

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**DETEKCE BIOMECHANICKÉ ODEZVY HLAVY  
NA EXTRÉMNÍ ZÁTĚŽ**

AUTOREFERÁT DISERTAČNÍ PRÁCE

Vedoucí disertační práce:

**Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.**

Vypracoval:

**Ing. Mgr. Ondřej Fanta**

Praha 2014

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 .....	4
1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ.....	4
1.1 Obecná východiska biomechaniky poranění hlavy .....	4
1.2 Kontaktní nárazy .....	6
1.3 Bezkontaktní nárazy .....	7
2 CÍLE PRÁCE .....	8
3 METODIKA.....	9
3.1 Kontaktní nárazy .....	9
3.2 Bezkontaktní nárazy .....	10
4 VÝSLEDKY .....	12
4.1 Kontaktní nárazy .....	12
4.1.1 Kinematika .....	12
4.1.2 Akcelerometrie a dynamika .....	13
4.1.3 Elektromyografie .....	13
4.2 Bezkontaktní nárazy .....	15
4.2.1 Kinematika .....	15
4.2.2 Akcelerometrie .....	17
4.2.3 Elektromyografie .....	17
5 DISKUZE.....	20
5.1 Kontaktní nárazy .....	20
5.2 Bezkontaktní nárazy .....	20
6 ZÁVĚR.....	22
Použité zdroje .....	23

## 0 ÚVOD

Předkládaná práce reflektuje celosvětově velmi akcentované téma, které 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 bylo 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 bylo pak možné charakterizovat vlastní biomechanickou odezvu hlavy na extrémní zátěž. Disertační 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 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 1.1 Obecná východiska biomechaniky 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.

Na základě prostudování literatury a poznatků získaných na mezinárodních konferencích ISB a ESB používáme upravené schéma mechanismu poranění hlavy 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.

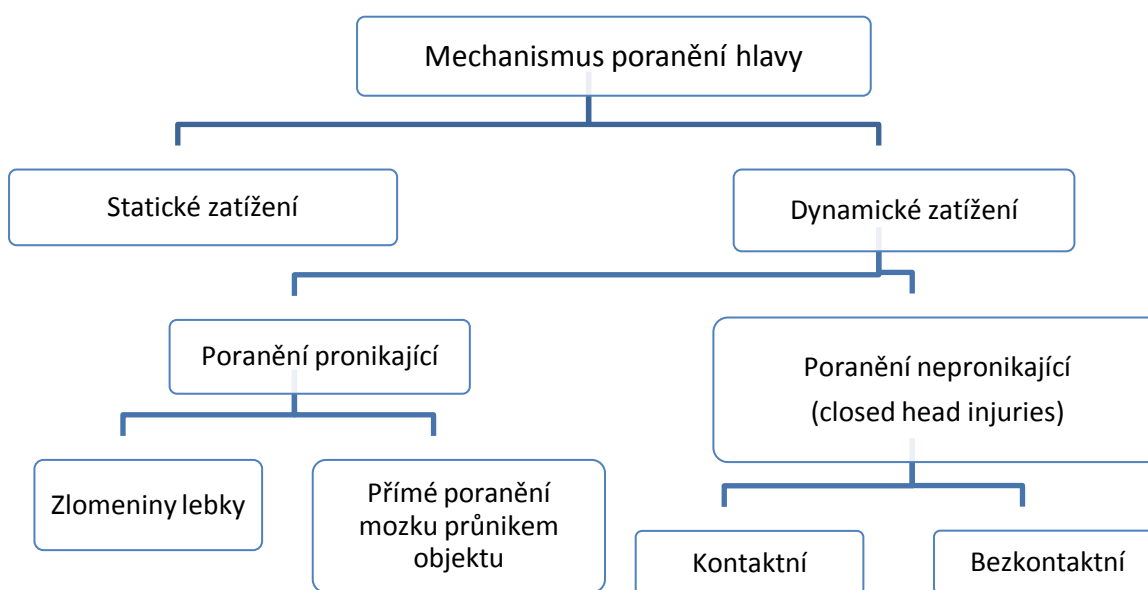
Mechanismus poranění pak respektuje způsob a vlastnosti daného úrazového děje.

- 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 1).



**Obrázek 1 – Upravený mechanismus poranění hlavy**

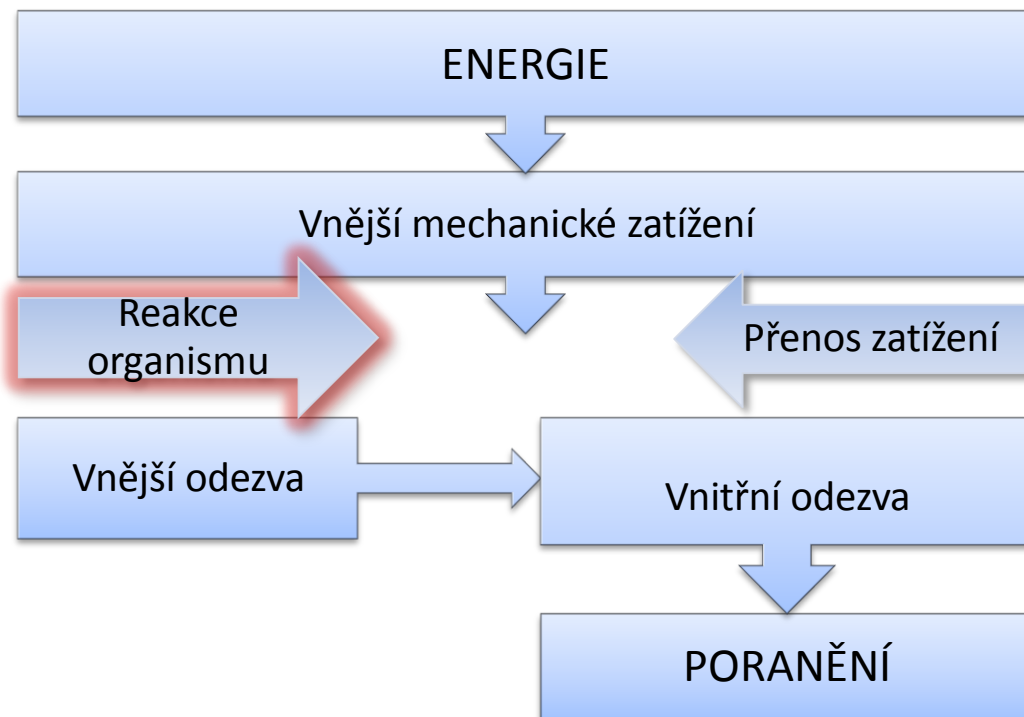
Impakt je charakterizován rychlostí nárazu, velikostí a tvarem kontaktní plochy, místem nárazu a mechanickými vlastnostmi impaktoru i objektu dopadu (tuhost, mez pevnosti, a další).

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.

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 zmíněné chování – reakci organismu je znázorněné na Obrázku 2 a vyjadřuje výstup z provedeného critical review.



Obrázek 2 – Schéma upraveného procesu poranění hlavy s reakcí organismu

## 1.2 Kontaktní nárazy

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. 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. 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. 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). 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. 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.

Nárazy s 10 živými probandy analyzoval Fukushima *et al.* (2006), kdy aplikoval zatížení směrem vzad přes popruh vedený na čele a horní čelisti. 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. 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.

Reakci těla na náraz zkoumal Muggenthaler *et al.* (2008). Při kyvadlovém testu při úderu z boku měřil vertikální odchylky těla po nárazu při zvyšování zátěže a měřil aktivitu svalstva povrchovým 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 C<sub>7</sub> 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.

### 1.3 Bezkontaktní nárazy

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. 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.

Uvedené skutečnosti naznačují, že aktivita svalstva ovládaného vřlí 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 vřlí ovládatelného 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 vřlí ovládatelného 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 přijmout si vztah mezi aktivitou vřlí ovladatelným a neovladatelným svalstvem a poraněními krční páteře. Navíc aktivita vřlí 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). 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.

## 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 kriteria 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

Na impaktoru proběhlo měření na 6 probandech – mužích, věk  $24\pm 3$ , hmotnost  $75\pm 8$  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 vyloučeným. 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.

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<sub>36</sub> (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 a rozdělena na dvě části:

Část 1 - Preaktivační: 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).

### 3.2 Bezkontaktní nárazy

Pro analýzu bezkontaktních nárazů byl použit 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). 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 porovnáujeme zejména aktivitu svalů bez a se zrakovým vjemem, pro každý jednotlivý sval, což DPM normalizace negativně neovlivňuje.

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 spojnici 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).

Část 1 – Preaktivační fáze: 0,5s před max.zpomalením simulátoru až max.zpomalením simulátoru

Část 2 – Iniciační pohybová fáze: max.zpomalení simulátoru až max. zrychlení hlavy

Část 3 – Následná pohybová fáze: max.zpomalení simulátoru až 0,5 s po max.zpomalení simulátoru

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).

## 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 Užitený vzor u Úřadu průmyslového vlastnictví pod číslem 25219 s názvem Impaktor pro řízené rázy do oblasti lidské hlavy.

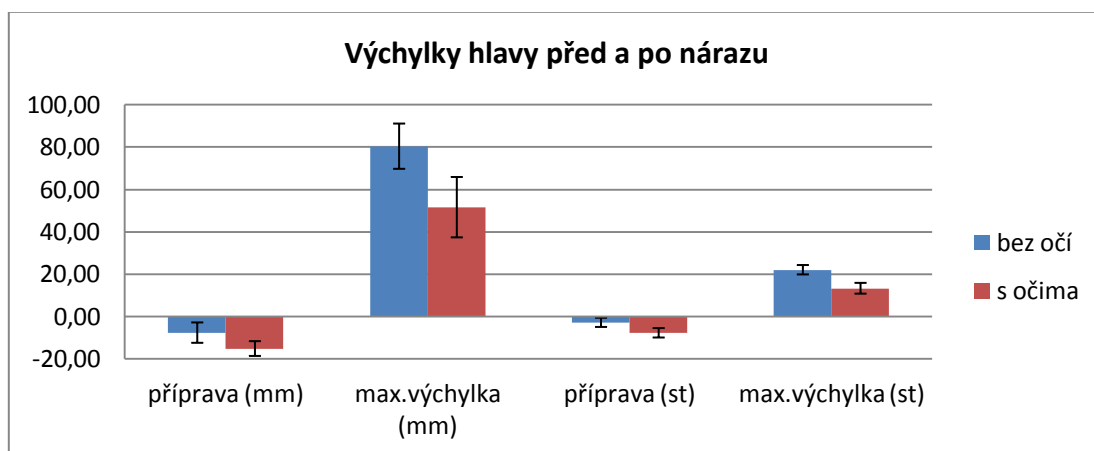
Situaci během nárazu můžeme vidět na Obrázku 3. Proband sedící na židli před impaktorem má na hlavě v oblasti týlu umístěn akcelerometr, Qualisys markery a EMG snímače. Po výchýlení a ukotvení pohyblivého ramene do požadované vzdálenosti jsou zapnuty měřicí přístroje a následně je proveden impakt.



Obrázek 3 – Situace kontaktních nárazů

#### 4.1.1 Kinematika

Průměrná nárazová rychlost impaktoru byla  $1,97 \pm 0,15$  m/s, vstupní podmínky byly pro všechny měření totožné. Dále byla sledována vzdálenost mezi klidovou polohou a maximální výchylkou hlavy a dále její výchylka (úhel) ve stupních. Kladné hodnoty na ose y vyjadřují pohyb vpřed proti směru nárazu impaktoru, záporné pak pohyb vzad. V případě očekávaného nárazu je 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 dosažené 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 1.

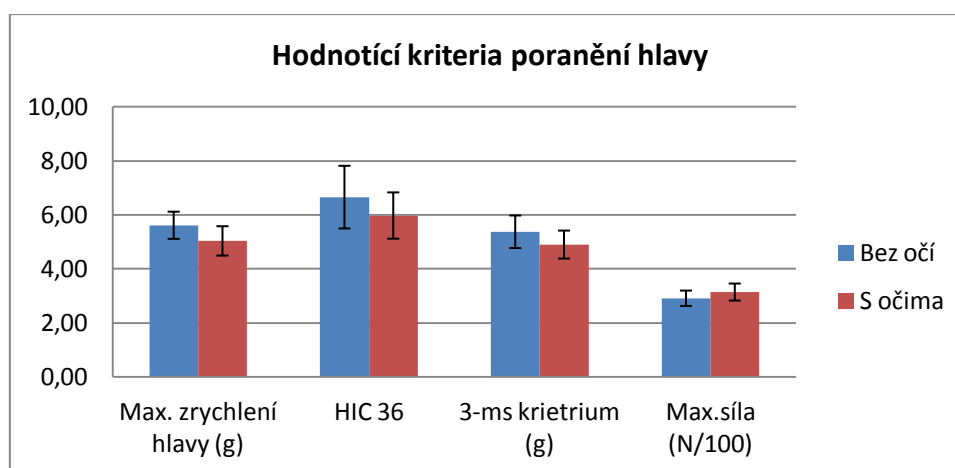


Graf 1 – Průměrné výchylky hlavy před a po nárazu

### 4.1.2 Akcelerometrie a dynamika

Z výsledků siloměru umístěného na impaktoru můžeme konstatovat, že velikost nárazu byla pro všechna měření shodná a dosahovala průměrné hodnoty 302,6 N. Všechny hodnoty kritérií poranění se lišily pro pokusy bez a se zrakovým vjemem. 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 HIC<sub>36</sub> o 0,7 (10%) a 3-ms kritérium se snížilo o 0,5 g (7%). Přehledně je vše zobrazeno v Grafu 2.



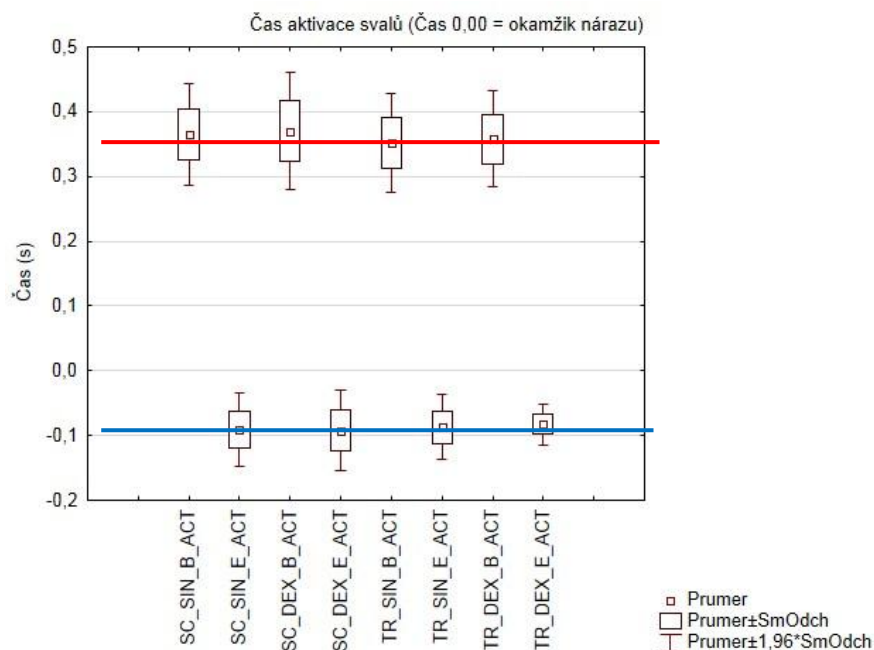
Graf 2: Výsledky shrnuté v grafu

### 4.1.3 Elektromyografie

#### 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.

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 3) 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.

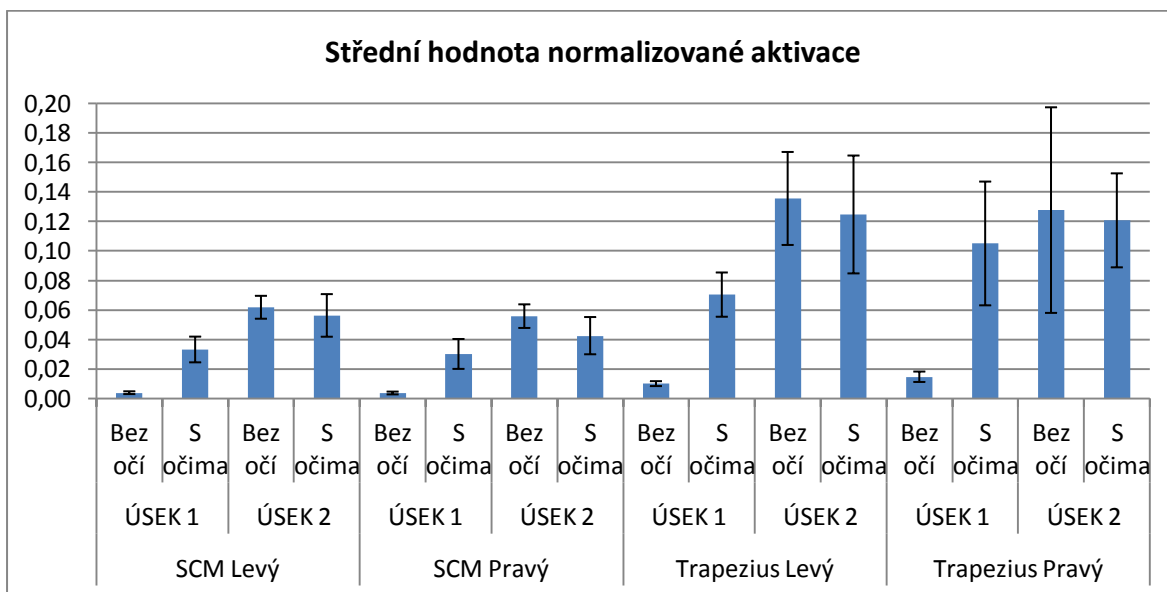


**Graf 3: Aktivace jednotlivých svalů**

**b) velikost aktívace**

Z naměřených průběhů aktivace sledovaných svalů byly v definovaných úsecích dopočítány její střední hodnoty, ty 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.

Podobně jako v předchozí fázi vyhodnocení je vyslovený závěr dobře patrný v názorném grafickém zobrazení (Graf 4), kde na svislé ose je průměrná hodnota střední hodnoty aktivace v daném úseku všech probandů.



**Graf 4 – Střední hodnoty normalizované aktívace pro jednotlivé svaly a úseky**

Je tedy zřejmé, že v úseku 1, tedy v úseku před nárazem – preaktivačním, 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 1) s průměrnými hodnotami procentuálního rozdílu mezi umožněným a znemožněným zrakovým vjemem, kdy kladné hodnoty znamenají vyšší aktivaci s očima a záporné naopak vyšší aktivaci bez očí.

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

**Tabulka 1 – Rozdíly aktivace s umožněným a neumožněným zrakovým vjemem**

## 4.2 Bezkontaktní nárazy

Situaci experimentu před a během nárazu můžeme vidět na Obrázku 4. Na sedačku pohyblivých sáňek simulátoru nárazu byla testovaná osoba připoutána třibodovým bezpečnostním pásem. Po zapnutí všech měřících přístrojů se sánky odbrzdí a na nakloněné rovině díky gravitační síle získají určitou rychlost a poté narazí do zadržky.



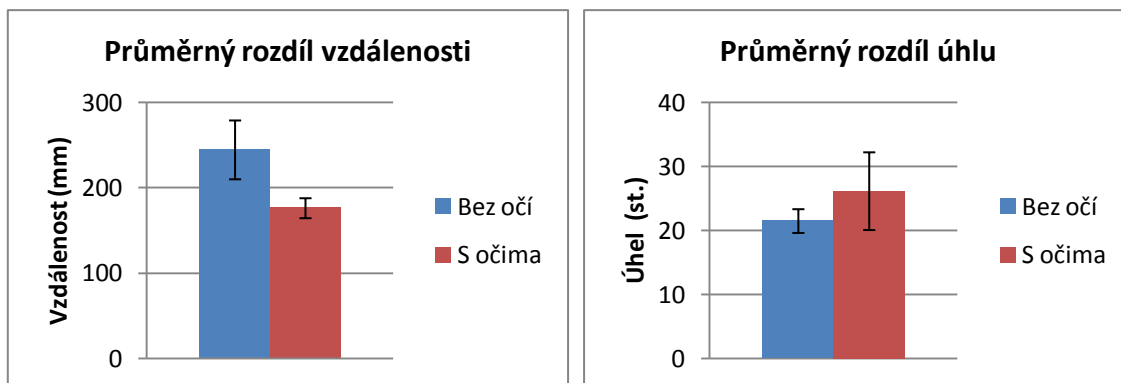
**Obrázek 4 – Situace bezkontaktních nárazů**

### 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.

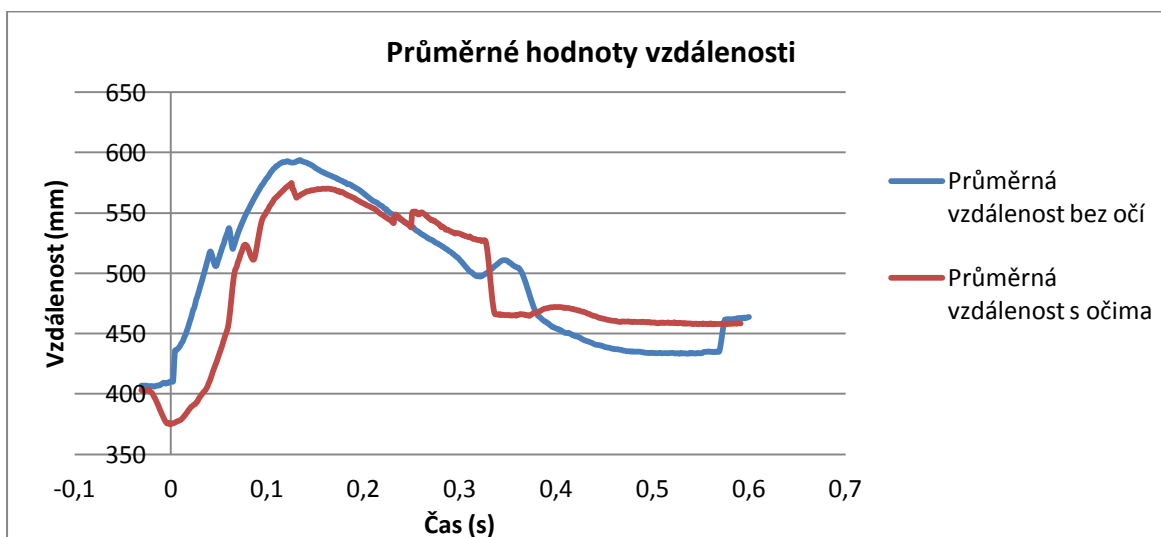
Průměrná vzdálenost mezi klidovou polohou a maximální výchylkou hlavy ze všech měření je na Grafu 5, je zřejmé, že v případě neočekávání nárazu (bez oční kontroly) dosahuje hlava větší výchylky, vzdálenost krajní polohy hlavy je tedy delší. To potvrzuje i další sledovaný parametr, což je změna úhlu v průběhu pohybu mezi spojnicí hlavy a vozíkem vzhledem k vodorovné rovině – Graf 5.





Graf 5 - Průměrný rozdíl vzdáleností a úhlů mezi klidovou polohou a maximální výchylkou

Průběh pohybu nárazu můžeme sledovat na zprůměrovaných hodnotách vzdálenosti mezi čelní kostí a vozíkem ze všech měření (Graf 6).



Graf 6 - Průměrné hodnoty vzdálenosti mezi čelní kostí a vozíkem

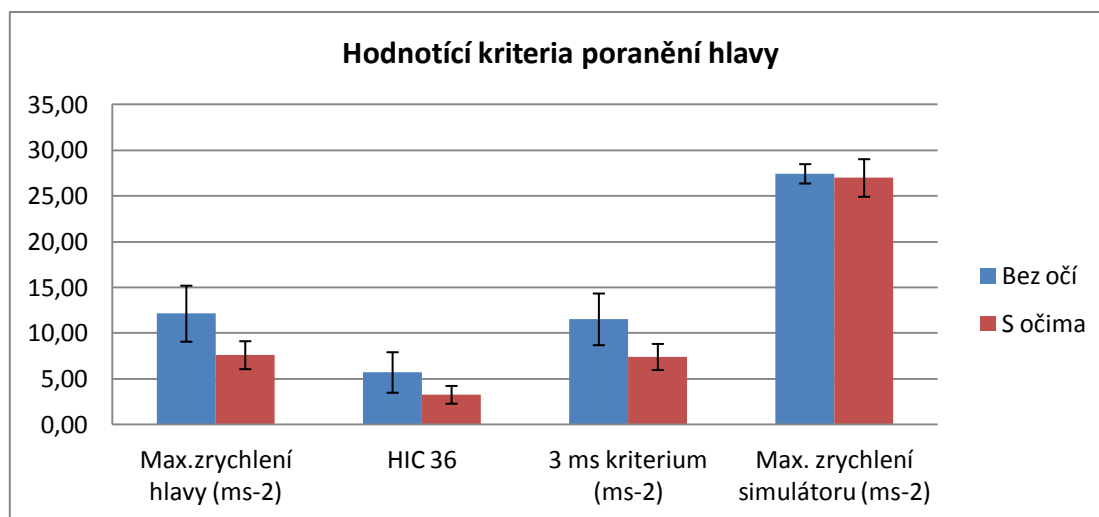
Před časem 0, což je okamžik nárazu, se hlava probandů s oční kontrolou cíleně zakloní (přiblíží hlavu hlavové opěrce) o vzdálenost 25 mm (= minimum červené křivky). Dále následuje náraz a u probandů bez zrakového vjemu spatřujeme strmější nárůst vzdálenosti v čase, je to způsobené zejména nepřipraveností 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 nárazu 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  $27,28 \pm 1,19 \text{ m/s}^2$ . Všechny iniciační síly působící na probandy lze považovat za totožné.

Pro lepší názornost byla data uspořádána do Grafu 7 včetně zobrazení směrodatných odchylek pomocí chybových úseček.



Graf 7 - Výsledky kritérií poranění hlavy shrnuté v grafu

Z grafu je dobře vidět mírný pokles všech tří sledovaných veličin vlivem zrakové kontroly. Na základě statistického vyhodnocení 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

##### a) čas aktivace

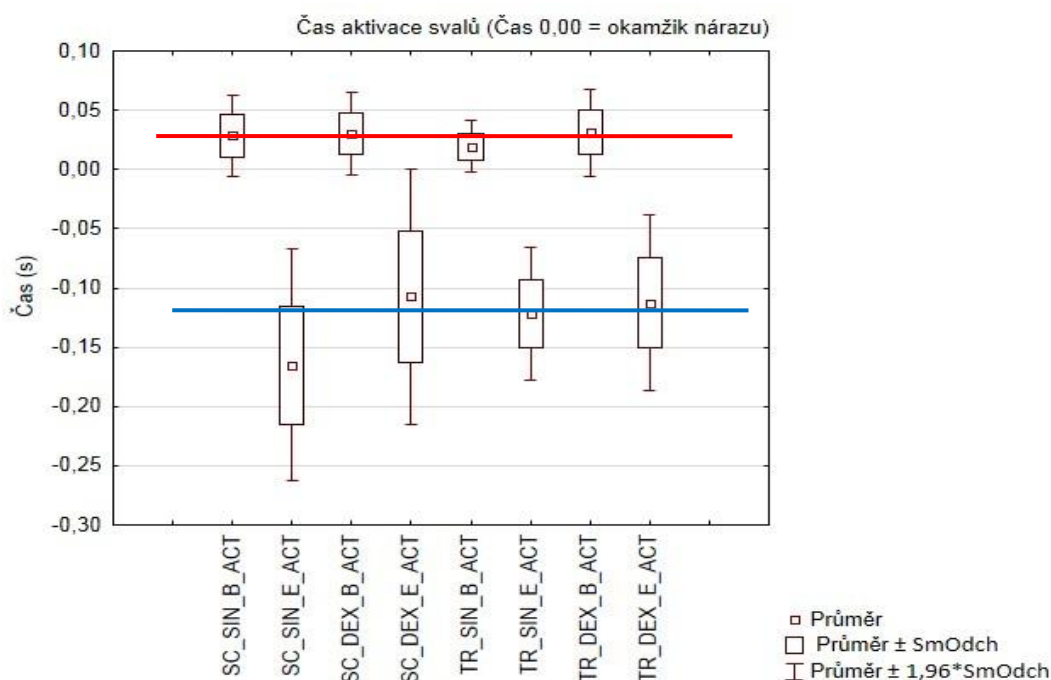
Aktivace měřených svalů byla v prvním kroku zpracování dat sledována v časové ose vzhledem k průběhu zrychlení simulátoru. Okamžik maximálního zrychlení simulátoru byl pro další vyhodnocení považován za referenční, nulový čas. Vzhledem k tomuto bodu byly stanovovány časy aktivace sledovaných svalů. Aktivace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

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 8, 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).



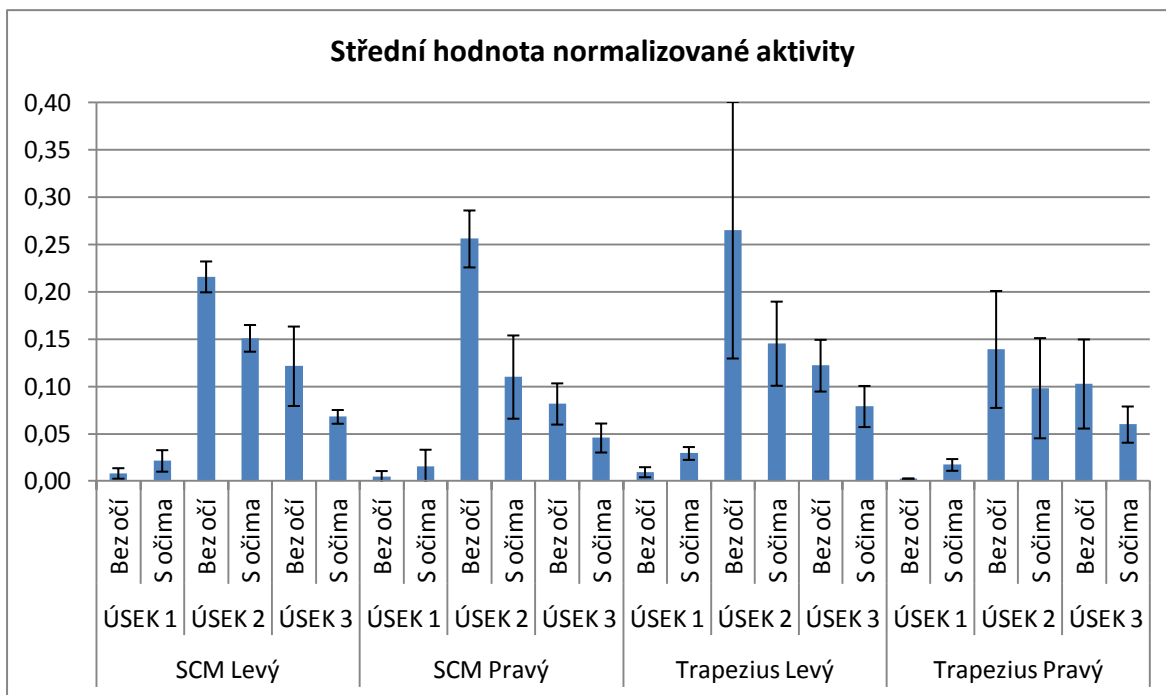
Graf 8 – Čas aktivace jednotlivých svalů

## b) velikost aktivace

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.

Z naměřených průběhů aktivace sledovaných svalů byly v definovaných úsecích dopočítány její střední hodnoty. Z uvedeného jsou zřejmé významné rozdíly ve velikosti aktivace 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 9), kde na svislé ose je průměrná hodnota aktivace v daném úseku.



**Graf 9 - Střední hodnota normalizované aktivity**

Pokud opět budeme posuzovat odezvu celé sledované svalové skupiny, lze sestavit následující tabulku (Tabulka 2) 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 2 - Průměrné hodnoty aktivity 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 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 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.

Je 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).

Dále 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<sup>2</sup> pro neočekávané nárazy, 12 m/s<sup>2</sup> pro očekávané. Maximální zrychlení hlavy dosahovalo 8,4 m/s<sup>2</sup> pro neočekávané nárazy, 7,8 m/s<sup>2</sup> pro očekávané. Naše zrychlení simulátoru byla 27,3 ± 1,2 m/s<sup>2</sup> pro všechny měření. Zrychlení na hlavě 12,1 ± 2,4 m/s<sup>2</sup> pro neočekávané nárazy a 8,2 ± 2,8 m/s<sup>2</sup> 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 %, 20

kteřá 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.

Dostupné studie dále uvádějí, že reflexní odezva svalu 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. 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<sub>36</sub> a 3-ms kritéria (HIC<sub>36</sub> sníženo o 10%, 3-ms kritérium sníženo o 7%).

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 rozdílu 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 nejpřesnější 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).
- 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.
- 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.
- Ekblom, M.M., Eriksson, M., 2011. Concurrent emg feedback acutely improves strength and muscle activation. *Eur J Appl Physiol*.
- Euroncap, 2011. The tests explained euro ncap - for safer cars crash test safety rating.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- McClean, A.J., Anderson, R.W.G., 2000. Biomechanics of closed head injury.
- 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.
- Panjabi, M.M., 1998. Cervical spine models for biomechanics research. *Spine* 23, 2684-2700.
- 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.
- 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.
- Verschuere, 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).
- 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.