

OBSAH

1	Úvod.....	12
2	Teoretická část	14
2.1	Anatomie cervikokraniální oblasti	14
2.1.1	Krční obratle	14
2.1.2	Spojení krčních obratlů.....	14
2.1.3	Svalový systém krční páteře a krku.....	18
2.2	Biomechanické vlastnosti krční páteře	20
2.2.1	Rozsah pohybu	20
2.2.2	Trabekulární systém kosti.....	21
2.2.3	Biomechanika ligamentózního aparátu	22
2.3	Fyziologie cervikokraniální a cervikální oblasti	23
2.3.1	Cervikokraniální oblast	23
2.3.2	Dolní úsek páteře (C3 – C7).....	25
2.4	Whiplash poranění.....	26
2.4.1	Úvod	26
2.4.2	Mechanismus whiplash.....	27
2.4.3	Typy poranění následkem whiplash	28
2.4.4	Kinematika whiplash poranění.....	32
2.4.5	Aktivita svalů při nárazu	33
2.4.6	Head Injury Criterion.....	35
2.4.7	Klinické příznaky	35
2.4.8	Strategie léčby	36
3	Cíle práce	39
4	Metodika	40
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	40

4.2	Technika měření	40
4.2.1	Qualisys	40
4.3	Metodika zpracování dat.....	42
4.3.1	Qualisys Track Manager.....	42
4.4	Podmínky měření.....	43
4.5	Lege artis.....	44
5	Výsledky	45
6	Diskuse.....	51
7	Závěr.....	54

SEZNAM ZKRATEK A VELIČIN

%	- procenta
ATD	- Antropomorfic Test Device
EMG	- electromyografie
g	- gravitační zrychlení
m	- metr
m/s	- rychlost
m/s ²	- zrychlení
mm	- milimetr
MRI	- magnetická resonance
PMHS	- Post Mortem Human Surrogates
s	- sekunda

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1	Zobrazení meziobratlové ploténky a sousedních obratlů.....	15
Obr. 2	Kraniovertebrální spojení.....	17
Obr. 3	Ligementum apicis dentis a ligamentum alare.....	18
Obr. 4	Hluboké svaly šíjové a okolní struktury.....	19
Obr. 5	Šikmý systém trabekulů obratlových těl.....	21
Obr. 6	Roviny pohybu segmentu krční páteře.....	24
Obr. 7	Časová sekvence úrazu whiplash – náraz zezadu.....	28
Obr. 8	Protažení ligament horní krční páteře v závislosti na síle.....	29
Obr. 9	Porovnání protažení ligamentum capsulare.....	30
Obr. 10	Střední síla nárazu u účastníků nehod a její konsekvence.....	31
Obr. 11	Porovnání exkurzí centra gravitace na hlavě při nárazu u post mortem vzorků, modelu ATD a dobrovolníků.....	33
Obr. 12	Maximální EMG aktivita během frontálního nárazu.....	34
Obr. 13	Vozík s probandem před nárazem.....	41
Obr. 14-17	Sekvence nárazu a průběh pohybu hlavy.....	41
Obr. 18	Qualisys Track Manager.....	42

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1	Porovnání rychlostí sledovaných částí (vozík, hlava, rameno) při nárazu u ATD modelu.....	47
Graf 2	Porovnání rychlostí sledovaných částí (vozík, hlava) při nárazu u probanda.....	48
Graf 3	Analýza vzdálenosti mezi hlavou a vozíkem v průběhu nárazu u modelu ATD.....	49
Graf 4	Analýza vzdálenosti mezi hlavou a vozíkem v průběhu nárazu u probanda.....	49
Graf 5	Analýza vzdálenosti mezi hlavou a ramenem v průběhu nárazu u ATD.....	50

SEZNAM TABULEK

Tab. 1	Přibližné rozsahy pohybů craniocervikálního regionu dle Neumann (2010).....	20
Tab. 2	Srovnání naměřených parametrů. ATD vs. proband.....	46

1 ÚVOD

Automobilové nehody se v posledních letech stávají velmi diskutovaným tématem. Přibývající počet automobilů samozřejmě znamená i větší riziko nehod. Pochopení mechanismu úrazu umožňuje vytvářet bezpečnostní prvky, které při nehodě účinně eliminují závažnost následného poranění.

Přesto, že první popsání mechanismu úrazu whiplash bylo již v roce 1928, s úrazy krční páteře se setkáváme stále. Samozřejmě bezpečnostní pásy, airbagy a další bezpečnostní prvky, které hrají svoji roli při nehodě, jsou neustále vylepšovány a na dalších prvcích vývojáři stále pracují. Ovšem není možné účinně zafixovat hlavu, aby při nehodě k žádnému pohybu nedošlo.

Krční páteř je velice komplikovanou strukturou, kde i drobné trauma může znamenat následky po zbytek života. A právě úraz typu whiplash je dle Amblera (2000) poranění měkkých struktur krční páteře, zejména vazů a svalů, kde není přítomen výhřez meziobratlové ploténky či jiné strukturální postižení. Tato drobná poranění vedou k bolestem hlavy, ztuhlosti šíjových svalů, tinnitu atp.

Pro tato poranění (WAD 1, 2), kde není nutný zákrok ortopeda, neurologa či neurochirurga, je rehabilitace a stabilizace krční páteře léčbou volby. Aktivní přístup a stabilizace segmentů je též dle Zemanové (2003) efektivnější metodou než pouhá fixace krční páteře a dlouhodobé znehybnění.

Dobře popsáný mechanismus úrazu whiplash, konkrétně náraz zezadu, je velmi dobře popsán v mnoha člancích a publikacích. Pro tento typ je charakteristický mechanismus podobný švihnutí bičem. Ale u frontálního nárazu, který představuje až jednu třetinu dopravních nehod, mechanismus whiplash není zcela podrobně popsán.

Použití dobrovolníků při experimentech má nesporné výhody. Svalová aktivita, reflexní odezvy nervové soustavy, předvídání díky zrakové kontrole. Použití dat z těchto pokusů potom odpovídá realitě a není třeba pochybovat o věrohodnosti a porovnatelnosti dat. Etické hledisko však limituje škálu, kde a za jakých pomínek je možné lidské probandy využít. Pro případy, kde se nedá využít lidských dobrovolníků, se používají modely ATD nebo PMHS (Post Mortem Human Surrogates).

Pro podmínky tohoto měření, které se zaměřuje na biomechanickou reflexi krční páteře a cervikokraniálního přechodu při frontálním nárazu při malé rychlosti, se využili lidští dobrovolníci a ATD modely. Na tomto srovnání bude možnost posoudit, do jaké míry se jednotlivé parametry při nárazu shodují, či liší.

Pro analýzu frontálního nárazu byl použit simulátor nárazu a zařízení Qualisys pro záznam kinematiky hlavy a krční páteře.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 ANATOMIE CERVIKOKRANIÁLNÍ OBLASTI

Lidská kostra obsahuje 7 krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových a 4-5 kostrčních obratlů. Každý z těchto obratlů tvoří 3 základní složky – tělo, oblouk a výběžky. V této práci se detailněji zaměřím pouze na páteř krční a přechodové oblasti cervikokraniální a cervikothorakální (Čihák, 2001).

2.1.1 KRČNÍ OBRATLE

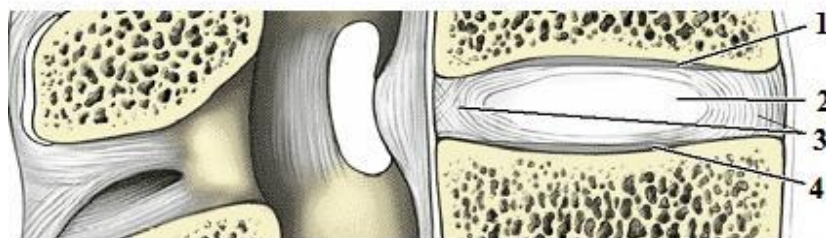
Obratle krční páteře (C2 – C7) mají nízká těla, kraniokaudálně prosedlá, která jsou širší transversálně a kratší předozadně. První krční obratel se v této charakteristice liší, poněvadž nemá tělo, ale pouze kostěný oblouk. Za důležité anatomické oblasti lze považovat kloubní plochy na horní a spodní straně obratle. K horním kloubním plochám patří *facies articulares superiores*, párové plochy ledvinovitého tvaru. Na dolní straně obratle se nacházejí *facies articulares inferiores*, které tvoří svými kruhovými plochami skloubení s obratlem C2. Třetí kloubní plochou obratle C1 je *fovea dentis* pro skloubení se zubem obratle C2. Obratel C2 (*axis*) má tvar typický pro obratle krční páteře, na horní straně těla má navíc *dens axis*, tvořící sloupec vyčnívající z těla kraniálně. Kloubními plochami *axis* jsou *facies articularis anterior* - kloubní plocha vpředu na *dens axis* pro skloubení s *atlasem*, *facies articularis posterior* - kloubní plocha vzadu na *dens axis*, která se opírá o *ligamentum transversum atlantis*. Mezi další kloubní plochy patří *processus articulares superiores*, laterálně se svažující horní kloubní výběžky, a *processus articulares inferiores*.

2.1.2 SPOJENÍ KRČNÍCH OBRATLŮ

Vzájemné spojení obratlů se děje trojím způsobem. Jedná se o *synchondroses columnae vertebralis* – spojení pomocí meziobratlových plotének, *syndesmoses columnae vertebralis* a *articulationes columnae vertebralis*. Komplex kloubů a vazů spojující kost týlní, atlas a *axis* se nazývá kraniovertebrální spojení a budu mu věnovat zvláštní pozornost.

2.1.2.1 SYMPHYSES INTERVERTEBRALES

Základ tohoto spojení tvoří disci intervertebrales (meziobratlové destičky), které spojují terminální plochy sousedních obratlových těl. Tento discus ovšem není mezi C1 a C2. Každý discus je srostlý hyalinní chrupavkou se sousedními obratli. Vlastní discus se skládá z anulus fibrosus a nucleus pulposus. Anulus fibrosus je prstenec vláken vazivové chrupavky a fibrózního vaziva při obvodu disku. Na vnějším obvodu se vlákna ještě šikmo kraniokaudálně překřížují a zvyšují tak pevnost. Hyalinní chrupavčitá část, která odděluje disk od těla obratle, se nazývá end plate (Obr. 1). Tvoří anatomický limit meziobratlového disku. Uvažuje se, že má 3 základní funkce: chrání tělo obratle před tlakovou atrofií, vymezuje anatomickou hranici mezi obratlem a anulus fibrosus a funguje jako semipermeabilní membrána, která facilituje výměnu tekutin mezi anulus fibrosus, nucleus pulposus a tělem obratle pomocí osmotické aktivity. Uvnitř každého disku blíže dorsálnímu okraji se nachází nucleus pulposus, vodnaté řídké jádro. Kolem tohoto kulovitěho nestlačitelného útvaru se dle Čiháka (2001) sousední obratle při pohybech naklánějí. Tuto hypotézu však nepotvrzuje Nazali et al. (2012), který na 25 zdravých dobrovolnících testoval pomocí MRI potenciální migraci nucleus pulposus. V jeho výsledcích se ukázalo, že současně s deformací meziobratlové ploténky se stejně tak deformuje i nucleus pulposus. Proto předpoklady, že dochází k pouhé migraci nucleus pulposus při pohybech v páteři, tímto výzkumem vyvrací. Změny postavení v páteři ovlivňují a deformují nucleus pulposus a proto se mění i jeho pozice. Není zde však dle Nazali předpokládaná migrace.



Obr. 1. Zobrazení meziobratlové ploténky a sousedních obratlů (1- spodní end plate obratle, 2 – nucleus pulposus, 3 – anulus fibrosus, 4 – svrchní end plate obratle) (Back Pain Blog, 2012)

S přibývajícím věkem ztrácí jádro obsah vody. Na začátku života obsahuje až 88 % vody, kdežto ve čtvrté dekádě je to jen kolem 70 % (Palastanga, 2006). Když se meziobratlová ploténka zatíží, například při stožení, dojde ke stlačení nucleus pulposus a obsažená voda se vytlačuje skrz mikropóry do těla obratle. Při celodenním zatěžování se výška člověka může snížit až o 2 cm. Dylevský (2000) zmiňuje prodloužení těla u kosmonautů po 80 dnech ve stavu beztíže. Uvádí i prodloužení úseku páteře Th1 – Th5 o 5 mm po desetiminutové trakci. V průběhu noci, poněvadž tlakové zatížení nucleus pulposus je relativně malé, voda nasává zpět. Tento proces je v kombinaci s hydrofilními vlastnostmi. (Kapandji, 2006; Hamill, 1995; Neumann, 2010). Adams (2005) popisuje rozdíl 1 – 2 mm mezi výškou segmentu ráno a odpoledne.

Po obou zevních hranách těl krčních obratlů vystupuje kraniálně ostřejší okraj – uncus corporis. V těchto místech se mohou vytvářet articulationes uncovertebrales.

V mládí je téměř nemožné poškodit meziobratlový disk, snad pouze v případě nadměrné flexe krční páteře. Po druhé dekádě života se schopnost snášet nadměrné síly a velké zatížení snižuje. V tomto období již může docházet k degenerativním změnám. Následně vznikají stavy spojené s výhřezem meziobratlové ploténky. Krční páteř je nejnáchylnější k poraněním meziobratlových disků v úseku C5-C7 (Williams, 1995).

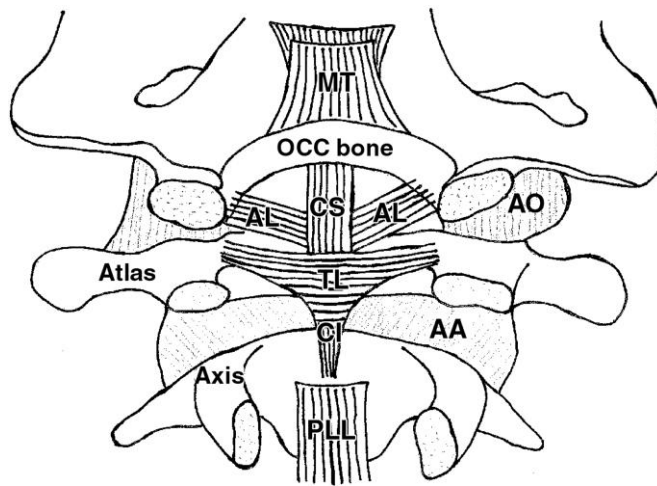
2.1.2.2 SYNDESMOSES COLUMNAE VERTEBRALIS

Ligameta páteře můžeme dělit na dlouhé a krátké. Mezi dlouhé se řadí ligamentum longitudinale anterius, který spojuje obratlová těla po přední straně páteře. Ligamentum longitudinale posterius spojuje obratlová těla po jejich zadní ploše. Zároveň přední ligamnetum lne více k obratlovým tělům, zatímco zadní ligamnetum lne více k meziobratlovým diskům.

Mezi krátké ligamenta páteře patří: ligamenta flava, ta spojují oblouky obratlů a jsou tvořena elastickým vazivem. Ligamenta intertransversaria spojují příčné výběžky, ligamenta interspinalia spojující trnové výběžky jsou z pevného vaziva a omezují rozvírání obratlových trnů při předklonu. Ligamntum supraspinale se s prodloužením na týlní kost nazývá ligamentum nuchae.

2.1.2.3 KRANIOVERTEBRÁLNÍ SPOJENÍ

Tento systém kloubů a vazů spojuje kost týlní a první a druhý krční obratel (Obr. 2). Respektive obsahuje articulatio atlantooccipitalis, párové skloubení kondylů kosti týlní s jamkami atlasu, a articulatio atlantoaxialis. Dále se articulatio atlantoaxialis dělí na articulatio atlantoaxialis mediana a articulatio atlantoaxialis lateralis. První z nich je skloubení mezi dens axis a předním obloukem atlasu. Zesílení tohoto skloubení mají na starosti následující vazy: ligamentum cruciforme atlantis, ligamenta alaria, ligamentum apicis dentis, membrana atlantooccipitalis anterior, membrana tectoria, membrana atlantooccipitalis posterior.

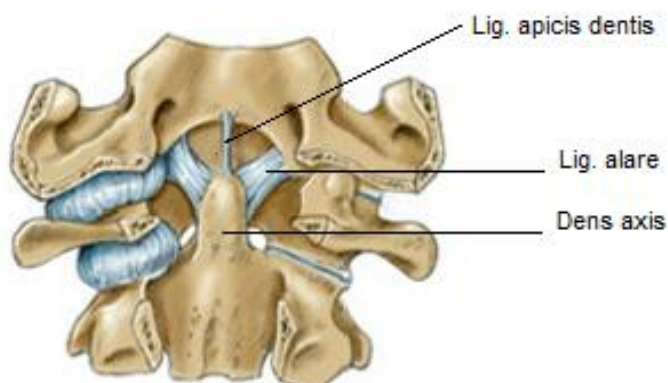


Obr. 2. Kraniovertebrální spojení (OCC bone – okcipitální kost, MT – Membrana tectoria, AL – Ligamentum alare, CS – Ligamentum cruciforme superior, CI – Ligamentum cruciforme inferior, TL – Ligamentum transversum atlantis, PLL – Ligamentum longitudinale posterius, AO – Atlantooccipitální skloubení, AA – Atlantoaxiální skloubení) (American Journal of Roentgenology, 2012)

Ligamentum cruciforme atlantis, které je připojeno na zadní straně zubu čepovce k atlasu, axisu a kosti týlní, se dále dělí na ligamentum transversum atlantis a fasciculi longitudinale. Tento soubor vazů přidržuje dens zezadu a umožňuje atlasu pohyb až 30° do rotace na každou stranu.

Ligamenta alaria se rozestupují od boků dens axis na obě strany ke kondylům kosti týlní. Ligamentum apicis dentis tvoří tenký proužek jdoucí od apex dentis k os

occipitale (Obr. 3). Membrana atlantooccipitalis vpředu uzavírá celé spojení atlasu s kostí týlní.



Obr. 3. Ligamentum apicis dentis a ligamentum alare (Harms – Spine Surgery, 2011)

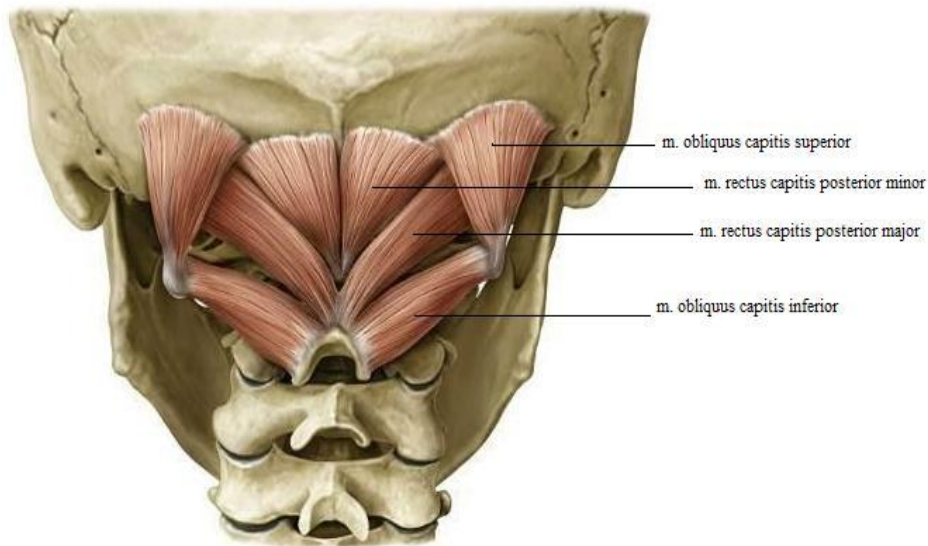
Mezi poslední ligamenta atlantoaxiálního spojení se řadí membrana tectoria, jež kryje dens zezadu proti páteřnímu kanálu, a membrana atlantooccipitalis posterior, která spojuje zadní oblouk atlasu s kostí týlní.

2.1.3 SVALOVÝ SYSTÉM KRČNÍ PÁTEŘE A KRKU

2.1.3.1 SVALY KRČNÍ PÁTEŘE – DORSÁLNÍ ČÁST

Svaly zad, v tomto případě svaly zadní strany krku, tvoří systém čtyř svalových vrstev. Z hlediska krční páteře do první vrstvy spadá musculus trapezius, to především jeho kraniální snopce, které zdvihají rameno. Do druhé vrstvy se řadí muscoli rhomboidei, které představují jedny z fixátorů lopatek – kraniomediální posun lopatek. Do téže vrstvy se řadí musculus levator scapulae, který je svým charakterem zdvihač lopatky a zároveň ji natáčí dolním úhlem dovnitř. Při fixované lopatce uklání krční páteř. Z třetí vrstvy se krční páteře týká pouze musculus serratus posterior superior, jdoucí C6 - Th2 k druhému až pátému žeburu. Do čtvrté vrstvy patří hluboké svaly krční páteře, které můžeme shrnout pod označení m. erector trunci et capitis, protože při oboustranné aktivitě vzpřimují trup a zaklání hlavu. Svaly, které je důležité zmínit a popsat, jsou hluboké svaly šíjové (Obr. 4). Jsou to čtyři krátké svaly spojující kost týlní, C1 a C2. Tyto svaly participují při vzájemných pohybech hlavy a prvních dvou krčních obratlů. Jsou

jimi: musculus rectus capitis posterior major, musculus rectus capitis posterior minor, musculus obliquus capitis superior a musculus obliquus capitis inferior. Všechny tyto svaly jsou inervovány zadními kořeny míšních nervů.



Obr. 4. Hluboké svaly šíjové a okolní struktury (Studyblue, 2012)

2.1.3.2 SVALY KRČNÍ PÁTEŘE – FRONTÁLNÍ ČÁST

Svalový systém krku, respektive svaly z přední strany krční páteře, zastávají důležitou funkci pro stabilizaci. Při správné synchronizaci se svaly dorsálními tvoří ideální stabilizační systém hlavy a krční páteře.

Mezi tyto svaly se řadí: platysma, musculus sternocleidomastoideus, musculi suprahyoidei, musculi infrahyoidei, musculi scaleni, hluboké svaly krční.

2.2 BIOMECHANICKÉ VLASTNOSTI KRČNÍ PÁTEŘE

2.2.1 ROZSAH POHYBU

Axiální rotace (Nordin, 2001) se udává 105° mezi occiputem a obratlem C7. Sedmdesát procent celkové axiální rotace se děje mezi occiputem a obratlem C2. V každém segmentu mezi C2 a C7 se udává průměrná rotace v rozsahu od 4 do 8°.

Laterální flexi stejný autor udává 49° na každou stranu z neutrální pozice a flexe a extenze dává dohromady rozsah 64°: 24° do extenze a 40° do flexe. Jiné hodnoty udává Neumann (2010) (viz Tab. 1).

Gross et al. (2005) uvádí u aktivního pohybu do flexe 80 – 90°, do extenze 70°. Do laterální flexe udává větší rozsah (20-45°) než Neumann. Rotaci v horizontální rovině udává výraznější, 70-90°.

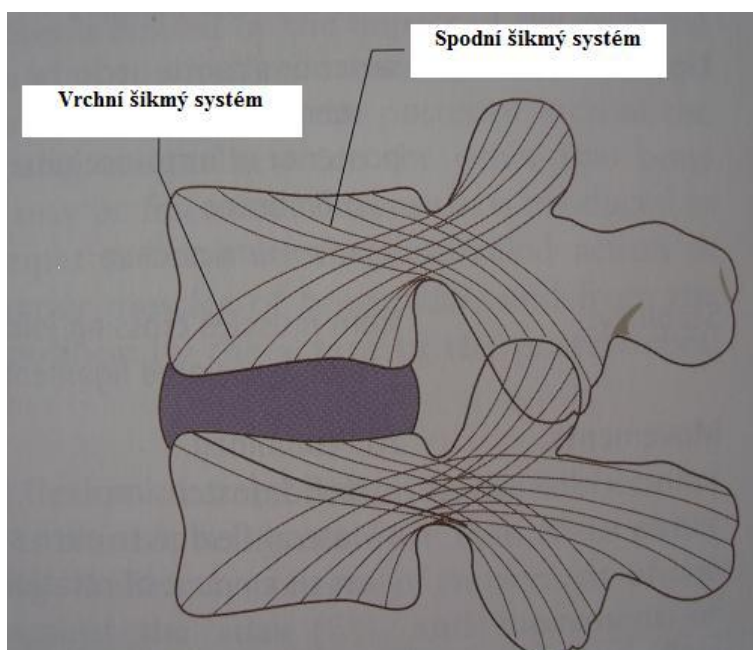
Striktně objektivizovat rozsahy pohybů není zcela možné, ale nápadné omezení pohybu či zvýšený rozsah by se měly pomocí stanovených norem odhalit.

Tab. 1. Přibližné rozsahy pohybů craniocervikálního regionu dle Neumann (2010). Hodnoty v horizontální a frontální rovině jsou pouze na jednu stranu

Kloub nebo region	Flexe a extenze (sagitální rovina, stupně)	Axiální rotace (horizontální rovina, stupně)	Lateroflexe (frontální rovina, stupně)
Atlanto-occipitální	Flexe – 5 Extenze – 10 Celkem - 15	zanedbatelné	okolo 5
Atlanto-axiální	Flexe – 5 Extenze – 10 Celkem - 15	35-40	zanedbatelné
C2-C7	Flexe – 35-40 Extenze – 55-60 Celkem – 90-100	30-35	30-35
Celkový rozsah – craniocervikální region	Flexe – 45-50 Extenze – 75-80 Celkem – 120-130	65-75	35-40

2.2.2 TRABEKULÁRNÍ SYSTÉM KOSTI

Trabekulární systém kosti (Palastanga, 2006), v našem případě obratle, reflektuje nároky na zatížení. Z tohoto hlediska můžeme rozeznávat 3 zřetelné zóny trabekulů. Centrální zóna je uspořádána z vertikálně rozmístěných lamelárních částí kosti. Přední horní a spodní části obratle mají sníženou hustotu trabekulární kosti a tím jsou méně odolné vůči mechanickému namáhání. V každém obratlovém těle je vždy jeden vertikální systém trabekulů, který prochází celou páteří, smaozřejmě s přerušením v místech meziobratlových destiček, a několik druhotných systémů šikmých a horizontálních. Šikmý systém trabekulů je vždy po dvou na každé straně (Obr. 5). Vrchní šikmý systém jde od horní kloubní plochy jedné strany dolů skrz pedikl do spodní části obratlového těla druhé strany. Spodní šikmý systém jde od dolní kloubní plochy opět skrz pedikl k horní části těla druhé strany. Tento systém však nedochází až k přední straně obratle a tím je toto místo velice náchylné na poškození. K tomuto systému se ještě přidružuje horizontální část, kdy jdou trabekuly z transversálního výběžku a kříží se uprostřed těla obratle. Vertikální systém je primárně odpovědný za zvládnání perpendikulárního zatížení a je zároveň odolný proti atrofii mnohem více než ostatní systémy. Druhotné systémy se podílejí na zvládnání torze a spolu s vertikálním systémem kontrolují tlaky při ohýbání a sřížných silách.



Obr. 5. Šikmý systém trabekulů obratlových těl (Palastanga, 2006)

2.2.3 BIOMECHANIKA LIGAMENTÓZNÍHO APARÁTU

Ligamenta jsou vytvořena jako uniaxiální, což znamená, že jsou koncipována pro zvládnutí tažných sil pouze v jednom směru. A to ve směru, ve kterém jdou jejich vlákna. Ligamenta páteře mají dvě základní funkce - dodávají sílu a stabilitu jednotlivým kloubním spojení a chrání páteř a její struktury proti nadměrným silám působícím na obratle. Ale díky síle a viskoelastickým vlastnostem ligament jsou schopny absorbovat velké množství energie. To, že je páteř pevná struktura chránící míchu a zároveň je schopna velkého rozsahu pohybu, je především záležitostí ligament. Longitudinální ligamenta páteře degenerují jako meziobratlové disky s postupujícím věkem (Foreman, Croft, 1995). Dále uvádějí studii, ve které bylo zkoumáno 27 kadaverických vzorků páteře. Měřila se biomechanická charakteristika (reporting tensile breaking force and deflection to failure at all spinal levels) ligament ve všech oddílech páteře. Výsledkem bylo, že ligamentum longitudinale anterior je nejsilnější v těchto úsecích - horní krční, dolní hrudní a bederní páteř. Ligamentum longitudinale posterior bylo nejsilnější v dolním hrudním úseku. Celkově bylo ligamentum longitudinale anterior označeno za mnohem silnější než ligamentum longitudinale posterior.

2.3 FYZIOLOGIE CERVIKOKRANIÁLNÍ A CERVIKÁLNÍ OBLASTI

Jak uvádí Kapandji (2008), krční páteř se z hlediska anatomického a funkčního dělí na 2 části. Horní krční páteř, respektive suboccipitální segment, kam patří atlas a axis. Tyto obratle jsou spojeny mezi sebou navzájem a s occiputem. Lewit (2003) tuto část popisuje jako kraniocervikální spojení. Druhou částí je dolní krční páteř, která zahrnuje oblast od spodní plochy axisu po horní plochu prvního hrudního obratle. Tato část je schopná pouze dvou pohybů, flexe-extenze a kombinace laterální flexe–rotace. Ale není zde možná čistá laterální flexe nebo rotace.

2.3.1 CERVIKOKRANIÁLNÍ OBLAST

2.3.1.1 ANTLANTO-AXIÁLNÍ SKLOUBENÍ

Spojení mezi atlasem a axisem je zajištěno třemi skloubeními. Jedná se o skloubení pomocí dens axis a dvě symetrická laterální skloubení. Laterální a kraniální kloubní plochy axisu jsou anteroposteriorně konvexní, ale rovné transversálně. Stejně tak kaudální facetové klouby atlasu jsou anteroposteriorně konvexní (Kapandji, 2008).

Při flexi hlavy je osa otáčení mezi těmito dvěma obratli uprostřed dens axis. A to díky uchycení ligamentem transversum. Díky této ose dochází při flexi a extenzi k simultánnímu rolování a klouzání spodní plochy atlasu po horní ploše axisu. Kdyby zde nebylo uchycení pomocí ligamentum transversum, došlo by při předklonu k rolování, ale klouzavý pohyb by chyběl (Kapandji, 2008). Neumann (2010) uvádí dens axis jako osu otáčení pouze pro horizontální rotace atlasu.

Mediální atlantoaxiální kloub je pivotním kloubem, který se skládá ze dvou cylindrických povrchů. Jedním z nich je dens axis a tím druhým je dutina tvořená masou atlasu zřepdu (synoviální kloub) a ze strany, vzadu je tvořena ligamentem transversum. Díky tomu je dens v osteoligamentózním pouzdře.

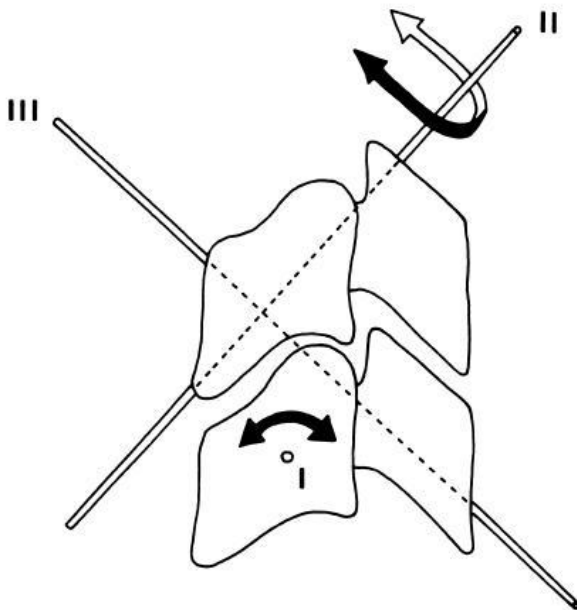
Při rotaci zleva doprava dochází k posunu levé laterální části atlasu vpřed a pravé vzad. A jelikož kloubní plochy atlasu a axisu jsou konvexní, není posun laterálních ploch v horizontální rovině, ale konvexní superiorně. Při rotaci atlasu po axisu dojde tedy k vertikálnímu vychýlení o 2 – 3 mm (Kapandji, 2008)

2.3.1.2 ATLANTOOCIPITÁLNÍ SKLOUBENÍ

Atlantooccipitální skloubení je složeno z 2 mechanicky spojených a symetrických kloubů. Jedná se o kondyly kosti týlní a kloubní plochy na atlasu. Kloubní plochy jsou bikonkávní a můžeme v tomto smyslu mluvit o sférickém kloubu mezi occiputem a atlasem. Pohyby, které jsou možné v tomto skloubení, jsou axiální rotace, flexe a extenze, laterální flexe.

Při rotaci kosti týlní proti směru hodinových ručiček dochází díky ligamentum alare k translačnímu pohybu occiputu zhruba o 2 – 3 mm vlevo a k jeho laterální flexi vpravo. Jako výsledek je jasné, že v tomto skloubení není možná čistá rotace. Ta bude vždy spojena s translačním a flekčním pohybem.

Rozsah pohybu do laterální flexe je v atlantooccipitálním skloubení 3° a rozsah flexe a extenze je 15° (Kapandji, 2008).



Obr. 6. Roviny pohybu segmentu krční páteře. Flexe a extenze probíhá kolem transversální osy (Osa I). Axiální rotace probíhá dle osy II, která je kolmá na rovinu zygapofyzálních kloubů. Osa III je kolmá na předchozí dvě, ale žádný pohyb kolem této osy není možný (díky facetovým kloubům) (Kapandji, 2008)

2.3.2 DOLNÍ ÚSEK PÁTEŘE (C3 – C7)

Meziobratlové klouby probíhají ventrokraniálně-dorzokaudálně. Sklon je sice variabilní, však největší bývá mezi C2-C3. Toto uspořádání usnadňuje anteflexi a retroflexi. Při předklonu se horní obratel posunuje vpřed a naopak při záklonu se horní obratel posunuje vzad. Tyto posuny se zmenšují s postupujícím věkem. Při předklonu taktéž dochází k prodloužení páteřního kanálu a zúžení páteřní míchy. Při záklonu se naopak páteřní kanál zkracuje a mícha se ztlušťuje. V obou dvou případech dochází k nemalému pohybu mozkových plen s kořenovými pochvami. Dále mezi obratli jsou možné pohyby v sagitální rovině a ze strany na stranu v rovině transverzální (Bogduk, 2000), (viz obr. 6). Je důležité zmínit i průběh vertebrální arterie, která vstupuje do kostěného kanálu ve výši transverzokostálního otvoru C6 a probíhá směrem kraniálním (Lewit, 2003).

2.4 WHIPLASH PORANĚNÍ

2.4.1 ÚVOD

V poslední době se pro bezpečnost cestujících v dopravních prostředcích a především v automobilech dělá maximum. I přesto však incidence poranění krční páteře při dopravních nehodách v západních zemích stoupla za posledních třicet let na nejméně 300 obětí na 100 000 obyvatel (Panzer, 2011). Lehké poranění krční páteře se považuje za nejobvyklejší úraz při automobilových nehodách. Jak uvádí Panzer (2011), za rok 2000 bylo v USA evidováno 900 000 obětí, což bylo 28 % úrazů ze všech nehod. Ve Švédsku evidují 235 poranění krční páteře na 100 000 obyvatel ročně. Tato data jsou uvedena na základě longitudinální studie, která proběhla mezi léty 2000 – 2009 (Styrke, 2012). Nejčastější příčinou poranění krční páteře je náraz zezadu (tzv. rear impact), který se týká 38 % případů. Nutno však podotknout, že nemalá část (23 %) je způsobena nárazem zředu (frontal impact). Panjabi (1998) dokonce uvádí, že 50 % dopravních nehod v Japonsku je příčinou poranění krční páteře. Další zajímavou informací je, že 84 % všech poranění krčního regionu je typu AIS1. AIS (Abbreviated Injury Scale) je mezinárodní klasifikace závažnosti úrazů, která charakterizuje vždy daný anatomický region. Hodnotí se na stupnici od 1 do 6, přičemž 1 je lehké zranění.

V roce 1995 The Quebec Task Force on Whiplash – Associated Disorders redefinovala whiplash jako akceleračně - decelerační mechanismus přenosu síly na krční páteř, způsobený nárazem zezadu a z boku, a to hlavně při srážkách motorových vozidel, ale také při poraněních způsobených skokem do vody nebo podobnými úrazy. Přenos energie má za následek poranění kostí nebo měkkých tkání (whiplash injury), které může vést k širokému spektru klinické symptomatologie (whiplash associated disorders – WAD) (Versteegen, 2001).

Whiplash associated disorders (WAD) se dělí na 4 stupně: 0 - žádné poškození ani klinické příznaky, 1 – ztuhlost a bolest v oblasti krku, bez klinického nálezu, 2 – ztuhlost a bolest v oblasti krku a muskuloskeletální příznaky (omezený rozsah pohybu, zvýšené napětí svalů), 3 - ztuhlost a bolest v oblasti krku a neurologické příznaky, 4 - ztuhlost a bolest v oblasti krku a fraktura či dislokace (Todman, 2007).

Termín whiplash poprvé začal používat Crowe v roce 1928 na základě výpovědí pacientů, kteří tvrdili, že se jejich hlava po nárazu nejdřív extendovala a následně flektovala. A přirovnal tento mechanismus ke šlehnutí bičem (whip's lash). Následně bylo provedeno nespočet pokusů na zvířatech a figurínách při nárazech zezadu, aby se zjistil přesný mechanismus tohoto typu úrazu. Studie byly ale limitovány v přesnosti kvůli nepřítomnosti svalového aparátu u figurín a tím pádem se nedala zjistit reakce neuromuskulárního systému. Postupem času se k testování začaly využívat též kadaverické objekty.

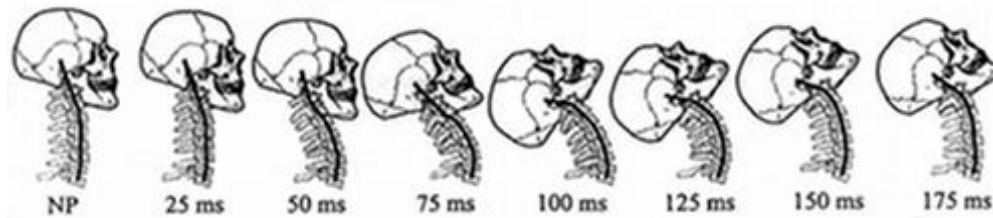
Experimenty s dobrovolníky začaly v roce 1955. První výsledky ukazovaly pouze charakteristiku celkového pohybu a nezaměřovaly se více na absorpci akcelerace a sil nárazu ani na nárazem vzniklou akceleraci hlavy. V období let od 1967 do 1997 se naopak výzkum začal ubírat směrem k zjištění akcelerace hlavy při různých typech nárazů. V zaměření výzkumů však nebylo zahrnuto zjištění svalové aktivity při impaktu.

Další výzkumy s lidskými dobrovolníky byly prováděny při malých rychlostech do 30 km/h a v tomto smyslu se zároveň ukázalo, že většina poranění whiplash je způsobena právě těmito malými rychlostmi, nikoliv rychlostmi vyššími. Konkrétně v Kanadě poranění whiplash způsobené rychlostí do 30 km/h tvoří 65 % všech případů whiplash. Stejně procento zaujímá i Německo. (Kumar, 2005)

2.4.2 MECHANISMUS WHIPLASH

Panjabi (1998) popsal mechanismus úrazu whiplash, viz obr. 1, na post mortem vzorku krční páteře, kde náraz je zezadu silou 8,5 g. V první fázi po nárazu (50–75 ms) tvoří krční páteř tvar připomínající písmeno S, tedy horní krční páteř se flektuje a dolní krční páteř se extenduje. Na začátku této fáze, zhruba v čase 50 ms, se hlava posunuje vzad o 6 cm bez přídavné flexe či extenze. Časový úsek 100-125 ms charakterizuje začátek druhé fáze, ve které dochází k extenzi celé krční páteře. Hlava dosahuje maximální extenze ve 100 ms a spodní krční páteř své maximum dosáhla již v první fázi (75 ms), tedy při vzniku S tvaru krční páteře (Obr. 7). Díky tomuto popisu stanovuje jako příčinu poranění měkkých struktur první fázi, tedy při hyperflexi horní krční a hyperextenzi dolní krční páteře. V této fázi dochází k natažení struktur na přední straně a kompresi struktur na straně

zadní dolní krční páteře za úroveň fyziologických hodnot. To následně vede k poraněním měkkých tkání a nejčastěji k úrazu typu AIS1.



Obr. 7. Časová sekvence úrazu whiplash – náraz zezadu (Panjabi, 1998)

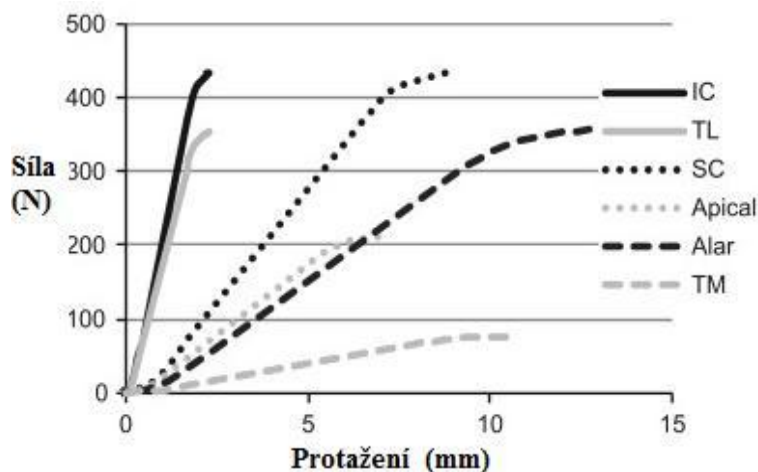
Tento mechanismus potvrzuje i Svensson (2000). Pokud se jedná o náraz zezadu, hlava díky setrvačnosti zůstává namístě, zatímco trup se v důsledku nárazu pohybuje vpřed. To v první fázi znamená vytvoření retrakce hlavy, až poté následuje extenze hlavy a krční páteře. Při frontálním nárazu se v první fázi vytvoří výrazná protrakce hlavy a až následně kompletní flexe hlavy a krku. A právě retrakce, respektive protrakce, na začátku celého pohybu dle Svenssona vede k úrazům a poraněním struktur krční páteře a hlavy.

Frontální náraz při 55 km/h popisuje Teng et al. (2008). V prvních 50 ms po nárazu dochází k frontálnímu pohybu celého těla, v přibližně 70 ms je tělo zadrženo bezpečnostními pásy a zatáhnuto zpět do sedadla. Tento mechanismus způsobuje, že se hlava flektuje. V 90 ms se již hlava pohybuje prudce směrem k volantů a tělo deceleruje směrem vzad.

2.4.3 TYPY PORANĚNÍ NÁSLEDKEM WHIPLASH

Zatímco Panjabi (1998) zmiňuje poranění zejména dolního úseku krční páteře při úrazu whiplash, Fice (2012) ve své práci poukazuje na poškození ligament horní krční páteře. A to především ligament alare a apicis dentis. Konkrétně studoval protažení ligament (membrana tectoria, ligamentum apicis dentis, ligamenta alaria, ligamentum transversum atlantis) při modelaci frontálního nárazu. K největšímu protažení při frontálním nárazu došlo u ligameta alare a apicis dentis (Obr. 8). Při nárazu o síle 22 g došlo k protažení ligamenta alare o 7,6 mm, ligamentum apicis dentis se prodloužilo o 5,3 mm a membrana tectoria o 4,5 mm. Na základě MRI

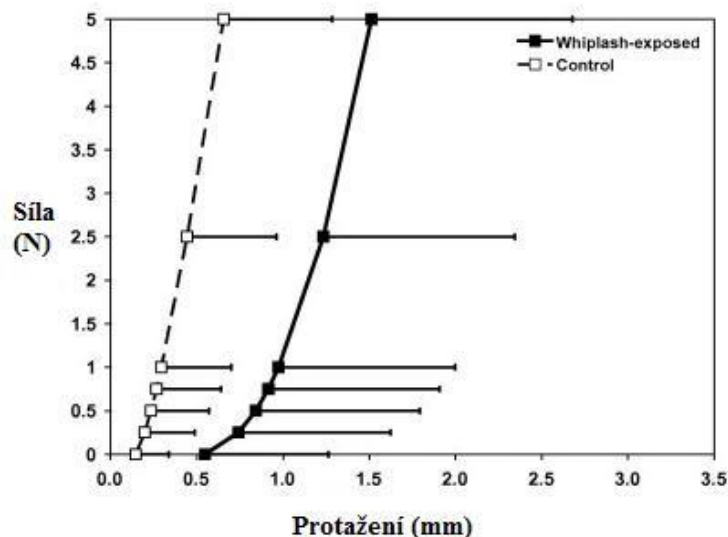
studie (Kaale, 2008) krční páteře se hodnotil vztah protažení ligament na potenciální vznik úrazu. Z porovnání těchto hodnot autoři soudí, že poškození ligamenta alare vznikne při nárazu o síle 20,7 g při frontálním nárazu a 14,4 g při nárazu zezadu.



Obr. 8. Protažení ligament horní krční páteře v závislosti na síle (IC – spodní část ligamentum apicis dentis, TL – ligamentum transversum dentis, SC – horní část ligamentum apicis dentis, Apical – ligamentum apicis dentis, Alar – ligamentum alare, TM – membrana tectoria) (Fice, 2012).

Ivancic (2008) se zaměřil na poškození kapsulárních ligament fasetových kloubů krční páteře po úrazu whiplash (dorsální náraz). Pro výzkum použil post mortem vzorky krční páteře, kde 6 vzorků bylo vystaveno whiplash poranění a 6 vzorků bylo bráno jako kontrolní skupina bez poranění. Následně byly připraveny separovaně vzorky všech úseků krční páteře, které tvořily fasetový kloub a capsulární ligamentum. Na těchto vzorcích byla testována jejich elongace předem stanovenými silami. Výsledkem byly nelineární křivky (graf závislosti prodloužení na použité síle), které v obou případech, tedy u skupiny s prodělaným whiplash úrazem a u kontrolní skupiny, ukazovaly větší flexibilitu ligament při použití nižších tažných sil a následné narůstání tuhosti s narůstajícími tažnými silami. A však došlo k celkové výraznější protažitelnosti ligament vzorků s poraněním whiplash ve srovnání s kontrolní skupinou (Obr. 9). Výsledkem poškozeného capsulárního ligamenta fasetového kloubu může být změna signálu z nervoslalové ploténky a ta může vést k abnormálnímu svalovému tonu v oblasti krční páteře a

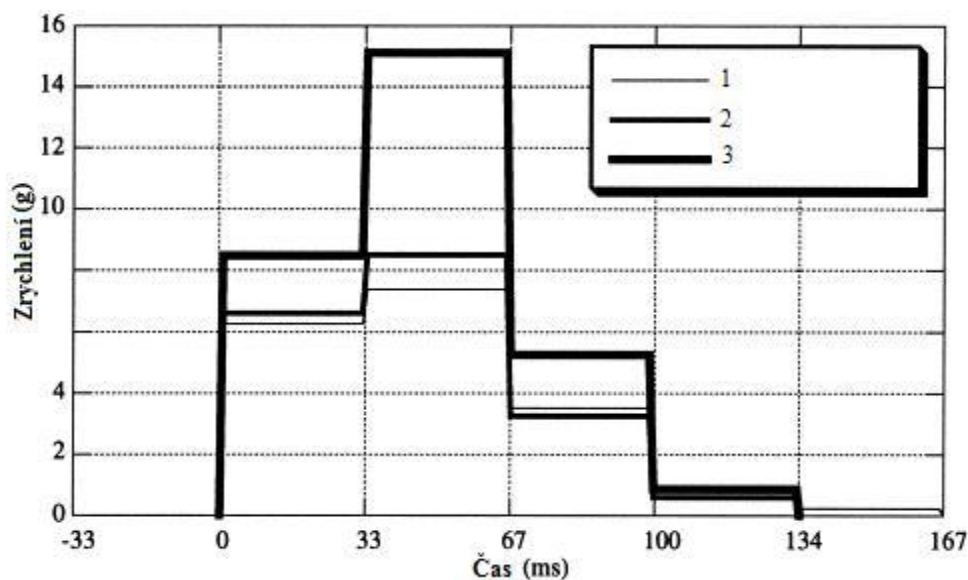
následné snížené mobility a propriocepce u pacientů s whiplash poraněním. Mnohem častěji také poranění ligament vede k chronicitě stavu, poněvadž nemají takové zásobené krví jako svaly, které se díky tomu hojí velmi rychle. Hojení tedy probíhá velmi dlouho a mnohdy dojde k jizvení.



Obr. 9. Porovnání protažení ligamentum capsulare - u skupiny, která prodělala whiplash poranění, a kontrolní skupiny (Whiplash-exposed – skupina, která prodělala whiplash; Control – kontrolní skupina) (Ivancic, 2008)

Mezi další, kteří se věnují frontálnímu nárazu a reakci krční páteře, patří i Kullgren et al. V dlouhodobé studii (Kullgren, 2000) se zabýval závislostí tvaru impulsu nárazu na dlouhodobých (více jak 6 měsíců), respektive krátkodobých, následcích v oblasti krční páteře. Od roku 1992 byla přibližně do 100 000 automobilů ve Švédsku instalována zařízení měřící velikost impulsu při nárazu. Toto zařízení měřilo historii akcelerace při nárazu v jednom směru. Sběr dat probíhal po dobu pěti let a data byla získávána především telefonickým dotazováním. Dohromady bylo v této studii porovnáno 143 frontálních nárazů a 187 účastníků, z nichž 42 bylo zařazeno do kategorie AIS1. A z těchto zaznamenaných bylo 10 s dlouhodobými následky. Výsledkem této studie je mimo jiné to, že vysoká střední akcelerace mezi 34 a 66 ms od nárazu a nízká střední akcelerace mezi 67 a 99 ms od nárazu zvyšují pravděpodobnost poranění krční páteře a zejména dlouhodobé následky v této oblasti. Z této studie vyplývá, že

nejzávažnější faktor, který ovlivňuje míru poranění krční páteře, je zejména velikost decelerace při kontaktu s bezpečnostním pásem (Obr. 10). Dle této studie autoři usuzují, že poranění vzniká při rapidní flexi hlavy a krční páteře po kontaktu s bezpečnostním pásem.



Obr. 10. Střední síla nárazu u účastníků nehod a její konsekvence (1-bez následků, 2-krátkodobé následky, 3-dlohodobé následky) (Kullgren, 2000)

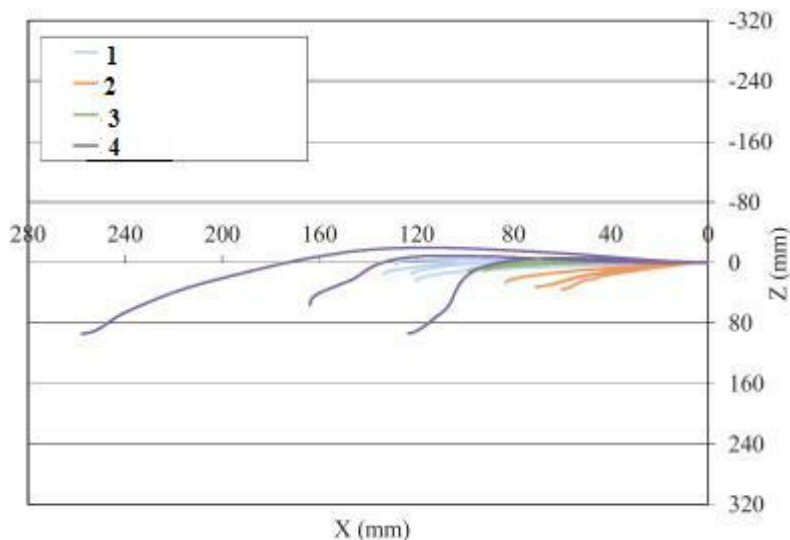
Rád bych v souvislosti s whiplash úrazem uvedl i málo diskutovaný problém poranění akromioklavikulárního skloubení způsobený bezpečnostním pásem (Patijn, 2005). Toto poranění bylo sledováno retrospektivně u 284 pacientů s chronickými obtížemi po whiplash úrazu. Z těchto udávalo 20 % přetrvávající bolesti ramena (nebo brachialgie), žádný nevykazoval neurologické postižení. Ve většině případů bývá bolest lokalizována na straně, kde byli fixováni bezpečnostním pásem. To odpovídá i kinematice pohybu, kdy je subjekt tlačěn akceleračně vpřed. Pohyb vpřed je však blokován bezpečnostním pásem, který trup křížuje. Trup rotuje ve směru fixovaného ramene a ke konci pohybu tlačí pás klavikulu dozadu, tím dochází k traumatizaci akromioklavikulárního skloubení.

2.4.4 KINEMATIKA WHIPLASH PORANĚNÍ

Beeman et al. (2012) sledoval kinematiku frontálního nárazu při malých rychlostech na lidských dobrovolnících, mužských ATD (anthropomorphic test device) a PMHS – kadaverických objektech. Tohoto testování se konkrétně účastnilo 5 dobrovolníků, ATD (Hybrid III, muž) a 3 kadaverické objekty (PMHS). Z celkových 34 testů bylo 17 provedeno nárazem o síle 2,5 g a 17 o síle 5,0 g. Všechny testy byly provedeny na vozíku který byl akcelerován pneumatickým pístem. Na dobrovolnících se navíc testovalo v každé intenzitě za podmínek, že subjekt náraz očekával a neočekával. To dělalo s 5 dobrovolníky celkem 20 měření.

Pro měření kinematiky nárazu systémem Vicon bylo na každém subjektu připevněno 43 reflexních markerů po celém těle. Pro tuto práci stačí zmínit markery v těchto oblastech: centrum gravitace hlavy (CG), proc. spinosus C7, ramenní kloub.

Výsledky ukazují, že u dobrovolníků, kteří náraz nečekali, došlo k exkurzi bodu na C7 o 89 mm při malé síle nárazu a o 130 mm při střední síle nárazu. U dobrovolníků, kteří náraz očekávali došlo k exkurzi stejného bodu o 35 mm, respektive o 61 mm. Při sledování bodu CG hlavy byl posun u neočekávaného nárazu 123 mm, respektive 169 mm. Tentýž bod se vychýlil u očekávaného nárazu o 64 mm a 106 mm (Obr. 11). V porovnání s těmito výsledky bylo ATD svými hodnotami někde mezi dobrovolníky, kteří očekávají a kteří neočekávají náraz. Pokud bychom srovnávali výsledky exkurzí PMHS, tak při středních silách nárazu byly výchylky dobrovolníků neočekávajících vyšší u bodu C7, naopak s bodem CG hlavy to dopadlo přesně opačně.



Obr. 11. Porovnání exkurzí centra gravitace na hlavě při nárazu u post mortem vzorků, modelu ATD a dobrovolníků (očekávajících a neočekávajících náraz). 1 – dobrovolníci neočekávající náraz, 2 – dobrovolníci očekávající náraz, 3 – model ATD, 4 – postem mortem vzorky (Beeman, 2012)

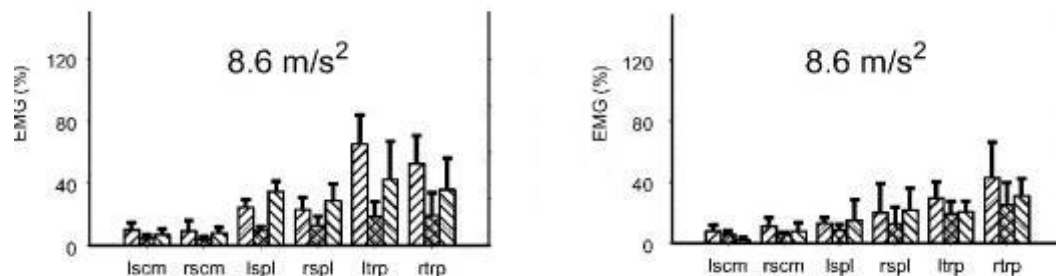
Na těchto výsledcích je vidět, že dobrovolníci, ATD a PMHS nemají stejné vlastnosti při testování nárazu v malých rychlostech. Ale poskytují důležitá data pro další využití těchto objektů v praxi při vytváření bezpečnostních prvků.

2.4.5 AKTIVITA SVALŮ PŘI NÁRAZU

Kumar (2003) ve své studii sledoval EMG aktivitu svalů (m. sternocleidomastoideus, m. splenius capitis, m. trapezius pars superior) při simulaci frontálního nárazu za podmínek očekávaného a neočekávaného impaktu (Obr. 12).

Z výsledků této studie dostáváme následující statistiku. Především se ukázalo, že pohlaví nemá žádný vliv na rozdílnost aktivity svalů. S vzrůstající akcelerací též narůstala aktivita EMG a další hodnotou je snížení EMG aktivity při očekávaném nárazu oproti nárazu neočekávanému až o dvojnásobek. 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 %). V těchto měřeních se

vycházelo z hodnoty 100 %, která představovala maximální aktivitu při flexi, extenzi a rotaci pro následující svaly v tomto daném pořadí: m. sternocleidomastoideus, m. trapezius, m. splenius capitis.



Obr. 12. Maximální EMG aktivita během frontálního nárazu - u neočekávaných (vlevo) a očekávaných (vpravo) nárazů. Vždy první sloupec u každého svalu značí maximální EMG aktivitu při akceleraci $8,6 \text{ m/s}^2$. EMG v % (100 % je maximální volní kontrakce svalu). (lscm – levý m. sternocleidomastoideus, rscm – pravý m. sternocleidomastoideus, lspl – levý m. splenius capitis, rspl – pravý m. splenius capitis, ltrp – levý m. trapezius, rtrp – pravý m. trapezius) (Kumar, 2003)

Stejný autor (Kumar, 2005) srovnává zapojování svalů (m. trapezius, m. sternocleidomastoideus, m. splenius capitis) v několika směrech nárazu. A taktéž ve dvou situacích, při očekávání a neočekávání nárazu. Při nárezech zezadu se nejvíce aktivuje musculus sternocleidomastoideus, který dokonce dosahuje hodnot maximální volní kontrakce, což nasvědčuje zvýšenému riziku poškození tohoto svalu. Davis (2000) uvádí, že první se aktivuje m. levator scapulae a až poté m. sternocleidomastoideus. Ostatní sledované svaly při tomto nárazu vesměs nepřesáhly hodnoty 35 %. Nicméně aktivita musculus splenius capitis byla větší než aktivita musculus trapezius. Pokud však tyto hodnoty srovnáme s frontálním nárazem, zde je naopak nejvyšší aktivita musculus trapezius, jak je popsáno výše. Aktivitu m. trapezius potvrzuje i Davis (2012), jež u pacientů, kteří prodělali whiplash úraz popisuje sníženou schopnost relaxace tohoto svalu. Též se zmiňuje o triggerpointech vyskytujících se v tomto svalu ve větší míře než u kontrolní skupiny.

Studie (Kumar, 2005) dále uvádí, že při laterálních nárezech se nejvíce zapojuje kontralaterální musculus splenius capitis. Pro všechny směrové typy nárazů však

platí, že při očekávání impaktu je akcelerace hlavy až o 40 % nižší a taktéž svalová síla není taková jako u nárazů, které dobrovolník neočekává. Dalším zajímavým ukazatelem je reakční čas, tedy za jak dlouho po nárazu se svaly aktivují. V této studii vyšlo, že při očekávaném nárazu je reakční čas nižší než při neočekávaných. Pokud svaly trvá delší dobu se aktivovat, dostane se po nárazu do většího protažení a následná excentrická aktivita musí být taktéž výraznější, což vytváří prostředí pro potenciální poškození daného svalu.

2.4.6 HEAD INJURY CRITERION

Head Injury Criterion (HIC) byl zaveden pro měření rizika poranění hlavy při různých typech nárazů. Svě uplatnění má především v automobilovém průmyslu. Hlava po nárazu získává akceleraci velmi vysokých hodnot a následně prudce deceleruje. Bezpečnostní prvky v autě jsou konstruovány tak, aby následnou deceleraci prodlužovaly a držely hodnoty pod kritickou hladinou, která by mohla způsobit vážné poškození hlavy a dalších částí lidského těla (Henn, 1998).

HIC je charakterizován jako:

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

kde a je maximální akcelerace a t_1 a t_2 jsou časy iniciální a konečný, které ohraničují interval, ve kterém HIC dosahuje maximálních hodnot.

Je stanoveno, aby se dané kritérium počítalo v rozmezí 36 ms největší decelerace hlavy. Pokud přesáhne hodnotu 1000, je 20% šance na závažné poranění hlavy ohrožující život. Tento práh byl stanoven na základě testování lidských kadaverických vzorků. Tato čísla ovšem platí pro průměrného muže (50. percentil muže). Nová doporučení NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) z roku 1999 (NHTSA, 2010) upřednostňují HIC při 15 ms, s hraniční hodnotou 700.

2.4.7 KLINICKÉ PŘÍZNAKY

Ambler (2000) uvádí whiplash poranění jako cervikální svalové a vazivové poranění, kde není přítomna hernie disku, fraktura, luxace ani dislokace krční

páteře a není současné trauma hlavy ani porucha vědomí. V tomto smyslu se od sebe odlišuje whiplash poranění a whiplash mechanismus úrazu, kde samozřejmě může dojít k herniaci disku nebo poranění míchy, tedy hrubou strukturální lézí. Dle Amblera patří do klinických příznaků především bolest krční krajiny, dále pak ztuhlá šíje, bolesti hlavy, bolesti v ramenou, bolesti mezi lopatkami, nekořenové potíže v horních končetinách (brnění, slabost), nevolnost a depresivní reakce, poruchy spánku. Je třeba v této souvislosti zdůraznit, že poruchy se mohou objevit s určitou prodlevou. Během prvních 6 hodin dochází k manifestaci příznaků u 65 % osob a zbytek se může projevit až do 72 hodin.

Hahn (2009) k potížím způsobeným whiplash poraněním dále řadí zvracení, ušní šelesty, nedoslýchavost, závrativosti a polykací potíže.

K minimalizaci následků navrhuje následující postup. Nejprve pečlivá rekognoskace nehody, dále ošetření základního zranění pacienta. V pořadí by měly následovat otoneurologické vyšetření a diagnostika a následná léčba možného whiplash poranění.

Dle serveru Whiplash injury (2009) je whiplash často skryté poranění, které lékařská vyšetření mnohdy neodhalí. Pokud však nedojde k adekvátní léčbě bezprostředně po úrazu, tělo začne nahrazovat poškozené buňky vazivovou tkání a díky tomu může dojít k obtížím již výše popsáním.

Pro přesné vyšetření byl mezi lety 2004 – 2009 zařazen přístroj TETRAX ve více než 150 klinických zařízeních po celém světě. Tento přístroj dokáže odhalit i nejjemnější odchylky ve stabilitě pacienta a je schopen lokalizovat i zdroj odchylek. Popřípadě nasměřuje na další potřebná vyšetření (neurologická, ORL atp.).

Objektivní zhoršení posturálních funkcí po úrazu whiplash zaznamenal ve své studii Dehner et al. (2008). U skupiny, která prodělala whiplash poranění, se prokázala posturograficky měřitelná poškození stability. Pro studii se použil přístroj TETRAX.

2.4.8 STRATEGIE LÉČBY

Léčba úrazu whiplash, to zejména WAD 1 a 2 (WAD 3, 4 jsou indikovány spíše neurologům, ortopedům a neurochirurgům) se dá rozdělit na dva přístupy – aktivní

a pasivní (Zemanová, 2003). Pasivní přístup se uplatňuje z důvodu podpření fáze hojení a eliminaci poškození nesprávnou či nadměrnou manipulací při rehabilitační léčbě prováděné terapeutem. V tomto přístupu se uplatňuje především farmakoterapie, imobilizace měkkým límcem, aplikace tepla nebo chladu, aplikace ultrazvuku, elektroanalgezie a masáže. Nicméně, jak uvádí Zemanová et al., tento přístup přímo nepodporuje fáze hojení a je použitelný spíše jako podpůrná terapie.

V aktivním přístupu se imobilizace prosazuje pouze po dobu prvních 4 až 7 dní. Při delší imobilizaci by mohlo dojít ke zvýšení tuhosti vaziva a k imobilizaci postižené tkáně. Omezení doby imobilizace tedy zlepší viskoelastické parametry dané tkáně. Vedle úvodní farmakoterapie pro zmírnění bolesti a aplikace měkkého krčního límce se dále indikuje pasivní mobilizace v nebolestivém směru, korekce postury, ruční trakce v obloukovité flexi, mobilizace klíční kosti a horních žeber, myofasciální techniky, ošetření triggerpointů a taktéž aktivaci hlubokého stabilizačního systému a úpravu svalových dysbalancí.

Případová studie (Gosnold, 2003) uvádí, že aktivní léčba zaměřená na stabilizaci krční páteře je účinnější. Konkrétně sledovali ženu (31 let), která byla po automobilové nehodě (předobojní náraz, 80 km/h). Při vyšetřeních nebyla zjištěna strukturální změna a pacientka byla propuštěna z nemocnice. Po šesti měsících stále pociťovala bolesti zejména mezi lopatkami a v oblasti dolní krční páteře. Byla odeslána k osteopatu (Spinal Manipulative Therapy – SMT), dále byla indikována postizometrická relaxace a masáže. Důležité je zmínit, že nebyla indikována rehabilitace ve smyslu aktivace hlubokých svalů a stabilizace. Po těchto terapiích cítila úlevu pouze 4 dny a pak se problémy vrátily zpět. Po 3 týdnech této terapie byla indikována rehabilitace, která sestávala ze senzomotorické stimulace a stabilizace v kombinaci s Brügger konceptem. A v tomto případě již po třech týdnech s frekvencí terapií jedenkrát týdně pacientka pociťovala výraznou úlevu od bolesti.

Ve Velké Británii v roce 2002 označili fyzioterapeuti jako prioritu vytvoření guidelines pro léčbu a terapii po prodělaném whiplash poranění (Mercer, 2007). Na základě rešeršního sběru dat pomocí mezinárodních databází od roku 1995 do 2005 byla sestavena tato doporučení: v akutním stadiu (do 2 týdnů po úrazu) by mělo být zahájeno aktivní cvičení do 4 dní po úrazu zejména pro redukci bolesti. Dále by opatření mělo obsahovat instruktáž pacienta ohledně ergonomie práce a

pacient by měl být motivován k návratu k normálním aktivitám v co nejkratší době. V daném textu již není tak striktní evidence aplikaci mobilizačních technik pro redukci bolesti. V akutním stadiu se však dle Guideline Development Group nedoporučuje užití měkkého límce. Tento postoj nedoporučení měkkého krčního límce nedoporučuje ani QTF (Quebec Task Force) (Sharma, 2005). V subakutní fázi (2 – 12 týdnů) se dle těchto guidelines doporučuje multimodální program, který zahrnuje manuální terapii, posturální trénink a psychologickou intervenci. Dále se považuje za užitečné zlepšení funkce hlubokých svalů krční páteře. To vše by mělo pacienta vrátit v co nejkratší době do aktivního života.

3 CÍLE PRÁCE

Cílem této práce je charakterizovat průběh frontálního nárazu na lidských dobrovolnících a na ATD (anthropomorphic test device), podmínkách tohoto měření model Manikin, který odpovídá průměrnému muži (viz Metodiku). Pochopení a popis mechanismu by mohly přispět k následnému využití při konstrukci bezpečnostních prvků v automobilech. Tím by se mohla snížit závažnost následků po úrazech typu whiplash.

Mezi dílčí cíle patří:

- Analyzovat průběh rychlostí během nárazu (hlava, rameno, vozík) (proband v. ATD)
- Analyzovat rychlost vozíku před nárazem (proband v. ATD)
- Analyzovat rychlost hlavy po nárazu (proband v. ATD)
- Analyzovat změnu vzdálenosti hlava – vozík během nárazu (proband v. ATD)
- Analyzovat změnu vzdálenosti hlava – rameno během nárazu (proband v. ATD)
- Analyzovat maximální deceleraci vozíku (proband v. ATD)
- Analyzovat maximální akceleraci hlavy (proband v. ATD)
- Analyzovat maximální akceleraci ramene (proband v. ATD)

Výzkumné otázky:

- V jakých parametrech se nejvíce liší ATD a lidský dobrovolník?
- Na jaké hodnoty a za jak dlouho se změní rychlost hlavy po nárazu?

4 METODIKA

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Na testování byl použit ATD model (Anthropomorphic Test Device) Manikin 50% percentile man, který odpovídá 50. percentilu muže, a 8 dospělých dobrovolníků středního věku, kteří nikdy dříve neprodělali úraz krční páteře ani jiné závažnější úrazy, které by mohly ovlivnit výsledky.

V důsledku nevyhovujících a složitých povětrnostních podmínek nemohly být pro zpracování použity všechny sledované hodnoty, protože pro ně chyběly záznamy. Z tohoto počtu probandů bylo nakonec možno použít maximálně tři pro daný parametr.

4.2 TECHNIKA MĚŘENÍ

4.2.1 QUALISYS

System Qualisys je zařízení pro zachycování pohybu. Tento přístroj vyvinula švédská firma a v dnešní době je rozšířen téměř po celém světě. V medicíně se systém využívá pro analýzu pohybu a zlepšení diagnostiky funkčních poruch pohybové soustavy. Lepší pochopení pohybu může usnadnit cestu k určení správného rehabilitačního plánu a zrychlení rehabilitace. Qualisys se využívá i v průmyslové sféře a automobilovém odvětví. Zde tvoří důležitou složku při konstrukci bezpečnostních a ergonomických prvků v automobilech (Qualisys, 2011).

K záznamu jsou nutné speciální kamery, které emitují krátké infračervené pulsy, a reflexní merkery. Markery se připevní na sledovaný objekt. Z nich se při záznamu odraží infračervené záření zpět do kamer, které přepočítají reálný čas a pošlou výsledek do počítače, respektive programu QTM (Qualisys Track Manager).

Pro záznam frontálního nárazu byl použit systém Qualisys s třemi digitálními kamerami a třemi markery.

Pro simulaci nárazu byl použit vozík na nakloněné rovině (simulátor nárazu, viz obr. E), který se rozjede na rychlost 12 km/hod, ale protože zde nejsou žádné deformační síly, přirovnávají se podmínky k nárazu ve 30 km/hod v autě. Simulátor nárazu zapůjčila společnost BESIP.



Obr. 13. Vozík s probandem před nárazem (markery jsou označeny červeně)

Před každým měřením byly na probanda nebo figurinu připevněny 2 markery. Jeden na čelo a druhý na střed ramene. Kontrolní marker byl přidělán na vozík (Obr. 13). Každý proband byl testován dvakrát. Vždy s kontrolou zraku a se zavázanýma očima šátkem. Sekvenci záznamu je možno vidět na obrázcích 14 až 17.



Obr. 14



Obr. 15



Obr. 16



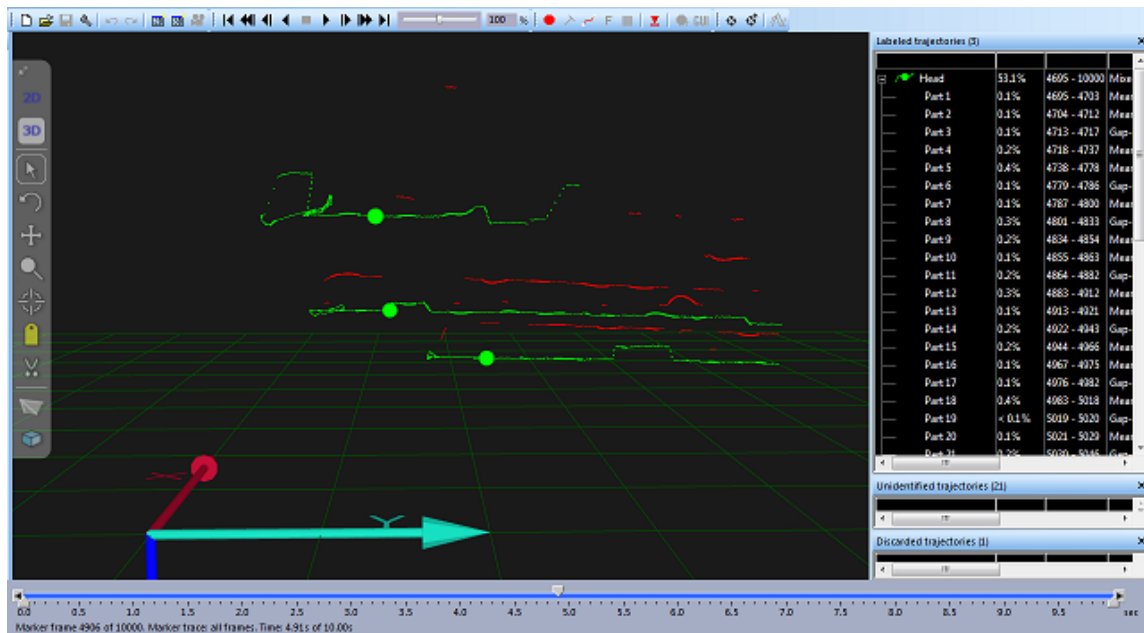
Obr. 17

Obr. 14 – 17. Sekvence nárazu a průběh pohybu hlavy

4.3 METODIKA ZPRACOVÁNÍ DAT

4.3.1 QUALISYS TRACK MANAGER

Data byla zpracována pomocí programu Qualisys track manager (Obr. 18). Jedná se o speciální software spolupracující se všemi kamerami Qualisys a je podporován systémem Windows. Záznamy je schopen hodnotit ve 2D i 3D rozlišení. Díky speciálním funkcím programu se data filtrují a následně program dokáže analyzovat pozice, úhly, rychlosti, akcelerace a vzdálenost. Data se po analýze dají exportovat v několika formátech. Pro tuto práci byl použit formát TSV (Qualisys, 2011).



Obr. 18. Qualisys Track Manager (vpravo – rozdělení trajektorií na jednotlivé části, uprostřed – trajektorie a body, kde se právě nacházejí)

Pro podmínky tohoto měření byla data zpracována v osách Y a Z, kde osa Y je osa předozadního pohybu a Z osou vertikálního pohybu. Tuto skutečnost je potřeba při analyzování dat zohlednit a rozdělit vždy pohyb do třech komponentů a až následně v programu Microsoft Excel použít konkrétní hodnoty pro konkrétní výsledek.

Při zpracování dat je v programu QTM nutné označit a pojmenovat jednotlivé body a upravit jejich průběh pohybu. Může se stát, že se v trajektorii objeví část, která

tam vůbec nepatří. Tu je potřeba ze záznamu odstranit. Může se jednat o nějaký odlesk způsobený při měření. Pro analýzu je třeba zvolit danou trajektorii (v našem případě hlava, rameno, vozík) a vybrat v nabídce, co přesně analyzovat. Pokud se analyzuje rychlost, zrychlení nebo vzdálenost, stačí pro analýzu zvolit jen jednu trajektorii. Pokud je potřeba analyzovat úhel mezi danými body, je třeba zvolit do výběru více trajektorií. Pro analýzu je též potřeba zvolit filtraci před samotným výpočtem. Pro tento účel bylo zvoleno 49 obrázků ve filtrovacím okně. Následně se data analyzují a exportují do textového souboru. Po exportu dat do textového souboru a přepokopování do programu Microsoft Excel se data jednoduše zpracují, popíší a použijí pro tvorbu grafů. Při zpracování dat v Microsoft Excel je pro účely tohoto měření nutno použít data pouze z os Y a Z.

Při zpracování více dat byl pro zprůměrování hodnot použit aritmetický průměr a směrodatná odchylka.

4.4 PODMÍNKY MĚŘENÍ

Měření probíhalo ve venkovních prostorách a kvůli dešti se všechny záznamy nezobrazily v požadované kvalitě. Tudíž je nebylo možné využít k následnému zpracování. Ke zpracování dat bylo možné použít maximálně 3 probandy a maximálně 2 měření modelu ATD. To znamená, že u některých hodnot u probandů se dal zpracovat průměr ze třech měření, u jiných ze dvou nebo byl záznam pouze jeden. U modelu ATD byly podmínky podobné, ale záznam ze dvou měření byl ve většině případů. Z ostatních záznamů nebylo možné rozpoznat přesnou trajektorii sledovaných bodů. Analýza takovýchto záznamů vytváří velmi špatně interpretovatelné výsledky, které by nebylo možno použít.

Záznamy probanda obsahují pouze hlavu a vozík. Trajektorie ramene se nezaznamenala. Proto jsou ve výsledcích hodnoty obsahující údaje o ramenu vynechány.

4.5 LEGE ARTIS

Záznamy byly naměřeny v rámci projektu zaměřeného na analýzu frontálního nárazu. Tudíž potvrzení etické komise a informované souhlasy probandů již byly dříve prezentovány (viz grant GAUK 111310, GAČR P 407/10/1624 a SVV-2011-263 601).

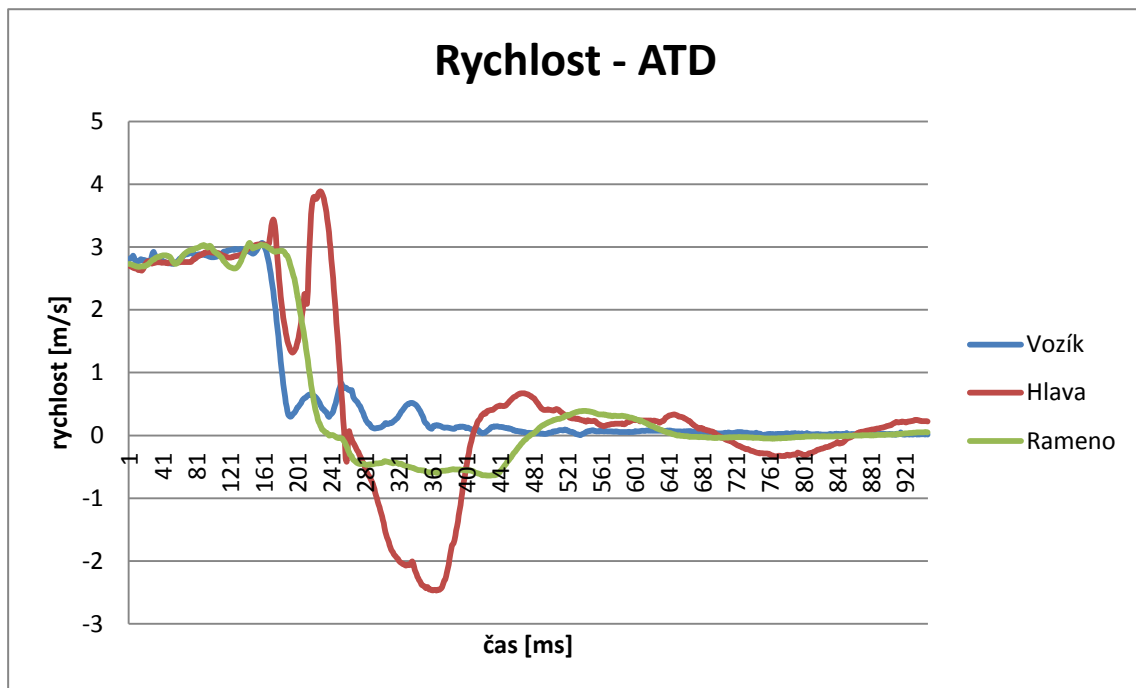
5 VÝSLEDKY

Výsledky jsou koncipovány jako srovnání modelu ATD, u kterého se provedla dvě měření, a probandů. Kvůli nekvalitě záznamů nemohly být všechny použity. Proto se u probandů v tabulce vyskytují maximálně 3 měření. V grafech byla použita měření, která se dala nejlépe identifikovat z hlediska čitelnosti záznamu. V první části, respektive v tabulce, jsou uvedeny naměřené průměrné hodnoty ATD a probandů. Dále následují grafy, které udávají průběh nárazu a daný sledovaný parametr.

Rychlost vozíku těsně před nárazem činila přibližně 3 m/s, respektive pro ATD byla rychlost o 0,08 m/s vyšší a u probandů o 0,04 nižší. Maximální rychlost hlavy po nárazu dosahovala u probandů (2 probandi), kteří neměli kontrolu očima (zavázané oči) (4,94 m/s). Nejnižší rychlosti dosahoval proband, který měl oči otevřené a mohl kontrolovat průběh nárazu (3,19 m/s). U modelu ATD bylo dosaženo hodnoty 3,67 m/s. Zajímavých hodnot bylo dosaženo u změny vzdálenosti mezi hlavou a vozíkem po nárazu. U ATD došlo ke zvětšení vzdálenosti o 160 mm a u probanda, který neměl zrakovou kontrolu, o 210,47 mm. Změnu vzdálenosti mezi hlavou a ramenem bylo možné sledovat pouze u modelu ATD. Zde se vzdálenost změnila o 88,22 mm. Decelerace vozíku po nárazu byla $137,71 \text{ m/s}^2$ pro ATD a $140,56 \text{ m/s}^2$ jako průměr z měření třech probandů.. Maximální akcelerace hlavy po nárazu byla o 4 m/s^2 nižší u modelu ATD a byla dosažena 55 s po nárazu. Maximální akcelerace hlavy u probanda byla dosažena 73 s po nárazu (Tab. 2).

Tab. 2. Srovnání naměřených parametrů. ATD vs. proband (v závorkách je počet měření)

	ATD	směrodatná odchylka	proband	směrodatná odchylka
rychlost vozíku před nárazem	3,08 m/s (2)	0,02	2,96 m/s (3)	0,02
rychlost hlavy po nárazu (bez kontroly očima)	3,67 m/s (2)	0,22	4,94 m/s (2)	0,88
rychlost hlavy po nárazu (kontrola očima)			3,19 (1)	-
vzdálenost hlava – vozík, klidová	348,15 mm (2)	1,85	378,00 mm (1)	-
vzdálenost hlava – vozík, maximální	508,15 mm (2)	4,57	588,47 mm (1)	-
vzdálenost hlava – rameno, klidová	48,00 mm (2)	8	X	
vzdálenost hlava – rameno, maximální	136,22 mm (2)	2,38	X	
max. decelerace vozíku	137,71 m/s ² (2)	0,17	140,56 m/s ² (3)	5,04
max. akcelerace hlavy	352,17 m/s ² (1)	-	356,17 m/s ² (3)	31,33
max. akcelerace hlavy – čas od nárazu	55 ms (1)	-	73 s (1)	-
max. akcelerace ramene	101,34 m/s ² (1)	-	X	

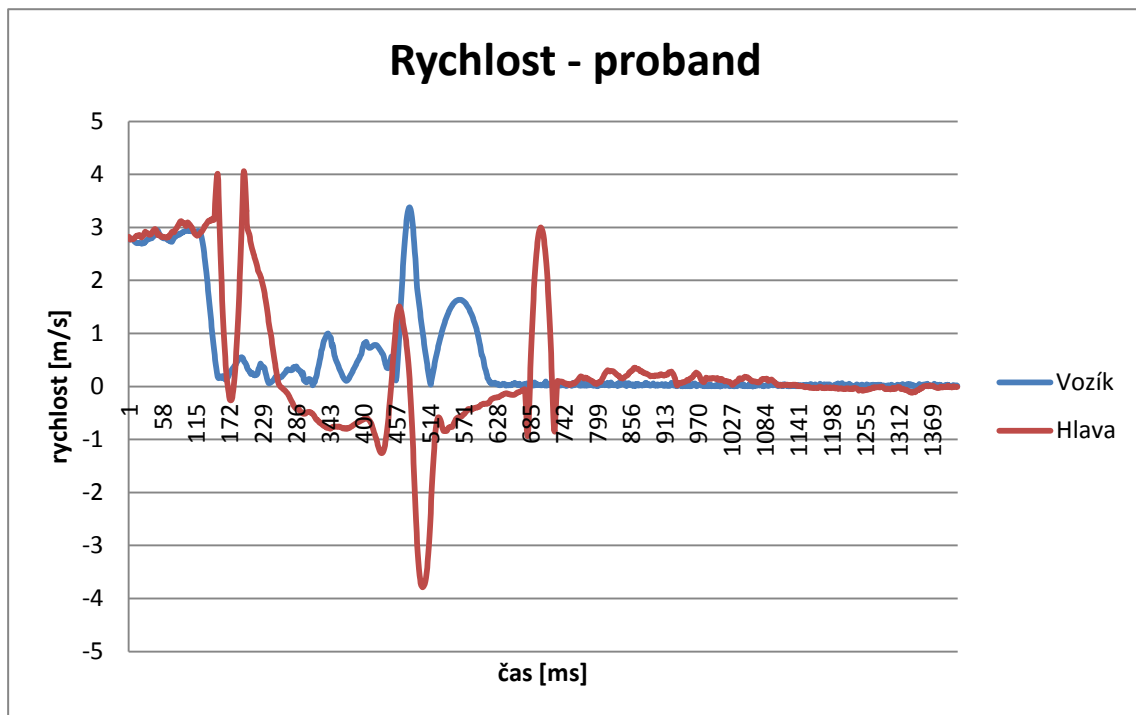


Graf 1. Porovnání rychlostí sledovaných částí (vozík, hlava, rameno) při nárazu u ATD modelu

Z grafu 1 je možné charakterizovat rychlosti jednotlivých sledovaných částí modelu ATD. Omažik nárazu je možné v grafu označit tam, kde začne prudce klesat rychlost vozíku (modrá linie). S malým prodlením po nárazu rychlost hlavy stoupne na rychlost 3,44 m/s. Dále klesá až k hodnotě 1,32 m/s a následně stoupne až k maximální hodnotě uvedené již v tabulce 2, tedy k 3,89 m/s. V krajní poloze se hlava zastaví a změní směr pohybu směrem vzad a v tomto směru směrem k opěrce hlavy dosáhne maximální rychlosti 2,47 m/s. Po vyčerpání pohybu (kontaktu s opěrkou) hlava ještě zrychlí ve směru vpřed a pak dochází již drobným oscilacím.

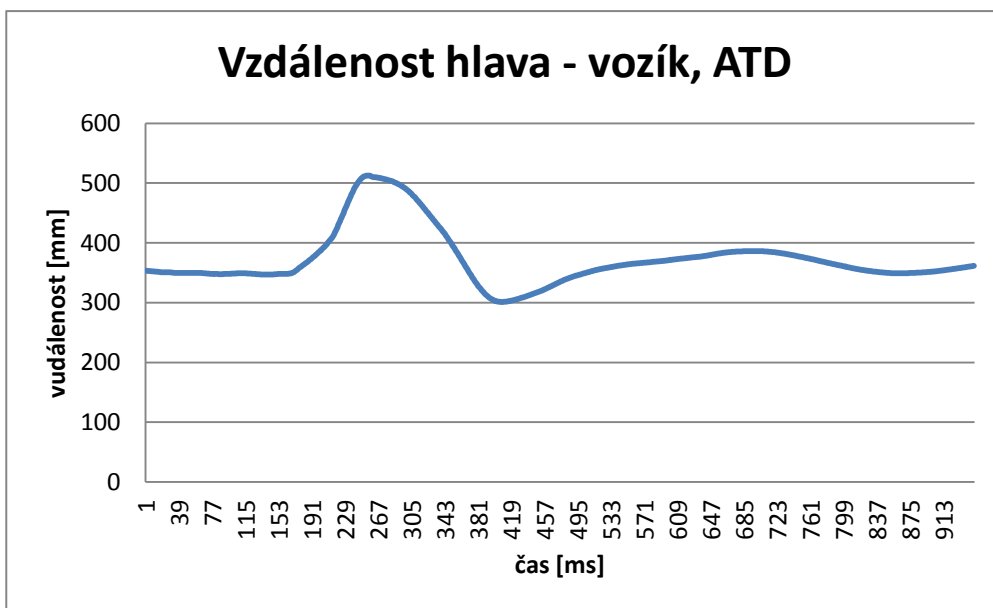
Rameno po nárazu nezrychluje, ale pokračuje přibližně stejnou rychlostí několik milisekund, pak náhle zpomalí a ve směru vzad již nedojde ke zvýšení rychlosti nad 1 m/s.

Náhlé změny rychlostí po nárazu jsou dány kontaktem s bezpečnostním pásem. Tím bychom mohli vysvětlit snížení rychlosti hlavy i ramene. Ovšem zajímavé je ponárazové zrychlení hlavy ještě než dojde ke kontaktu s bezpečnostním pásem.



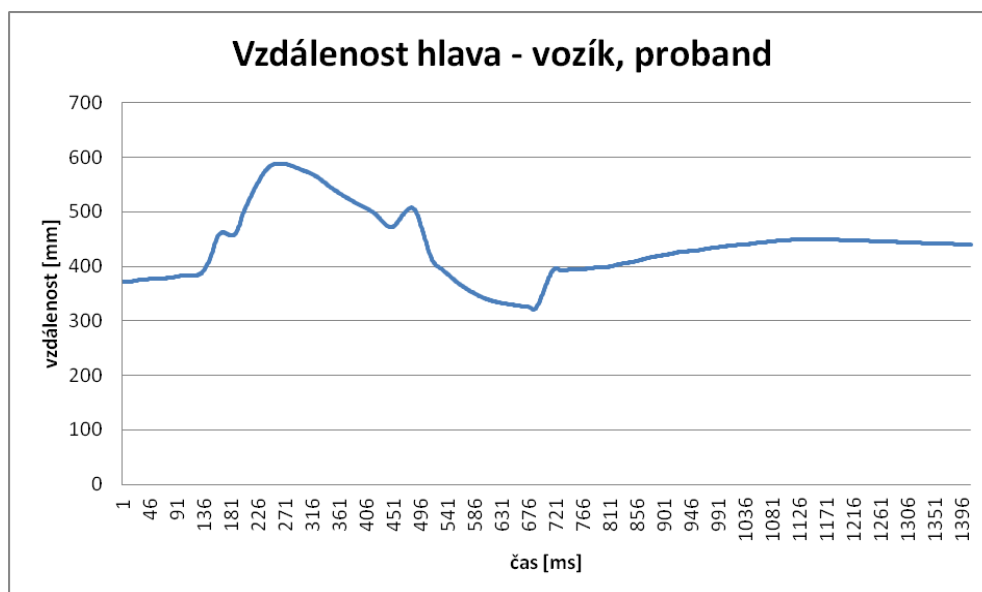
Graf 2. Porovnání rychlostí sledovaných částí (vozík, hlava) při nárazu u probanda

V grafu č. 2 chybí záznam ramene, nicméně pokud se při analýze opět zaměříme na změny rychlostí hlavy, je zde patrná analogie se záznamem modelu ATD. Hlava po nárazu a drobné latenci zrychlí na 4,01 m/s, následně v porovnání s ATD rapidně zpomalí až k zastavení a následuje opět zrychlení na 4,06 m/s po 73 sekundách po nárazu. Časový úsek mezi prvním vrcholem rychlosti hlavy u ATD a druhým maximálním vrcholem je 56 ms. U probanda jsou tyto dva vrcholy vzdáleny 71 ms.



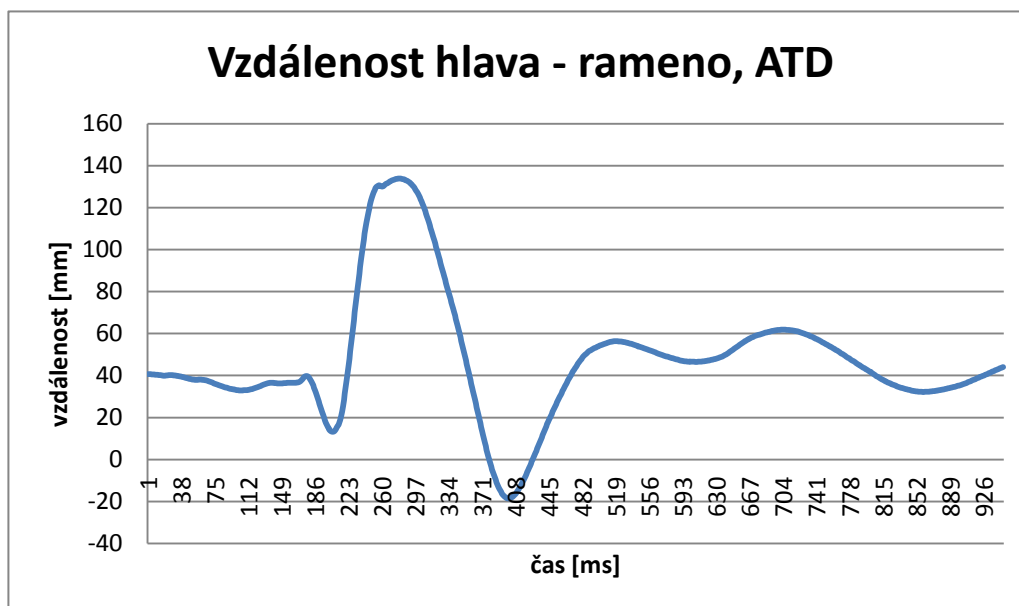
Graf 3. Analýza vzdálenosti mezi hlavou a vozíkem v průběhu nárazu u modelu ATD

Klidová vzdálenost hlavy a vozíku, respektive vzdálenost před nárazem, je zhruba 350 mm. Po nárazu se vzdálenost zvýšila na více jak 500 mm, konkrétně 512,72 mm. Vzdálenost se tedy zvýšila o 162,72 mm. Maximální vzdálenost u ATD nastane po 96 ms od začátku nárazu.



Graf 4. Analýza vzdálenosti mezi hlavou a vozíkem v průběhu nárazu u probanda

Na dalším grafu (Graf 4) je zobrazen průběh a změna vzdálenosti mezi hlavou a vozíkem při analýze nárazu u probanda. Průběh grafu je podobný jako u modelu ATD, hodnoty jsou však jiné. Vzdálenost mezi hlavou a vozíkem před nárazem byla u probanda 378 mm. Maximální hodnota byla dosažena po 128 ms.



Graf 5. Analýza vzdálenosti mezi hlavou a ramenem v průběhu nárazu u ATD

Na grafu číslo 5 jen zobrazena analýza změny vzdálenosti mezi hlavou a ramenem u modelu ATD. Z grafu je patrné, že po nárazu dojde ke krátkému snížení a následuje zvětšení vzdálenosti až na 130 mm. Poté se hlava vrací zpět. Záporné hodnoty znamenají, že se hlava dostává za bod ramene, čili do extenze.

Pokud porovnáme čas mezi maximální rychlostí hlavy vpřed a maximální rychlostí hlavy vzad, pak u ATD to bylo 133 ms a u probanda 349 ms. Což je u probanda více jak dvojnásobek hodnoty modelu ATD.

6 DISKUSE

V této práci bylo provedeno srovnání reakce krční páteře a hlavy při frontálním nárazu mezi lidskými dobrovolníky a testovacím modelem Manikin (50. percentil muže). Dobrovolníků bylo celkem 8 a u každého proběhla dvě měření, první se zavázanýma očima a druhé s kontrolou zraku. Cílem bylo charakterizovat průběh rychlosti jednotlivých sledovaných částí před a při nárazu a dalších parametrů jako jsou: změna vzdálenosti mezi jednotlivými částmi, akcelerace hlavy, decelerace vozíku. Tato data a srovnání člověka a figuriny má vypovídající hodnotu zejména pro další používání figurin pro konstrukce bezpečnostních prvků v automobilech. Znalosti, jak se figurina chová za daných podmínek a do jaké míry se toto chování liší od člověka, mohou významně přispět ke zvýšení bezpečnosti.

Všechna měření se však nedala pro zpracování použít, protože v průběhu měření déšť značně narušil kvalitu záznamu. To samozřejmě narušuje výpovědní hodnotu zpracovaných dat.

Rychlost vozíku těsně před nárazem dosahovala hodnot okolo 3 m/s. Konkrétně se jednalo o hodnoty: 3,08 m/s u ATD a 2,96 m/s u probandů. Zajímavé je zde srovnání, jakých maximálních hodnot rychlostí ve frontálním směru dosahovala hlava po nárazu. U ATD byla tato rychlost 3,96 m/s a u probandů se tato hodnota dále dělí na probandy, kteří měli zavázané oči (bez zrakové kontroly), a probandy, kteří měli zrakovou kontrolu. U prvních jmenovaných byla hodnota 4,94 m/s a u druhých 3,19 m/s. To znamená, že pokud člověk očekává náraz, či podobnou kritickou situaci, své tělo na to připraví a snaží se zmírnit následky nehody. Toto dokládá i Kumar (2005), který ve své studii sledoval mimo jiných parametrů i rychlost hlavy po nárazu u očekávaných a neočekávaných nárazů. Popisuje vyšší nejen rychlost u neočekávaných nárazů, ale i s tím spojenou vyšší akceleraci hlavy. Tento stav pak může být spojen s rizikem úrazu hlavy a krční páteře.

Zajímavé je v této souvislosti zmínit svalovou aktivitu v průběhu nárazu. Kumar (2003) na základě testování a použití EMG popsal, které svaly se v jaké intenzitě účastní frontálního nárazu. Navíc charakterizoval rozdíl zapojování svalů při očekávaném a neočekávaném nárazu. Z výsledků vyplývá, že se nejvíce při frontálním nárazu zapojuje musculus trapezius, který je následován svaly m. splenius capitis a musculus sternocleidomastoideus. Všechny svaly dosahují vyšší

aktivity při neočekávaných nárazech. Zde se nabízí otázka, když při neočekávaných nárazech dosahuje hlava vyšších rychlostí, ale i vyšší svalové aktivity, čím je to způsobeno? Kumar dále uvádí, že u neočekávaných nárazů se svalová aktivita zapojuje mnohem později než u očekávaného nárazu. Konkrétně u nárazu o zrychlení $5,3 \text{ m/s}^2$ se zapojí musculus trapezius zhruba o 70 ms dříve u očekávaného nárazu. Pokud je náraz neočekávaný, svaly se neaktivují bez zrakové a sluchové kontroly v dostatečném předstihu a tudíž ani jejich výrazná aktivita v průběhu nárazu již není schopná rychlost zpomalit. Naopak, pokud je náraz očekávaný, svaly se aktivují ještě před samotným akceleračním mechanismem a není nutná přílišná svalová aktivita ke snížení rychlosti hlavy. Problémem svalové aktivity při whiplash se zabýval i Siegmund (2003), který upozorňuje na proces habituace při testování EMG aktivity. Pozoroval rapidní snížení EMG aktivity při opakovaní měření na whiplash. Toto je nutné v dalších studiích zohlednit při porovnávání EMG aktivity při opakovaných měřeních.

Svalová aktivita u nárazů zezadu je nejvyšší u m. sternocleidomastoideus. Naopak nejnižší aktivitu má musculus trapezius. Zde se ukazuje rozdílnost dvou typů nárazů a je třeba si uvědomit, že pro náraz zezadu jsou akcelerace, při kterých může dojít k poškození krčních struktur, mnohem nižší než u frontálního nárazu.

Další otázkou bylo, do jaké míry se liší ATD a proband ve změně vzdálenosti mezi hlavou a vozíkem. U probanda, který neměl kontrolu očí, došlo ke zvětšení této vzdálenosti o 210 mm, kdežto u modelu ATD o 160 mm. Beeman et al. (2012) provedl srovnání exkurzí centra gravitace na hlavě u modelu ATD a probandů. Probandi byli naměřeni dvakrát, při prvním měření byli relaxovaní a při druhém se aktivně nárazu svalovou aktivitou bránili. V této studii dospěli k výsledkům, že proband, který se bránil nárazu, měl o 30 mm vyšší exkurzi než ATD a relaxovaný proband měl o 28 mm menší exkurzi než ATD. Uvedené výsledky a srovnání ukazuje, do jaké míry je možno ATD a probanda srovnávat. Proband, pokud je relaxovaný nebo nemá zrakovou kontrolu, dosahuje mnohem vyšších exkurzí hlavy než ATD.

Akcelerace hlavy po nárazu byla testována již za stejných podmínek pomocí akcelerometru (Jelen, 2011). U ATD byla průměrná hodnota 20,9 g, u probandů, kteří neměli zrakovou kontrolu, 12,1 g a u probandů se zrakovou kontrolou 8,2 g. V této práci byly uveřejněny i hodnoty Head Injury Criterion (36 ms), které

dosahovaly hodnot 20 pro ATD, 5,7 pro probandy, kteří byli bez zrakové kontroly a 4 pro probandy se zrakovou kontrolou.

Analyzované hodnoty akcelerace z programu Qualisys byly ve srovnání s hodnotami z akcelerometru mnohem vyšší. U ATD 352 m/s^2 a u probanda 356 m/s^2 . Tato rozdílnost ve výsledcích je patrně dána nepřesností ve vyhodnocování akcelerace programem Qualisys. Dalším důvodem je zřejmě malá skupina testovaných. Z výsledků programu Qualisys se HIC nepodařilo získat.

7 ZÁVĚR

Práce je rozdělena do dvou hlavních částí - na teoretickou a praktickou. V teoretické části je popsána anatomie, fyziologie a biomechanika cervikokraniální oblasti. Významnou součástí teoretických východisek práce je rešerše, která zpracovává dostupnou literaturu na téma whiplash. Jsou zde zmíněny kinematické poznatky, aktivita svalů při nárazu, ale i klinické projevy a strategie léčby. Praktická část obsahuje zpracování a rozbor naměřených dat.

Cílem práce bylo analyzovat frontální náraz u lidských probandů a modelu ATD. Analyzovat průběh a změnu rychlostí jednotlivých segmentů (hlava, vozík, rameno) před nárazem a při něm. Dále porovnat zrychlení těchto segmentů v různých fázích nárazu a v neposlední řadě analyzovat změny vzdáleností mezi sledovanými segmenty v průběhu nárazu.

Testování probíhalo na simulátoru nárazu v rychlosti zhruba 4 m/s. Data byla naměřena u 8 probandů, vždy 2 měření u každého za různých podmínek (zraková kontrola, bez zrakové kontroly). K těmto probandům byly ještě dvakrát naměřeny modely ATD. Sledovány byly tři body: hlava, rameno, vozík. Pro analýzu byl použit systém Qualisys se třemi kamerami a zpracování dat proběhlo v programu Qualisys Track Manager.

Z výsledků vyplývá, že zrakový kontakt má na chování jednotlivých segmentů klíčový vliv. Zejména rychlost hlavy po nárazu dosahovala bez zrakového kontaktu mnohem vyšších hodnot než model ATD. V kontextu s dostupnou literaturou se stejným způsobem měnily vzdálenosti mezi jednotlivými segmenty. Nejvyšších hodnot dosahovaly probandi, kteří neměli zrakovou kontrolu, nikoliv ATD. Používání ATD do testování má své nedostatky a nedá se říci, že plnohodnotně nahrazuje parametry člověka.

V budoucnu by měla být měření provedena na větší testovací skupině, aby bylo možné přesněji posoudit jednotlivé charakteristiky. Je nutné brát v potaz, že při výzkumech s lidskými probandy dochází k habituaci na průběh daného měření.

Problematika frontálního nárazu je velmi složitá a pro hlubší pochopení vyžaduje další testování. Podrobná kinematika nárazu s kontrolou EMG aktivity by byla dalším testováním nutna upřesnit. Samozřejmě je nutné si uvědomit, že etické hledisko bude vždy určitým způsobem brzdit další poznávání při testování lidských probandů.

Mně osobně přinesla práce pohled do nové oblasti, možnost práce s programem Qualisys a pochopení některých souvislostí v analýze mechanismu whiplash.