „tušení eventuálního nárazu“ bylo zahrnuto do některých studií (Mazzini and Schieppati 1992) a jeho vliv na konečnou svalovou aktivitu, autoři diskutovali o významu vědomé či nevědomé aktivace svalů na zranění spojená s poraněním krční páteře (Siegmond *et al.* 2003).

Nejběžnější metoda, monitorování svalové aktivity je povrchová elektromyografie (EMG). EMG byla použita jak na poli klinickém, tak i na poli experimentálním a nabízí širokou škálu proměnných, které mohou být sledovány (Casale *et al.* 2003, Rainoldi *et al.* 2004). Nicméně nedostatek experimentů, které by zahrnovaly náhlý dopad vědomé či nevědomé aktivity, limitují pochopení jevu poruch krční páteře. Samozřejmě proměnné naměřené pomocí ECM se liší hodnotami, což je dáno pozicí elektrod na kůži, respektive na svalu a měřícím protokolu (horní/dolní propust, atd.). Mnoho studií bylo publikováno za účelem standardizovat tyto metody.

De Luca *et al.* (2010) pro minimalizaci pohybových artefaktů a minimalizaci šumu navrhuje jako nejlepší kompromis, aby nedocházelo ke ztrátě dat, horní propust 20 Hz. Dolní propust pro krční svaly doporučuje Brault *et al.* (2000) frekvenci 500 Hz. Například van Boxtel (2001) stanovil jako optimální spodní propustnost frekvence na 400-500 Hz a horní propustnost frekvence na 15-25 Hz a také normalizoval signál EMG metodou „dynamického vrcholu“ (Dynamic Peak Method), která je optimální pro ohodnocení změn signálu, pokud jde o různé úkoly.

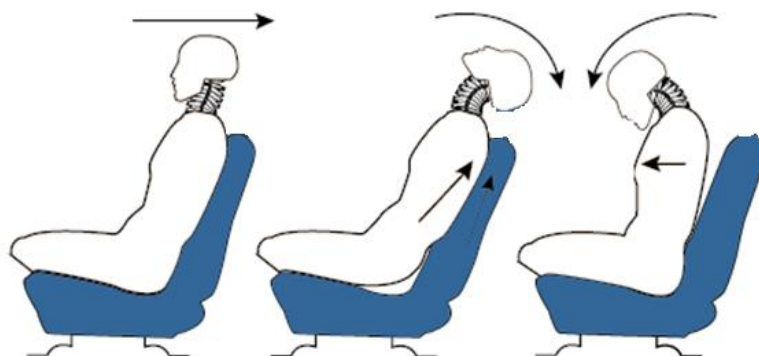
Metoda normalizace EMG signálu byla pro bezkontaktní nárazy použita přes nejvyšší hodnotu dosaženou během nárazů pro daný sval (tzv. Dynamic Peak Method – DPM). Tato metoda normalizace je používána pro porovnání aktivity mezi jednotlivými úlohami (Lazaridis *et al.* 2010, Albertus-Kajee *et al.* 2011). DPM lze použít pro hodnocení změny zatížení a rychlosti pohybu (Burden and Bartlett 1999). Nelze jí použít k porovnání při zvyšování externího zatížení. DPM reflektuje menší rozdíly, tedy produkuje větší homogenitu. Velikost výstupů z izometrické a izokinetické maximální volní kontrakce (MVC) jsou srovnatelné s DPM (Burden and Bartlett 1999). V naší studii porovnáваме zejména aktivitu svalů bez a se zrakovým vjemem, pro každý jednotlivý sval, což DPM normalizace negativně neovlivňuje.

Tento přístup nám umožňuje detekovat hodnoty aktivity zdvihače hlavy a horních vláken trapézového svalu, jakožto vědomě ovládané svalstvo a porovnat odpovědi aktivity vůli ovladatelného a neovladatelného svalstva se zrychlováním a zpomalováním pohybu měřeným systémem Qualisys.

1.7.1 Whiplash poranění

Téměř 50 let se vědci snaží odhalit mechanismy akutního poranění krční páteře a vyvinout nové léčebné postupy. Mezi nejefektivnější doposud patří cvičební režimy a obecné rady (McKinney 1989). Důležitou součástí je i prevence při výrobě automobilových bezpečnostních prvků. Mechanismus poranění krční páteře se může vyskytnout při každodenní činnosti, sportu, ale nejčastěji vzniká při kolizi jednoho motorového vozidla s jiným. Nejčastěji vzniká zranění krku při zadní kolizi a téměř jedna třetina všech zranění krku se vyskytují u nárazu čelních (Kullgren *et al.* 2000). Přibližně 65% poranění krční páteře vznikají při nízké rychlosti, do 50 km/h (Castro *et al.* 1997).

Poranění, které vzniká při prudkém, nečekaném pohybu hlavy, a to vlivem vnějšího nárazu nazýváme „Whiplash Injury“ (Obrázek 10). Principem tohoto poranění je děj, při kterém hlava a krk vykonávají prudké ohnutí vpřed nebo vzad (flexe), které je okamžitě následováno prudkým pohybem hlavy a krku opačným směrem (extenze). Nejčastější příčinou „whiplash injury“ jsou dopravní nehody vyvolané čelním, zadním nebo bočním nárazem. Riziku poranění „Whiplash Injury“ jsou vystaveni jak samotní řidiči, tak i všichni jeho spolujezdci. Whiplash je soubor příznaků při úrazu a často postupuje do chronického onemocnění, které způsobuje bolest a postižení po celé měsíce nebo roky.



Obrázek 10 - Whiplash injury při nečekaném prudkém pohybu hlavy, způsobeným vnějším nárazem

Hyperflexe krku při nehodě je stále závažným zdravotním problémem se značným zdravotními a ekonomickými komplikacemi (Spitzer *et al.* 1995). V roce 1969 byla zavedená jako automobilový bezpečnostní prvek – opěrka hlavy, která má zabránit nebo

omezit rozsah poranění krční páteře (Ruedmann 1969). Podle literatury dochází ke kontaktu hlavy s opěrkou během 100-120 ms. Analýza dat akcelerace a pohybu však ukazuje, že i optimální vertikální polohování opěrky hlavy dostatečně nesnižuje rozsah pohybu (Dehner *et al.* 2007). Poranění krční páteře bývá stále podceňovaným fenoménem. Ekonomický dopad při tomto druhu poranění se pohybuje okolo 10 miliard eur za rok v Evropě a 29 miliard dolarů v USA (Elbel *et al.* 2009).

V současné literatuře se objevují možné mechanismy poranění krční páteře. U modelu prasat bylo prokázáno, že po náhlém a násilném zadním impaktu byl zaznamenán vysoký nitrolební tlak, což vedlo k degeneraci neuronů (Svensson *et al.* 1993). V jiných studiích nalézáme zase případy poškození vazů v oblasti krční páteře (Panjabi 1998, Obelieniene *et al.* 1999). Poškození kloubů považujeme jako další mechanismus poranění krční páteře způsobené vnějším zatížením (Panjabi 1998, Yoganandan *et al.* 1999). Velice mnoho studií se zabývalo nárazy způsobenými zezadu. Tyto skutečnosti vycházeli ze všeobecného přesvědčení, že poranění krční páteře dochází zejména v důsledku nárazu zezadu. Nynější studie naznačují, že významný počet poranění krční páteře je způsoben také čelními srážkami (Yoganandan *et al.* 1999, Kullgren *et al.* 2000). Svaly mohou hrát ústřední roli při příčinách zranění. U nízkých rychlostí při zadním impaktu se autoři (Kumar *et al.* 2002) domnívají, že svaly mohou být v oblasti krční páteře nejvíce poškozeny.

Bylo provedeno mnoho experimentů. Mezi první testované subjekty byly použity figuríny. Tyto studie byly omezeny, protože nebylo možné získat validní data v činnostech zapojení svalů a neuromuskulární odpovědi. Značného pokroku bylo dosaženo díky výzkumu na tělech určených pro vědecké výzkumy, kde bylo patrné poškození krční oblasti (svaly, obratle). Lidské experimenty v této oblasti začaly v roce 1955 (Severy *et al.* 1955). Při experimentech prováděných u vysokých rychlostí 50 km/h a více docházelo k mikrotraumatům až trvalejším zraněním, proto etické komise v mnoha světových státech dovolují provádět experimentální studie u rychlostí nižších než 36 km/h. Je nutné si uvědomit, že příčinou akutního syndromu poranění krční páteře je náraz způsobený nízkou rychlostí. Rychlost tohoto nárazu mnohdy nepřesáhne 36 km/h. Rozsáhlou retrospektivní analýzu 57 osob účastníků dopravních nehod prováděl Elbel *et al.* (2009). Všechny zkoumané subjekty musely projít fyzikálním a radiologickým vyšetřením. Fyzikální vyšetření obsahovalo vyšetření hlavových nervů a také motorických a sensorických smyslů

mezi obratli C5- C8. Dále, rozsah pohybu krční páteře ve flexi, otáčení a boční flexi. Během radiologického vyšetření byla páteř snímána ve dvou rovinách. Pacient také musel projít CT vyšetřením. Naměřená hodnota rozdílu rychlosti s dopadem na úrazy krční páteře představují celkem přesvědčivý prediktor pro zranění krční páteře během skutečných dopravních nehod, ale výsledky studie zároveň ukazují, že rozdíl rychlostí není rozhodující ukazatel pro poranění krční páteře během skutečných dopravních nehod (Elbel *et al.* 2009).

Detailní analýzu kinematiky hlavy a krku při dopravních nehodách pomocí metody konečných prvků prováděl Teo *et al.* (2007). V jeho studii byl použit 3 rozměrný model hlavy a krku, který byl vyvinut podle skutečné geometrie lidské lebky. Bylo provedeno 5 analýz, které zkoumaly kinematické reakce hlavy a krku při zadním, bočním a předním nárazu. Cílem této studie bylo prozkoumat, jaký efekt má směr nárazu na kinematiku hlavy a krku. Primární sagitální rotační úhly krku při přímém předním a zadním nárazu byly vyšší než primární frontální úhly po bočních nárazech. Ukázalo se, že krční páteř vytváří esovitě zakřivení v první fázi hyperextenze, které může být příčinou zranění. Hlava se v důsledku nárazu pohybovala podélně po dobu 30 ms bez výrazné rotace, zatímco meziobratlové ploténky prokázaly různé rotace s výsledným esovitým prohnutím, následně vytvořila krční páteř zakřivení ve tvaru C a hlava dosáhla nejvyšší rotace v čase 110 ms o velikosti 50° (Teo *et al.* 2007).

Rozsáhlý popis kinematiky krku při nárazu ze zadu publikoval Dehner *et al.* (2007). Rozděлил pohyb podle výchylky hlavy na pět fází. V *latentní fázi* (0-67ms) ihned po nárazu zůstává hlava v základní poloze. Ve *fázi posunu* (67-85ms) začíná dorzální pohyb hlavy. Posuvný pohyb hlavy probíhá bez rotačních komponent. Ve *fázi extenze* (85-139ms), je posuvná fáze následována iniciací dorzální extenze hlavy a následuje kontakt hlavy s opěrkou. Ve *fázi odrazu I.* (139-191ms) se hlava opět dostává do základní polohy. Tento pohyb nastává ihned po maximální extenzi hlavy. Ve *fázi odrazu II.* (191-365ms) probíhá maximální přední posuvný pohyb hlavy a její následná flexe. Poté ve všech fázích analyzoval úhlový pohyb hlavy, úhlové zrychlení hlavy, relativní horizontální pohyb hlavy a relativní horizontální zrychlení hlavy. To umožňuje určení přesnější působení síly a času. Pozorování byla reprodukovatelná v každém individuálním subjektu. Zpočátku, ve fázi latence, je relativně izolovaná horizontální akcelerace hlavy v dorzálním směru (medián: 15ms, 4-59ms). Na konci této fáze hlava dodatečně podstoupí úhlové zrychlení v dorzálním směru (medián: 61ms, 38-80ms). Ve fázi posunu, s relativně mírným

dorzálním posunem, je krční páteř téměř ve své počáteční pozici. Relativní horizontální akcelerace hlavy v dorzálním směru dosahuje svého vrcholu (medián: 72ms, 31-92ms). Ve fázi extenze dochází k vysokému rozšíření akcelerace a ventrálnímu zrychlení ve stejný čas mezi 100 a 120ms. Během této doby se relativní horizontální pohyb hlavy a úhlový pohyb hlavy v dorzálním směru zvýší přibližně na 50% svého maxima. Jakmile se dosáhne maximální dorzální amplitudy pohybu, hlava je akcelerována ve ventrálním směru do fáze odrazu I. Úhlová akcelerace hlavy (medián: 287, 206-397 rad/s²) a relativní horizontální akcelerace hlavy (medián: 3.2, 2.0-4.6 g) dosahují maximálních hodnot. Ve fázi odrazu II. dochází ke zpomalení flexe hlavy ještě předtím, než nastane zpomalení horizontálního posunu hlavy ve ventrálním směru. V této fázi jsou po delší dobu hodnoty konstantní, ale s nízkou akcelerací. V ten samý čas jsou dosaženy maximální ventrální posun (medián: 90, 65-123 mm) a maximální rozsah flexe (medián: 28.9, 13.3, 38.3).

Na vzorkách krční páteře čerstvých lidských mrtvol opatřených vhodně navrženou náhradou hlavy simuloval Cholewicki *et al.* (1998) whiplash trauma při nárazu do auta zezadu. Náhradní hlava vyrobená z oceli představovala 50. percentil lidské hlavy s hmotností 5,5 kg a momentem setrvačnosti 0,035 kg/m² v sagitální rovině. Hlava byla pevně připojena k hornímu držáku s těžištěm nacházejícím se obdobně jako u lidské hlavy s ohledem na týl. Nicméně, hlava se mohla zcela volně pohybovat, a tak všechny součásti hlavy byly při traumatu účinné. Tato konstrukce byla podrobena postupnému traumatu v horizontálním zrychlení - 2.5, 4.5, 6.5, 8.5, a 10.5 g. Sklon a kinematika hlavy byly měřeny za použití potenciometrů a akcelerometrů. Postupné zrychlení vyústilo v průměru se změnami rychlosti (SD) v rozmezí od 5.8 (0.2) do 15.8 (0.2) km/h. Po dosažení svého maxima zůstala rychlost poměrně konstantní. Maximální rotace hlavy s 31.5 (23.9)° se objevila při 2.5 g, a tento fakt byl méně než maximum fyziologické extenze hlavy - 55.1 (13.3)°.

Na lidském modelu krku (HUMON) určoval zatížení krku a pohybové odpovědi při simulovaných zadních nárazech Ivancic and Xiao (2011). Průměrné trvání kontaktu hlavy s hlavovou opěrkou bylo 90ms pro 9,9g; 96ms pro 12g a 92ms pro 13,3g. Fyziologické rozmezí páteřní rotace bylo 40,6° flexe a 48,9° extenze v rozmezí hlava až Th1 a mezi jednotlivými páteřními úrovněmi bylo největší v horní části krční páteře (hlava/C1: 8.9° flexe, 12.4° extenze; C1/2: 11.6° flexe, 10.6° extenze) a nejmenší v C7/Th1 (3.0° flexe, 4.6° extenze). Zatížení na okcipitálních kondylech a krčních obratlích se skládalo ze

smykových a osových sil sdružených s předozadními momenty. Obecně lze říci, že průměrné vrcholové zatížení vzrůstalo shora dolů. Před kontaktem hlavy s hlavovou opěrkou se zatížení skládala z předního a následně zadního smykového namáhání, stlačení a z flekčního momentu. V tomto období se největší vrcholová zatížení vyskytly v C7 a při zrychlení 13,3 g dosáhly hodnoty zatížení 13 N, zadní smykové zatížení 97,2 N, stlačení 617 N a moment 22,6 Nm. Při kontaktu hlavy s opěrkou se zatížení skládala z dopředného zatížení, stlačení, a momentu vzrůstajícího od kondylů k C7 (85,8–151,7 N dopředné zatížení; 39,8 – 240,6 N stlačení; 1,5 – 16,5 Nm moment).

Z provedených critical review vyplývá, že sice probíhá celá řada výzkumů na kontaktní i bezkontaktní nárazy, ale vzhledem k tomu, že převážná část experimentů je na figurínách nebo fyzikálních modelech, je prakticky vynechaná bioložka ve formě reakce člověka na blížící se náraz a jeho zapojení svalstva. Z výsledků těchto měření je pak vyvíjen a validován model figuríny nebo člověka rovněž bez uvažování reakce a zapojení svalstva. Některé simulační softwary, jako je např. Madymo, již ale začíná do svých modelů vkomponovat i tzv. active human neboli modely, které s určitým zapojením svalstva uvažují. Z toho důvodu je potřeba nadefinovat a stanovit metodiku, jakým způsobem může být pohyb hlavy při kontaktních i bezkontaktních nárazech ovlivněn.

2 CÍLE PRÁCE

- Zpracovat rešerši literatury na téma biomechanika poranění hlavy včetně vlastní syntetické části.
- Nalézt nebo zkonstruovat vhodný testovací přístroj a laboratorně simulovat charakteristická zatížení hlavy.
- Detekovat a vyhodnotit biomechanickou odezvu hlavy a charakterizovat kritérium možného zranění.
- Nalézt faktory, které ovlivňují biomechanickou odezvu hlavy u shodných vnějších mechanických zatížení.

Vědecké otázky:

- Jakým způsobem vhodně detekovat biomechanickou odezvu hlavy?
- Je možné specifikovat vnitřní biomechanickou odezvu hlavy na základě vnějších mechanických zatížení?
- Jak reaguje proband na blížící se náraz z pohledu ovlivnění vnější biomechanické odezvy?
- Jakým způsobem ovlivňuje reakce organismu vnější biomechanické odezvy při shodném vnějším mechanickém zatížení?

Hypotézy:

- H1: Na základě vnějšího mechanického zatížení lze specifikovat vnější biomechanickou odezvu hlavy.
- H2: Reakce organismu ovlivní biomechanickou odezvu hlavy.
- H3: V případě očekávání nárazu jsou kinematické hodnoty mající vliv na poranění krku a kritéria poranění hlavy příznivější.
- H4: Při očekávaných nárazech bude výraznější preaktivace i po nárazová aktivace příslušných svalů.

3 METODIKA

Práce je rozdělena na část rešeršní a část experimentální. Část teoretická vychází ze syntetického zpracování publikované literatury a reflektuje specifika jednotlivých typů vnějšího mechanického zatížení.

V experimentální části se při frontálním (čelním) nárazu detekují biomechanické hodnoty, které specifikují pohyb hlavy po nárazu, kinematicky a dynamicky ho charakterizují, a dále pak hodnoty těchto parametrů, které ho ovlivňují. Experimentální část je kvůli určitým specifickým, které nelze zobecnit, rozdělena na nárazy kontaktní a bezkontaktní. Experimentálně byly tedy analyzovány kontaktní nárazy na impaktoru v laboratoři BEZ a bezkontaktní na simulátoru nárazu. V obou měření byly porovnávány hodnoty ve vztahu k očekávání či neočekávání nárazu resp. k tomu, zda bylo měření provedeno s umožněným zrakovým vjemem či nikoliv. V případech bez zrakového vjemu byly oči probandům zavázány šátkem. Je zřejmé, že náraz sice očekávali, ale neměli přesnou informaci o tom, kdy přijde. V grafech byly pro jednoduchost pokusy s umožněným zrakovým vjemem označeny jako pokusy „s očima“ a nárazy bez zrakového vjemu jako nárazy „bez očí“. Číslo uváděné za znamínkem \pm vyjadřuje hodnotu směrodatné odchylky.

3.1 Kontaktní nárazy

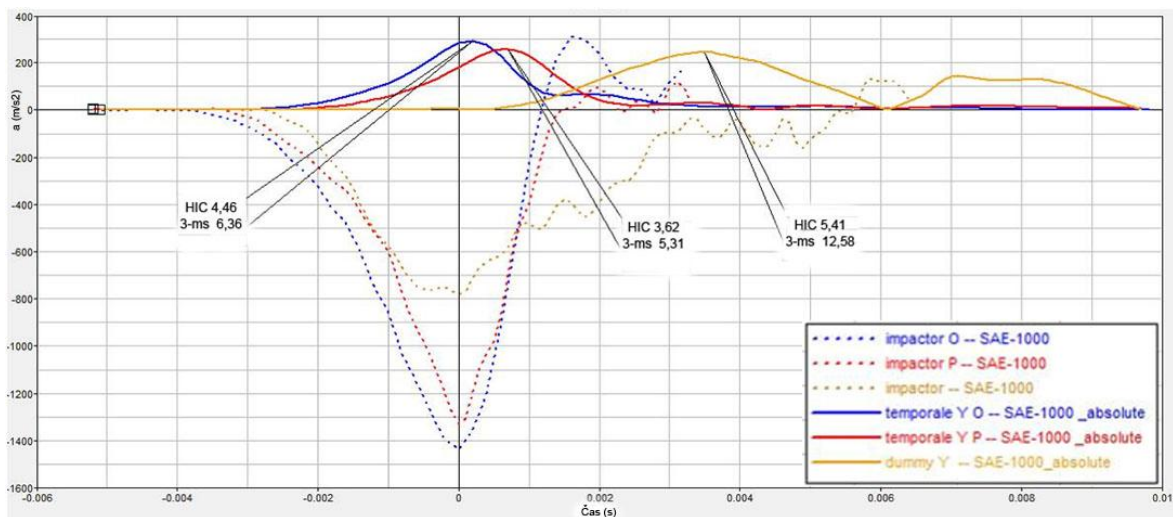
3.1.1 Preexperiment

Analýza kontaktních nárazů probíhala dvoufázově. V první fázi proběhl návrh a konstrukce impaktoru hlavy a byl proveden preexperiment na detekci vnější mechanické odezvy „živé“ hlavy a hlavy figuríny na náraz. K měření byl vydán souhlas etické komise viz. přílohy. Měření dat bylo provedeno na dvou probandech a figuríně Manikin pro frontální náraz (bez snímání EMG). Detekovalo se zrychlení impaktoru a hlavy během nárazu. Situace preexperimentu je znázorněna na Obrázku 11.



Obrázek 11 - Situace měření kontaktních nárazů

Na následujícím grafu (Graf 6) je ukázka průběhu měření v softwaru HyperGraph. Tečkované křivky zobrazují průběh zrychlení měřený na impaktoru, plné křivky pak průběh zrychlení na hlavě probandů. Modrá křivka je zprůměrovaná hodnota průběhu zrychlení měřená na probandovi 1, červená na probandovi 2 a žlutá na figuríně. Na svislé ose je hodnota zrychlení (m/s^2), na vodorovné ose čas (s). Software umožňuje automatický výpočet HIC a 3-ms kritéria.



Graf 6 - Ukázka průběhu snímání zrychlení

Z výsledků preexperimentu vyplynula otázka, proč jsou při shodné vnější mechanické zátěži různé mechanické odezvy probandů a co je tedy ovlivnilo. Bylo tedy potřeba zdokonalit impaktor o snímač rychlosti a síly během nárazu a dále bylo třeba doložit reakci neuromuskulárního systému na impakt. Za tímto účelem bylo využito povrchové EMG pro snímání aktivace krční svalstva. Dotčený impaktor byl zapsán jako Užité vzor u Úřadu průmyslového vlastnictví pod číslem 25219 s názvem Impaktor pro řízené rázy do oblasti lidské hlavy.

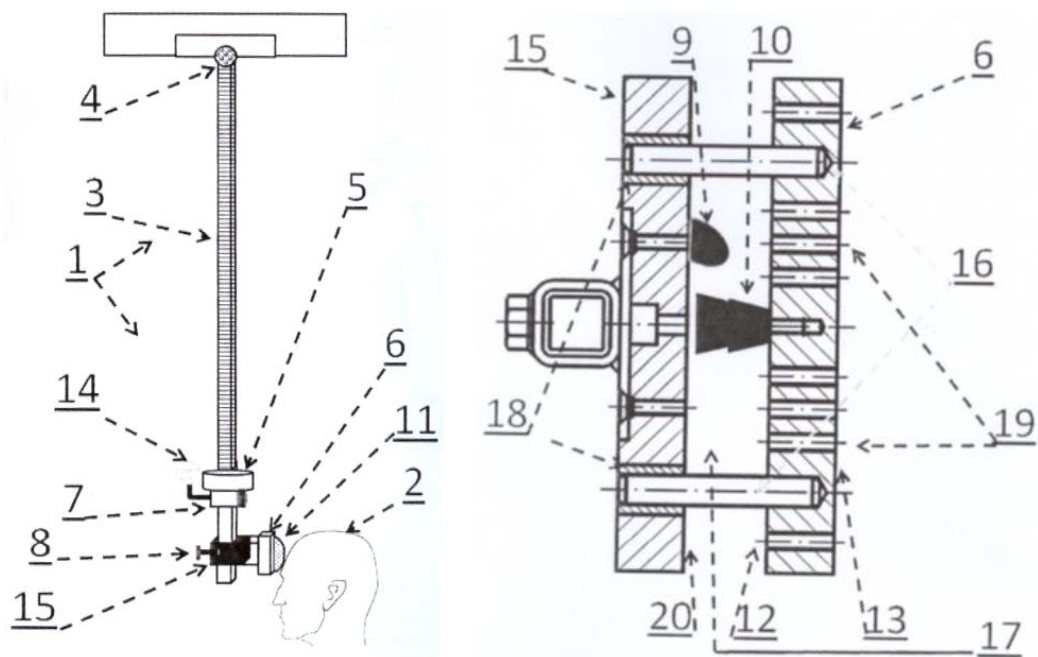
3.1.2 Konstrukce impaktoru

V současné době existuje celá řada impaktorů pro simulaci rázu do figuríny nebo její části. Testují se helmy nebo materiály na pohlcení nárazové energie při nárazu, ale bez zpětné vazby na člověka. Opomíjí se reakce člověka před a během nárazu. Z toho důvodu byl zkonstruován impaktor do oblasti lidské hlavy s možností přesného nastavení hybnosti a impulzu síly zamýšleného rázu a zároveň zajišťuje přesnou detekci reálných rázových sil.

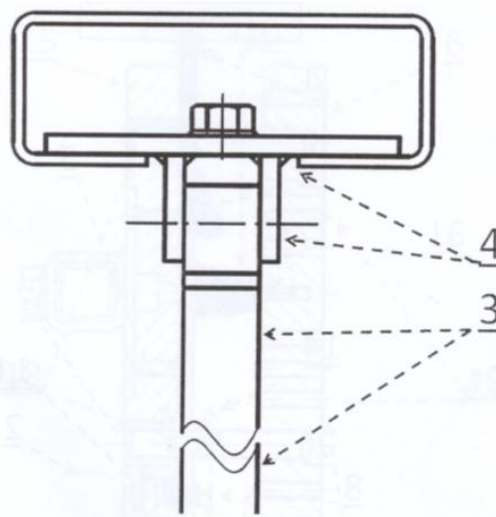
Podstata technického řešení

Impaktor pro řízené rázy do oblasti lidské hlavy zahrnuje nepružný závěs, který je uchycen na otočném čepu, přičemž je na konci nepružného závěsu umístěno kalibrované závaží, úchylkoměr pro zjištění úhlu odtažení nepružného závěsu od svislice a rázová deska s detekčními a ochrannými zařízeními, která zprostředkovává samotný ráz o známé hybnosti. Kalibrované závaží je pevně umístěno na odnímatelnou svorku a je vyměnitelné, přičemž je nosič rázové desky připevněn úchytnými šrouby k nepružnému závěsu. Na zadní stěně rázové desky je připevněno tlakové čidlo a na rázové stěně rázové desky je připevněna tlumicí pěna nebo jiný druh hrotu, který má vlastnosti vhodné pro nepružnou srážku mezi rázovou deskou a lidskou hlavou. Na kontaktní stěně nosiče je upevněn akcelerometr. Podstatou technického řešení pro bezpečný a přesný záznam rázu do oblasti lidské hlavy je vytvoření detekčního prostoru, kde lze snadno usazovat případně měnit detekční čidla různého typu. Detekční prostor vzniká mezi nosičem impaktoru a rázovou deskou, kde jsou v rázové desce impaktoru pevně zasazeny vodící trny a ty jsou volně usazeny do vodítek v nosiči.

Toto technické řešení je snadněji pochopitelné z Obrázku 12, kde je znázorněn impaktor pro řízené rázy do oblasti lidské hlavy při nastavení při provádění řízeného rázu, na Obrázku 13 je schéma zavěšení posuvného čepu držícího tuhý závěs a na Obrázku 12 je detail připevnění rázové desky k nosiči impaktoru pomocí vodicích trnů ve volných vodicích. Znázorněna je poloha z boku při zavěšení na tuhém závěsu.



Obrázek 12 – Detail impaktoru



Obrázek 13 – Schéma zavěšení impaktoru

Provedení technického řešení

Ke konstrukci impaktoru pro řízené rázy do oblasti lidské hlavy 2, je využit tuhý závěs 3 z ocele ve tvaru profilu obdélníkového jeklu o rozměrech 10 x 10 mm profilu a 200 cm délky, který je uchycen na posuvném čepu 4 s minimálním třením dle Obrázku 13. Je tak umožněn posuv tuhého závěsu 3 a díky tuhému zavěšení i přesný směr rázu pro hrot 11 impaktoru 1 dle Obrázku 12.

Na tuhém závěsu 3 je pomocí posuvné svorky 7 umístěno kalibrované závaží 5 ve tvaru kotouče s otvorem v jeho středu a úchylkoměr 14 měřící odchylku nepružného závěsu 3 od svislé osy dle Obrázku 12. Tímto umístěním kalibrovaného závaží 5 a úchylkoměru 14 je možné nastavit hybnost a rychlost řízeného rázu.

Na konci tuhého závěsu 3 je umístěn pomocí šroubu 8 nosič 15 impaktoru 1, dle Obrázku 12, který je z oceli známé hmotnosti a díky šroubu 8 je umožněn jeho pohyb po tuhém závěsu 3 Obrázku 12. Na nosiči 15 je umístěn trojosý akcelerometr 9 firmy MMF943B-10 zjišťující rychlost rázu a dřevěná rázová deska 6 nesoucí tlakové čidlo 10 v podobě piezoelektrického čidla Kistler 9301B s odchylkou měření $\pm 2,5\text{kN}$ dle Obrázku 13. Na rázové desce 6 je umístěn vyměnitelný hrot 11 vytvořený z polymerové pěny a tloušťce 5 mm dle Obrázku 12.

Rázová deska 6 je připevněna k nosiči 15 pomocí vodicích trnů 16 ve volných vodicích 18, čímž vzniká mezi nosičem 15 a rázovou deskou 6 detekční prostor 12 dle Obrázku 12. Vodicí trny 16 jsou tak s rázovou deskou 6 spojeny pevně a s nosičem 15 posuvně, díky čemuž je možná snadná výměna čidel podle potřeby.

V detekčním prostoru je na kontaktní stěně 20 nosiče 15 umístěn akcelerometr 9, a na zadní stěně 12 rázové desky 6 je v detekčním prostoru 17 připevněno tlakové čidlo 10 dle Obrázku 12. Rázová deska 6 zprostředkovává řízený ráz pomocí rázové stěny 13, která je opatřena závitovým polem 19 o rozměrech 10 x 15 mm mezi závity, na kterém je připevněn impaktní hrot 11 z materiálu vhodného pro bezpečný ráz do lidské hlavy.

Průmyslová využitelnost

Toto technické řešení impaktoru pro řízené rázy do oblasti lidské hlavy je využitelné při simulacích rázů ve forenzní biomechanice či jiných přesných měřeních. Dále

je využitelné pro testování vlastností chráničů hlavy jako motoristických či hokejových helem. Vzhledem k jednoduché obsluze a výstupu je možné ho využít např. při zjišťování kvality chráničů hlavy.

3.1.3 Experiment

Na výše uvedeném impaktoru proběhlo měření na 6 probandech – mužích, věk 24 ± 3 , hmotnost 75 ± 8 kg. Probandi byli zdraví a nikdy neměli problémy s krční páteří. Detekovaly se biomechanické parametry při nárazu impaktoru do frontální oblasti lidské hlavy. Celý experiment byl nahráván systémem Qualisys (6 kamer), s využitím nalepovacích pasivních markerů a snímací frekvencí 1000 Hz a digitální kamerou schopnou slow motion záznamu. Dále byla pomocí technologie Dewetron se snímači Kistler o snímací frekvenci 1000 Hz zaznamenávána síla působící na hlavu prostřednictvím impaktoru a zrychlení impaktoru, a zrychlení hlavy probandů ve třech osách pomocí čtyř akcelerometrů upevněných na vrchní části hlavy, v oblasti spánků a zadní části hlavy. Mobilním EMG byla synchronně k záznamu zrychlení monitorována činnost svalstva krku s využitím povrchových elektrod na pravém a levém m. sternocleidomastoideus (M. SCM) a na pravém i levém m. trapezius (M. T). Každý proband absolvoval test maximální volní kontrakce (MVC) a poté tři probandi nejdříve náraz s vyloučeným zrakovým vjemem a následně bez vyloučení a zbylí tři probandi nejdříve náraz bez vyloučení zrakového vjemu, následně s vyloučením. Na experiment byl vydán souhlas etické komise (viz. příloha).

Pohybová analýza byla provedena v softwaru Qualisys Track Manager pro relativní vzdálenost mezi markerem umístěným na čele a markerem umístěným na rameni v průběhu nárazu a dále změnou úhlu mezi spojnici těchto dvou bodů a horizontální osou. Výsledkem jsou dráhy a úhly pohybu hlavy, její poloha v čase a dále její rychlosti a zrychlení v čase.

Data z akcelerometrů byla po uložení do PC importována do programu HyperGraph, filtrována dle metodiky Euro NCAP (European New Car Assessment Programme) filtrem CFC 1000 (EuroNCAP 2011). Dále proběhla rektifikace a převedení hodnot zrychlení z jednotlivých os do výsledné (resultant) křivky. Pro porovnání závažnosti poranění hlavy bylo využito HIC_{36} (Head Injury Criterion) a 3 ms kritérium.

Data z mobilního EMG byla po uložení do PC časově synchronizována s daty z akcelerometru, importována do HyperGraphu, rektifikována, normalizována podle maximální volní kontrakce a rozdělena na dvě části:

Část 1 - Preaktivací:

- 0,5s před nárazem impaktoru – interval významný pro posouzení preaktivace svalů

Část 2 – Ponárazová:

- 0,5s po nárazu impaktoru – interval významný pro posouzení aktivace svalů během vlastního nárazu a následné pohybové fáze

Jako hodnota pro stanovení času aktivace byla použita hodnota 10% z MVC, což odpovídá více jak dvojnásobku směrodatné odchylky klidové hodnoty. Pro kvantifikaci EMG signálu byly použity hodnoty RMS (Root Mean Square) a Mean (Střední hodnota). RMS označuje statistickou veličinu kvadratický průměr, který představuje druhou odmocninu aritmetického průměru druhých mocnin daných hodnot. Po porovnání výsledků z prvních měření vykazovaly údaje hodnocené RMS stejné výsledky a závěry jako Mean hodnoty. V dalších výsledcích se tedy používala pouze střední hodnota jako v předchozích studiích (Panjabi 1998, Albertus-Kajee *et al.* 2011, Ekblom and Eriksson 2011).

Při zhodnocení výsledků bylo postupováno dle běžných statistik pro normální rozdělení na hladině významnosti 0,05.

3.2 Bezkontaktní nárazy

Pro analýzu bezkontaktních nárazů vznikl samostatný projekt s názvem „Využití simulátoru nárazu pro detekci biomechanické odezvy hlavy při nárazu“. Od společnosti BESIP Team, respektive EuroNet.CZ, spol. s r.o., která tyto služby pro Ministerstvo dopravy zajišťuje, byl pronajat simulátor nárazu, který simuluje náraz osobního automobilu do pevné překážky v rychlosti 30 km/h. Jedná se v podstatě o pojízdný vozík s dvěma za sebou umístěnými automobilovými sedačkami s tříbodovými bezpečnostními pásy, který sjíždí po nakloněné rovině a naráží do pevné zábrany.

Měření proběhlo na 8 probandech (6 mužů, 2 ženy) ve věku 24-30 let, hmotnost 79 ± 6 kg. Probandi byli zdraví a nikdy neměli problémy s krční páteří. Každý proband absolvoval nejdříve náraz s vyloučeným zrakovým vjemem a následně bez vyloučení. Celá situace byla detekována systémem Qualisys (3 kamery), s využitím nalepovacích pasivních markerů se snímací frekvencí 1000 Hz a dále digitální kamerou schopnou slow motion záznamu. Současně byla zaznamenávána zrychlení hlavy probandů ve třech osách pomocí akcelerometru připevněného na čele a zrychlení vozíku ve směru jeho jízdy. Mobilním EMG byla synchronně k záznamu zrychlení monitorována činnost svalstva krku využitím povrchových elektrod na pravém a levém musculus sternocleidomastoideus (M. SCM) a na pravém i levém musculus trapezius (M. T). I na tento experiment byl vydán souhlas etické komise (viz. příloha).

Pohybová analýza byla provedena v softwaru Qualisys Track Manager pro relativní vzdálenost mezi markerem umístěným na čele a markerem umístěným na vozíku simulátoru v průběhu nárazu a dále změnou úhlu mezi spojnicí těchto dvou bodů a horizontální osou.

K záznamu zrychlení byla využita technologie Dewetron se snímači Kistler nastavená na snímací frekvenci 1000 Hz. Zaznamenaná data byla importována do programu HyperGraph a filtrována dle metodiky Euro NCAP filtrem CFC 1000. Před finálním vyhodnocením byla z rektifikovaných dat jednotlivých os dopočítána křivka výsledného zrychlení.

EMG krčních svalů bylo monitorováno vícekanálovým zařízením Biomonitor ME 6000 poskytující RAW data filtrovaná v rozsahu horní-dolní propust 8-500 Hz se snímací frekvencí 1000 Hz.

Data byla importována do HyperGraphu, rektifikována, normalizována (metodou DPM) a rozdělena na tři části – preaktivace před nárazem, iniciační pohybová fáze a následující pohybová fáze stejně jako např. u Ekblom and Eriksson (2011).

Preaktivace:

- 0,5s před max.zpomalením simulátoru až max.zpomalením simulátoru
- zjištění přítomnosti, resp. významu preaktivace svalů

Iniciační pohybová fáze:

- max.zpomalení simulátoru až max. zrychlení hlavy
- posouzení aktivace svalů během nárazu

Následující pohybová fáze:

- max.zpomalení simulátoru až 0,5 s po max.zpomalení simulátoru
- posouzení ponárazové aktivace svalů

Sledovanými parametry byly jednak čas, kdy dochází k zapojení (aktivaci) svalstva a dále velikost zapojení. Jako hodnota pro stanovení času aktivace byla použita hodnota 10% z DPM hodnoty, což odpovídá více než dvojnásobku směrodatné odchylky klidové hodnoty. Pro kvantifikaci EMG signálu byly použity hodnoty RMS (Root Mean Square) a Mean (Střední hodnota). Po porovnání výsledků z prvních měření vykazovaly údaje hodnocené RMS stejné výsledky a závěry jako Mean hodnoty. V dalších výsledcích se tedy používala pouze střední hodnota jako v celé řadě dalších studií (Panjabi 1998, Albertus-Kajee *et al.* 2011, Ekblom and Eriksson 2011).

Při konečném zhodnocení výsledků bylo po prověření postupováno dle běžných statistik pro normální rozdělení s hladinou významnosti 5%.

4 VÝSLEDKY

4.1 Kontaktní nárazy

Pro účely podrobného měření a regulace nárazů byl zkonstruován impaktor do oblasti lidské hlavy s možností přesného nastavení hybnosti a impulzu síly zamýšleného rázu a zároveň zajišťující přesnou detekci reálných rázových sil. Dotčený impaktor byl zapsán jako Užitiný vzor u Úřadu průmyslového vlastnictví pod číslem 25219 s názvem Impaktor pro řízené rázy do oblasti lidské hlavy.

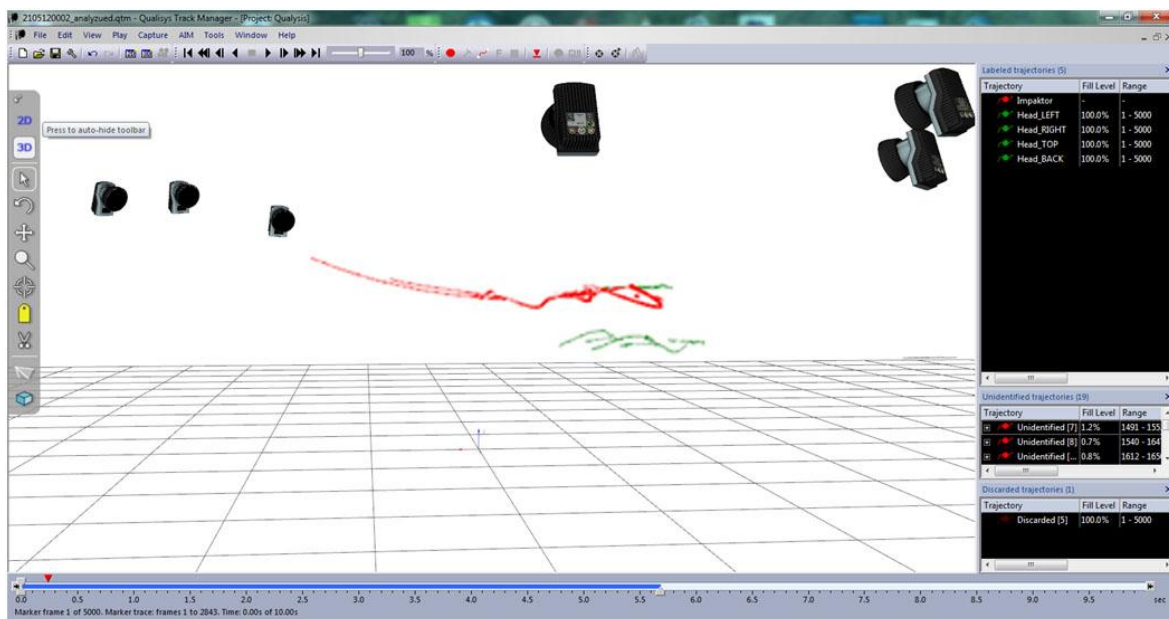
Situaci během nárazu můžeme vidět na Obrázku 14. Proband sedící na židli před impaktorem má na hlavě v oblasti týlu umístěn akcelerometr, Qualisys markery a EMG snímače. Po vychýlení a ukotvení pohyblivého ramene do požadované vzdálenosti jsou zapnuty měřicí přístroje a následně je proveden impakt.



Obrázek 14 – Situace kontaktních nárazů

4.1.1 Kinematika

Dle záznamů z Qualisysu byla průměrná nárazová rychlost impaktoru $1,97 \pm 0,15$ m/s, vstupní podmínky byly pro všechny měření totožné. V laboratorních podmínkách vykazoval Qualisys dobré výsledky záznamu dráhy markerů. Ukázkou prostředí softwaru a hodnocení kontaktních nárazů je vidět na Obrázku 15. Zelené křivky představují trajektorii impaktoru a markerů umístěných na horní, zadní a bočních stranách hlavy. Dosažené hodnoty měřených veličin jsou v Tabulce 2.

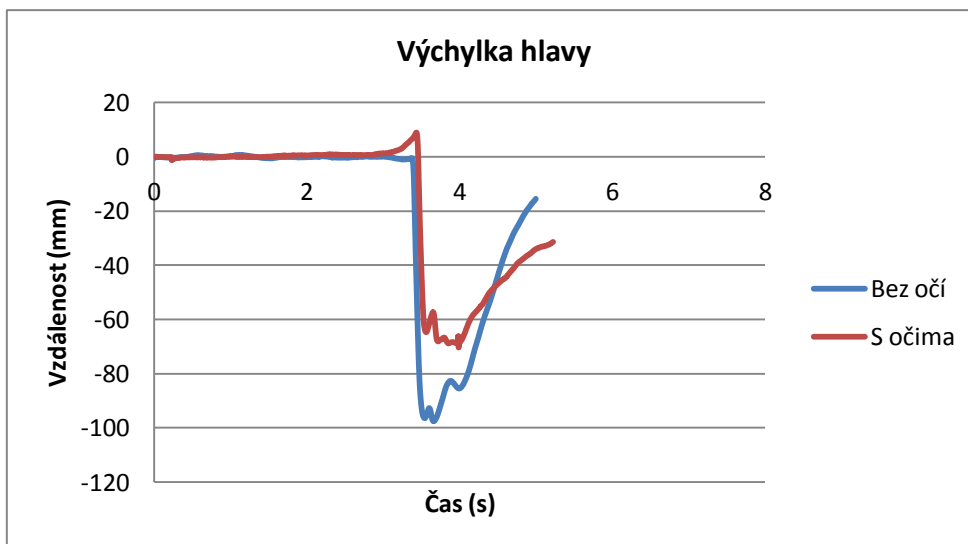


Obrázek 15 – Ukázka prostředí Qualisys Track Manageru při zpracování kontaktních nárazů

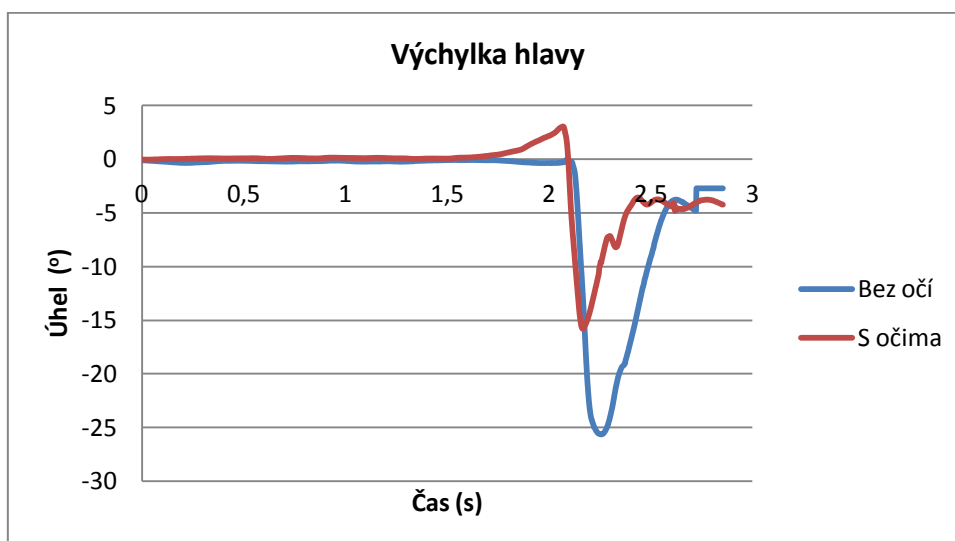
	Proband 1		Proband 2		Proband 3		Proband 4		Proband 5		Proband 6	
	bez očí	s oči ma	bez očí	s oči ma	bez očí	s oči ma	bez očí	s oči ma	bez očí	s oči ma	bez očí	s oči ma
rychlost impaktoru (mm/s)	1,88	1,94	1,99	1,92	2,11	2,02	1,88	1,79	1,80	1,96	2,36	2,04
výchylka před nárazem (mm)	-0,7	-9,1	-15,2	-20,7	-7,9	-15,0	-12,0	-17,2	-4,1	-15,3	-6,3	-14,2
max. výchylka (mm)	97,5	70,4	82,3	50,9	67,1	48,9	89,9	68,9	73,1	32,9	72,0	37,2
výchylka před nárazem (°)	-0,2	-3,0	-7,1	-9,9	-2,9	-8,3	-2,1	-7,9	-1,4	-8,9	-3,6	-8,7
max. výchylka (°)	25,5	15,8	18,6	12,0	20,0	14,2	22,9	16,8	22,7	10,5	22,3	10,1

Tabulka 2 – Naměřené hodnoty Qualisysem

Systemem Qualisys byla tedy sledována vzdálenost mezi klidovou polohou a maximální výchylkou hlavy (Graf 7) a dále její výchylka (úhel) ve stupních (Graf 8). Pro přehlednost jsou zprůměrované hodnoty zobrazeny do grafu. Kladné hodnoty na ose y vyjadřují pohyb vpřed proti směru nárazu impaktoru, záporné pak pohyb vzad.

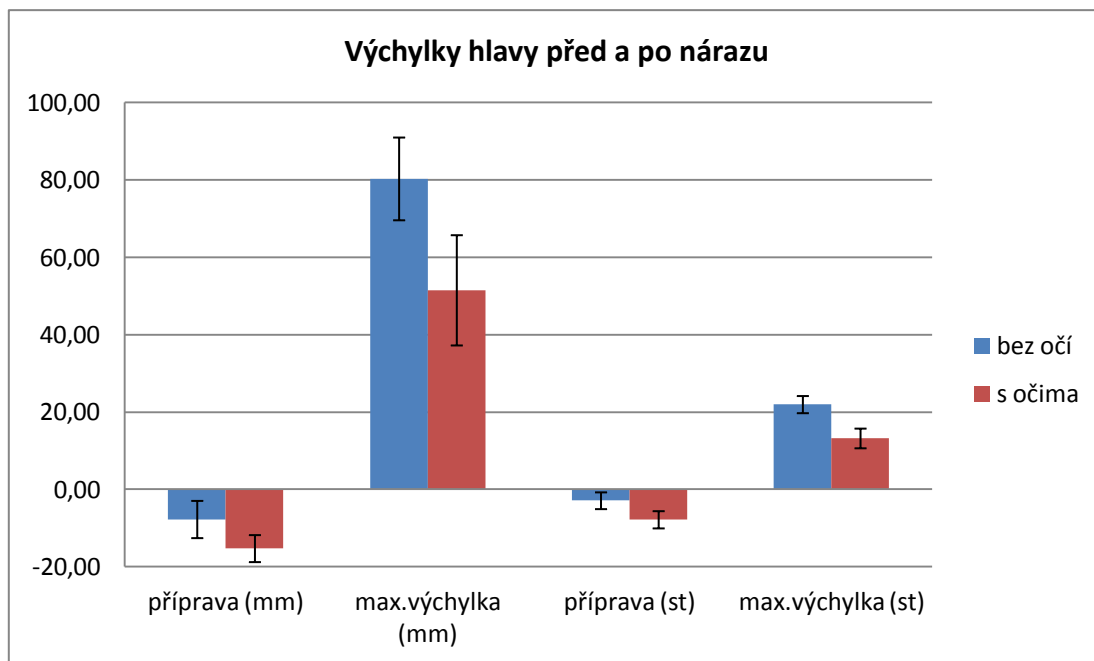


Graf 7 – Vzdálenost výchylky hlavy



Graf 8 – Úhel výchylky hlavy

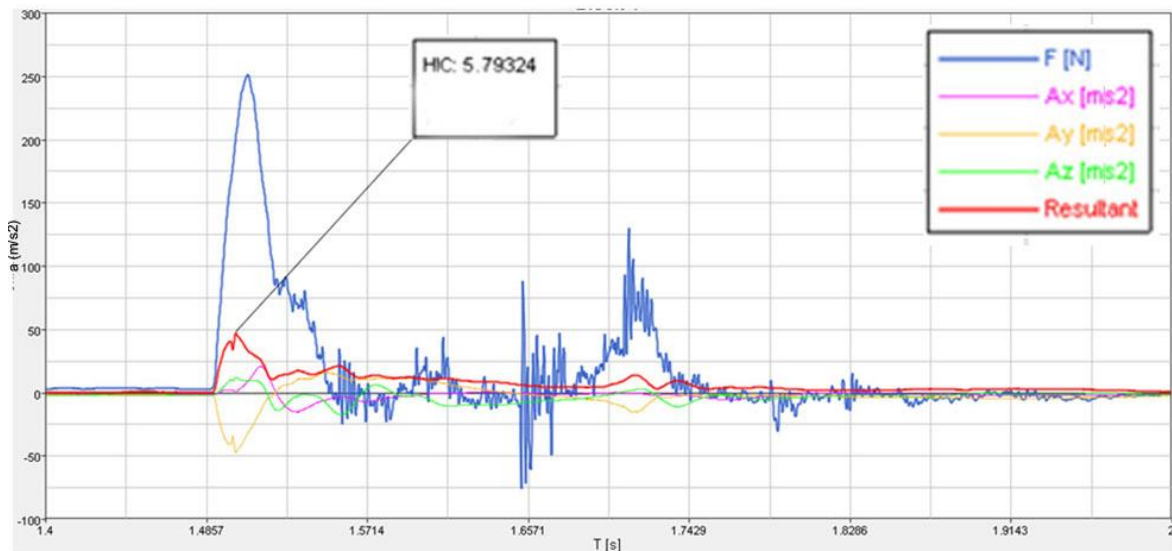
V případě očekávaného nárazu je tedy přípravný pohyb (předklonění se) $15,15 \pm 3,49$ mm ($7,80 \pm 2,23^\circ$) proti pohybujícímu se impaktoru., u neočekávaného je to $7,72 \pm 4,81$ mm ($2,87 \pm 2,17^\circ$), jisté předpokládání tam je tedy také, ale výrazně menší. Maximální dosažená vzdálenosti hlavy od klidové polohy je pak $80,33 \pm 10,69$ mm a výchylka $21,98 \pm 2,22^\circ$ pro neočekávané nárazy, pro očekávané je to $51,53 \pm 14,25$ mm a $13,23 \pm 2,54^\circ$. Vše je shrnuto v Grafu 9.



Graf 9 – Průměrné výchylky hlavy před a po nárazu

4.1.2 Akcelerometrie a dynamika

Po importu do softwaru HyperGraph byla provedena časová synchronizace, byl aplikován filtr CFC 1000 na hodnoty zrychlení z 3-osého akcelerometru a bylo vypočteno výsledné zrychlení hlavy a následně stanoveny maximální hodnoty zrychlení hlavy, HIC_{36} , 3-ms kritérium a maximální hodnoty síly nárazu. Ukázkou prostředí HyperGraph můžeme vidět na Grafu 10, kde modrá křivka představuje průběh síly nárazu a červená je výsledná hodnota zrychlení (zbylé tři křivky jsou zrychlení v jednotlivých osách). V rámečku je vypočtené kritérium poranění hlavy a časový interval. Na svislé ose jsou pro sílu newtony (N) a pro zrychlení m/s^2 , na vodorovné je čas (s).



Graf 10 – Průběh zrychlení pro výpočet HIC

Souhrnné naměřené a dopočtené výsledky pro všechny probandy jsou uvedeny v Tabulce 3 a statistické zpracování dat v Tabulce 4.

	Max. zrychlení hlavy (g)		HIC 36		3-ms kritérium (g)		Max.síla (N)	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	4,82	4,45	5,79	5,12	4,42	3,98	252,9	262,7
Proband 2	5,44	4,28	4,93	4,87	5,17	5,01	255,1	351,4
Proband 3	6,27	5,21	8,63	7,25	6,13	5,08	330,4	354,4
Proband 4	5,24	5,08	6,45	5,81	4,93	4,54	297,2	301,2
Proband 5	5,78	5,28	7,26	6,87	5,57	5,15	312,9	302,3
Proband 6	6,13	5,91	6,87	5,92	6,02	5,63	98,1	312,3

Tabulka 3: Výsledné hodnoty zrychlení, kritérií a síly pro probandy.

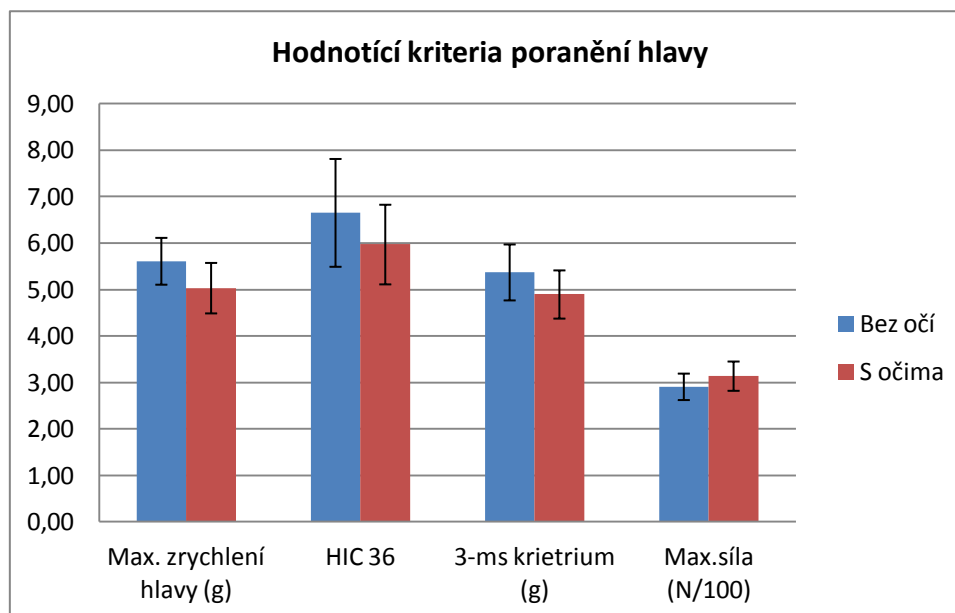
	Max. zrychlení hlavy (g)		HIC 36		3-ms kritérium (g)		Max.síla (N)	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Stř.hodnota	5,613	5,035	6,655	5,973	5,373	4,898	291,1	314,1
Maximum	6,270	5,910	8,630	7,250	6,130	5,630	330,4	354,4
Minimum	4,820	4,280	4,930	4,870	4,420	3,980	252,9	262,7
Median	5,610	5,145	6,660	5,865	5,370	5,045	297,7	307,3
Směrodatná odchylka	0,504	0,543	1,160	0,857	0,602	0,519	28,5	31,5
Test normality	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano
Rozdíl stř.hodnot	-0,578		-0,682		-0,475		23,0	
Procentuelní rozdíl	-10		-10		-7		8	
Párový t-test	0,022		0,014		0,005		0,196	
Pearsonův korelační koeficient	0,722	0,105	0,960	0,002	0,966	0,002	0,345	0,504

Tabulka 4 – Statistické vyhodnocení kritérií poranění

Z výsledků siloměru umístěného na impaktoru můžeme konstatovat, že velikost nárazu byla pro všechna měření shodná a dosahovala průměrné hodnoty 302,6 N, p-hodnota pro t-test byla 0,196. Všechny hodnoty kritérií poranění se lišily pro pokusy bez a se zrakovým vjemem, p-hodnota byla menší než 0,05. Zároveň se lineární regresí neprokázalo, že by při všech měřeních byla závislost mezi velikostí síly naměřené na impaktoru a maximální hodnotou zrychlení hlavy.

Statisticky se prokázalo, že maximální velikost zrychlení hlavy je při druhém měření se zrakovým vjemem nižší než při prvním měření bez zrakového vjemu. Při zrakovém vjemu je tedy průměrné snížení maximální hodnoty zrychlení 0,6 g, což je snížení o 10,3%, dále se snížilo HIC₃₆ o 0,7 (10%) a 3-ms kritérium se snížilo o 0,5 g (7%). Přehledně je vše zobrazeno v Grafu 11.

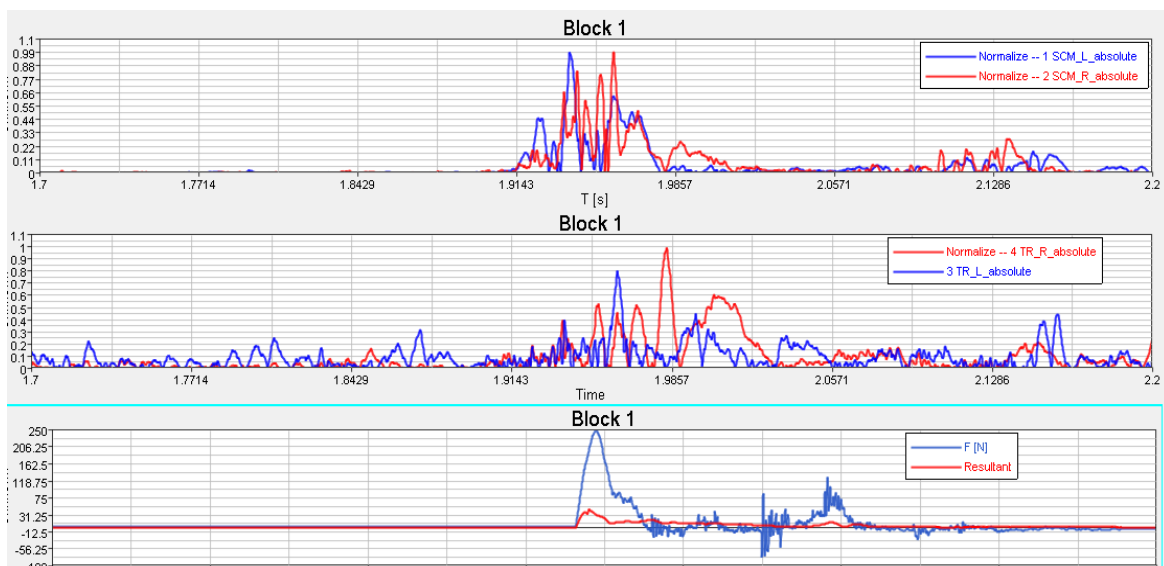
Maximální zrychlení hlavy:	s očima snížení o 0,6 g (10%)	signifikantní (p=0,022)
HIC 36:	s očima snížení o 0,7 (10%)	signifikantní (p=0,014)
3 ms kritérium:	s očima snížení o 0,5 g (7%)	signifikantní (p=0,005)
Síla nárazu:	stejně pro všechna měření	(p=0,196)



Graf 11: Výsledky shrnuté v grafu

4.1.3 Elektromyografie

Data z EMG byla importována do prostředí HyperGraph, kde byla provedena časová synchronizace s ostatními daty, rozdělení do stanovených úseků, normalizace podle MVC, rektifikace a dále byl určen čas aktivace svalů, jako 10% z MVC a byla dopočtena střední hodnota pro každý sval a úsek zvlášť. Na Grafu 12 je vidět průběh jednoho z impaktů, kde horní graf reprezentuje m.sternocleidomastoideus, červená křivka je aktivace pravého, modrá levého, prostřední graf je obdobný pro m.trapezius, kde červená je z pravé strany a modrá z levé strany a dolní graf zobrazuje průběh působení síly a výsledné dosažené zrychlení hlavy.



Graf 12: Normalizovaný záznam z EMG v softwaru HyperGraph pro kontaktní náraz bez očí

a) čas aktivace

Aktivace měřených svalů byla sledována v časové ose vzhledem k průběhu nárazu impaktoru. Okamžik maximální síly naměřené na impaktoru byl pro další vyhodnocení považován za referenční, výchozí, nulový čas. Vzhledem k tomuto bodu byly stanovovány časy aktivace sledovaných svalů. Aktivace před stanoveným referenčním bodem je uváděna jako záporné číslo, aktivace po něm má kladné znaménko. Určené hodnoty uvádí Tabulka 5.

	Sternocleidomastoid eus Levý (SCM_L) bez očí (s)	Sternocleidoma stoideus Levý s očima (s)	Sternocleidomastoid eus Pravý (SCM_R) bez očí (s)	Sternocleidomast oideus Pravý s očima (s)
Proband 1	0,408	-0,048	0,407	-0,047
Proband 2	0,375	-0,085	0,386	-0,088
Proband 3	0,347	-0,075	0,354	-0,072
Proband 4	0,337	-0,112	0,340	-0,115
Proband 5	0,412	-0,093	0,429	-0,094
Proband 6	0,313	-0,133	0,303	-0,136
	Trapezius Levý (TR_L) bez očí (s)	Trapezius Levý s očima (s)	Trapezius Pravý (TR_R) bez očí (s)	Trapezius Pravý s očima (s)
Proband 1	0,405	-0,043	0,415	-0,053
Proband 2	0,363	-0,076	0,377	-0,077
Proband 3	0,390	-0,097	0,378	-0,098
Proband 4	0,321	-0,117	0,328	-0,084
Proband 5	0,321	-0,090	0,325	-0,094
Proband 6	0,315	-0,100	0,324	-0,089

Tabulka 5: Naměřené hodnoty aktivace pro kontaktní nárazy

V následující tabulce (Tabulka 6) je provedení statistického zpracování času aktivace svalů pro m. sternocleidomastoideus a v Tabulce 7 pro m. trapezius.

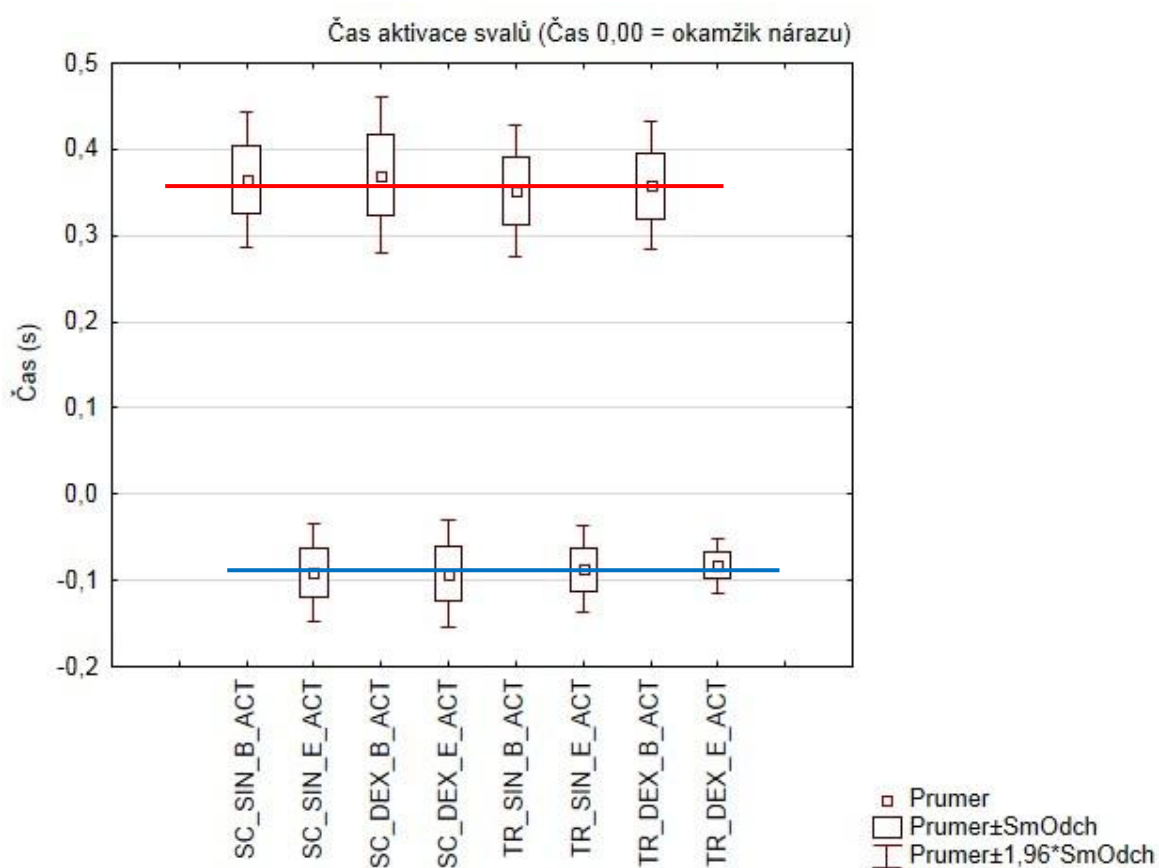
	Levý bez očí	Levý s očima	Pravý bez očí	Pravý s očima
Stř.hodnota (s)	0,365	-0,091	0,370	-0,092
Maximum (s)	0,412	-0,048	0,429	-0,047
Minimum (s)	0,313	-0,133	0,303	-0,136
Median (s)	0,361	-0,089	0,370	-0,091
Směrodatná odchylka (s)	0,037	0,027	0,042	0,029
Test normality	ano	ano	ano	Ano
Rozdíl stř.hodnot (s)	-0,456		-0,462	
Procentuelní rozdíl (%)	-125		-124	
Párový t-test	0,000		0,000	

Tabulka 6 – Časování musculus sternocleidomastoideus

	Levý bez očí	Levý s očima	Pravý bez očí	Pravý s očima
Stř.hodnota (s)	0,352	-0,087	0,358	-0,082
Maximum (s)	0,405	-0,043	0,415	-0,053
Minimum (s)	0,315	-0,117	0,324	-0,098
Median (s)	0,342	-0,093	0,352	-0,086
Směrodatná odchylka (s)	0,036	0,023	0,035	0,015
Test normality	ano	ano	ano	Ano
Rozdíl stř.hodnot (s)	-0,440		-0,440	
Procentuelní rozdíl (%)	-125		-123	
Párový t-test	0,000		0,000	

Tabulka 7 – Časování musculus trapezius

Po shrnutí výsledků lze konstatovat, že aktivace svalů bez zrakového vjemu nastává 0,355 s po nárazu impaktorem, při sledování očima pak 0,0845 s před nárazem. V krabicovém grafu (Graf 13) jsou znázorněny časy aktivací pro jednotlivé svaly (SC = Sternocleidomastoideus, TR = Trapezius, SIN = Levý, DEX = Pravý, B = Bez očí, E = S očima) a jejich průměrná hodnota, pro nárazy bez zrakového vjemu – červená úsečka, se zrakovým vjemem modrá úsečka.



Graf 13: Aktivace jednotlivých svalů

b) velikost aktivace

Z naměřených průběhů aktivace sledovaných svalů byly v definovaných úsecích dopočítány její střední hodnoty, které jsou koncentrovány do následující tabulky (Tabulka 8).

	Sternocleidomastoideus Levý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0048	0,0392	0,0565	0,0439
Proband 2	0,0052	0,0475	0,0479	0,0324
Proband 3	0,0030	0,0218	0,0712	0,0776
Proband 4	0,0031	0,0334	0,0612	0,0586
Proband 5	0,0028	0,0239	0,0682	0,0621
Proband 6	0,0034	0,0325	0,0651	0,0623

	Sternocleidomastoideus Pravý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0046	0,0468	0,0473	0,0262
Proband 2	0,0051	0,0388	0,0432	0,0260
Proband 3	0,0029	0,0180	0,0649	0,0614
Proband 4	0,0029	0,0286	0,0552	0,0469
Proband 5	0,0026	0,0195	0,0615	0,0473
Proband 6	0,0031	0,0282	0,0620	0,0468

	Trapezius Levý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0121	0,0911	0,1289	0,0727
Proband 2	0,0122	0,0902	0,0898	0,0732
Proband 3	0,0080	0,0544	0,1855	0,1715
Proband 4	0,0085	0,0618	0,1190	0,1691
Proband 5	0,0096	0,0563	0,1660	0,1312
Proband 6	0,0089	0,0678	0,1239	0,1302

	Trapezius Pravý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0179	0,1432	0,0801	0,1300
Proband 2	0,0171	0,1645	0,0661	0,0781
Proband 3	0,0087	0,0614	0,2604	0,0763
Proband 4	0,0160	0,1187	0,0914	0,1406
Proband 5	0,0107	0,0468	0,1793	0,1400
Proband 6	0,0168	0,0953	0,0884	0,1590

Tabulka 8: Vypočítané střední hodnoty

Uvedené hodnoty byly za účelem finálního porovnání dále průměrovány a byly stanoveny rozdíly mezi nárazy s umožněným, resp. vyloučeným zrakovým vjemem. Procentuální rozdíly jsou počítané vzhledem k hodnotám bez zrakového vjemu. Tyto a další statistické hodnoty jsou spočítané v Tabulce 9.

	Sternocleidomastoideus Levý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Stř.hodnota	0,0037	0,0331	0,0617	0,0562
Maximum	0,0052	0,0475	0,0712	0,0776
Minimum	0,0028	0,0218	0,0479	0,0324
Medián	0,0033	0,0330	0,0632	0,0604
Směrodatná odchylka	0,0009	0,0087	0,0078	0,0145
Test normality	ano	ano	ano	ano
Rozdíl stř.hodnot	0,0293		-0,0055	
Procentuelní rozdíl	787		-9	
Párový t-test	0,0004		0,1450	

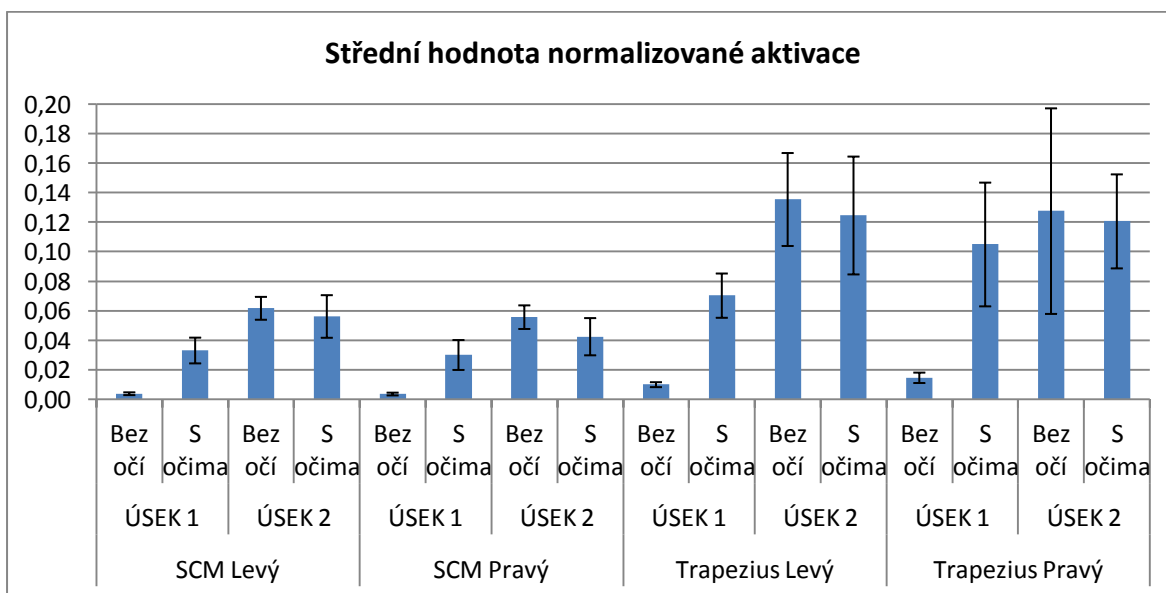
	Sternocleidomastoideus Pravý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Stř.hodnota	0,0035	0,0300	0,0557	0,0424
Maximum	0,0051	0,0468	0,0649	0,0614
Minimum	0,0026	0,0180	0,0432	0,0260
Medián	0,0030	0,0284	0,0583	0,0469
Směrodatná odchylka	0,0009	0,0101	0,0080	0,0126
Test normality	ano	ano	ano	ano
Rozdíl stř.hodnot	0,0265		-0,0132	
Procentuelní rozdíl	753		-24	
Párový t-test	0,0014		0,0038	

	Trapezius Levý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Stř.hodnota	0,0099	0,0703	0,1355	0,1247
Maximum	0,0122	0,0911	0,1855	0,1715
Minimum	0,0080	0,0544	0,0898	0,0727
Medián	0,0092	0,0648	0,1264	0,1307
Směrodatná odchylka	0,0017	0,0150	0,0315	0,0400
Test normality	ano	ano	ano	ano
Rozdíl stř.hodnot	0,0604		-0,0109	
Procentuelní rozdíl	611		-8	
Párový t-test	0,0002		0,4996	

	Trapezius Pravý			
	Střední hodnota – ÚSEK 1		Střední hodnota – ÚSEK 2	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Stř.hodnota	0,0145	0,1050	0,1276	0,1207
Maximum	0,0179	0,1645	0,2604	0,1590
Minimum	0,0087	0,0468	0,0661	0,0763
Medián	0,0164	0,1070	0,0899	0,1350
Směrodatná odchylka	0,0035	0,0420	0,0697	0,0319
Test normality	ano	ano	ano	ano
Rozdíl stř.hodnot	0,0905		-0,0069	
Procentuelní rozdíl	623		-5	
Párový t-test	0,0035		0,8650	

Tabulka 9 – Statistické zpracování velikosti aktivity

Z rozdílů středních hodnot jsou zřejmé významné rozdíly v aktivaci sledovaných svalů v jednotlivých hodnocených úsecích mezi možným a nemožným zrakovým vjemem, kdy kladné hodnoty znamenají vyšší aktivaci s očima a záporné naopak vyšší aktivaci bez očí. Podobně jako v předchozí fázi vyhodnocení je vyslovený závěr dobře patrný v názorném grafickém zobrazení (Graf 14), kde na svislé ose je průměrná hodnota střední hodnoty aktivity v daném úseku všech probandů.



Graf 14 – Střední hodnoty normalizované aktivity pro jednotlivé svaly a úseky

Je tedy zřejmé, že v úseku 1, tedy v úseku před nárazem – preaktivním, je u všech svalů statisticky významnější (p-hodnota < 0,05) velikost aktivace pro variantu se zrakovým vjemem. Naopak, v úseku 2, po nárazu, je velikost aktivace svalů nižší pro variantu se zrakovým vjemem. Statisticky významné (p-hodnota < 0,05) to bylo však pouze pro pravý sternocleidomastoideus. V tomto ohledu na ostatních svalech byla poměrně velká směrodatná odchylka, takže i když došlo k hodnotovému snížení, statisticky to nelze potvrdit. Porovnáním co do velikosti mezi jednotlivými svaly, se více vzhledem k MVC zapojoval sval m. trapezius než m. sternocleidomastoides a u obou svalů nepatrně více levé strany. Pokud tedy budeme posuzovat odezvu celé sledované svalové skupiny, lze sestavit následující tabulku (Tabulka 10) s průměrnými hodnotami procentuálního rozdílu mezi umožněným a znemožněným zrakovým vjemem.

	Úsek 1	Úsek 2
Rozdíl stř. hodnot	0,052	-0,009
Procentuální rozdíl	745	-90

Tabulka 10 – Rozdíly aktivace s umožněným a znemožněným zrakovým vjemem

4.2 Bezkontaktní nárazy

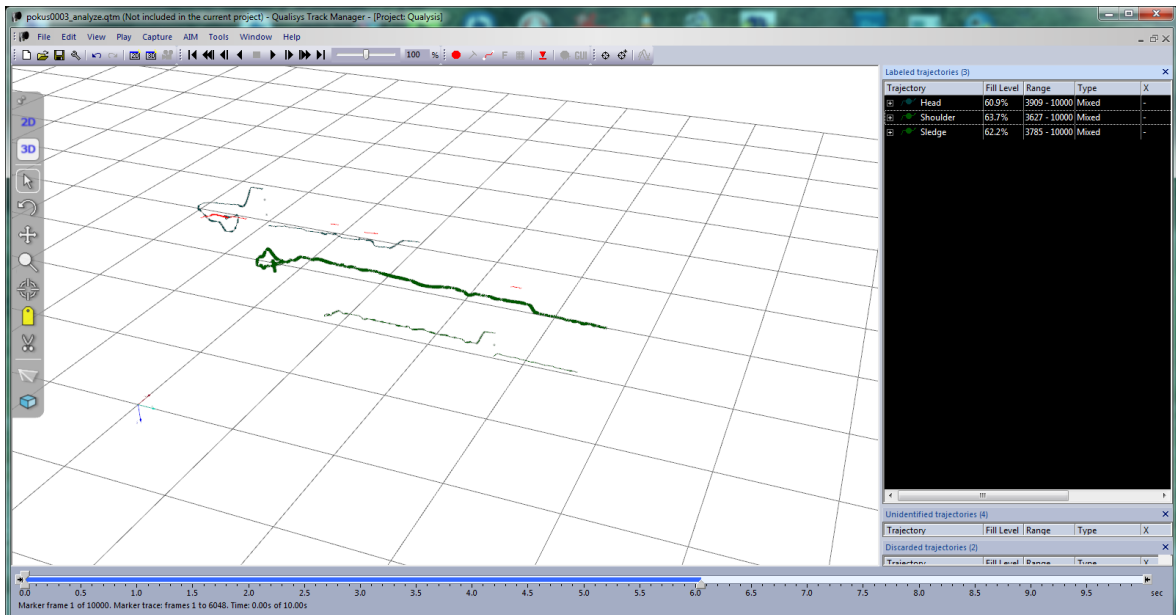
Situaci experimentu před a během nárazu můžeme vidět na Obrázku 16. Na sedačku pohyblivých sáněk simulátoru nárazu byla testovaná osoba připoutána tříbodovým bezpečnostním pásem. V případě nárazu bez zrakového vjemu měla zavázané oči. Po zapnutí všech měřících přístrojů se sánky odbrzdí a na nakloněné rovině díky gravitační síle získají určitou rychlost a poté narazí do zabrány.



Obrázek 16 – Situace bezkontaktních nárazů

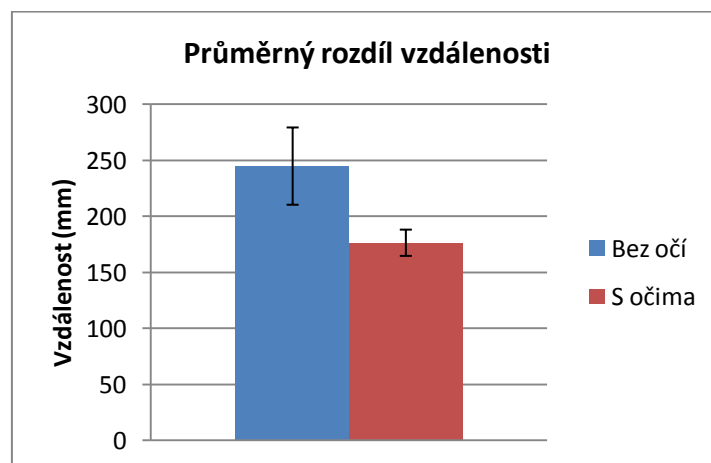
4.2.1 Kinematika

Dle záznamů z Qualisysu byla nárazová rychlost vozíku $2,96 \pm 0,02$ m/s, vstupní podmínky byly pro všechna měření totožné. Ukázkový záznam pohybu v Qualisys Track Manageru je vidět na Obrázku 17. Zelené křivky představují trajektorii pohybu hlavy (nahore), ramene (uprostřed) a vozíku (dole). U trajektorie hlavy je dobře patrný bičovitý pohyb, jak je popsáno u charakteristiky whiplash poranění.

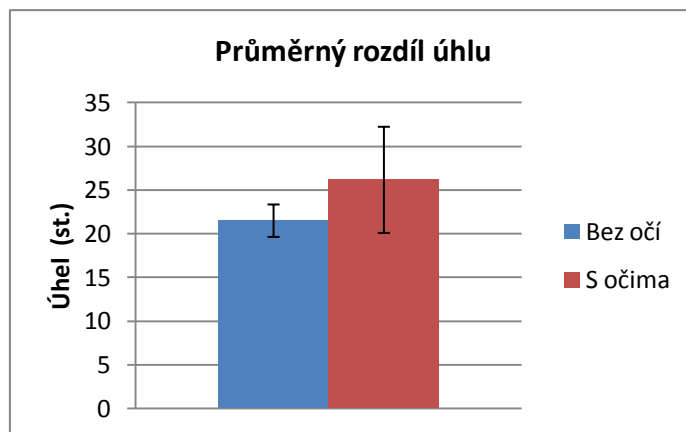


Obrázek 17 - Qualisys Track Manager (vpravo – rozdělení trajektorií na jednotlivé části, uprostřed – trajektorie a body, kde se právě nacházejí)

Systémem Qualisys byla sledována vzdálenost mezi markerem na čelní kosti a markerem na vozíku. Průměrná vzdálenost mezi klidovou polohou a maximální výchylkou hlavy ze všech měření je na Grafu 15, je zřejmé, že v případě neočekávání nárazu (bez oční kontroly) dosahuje hlava větší výchylky, vzdálenost krajní polohy hlavy je tedy delší. To potvrzuje i další sledovaný parametr, což je změna úhlu v průběhu pohybu mezi spojnicí hlavy a vozíkem vzhledem k vodorovné rovině – Graf 16.

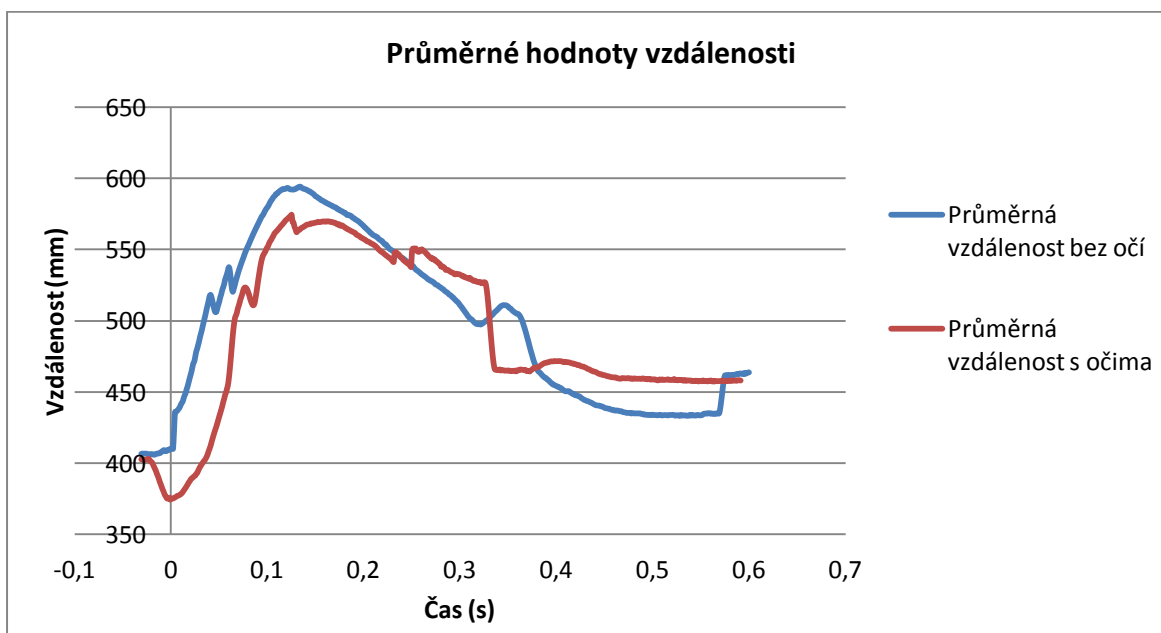


Graf 15 - Průměrný rozdíl vzdáleností mezi klidovou polohou a maximální výchylkou



Graf 16 - Průměrný rozdíl úhlu v průběhu pohybu mezi spojnicí hlavy a vozíkem

Průběh pohybu nárazu můžeme sledovat na zprůměrovaných hodnotách vzdálenosti mezi čelní kostí a vozíkem ze všech měření (Graf 17).



Graf 17 - Průměrné hodnoty vzdálenosti mezi čelní kostí a vozíkem

Před časem 0, což je okamžik nárazu, se hlava probandů s oční kontrolou cíleně zakloní (přiblíží hlavu hlavové opěrce) o vzdálenost 25 mm (= minimum červené křivky). Dále následuje náraz a u probandů bez zrakového vjemu spatřujeme strmější nárůst vzdálenosti v čase, je to způsobené zejména nepřipraveností svalstva krku na náraz. Probandi očekávající náraz aktivovali svalstvo a nárůst výchylky je pozvolnější. Změny

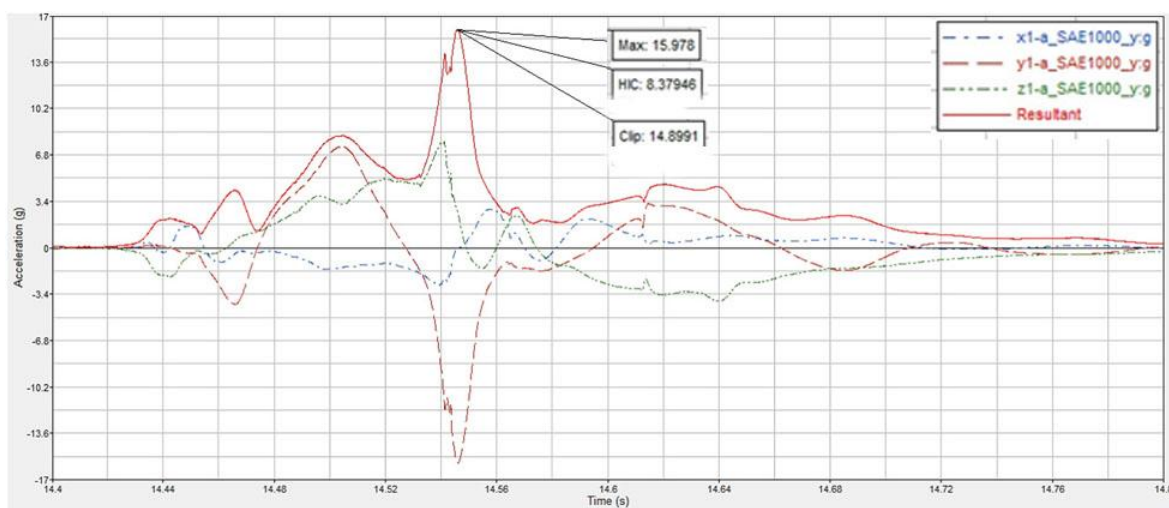
v plynulosti křivky v čase cca 0,05 s po náraze jsou způsobeny zachycení probandů bezpečnostním pasem. Po dosažení maximální výchylky, jež je u probandů se zrakovým vjemem nižší přibližně o 30 mm, dochází ke zmenšování vzdálenosti (přibližování se zpět k opěrce). U probandů očekávající náraz spatřujeme v průběhu nárazu rychlejší zmenšení vzdálenosti po odeznění přetížení působící na hlavu ve směru pohybu. Dojde tedy k aktivnímu návratu hlavy zpět do výchozí polohy k hlavové opěrce.

Výsledky sledování průběhu rychlosti hlavy po náraze ukazují, že maximální dosažená rychlost hlavy bez zrakové kontroly byla $4,94 \pm 1,09$ m/s, při zrakové kontrole pak $4,27 \pm 0,67$ m/s.

4.2.2 Akcelerometrie

Průměrné zpomalení simulátoru vypočtené ze všech měření bylo $27,28 \pm 1,19$ m/s². Všechny iniciační síly působící na probandy lze považovat za totožné.

Ukázkový záznam z akcelerometrů můžete vidět na Grafu 18, kde přerušovaná modrá, červená a zelená křivka zobrazuje zrychlení hlavy v jednotlivých osách a silná červená křivka pak výslednou hodnotu zrychlení hlavy. Na svislé ose je zrychlení (g) a na vodorovné čas (s)



Graf 18 - Hodnoty zrychlení hlavy v ose x, y, z a výsledné zrychlení hlavy a simulátoru

Tabulka 11 uvádí naměřené hodnoty, Tabulka 12 pak základní popisnou statistiku, na které je založeno finální vyhodnocení měření.

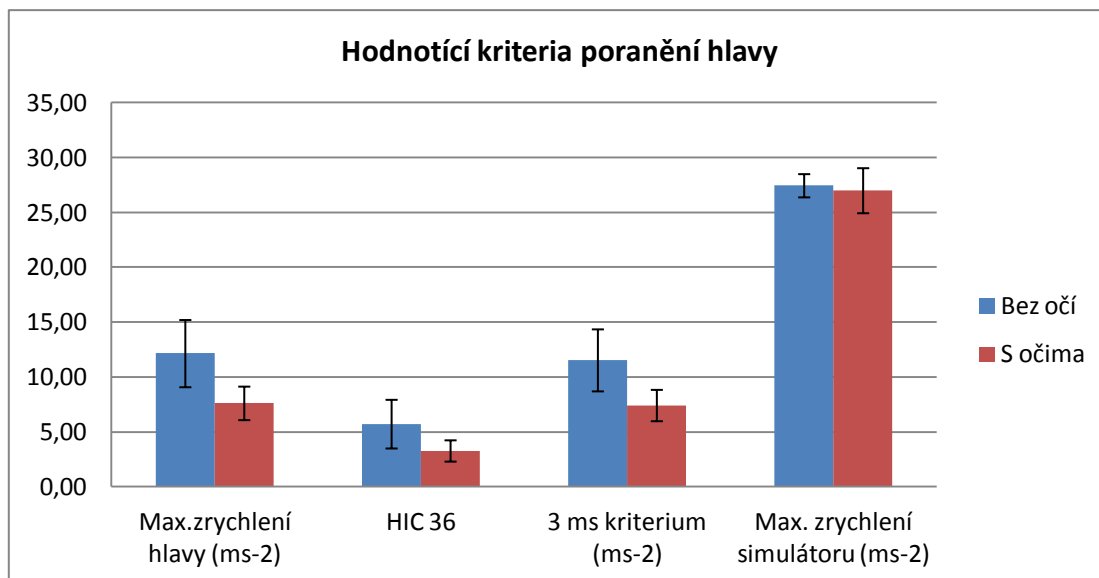
	Max. zrychlení hlavy (g)		HIC 36		3-ms kritérium (g)	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	10,25	7,73	5,08	3,13	10,04	7,62
Proband 2	15,98	9,97	8,38	4,91	14,90	9,59
Proband 3	14,13	6,99	6,96	2,57	13,48	6,77
Proband 4	8,23	5,77	2,46	2,52	7,72	5,69
Proband 5	13,66	14,70	7,11	11,36	12,27	13,18
Proband 6	9,64	5,96	3,65	2,12	9,22	5,80
Proband 7	12,89	7,61	6,29	3,51	12,32	7,33
Proband 8	11,98	6,58	5,67	2,03	11,77	6,52

Tabulka 11 – Naměřené hodnoty kritérií poranění

	Max. zrychlení hlavy		HIC 36		3-ms kritérium (g)	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Střední hodnota	12,096	8,163	5,702	4,017	11,466	7,812
Směrodatná odchylka	2,414	2,760	1,809	2,907	2,192	2,333
Minimum	8,235	5,769	2,462	2,028	7,717	5,689
Maximum	15,978	14,698	8,380	11,356	14,899	13,179
Median	12,436	7,299	5,979	2,846	12,021	7,054
Norm. test Kolmogorov	1,000	0,359	1,000	0,335	1,000	0,474
Norm. test Shapiro-Wilk	0,953	0,019	0,898	0,001	0,930	0,041
Rozdíl stř.hodnot	-3,934		-1,684		-3,654	
Procentuální rozdíl	-33		-30		-32	
Párový t-test	0,0037		0,1295		0,0038	

Tabulka 12 - Statistické hodnoty naměřených zrychlení

Z Tabulky 12 je vidět, že u naměřeného souboru dat lze potvrdit normalitu rozložení a k výslednému srovnání lze tedy využít párový test pro nalezení rozdílů mezi soubory měření s a bez vyloučení zrakového kontroly. Pro lepší názornost byla data uspořádána do Grafu 19 včetně zobrazení směrodatných odchylek pomocí chybových úseček.



Graf 19 - Výsledky kritérií poranění hlavy shrnuté v grafu

Z grafu je dobře vidět mírný pokles všech tří sledovaných veličin vlivem zrakové kontroly. Na základě hodnot z Tabulky 12 pak lze doplnit, že pro zvolenou hladinu významnosti je tato změna statisticky významná u hodnot max. zrychlení a 3ms kritéria. Pokud bychom hodnoty bez zrakové kontroly považovali za 100% pak lze formulovat následující dílčí závěry:

Maximální zrychlení hlavy: s očima snížení o 3,9 g (-32%)

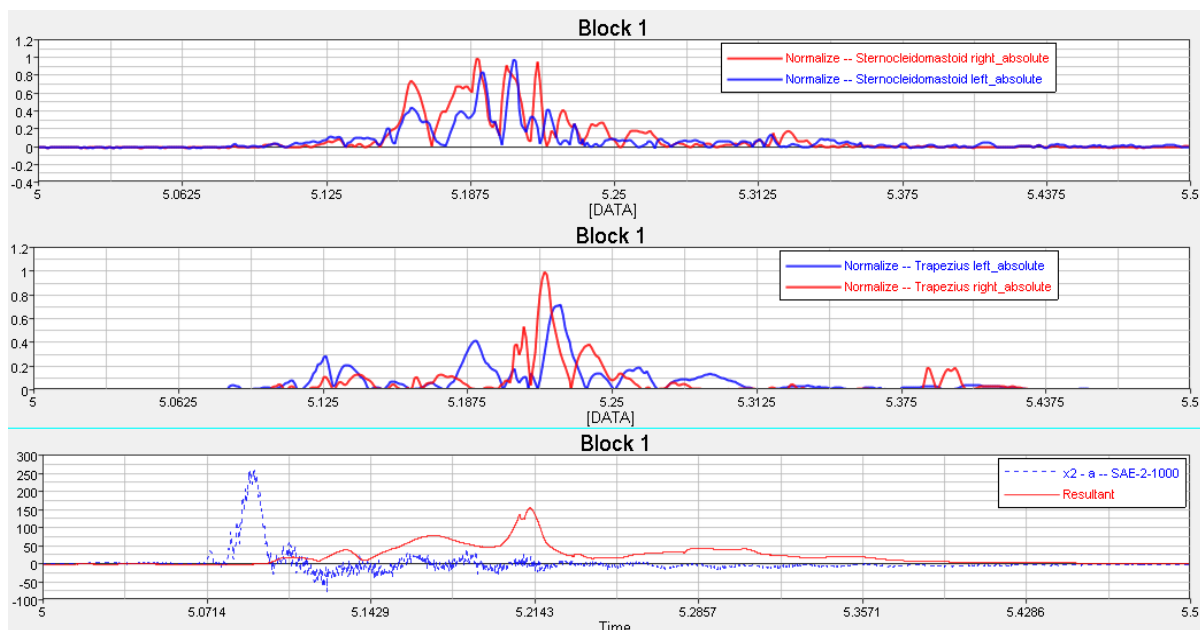
HIC 36: s očima snížení o 1,7 (-29%)

3 ms kritérium: s očima snížení o 3,7 g (-32%)

Lze se tedy konstatovat, že zrakový vjem vede ke snížení rizika poranění.

4.2.3 Elektromyografie

Příklad normalizovaného, rektifikovaného, synchronizovaného záznamu EMG ukazuje Graf 20. Horní křivky prezentují hodnoty M. SCM (červený z pravé strany, modrý z levé), prostřední jsou M.T. (červený z pravé strany, modrý z levé). Spodní křivky zobrazují průběhy zrychlení simulátoru (modře) a hlavy probanda (červeně).



Graf 20 - Záznam z EMG v softwaru HyperGraph

a) čas aktivace

Aktivace měřených svalů byla v prvním kroku zpracování dat sledována v časové ose vzhledem k průběhu zrychlení simulátoru. Okamžik maximálního zrychlení simulátoru byl pro další vyhodnocení považován za referenční, výchozí, nulový čas. Vzhledem k tomuto bodu byly stanovovány časy aktivace sledovaných svalů. Aktivace před stanoveným referenčním bodem je uváděna jako záporné číslo, aktivace po něm má kladné znaménko. Určené hodnoty uvádějí Tabulky 13 a 14.

	Levý bez očí (s)	Levý s očima (s)	Pravý bez očí (s)	Pravý s očima (s)
Proband 1	-0,012	-0,247	-0,011	-0,187
Proband 2	0,034	-0,138	0,049	-0,064
Proband 3	0,039	-0,098	0,036	-0,069
Proband 4	0,037	-0,129	0,029	-0,073
Proband 5	0,041	-0,189	0,031	-0,093
Proband 6	0,029	-0,157	0,033	-0,194
Proband 7	0,039	-0,144	0,042	-0,121
Proband 8	0,020	-0,220	0,033	-0,059
Stř. hodnota	0,028	-0,165	0,030	-0,107
Sm. odchylka	0,016	0,047	0,017	0,052
T-test	0,0000017		0,0000738	

Tabulka 13 - Časování m. sternocleidomastodeus

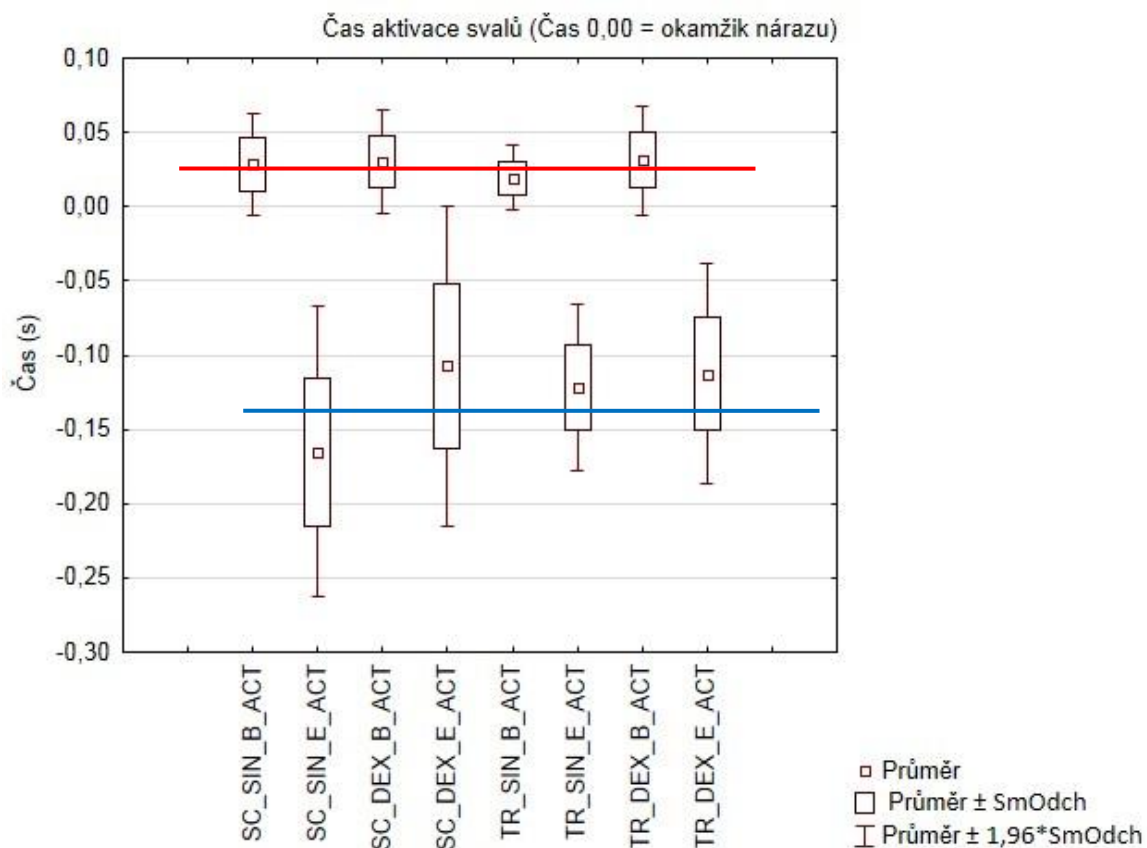
	Levý bez očí (s)	Levý s očima (s)	Pravý bez očí (s)	Pravý s očima (s)
Proband 1	-0,007	-0,170	-0,011	-0,168
Proband 2	0,028	-0,121	0,033	-0,107
Proband 3	0,023	-0,089	0,045	-0,042
Proband 4	0,020	-0,119	0,042	-0,120
Proband 5	0,022	-0,100	0,039	-0,098
Proband 6	0,025	-0,129	0,042	-0,152
Proband 7	0,027	-0,093	0,038	-0,113
Proband 8	0,018	-0,153	0,022	-0,099
Stř. hodnota	0,019	-0,122	0,031	-0,112
Sm. odchylka	0,011	0,027	0,017	0,035
T-test	0,0000003		0,0000039	

Tabulka 14 - Časování m. trapezius

Na základě uvedených dat lze konstatovat, že aktivace svalů bez zrakového vjemu nastává od 0,025 s (m. trapezius) do 0,029 s (m. sternocleidomastoideus) po nárazu. Při sledování očima se pak sledovaná hodnota mění od -0,136 s (m. sternocleidomastoideus) do -0,117 s (m. trapezius), tedy před nárazem.

Pokud bychom porovnali průměrný čas aktivace svalů sledované skupiny, lze konstatovat, že bez očí nastává 0,027 s po nárazu do překážky, při sledování očima pak 0,127 s před nárazem.

Uvedené závěry jsou dobře patrné i v grafickém zobrazení (Graf 21, legenda: SC = sternocleidomastoideus, TR = trapezius, SIN = levý, DEX = pravý, B = bez očí, E = s očima, modrá přímka = průměrný čas s očima, červená přímka = průměrný čas bez očí).



Graf 21 – Čas aktivace jednotlivých svalů

b) velikost aktivity

Naměřená data byla dále posuzována z pohledu míry zapojení svalů sledované skupiny v průběhu kolizního děje. Pro další práci byl využit dříve definovaný referenční bod na časové ose (okamžik maximálního zrychlení simulátoru), který je v následujícím textu označen jako náraz.

Dály byly pro tyto účely dalšího vyhodnocení z výše uvedeného hlediska na časové ose zavedeny tři úseky, které lze s ohledem na údaje z literatury (Ekblom 2011) považovat za charakteristické:

1. úsek 1: „Preaktivace“
 - 0,5 s před nárazem do nárazu
2. úsek 2: „Iniciační pohybová fáze“
 - od nárazu do okamžiku max. zrychlení hlavy
3. úsek 3: „Následující pohybová fáze“
 - od nárazu do 0,5 s po něm

Z naměřených průběhů aktivace sledovaných svalů byly v definovaných úsecích dopočítány její střední hodnoty v , které jsou koncentrovány do následujících tabulek (Tabulka 15-18).

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0134	0,0335	0,2157	0,1452	0,1646	0,0676
Proband 2	0,0023	0,0109	0,2061	0,1722	0,0821	0,0759
Proband 3	0,0039	0,0089	0,1861	0,1316	0,0882	0,0733
Proband 4	0,0128	0,0305	0,2422	0,1417	0,1589	0,0645
Proband 5	0,0146	0,0343	0,2257	0,1352	0,1463	0,0724
Proband 6	0,0143	0,0331	0,2054	0,1545	0,1801	0,0675
Proband 7	0,0022	0,0099	0,2315	0,1681	0,0793	0,0724
Proband 8	0,0025	0,0112	0,2157	0,1604	0,0730	0,0513

Tabulka 15 - Aktivace m. sternocleidomastoideus, levý

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0213	0,0623	0,2085	0,0096	0,0420	0,0104
Proband 2	0,0021	0,0151	0,2732	0,1227	0,1024	0,0455
Proband 3	0,0016	0,0059	0,2463	0,0783	0,0723	0,0686
Proband 4	0,0015	0,0054	0,3068	0,1198	0,0988	0,0434
Proband 5	0,0017	0,0060	0,2860	0,1143	0,0910	0,0487
Proband 6	0,0017	0,0058	0,2602	0,1306	0,1120	0,0454
Proband 7	0,0024	0,0102	0,2423	0,1565	0,0705	0,0489
Proband 8	0,0028	0,0114	0,2258	0,1493	0,0649	0,0549

Tabulka 16 - Aktivace m. sternocleidomastoideus, pravý

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0144	0,0365	0,3875	0,1894	0,1460	0,0694
Proband 2	0,0029	0,0179	0,1062	0,0764	0,0659	0,0417
Proband 3	0,0047	0,0254	0,1322	0,1152	0,1174	0,1114
Proband 4	0,0138	0,0332	0,4352	0,1849	0,1409	0,0662
Proband 5	0,0158	0,0373	0,4056	0,1764	0,1298	0,0743
Proband 6	0,0154	0,0360	0,3691	0,2016	0,1598	0,0693
Proband 7	0,0045	0,0231	0,1485	0,1124	0,1133	0,1063
Proband 8	0,0052	0,0260	0,1384	0,1073	0,1043	0,0937

Tabulka 17 - Aktivace m. trapezius, levý

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Proband 1	0,0030	0,0235	0,1931	0,1516	0,1512	0,0772
Proband 2	0,0020	0,0099	0,0650	0,0413	0,0582	0,0364
Proband 3	0,0023	0,0173	0,1128	0,0651	0,0598	0,0584
Proband 4	0,0028	0,0214	0,2169	0,1479	0,1459	0,0737
Proband 5	0,0033	0,0240	0,2021	0,1411	0,1344	0,0827
Proband 6	0,0032	0,0232	0,1839	0,1613	0,1654	0,0771
Proband 7	0,0019	0,0090	0,0730	0,0403	0,0562	0,0347
Proband 8	0,0022	0,0101	0,0680	0,0384	0,0517	0,0390

Tabulka 18 - Aktivace m. trapezius, pravý

Uvedené hodnoty byly za účelem finálního porovnání dále průměrovány a byly stanoveny rozdíly mezi hodnotami s možným, resp. nemožným zrakovým vjemem. Procentuální rozdíly jsou počítané vzhledem k hodnotám bez zrakového vjemu. Takto počítané hodnoty uvádějí Tabulky 19-22.

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Střední hodnota	0,0083	0,0215	0,2160	0,1511	0,1216	0,0681
Směrodatná odchylka	0,0056	0,0114	0,0163	0,0141	0,0420	0,0073
Rozdíl stř.hodnot	0,0133		-0,0650		-0,0535	
Procentuální rozdíl	161		-30		-44	
Párový t-test (prob)	0,00058		0,00006		0,01248	

Tabulka 19 - Vyhodnocení aktivace m. sternocleidomastoideus, levý

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Střední hodnota	0,0044	0,0153	0,2561	0,1101	0,0817	0,0457
Směrodatná odchylka	0,0064	0,0181	0,0301	0,0440	0,0218	0,0153
Rozdíl stř.hodnot	0,0109		-0,1460		-0,0360	
Procentuální rozdíl	248		-57		-44	
Párový t-test (prob)	0,04417		0,00004		0,00315	

Tabulka 20 - Vyhodnocení aktivity m. sternocleidomastoideus, pravý

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Střední hodnota	0,0096	0,0294	0,2653	0,1454	0,1222	0,0790
Směrodatná odchylka	0,0053	0,0068	0,1356	0,0445	0,0273	0,0217
Rozdíl stř.hodnot	0,0198		-0,1199		-0,0432	
Procentuální rozdíl	207		-45		-35	
Párový t-test (prob)	0,00000		0,01195		0,01031	

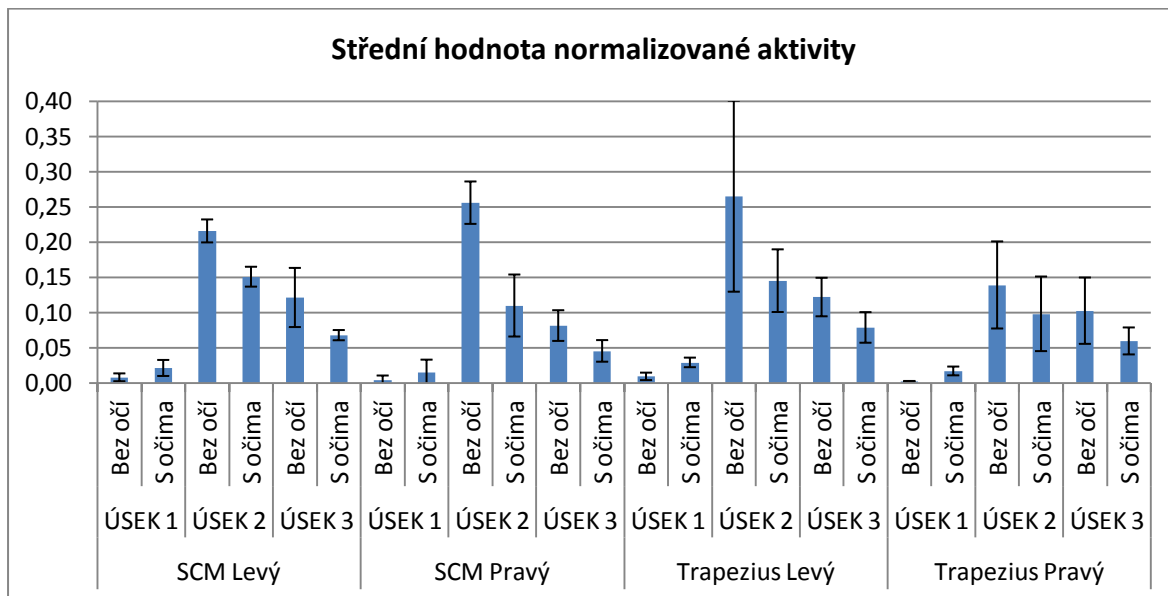
Tabulka 21 - Vyhodnocení aktivity m. trapezius, levý

	ÚSEK 1		ÚSEK 2		ÚSEK 3	
	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima	Bez očí	S očima
Střední hodnota	0,0026	0,0173	0,1393	0,0984	0,1028	0,0599
Směrodatná odchylka	0,0005	0,0062	0,0618	0,0529	0,0471	0,0192
Rozdíl stř.hodnot	0,0147		-0,0410		-0,0429	
Procentuální rozdíl	570		-29		-42	
Párový t-test (prob)	0,00026		0,00026		0,00756	

Tabulka 22 - Vyhodnocení aktivity m. trapezius, pravý

Z uvedeného jsou zřejmé významné rozdíly ve velikosti aktivity sledovaných svalů v jednotlivých hodnocených úsecích mezi možným a nemožným zrakovým vjemem, kdy kladné hodnoty u rozdílu středních hodnot znamenají vyšší aktivaci s očima a záporné naopak vyšší aktivaci bez očí.

Podobně jako v předchozí fázi vyhodnocení je vyslovený závěr dobře patrný v názorném grafickém zobrazení (Graf 22), kde na svislé ose je průměrná hodnota aktivace v daném úseku.



Graf 22 - Střední hodnota normalizované aktivity

Pokud opět budeme posuzovat odezvu celé sledované svalové skupiny, lze sestavit následující tabulku (Tabulka 23) s průměrnými hodnotami procentuálního rozdílu mezi umožněným a znemožněným zrakovým vjemem.

	Úsek 1	Úsek 2	Úsek 3
Rozdíl stř. hodnot	0,015	-0,093	-0,044
Procentuální rozdíl	399	-40	-41

Tabulka 23 - Průměrné hodnoty aktivace celé svalové skupiny

S ohledem na výše uvedené lze konstatovat, že zrakový vjem znamená velmi významné zvýšení preaktivace sledované svalové skupiny o téměř 400 % a naopak nižší aktivaci v obou následujících pohybových fázích o cca 40 %.

5 DISKUZE

5.1 Kontaktní nárazy

Výsledky průběhu pohybu hlavy (Graf 7, 8, 9) můžeme interpretovat tak, že při vědomém okamžiku nárazu se probandi cíleně předklonili, aby se na náraz připravili. V případě vědomých nárazů byla hodnota předklonění 15,2 mm, u nevědomých 7,7 mm.

Z grafické interpretace průběhu zrychlení (Graf 10) můžeme konstatovat, že maximálního zrychlení hlava dosahuje ještě před dosažením maximální síly nárazu. Z hlediska možnosti poranění hlavy, resp. mozku, je tedy kritickým okamžikem první část pohybu, kdy má hlava nejjednodušší možnost zrychlovat, poté zrychlení klesá, ale narůstá riziko poranění krční páteře, je dosaženo fyziologické výchylky hlavy a odpor tak kladou krční skloubení a nabíhá maximální síla působící na hlavu. Tyto závěry jsou v rozporu s tvrzením dle Verschueren *et al.* (2007), že na maximální dosaženou sílu nemá vliv pohyb hlavy vzad, protože maximální dosažená hodnota nastává před pohybem hlavy vzad. Po výpočtu a porovnání kritérií poranění hlavy je zřejmé, že očekávání nárazu příznivě tato kritéria ovlivňuje.

Z grafu 13 je tedy zřejmé, že v případě, kdy člověk zná přesně okamžik nárazu, je schopen se na náraz připravit a v okamžiku nárazu už má svaly na určitém stupni aktivované (v kontrakci). Zde je potřeba si uvědomit další zákonitosti, a to, že reakční doba člověka na podnět (=doba od zpatření podnětu, přenosu vzruchu do mozku, uvědomění si podnětu přenosu vzruchu do svalstva) je řádově 0,2 s a nějaký čas svaly potřebují, než se aktivují na zmíněnou hodnotu 10% MVC. Příprava na náraz se zrakovým vjemem tak začíná už zhruba 0,5 s před vlastním nárazem. Dalším zajímavým aspektem je porovnání času aktivace svalů a dosažení maximální hodnoty síly a zrychlení hlavy vzhledem k pohybu hlavy vzad. Z výsledků vyplývá, že díky včasné aktivaci při nárazu s optickým vjemem dosáhne hlava menší hodnoty výchylky (průměrně o 28,8 mm), což je příznivější vzhledem k možným poraněním krční páteře, i nižších hodnot kritérií poranění hlavy (průměrně o 0,68 u HIC).

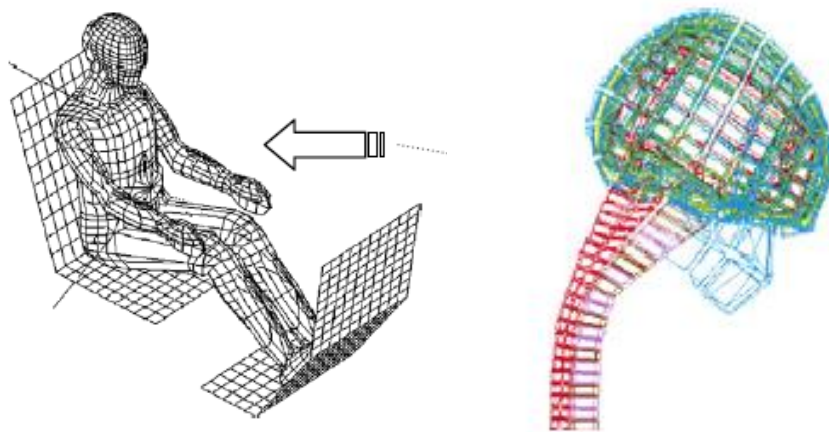
S ohledem na Graf 14 a Tabulku 10 lze konstatovat, že zrakový vjem znamená velmi významné zvýšení preaktivace sledované svalové skupiny o téměř 750 % a naopak nižší aktivaci v následujících ponárazové fázi o cca 90 %.

5.2 Bezkontaktní nárazy

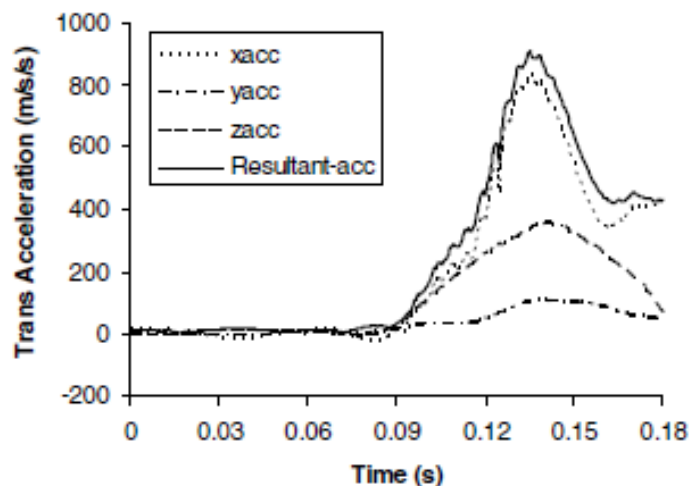
Kumar publikoval v letech 2001 – 2006 více než 7 prací zabývajících se EMG při bezkontaktních nárazech (Kumar *et al.* 2001, Kumar *et al.* 2002, Kumar *et al.* 2003, Kumar *et al.* 2004b, a, 2005a, b, Kumar *et al.* 2006). Kumar prováděl experiment na 10 osobách a používal plastovou židli, které byla udílána zrychlení pneumatickým úderníkem. My jsme testovaly 8 probandů a používaly reálnou autosedačku, která narážela na pevný bod. Dosažené hodnoty zrychlení pro vozík u Kumara byly 14 m/s^2 pro neočekávané nárazy, 12 m/s^2 pro očekávané. Maximální zrychlení hlavy dosahovalo $8,4 \text{ m/s}^2$ pro neočekávané nárazy, $7,8 \text{ m/s}^2$ pro očekávané. Naše zrychlení simulátoru byla $27,3 \pm 1,2 \text{ m/s}^2$ pro všechny měření. Zrychlení na hlavě $12,1 \pm 2,4 \text{ m/s}^2$ pro neočekávané nárazy a $8,2 \pm 2,8 \text{ m/s}^2$ pro očekávané.

Dále se Kumarovi podařilo zjistit, že dochází ke snížení EMG aktivity při očekávaném nárazu oproti nárazu neočekávanému až o dvojnásobek. Pro srovnání procentuálního zapojení jednotlivých svalů vycházel Kumar z referenční hodnoty 100 %, která představovala maximální aktivitu při flexi, extenzi a rotaci pro následující svaly v tomto pořadí: m. sternocleidomastoideus, m. trapezius, m. splenius capitis. Největší aktivita byla zaznamenána v musculus trapezius, která se pohybovala mezi 38% - 79%, tato aktivita stoupala úměrně se vzrůstající akcelerací u neočekávaných nárazů. U předem očekávaných nárazů se aktivita též zvyšovala s narůstající akcelerací, nicméně se pohybovala v nižších hodnotách (32% - 53%) (Kumar *et al.* 2003). Dle Kumar *et al.* (2003) se dále ukázalo, že pohlaví nemá žádný vliv na rozdílnost aktivity svalů.

Bezkontaktními nárazy se dále zabýval Gong *et al.* (2008). Vytvořil metodou konečných prvků model hlavy s krkem, který spojil s matematickým model ATB (Articulated Total Body (McHenry 2004)). Tento systém (Obrázek 18) umístil na model sedačky s bezpečnostním pásem a aplikoval deceleraci 13,3, 23,5 a 33,7 g. Gong *et al.* (2008) monitoroval zejména intrakraniální tlak a smyková zatížení. Jeho hodnoty zrychlení naměřené na hlavě byly řádově trojnásobné než iniciační zrychlení nárazu (Graf 23 – vodorovná osa – čas (s), svislá osa – zrychlení (m/s^2)). Při našem testování na simulátoru nárazu se naopak naměřila zhruba o třetinu menší zrychlení na hlavě než na sáních simulátoru.



Obrázek 18 - Model použitý (Gong *et al.* 2008) bezkontaktní nárazy



Graf 23 – Výsledná akcelerace (Gong *et al.* 2008) při bezkontaktních nárazech s iniciačním zrychlením 33,7 g

Dostupné studie dále uvádějí, že reflexní odezva svalů na vnější zatížení byla na EMG zaznamenána v intervalu 30 – 150 ms (Larivière *et al.* 2010). Murakami (2010) prezentoval, že reakční čas mezi spatřením objektu a zaznamenáním EMG je 200 ms a dále, že zpoždění mezi EMG aktivací a začátkem vlastního pohybu je 50 ms. Oba citované prameny tak potvrzují námi naměřené hodnoty aktivace. Dále bylo naším měřením zjištěno, že při neznalosti přesného okamžiku nárazu dochází k aktivaci svalstva krku až 27 ms po nárazu (Tabulka 14). Z výsledků jednoznačně vyplývá, že očekávání nárazu a aktivní příprava na náraz zapojením krčních svalů pomáhá snížit maximální akceleraci

hlavy a lze tedy předpokládat snížení následků úrazu. Prokázalo se, že při očekávání nárazu zvýšíme aktivaci krčních svalů řádově o 400 %. Tato aktivace vyvrcholí zhruba 130 ms před nárazem při známém mechanismu nárazu. Dojde tím jednak ke zkrácení dráhy hlavy v průběhu decelerace a zmenšení úhlu výchylky hlavy, tedy příznivější okolnosti pro oblast krku a poranění whiplash, a jednak ke snížení maximální dosažené akcelerace hlavy a hodnoty kritérií poranění hlavy HIC_{36} a 3-ms kritéria (HIC_{36} sníženo o 10%, 3-ms kritérium sníženo o 7% - Tabulka 4).

Je očekávatelné, že kinematika hlavy zapojením svalstva je ovlivnitelná pouze do určité hodnoty zrychlení. Nicméně je dokázané, že whiplash poranění je velmi časté právě při nízkých rychlostech a relativně slabých nárazech. Např. při zadním nárazu v rychlosti 8 mil za hodinu může vzniknout zrychlení vozidla 2g a zrychlení hlavy 5g s dobou působení 300 ms (Teo *et al.* 2007).

Nelze se ztotožnit se závěrem Cholewicki *et al.* (1998), že rozdíly v kinematice hlavy mezi mrtvolami a dobrovolníky jsou kvůli svalovým reflexům patrné 200 ms po nárazu a že tedy jeho závěry z mrtvol odpovídají živým lidem, protože ke zranění dochází mezi 50 a 150 ms po nárazu. Na kinematiku má vliv i preaktivace svalů.

Po metodologickém zlepšení volá např. Gaab *et al.* (2005), který ve své studii u 20 pacientů s chronickým whiplash poraněním zkoumá hladinu kortizolu v průběhu dne a vliv podávání dexamethasonu. Přestože dochází k rozdílům mezi skupinou s whiplash poraněním a bez, chybí u skupiny jedinců s whiplash kvalitativní kritérium pro určení míry závažnosti.

6 ZÁVĚR

Zobecníme-li již vyslovené závěry pro kontaktní a bezkontaktní nárazy, lze konstatovat, že reakce organismu velmi ovlivňuje kinematiku pohybu hlavy pro relativně slabé nárazy. Díky včasné preaktivaci, při očekávaných nárazech, krčních svalů dojde k omezení maximální výchylky krčních svalů a snížení kritérií poranění hlavy, což potvrzuje hypotézu H3 a H4.

Co se týká zodpovězení vědeckých otázek, ukázalo se, že detekce biomechanické odezvy je komplexní záležitost a je nutné při ní využít synchronizované moderní metodiky, které jsou schopny zachytit kinematické hodnoty (pohyb v prostoru a čase), v tomto ohledu se jeví jako nej přesnější a nejvhodnější nástroj systém Qualisys. Pro hodnocení kritérií poranění hlavy lze optimálně využít 3-D akcelerometr. A dále se ukázalo, že vzhledem k přenosu sil u kontaktních nárazů je nutné u sledování biomechanické odezvy detekovat sílu působící v místě dopadu a délku jejího působení, neboť rozhodujícím parametrem je impulz síly.

Specifikace vnitřní mechanické odezvy na základě vnějšího mechanického zatížení je velice problematická a zde je nezbytné využít matematického modelování s využitím reálné vnější biomechanické odezvy z našeho měření. Nelze tedy přesně specifikovat vnitřní odezvu na základě vnějšího zatížení, ale lze specifikovat vnější biomechanickou odezvu na vnější mechanické zatížení, čímž se potvrdila hypotéza H1, a to dále implementovat do matematických modelů.

Proband na blížící se náraz reaguje preaktivací krčních svalů a u kontaktních nárazů pohne hlavou směrem proti impaktoru, u bezkontaktních nárazů hlavu zakloní, což příznivě ovlivnilo sledované parametry.

Reakce organismu ovlivňují jak kinematiku pohybu před nárazem, tak po nárazu a dále ovlivňují hodnotící kritéria poranění. Tím je potvrzena hypotéza H2.

Výsledky z měření na živých probandech jsou dobrým podkladem pro implementaci reálné odezvy lidí do aktivních lidských modelů v simulačních softwarech tak, aby díky jejich validovaným výsledkům bylo reálné pravděpodobnostně určovat vnitřní biomechanickou odezvu hlavy a možnost whiplash poranění. Jedná se totiž o, v současné době, klíčovou otázku pro forenzní biomechaniky a soudní znalce v oboru lékařství zejména ve vztahu k pojistným podvodům a smyšleným následkům dopravních

nehod. Existují ovšem i další oblasti, které využijí zlepšení faktorů kvalifikace whiplash. Především v oblasti výzkumu vlivu na mozek, resp. na CNS a žlázy s vnitřní sekrecí. V těchto oblastech může informace o preaktivaci a aktivaci svalů za různých podmínek společně s rozdílnými hodnotami zrychlení hlavy sloužit jako parametr, který umožní přesnější klasifikaci výzkumných skupin.

Použité zdroje

- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R.P., Lambert, M.I., 2011. Alternative methods of normalising emg during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 579-586.
- Asgharpour, Z., Baumgartner, D., Willinger, R., Graw, M., Peldschus, S., 2013. The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* (0).
- Bandak, F.A., Zhang, A.X., Tannous, R.E., Dimasi, F., Masiello, P., Eppinger, R., Year. Simon: A simulated injury monitor: Application to head injury assessment. In: *Proceedings of the 17th Int. technical conference on the Enhanced Safety of Vehicles*.
- Botelho, A.L., Gentil, F.H.U., Sforza, C., Rodrigues, M.a.M., Da Silva, M., 2011. Standardization of the electromyographic signal through the maximum isometric voluntary contraction. *Cranio-the Journal of Craniomandibular Practice* 29 (1), 23-31.
- Brands, D.W.A., 2002. Predicting brain mechanics during closed head impact : Numerical and constitutive. Technische Universiteit Eindhoven, Eindhoven.
- Brault, J.R., Siegmund, G.P., Wheeler, J.B., 2000. Cervical muscle response during whiplash: Evidence of a lengthening muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15 (6), 426-35.
- Burden, A., Bartlett, R., 1999. Normalisation of emg amplitude: An evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys* 21 (4), 247-57.
- Casale, R., Rainoldi, A., Nilsson, J., Bellotti, P., 2003. Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study application. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84 (4), 513-517.
- Castro, W.H.M., Schilgen, M., Meyer, S., Weber, M., Peuker, C., Wortler, K., 1997. Do “whiplash injuries” occur in low-speed real impacts? *Eur. Spine J* 6, 366–375.
- Courville, C.B., 1942. Coup-contrecoup mechanism of cranio-cerebral injuries. *Archives of Surgery* 45 (1), 19-43.
- De Luca, C.J., Gilmore, L.D., Kuznetsov, M., Roy, S.H., 2010. Filtering the surface emg signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech* 43 (8), 1573-9.
- Dehner, C., Elbel, M., Schick, S., Walz, F., Hell, W., Michael, K., 2007. Risk of injury of the cervical spine in sled tests in female volunteers. *Clinical Biomechanics* 22, 615-622.
- Dulhunty, A., 2002. A simplified conceptual model of the human cervical spine for evaluating force transmission in upright static posture. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 25 (5), 306-317.
- Dylevský, I., Druga, R., Mrázková, O., 2000. *Funkční anatomie člověka* Grada Publishing, spol. s.r.o., Praha.
- Ekblom, M.M., Eriksson, M., 2011. Concurrent emg feedback acutely improves strength and muscle activation. *Eur J Appl Physiol*.
- Elbel, M., Kramer, M., Huber-Lang, M., Hartwig, E., Dehner, C., 2009. Deceleration during 'real life' motor vehicle collisions - a sensitive predictor for the risk of sustaining a cervical spine injury? *Patient Saf Surg* 3 (1), 5.
- Elišková, M., Naňka, O., 2006. *Přehled anatomie* Nakladatelství Karolinum, Praha.

- Euroncap, 2011. The tests explained euro ncap - for safer cars crash test safety rating.
- First, J., 2008. Zkoušení automobilů a motocyklů. S&T CZ s.r.o., Praha.
- Fukushima, M., Kaneoka, K., Ono, K., Sakane, M., Ujihashi, S., Ochiai, N., 2006. Neck injury mechanisms during direct face impact. *Spine (Phila Pa 1976)* 31 (8), 903-8.
- Gaab, J., Baumann, S., Budnoik, A., Gmünder, H., Hottinger, N., Ehlert, U., 2005. Reduced reactivity and enhanced negative feedback sensitivity of the hypothalamus–pituitary–adrenal axis in chronic whiplash-associated disorder, pain. 19 (1-3), 219-224.
- Gennarelli, T.A., Year. Analysis of head injury severity by ais–80. In: Proceedings of the The 24th Annual Conference, American Association for Automotive Medicine, Morton Grove, pp. 147-155.
- Gennarelli, T.A., Wodzin, E., 2006. Ais 2005: A contemporary injury scale. *Injury* 37 (12), 1083-1091.
- Gong, S.W., Lee, H.P., Lu, C., 2008. Computational simulation of the human head response to non-contact impact. *Computers and Structures* 86, 758-770.
- Hernandez, I.A., Fyfe, K.R., Heo, G., Major, P.W., 2005. Kinematics of head movement in simulated low velocity rear-end impacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20 (10), 1011-8.
- Chang, T.K., Rossikhin, Y.A., Shitikova, M.V., Chao, C.K., 2011. Application of fractional-derivative standard linear solid model to impact response of human frontal bone. *Theoretical and Applied Fracture Mechanics* 56 (3), 148-153.
- Chen, H.-B., Yang, K.H., Wang, Z.-G., 2009. Biomechanics of whiplash injury. *Chinese Journal of Traumatology (English Edition)* 12 (5), 305-314.
- Cholewicki, J., Panjabi, M.M., Nibu, K., Babat, L.B., Grauer, J.N., Dvorak, J., 1998. Head kinematics during in vitro whiplash simulation. *Accid Anal Prev* 30 (4), 469-79.
- Ivancic, P.C., 2013. Neck injury response to direct head impact. *Accident Analysis & Prevention* 50 (0), 323-329.
- Ivancic, P.C., Xiao, M., 2011. Understanding whiplash injury and prevention mechanisms using a human model of the neck. *Accid Anal Prev* 43 (4), 1392-9.
- Juráň, V., Smrčka, M., Smrčka, V., 2001. Poranění mozku. Lékařská fakulta, Masarykova Univerzita.
- Kovanda, J., Šatochin, V., 2000. Pasivní bezpečnost vozidel ČVUT, Praha.
- Kramer, F., 2006. Passive sicherheit von kraftfahrzeugen, 2nd edition ed. Vieweg Verlag, Germany.
- Kullgren, A., Krafft, M., Nygren, A., Tingvall, C., 2000. Neck injuries in frontal impacts: Influence of crash pulse characteristics on injury risk
Accident Analysis Prevention 32, 197–205.
- Kumar, S., Ferrari, R., Narayan, Y., 2004a. Cervical muscle response to posterolateral impacts--effect of head rotation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19 (9), 899-905.
- Kumar, S., Ferrari, R., Narayan, Y., 2004b. Electromyographic and kinematic exploration of whiplash-type rear impacts: Effect of left offset impact. *Spine J* 4 (6), 656-65; discussion 666-8.
- Kumar, S., Ferrari, R., Narayan, Y., 2005a. Effect of trunk flexion on cervical muscle emg to rear impacts. *J Orthop Res* 23 (5), 1105-11.
- Kumar, S., Ferrari, R., Narayan, Y., 2005b. Turning away from whiplash. An emg study of head rotation in whiplash impact. *J Orthop Res* 23 (1), 224-30.

- Kumar, S., Ferrari, R., Narayan, Y., Jones, T., 2006. The effect of seat belt use on the cervical electromyogram response to whiplash-type impacts. *J Manipulative Physiol Ther* 29 (2), 115-25.
- Kumar, S., Narayan, Y., Amell, T., 2001. Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16 (5), 380-8.
- Kumar, S., Narayan, Y., Amell, T., 2002. An electromyographic study of low-velocity rear-end impacts. *Spine* 27.
- Kumar, S., Narayan, Y., Amell, T., 2003. Analysis of low velocity frontal impacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18 (8), 694-703.
- Larivière, C., Forget, R., Vadeboncoeur, R., Bilodeau, M., Mecheri, H., 2010. The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl Physiol* 109, 577-590.
- Lazaridis, S., Bassa, E., Patikas, D., Giakas, G., Gollhofer, A., Kotzamanidis, C., 2010. Neuromuscular differences between prepubescent boys and adult men during drop jump. *Eur J Appl Physiol* 110 (1), 67-74.
- Marjoux, D., Baumgartner, D., Deck, C., Willinger, R., 2008. Head injury prediction capability of the hic, hip, simon and ulp criteria. *Accid Anal Prev* 40 (3), 1135-48.
- Mazzini, L., Schieppati, M., 1992. Activation of the neck muscles from the ipsi- or contralateral hemisphere during voluntary head movements in humans. A reaction-time study. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section* 85 (3), 183-189.
- Mckinney, L.A., 1989. Early mobilization and outcome in acute sprains of the neck. *British Medical Journal* 299, 1006–1008.
- Mclean, A.J., Anderson, R.W.G., 2000. Biomechanics of closed head injury.
- Mchenry, B.G., 2004. Head injury criterion and the atb. The 2004 ATB users' conference.
- Monea, A.G., Van Der Perre, G., Baeck, K., Delye, H., Verschueren, P., Forausebergher, E., Van Lierde, C., Verpoest, I., Vander Sloten, J., Goffin, J., Depreitere, B., 2013. The relation between mechanical impact parameters and most frequent bicycle related head injuries. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* (0).
- Muggenthaler, H., Von Merten, K., Peldschus, S., Holley, S., Adamec, J., Praxl, N., Graw, M., 2008. Experimental tests for the validation of active numerical human models. *Forensic Sci Int* 177 (2-3), 184-91.
- Murakami, E.a.Y., 2010. Reaction time and emg measurement applied to human control modeling. *Measurement* 43, 675-683.
- Nahum, A.M., Gatts, J.D., Gadd, C.W., Danforth, J., Year. Impact tolerance of the skull and face. In: *Proceedings of the The 12th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA*, pp. 302-316.
- Newman, J.A., Shewchenko, N., Welbourne, E., 2000. A proposed new biomechanical head injury assessment function - the maximum power index. *Stapp Car Crash J* 44, 215-47.
- Nusholtz, G.S., Lux, P., Kaiker, P., Janicki, M.A., Year. Head impact response – skull deformation and angular accelerations. In: *Proceedings of the The 28th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA*, pp. 41-74.
- Obelieniene, D., Shrader, H., Bovim, G., Misericiene, I., Sand, T., 1999. Pain after whiplash: A prospective controlled inception cohort study. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry* 66, 279– 283.

- Ommaya, A.K., Thibault, L., Bandaki, F.A., 1994. Mechanisms of impact head injury. . Int.J.Impact Enging 4 (15), 535-560.
- Panjabi, M.M., 1998. Cervical spine models for biomechanice research. Spine 23, 2684–2700.
- Pokorný, V.a.K., 2002. Traumatologie Triton, Praha.
- Rainoldi, A., Melchiorri, G., Caruso, I., 2004. A method for positioning electrodes during surface emg recordings in lower limb muscles. Journal of Neuroscience Methods 134 (1), 37-43.
- Ran, A., Koch, M., Mellander, H., Year. Fitting injury versus exposure data into a risk function. In: Proceedings of the International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact held at Delft, The Netherlands.
- Ruedmann, A.D.J., 1969. Automobile safety device—headrest to prevent whiplash injury. JAMA 164, 1889.
- Severy, D.M., Mathewson, J.H., Bechtol, C.O., 1955. Controlled automobile rear-end collisions, an investigation of related engineering and medical phenomena. Can. Serv. Med. J. 111, 727–759.
- Shatsky, S.A., Alter, W.A., Evans, D.E.E.A., Year. Traumatic dislocations of the primate head and chest: Correlation of biomechanical, radiological and pathological data. In: Proceedings of the the 18th Stapp Car Crash Conference of Society of Automotive Engineers, Warrendale PA, pp. 351-381.
- Shojaati, M., 2003. Correlation between injury risk and impact severity. . STRC. Monte Verità / Ascona.
- Schmitt, K., U., Et Al., 2010. Trauma biomechanics Springer-Verlag Berlin Heidelberg
- Siegmund, G.P., Sanderson, D.J., Myers, B.S., Timothy Inglis, J., 2003. Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unaware subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. J Biomech 36 (4), 473-482.
- Spitzer, W.O., Skovron, M.L., Salmi, L.R., Cassidy, J.D., Duranceau, J., Suissa, S., Zeiss, E., 1995. Scientific monograph of the quebec task force on whiplash-associated disorders. Spine 120 8, 1S–73S.
- Svensson, M.Y., Lovsund, P., Haland, Y., Larsson, S., 1993. The influence of seat-back and head-restraint properties on the head-neck motion during rear impact. IRCOBI International Conference Biomechanics of Impacts. Eindhoven, Netherlands, pp. 395-406.
- Tarriere, C., 1981. Head and neck injury criteria - a concensus workshop. NHTSA, Washington D.C. : U.S., pp. 218-228.
- Teo, E., Chon, Zhang, Q., Hang, Huangb, R., C., 2007. Finite element analysis of head–neck kinematics during motor vehicle accidents: Analysis in multiple planes. Medical Engineering & Physics 29, 54-60.
- Trojan, S., 1976. Biologie člověka v obrazech Avicenum, Zdravotnické nakladatelství, Praha.
- Van Boxtel, A., 2001. Optimal signal bandwidth for the recording of surface emg activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. Psychophysiology 38 (1), 22-34.
- Verschueren, P., Delye, H., Depreitere, B., Van Lierde, C., Haex, B., Berckmans, D., Verpoest, I., Goffin, J., Vander Sloten, J., Van Der Perre, G., 2007. A new test set-up for skull fracture characterisation. J Biomech 40 (15), 3389-3396.
- Walilko, T.J., Viano, D.C., Bir, C.A., 2005. Biomechanics of the head for olympic boxer punches to the face. British Journal of Sports Medicine 39 (10), 710-719.

- Wilcox, B.J., Beckwith, J.G., Greenwald, R.M., Chu, J.J., Mcallister, T.W., Flashman, L.A., Maerlender, A.C., Duhaime, A.-C., Crisco, J.J., 2013. Head impact exposure in male and female collegiate ice hockey players. *J Biomech* (0).
- Wordpress.Com, 2011. Puck, that hurts.
- Yanagida, Y., Fujiwara, S., Mizoi, Y., 1989. Differences in the intracranial pressure caused by a blow and/or a fall – experimental study using physical models of the head and neck. *Forensic Science International* 41, 135–145.
- Yoganandan, N., Pintar, F.A., 2004. Biomechanics of temporo-parietal skull fracture. *Clinical Biomechanics* 19 (3), 225-239.
- Yoganandan, N., Pintar, F.A., Kleinberger, M., 1999. Whiplash injury. *Biomechanical experimentation* 24, 83-85.
- Zeman, M.E.A., 2001. Speciální chirurgie Univerzita Karlova, Praha.
- Zheng, R.C., Nakano, K., Okamoto, Y., Ohori, M., Hori, S., Suda, Y., 2013. Evaluation of sternocleidomastoid muscle activity of a passenger in response to a car's lateral acceleration while slalom driving. *Ieee Transactions on Human-Machine Systems* 43 (4), 405-415.

Přílohy

Etická komise