

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

FAKULTA STROJNÍ



Možnosti fixace zlomenin zubu druhého krčního obratle

Disertační práce

Liberec 2015

Pavel Buchvald

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

FAKULTA STROJNÍ



Disertační práce

k získání akademického titulu Ph.D.

ve studijním oboru

Aplikovaná mechanika – inženýrská mechanika

MUDr. Pavel Buchvald

Možnosti fixace zlomenin zubu druhého krčního obratle

Školitel: Prof. Ing. Miroslav Václavík, CSc.

Studijní program: P2301 Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901V003 Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

Datum státní doktorské zkoušky: 23. 4. 2012

Datum odevzdání práce: 7.10.2015

Poděkování

Tato práce vznikla díky podpoře několika lidí, kterým bych rád za jejich pomoc věnoval několik řádků.

Na prvním místě bych rád poděkoval svému školiteli Prof. Ing. Miroslavu Václavíkovi, CSc. za podporu, rady a odbornou pomoc během celého doktorského studia.

Z odborného hlediska bych rád rovněž poděkoval doc. Ing. Lukáši Čapkovi Ph.D a Ing. Petru Henyšovi ze Strojní fakulty Technické univerzity v Liberci za vstřícnost a ochotu v rámci konzultační činnosti, za cenné rady a za poskytnutí laboratorního a softwarového zázemí. Bez jejich kooperace by tato práce nebyla realizovatelná. Prvnímu z nich děkuji také za inspiraci k této práci, která vyplynula z naší dlouhodobé vzájemné spolupráce na poli biomechaniky a jejího využití v chirurgii páteře.

Dále bych rád poděkoval primáři MUDr. Antonínu Blümlovi a odběrovým asistentům za spolupráci při odběru kadaverního materiálu v tkáňové ústředně KNL.

Další poděkování patří mému primáři Prof. MUDr. Petru Suchomelovi Ph.D, přednostovi Neurocentra Krajské nemocnice Liberec a.s. za umožnění absolvování doktorského studia a za odborné rady.

Závěrečný dík patří mé rodině za podporu, lásku a trpělivost.

Anotace

Možnosti fixace zlomenin zubu druhého krčního obratle

Disertační práce se zabývá dnes velmi aktuálním a stále diskutovaným tématem – možnostmi chirurgické fixace odlomeného zubu druhého krčního obratle. Na základě porovnání výhod a nevýhod všech dosud používaných stabilizačních technik se jeví jako nejfyziologičtější metoda přední přímá šroubová osteosyntéza dentu, protože jako jediná umožňuje splnit dva zásadní cíle kladené na současnou rekonstrukci zlomenin páteře. To jest obnovení plnozátěžové páteřní stability při zachování její neomezené dynamické funkčnosti. Přestože se nejedná o novou chirurgickou techniku, je přímá osteosyntéza zlomeniny zubu čepovce doprovázena celou řadou nezodpovězených otázek. Jednou z nich je polemika, zda jsme k dosažení dostatečné stability nuceni použít dva osteosyntetické šrouby (tahový a protirotací), jak bylo primárně doporučeno autory této metody, nebo zda postačuje pouze zavedení jednoho šroubu (tahového), což by výrazně eliminovalo vysoká rizika vyplývající z obtížného a nebezpečného zavádění. Odpovědět na tuto otázku a současně navrhnout optimálnější způsob řešení si klade za cíl tato studie.

V první části práce přehledně představuji jednotlivé typy zlomenin zubu C2 a diskutuji všechny dosud používané metody jejich terapeutického řešení. Důraz jsem kladl na vyhodnocení výhod a nevýhod jednotlivých operačních přístupů a stabilizačních technik. Následuje pevnostní numerická analýza *dens axis* pomocí MKP modelů.

V experimentální části jsem práci zaměřil nejprve na simulaci vzniku fraktury zubu C2 na humánních kadaverních obratlech se stanovením lomové pevnosti (ohybové tuhosti) dentu a porovnání získaných údajů s literárními zdroji. Dále jsem provedl experimentální přímou osteosyntézu odlomeného zubu předním tahovým šroubem s pokusem stanovit optimální dotahovací moment a následně jsem porovnal stabilitu této anatomické fixace v ohybu a krutu po osteosyntéze jedním and dvěma šrouby.

Závěrečnou část práce jsem věnoval vyhodnocení provedených studií a využití získaných poznatků při experimentálním návrhu nového šroubového fixačního systému sloužícímu k zajištění vyšší stability jednošroubové přímé osteosyntézy zlomeniny zubu C2.

Klíčová slova

horní krční páteř, zlomenina zubu C2, stabilita krční páteře, biomechanika krční páteře, čepovec, osteosyntéza dens axis, stabilita fraktury dens axis, tahová osteosyntéza.

Annotation

Dissertation deals with very current today and still debated issue - the possibility of surgical fixation of fractured odontoid process of second cervical vertebra. Based on the comparison of the advantages and disadvantages of stabilization techniques there seems to be the most physiological method the anterior direct screw fixation of fractures, because the only lets accomplish two major goals imposed on the current reconstruction of spine fractures. That is restoring of full stability while maintaining its unlimited dynamic functionality. Although a direct odontoid osteosynthesis is not a new surgical technique there are still a number of unanswered questions. One of them is controversy if is necessary application of two osteosynthesis screws (lag and anti-rotation) to achieve sufficient primary stability, or whether it is sufficient to introduce only a single (lag screw), which would eliminate the high risks resulting from the difficult and dangerous deployment. Answer to this question and also to propose the optimal way of solving aims in this study.

In the first part I present the various types of fractures of the odontoid process C2 and discuss all currently used methods for their therapeutic solutions. Emphasis is placed on the evaluation of the advantages and disadvantages of different surgical approaches and fixation techniques. Followed dens axis stress numerical analysis by FEM models.

The experimental part of the thesis I focused first on the simulation of fracture of the dens on human cadaver C2 vertebrae with the determination of fracture strength (bending stiffness) and comparison the data with the literary sources. Subsequently I performed the experimental anterior fixation of fractured dens with using of lag screws with determination of the optimum tightening torque and furthermore I realized a comparison of the stability of this anatomical fixation in bending and torsion after fixation of one and two screws.

Based on the results of upper mentioned study I dedicated the final part of the dissertation to experimental design of a new fixation system for more optimal solution of one-screw direct osteosynthesis of odontoid fracture.

Keywords

upper cervical spine, odontoid proces, odontoid fracture, cervical spine stability, osteosynthesis, fixation techniques, biomechanic.

Obsah

I. Úvod	9
II. Cíle práce	11
III. Obecná část	12
1. Anatomie obratle C2	12
2. Zlomeniny zubu C2	13
2.1 Rozdělení zlomenin zubu C2	13
2.2 Incidence zlomenin zubu C2	15
2.3 Epidemiologie a mechanismus vzniku zlomenin zubu C2	16
2.4 Metody řešení zlomenin zubu C2	17
2.4.1 Operační přístupy používané k řešení zlomeniny zubu C2	19
2.4.1.1 Metody zadní stabilizace C1-2	19
2.4.1.1.1 <i>Interlaminární stabilizace C1-2</i>	19
2.4.1.1.2 <i>Transartikulární C2-1 fixace šrouby (Magerlova technika)</i>	23
2.4.1.1.3 <i>Tyčové spojení šroubů zavedených v laterálních masách C1 a pediklech C2 (technika dle Goela - Harmse)</i>	25
2.4.1.1.4 <i>Tyčové spojení šroubů zavedených v laterálních masách C1 a křížem v laminách C2 (Wrightova technika)</i>	27
2.4.1.2 Metody přední stabilizace C1-C2	28
2.4.1.2.1 <i>Přední fixace C1-C2</i>	28
2.4.1.2.2 <i>Přední dlahová stabilizace C1-C2</i>	29
2.4.1.2.3 <i>Anterolaterální atlantoaxiální fúze C1-C2 šrouby</i>	29
2.4.1.2.4 <i>Metoda přímé přední stabilizace zlomenin zubu C2</i>	29
2.4.1.3 Srovnání operačních technik užívaných při léčbě zlomenin zubu C2	33
3. Přímá osteosyntéza zlomeniny zubu C2 šrouby z předního přístupu	34
4. Materiálová studie kostní tkáně obratlů	37
5. Mechanismus hojení zlomenin obratlů, remodelace kosti	39
6. Osteosyntéza	40
7. Typy závitů a jejich vliv na osteosyntézu	41
8. Pevnostní analýza dens axis na MKP modelech	46

8.1	Tvorba MKP modelů	46
8.2	Výsledky a analýza pevnostního výpočtu C2	48
8.3	Diskuze k výsledkům pevnostní analýzy <i>dens axis</i>	53
IV.	Experimentální část	55
9.1	Měření geometrie druhého krčního obratle	55
9.2	Lomová pevnost zubu C2	57
9.2.1	Výsledky lomové pevnosti	58
9.2.2	Diskuze k výsledkům experimentálního stanovení lomové pevnosti	59
9.3	Experimentální <i>osteosyntéza dens axis</i> – ohyb	60
9.3.1	Výsledky měření ohybové tuhosti osteosyntézy fraktury zubu C2	62
9.3.2	Diskuze k výsledkům experimentálního stanovení ohybové tuhosti osteosyntézy fraktury zubu C2	63
9.4	Experimentální <i>osteosyntéza dens axis</i> – krut	64
9.4.1	Diskuze k výsledkům experimentálního stanovení povolovacího momentu	66
9.5	Návrh nového fixačního systému	68
9.5.1	Varianta č. 1	69
9.5.1.1	Analýza varianty č. 1	71
9.5.1.2	Diskuze k návrhu nového fixačního systému – variantě č. 1	73
9.5.2	Varianta č. 2	74
V.	Závěr	76
VI.	Literatura	79
VII.	Přílohy	85
VIII.	Přehled publikační aktivity autora	103

Seznam označení a zkratek

- E: Modul pružnosti [MPa]
- ν : Poissonovo číslo [-]
- F_0 : Osová síla [N]
- d_2 : střední průměr závitu [mm]
- M_u : utahovací moment [Nm]
- f : součinitel tření [-]
- ρ : hustota materiálu [kg/m³]
- t : čas [s]
- C1: První krční obratel (atlas, nosič)
- C2: Druhý krční obratel (axis, epistropheus, čepovec)
- ZZ : Zlomenina zubu C2
- AA: Anderson + D'Alonzova klasifikace zlomenin zubu C2
- LTA: Ligamentum transversum atlantis
- HKP: Horní krční páteř
- MKP: Metoda konečných prvků
- CT: Počítačová tomografie
- RTG: Grafické vyšetření rentgenem
- HMH: Hypotéza pevnosti pro houževnaté materiály

I. Úvod

Úrazů páteře v současné době přibývá. Většinou k nim dochází při dopravních nehodách, při pádech z výšky, při skocích do mělké vody a nově též při nehodách během provozování tzv. adrenalinových sportů. Krční úsek bývá postižen až v polovině těchto případů, přičemž asi třetina úrazů krční páteře je lokalizována v segmentu tzv. horní krční páteře (HKP), který je anatomicky tvořen kondyly týlní kosti (C0), prvním krčním obratlem nebo-li nosičem (atlas, C1) a druhým krčním obratlem nebo-li čepovcem (axis, epistrofeus, C2) [1]. Výjimečnost a rizikovost poranění HKP podmiňuje fakt, že v jejím kanálu se nacházejí životně důležitá nervová centra prodloužené míchy a intimní vztah k tomuto segmentu také mají obě vertebrální tepny, jdoucí skrze postranní výběžky obratlů do velkého týlního otvoru. Poraněním zmíněných struktur je pacient bezprostředně ohrožen na životě. Právě vzhledem k anatomickému vztahu HKP, nervových a cévních struktur umírá asi 50% pacientů s poraněním této oblasti na místě nehody, přeživší polovina postižených naopak bývá až v 90% bez neurologického postižení [2]. U těchto zraněných ovšem nerozpoznané či neadekvátně ošetřené nestabilní poranění představuje v poúrazovém období potenciální nebezpečí fatálního sekundárního poškození míchy. Z biomechanického hlediska je HKP ve srovnání s ostatními segmenty páteře oblastí umožňující většinu rozsahu pohybů hlavy. K tomu je uzpůsobena specifickým anatomickým uspořádáním kostních a vazivových struktur, které tvoří jeden hybný celek. Druhý krční obratel zaujímá v tomto funkčním komplexu důležité postavení a jeho úrazy často zapříčiňují závažnou nestabilitu celého segmentu HKP. Samotné zlomeniny C2 tvoří statisticky 15-20 % všech zlomenin krční páteře [2]. Zmíněná jedinečná anatomická stavba a biomechanické zařazení obratle C2 predikují zcela specifické typy zlomenin, které je možné odvodit od vektoru působící síly. Z praktického pohledu je lze rozdělit do tří skupin [2]:

- I. **Zlomeniny zubu C2 (dens axis) (55%)**
- II. **Zlomeniny istmu C2 (23%)**
- III. **Zlomeniny ostatní (22%)**

Jak je patrné, nejkritičtější oblastí obratle C2 je jeho nejfragilnější část – zub nebo-li *dens axis*. Jeho odlomení závažně narušuje stabilitu celého atlantoaxiálního komplexu především při předklonu a záklonu hlavy, kdy zub společně s příčným vazem atlasu (*ligamentum*

transversum) udržují obratel C1 a C2 v soudržných pozicích. Poraněním zubu vzniká riziko neadekvátního posunu nosiče po čepovci s následnou míšní kompresí. Proto je třeba tento typ poranění včasné rozpoznat a adekvátně léčit. Z dosud používaných metod fixace zlomenin zubu C2 se jako neoptimálnější metoda jeví přední tahová osteosyntéza prostřednictvím dvou šroubů (tahového a antirotačního), protože uchovává normální rozsah pohybů v horní krční páteři [1, 32, 34, 35, 37]. Řada klinických prací v poslední době poukazuje, že ve snaze eliminovat operační riziko vyplývající z nebezpečného zavádění dvou šroubů do odlomeného zubu, stačí ke spolehlivé stabilizaci těchto zlomenin pouhé zavedení jednoho tahového šroubu [1, 18, 50, 77-81]. Tento závěr však zatím nemá dostatečnou oporu v experimentálních studiích, které by jej podpořily nebo vyvrátily. Moje práce je proto tematicky zaměřena na zodpovězení této otázky vyplývající z výše zmíněných klinických prací, kdy hlavním cílem je prokázat nebo vyvrátit hypotézu dostatečné stability zlomeniny zubu po fixaci jedním tahovým šroubem. Vedlejšími cíli studie jsou stanovení hodnoty optimálního dotahovací momentu tahového šroubu do dens axis, neboť tento údaj dosud v chirurgických manuálech chybí a případné navržení prototypu stabilnějšího jedno-šroubového spojení pro tento typ osteosyntézy.

II. Cíle práce:

Obecná část

- 1) Zpracování přehledu a rozdělení jednotlivých typů zlomenin zubu C2
- 2) Zpracování přehledu současných operačních technik používaných k fixaci nestabilních zlomenin zubu C2 a stanovení výhod a nevýhod jednotlivých metodik
- 3) Pevnostní analýza dens axis na MKP modelech

Experimentální část

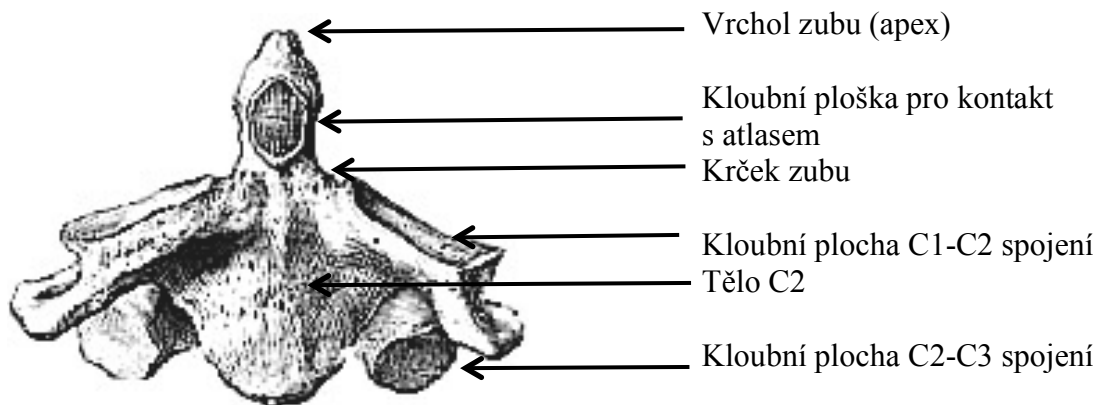
- 1) Měření geometrie odebraných kadaverních obratlů C2 a porovnání se statistickými údaji
- 2) Simulace fraktury zubu C2 na kadaverních humánních obratlích se stanovením ohybové tuhosti (lomové pevnosti) zubu C2
- 3) Měření ohybové tuhosti zubu C2 po přední fixaci této zlomeniny jedním a dvěma šrouby a porovnání výsledků se zjištěnou ohybovou tuhostí nezlomeného obratle. Souběžně pokus o stanovení optimálního dotahovacího momentu tahového šroubu.
- 4) Porovnání stability zlomeniny zubu C2 v krutu po fixaci jedním a dvěma šrouby
- 5) Experimentální návrh stabilnější jednošroubové přímé osteosyntézy zlomeniny zubu C2

III. Obecná část

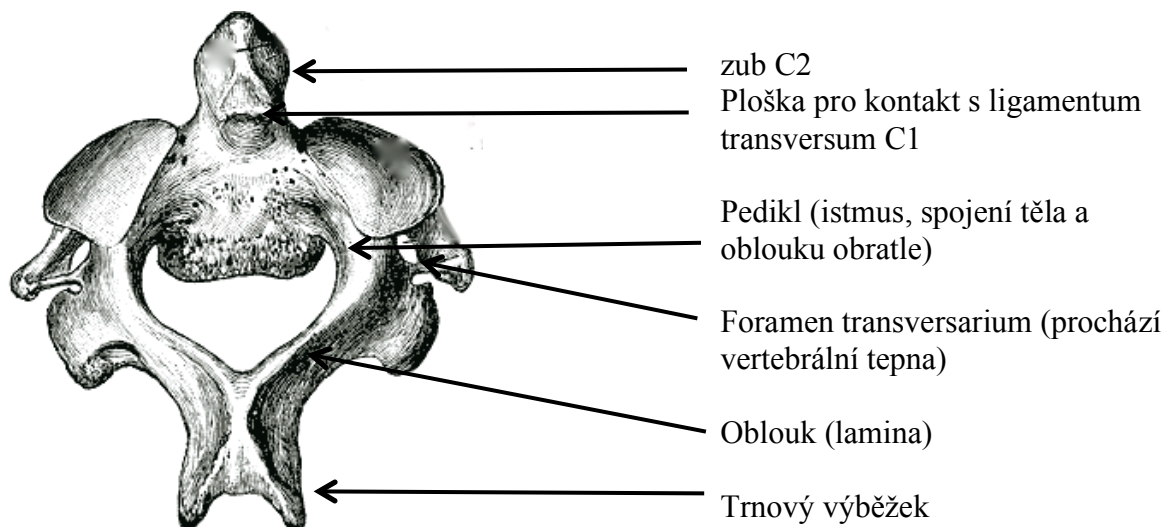
1. Anatomie obratle C2

Anatomie druhého krčního obratle včetně anatomické souvztažnosti celého okcipito-atlanto – axiálního komplexu (C0-C2) je uvedena na obrázcích (obr. 1-2).

a)

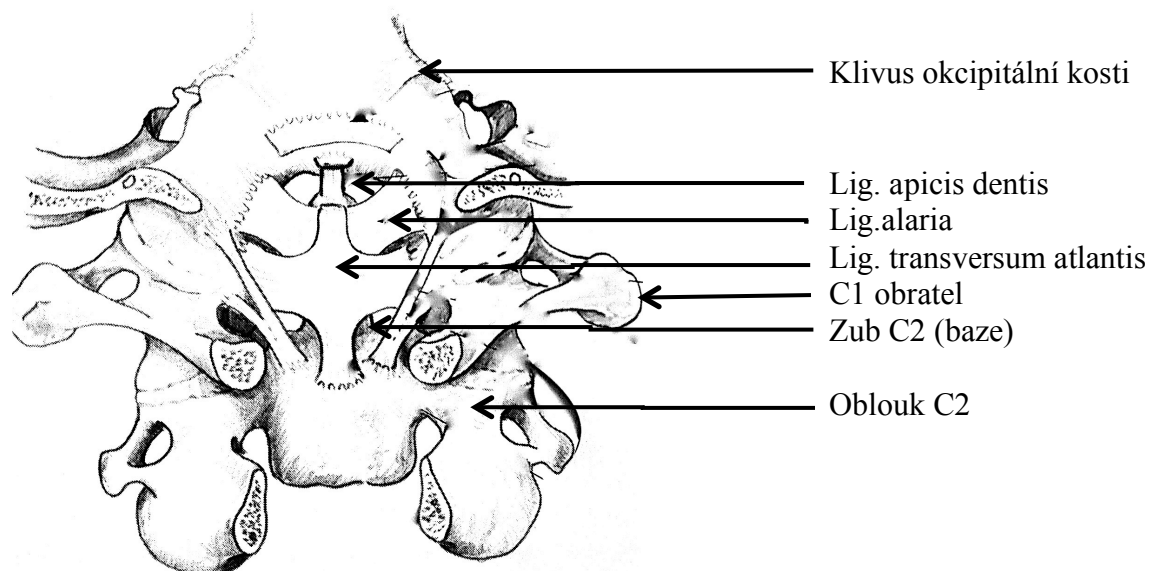


b)



Obr. 1

Anatomie obratle C2: a) pohled zředu, b) pohled zezadu [76]



Obr. 2

Zadní pohled na komplex okciput (C 0) – atlas (C1) – axis (C2) a ligamentózní spojení se vztahem k zubu C2. K otevření pohledu byla snesena zadní stěna velkého týlního otvoru a zadní partie oblouků C1 a C2 obratlů [76].

2. Zlomeniny zubu C2

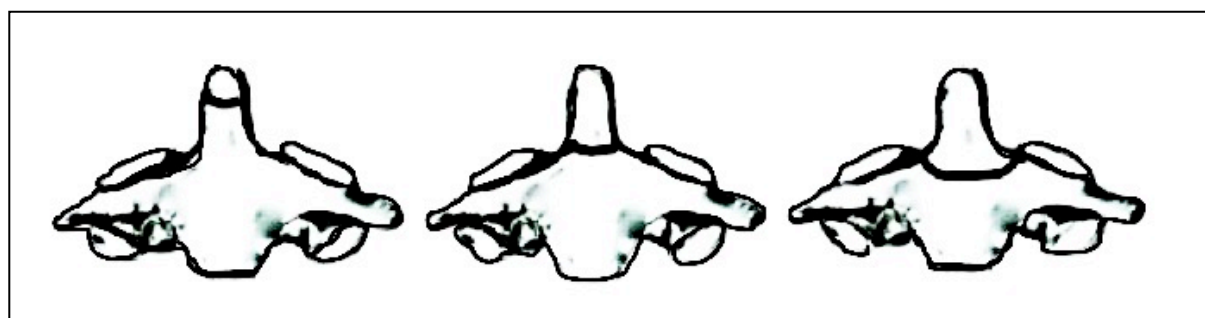
2.1 Rozdělení zlomenin zubu C2

Ačkoliv existuje několik klasifikací ZZ, kategorizace dle Andersona a D'Alonza z roku 1974 [3] se stala obecně nejuznávanější a z praktického hlediska nejužívanější (obr. 3). Vychází z úrovně lomu fraktury zubu a z její pozice vůči ligamentum transversum C1, což umožňuje odhadovat stabilitu příslušného typu zlomeniny. Klasifikace tvoří tři základní skupiny:

Typ I: apikální zlomenina zubu - nad úrovní LTA, stabilní

Typ II: zlomenina baze zubu - nejčastější, pod úrovní LTA, vždy nestabilní

Typ III: vylomení zubu s částí těla C2 – většinou nestabilní



Typ I

Typ II

Typ III

Obr. 3

Anderson-D'Alonzova klasifikace zlomenin zubu C2 [3]

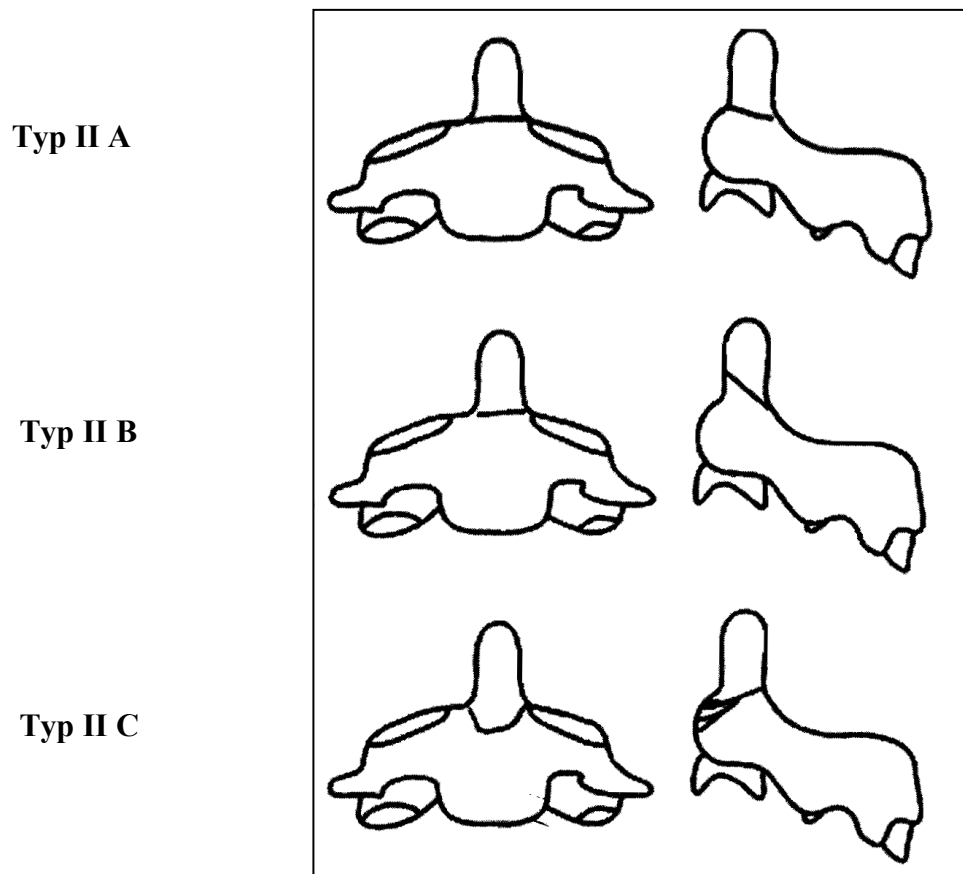
Grauer upřesňuje toto rozdělení, kdy za typ II považuje zlomeniny baze nezasahující do horních kloubních ploch C2, pokud zasahují, jedná se o typ III [4].

Další Grauerova subklasifikace se týká zlomenin II. typu– baze zubu (obr. 4):

Typ II A: příčná linie lomu s méně než 1mm posunem (nedislokovaná)

Typ II B: šikmá linie lomu jdoucí zprědu shora dozadu dolů (možná i dislokace)

Typ II C: šikmá linie jdoucí zprědu zdola (může být zde s lehkou kominucí) dozadu nahoru



Obr. 4

Grauerova subklasifikace zlomenin zubu C2 II. typu dle AA klasifikace [4]

2.2 Incidence zlomenin zubu C2

ZZ představují asi 50-60% všech zlomenin obratle C2 a 5-17% všech zlomenin krční páteře.[5,6,7,8]. Vyskytují se v kterémkoliv věku, ale ze statistického hlediska dominují dva vrcholy. První spadá do období mladého a nižšího středního věku, kdy hlavními příčinami jsou vysokoenergetické úrazy vznikající převážně při automobilových nehodách. Druhý pak do období senia, kdy se křehký porotický zub může odlomit i při nízkoenergetických úrazech, například při méně závažném pádu s úderem do hlavy. Ve věkové skupině nad 65 let věku je ZZ nejčastější zlomeninou krční páteře vůbec [5,9,10,11].

2.3 Epidemiologie a mechanismus vzniku zlomenin zubu C2

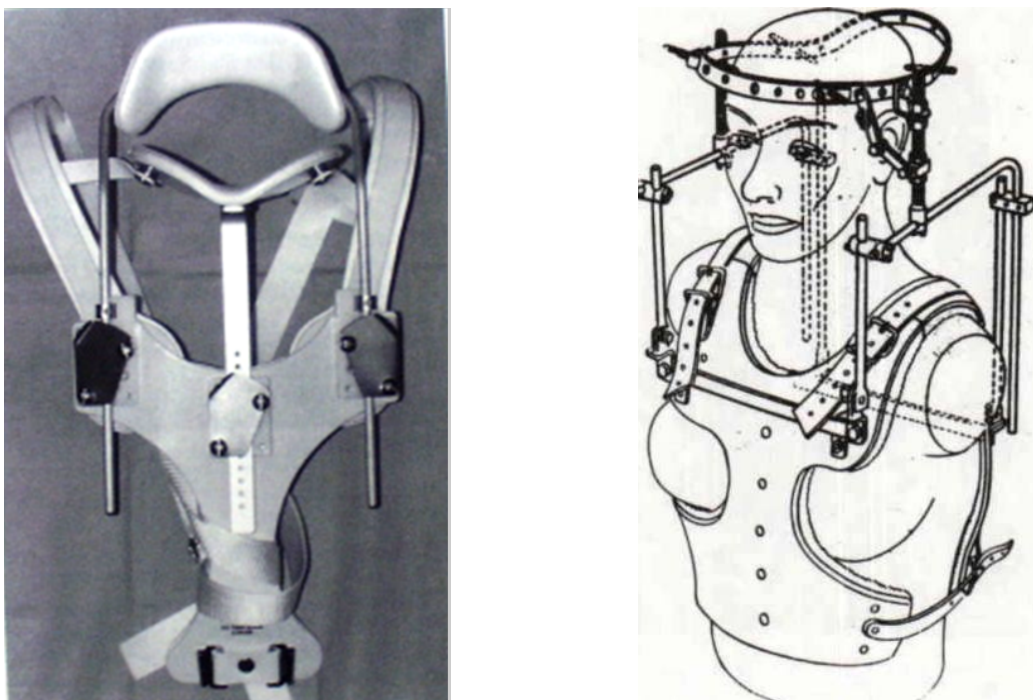
Ze statistického hlediska jsou u mladší populace nejčastější příčinou zlomenin zubu druhého krčního obratle havárie motorových vozidel. Z hodnocení databází amerického národního úřadu pro automobilovou bezpečnost (CIREN a NASS), které sledují mechanismy úrazů vzhledem k následným poraněním u dospělé populace (nad 16 let věku) vyplývá, že nejčastějšími příčinami zlomenin zubu C2 jsou čelní nárazy. Směr působící síly na hlavu je v 90% případů v předozadním směru, tj. mezi 11-1 hodinou (při orientaci dle ciferníku) [12]. Bezpečnostní standard změny rychlosti pro čelní náraz je udáván mezi 13,4 – 15,7 m/s. Podle obou zmíněných databází však dochází u více než poloviny případů k fraktuře zubu C2 při změnách rychlosti nižších než je výše uvedená hodnota. Velikost decelerace rychlosti vyvolané nárazem tedy není určujícím faktorem vzniku zlomeniny a pravděpodobně se jedná o vícefaktorovou záležitost. Z post-mortem radiografických vyšetření je vzhledem k častému posunu odlomeného dentu dorzálně uvažován hyperextenční mechanismus úrazu [3,13]. Jiné klinické studie dokumentují, že zlomenina zubu vzniká spíše na základě kombinace působení více sil a posun odlomeného dentu je výsledkem stříhu [14,15,16]. V experimentálních studiích byla zlomenina zubu C2 uměle dosažena při působení různých silových vektorů, například kombinací komprese a stříhu [17]. Mourdian et al. testoval izolovaný kadaverní segment C0-C3. Zlomenina zubu byla v této studii způsobena v jednom případě hyperflexí (III. typ), v žádném extenzí a v 10 z 11 případů prostřednictvím síly působící z boku (výsledkem byl vždy II. typ dle AA) [18]. Yoganandan et al. dokázali způsobit frakturu zubu na kadaverním modelu dokonce distrakcí nebo kompresí v axiálním směru páteře [12,19]. Bohužel ve výše zmíněných studiích nebyl použit jednotný kadaverní model, což snižuje jejich vzájemnou

porovnatelnost. Ze zmíněných databází rovněž vyplývá, že věk, váha a výška jezdců, jakož i typ vozu, rok výroby ani jeho design nejsou statisticky významné faktory, které by měly specifický vliv na vznik zlomeniny zubu C2. Druhou nejčastější příčinou těchto zlomenin jsou pády z výšky, případně skoky do mělké vody, tedy hyperflexe či hyperextenze horní krční páteře, případně ve spojení s kompresí či distrakcí. Souhrnně lze uzavřít, že ZZ je nejspíše výslednicí působení různých silových vektorů, přičemž zlomenina II. typu vzniká častěji při hyperextenzi následkem čelního nárazu nebo vlivem působení bočné síly. Ke zlomenině zubu III. typu nejčastěji vede hyperflexe páteře vyvolaná nárazem na okcipitální partii hlavy. Posun zubu vyvolává zpravidla současně působící střihový mechanismus. Více než polovina pacientů má na vstupním radiografickém vyšetření patrnou dislokaci odlomeného zubu, častěji ventrálním směrem (u 66% zlomenin II. typu a 82% zlomenin III. typu) [7]. U populace nad 65 let věku, u které je zlomenina zubu C2 nejčastější zlomeninou krční páteře vůbec, bývá vzhledem k významnému podílu kostní osteoporózy hlavní příčinou běžný pád s úderem do hlavy, kdy křehká baze zubu představuje *locus minoris resistentiae* [8].

2.4 Metody řešení zlomenin zubu C2

Zlomeniny zubu C2 AA I. typu jsou stabilní poranění, která vyžadují pouze dočasnou zevní ortézu v podobě tvrdého límce [3,20,21]. Většina nedislokovaných zlomenin AA III. typu se rovněž vyřeší pouhým naložením zevní ortézy, kdy je možné počítat s kostním zhojením přibližně v 87-100% [22,23,24]. V současnosti jsou nejvíce diskutovány zlomeniny AA II. typu a „mělké“ zlomeniny AA III. typu, což jsou vysoce nestabilní poranění, kdy ze studií je známo, že zevní imobilizace vede k nezhojení zlomeniny a vzniku pakloubu u 30-50% pacientů, přičemž procento nezhojení výrazně stoupá u populace nad 60 let (77-86%) [25,26,27]. Z historického hlediska se všechny typy ZZ AA II. a III. typu nejprve řešily konzervativním způsobem. Po repozici dislokované zlomeniny prostřednictvím trakce se přikládala tvrdá zevní fixace v podobě různých typů ortéz (sádrový korzet Minerva, SOMI brace, tvrdé límce). Tento způsob léčby ovšem nebyl schopen zajistit potřebný klid ke kostnímu spojení a byl zatížen, jak bylo zmíněno výše, vysokým rizikem vzniku pakloubu. Ve snaze minimalizovat toto riziko byl později vyvinut systém Halo - vest, zajišťující větší pohybovou tuhost v inkriminované oblasti HKP. Jedná se o ocelový kruh připevněný čtyřmi šrouby k lební konvexitě a pevně spojený s rameny a hrudníkem pomocí tyčí fixovaných v sádrovém či odepínacím krunýři (obr. 5)

[23,28]. Ani tento typ zevní ortézy však nepřinesl zcela uspokojivé výsledky, navíc léčba znamenala významný stresující diskomfort léčených a u starších pacientů bylo nutné počítat i s komplikacemi, které souvisejí s dlouhodobou imobilizací (dýchací obtíže, záněty, osteoporóza, oběhové komplikace) [29].



Obr. 5

Zevní fixátory SOMI brace (vlevo), HALO vest (vpravo)

Chirurgická intervence byla zpočátku určena pouze pro léčbu špatně zhojených ZZ konzervativním způsobem. Používal se výhradně zadní přístup s různými modifikacemi spojení atlasu s čepovcem, často pro jistotu doplňovaný ještě o Halo-vest. Teprve s nástupem Magerlovy techniky zadní transartikulární fixace C1 a C2 [30] se zvýšilo výrazně procento správně zhojených ZZ, a to díky opravdu jistému zajištění potřebné tuhosti atlanto-axiálního spojení a tím i klidu potřebnému k bezpečnému kostnímu spojení. Bohužel každá atlanto-axiální fúze vede k trvalému omezení rotací krční páteře až o 50%, proto nepředstavuje zcela ideální řešení problému. Skutečným průlomem ve filozofii léčby ZZ bylo až vyvinutí přímé kompresivní osteosyntézy zubu C2 prostřednictvím šroubů zavedených z předního přístupu

[31,32,33,34]. Zde je literárně uváděna spolehlivost zhojení ZZ 80-96% u AA II. typu a až 100% u „mělké“ zlomeniny AA III. typu [21,33,34,35,36]. V další části budou rozebrány jednotlivé operační techniky a diskutovány jejich výhody a nevýhody.

2.4.1 Operační přístupy používané k řešení zlomeniny zubu C2

Vzhledem ke skutečnosti, že ZZ typu AA I a některé AA III se léčí konzervativně, budeme se dále zabývat frakturou typu AA II a „mělkou“ frakturou typu AA III. Jak bylo výše zmíněno, historicky se tyto typy zlomenin řešily nejprve zadním přístupem (viz dále) Až v roce 1978 přišel Nakanishi (Japonsko) [37] a nezávisle téměř ve stejnou dobu Böhler a Magerl (Švýcarsko) s technikou předního přístupu [32]. Zadní přístupy byly poté ponechány k léčbě nereponovatelných posunů odlomeného zubu, jeho paklobů, chronické pórázové nestability v C1-C2 skloubení a dále k terapii jiných neúrazových postižení s narušením stability C1-C2 komplexu (revmatoidní artritida, tumory, stavy po transorální exstirpaci dentu z různých důvodů).

2.4.1.1. Metody zadní stabilizace C1-2

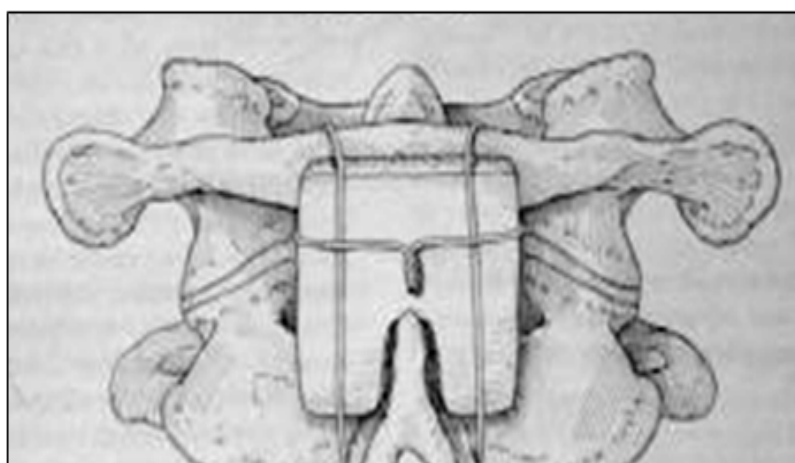
2.4.1.1.1 *Interlaminární stabilizace C1-2*

Mixterova-Osgoodova silonová klička

V roce 1910 Mixter a Osgood byli prvními, kdo provedl a popsal chirurgickou léčbu atlantoaxiální nestability v případě iniciálně nerozpoznané ZZ u 15 letého chlapce, který spadl ze stromu [38]. Klinickými symptomy byly pouze bolesti bez neurologického deficitu. Léčba spočívala ve spojení C1 a C2 obratle silonovou kličkou podvlečenou pod oblouk C1 a okolo trnového výběžku C2 bez kostního štěpu. Pacient přežil a zlomenina se zhojila fúzí bez komplikací.

Gallieho typ fixace

Torontský chirurg W.E.Gallie publikoval v roce 1939 metodu obdobné zadní fixace C1-C2, kdy místo silonu použil podvlečený ocelový drát [39]. Metodu používal u nereponovatelných atlantoaxiálních dislokací (trakcí) či recidivy posunu při konzervativní léčbě v zevní ortéze. Riziko obnovení dislokace navíc doporučil eliminovat dosažením fúze C1-C2 prostřednictvím kostního štěpu vmezeřeného mezi laminy C1 a C2 a fixovaného zmíněným drátem. Dnes běžně popisovaný Gallieho typ fúze předpokládá vložení autologního kostního štěpu tvaru



Obr. 6

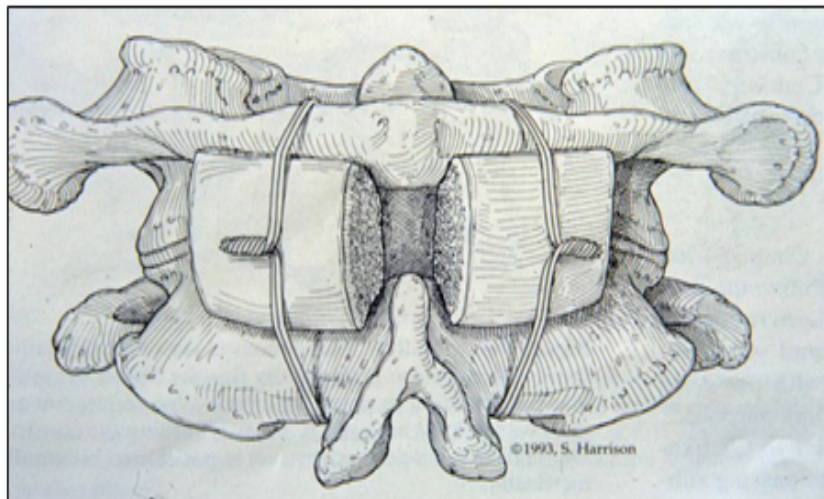
Zadní atlantoaxiální fúze dle Gallieho [40]

„H“, který však nebyl v originální Gallieho práci zmíněn (obr. 7). Autorství se zde připisuje McGrawovi s Ruschem (obr. 6) [40]. Selhání stabilizace u této metody (pakloub, prasknutí či uvolnění drátu) je popisováno až u 80% případů, pokud není kombinována ještě s jiným typem fixace. Pokud je doplněna zevní ortézou typu halo-vest, pak selhání je popisováno přibližně u 25% případů.

Brooksův – Jenkinsův typ fixace

Brooks s Jenkinsem doporučili ve snaze o zvýšení stability Gallieho typu fixace interponovat dva kostní štěpy laterálně mezi laminy C1 a C2 s drátěnou sublaminární kompresí [41] (obr. 7).

U této metody však hrozí vyšší riziko poranění tvrdé pleny (dury mater - míšního obalu). Výkon autoři jistili užitím zevní ortézy typu Minerva nebo SOMI brace. Práce hodnotící úspěšnost metody uvádí více než 30% selhání.



Obr. 7

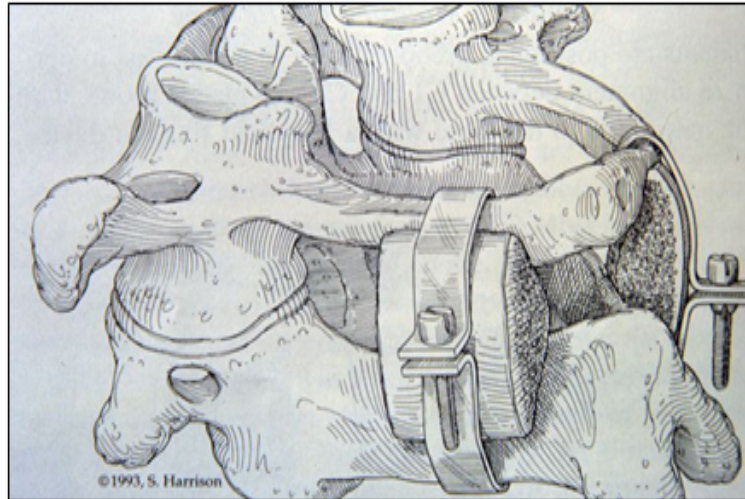
Brooksův–Jenkinsův typ zadní fixace C1-C2 [41]

Sonntagův typ fixace

Sonntag a kol. modifikoval Gallieho metodu v 90. letech 20. století, kdy použili asi 4 cm dlouhý kostní štěp vložený na dekortikovanou laminu C1 a laminu s trnem C2 pojištěnou kabelem spojující laminu C1 a trn C2 [42]. Jištění zvolili v zevní imobilizaci prostřednictvím halo-vest. V sérii 36 pacientů dosáhli až 97% fúze.

Interlaminární svorky Halifax

Interlaminární svorky eliminují riziko poranění dury a nervových struktur, které hrozí u zavádění sublaminárních drátěných fixací (obr. 8). Svorky fixují bilaterální meziobloukové kostní štěpy a komprimují a stabilizují C1-2 obratle. I tato metoda se kombinuje s naložením zevní halo fixace [43].



Obr. 8 Interlaminární svorka Halifax [43]

Výhody a nevýhody zadní interlaminární fixace

Výhody

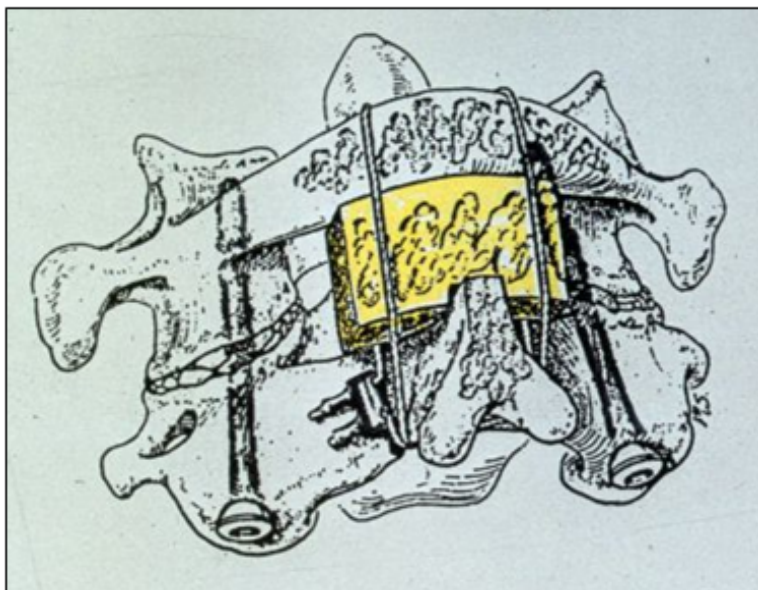
- jednoduchá aplikace
- vhodný doplněk k jiným metodám stabilizace
- může být krizovou náhradní metodou (poranění vertebrální tepny u šroubových technik)

Nevýhody

- musí být neporušené zadní obratlové elementy (oblouky, trny)
- nejsou použitelné u pacientů s nízkou kostní kvalitou (osteoporóza)
- riziko poranění dury mater či nervových struktur při sublaminárním zavádění
- vysoké procento selhání fixace
- nezbytná kombinace se zevní fixací
- omezení rotací krční páteře až o 50%

2.4.1.1.2 *Transartikulární C2-1 fixace šrouby (Magerlova technika)*

Magerlova technika C1-2 stabilizace, zavedená v roce 1987, představovala významný pokrok v řešení atlantoaxiální nestability [30]. Hlavním důvodem bylo vytvoření podmínek pro kvalitní fúzi kostního štěpu fixovaného drátem (Gallieho technika popsána výše) bez potřeby dalšího zajištění diskomfortní tvrdou zevní fixací. Literárně je dle celé řady studií dokumentována 87-100% jistota fúze [30, 44, 45, 46,47,48]. Jedná se o transartikulární spojení istmů C2 s laterálními masami C1 (obr. 9, 10). Šrouby v C1 by měly svými konci zasahovat minimálně 5mm do kosti a neměly by protrudovat více jak 5mm mimo kost. Preoperační radiologická analýza musí zahrnovat i zhodnocení pozice vertebrální tepny vzhledem k vysokému riziku poranění při jejím anatomicky anomálním průběhu. Dnes je možné použít ke zvýšení bezpečnosti zavedení šroubů navigačních technik [49].



Obr. 9

Zadní transartikulární fixace šrouby dle Magerla s kostěným štěpem a drátem dle Gallieho [30]



Obr. 10

RTG snímek transartikulární fixace - transorální projekce (vlevo) a bočná projekce (vpravo)

Výhody

- okamžitá pevná stabilita C1-2 komplexu bez potřeby přídatné zevní fixace
- vysoké procento fúze
- možnost spojení metody s technikou interlaminární fixace kostním štěpem zvyšujícím pravděpodobnost dosažení fúze

Nevýhody

- riziko poranění vertebrální tepny (23% riziko jejího anomálního průběhu)
- zavedení šroubů je závislé na správném postavení v C1-C2 skloubení
- složitý úhel trajektorie zavedení transpedikulárního šroubu
- možnosti repozice atlantoaxiálního posunu jsou velmi omezené
- nelze použít při destrukci cílových struktur
- nezbytné zavádění šroubů pod kontrolou dvěma rtg zesilovači
- omezení rotací krční páteře až o 50%

2.4.1.1.3 Tyčové spojení šroubů zavedených v laterálních masách C1 a pediklech C2 (technika dle Goela - Harmse)

Goel a Laheri první popsali tento typ C1-2 fúze v roce 1988 [50]. Šrouby jsou zaváděny do obou laterálních mas C1 a traspedikulárně do C2 a jsou spojeny dlažkami (obr. 11). Autoři nekladli důraz na bikortikální zavedení šroubů. Metodu vylepšili Harms a Melcher, kteří preferují naopak bikortikální zavedení šroubů spojených tyčemi. Vyvinuli rovněž polyaxiální šrouby, umožňující lepší fixaci tyčí ke šroubům a při své technice zachovávají na rozdíl od výše zmíněných autorů kořen C2 [51]. Další výhodou je možnost manipulace s atlantoaxiálním skloubením díky distrakci, což umožňuje redukovat i dislokace odolávající repozici prostou trakcí. Kostní štěpy se kladou tentokrát přímo do kloubních spojení C1-C2, případně dle Gallieho (viz. výše). Riziko poranění vertebrální tepny je přibližně stejné jako u transartikulární fixace. Procento fúze a biomechanická stabilita Goelovy-Harmsovy techniky ve spojení se zadní drátěnou fixací s kostním štěpem je rovněž srovnatelná s Magerlovou technikou.



Obr. 11

Zadní fixace C1-2 dle Harmse [51]

Výhody

- okamžitá pevná stabilita C1-2 komplexu bez potřeby přídatné zevní fixace
- jednoduchý úhel trajektorie zavedení transpedikulárního šroubu
- zavedení šroubů není závislé na pozici v C1-C2 skloubení
- metoda umožňuje repozici případné C1-C2 dislokace
- C1-C2 skloubení není narušeno, metodu je možné použít i dočasně
- mohou být poškozeny laminy, zadní fixace drátem není nezbytná
- konstrukci je možné snadno protáhnout na okciput či distálně na další krční obratle
- vysoké procento fúze

Nevýhody

- riziko poranění vertebrální tepny až 23%
- nelze použít při destrukci cílových kostěnných struktur
- ekonomicky dražší metoda proti výše uvedeným
- nezbytné zavádění šroubů pod kontrolou rtg zesilovačem
- omezení rotací krční páteře až o 50%

2.4.1.1.4. Tyčové spojení šroubů zavedených v laterálních masách C1 a křížem v laminách C2 (Wrightova technika)

Wright doporučil spojení šroubů zavedených v laterálních masách C1 tyčemi se šrouby zavedenými křížem v laminách C2 [52]. Hlavním důvodem je minimalizace nebezpečí poranění vertebrální arterie při jejím anatomicky rizikovém průběhu (tzv. high-riding vertebral artery). Metoda je z biomechanického hlediska dle testů na kadaverech srovnatelná s ostatními metodami atlantoaxiální šroubové fixace. Některé práce dokládají o něco menší stabilitu v rotacích a úklonech. Použití polyaxiálních šroubů v C2 znemožňuje současné použití sublaminární drátěné fixace.

Výhody

- minimalizace rizika poranění vertebrální arterie
- technicky jednodušší výkon
- může být použita pokud není možné zavést do pediklu C2 3,5mm šroub (náhradní řešení), možné i jednostranně
- umožňuje repozici C1-C2 dislokace
- jednoduchý úhel trajektorie zavedení translaminárního šroubu (přímá vizualizace cíle)
- vysoká okamžitá stabilita fixace

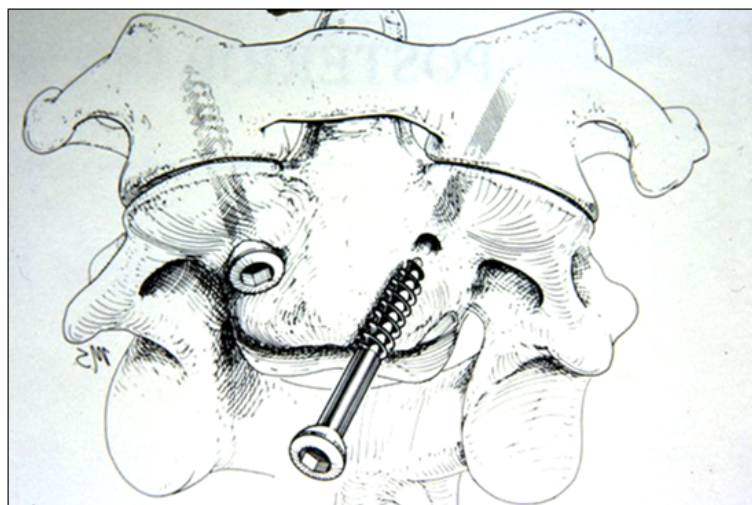
Nevýhody

- není možné použít při porušení či absenci lamin C2
- lamina musí být širší více než 3,5mm
- potenciální riziko poranění míchy
- nesnadná kombinace s Gallieho typem fixace
- je třeba použít zakřivené tyče
- omezení rotací krční páteře až o 50%

2.4.1.2 Metody přední stabilizace C1-C2

2.4.1.2.1 Přední fixace C1-C2 šrouby

Jedná se o přední transartikulární spojení C1-2, kdy šrouby jsou vedeny laterálně z těla C2 skrze kloubní spojení do laterálních mas C1 (obr. 12). Tuto techniku poprvé popsal Lesoin se spoluautory v roce 1987 [53]. Omezená jistota dlouhodobé stabilizace předurčuje tuto metodu spíše pro specifické případy atlantoaxiální nestability, kde zadní přístup není možný.



Obr. 12

Přední transartikulární fixace C1-2 šrouby [53]

Výhody

- malé riziko poranění vertebrální arterie
- relativně jednoduchý přístup
- jednoduchý úhel trajektorie zavedení šroubů
- možná kombinace s přímou osteosyntézou ZZ
- srovnatelná krátkodobá stabilita s ostatními šroubovými technikami

Nevýhody

- diskutabilní dlouhodobá stabilita
- nezbytná biplanární kontrola rtg zesilovačem při zavádění šroubů
- omezení rotací krční páteře až o 50%

2.4.1.2.2 Přední dlahová stabilizace C1-C2

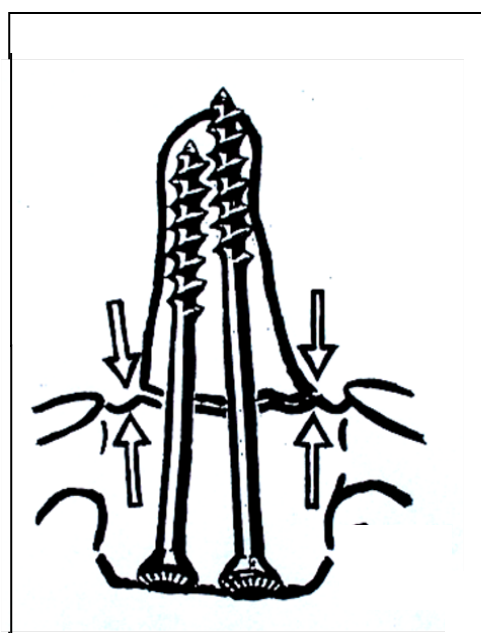
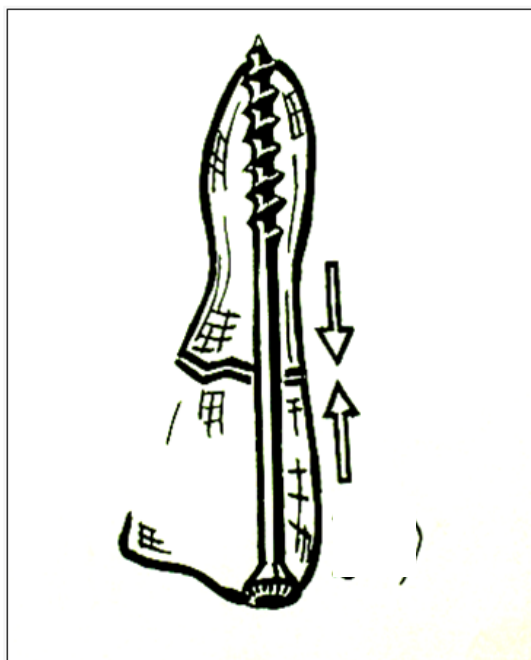
Metoda byla použita Harmsem po transorální extirpaci zubu C2 [54]. Dlahy je fixována šrouby do laterálních mas C1 a do těla C2. Z biomechanického hlediska je doporučeno na základě testů stability kombinovat tuto metodu s některou z metod zadní drátěné fixace C1-C2. Pak je srovnatelná s Magerlovou transartikulární stabilizací. Následně byly vyvinuty sofistikovanější dlahy, jejichž užití není třeba zajišťovat zadním přístupem. Metoda je určena spíše k řešení jiných onemocnění než akutní ZZ (tumor, zánět, pakloub, os odontoideum).

2.4.1.2.3 Anterolaterální atlantoaxiální fúze C1-C2 šrouby

Technika poprvé použitá Barbourem v roce 1971 k léčbě ZZ [55]. Šrouby jsou zaváděny z laterálních mas C1 transartikulárně mediálně do C2. Metoda je používána jen zřídka.

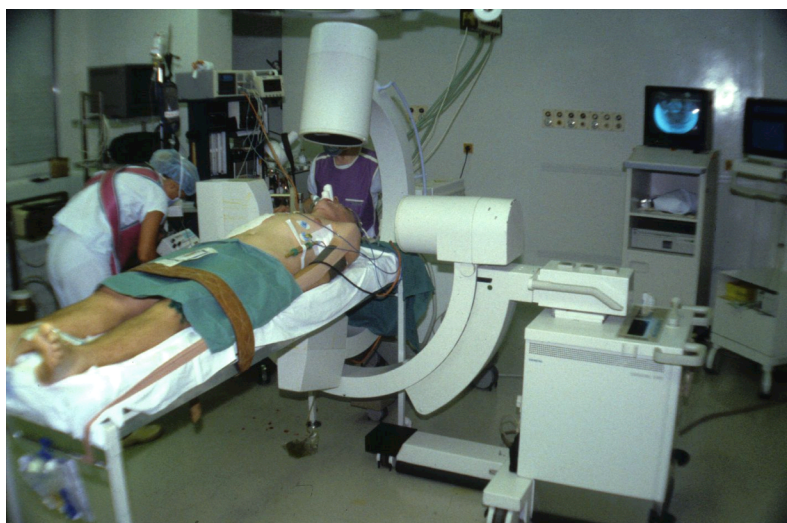
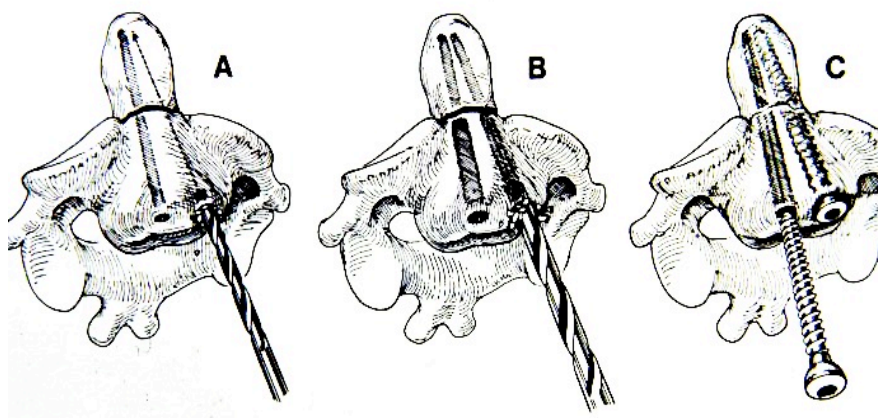
2.4.1.2.4 Metoda přímé přední stabilizace zlomenin zubu C2

V srpnu 1978 byla poprvé použita metoda přímé šroubové osteosyntézy odlomeného zubu C2 japonskými autory Nakanishim a kol. [37] a nezávisle provedl Magerl stejnou techniku stabilizace v lednu 1979 ve Švýcarsku. První literární publikace pochází od Böhlera, který však zmínil, že myšlenka metody pochází od Magerla [32]. Od autorů vychází doporučení na použití dvou šroubů, z nichž jeden má funkci tahovou, proto musí být spolehlivě zaveden do apikální kortikalis zubu, druhý šroub pak zajišťuje rotační stabilitu, přičemž musí procházet lomnou linií, ale nemusí zasahovat až do horní kortikalis (obr. 13, 14). Hlavní doporučení použití metody je pro zlomeniny typu AA II a „mělké“ zlomeniny typu AA III. V současné době je čím dál častěji diskutována nutnost použití dvou šroubů a objevují se klinické studie dokládající spolehlivost i při užití pouze jednoho tahového šroubu [1, 18, 50, 61, 77-81]. Jistota fúze této metody je udávána mezi 85-95 %.



Obr. 13

Přímá přední osteosyntéza dvěma šrouby (bočný, přední pohled) - levostranný šroub zajišťuje stabilitu v rotacích, pravostranný šroub plní funkci tahovou (na horní bočné projekci jsou oba šrouby v zákrytu)



Obr. 13

Princip zavádění šroubů (nahore), peroperační kontrola zavádění šroubů dvěma pojízdnými rtg přístroji (střed), pooperační rentgenová kontrola přímé osteosyntézy ZZ

Výhody

- fyziologické přímé řešení ZZ s okamžitou rigidní stabilitou
- vysoké procento fúze
- není třeba přídavné vnitřní či zevní fixace
- zachování pohybového rozsahu v C1-C2 skloubení včetně rotací
- málo invazivní přístup

Nevýhody

- někdy obtížně nastavitelný úhel trajektorie zaváděných šroubů (klenutý hrudník, kyfotické postavení krku)
- riziko poranění nervových struktur
- biplanární kontrola rtg zesilovačem při zavádění šroubů
- vyšší riziko vzniku pseudoartrózy u osteoporotických pacientů
- nutná anatomická repozice posunutého zubu (trakce, polohování)

2.4.1.3 Srovnání operačních technik užívaných při léčbě ZZ

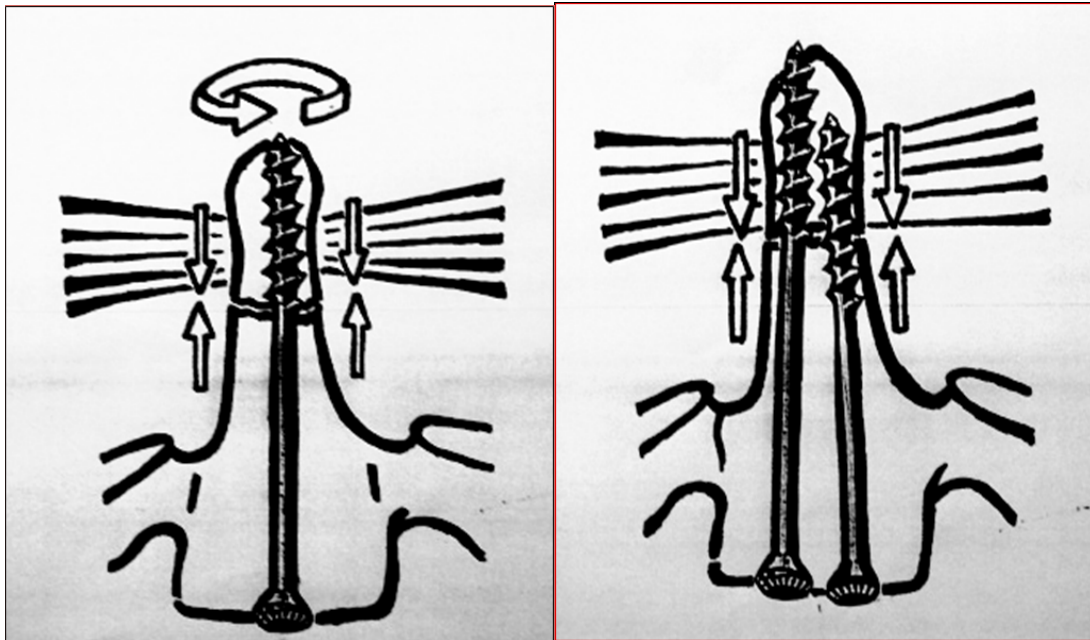
V současné době je ZZ jasnou doménou předního přístupu s přímou osteosyntézou dentu. Je to předurčeno především těmito výhodami:

- přední přístup je méně invazivní než zadní
- zachovává rotaci mezi atlasem a čepovcem
- jednoduchá pooperační péče a rehabilitace

V případě obtížného přístupu při krátkém krku, výrazně vyklenutém hrudníku, omezené hybnosti krční páteře, hyperkyfotické páteři, kominutivních zlomeninách, nereponovatelném posunu zlomeného zubu a pakloubu zubu je nutné zvolit přístup zadní, případně kombinovaný. V další části sdělení bude výhradně rozebírána problematika přímé přední osteosyntézy ZZ, které se týká i experimentální část této práce.

3. Přímá osteosyntéza zlomeniny zubu C2 šrouby z předního přístupu

Jak jsem již uvedl, od autorů metody je doporučeno používat pro kompresní osteosyntézu ZZ vzhledem k dosažení rotační stability dva šrouby. Stále je však diskutována otázka, zda by nebylo možné používat pouze jeden šroub - tahový a na kolik je toto spojení stabilní v porovnání s ostatními způsoby fixace z hlediska ohybové tuhosti a rotační stability (obr. 14).



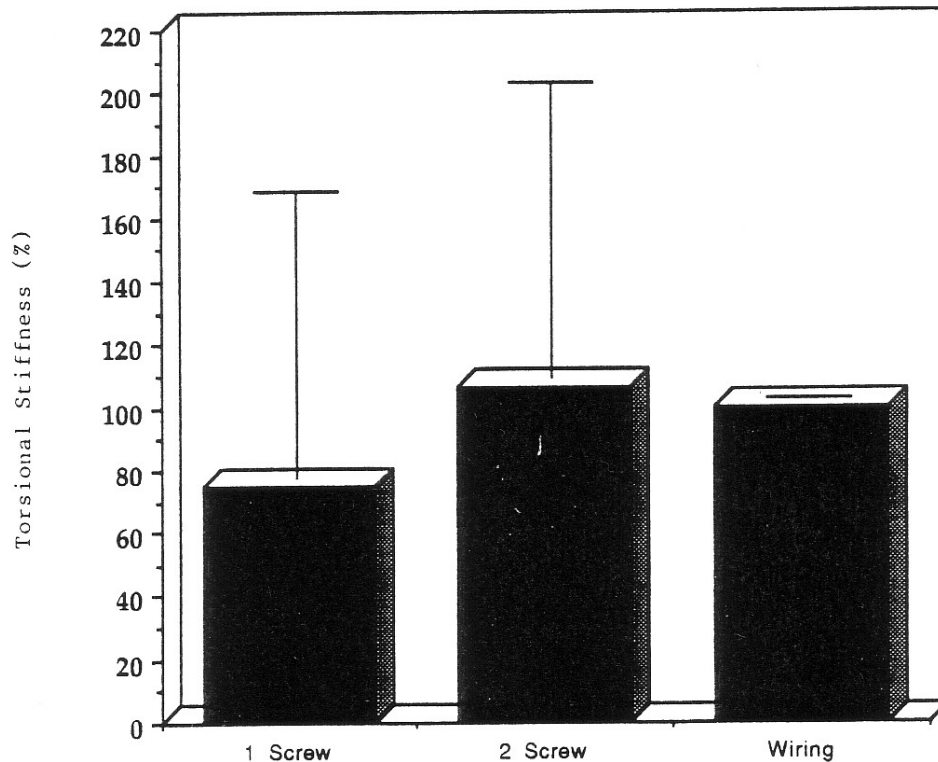
Obr. 14

Princip použití dvou šroubů z důvodu eliminace působení rotačních sil

Někteří autoři již popsali použití jednoho šroubu v klinické praxi a poukazují na zřejmé procedurální výhody [1, 18, 50, 61, 77-81]. Vyčerpávající biomechanická studie však zatím bohužel chybí a bez kvantitativní analýzy nemohou být tyto argumenty brány zcela objektivně. Nejdále v těchto analýzách dospěli autoři Doherty, Sasso a Graziano [58,59,60], kteří provedli kvantitativní analýzy fraktury ZZ a porovnávali jednotlivé operační přístupy. Graziano ve své práci srovnává jednotlivé přístupy z hlediska mechanické stability fraktury *dens axis AA II*. *Dens axis* je odříznut od *corpus vertebrae* v krčku tak, aby se řez co nejvíce přibližoval lomové linii reálné fraktury. Pro spojení byla použita technika předního přístupu jednoho, dvou kortikálních šroubů a zadní technika stabilizace pomocí drátu dle Brookse (místo kostního štěpu bylo použito dřevo). Následně byly vzorky zatěžovány kroučícím momentem a

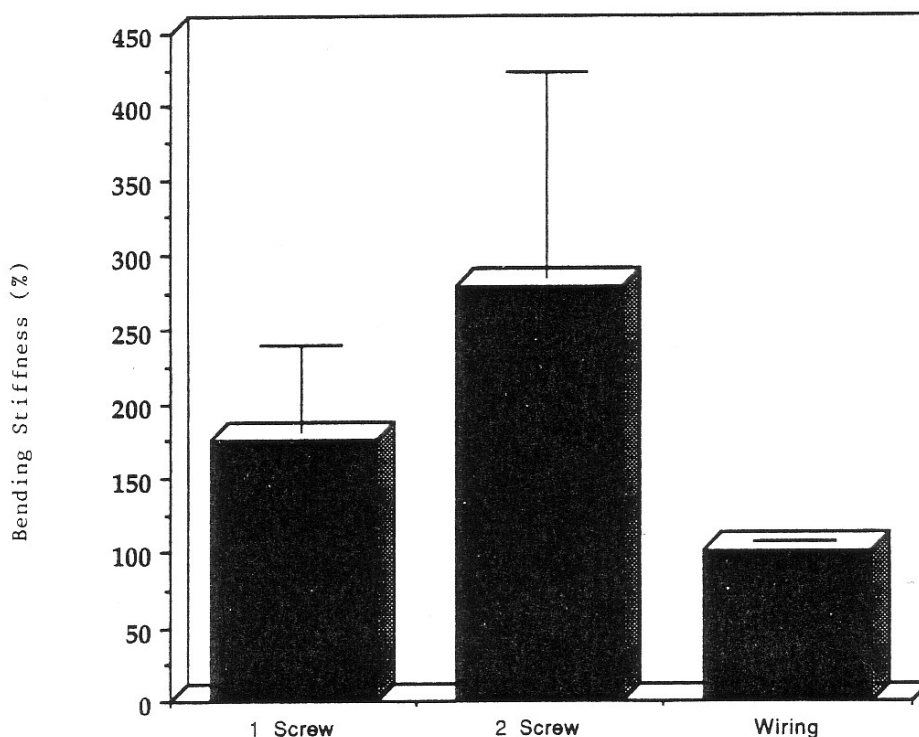
momentem ohybovým působícím v mediánní rovině *dens axis*. Při vyhodnocování výsledků došli k následujícím závěrům:

1. v případě tuhosti v krutu nižší tuhost vykazuje jednošroubová stabilizace, neexistuje však řádový rozdíl mezi jednotlivými technikami (obr. 16);
2. v případě ohybové tuhosti neexistuje řádový rozdíl mezi technikou předního přístupu s jedním a dvěma šrouby, ale existuje rozdíl mezi technikou dle Brookse a předním přístupem. Tuhost Brooksovy techniky je zhruba o polovinu nižší (obr. 17).



Obr. 16

Porovnání tuhosti v krutu různých stabilizačních technik (zleva): jeden šroub, dva šrouby, drátování [60]



Obr. 17

Porovnání ohybové tuhosti různých stabilizačních technik (zleva): jeden šroub, dva šrouby, drátování [60]

Sasso et al. na základě své studie sdělují, že ohybová stabilita fixovaného dentu byla obdobná při použití jednoho a dvou šroubů, ovšem nedosahovala stability intaktního obratle [59]. K obdobným závěrům dospěl i Doherty et al. [58] Obě studie ovšem mají řadu slabých míst jak v technickém provedení pokusů, tak v použitém materiálu.

Od provedení výše zmíněných studií uplynulo více než dvacet let a od té doby nebyla zatím představena žádná významnější práce zabývající se touto problematikou. V současné době zaznívají z řad kliniků stále více poptávky po nových biomechanických studiích, které by využily nové poznatky a testovací přístrojovou techniku a potvrdily nebo vyvrátily předpoklady vycházející z klinické praxe. Vytvoření takovéto studie zaměřené na testování stability osteosyntézy šroubovaného zlomeného obratle předpokládá dobrou znalost kostní tkáně obratlů, pochopení mechanismu vzniku zlomeniny a rovněž způsobu jejího hojení pomocí zavedeného stabilizačního systému. K vytvoření konkrétního typu zlomeniny je vhodné nejprve

provést virtuální simulaci na modelech vytvořených metodou konečných prvků a získané poznatky pak využít při vlastním testování na čerstvých kadaverních obratlích.

4. Materiálová studie kostní tkáně obratlů

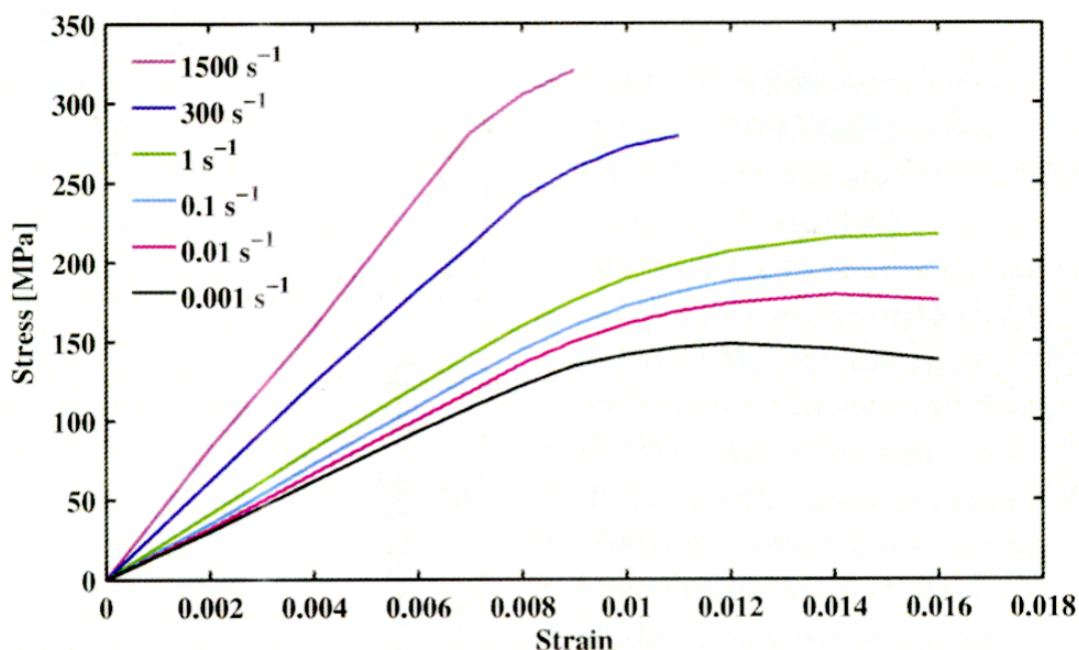
Při tvorbě numerického modelu a následném pochopení mechanismů, které se během zatěžování obratlů dějí je zapotřebí pochopit mechanické chování kostní tkáně. Z morfologického hlediska jsou obratle tvořeny hutnou kostní tkání (*kortikális*) a trámčitou kostní tkání (*spongióza*). Kost jako celek vykazuje ortotropní, nelineární mechanické vlastnosti [62]. Přestavbou kostí a určitými metabolickými nemocemi se často mění anisotropie kosti na isotropii [62,63]. Při matematických simulacích je nejčastěji použito zjednodušení, kdy se od sebe oddělí jednotlivé vrstvy kostní tkáně a následně přiřadí lineárně isotropní materiálový model. Nejčastější hodnoty jsou shrnuty v tabulce (tab. 1).

-	Modul pružnosti [MPa]	Poissonovo číslo [-]
<i>Kortikális</i>	10 000	0,29
<i>Spongióza</i>	100	0,29

Tab. 1: Přehled průměrných materiálových hodnot udávaných pro kostní tkáň [62]

Další možností je využít relace, která existuje mezi hustotou kostní tkáně a modulem pružnosti [64]. Tímto přístupem získáme nehomogenní isotropní model. S výhodou můžeme použít specializovaných softwarů, které polo-automaticky generují 3D model na základě CT dat, např. Simpleware.

Největším úskalím modelování fraktur *dens axis* je rychlost zatěžování jednotlivých obratlů. Dle údajů z databází zmíněných v kapitole 3.3 je průměrná rychlost čelního nárazu, při které dojde k fraktuře *dens axis* 52,6 km/h u mužů a 35,4 km/h u žen [65]. Kostní tkáň vykazuje viskoelastické vlastnosti, tudíž odezva na mechanický stimul je úměrná rychlosti zatěžování [66].



Obr. 18

Závislosti smluvního napětí (stress) a deformace (strain) pro jednotlivé rychlosti zatěžování, vzorky femorální kosti [67]

McElhaney a kol. zatěžovali tlakem vzorky odebrané z lidského femuru [67]. Výsledkem jsou křivky závislosti smluvního napětí a poměrné deformace pro jednotlivé rychlosti zatěžování (obr. 18). Z obrázku je patrné, že při vyšších rychlostech zatěžování dochází k zvýšení sklonu křivky, tudíž dosáhneme vyšších mezí pevnosti, nicméně pro menší deformace. Modul pružnosti je možné přepočítat dle následujícího vztahu

$$E = E_{static} \left(\frac{d\varepsilon}{dt} \right)^{0.06} \quad / 4.1 /$$

Je třeba si uvědomit, že běžné rychlosti zkoušení v laboratořích jsou 10 – 500 mm/min. Typická rychlost, při které dojde k úrazu je však mnohonásobně vyšší.

5. Mechanismus hojení zlomenin obratlů, remodelace kostí

Obratle patří do skupiny tzv. krátkých kostí, které se svojí stavbou podobají epifýzám dlouhých kostí. Na povrchu mají tuhou vrstvu kompakty, kterou většinou tvoří ploché lamely. Uvnitř obratle je spongióza, která je pod kompaktní vrstvou hustší a přenáší zatížení na systém trámců. Dřeňové dutiny se netvoří. Proces hojení zlomeného obratle trvá asi 4-6 týdnů. V první fázi se vytváří v místě zlomeniny krevní sraženina. Na místo jsou transportovány úklidové buňky bílé krevní řady, které zahajují odbourávání mrtvé tkáně. V místě úlofků se množí fibroblasty a osteogenní buňky. Ty se v prvním týdnu diferencují v osteoblasty a chondroblasty, přičemž chondroblasty vznikají z osteogenních buněk, které pronikly hlouběji do prostoru mezi zlomenými částmi kosti a formují zde chrupavčitou tkáň. Tento proces vrcholí zhruba ve druhém týdnu po zranění a trvá asi do čtvrtého týdne. Následně se osteoblasty usídlují na povrchu a kalcifikací formují trabekuly spongiózní kosti. V závěru hojení probíhá nahrazení spongiózní kosti kostí lamelární a novotvorba Haversova vyživujícího systému. Správný průběh těchto procesů je závislý na vytvoření podmínek pro obnovu kvalitního kostního spojení. Vše výše uvedené platí za optimálních podmínek i pro hojení zlomenin zubu C2. Existuje však řada rizikových faktorů působících proti tomuto zhojení. Baze dentu je oblastí s chudým krevním zásobením, což u zlomenin může vést ke vzniku avaskulární nekrózy. Cévní zásobení obratle C2 tvoří totiž dvě arkády, jedna vyživující tělo obratle a druhá směřující do vrcholu zubu. Hranice jejich rozvodí se nachází právě při bazi dentu [68]. Na povrchu zubu také chybí periostální vaskularizace, protože dens se nachází v oblasti synoviální výstelky atlantodontálního skloubení. Odlomený zub C2 je navíc vystaven tahu různých vazů. Všechny výše uvedené souvislosti představují vysoké riziko vzniku pakloubu a tím perzistence nestability celého atlantoaxiálního komplexu. Hlavní podmínkou umožňující obnovu pevného kostního spojení kostních úlofků je adekvátní znehybnění místa zlomeniny rigidní vnitřní fixací v podobě osteosyntézy z předního či zadního přístupu. Jak bylo již výše zmíněno, zevní fixátory včetně HALO vesty nezajišťují potřebnou stabilitu a jsou právě z výše uvedených důvodů spojeny s vyšším rizikem vzniku pakloubu. Po zhojení zlomeniny je pro finální remodelaci kosti důležité její postupné dynamické zatěžování zajištěné časnou rehabilitací. Remodelační proces probíhá na principu ochrany kosti před nevhodným namáháním. Tento koncept funkčního přizpůsobení popsal poprvé Wolff v roce 1870 jako tzv. „zákon transformace kosti“, kde uvádí, že proces remodelace spongiózy sleduje jistá matematická pravidla, podle kterých směr průběhu a uspořádání kostních trámců odpovídá tzv. trajektoriím, tj. liniím spojujícím místa největšího zatěžování kosti [69]. Z tohoto zákona vychází i známý

postulát Harolda Frosta z roku 1987, který říká, že v organismu existuje zpětnovazebný systém, který v různých místech skeletu organismu vyhodnocuje míru mechanické zátěže a na základě toho ovlivňuje procesy kostní resorpce a novotvorby, a tím udržuje kosti odolné vůči zátěži [70]. Pokud je aktuální deformace kosti (vlivem změny působení svalových sil) odlišná od běžné deformace, kost je přidávána nebo ubírána (remodelována) a přizpůsobuje se takto dlouhodobě působící zátěži (tzv. princip kostního mechanostatu). Pokud je kostní tkáň deformovaná méně než 800 mikrostrain (jednotka deformace) tak lze předpokládat, že stimuly jsou zanedbatelné pro tvorbu kostní tkáně a v případě fixace implantátu dojde k jeho uvolnění. V rozmezí 800 – 1000 mikrostrain se nachází tzv. fáze adaptační, tj. tvorba nové kostní tkáně je v rovnováze s jejím odbouráváním. Nad limit 1500 mikrostrain dochází k nadměrné tvorbě kostní tkáně. Nad hladinu 15000 mikrostrain dochází k lomu kosti. Hodnoty deformací jsou pouze orientační. Funkčnost tohoto systému může být ovlivněna některými faktory jako jsou například hormony a léky obsahující hormony (osteoporóza při aplikaci kortikosteroidů), radiační záření, poruchy výživy s nízkým obsahem stavebních mineralů a bílkovin aj. Hormonální deplecí jakožto i katabolickým stavem v seniu jsou zapříčiněny porotické fraktury různých obratlů ve vyšším věku. Rovněž zub C2 se stává fragilnějším a snadněji dochází k jeho odlomení při bazi (AA II) nebo v těle (AA III), k čemuž postačuje i menší úraz s úderem do hlavy. Dobré zhojení je vzhledem k výše uvedeným skutečnostem velmi nejisté a je třeba volit vhodný způsob vnitřní fixace zajišťující dlouhodobou stabilitu bez ohledu na stav hojení vlastní zlomeniny, zároveň ale vytvářející předpoklad možného zhojení. Výkon by měl být málo zatěžující vzhledem k vyššímu riziku narkózy pro častou polymorbiditu pacientů . Proto je, jak bylo rovněž zmíněno výše, přední přímá osteosyntéza zubu tahovým šroubem metodou volby v léčbě těchto typů zlomenin [32,37]. Pouze pokud není z různých důvodů možná, lze ji nahradit zadním spojením C1 a C2 dle Magerla či Harmse a Goela, pak je ale nutné počítat s minimálně 50% omezením rotačních pohybů v krční páteři [30,50,51].

6. Osteosyntéza

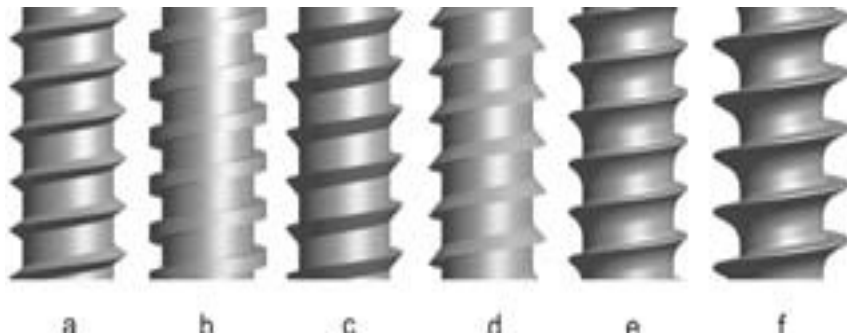
Osteosyntéza je stabilizace zlomeniny spojením kostních fragmentů kovovými implantáty. Z historie používání šroubových spojů v chirurgii můžeme vidět jejich dlouhou tradici. V klinické praxi existují v zásadě dva typy spojení kostí, a to přímé a nepřímé. U přímého se spojují fragmenty kostí, následně pak mluvíme o „tahovém spojení“. U nepřímé osteosyntézy slouží šrouby pouze jako fixační nástroje pro upevnění jiného implantátu, např. dlah. Na počátku využívání vznikaly po jejich zavedení poruchy hojení, paklouby a tlaková aseptická

nekróza v okolí závitu v kosti. Tato nekróza a resorpce v rozsahu několika milimetrů byla považována za nevyhnutelnou součást při hojení zlomenin [71]. Tento předpoklad byl následně vyvrácen volbou vhodného závitu a materiálu. Jedním z milníků tahových šroubů byly tzv. Denisovy šrouby, které dnes nazýváme spongiózními a kortikálními [72]. Pro kortikální kosti Denis zhotovil předem závit do kosti, čímž velkou měrou odstranil samovolné uvolňování způsobené tlakovou nekrózou. Vzhledem k řádovým rozdílům tuhostí šroubů a kostní tkáně se dá předpokládat, že šroub ponese většinu zatížení a „převezme“ nosnost kosti. Porušení spoje implantát a kost může být způsobeno: pohyblivostí implantátu, ztrátou velkého množství kostní tkáně obklopující tento spoj a samotným lomem implantátu. Bohužel informace o používaném typu spojení při osteosyntéze *dens axis* prakticky neexistují, proto bylo nutné provést experimenty in vitro. Dalším faktorem, který vysoce ovlivňuje celkový výsledek vhojování, je vliv relaxace kostní tkáně. Shultz a kol. prováděli experimenty, jejichž cílem bylo zjistit vliv relaxace kostní tkáně na přes-fit jamky kyčelního kloubu [72]. Vstupními parametry byly: součinitel tření a geometrie implantátu. Bylo zjištěno, že vlivem relaxace kostní tkáně celková primární stabilita (push-out zkoušky) roste od 2,6 do 82,6 %.

Hlavní roli při samotné osteosyntéze *dens axis* hraje především volba závitu implantátu a utahovací moment. V následující kapitole budou rozebrány tyto dva faktory.

7. Typy závitů a jejich vliv na osteosyntézu

Šroubové spoje patří k nejrozšířenějším spojení jak v technické, tak i klinické praxi. Je to dáno především jednoduchostí, spolehlivostí a do jisté míry možností opětovné reoperace. Závit je konstrukční úprava plochy, která je určena pohybem tvořící plochy po šroubovici. Přestože je řada závitů používaných v lékařství normalizovaných, stále probíhá výzkum nových typů s ohledem na mechanickou kompatibilitu spojení. Nejběžnějšími typy závitů používaných na implantátech jsou: a) metrický, b) plochý, c) pilovitý, d) obrácený pilovitý e) ISO Shallow HA kortikální a f) ISO Deep HB spongiózní (obr. 19). Poslední dva jsou tvary podle normy ISO TC 150.



Obr. 19

Typy používaných závitů pro implantáty: a) metrický, b) plochý, c) pilovitý, d) obrácený pilovitý, e) ISO Shallow HA kortikální a f) ISO Deep HB spongiózní [73].

Jak již bylo zmíněno, cílem volby závitu je docílit co možná nejlepší mechanickou kompatibilitu spojení implantátu a kosti [73]. Je zřejmé, že zvýšené zatížení rozhraní implantát – kost („stress shielding“) má za následek častější uvolnění implantátu, jeho kratší životnost a horší dlouhodobý výsledek [73]. Protože tuhost implantátu je řádově vyšší než tuhost okolní tkáně, ovlivňuje tento rozdíl negativně mechanickou kompatibilitu. Jedna z navržených metodik určování míry mechanické kompatibility vychází z porovnání napjatosti na kosti a implantátu v okolí jednotlivých závitů

$$\alpha = \frac{\sigma_{kost}}{\sigma_{implantát}} \quad [-] \quad / 7.1 /$$

Dzan a kol. poukazují na složitost výběru typu závitů pro osteosyntézu. Z jimi provedených MKP analýz nebylo možné stanovit ideální závit ($\alpha = 1$), neboť při různých typech zatížení a kvality kostní tkáně se závity chovaly rozdílně. Relativně nejvýhodnější, z pohledu mechanické kompatibility, vychází plochý profil závitu a ISO Shallow HA kortikální typ [74].

Druhým faktorem, který ovlivňuje výsledný stabilizační účinek je utahovací moment šroubu – implantátu. Bohužel utahovací momenty nejsou ve spondylochirurgii, na rozdíl např. od dentální implantologie, známy a dodržovány. Chirurg dotahuje implantát citem, který objektivně může být rozdílný pro jednotlivé případy. V dentální chirurgii jsou utahovací momenty předepsány s ohledem na typ implantátu a kvality kostní tkáně. Hodnoty utahovacího momentu se pohybují od 0,35 do 0,55 Nm [75]. Je zcela evidentní, že v případě nedotažení nebo naopak příliš silného dotáhnutí může dojít k uvolnění nebo k nekrotizaci kostní tkáně. V extrémním případě k lomu implantátu.

Pro zajištění přenosu vnějšího zatížení tahovým šroubem je vždy nutné ve šroubu vytvořit osovou sílu F_o , která svírá spojované fragmenty kosti. Je zcela jasné, že čím větší bude utahovací moment, tím větší bude osová síla. Při utahování šroubu utahovací moment M_u se skládá ze složek M_1 a M_2 . Složka M_1 momentu překonává třecí sílu v závitě a složka M_2 překonává odpor tření na hlavě šroubu. Složku momentu M_1 získáme z rovnováhy sil na rozložené šroubovici dle známého vztahu

$$M_1 = \frac{1}{2} d_2 F_o \operatorname{tg}(\gamma + \varphi), \quad / 7.2 /$$

kde ve vzorci značí:

γ - úhel stoupání šroubovice,

d_2 - střední průměr závitu,

F_o - osová síla ve šroubu,

φ - redukovaný úhel tření.

Moment M_2 vzhledem k velmi malé kontaktní ploše mezi hlavou šroubu a kostí můžeme zanedbat [76].

Stabilizace *dens axis* pomocí dvou šroubů je zdůvodňováno především pojištěním proti vzájemnému pootočení fragmentů kosti. Tuto úlohu je ovšem možné též vnímat jako zatížení šroubového spoje kroutícím momentem. Povolovací moment (M_p) musí překonat třecí moment M_t , který vzniká mezi kostními fragmenty, které jsou spojeny tahovým šroubem určitým předpětím F_o . Šroubový spoj se uvolní za předpokladu, že

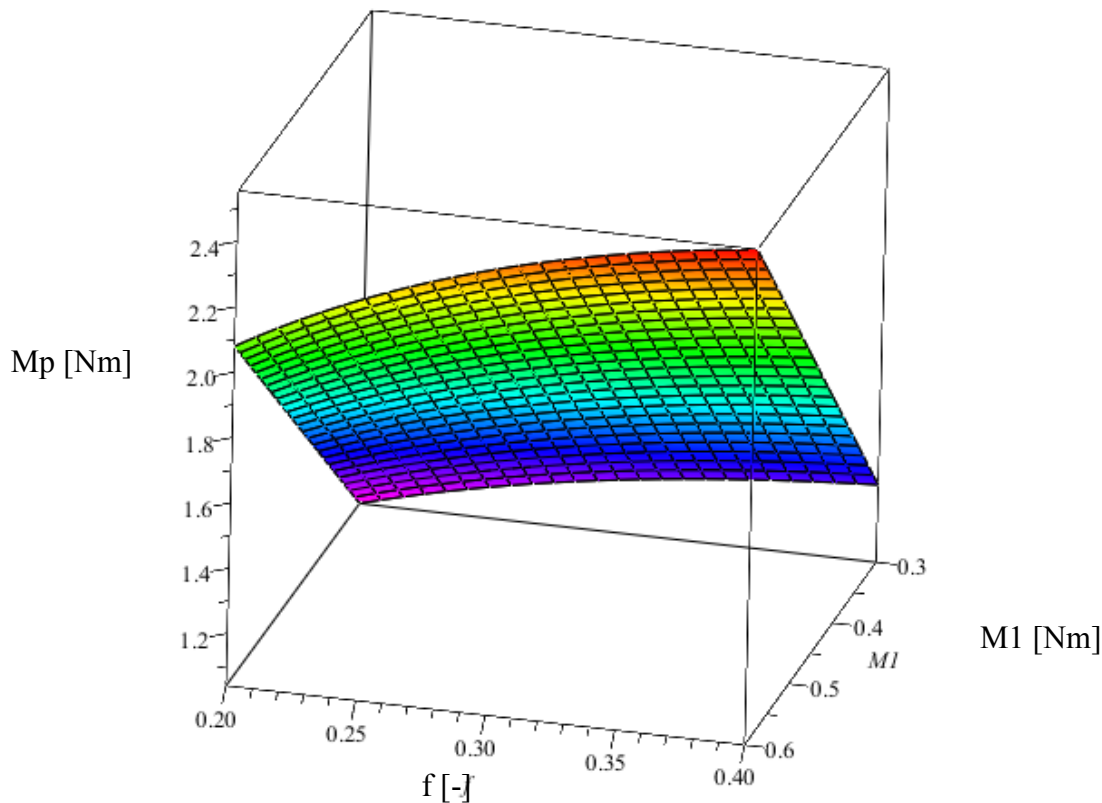
$$M_p \geq M_t$$

$$M_t = F_t r = F_o f r = \frac{2 M_1}{d_2 \operatorname{tg}(\gamma + \varphi)} f r \quad / 7.3 /$$

r - průměr krčku *dens axis* [obr.30 – rozměr B]

f - součinitel tření mezi jednotlivými spojenými fragmenty.

Jedním z problémů, při určování možného povolovacího momentu, je neznalost součinitele tření mezi implantátem a kostní tkání a mezi jednotlivými fragmenty kosti. Zjednodušíme-li předpoklad, že součinitel tření bude pro oba případy stejný, pak můžeme vynést závislost povolovacího momentu na utahovacím momentu (obr. 20)



Obr. 20:

Závislost povolovacího momentu (M_p) na utahovacím momentu (M_1) a součiniteli tření (f)

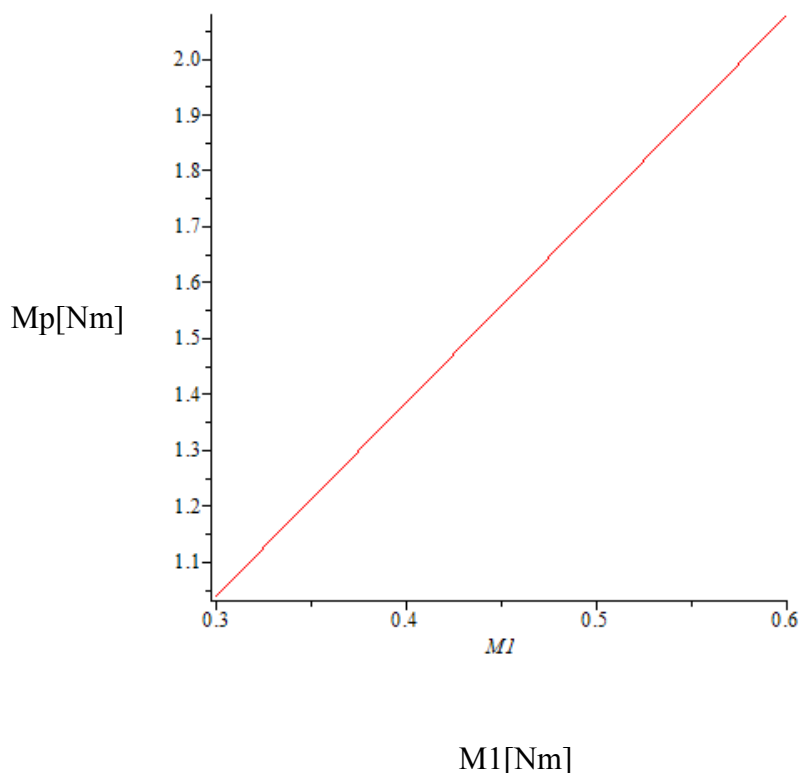
Hodnoty součinitelů se v literatuře pohybují od hodnot 0,01 po 0,5 [58,59,60]. Dle literatury [76] volím hodnotu 0,2. Následně můžeme vidět, že povolovací moment je přímo úměrný (lineární závislost) na utahovacím momentu (obr. 21).

Základním nedostatkem těchto výpočtů je, že zde máme mnoho neznámých a zjednodušujících předpokladů. Na straně bezpečnosti výpočtů je lomová plocha, která nikdy v klinické praxi není přímá a hladká. Lomová plocha je vždy členitá a většinou šikmá. Kostní fragmenty se o sebe často opírají. Navíc implantát není vždy souosý s *dens axis* a vidíme určitou excentricitu.

Excentricita zvyšuje též bezpečnost, neboť zvyšuje rameno r , tudíž velikost povolovacího momentu ještě vzroste.

Jak můžeme vidět, tak při dostatečně zvoleném utahovacím momentu, povolovací moment je téměř trojnásobný. Lze předpokládat, že samotným utažením tahového šroubu dostatečným momentem vyvineme dostatečný stabilizační účinek. Proti straně bezpečnosti stojí několik faktorů:

- a) neznáme velikost utahovacího momentu. Je nutné ji ověřit *in vitro* (*in vivo*);
- b) neznáme velikost povolovacího momentu. Tento moment bude vznikat vzájemnou interakcí vaziva a svalstva při natáčení hlavy vůči páteři a jednotlivých obratlů vůči sobě navzájem. Tento údaj v literatuře neexistuje a je potřeba jej identifikovat z *in vitro* experimentů;
- c) předpoklad elastického chování kostní tkáně je limitující. Z klinické praxe je zřejmé, že při dotahování šroubů dochází k určité míře relaxace, kterou tyto výpočty nepostihují [77, 78].



Obr. 21:

Závislost povolovacího momentu (M_p) na utahovacím momentu (M_1) pro hodnotu součinitele tření $f=0,2$

8. Pevnostní analýza *dens axis*

Charakter lomu *dens axis* je známý z RTG vyšetření, nicméně nic nevypovídá o způsobu zatížení, deformacích a napjatosti. Jediným způsobem, jak identifikovat tyto parametry je využití metody konečných prvků, která umožňuje analyzovat i takto geometricky komplikované systémy. Cílem této kapitoly je ověřit charakter lomu a odpovídající ohybové tuhosti zatíženého obratle. Na základě zjištěných údajů pak připravit simulaci zlomeniny zubu II. typu dle AA na kadaverním modelu

8.1 Tvorba MKP modelů

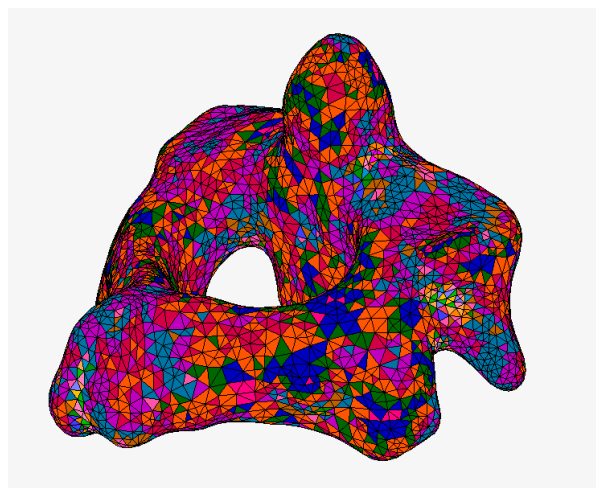
Základem pro MKP model obratle byla CT data muže středního věku (55 let) bez poranění páteře a bez choroby kostního pojiva (obr. 22). Data byla zpracována v programu Simpleware (*Simpleware, GB*). V softwaru byla provedena segmentace hranice kostní tkáně a následně byl vytvořen 3D model druhého krčního obratle. V modulu FE Simpleware byla vytvořena prostorová síť druhého krčního obratle složená z lineárních čtyřstěnů. Každému prostorovému prvku byl přiřazen modul pružnosti E odpovídající hustotě HU jednotek, dle vztahu

$$E = -170 + 1,92 \rho \quad / 8.1 /$$

kde ρ je hustota [64]



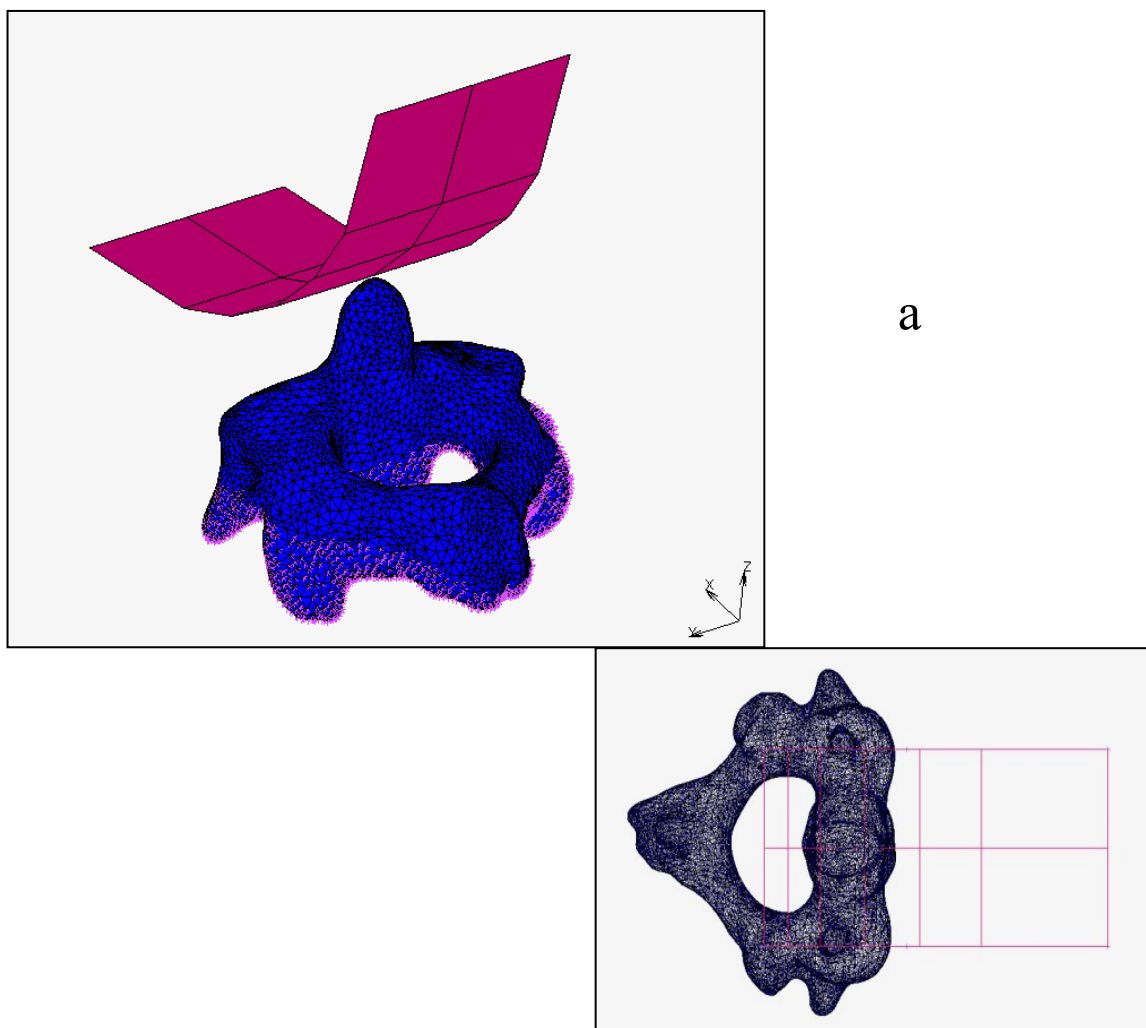
Obr. 22:
CT řez s detailem na C2

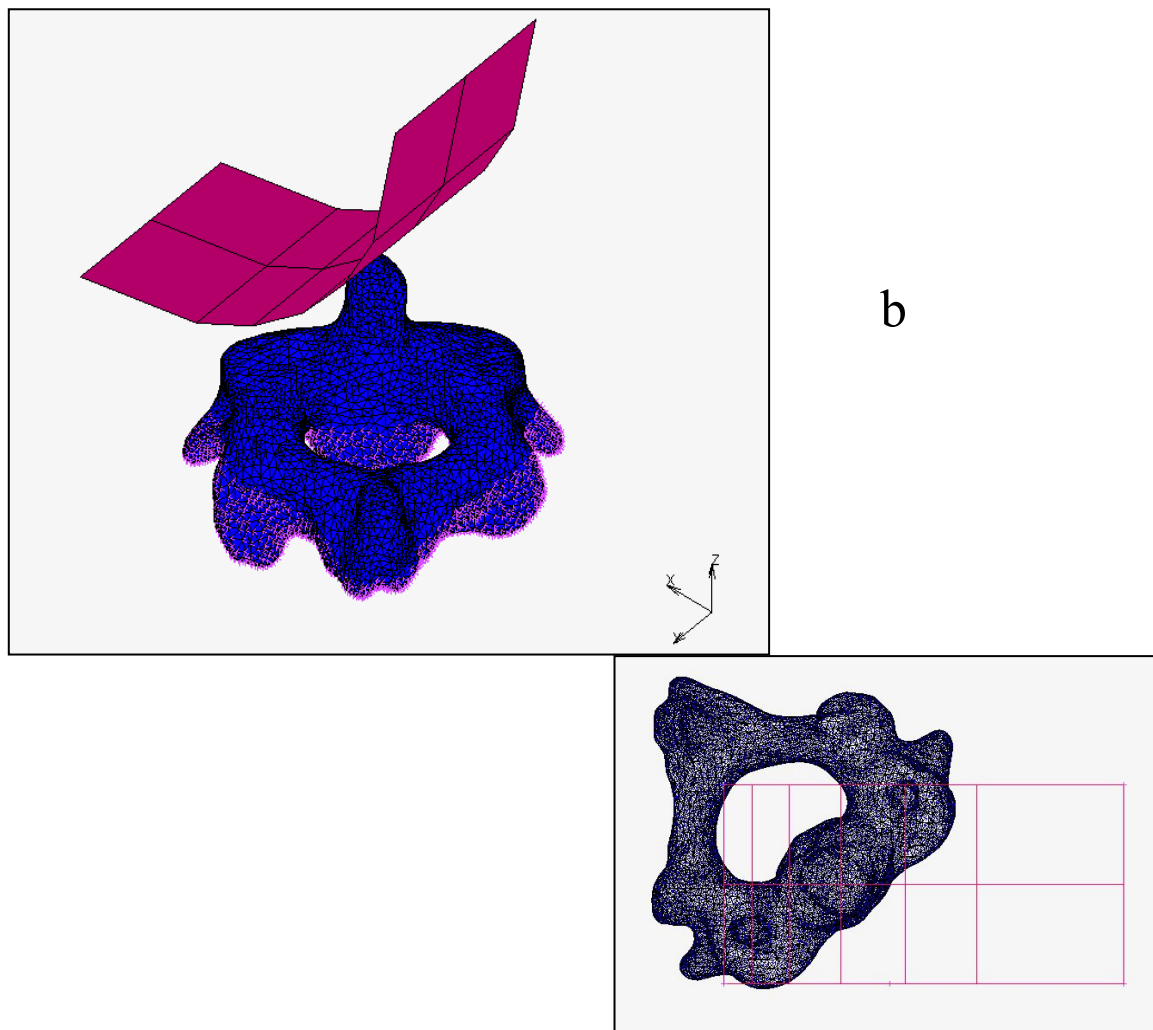


Obr. 23:
Prostorový nehomogenní model C2

Následně byl MKP model importován do programu MSC.MARC (*MSC.Software, s.r.o.*). Lineární síť byla převedena na nelineární čtyřstěny (30 026 elementů) (obr. 23). Pro zatěžování byly vytvořeny dva modely, které se liší v okrajových podmínkách, které následně korespondují s navrženými experimenty

- a) Tělo obratle je kaudálně vetknuté, tj. posuvy a rotace jednotlivých uzlů jsou nulové (zalití do tmelící hmoty) a *dens axis* je zatěžován „pusherem“ v mediánní rovině s posuvem 2,5 mm/s (obr. 24a).
- b) Tělo obratle je kaudálně vetknuté a *dens axis* je následně zatěžován „pushrem“ v rovině pootočené o 45 ° od roviny mediánní s posuvem 2,5mm/s (obr. 24b).
- c) Vazbová podmínka mezi „pusherem“ a kostí je typu kontakt



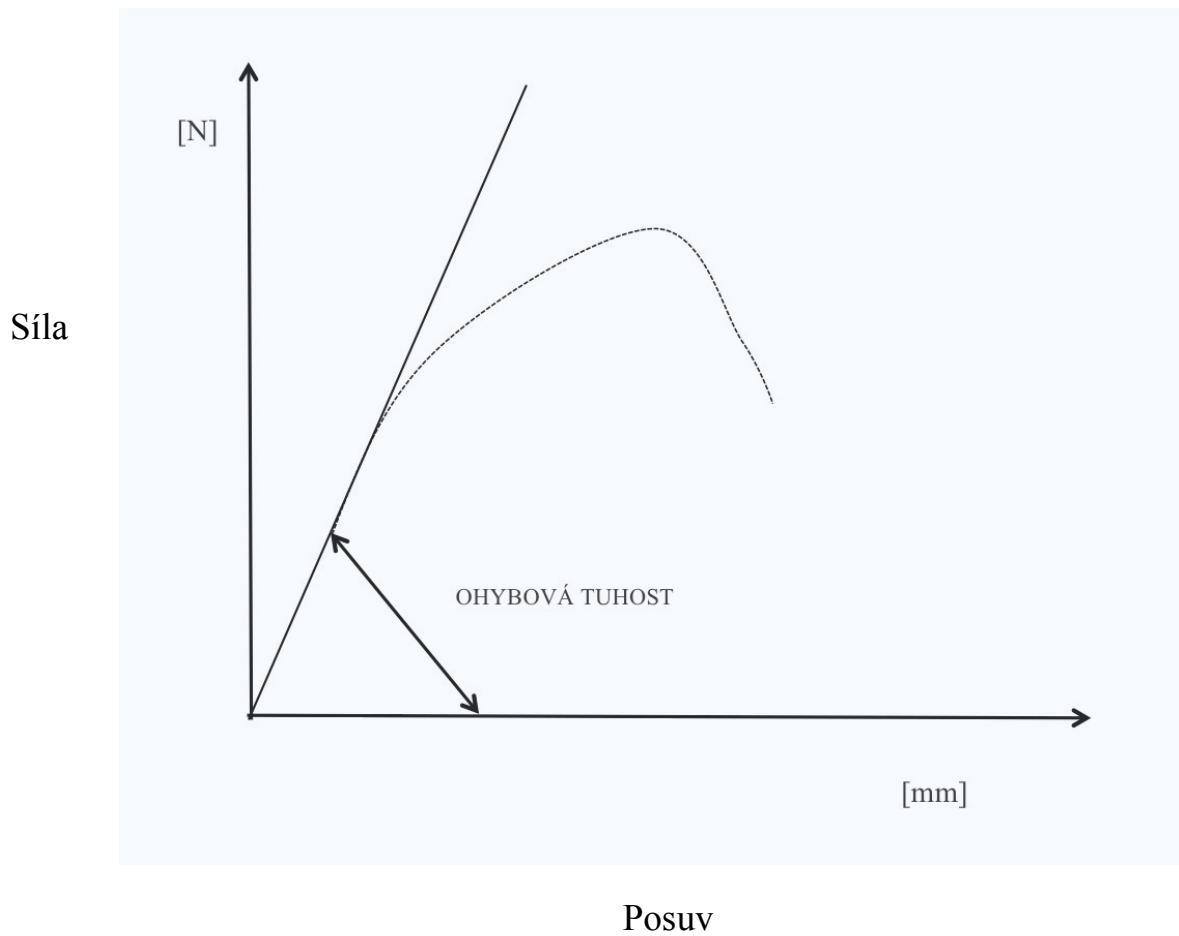


Obr. 24:

MKP modely zatěžovaného obratle v mediánní rovině (a), pod úhlem 45°(b)

8.2 Výsledky a analýza pevnostního výpočtu C2

Při hodnocení jednotlivých modelů jsem se zaměřil především na rozložení hlavních napětí, konkrétně na maximální tahové a tlakové napětí, které budou rozhodujícím faktorem při mechanismu lomu *dens axis*. Cílem je posouzení způsobu zatěžování s ohledem na lomový charakter obratle. Následně budou porovnány ohybové tuhosti jednotlivých variant. Ohybová tuhost byla určena dle grafu na obrázku (obr. 25).



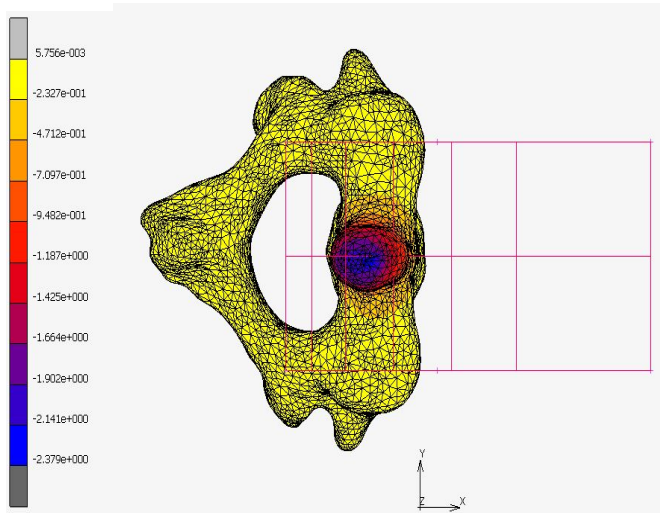
Obr. 25:

Demonstrace stanovení ohybové tuhosti ze smluvního diagramu závislosti působící síly a velikosti posuvu

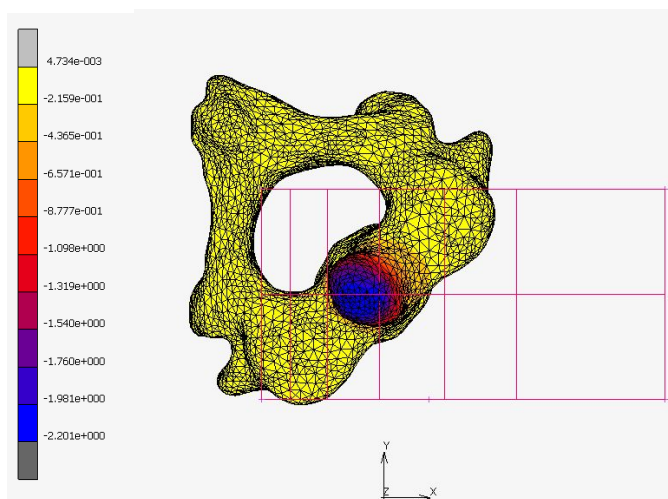
Výsledné posunutí koresponduje s limitním napětím (140 MPa) je znázorněno na obrázku (obr. 29). V případě prvního modelu se čep obratle deformuje přednostně v předozadní rovině (výsledný vektor posuvů 2,6mm), nicméně u druhého modelu se čep obratle deformuje více laterálně (výsledný vektor posuvů 2,2 mm). Složky posunutí v kartézském souřadném systému jsou na obrázcích (obr. 26-28).

Rozložení maximálního tahového a tlakového napětí je znázorněno pro oba modely na dalších obrázcích (obr. 30 a 31). V případě zatěžování čepu čepovce pouze v mediální rovině maximální tahové napětí vzniká pod oblastí artikulační plochy přední (*facies articularis*

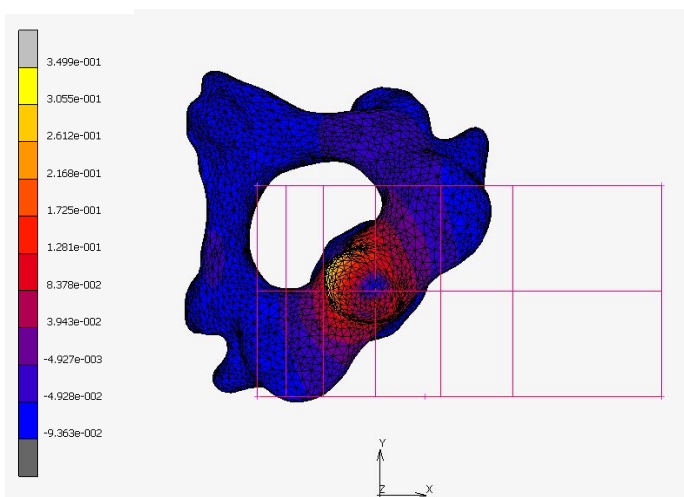
anterior), maximální tlakové napětí v oblasti artikulační plochy zadní (*facies articularis posterior*).



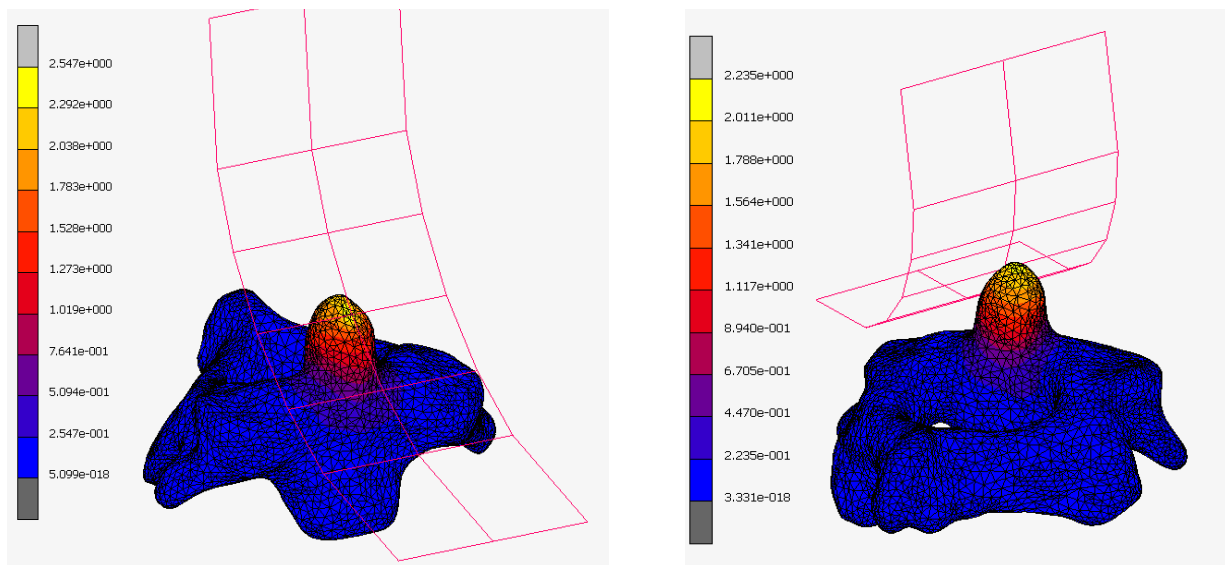
Obr.26: Posuv ve směru osy x pro první model [mm]



Obr. 27: Posuv ve směru osy x pro druhý model [mm]

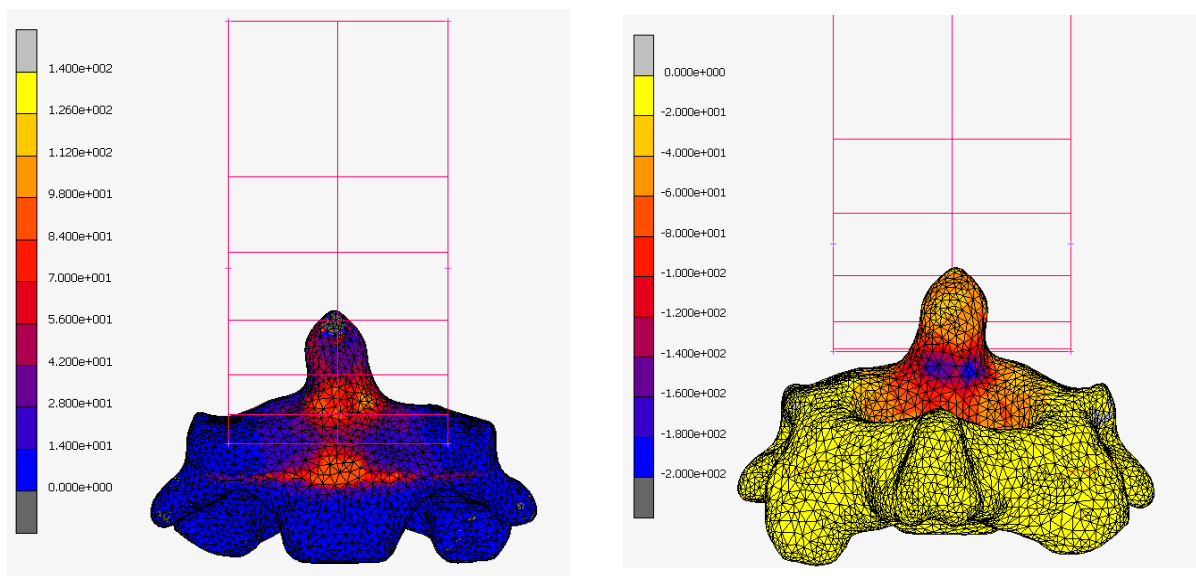


Obr. 28: Posuv ve směru osy y pro druhý model [mm]



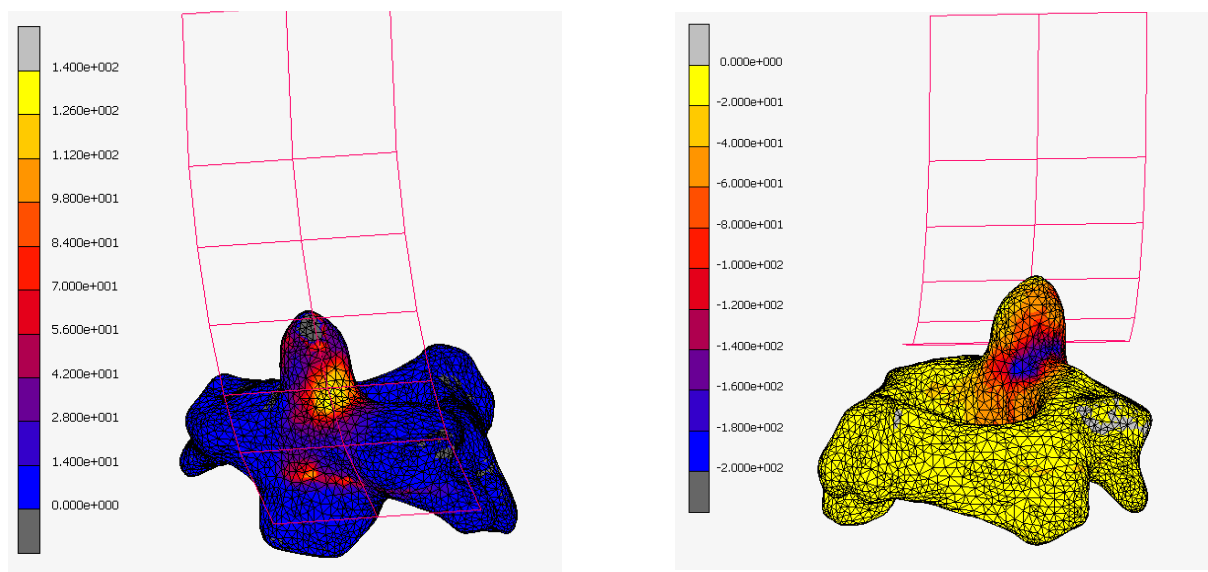
Obr. 29:

Výsledný posuv pro první (vlevo) a druhý (vpravo) model [mm]



Obr. 30:

Maximální tahové a tlakové napětí [MPa] pro první model

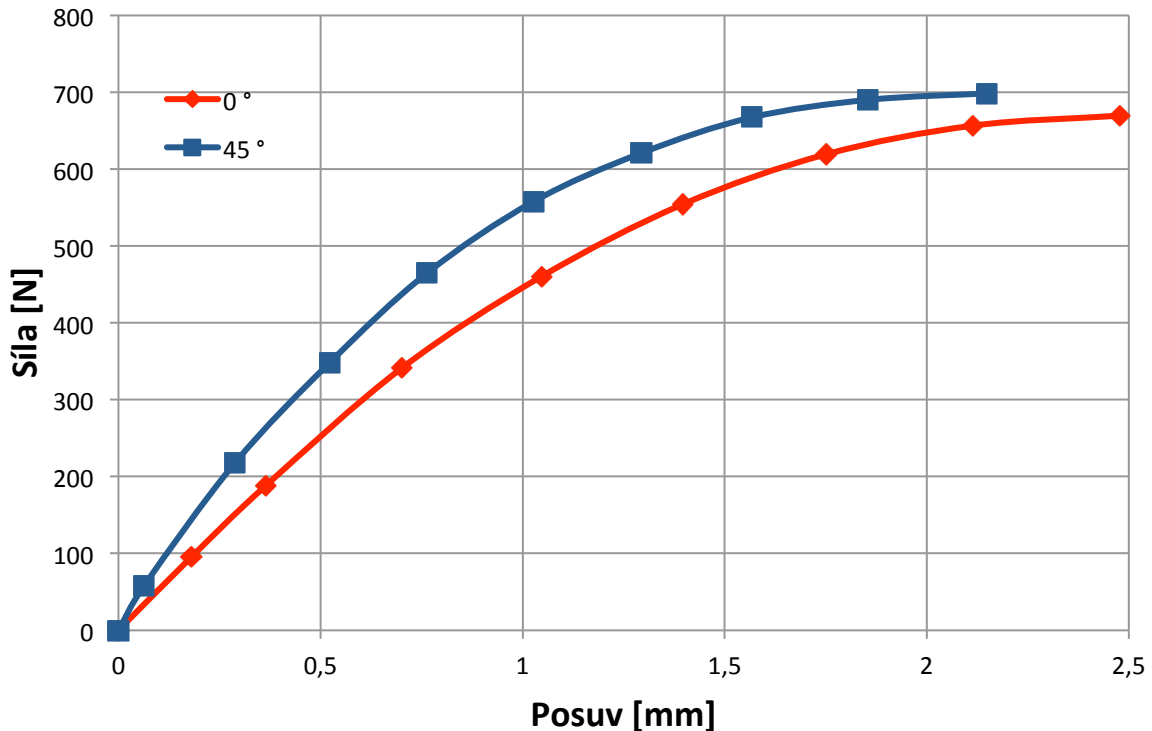


Obr. 31:

Maximální tahové a tlakové napětí [MPa] pro druhý model

V případě zatěžování čepu čepovce pod 45° od mediánní roviny maximální tahové napětí vzniká laterálně od oblastí artikulační plochy přední (*facies articularis anterior*), maximální tlakové napětí vzniká mediáně od oblasti artikulační plochy zadní (*facies articularis posterior*).

Závislost síly na posuvu „pusheru“, ze které byla následně stanovena ohybová tuhost čepu čepovce je na grafu (obr. 32). Ohybová tuhost je spočítaná jako tečna k počáteční přímce výsledné charakteristiky. Konkrétní hodnoty jsou: 251 N/mm (první model) a 312 N/mm (druhý model).



Obr. 32:

Závislost zatěžovací síly na posuvu pro první (červená křivka) a druhý (modrá křivka) výpočtový model

8.3 Diskuze k výsledkům pevnostní analýzy *dens axis*

V literatuře existuje názor, že k lomu *dens axis* dochází pouze v případě zatěžování čepu pod 45° od roviny mediální [79]. Budeme-li uvažovat mez pevnosti *kortikális* v tahu 140 MPa a v tlaku 200 MPa, pak můžeme vidět, že dojde k lomu *dens axis* přibližně při stejných posuvech. Při zatěžování pod 0° má model ohybovou tuhost 251 N/mm a k lomu by došlo v rovině transverzální pod artikulacími plochami *dens axis*. Při zatěžování pod 45° je celkový model poněkud tužší, ohybová tuhost byla stanovena na hodnotě 312 N/mm. V tomto případě by došlo k šikmé zlomenině *dens axis*. Vedle vysoké napjatosti pod *dens axis* dochází ke zvýšenému napětí též v oblasti vetknutí těla obratle. Toto napětí je způsobenou okrajovou podmínkou, která zamezuje posuvu ve všech směrech. Dá se předpokládat, že tato skutečnost nebude korespondovat experimentům, neboť tzv. vetknutí nebude nikde takto dokonalé tuhé. Lze předpokládat, že určitým nedostatkem, může být použitý materiálový model. Během nárazu dochází k velmi rychlému ději a kostní tkáň jako viskoelastický materiál se bude chovat rozdílně od použitého lineárně viskoelastického modelu. Nicméně pro experimenty *ex vivo*

bude použita stejná zatěžovací rychlost, tudíž bude možné porovnat výslednou ohybovou tuhost.

IV. Experimentální část

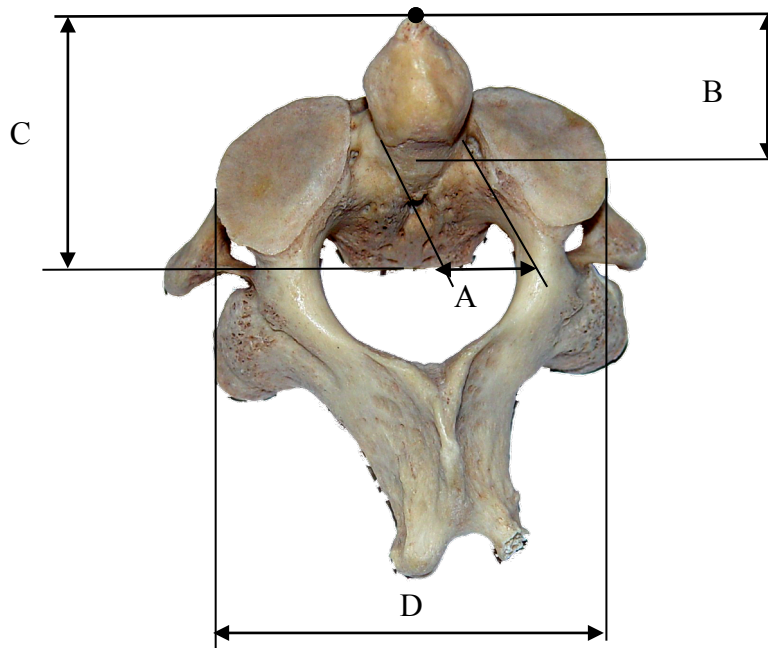
9.1 Měření geometrie druhého krčního obratle

Pro experimenty *in vitro* byly použity obratle získané osobním odběrem v tkáňové ústředně Krajské nemocnice Liberec z čtvrtých kadaverních lidských dárců. Bezprostředně po vyjmutí byly zmrazeny na teplotu $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$. Z každého vzorku byly odměřeny posuvným měřítkem rozměry dle obrázku (obr. 33). Tyto rozměry jsou důležité pro srovnávací hodnocení, případně rozdělení obratlů do skupin, které rozlišují jednotlivé vzorky dle významných anatomických odlišností (tab. 2).

Vzorek č.	A [mm]	B [mm]	C [mm]	D [mm]
1.	10,3	21	42,6	48
2.	10,3	21,5	45,3	64,2
3.	11,2	19,6	40,5	52,5
4.	11,7	19,6	42,5	60,5
5.	11,9	16,7	41,2	59,3
6.	10,6	16	48,2	49,3
7.	10,8	21,3	44,2	52,2
8.	10,5	18,8	40,1	51,3
9.	9,8	17,2	40,2	49,6
10.	10,4	21,2	44,8	53,1
11.	10,8	20,8	43,1	52,4
12.	10,2	21,5	40,8	61,2
13.	11,8	19,7	43,7	49,6
14.	10,2	21	42,6	48
15.	10,4	19,5	45,3	60,2
16.	11,9	21,8	46,5	65,5
17.	11,5	19,6	43,5	52,5
18.	10,1	16,7	41,2	59,3
Průměrná hodnota	$10,79 \pm 0,64$	$19,63 \pm 1,84$	$43,86 \pm 2,29$	$54,92 \pm 5,11$

Tab. 2

Anatomické rozměry odebraných vzorků obratlů C2



Obr. 33:

Proměřené rozměry na vzorcích

A - šířka baze zubu

B - výška zubu od jeho baze

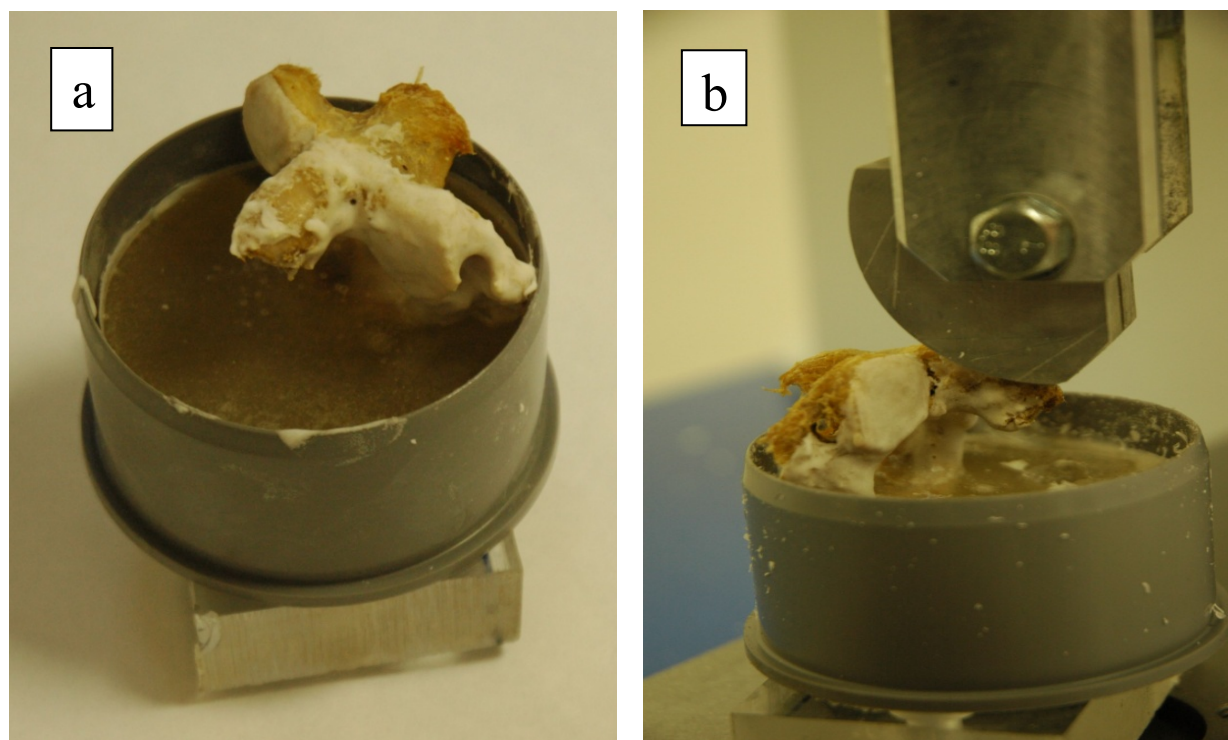
C - výška zubu od baze obratlového těla

D - šířka obratle C2 mezi zevními okraji horních artikulacních ploch

Odebraný materiál patřil kadaverům věkového rozmezí 46 -71 let bez anamnestické poruchy kostního metabolismu a podle zjištěných rozměrů porovnaných se statistickými údaji vzorky patřily k průměrným proporcím lidských čepovců [6, 7]. Všechny vzorky byly tedy vhodné k testování a umožnily vzájemné srovnání bez nutnosti podrozdělení do skupin z hlediska zásadní rozdílnosti anatomických rozměrů. Vlastní experimentální měření bylo provedeno v biomechanické laboratoři Fakulty Strojní Technické univerzity v Liberci.

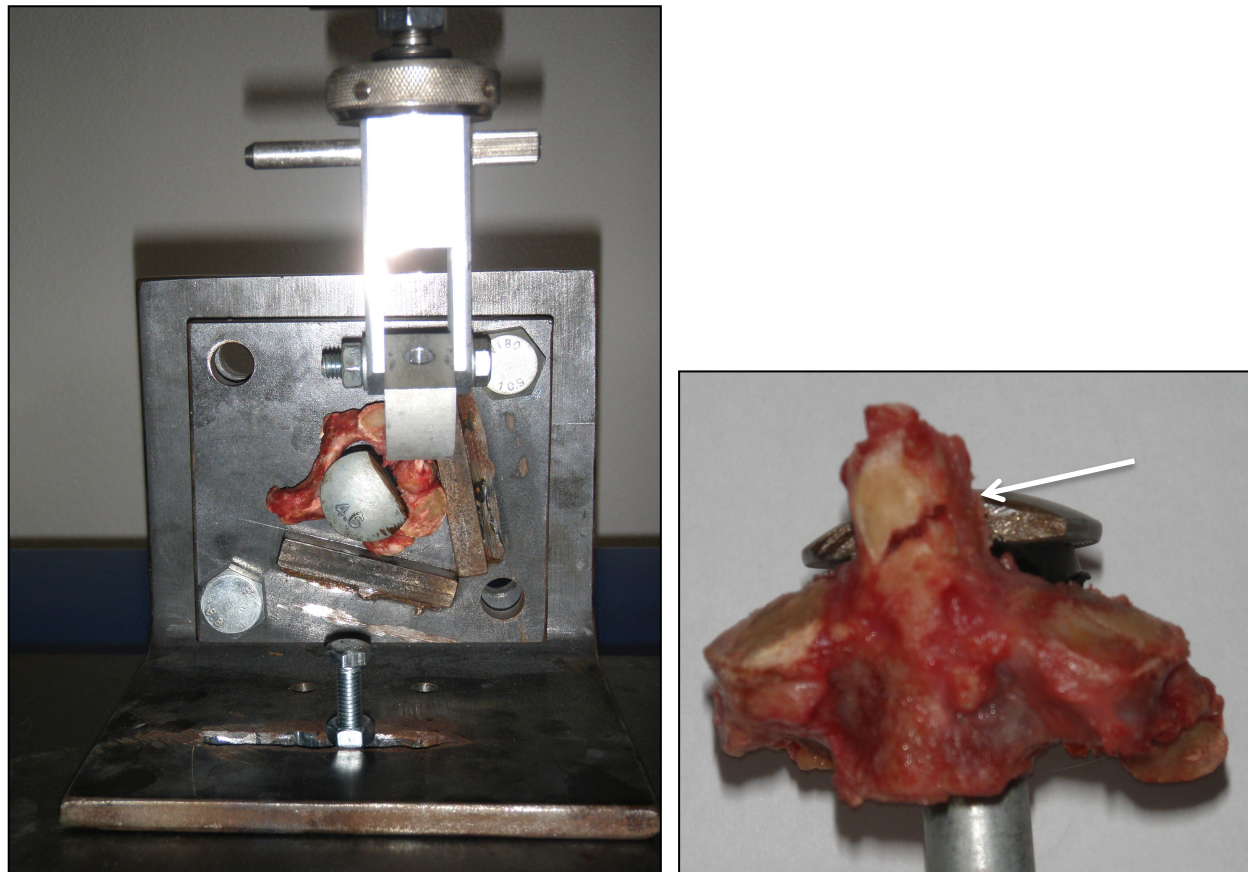
9.2 Lomová pevnost zubu C2

Pro vytvoření fraktury *dens axis* a zjištění lomové síly (ohybové tuhosti) byly provedeny dva typy zkoušek dle okrajových podmínek zvolených pro numerické výpočty v kapitole 8. V prvním případě byl *dens axis* zatěžován v rovině mediánní s následujícím protokolem zkoušení. Rozmražené obratle byly označeny (č.1-8) a zality do Dentacrylu (nebo Palacosu), tak aby v zalité části byly vždy oblouky obratlů (obr. 34a). Po vytvrzení pryskyřice byl vzorek upnut na universální trhací stroj TIRA Test. Zatěžování *dens axis* probíhalo přípravkem s obloukovou částí, zatěžovací rychlostí 300 mm/min do lomu (obr. 34b). Po lomu obratle byla vyhodnocena lomová plocha a zatěžovací křivka.



Obr. 34: a) zalitý obratel do Duracrylu, b) zatěžování vzorků na TIRA Testu – úhel 0° - zaznamenáno v momentu vzniku fraktury (rovný lom II A)

V druhém případě byl navrhnout přípravek, který byl připevněn k rámu universálního zatěžovacího stroje. Do přípravku byl vložen obratel (č. 9 - 13) tak, aby byl následně zatěžován dalším přípravkem s obloukovou částí pod 45 ° od mediální roviny (obr. 35).



Obr. 35: Zatěžování vzorků na TiraTestu pod 45 ° a vzniklá lomová plocha označena šipkou (šikmý lom II B)

9.2.1 Výsledky experimentálních měření lomové pevnosti

Výsledky výše uvedených experimentů jsou shrnuty v tabulce (tab. 3). Bohužel se u všech vzorků nepodařilo docílit zlomeniny typu *dens axis* II. typu. Tyto vzorky byly vyjmuty z celkového hodnocení. Po lomu obratle byla vyhodnocena lomová plocha a zatěžovací křivka (příloha I, graf 1 a 2). Především byla vyhodnocena ohybová tuhost, která bude sloužit jako srovnávací měřítko v rámci obdobného testování po fixování fraktury. Ohybová tuhost byla stanovena jako sklon zatěžovací křivky do lomu obratle, stejně jako v kapitole 8.2.

Vzorek č.	Typ zlomeniny	Síly při porušení [N]	Ohybová tuhost [N/mm]
1.	Dens axis IIA	999	301
2.	Dens axis IIA	892	291
3.	Katovská zlomenina	-	-
4.	Dens axis IIA	932	373
5.	Dens axis IIA	947	259
6.	Dens axis IIA	1072	331
7.	Katovská zlomenina	-	-
8.	Dens axis IIA	931	355
Průměrná hodnota	-	962,2	318,3
9.	Dens axis IIB	705	196
10.	Dens axis IIB	821	218
11.	Rozdrcení kondylu	-	-
12.	Dens axis IIB	798	170
13.	Dens axis IIB	723	198
Průměrná hodnota	-	762,0	196,0

Tab. 3:

Zjištěná síla potřebná k porušení a ohybová tuhost dens axis

9.2.2 Diskuze k výsledkům experimentálního stanovení lomové pevnosti

Jak je z naměřených hodnot vidět, tak ve většině případů došlo k fraktuře *dens axis*. V případě zatěžování pouze v mediánní rovině obratle (0°) docházelo k lomu II A, v případě zatěžování *dens axis* pod 45° docházelo k lomu II B. Průměrná lomová síla pro první případ byla stanovena na 962,2 N, pro druhý na 762,0 N. Ohybová tuhost byla stanovena hodnotou 318,3 N/mm a 196,0 N/mm. V případě prvního modelu zatěžování byl aplikován moment vždy na stejném ramenu, neboť vzorky byly zality do tmelící hmoty vždy tak, aby bylo dosaženo

stejného ramene zatěžování. V druhém případě byl moment rozdílný dle výšky zubu a těla obratle.

Srovnání s MKP výpočty je uvedeno v následující tabulce (tab. 4). Můžeme vidět, že ani v prvním a ani ve druhém případě zatěžování není velká shoda mezi výsledky MKP a experimentem. Tento fakt je pravděpodobně způsoben nestejnou okrajovou podmínkou pro výpočtový model a experiment.

<i>Model</i>	<i>Síla při porušení [N]</i>	Ohybová tuhost [N/mm]
<i>Experiment 0 °</i>	962,2	318,3
<i>MKP model 0°</i>	681	251
<i>Experiment 45 °</i>	762,0	196,0
<i>MKP model 45°</i>	698	312

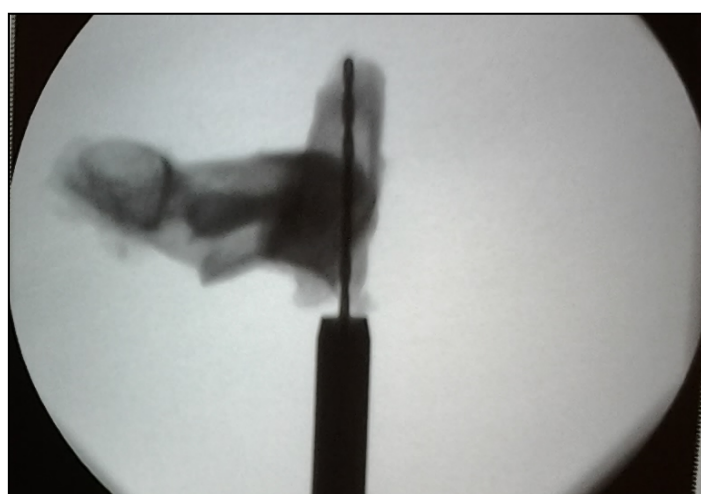
Tab. 4: Srovnávací tabulka experimentů *ex vivo* a MKP výpočtů

V případě experimentu je možné též provést částečné srovnání s literaturou [58,59]. V případě zatěžování pod úhlem 0 ° byla síla potřebná k porušení naměřena 1500 až 1736 N, nicméně autoři obdrželi frakturu typu III. V případě zatěžování pod úhlem 45 ° byla síla potřebná k porušení naměřena v rozmezí od 1235 N do 1279 N a způsob zatěžování produkoval fraktury typu II. Bohužel z článku není známo, jakou rychlostí autoři dané obratle zatěžovali a jaká byla geometrie obratle. Z mnou provedených měření je zřejmé, že oba typy zatěžování (úhel 0 i 45 stupňů) převážně vedou ke zlomeninám baze dentu II. typu dle AA. Při úhlovém zatěžování je pravděpodobnější vznik šikmé zlomeniny typu II B dle Grauerovy subklasifikace, zatímco při předozadním zatěžování pod úhlem 0 stupňů dochází spíše ke zlomeninám s lineární lomnou linií, tedy IIA. Při šikmém zatěžování vykazuje baze zubu nižší ohybovou tuhost než při předozadním zatěžování.

9.3 Experimentální osteosyntéza *dens axis* - ohyb

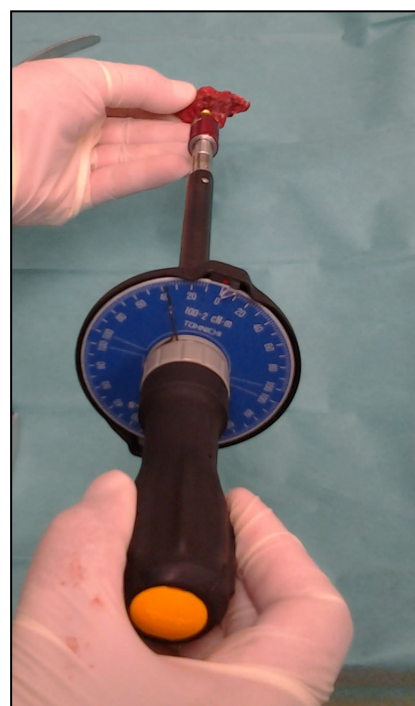
Obratle u kterých došlo ke vzniku zlomeniny II A (6 obratlů) a II B (4 obratle) byly následně podrobeny přední tahové osteosyntéze jedním šroubem. Při zavádění šroubů bylo jedním z cílů zjistit velikost utahovacího momentu při překonání *kortikális* na *apex axis*, kdy tato poloha je

obecně považována za optimální pozici tahového kortikálního šroubu. Zavádění kortikálního šroubu probíhalo standardním způsobem zavedeným v klinické praxi. Pomocí RTG kontroly byl nejprve předvrtán otvor, který procházel tělem obratle, skrz *dens axis* a perforoval *apex axis* (obr. 36). Následně pomocí závitořezu byl vytvořen v obratli závit. Pomocí momentového klíče Tohnichi FTD2-S (přesnost ± 1 Ncm) byla provedena u každého obratle tahová osteosyntéza s jedním tahovým kortikálním šroubem v ose odlomeného zubu (obr. 37). Na RTG byla kontrolována pozice šroubu. V momentě kdy šroub začal perforovat kortikális apexu zubu, byl odměřen utahovací moment (tab. 5). Pro stabilizaci byl použit titanový kortikální šroub o průměru 3,5 mm (obr. 38, 39).



Obr. 36:

Boční projekce obratle s vrtákem



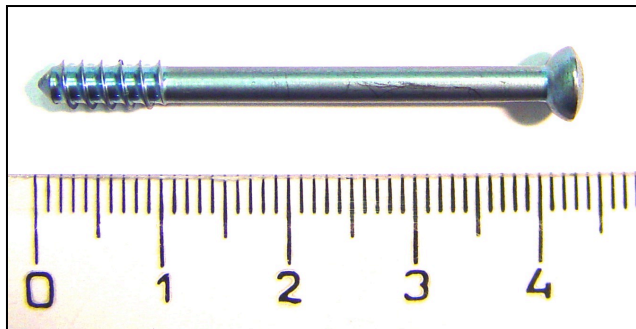
Obr. 37:

Tahová osteosyntéza pomocí momentového klíče

Vzorek	1.	2	4	5.	6.	8.	9.	10.	12.	13.	Průměr
Moment [Ncm]	52	47	61	45	56	63	50	51	59	60	54,4

Tab. 5:

Utahovací moment při tahové osteosyntéze *dens axis* jedním kortikálním šroubem



Obr. 38:

Kortikální 3,5 mm titanový šroub



Obr. 39:

Zavedený kortikální šroub v obratli

V další fázi experimentu byly provedeny identické zkoušky na stanovení ohybové tuhosti fixovaných obratlů.

9.3.1 Výsledky měření ohybové tuhosti osteosyntézy fraktury zubu C2

Ohybová tuhost byla stanovena jako sklon zatěžovací křivky do lomu obratle, stejně jako v kapitole 9.2. Obratle byly zatěžovány již pouze v předozadní rovině, protože z klinického hlediska je pacient po operaci vystavován do zhojení zlomeniny zubu spíše flekčním, extenčním a rotačním pohybům, nikoliv úklonům hlavy či jinému šikmému zatěžování. Výsledky výše uvedených experimentů jsou shrnuty v tabulce (tab. 6). Ani v jednom případě nedošlo k lomu šroubu. Na grafu č. 3 (příloha II) je vynesena závislost ohybové tuhosti na vybraném utahovacím momentu pro vzorky 9 a 13.

Vzorek č.	Ohybová tuhost neporušeného zubu [N/mm]	Ohybová tuhost fixovaného zubu [N/mm]
1.	301	318
2.	291	302
4.	373	387
5.	259	271
6.	331	348
8.	355	362
Průměrná hodnota	318,3	331,3
9.	196	228
10.	218	225
12.	170	255
13.	198	185
Průměrná hodnota	196,0	223,3

Tab. 6:

Stanovená ohybová tuhost po fixaci *dens axis* jedním kortikálním šroubem v porovnání s hodnotami ohybové tuhosti neporušeného zubu (šest obratlů po zlomenině II A, čtyři obratle po zlomenině II B)

9.3.2. Diskuze k výsledkům experimentálního stanovení ohybové tuhosti osteosyntézy fraktury zubu C2

Z naměřených výsledků je možné vidět, že ohybová tuhost po zavedení kortikálního šroubu vzrostla oproti kosti bez fixace, a to jak v případě zlomeniny II A, tak i II B. V případě zatěžování v mediánní rovině průměrná tuhost byla stanovena u zlomenin II A na hodnotě 331,3 N/mm, u zlomenin II B na hodnotě 223,3 N/mm. Tyto výsledky do značné míry korespondují s výsledky zmíněných starších studií Dohertyho a Graziana [58,60].

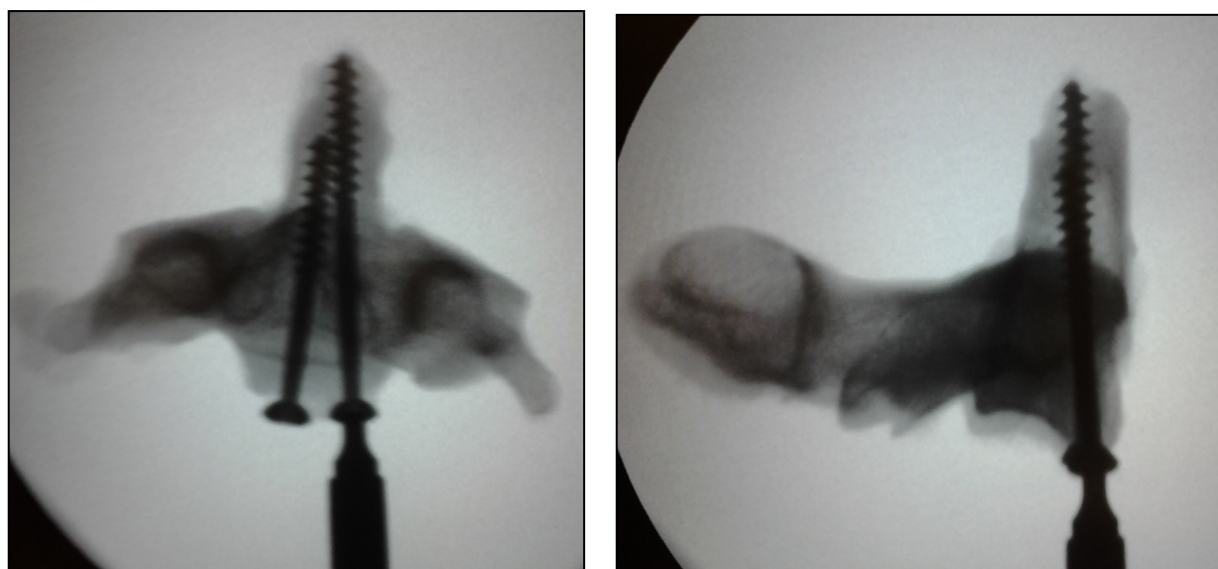
Velmi zajímavou a klinicky užitečnou naměřenou veličinou je zaváděcí utahovací moment, který nebyl doposud znám. Zaváděcí moment byl stanoven na průměrné hodnotě $54 \pm 6,7$ Ncm. Autor si dovoluje využít zažitých jednotek Ncm, neboť tyto jednotky jsou již běžně zažitou klinickou praxí např. v dentální implantologii. Naměřené hodnoty jsou na horní hranici doporučených utahovacích momentů pro dentální implantáty (55 Ncm). Je potřeba si však uvědomit, že se jedná o jiný typ šroubu a jinou kost. Vzhledem k zřejmému rozptylu hodnot však není možné doporučit konkrétní optimální dotahovací moment, protože jeho hodnota je do značné míry závislá na kvalitě kostní tkáně a síle kortikální kosti každého jedince. Nicméně by se měl pohybovat mezi 45-60 Ncm při průniku vrcholu šroubu apexem dentu. Velmi zajímavou závislostí je funkce ohybové tuhosti na utahovacím momentu. Obratel č. 9 byl dotažen utahovacím momentem 50 Ncm a obratel č. 13 momentem 60 Ncm. Jak můžeme z grafu č. 3 (příloha II) vidět, tak závislost je lineární. Tudíž se můžeme domnívat, že od určité hodnoty, která je vyšší než 50 Ncm, se již ohybová tuhost nemění.

9.4 Experimentální *osteosyntéza dens axis* - krut

Druhý, tzv antirotační, šroub se používá pro fixaci fraktury *dens axis* z důvodu zabránění protočení ulomené části kolem osy šroubu. Jeho zavádění do úzkého zubu, kde je již aplikován jeden šroub tahový je spojeno s rizikem nebezpečného proniknutí vrtáku nebo šroubu do páteřního kanálu a poranění prodloužené míchy. Z některých výše zmíněných klinických studií, kdy je osteosyntéza dentu prováděna pouze jedním šroubem se zdá, že by jeho absence nemusela významně narušit rotační stabilitu fixovaného zubu a dát podnět ke vzniku pakloubu. Z tohoto důvodu byl sestaven experiment, který měl přispět k objasnění této hypotézy.

Nejrizikovější možný případ pro protočení nastává za předpokladu čisté lomové linie, tj. plocha je bez úlomků apod. Z tohoto důvodu bylo přistoupeno u obratlů č. 14 - 18 k vytvoření lomu uměle, tj. pomocí oscilační pily. Zlomené obratle byly následně rozděleny do dvou skupin. U první skupiny (obratel č. 16 a 17) mělo dojít k fixaci pomocí dvou šroubů (tahového kortikálního a antirotačního), u druhé skupiny byl zaveden pouze jeden stabilizační tahový kortikální šroub končící v apikálním kortexu zubu (obratel č.14,15 a 18). Zavádění kortikálního šroubu probíhalo zmíněným standardním způsobem. Pomocí RTG kontroly byl nejprve předvrtán otvor (obr. 36), který procházel tělem obratle skrz *dens axis* a perforoval *apex axis*. Následně pomocí závitorezu byl vytvořen v obratli závit. Pomocí momentového klíče Tohnichi

FTD2-S (přesnost ± 1 Ncm) byla provedena u každého obratle tahová osteosyntéza s jedním tahovým šroubem, resp. byl pod rtg kontrolou přidán antirotační šroub bez měření utahovacího momentu (obr. 37). Na RTG byla kontrolována pozice zaváděných šroubů (obr. 40). Byly změřeny dva utahovací momenty. První v momentě, kdy se tahový šroub nacházel pod kortikális (subkortikální zavedení), druhý v momentě, kdy šroub začal perforovat kortikális apexu zubu (kortikální zavedení) (tab. 7). Pro stabilizaci byl opět použit titanový kortikální šroub o průměru 3,5 mm (obr. 38).



Obr. 40:

Boční a předozadní projekce obratle se dvěma zavedenými šrouby (tahovým a antirotačním)

V další fázi experimentu byly provedeny zkoušky vytočení (povolení) sešroubovaného *dens axis*. Zafixované obratle byly upevněny do přípravku. Na *dens axis* byla namontována kovová spona, přes kterou byl *dens axis* zatěžován („vyšroubován“) od těla obratle. Pro každý obratel byla změřena vzdálenost mezi osou šroubu a zatěžovacím členem (rameno) a zaznamenaná síla na posuvu. V momentě, kdy došlo k poklesu síly bylo zaznamenáno pootočení *dens axis*, (příloha III, graf 4). Zpětně byl přepočten povolovací moment (tab. 7).

Vzorek	14.	15.	16.	17.	18.	Průměr
Moment subkortikální [Ncm]	43	30	> 100	82	38	48,3
Moment kortikální [Ncm]	53	60	> 100	98	48	65,8
Moment povolovací [Ncm]	58	63	-	-	51	57,3

Tab. 7:

Utahovací moment při tahové osteosyntéze *dens axis* jedním kortikálním šroubem při subkortikálním a kortikálním zavedení a následně měřený povolovací moment

9.4.1 Diskuze k výsledkům experimentálního stanovení povolovacího momentu

Na uvedených měřeních můžeme vidět, že utahovací momenty vykazují logicky vyšší hodnoty při zakotvení šroubu v kortikáliš proti subkortikálnímu zavedení. Proto je z praktického hlediska pro zavedení šroubu vhodnější kortikální zavedení, kterého je možné dobře dosáhnout pod kontrolou pojízdným rtg zesilovačem. Obratel č. 16 byl výjimečný ve srovnání s ostatními obratly pro svoje anatomické proporce a kvalitu kostní tkáně. Patřil mladému silnému mužskému jedinci. Zde jsme nebyli schopni změřit dotahovací moment, protože byl překročen horní limit momentového klíče již při subkortikálním zavedení šroubu (>100 Ncm). Při pokračování dotahovacího manévru hrozilo přetržení šroubu. Ostatní obratle patřily starším kadaverům průměrných proporcí. U obratlů fixovaných dvěma šrouby (č.16 a 17) nebylo možné docílit povolení (protočení) pro pevnost spoje, kdy při vysokých hodnotách zatížení došlo k pootočení fixační kovové spony dříve než došlo k povolení odlomeného zubu. Hodnoty povolovacího momentu u osteosyntéz provedených prostřednictvím jednoho tahového šroubu dosahovaly téměř stejných hodnot jako příslušný moment utahovací. Tato skutečnost ovšem neodpovídá teoretickým výpočtům. Hlavní rozdíl musíme vidět především v provedení experimentů a předpokladů teoretických výpočtů. Teoretické výpočty vycházejí z předpokladu

ideálně elastického materiálu a zanedbávají možnou relaxaci kostní tkáně. Mezi zavedením kortikálního šroubu a měřením povolovacího momentu bylo cca 30 min. Je možné tedy předpokládat, že během této doby došlo k relaxaci kostní tkáně a následkem toho k částečnému uvolnění.

Z teoretických výpočtů a z literatury se zdá, že pro fixaci fraktury dens axis postačí jeden kortikální šroub. Výše uvedenými experimenty jsem naměřil potřebný povolovací moment, nicméně vzniká otázka jak veliký by musel skutečně být, aby došlo k uvolnění fixovaného zubu a vzniku pseudoarthrozy. Proti tomuto momentu v reálu působí hned několik faktorů. Nikdy totiž nedochází ke zlomeninám, při kterých by byly zcela rovné okraje lomu, nýbrž lomné linie jsou nepravidelné, stejně jako lomné plochy a při jejich kompresi prostřednictvím tahové osteosyntézy vznikají interdigitace jejichž vzájemné působení brání účinku rotačních sil. Zavedený šroub navíc nikdy není aplikován přesně v ose odlomeného zubu nýbrž šikmo k ní, což je rovněž faktor omezující uplatnění rotačních sil. Dále je třeba vzít v úvahu jaké mechanismy vlastně působí rotačními silami na dens při normálních pohybech v horní krční páteři. Teoreticky se jedná o tření přilehlých ploch atlasu a příčného vazů s povrchem zubu, případně tah alárních ligament. Tyto síly působící v běžné páteři po celý život, nemohou být teoreticky tak velké, aby překonaly povolovací moment a v tomto ohledu by bylo třeba provést další experimentální měření. Dále je potřeba si uvědomit, že síly, které by mohly vést k povolání musí působit ve směru povolovacího momentu, zatímco v opačném směru rotační síly působí jako síly utahovací. Čistě teoreticky, význam může mít spíše frekvence opakování těchto rotačních jevů než momentálně působící podprahové síly. Dále je třeba si uvědomit, že kost je živá tkáň a je možné předpokládat v místě zlomeniny jistou počáteční míru resorpce mrtvé tkáně s možnou částečnou redukcí původní komprese v místě zlomeniny. Vlivem dosažené žádoucí tahové komprese také dochází kontraproduktivně k poruše lokálního prokrvení kosti v okolí lomu s možností vzniku lokální nekrózy kosti v místě zlomeniny. Tyto faktory ovšem působí ve všech tahových osteosyntézách, přesto právě tento typ fixace je průkazně zárukou nejlepšího hojení fraktur. Z výše uvedeného je možné usuzovat, že pokud dojde kooperativně k dočasnému omezení rotačních pohybů prostřednictvím zevního fixátoru v podobě tvrdého límce, jsou tyto síly eliminovány a zavedení jednoho fixačního šroubu by mělo být zcela dostačující i u zlomenin zubu II. typu. Zvláště u pacientů mladšího věku, kde je možné předpokládat dobré kostní hojení je tento předpoklad více než pravděpodobný a byl již v praxi použit s dobrým výsledkem. Jen je třeba jej více uplatňovat a dále sledovat výsledky, které by měly tento předpoklad potvrdit na větším souboru operovaných pacientů. U jedinců starších či porotických s vyšším rizikem nezhojení je možné buď provést augmentaci

spongiózy zubu pomocí vertebroplastiky polymetylmetakrylátem aplikovaným dutým šroubem s předpokladem jak pevnějšího ukotvení šroubu, tak zamezení vzniku rotační nestability. Jednodušším a bezpečnějším řešením se však zdá použití jiného typu šroubu, který má současně tahový i antirotační účinek. Návrh jeho designu a principu použití je uveden v následující kapitole.

9.5 Návrh nového fixačního systému

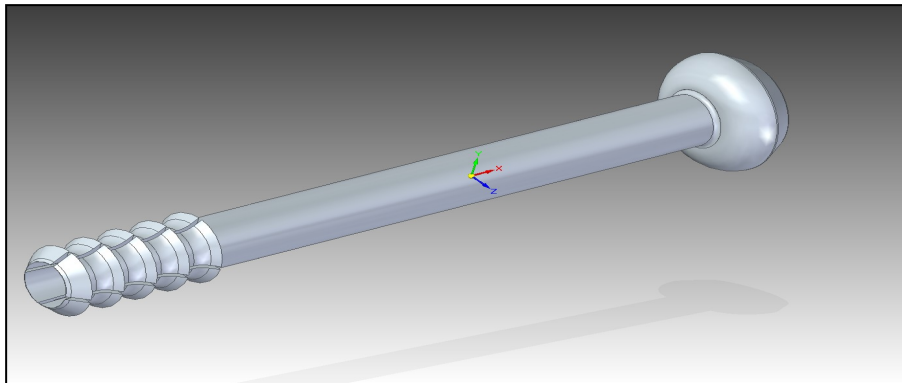
Návrh nového fixačního systému vychází z analýz provedených na výše uvedených, v současné době v klinické praxi standartně používaných kortikálních šroubech. Z hlediska stability osteosyntézy fraktury dentu typu II A v krutu není možné jednoznačně vyloučit možnost vzniku pakloubu při použití pouze jednoho tahového šroubu, obzvláště při špatné kvalitě kostní tkáně porotických jedinců. V těchto případech by mohl toto riziko eliminovat nový implantát, který musí svým designem splňovat následující kritéria:

- 1) Max. průměr 5 mm, délka variabilní;
- 2) Unikortikální nebo bikortikální zavedení;
- 3) Zavedení možné z předního přístupu
- 4) Minimální přesahy kaudálně i kraniálně;
- 5) Tahový a antirotační efekt;
- 6) Cenová dostupnost.

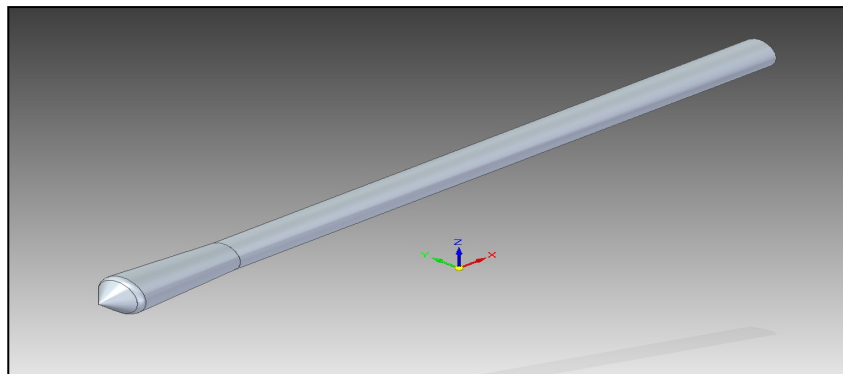
Domnívám se, že dle výše uvedených kritérií je nejlepším řešením zachování typu šroubového spoje, který bude modifikován tak, aby splňoval antirotační efekt. Zamezení rotace na kortikálním šroubu je možné provést buď na hlavě šroubu, nebo na závitové části šroubu. Myšlenka zamezení rotace na kaudální části šroubu např. vložení patky do vyfrézované hlavy šroubu a kosti je výrobně jednodušší, nicméně manipulačně složitá. Z tohoto důvodu jsem se rozhodl provést modifikaci kortikálního šroubu na jeho závitové části, a to následovně.

9.5.1 Varianta č. 1

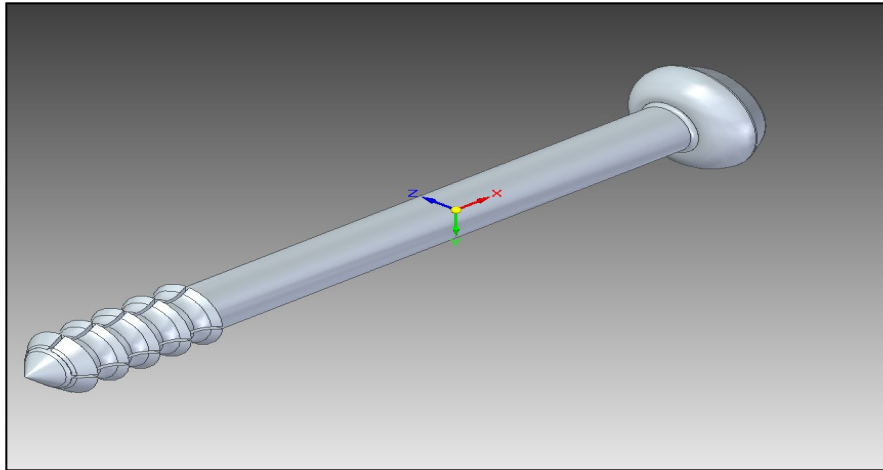
Implantát je tvořen ze dvou částí: jádra a obalu (obr. 41). Jádro je z jedné strany válcové se závitem M2. Válcová část jádra navazuje následně na část kuželovou s kuželovitou 1:5. Jádro je vloženo do vnější části implantátu – obalu. Obal je dutý a na vnitřní straně kopíruje jádro (kužel a s válcovou částí metrickým závitem). Na vnější straně je na kaudální části hlava šroubu, na straně kraniální kortikální závit, který je rozříznut.



a



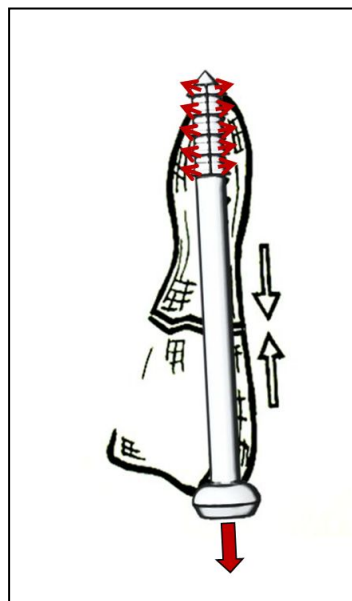
b



Obr. 41:

Návrh implantátu a) vnější obal, b) vložené jádro, c) celek sestavy

Hlavní myšlenka implantátu je následovná. Smontovaný implantát bude zaveden bikrotikálně předem definovaným momentem 50 Ncm. Pro zamezení rotace *dens axis* vůči tělu bude pootočeno jádrem, které se vytáhne kaudálně a tím rozevře kraniální část (obr. 42). Rozevřením kraniální části obalu implantátu dojde na rozmezí implantátu a kosti k stykovému tlaku, který způsobí antirotační účinek. Pro snížení efektu relaxace kostní tkáně bude přitažení jádra provedeno ve dvou fázích časově posunutých o 1 min.



Obr. 42:

Schématické zobrazení zavedení implanátu

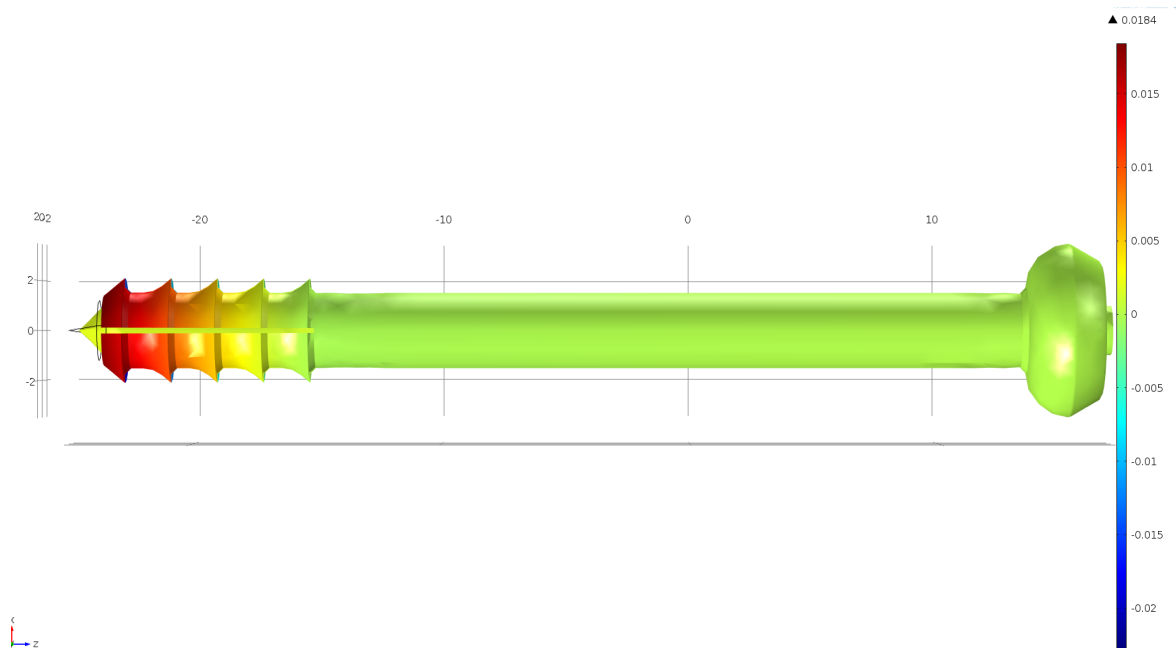
9.5.1.1 Analýza varianty č. 1

Cílem následující analýzy je určení míry vysunutí jádra vzhledem k obalu tak, aby nedošlo k přetížení ani jedné komponenty implantátu. Z tohoto důvodu bylo vypracováno několik geometrických variant implantátu v softwaru Solid Edge (Siemens, Česká Republika). Analýza byla provedena pomocí softwaru Comsol Multiphysics (Humosoft s.r.o., Česká Republika). Následně byl CAD model importován do programu Comsol Multiphysics. Síť byla tvořena nelineárními čtyřstěny (68 352 elementů). Pro zatěžování byly vytvořeny následující okrajové podmínky:

- a) Na hlavě implantátu byly zamezeny posuvy ve všech směrech (x, y a z);
- b) Na kaudální ploše jádra implantátu byl předepsán posuv 0,4 mm, který odpovídá dvěma otáčkám závitu M2.

Pro implantát byl použit isotropní materiálový model odpovídající titanové slitině Ti₆Al₄V (E=117000 MPa, $\mu = 0,33$). Mezi jádrem a obalem implantátu byla definována vazební podmínka typu kontakt. Pro první přiblížení byl součinitel tření zanedbán.

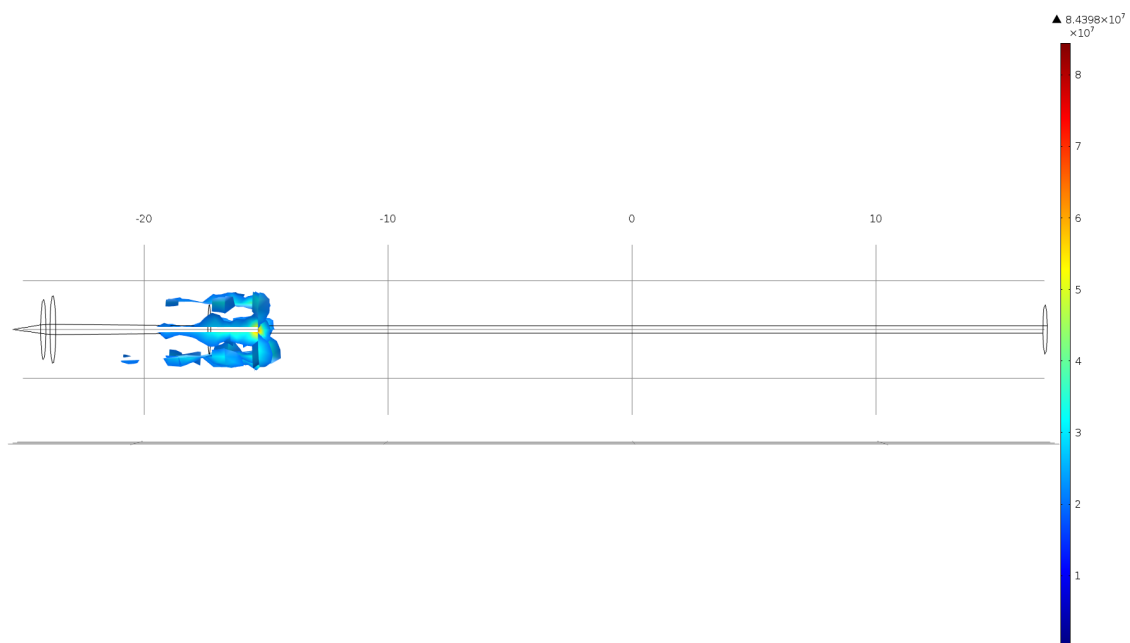
Výsledné roztažení šroubové části (prstence) způsobené vytažením jádra o dvě otáčky (0,4 mm) je 0,036 mm (obr. 43).



Obr. 43:

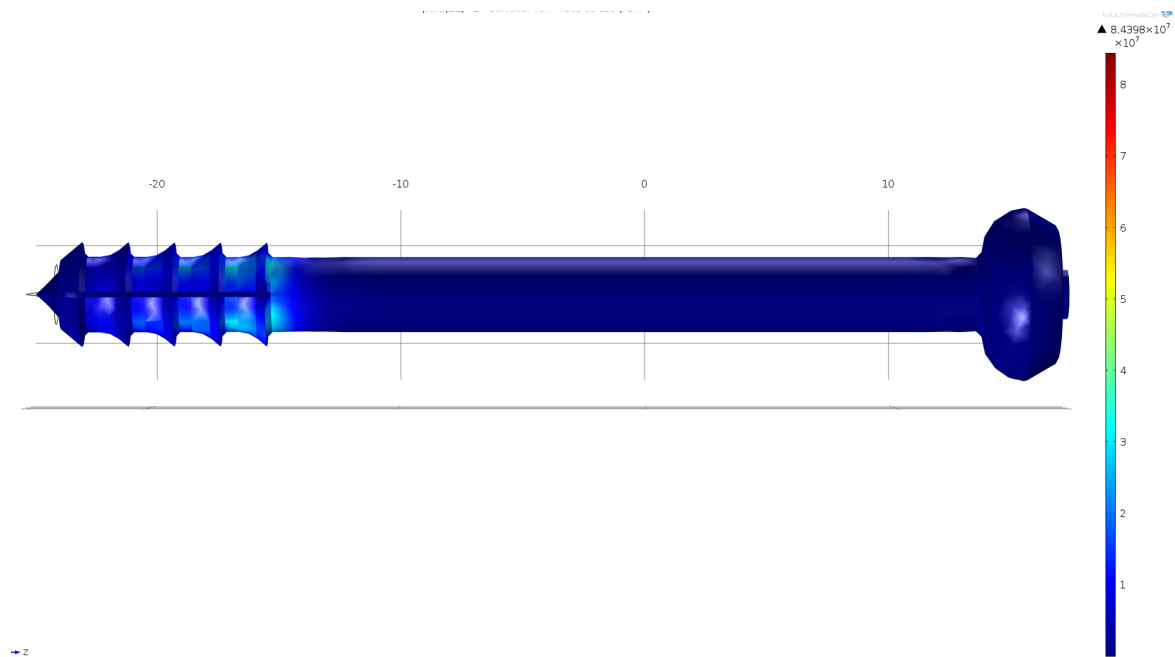
Rozložení a velikost posuvů [mm] ve směru y při vytažení jádra o 0,4 mm

Největší redukované napětí 85 MPa (HMH) vzniklo na vnějším obalu implantátu v místě rozříznuté části závitu do válcové části (obr. 44). Celkové rozložení napjatosti na obalu implantátu je na obrázku (obr. 45).



Obr. 44:

Rozložení redukovaného napětí (HMH) při vyšroubování jádra o dvě otáčky na vnějším obalu [MPa]



Obr. 45:

Rozložení redukovaného napětí (HMH) na vnějším obalu implantátu při vysunutí jádra o dvě otáčky [MPa]

9.5.1.2 Diskuze k návrhu nového fixačního systému – varianta č. 1

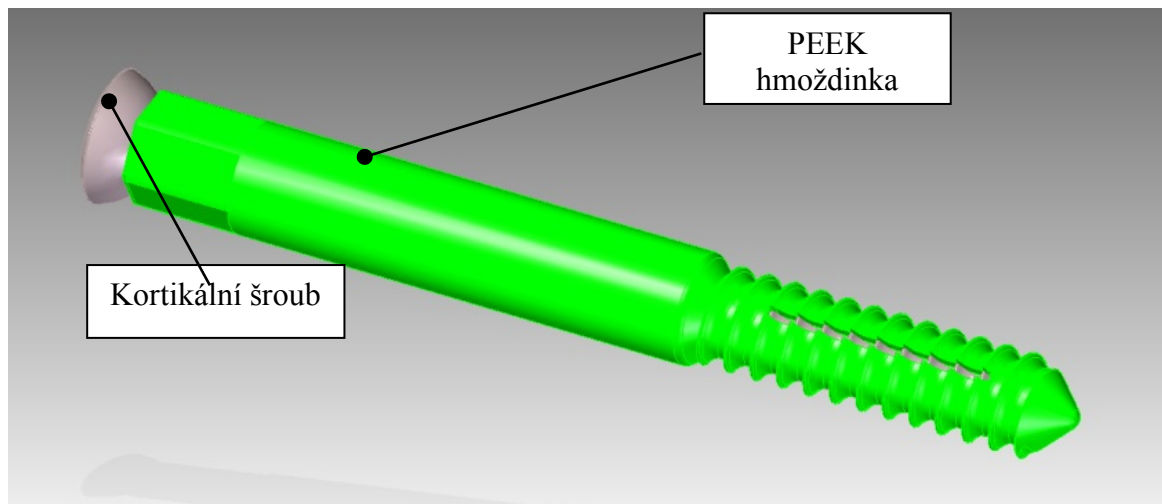
Z vypočtených výsledků je patrné, že zvolené pootočení o 2 otáčky na jádře, tj. jeho vysunutí o 0,4 mm způsobí radiální rozevření 0,036 mm při celkovém zatížení implantátu max 85 MPa (dle HMH hypotézy). Jak je možné vidět, pro zvolené vysunutí jádra, nedojde k výraznějšímu zatížení celého implantátu. Při dimenzování k mezi pevnosti titanové slitiny (cca 950 MPa) s určitou bezpečností by bylo možné napětí zvýšit teoreticky až 5x. Nicméně je nutné myslet na fakt, že vyšší rozevření implantátu by mohlo vést následně k možné nežádoucí remodelaci kostní tkáně v okolí závitu.

Funkčnost samotného implantátu je nutné ověřit *in vitro* experimenty a následnými pre-klinickými testy, nejlépe na zvířecích modelech. Při ověřování funkčnosti implantátu by bylo nutné provést též dlouhodobé únavové testy, které by měly prokázat odolnost vůči dlouhodobému mechanickému zatěžování, nejlépe 5 milionů cyklů. Svým rozsahem by tato kapitola přesahovala rozsah této práce. Nicméně ověření navrženého implantátu skýtá slibné

výsledky pro klinickou praxi. Navržený implantát by zcela jistě snížil časovou náročnost celé operace a významně zvýšil její bezpečnost.

9.5.2 Varianta č. 2

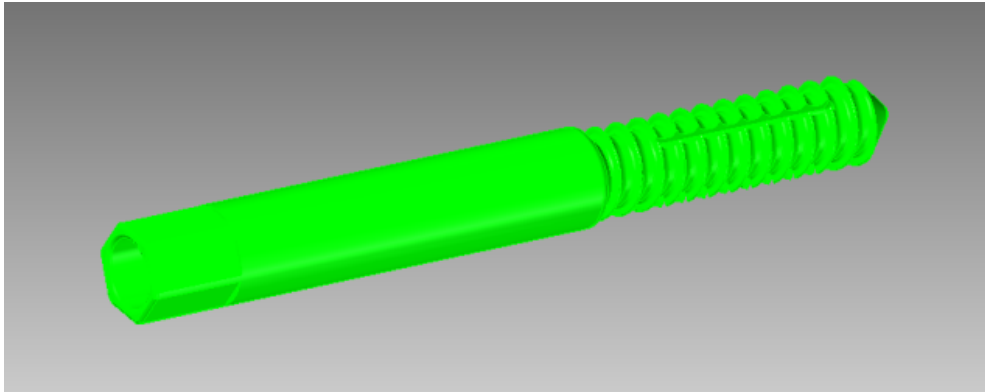
S ohledem na limity výše navrženého fixačního zařízení, jsem ve spolupráci s vývojovými pracovníky VÚTS Liberec a.s., navrhnul následující implantát, který by měl eliminovat nedostatky prvního návrhu. Fixní zařízení se skládá ze stávajícího titanového kortikálního šroubu a hmoždinky, která je vyrobena z materiálu PEEK (obr. 46 a 47).



Obr. 46:

Navržený fixační systém č. 2

Stabilizace zlomenin dens axis by probíhala stejným způsobem jako v současné době. Do předvrtaného otvoru v ose dentu by byla zavedena hmoždinka stranovým klíčem předepsaným utahovacím momentem. Vzhledem k velmi vysoké pevnosti PEEKu ($R_m=100$ MPa) není potřeba vyřezávat závit do kortikální kosti. Hmoždinka je na jednom konci opatřena kortikálním standardizovaným závitem a po obvodu třemi podélnými výřezy (obr. 48). V následujícím kroku by byl zaveden kortikální titanový šroub, který by zdeformoval hmoždinku a tím by stabilizoval zub C2 proti rotaci.



Obr. 47:

Navržená hmoždinka fixačního systému č.2

Hlavní výhodou oproti prvnímu navrženému systému je

- a) využití standardizovaných titanových kortikálních šroubů
- b) jednoduchá technologie výroby
- c) využití materiálu typu PEEK
- d) snadnější manipulace
- e) poměrná snadná reimplantace.

Pro ověření funkčnosti takto navrženého fixačního systému navrhuji provést „pull-out“ zkoušky na reálných fyzických vzorcích a zvířecích kostech.

V. Závěr

Úrazy horní krční páteře jsou stále jedním z nejdiskutovanějších spondylochirurgických témat. Tato diskuze se ale nedotýká pouze medicínských aspektů. Významnou oblastí zájmu je aplikace poznatků získaných klinickými a experimentálními studii do vývoje bezpečnostních systémů (například zádržných systémů v automobilovém průmyslu). Na tomto poli sehrává významnou úlohu studium biomechaniky krční páteře v souvislosti s mechanismy úrazů. Dalším důvodem zabývat se touto problematikou je fakt, že v seniorské populaci je zlomenina zubu druhého krčního obratle nejčastější frakturou krční páteře vůbec a dochází k ní již při běžných pádech s úderem do hlavy.

Nejkritičtější oblastí celé horní krční páteře je obratel C2 se svojí nejfragilnější částí – zubem. Jeho odlomení znamená závažné riziko nestability celého atlantoaxiálního komplexu a u přeživších, neurologicky nepoškozených zraněných, hrozí vysoké riziko závažného sekundárního poranění míchy. Proto je třeba frakturu včas odhalit a adekvátně stabilizovat. Zhodnocením literárních údajů i vlastních zkušeností se jako nejoptimálnější metoda fixace nestabilních zlomenin zubu jeví jeho přímá tahová osteosyntéza prostřednictvím šroubů zavedených z předního přístupu. Tato technika je určena především pro zlomeniny zubu AA II. typu a mělkého AA III. typu. Stále mezi chirurgy převládají tendence použít při této stabilizaci dva šrouby – tahový a antirotační. Oproti tomu řada klinických prací v poslední době dokládá, že k dostatečné fixaci by měl postačovat pouze jeden šroub, a to tahový. Tyto názory se ovšem opírají pouze o relativně malé klinické studie, kdy experimentátory jsou samotní lékaři. Bohužel teoretické, experimentální ověření tohoto postupu není dosud zcela dostatečné a v naší literatuře prakticky chybí.

Tato práce se v deseti kapitolách zabývá právě poraněním druhého krčního obratle, respektive zlomeninou jeho zubu. Diskuze a závěry k jednotlivým kapitolám jsou již zahrnuty v textu, proto zde uvádím pouze finální shrnutí.

První část práce je po představení anatomie druhého krčního obratle a ozřejmení problematiky zlomeniny *dens axis* zaměřena na rozbor všech známých fixačních technik, které se ke stabilizaci odlomeného dentu používaly a používají. Zaměřil jsem se vždy na zhodnocení výhod a nevýhod jednotlivých přístupů a technického řešení. Z nich vyplývá, že nejvíce fyziologickým řešením, nejméně omezujícím pacienta a přinášejícím vysoké procento zhojení, je přímá přední osteosyntéza odlomeného zubu prostřednictvím šroubů zavedených z těla obratle přímo do odlomeného dentu. Uplatňuje se zde princip tahové osteosyntézy za kortikális

apexu dentu. Podle standardů České spondylochirurgické společnosti je doporučeno používat k fixaci zlomeniny zubu AA II. typu a mělkého III. typu vedle tahového šroubu i šroub antirotační (vychází z originálního autorského návrhu metody). Existují ovšem zahraniční studie, převážně klinické a ojediněle i experimentální, které dokládají, že k efektivní stabilizaci postačuje pouze jeden šroub. Pokud by byla obecně přijata tato úvaha, významně bude celá metoda fixace zjednodušena a procedura se stane významně bezpečnější pro pacienta (zavedení každého šroubu je spojeno s rizikem špatného zavedení a poranění životně důležitých struktur prodloužené míchy a mozkového kmene).

V další části práce se nejprve zabývám výpočtovou pevnostní analýzou *dens axis* na MKP modelech. Zde bylo zjištěno, že při zatěžování pod 45° je model poněkud tužší než při zatěžování pod 0° . Literární zdroje přitom uvádějí, že k fraktuře zubu dochází spíše při šikmém zatěžování. Určitý vliv na diskrepanci těchto výsledků může mít námi nesimulovaná výrazně vyšší rychlost skutečného úrazového děje. Virtuální testování na MKP modelech nás nasměřovalo především ke správnému provedení zátěžových testů na kadaverních obratelích v rámci samotného experimentu.

Experimentální část práce se týká testování 18 kadaverních obratlů C2 získaných vlastním odběrem v tkáňové ústředně. Každý získaný obratel byl nejprve proměřen ve čtyřech základních anatomických rozměrech, což bylo důležité pro srovnávací hodnocení, případně rozdělení obratlů do skupin dle významných anatomických odlišností. Všechny vzorky patřily dospělým zdravým jedincům průměrných proporcí bez onemocnění, které snižuje vlastnosti zdravé kostní tkáně (osteoporóza, revmatoidní artritida, tumor, zánět, starší trauma apod.) Dále následovala hodnocení ohybové tuhosti (lomové pevnosti) zubu C2 na trhacím stroji. Experiment byl proveden obdobně jako na výpočtových MKP modelech. Při zatěžování pod 0° docházelo spíše k frakturám zubu II A, pod 45° ke zlomeninám II B. Shoda s výpočtovým modelem nebyla zaznamenána ani pro jeden výpočtový model, přičemž odchylka je pravděpodobně způsobena nestejnou okrajovou podmínkou pro výpočtový model a experiment. V další fázi byla provedena přímá osteosyntéza odlomeného dentu s měřením utahovacího momentu šroubu v momentě perforace kortikális apexu zubu. Tento údaj považuji za významný a jedinečný, jelikož nebyl dosud nikde literárně zmíněn. Zavádění kortikálního šroubu probíhalo standardním způsobem pod rtg kontrolou. Pro stabilizaci byl použit titanový kortikální šroub o průměru 3.5 mm. Následně byla hodnocena ohybová tuhost fixovaného dentu stejnou technikou jako u nezlomeného zubu. Z naměřených výsledků je zřetelné, že ohybová tuhost po zavedení kortikálního šroubu vzrostla oproti kosti bez fixace. Velmi zajímavou měřenou závislostí je funkce ohybové tuhosti na utahovacím momentu. Tato zjištěná

závislost je lineární, tudíž se můžeme domnívat, že od určité hodnoty (která je vyšší než 50 Ncm), se ohybová tuhost nemění. Další měřenou hodnotou byla odolnost osteosyntézy v krutu. Pro tento experiment byly zlomeniny fixovány jednak jedním tahovým šroubem, jednak tahovým a protirotacním šroubem. Nejrizikovější možný případ pro protočení nastává za předpokladu čisté lomové linie, která byla vytvořena pilou při bazi zubu. Vyšší odolnost v krutu byla měřena jednoznačně u dvoušroubové fixace. U fixací provedených pouze jedním tahovým šroubem byl měřen povolovací moment, který se velmi blížil utahovacímu momentu. Z uvedeného vyplývá, že při volbě jednoho šroubu je zásadní co nejpřesnější kortikální zavedení, při kterém je dosaženo maximálního utahovacího momentu. Zvláště to platí pro pacienty vyššího věku, kdy vzhledem k osteoporóze kosti je subkortikální zavedení v řídké tkáni vysoce rizikové ze vzniku protočení a pakloubu.

Souhrnně je tedy možné konstatovat, že použití jednoho šroubu při stabilizaci zlomeniny zubu II. typu dle AA klasifikace zajišťuje dostatečnou odolnost v ohybu pro předozadní a šikmé zatěžování, která je dokonce o něco vyšší než u nezlomeného zubu. V krutu jeden šroub zajišťuje významně nižší odolnost osteosyntézy zlomeniny dentu typu IIA oproti dvěma šroubům. Při jeho správném bikortikálním zavedení s využitím maximálního dotahovacího momentu v kombinaci s dočasnou zevní fixací tvrdým límcem na dobu 4-6 týdnů, který omezuje rotační pohyby krční páteře, se jeví i tato stabilizace jako dostatečná k zajištění potřebných podmínek pro vznik kostní fúze a zhojení zlomeniny. Rizikovější skupinou pro vznik pakloubu jsou lidé trpící onemocněním kostní tkáně (osteoporóza aj.). Zvýšení bezpečnosti jednošroubové osteosyntézy je podle mne možné zvýšit optimálně konstruovaným tahovým kortikálním šroubem, který by měl být odolnější proti vektorům rotačních sil. Tímto návrhem se zabývá závěrečná část práce, která uvažuje dvě varianty řešení. Modely šroubu je třeba podrobit dalšímu experimentálnímu a klinickému testování.

Dovoluji si konstatovat, že vytyčené cíle práce byly naplněny a zjištěné poznatky budou přínosem pro klinickou praxi i pro určení směru dalšího výzkumu v této oblasti.

VI. Literatura

1. **Aebi M:** Surgical treatment of upper, middle and lower cervical injuries and non unions by anterior procedures: *Eur Spine J* 19 (Suppl I): 33-39, 2009.
2. **Harrop JS, Sharan AD, Przybylski GJ:** Epidemiology of spinal cord injury after acute odontoid fractures. *Neurosurg Focus* 8:e4, 2000.
3. **Anderson LD, D'Alonzo RT:** Fractures of the odontoid process of the axis. *Bone Joint Surg Am* 56:1663-1674, 1974
4. **Grauer JN, Shafi B, Hilibrand AS et al.:** Proposal of a modified, treatment - oriented classification of odontoid fractures. *Spine J* 5: 123-129, 2005.
5. **Collins I, Min WK:** Anterior screw fixation of type II odontoid fractures in the elderly. *J Trauma* 65:1083-1087, 2008.
6. **Greene KA, Dickman CA, Marciano FF, Drabier JB, Hadley MN, Sonntag VK:** Acute axis fractures. Analysis of management and outcome in 340 consecutive cases. *Spine* 22:1843-1852, 1997.
7. **Hadley MN, Browner C, Sonntag VK:** Axis fractures: a comprehensive review of management and treatment in 107 cases. *Neurosurgery* 17:281-290, 1985.
8. **Pepin JW, Bourne RB, Hawkins RJ:** Odontoid fractures, with special reference to the elderly patient. *Clin Orthop Relat Res*:178-183, 1985.
9. **Dunn ME, Seljeskog EL:** Experience in the management of odontoid process injuries: an analysis of 48 -128 cases. *Neurosurgery* 18:306-310, 1986.
10. **Lakshmanan P, Jones A, Howes J, Lyons K:** CT evaluation of the pattern of odontoid fractures in the elderly--relationship to upper cervical spine osteoarthritis. *Eur Spine J* 14:78-83, 2005.
11. **Muller EJ, Wick M, Russe O, Muhr G:** Management of odontoid fractures in the elderly. *Eur Spine J* 8:360-365, 1999.
12. **Yoganandan N, Sances A, Jr, Maiman DJ, Myklebust JB, Pech P, Larson SJ:** Experimental spinal injuries with vertical impact. *Spine* 11(9):855–860, 1986.
13. **Alker GJ, Oh YS, Leslie EV:** High cervical spine injuries in fatal motor traffic accidents: a radiological study. *Orthop Clinic North Am* 9:1003–1010, 1978.
14. **Amyes E, Anderson F:** Fracture of the odontoid process. *Arch of Surg* 72: 377-380, 1956.
15. **Estridge M, Smith R:** Transoral fusion of odontoid fracture. *J Neurosurg* 27: 462-465,

- 1967.
16. **Schatzker J, Rorabeck CH, Waddell JP:** Fractures of the dens (odontoid process). An analysis of thirty-seven cases. *Journal of Bone & Joint Surgery - British Volume* 53(3): 392-405, 1971.
 17. **Althoff B:** Fracture of odontoid process. *Acta Orthop Scand* 177(1):77–95, 1979.
 18. **Mouradian W, Fietti VJ, Cochran G, Fielding J, Young J:** Fractures of the odontoid: a laboratory and clinical study of mechanisms. *Orthop Clin North Am* 9(4):985–100, 1978.
 19. **Yoganandan N, Pintar FA, Maiman DJ, Cusick JF, Sances A, Jr, Walsh PR:** Human head-neck biomechanics under axial tension. *Med Eng Physics* 18(4):289–294, 1996.
 20. **Scott EW, Haid Jr RW, Peace D:** Type I fractures of the odontoid process: implication for atlanto-occipital instability. Case report. *Neurosurg* 72:488-492, 1990.
 21. **Anonymous:** Isolated fractures of the axis in adults. *Neurosurgery* 50:125-139, 2002.
 22. **Chiba K, Fujimura Y, Toyama Y, et al:** Treatment protocol for fractures of the odontoid process. *J Spinal Disord* 9:267-276, 1996.
 23. **Clark CR, White AA, 3rd:** Fractures of the dens. A multicenter study. *J Bone Joint Surg Am* 67:1340-1348, 1985.
 24. **Fujii E, Kobayashi K, Hirabayashi K:** Treatment in fractures of the odontoid process. *Spine* 13:604-609, 1988.
 25. **Goel VK, Winterbottom JM, Schulte KR, Chang H, Gilbertson LG, Pudgil AG, Gwon JK:** Ligamentous laxity across C0-C1-C2 complex. Axial torque-rotation characteristics until failure. *Spine* 15:990-996, 1990.
 26. **Jeanneret B, Vernet O, Frei S, Magerl F:** Atlantoaxial mobility after screw fixation of the odontoid: a computed tomographic study. *J Spinal Disord* 4:203-211, 1991.
 27. **Oda T, Panjabi MM, Crisco JJ, 3rd:** Three-dimensional translational movements of the upper cervical spine. *J Spinal Disord* 4:411-419, 1991.
 28. **Garfin SR, Botte MJ, Waters RL, Nickel VL:** Complications in the use of the halo fixation device. *J Bone Joint Surg Am* 68:320-325, 1986.
 29. **Horn EM, Theodore N, Feiz-Erfan I, Lekovic GP, Dickman CA, Sonntag VK:** Complications of halo fixation in the elderly. *J Neurosurg Spine* 5:46-49, 2006.
 30. **Magerl F, Seemann PS:** Stable posterior fusion of the atlas and axis by transarticular screw fixation, in Weidner PA (ed): *Cervical Spine*. New York: Springer-Verlag, Vol 1, 322-327, 1987.
 31. **Aebi M, Etter C, Coscia M:** Fractures of the odontoid process. Treatment with anterior

- screw fixation. *Spine* 14:1065-1070, 1989.
32. **Bohler J**: Anterior stabilization for acute fractures and nonunions of the dens. *J Bone Joint Surg (Am)* 64:18-27, 1982.
 33. **Julien TD, Frankel B, Traynelis VC, Ryken TC**: Evidence-based analysis of odontoid fracture management. *Neurosurg Focus* 8:e1, 2000.
 34. **Stulik R, Suchomel P, Lukas R ,et al.**: Primary osteosynthesis of odontoid process: a multicenter study. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 69:141-148, 2002.
 35. **Apfelbaum RI**: Anterior screw fixation of odontoid fractures, in Camins MB, O'Leary PF (eds): *Diseases of the Cervical Spine*. Baltimore: Williams & Wilkins:603-608, 1992.
 36. **Subach BR, Morone MA, Haid RW, Jr., McLaughlin MR, Rodts GR, Comey CH**: Management of acute odontoid fractures with single-screw anterior fixation. *Neurosurgery* 45:812-819; discussion 819-820, 1999.
 37. **Nakanishi T**: Internal fixation of the odontoid fracture. *Cent J Orthop Trauma Surg* 23: 399-406, 1980.
 38. **Mixter SJ, Osgood RB**: IV. Traumatic lesions of the atlas and axis. *Ann Surg* 51: 193-207, 1910.
 39. **Gallie WE**: Fractures and dislocations of the cervical spine. *Am J Surg* 46:495-499, 1939.
 40. **McGraw RW, Rusch RM**: Atlanto-axial arthrodesis. *J Bone Joint Surg (Br)* 55:482-489, 1973.
 41. **Brooks AL, Jenkins EB**: Atlanto-axial arthrodesis by the wedge compression method. *J Bone Joint Surg (Am)* 60:279-284, 1978.
 42. **Sonntag VK, Dickman CA**: Craniocervical stabilization . *Clin Neurosurg* 40:243-272, 1993.
 43. **Holness RO, Huestis WS, Howes WJ, et al.**: Posterior stabilization with an interlaminar clamp in cervical injuries: technical note and review of the long term experience with the method *Neurosurgery* 14:318-322, 1984.
 44. **Dickman CA, Sonntag VK**: Posterior C1-C2 transarticular screw fixation for atlantoaxial arthrodesis. *Neurosurgery* 43:275-280, 1998.
 45. **Grob D, Jeanneret B, Aebi M, et al.**: Atlanto-axial fusion with transarticular screw fixation. *J Bone Joint Surg (Br)* 73: 972-976, 1991.
 46. **Jeanneret B, Magerl F**: Primary posterior fusion of C1/2 in odontoid fractures: indications, technique, and results of transarticular screw fixation. *J Spinal Disord* 5: 464-475, 1992.

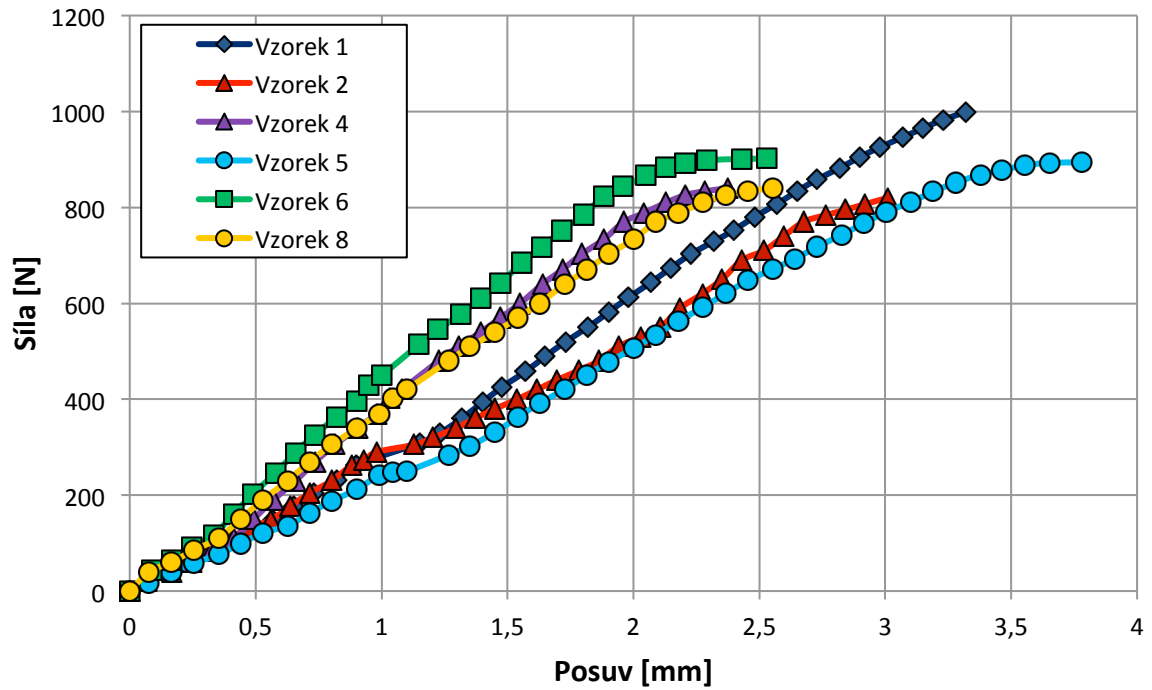
47. **Stulik R, Krbec M:** Magerl's technique of C1-2 fixation. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 67:93-99, 2000.
48. **Suchomel P, Stulik R, Klezl Z, et al.:** Transarticular fixation of C1-C2: a multicenter retrospective study. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 71:6-12, 2004.
49. **Holly LT, Foley KT:** Intraoperative spinal navigation. *Spine* 28:554-561, 2003.
50. **Goel A, Laheri V:** Plate and screw fixation for atlanto-axial subluxation. *Acta Neurochir* 129:47-53, 1994.
51. **Harms J, Melcher RP:** Posterior C1-C2 fusion with polyaxial screw and rod fixation. *Spine* 26:2467-2471, 2001.
52. **Wright NM:** Posterior C2 fixation using bilateral, crossing C2 laminar screws: case series and technical note. *J Spinal Disord Tech* 17:158-162, 2004.
53. **Lesoin F, Autricque A, Franz K, et al.:** Transcervical approach and screw fixation for upper cervical spine pathology. *Surg Neurol* 27:459-465, 1987.
54. **Harms J, Schmelze L, Stolze D:** Osteosynthesen im occipito-cervikalen Übergang vom transoralen Zugang aus, XVII SICOT World congress abstracts. Demeter verlag, Munich, 1987.
55. **Barbour JR:** Screw fixation in fracture of the odontoid process. *S Aust Clin* 5:20-24, 1971.
56. **Jenkins JD, Coric D, Branch CL Jr:** A clinical comparison of one- and two-screw odontoid fixation. *J Neurosurg* 89: 366-370, 1998.
57. **Borne GM, Bedou GL, Pinaudeau M, et al:** Odontoid process fracture osteosynthesis with direct screw fixation technique in nine consecutive cases. *J Neurosurg* 68:223-226, 1988.
58. **Doherty BJ, Heggeness MH, Esses SI:** A biomechanical study of odontoid fractures and fracture fixation. *Spine* 18:178-184, 1993.
59. **Sasso R, Doherty BJ, Crawford MJ, Heggeness MH:** Biomechanics of odontoid fracture fixation. Comparison of the one- and two-screw technique. *Spine* 18:1950-1953, 1993.
60. **Graziano G, Jagers C, Lee M, Lynch W:** A comparative study of fixation techniques for type II fractures of the odontoid process. *Spine* 18:2383-2387, 1993.
61. **Geisler FH, Cheng C, Poka A, et al.:** Anterior screw fixation of posteriorly displaced type II odontoid fractures. *Neurosurgery* 25:30-37, 1989.
62. **Fung Y:** Biomechanics, 1993
63. **Martin B., Burr D., Sharkey N:** Skeletal tissue mechanics, 1998.

64. **Rho J., Hobatho M., Ashman R:** Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical engineering and Physics* 1, 1995.
65. **Yoganandan N., Pintar FA.** Odontoid fracture in motor vehicle environments. *Accid Anal Prev* 37(3): 504-514, 2005.
66. **Johnson TPM, Socrate S, Boyce:** A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rates. *Acta biomaterialia* 6:4073-4080, 2010.
67. **McElhaney et al.:** Dynamic response of bone and muscle tissue. *J App Physiol*, 1966.
68. **Schiff D, Park W:** The arterial supply of the odontoid process. *J Bone Joint Surg Am* 55A:1450–1456, 1973.
69. **Wolff J:** *The Law of Bone Remodeling.* Berlin Heidelberg New York: Springer, 1986.
70. **Frost HM:** *The Utah Paradigm of Skeletal Physiology Vol. 1,* ISMNI, 1960.
71. **Brighton CT, Hunt RM:** Early histologic and ultrastructural changes in medullary fracture callus. *Journal of Bone and Joint Surgery* 73-A (6):832-847, 1991.
72. **Schultz TR, Blaha JD, Gruen TA, Norman TL:** Cortical Bone Viscoelasticity and Fixation Strength of Press-Fit Femoral Stems: A Finite Element Model. *J Biomech Eng* 128 (1):7-12, 2005.
73. **Gefen A.** Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. *Med Eng Phys* 25 (5):43. 2003.
74. **Dzan L, Henyš P, Čapek L, Šimůnek A:** Makrodesign implantátu – typy a tvary používaných závitů a jejich hodnocení. *Ces Stomatol* 113:88-94, 2013.
75. **Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR:** Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 90:539-546, 2003.
76. **Capek L:** Napjatost a deformace ve zdravé a patologické krční páteři. *Disertační práce.* Fakulta strojní TUL, 2006.
77. **Carter DR, Hayes WC.** Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science* 1976;194:11746,
78. **Inceoglu S.** Stress relaxation of bone significantly affects the pull-out behavior of pedicle screws, *Journal of orthopaedic research* 22 (6), 1243-1247
79. **Teo E, Ng H:** First cervical vertebra fracture mechanism studies using finite element method. *Journal of biomechanics*, 2001.
80. **Schatzker J, Rorabeck CH, Waddell JP:** Fractures of the dens (odontoid process). An analysis of thirty-seven cases. *J Bone Joint Surg Br* 53:392-405, 1971.

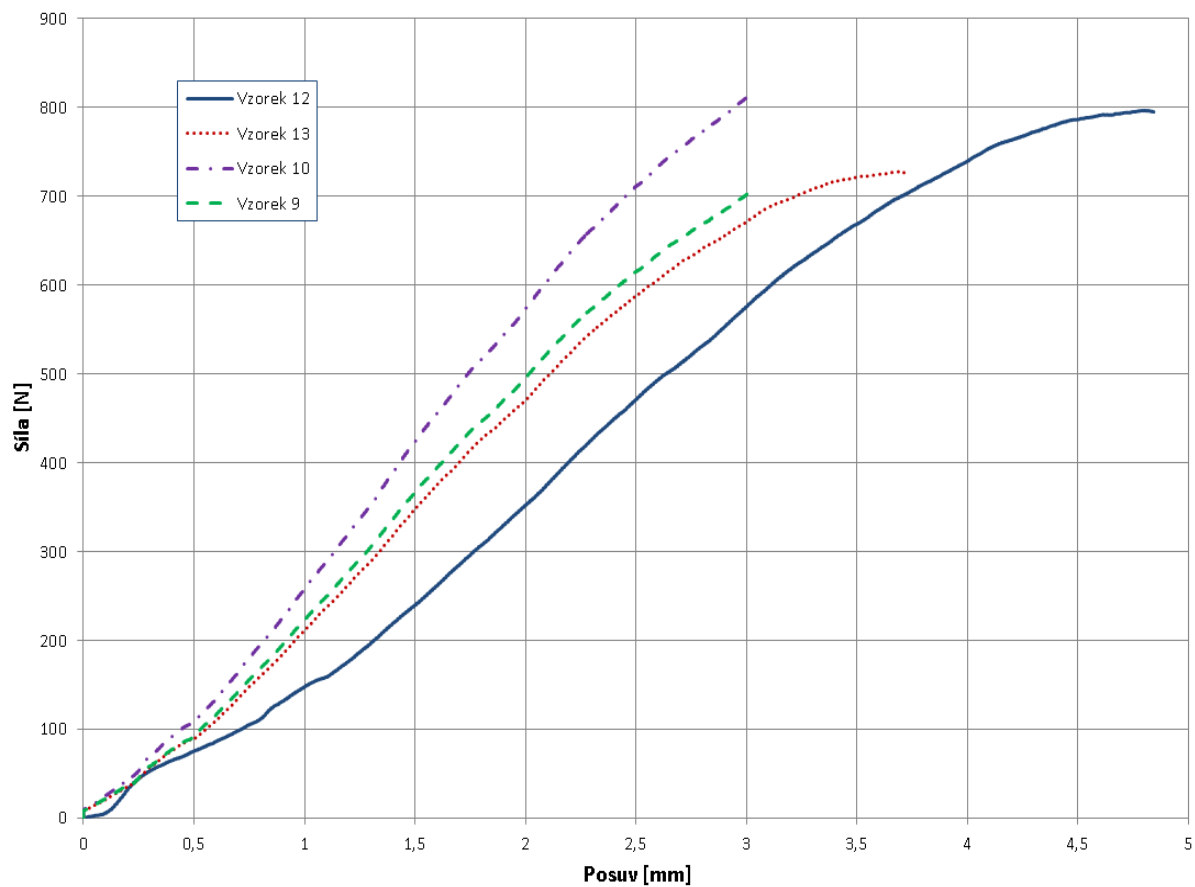
81. **Alfieri A.:** Single-screw fixation for acute type II odontoid fracture. *J. Neurosurg. Sci.* 45(1): 15-18, 2001.
82. **Fan K.F., Liao J.C., Niu C.C., Chen L.H., Chen W.J, Lee M.S.:** Anterior single-screw fixation in 24 patients with type II odontoid fractures. *F. J. Muscul. Disord.* 4(1): 26-31, 2013.
83. **Hou Y., Yuan W., Wang X.:** Clinical evaluation of anterior screw fixation for elderly patients with type II. odontoid fractures. *J. Spinal. Disord. Tech.*, 24(8): 75-81, 2011.
84. **Saur K., Sameš M.:** Výsledky ošetření zlomenin zubu čepovce přímou osteosyntézou jediným axiálním šroubem. *Acta Chir. orthop. Traum. Čech.*, 75: 48-51, 2008.
85. **Štulík J., Suchomel P., Lukáš R., Chrobok J., Klézl Z., Taller S., Krbec M.:** Přímá osteosynthesa dentu – multicentrická studie. *Acta Chir. orthop. Traum. Čech.*, 69: 141-148, 2002.

VII. Přílohy

Příloha I – zatěžovací křivky (namáhání na ohyb druhého krčního obratle)

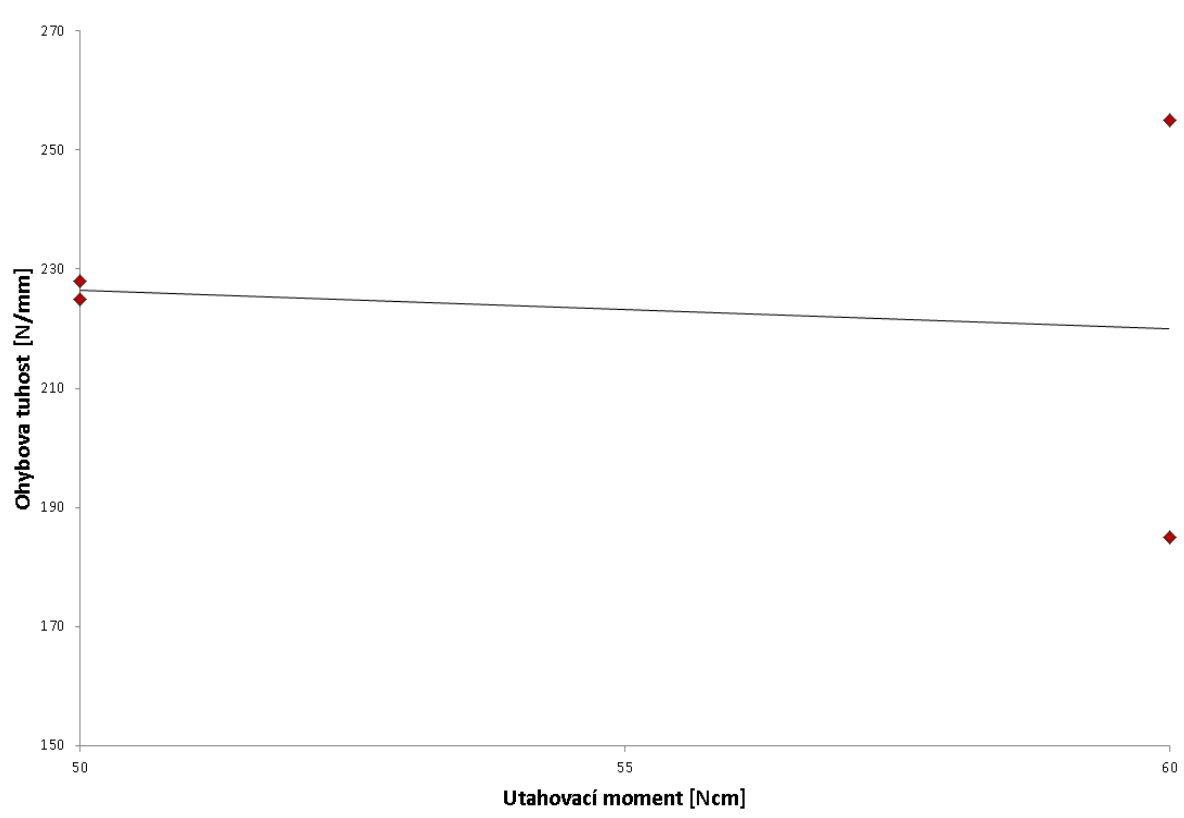


Graf 1: Zatěžovací křivky pro obratle č. 1 – 8, zatěžování v mediánní rovině



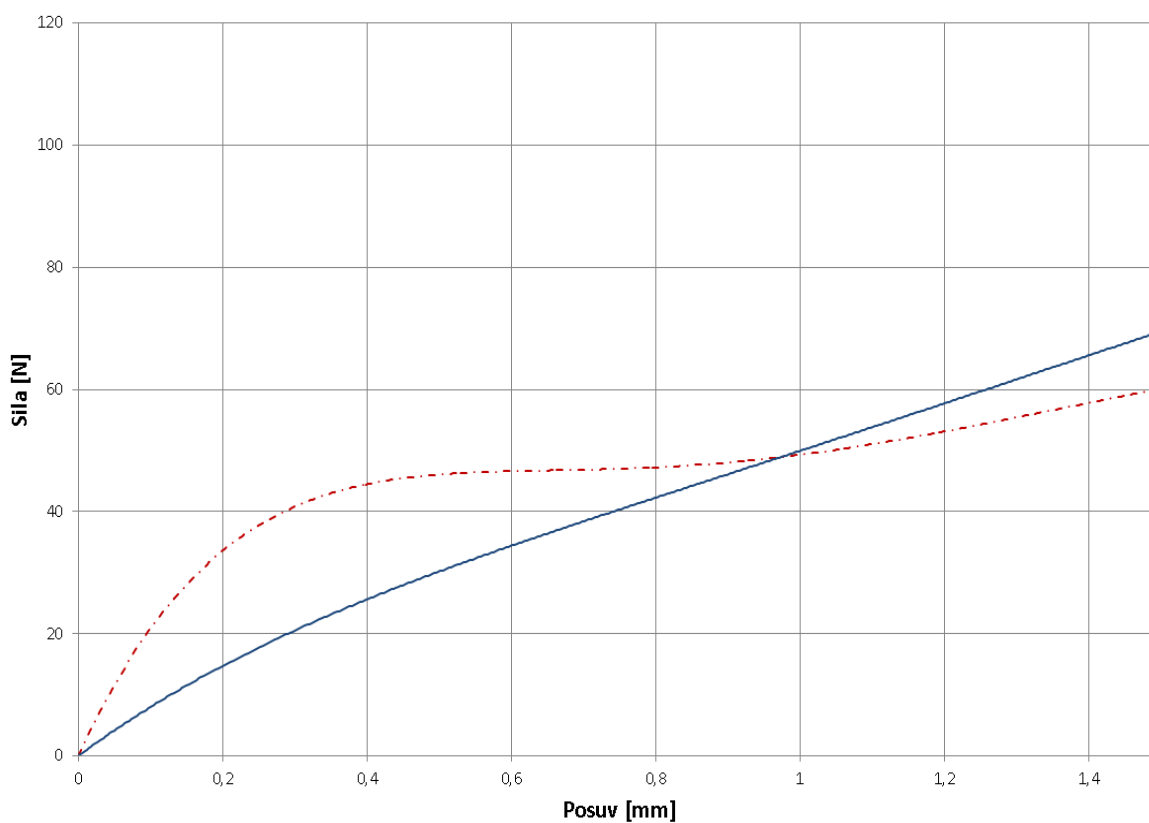
Graf 2: Zatěžovací křivky pro obratle č. 9 – 13, zatěžování pod 45° od mediánní roviny

Příloha II – závislost ohybové tuhosti na utahovacím momentu



Graf 3: Závislost ohybové tuhosti na utahovacím momentu (50 a 60 Ncm) pro vybrané měřené vzorky C2

Příloha III – závislost síly na posuvu při povolování sešroubovaného *dens axis*



Graf 4: Typická závislost síly a posuvu při povolování sešroubovaného *dens axis*, a) jedním šroubem (červená), b) dvěma šrouby (modrá)

Příloha IV - publikace mající vztah k disertační práci

Buchvald P, Čapek L, Barsa P. Ohybová tuhost zubu čepovce po přední fixaci jedním tahovým šroubem – biomechanická studie. *Acta Chirurgiae Orthopedaicae et Traumatologiae Čechosl.*, 82, 2015: 235-238.

Buchvald P, Barsa P, Suchomel P. Zlomenina zubu čepovce II. typu spojená s laterální dislokací atlasu. *Acta Chirurgiae Orthopedaicae et Traumatologiae Čechosl.*, 79, 2012: 459-462.

Čapek L, Buchvald P. Bending stiffness of odontoid fracture fixation with one cortical screw – numerical approach. In Jarm, Kramar, Županič. 11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, Medicon 2007. Springer Berlin Heidelberg NewYork 16, 2007: 70-273.

Ohybová tuhost zubu čepovce po přední fixaci jedním tahovým šroubem – biomechanická studie

Odontoid Bending Stiffness after Anterior Fixation with a Single Lag Screw: Biomechanical Study

P. BUCHVALD¹, L. ČAPEK², P. BARSA¹

¹ Neurocentrum, Krajská nemocnice Liberec, a. s.

² Fakulta strojní, Technická univerzita Liberec

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The aim of the experiment was to compare the bending stiffness of an intact odontoid process with bending stiffness after its simulated type II fracture was fixed with a single lag screw. The experiment was done with a desire to answer the question of whether a single osteosynthetic screw is sufficient for good fixation of a type II odontoid fracture.

MATERIAL AND METHODS

The C2 vertebrae of six cadavers were used. With simultaneous measurement of odontoid bending stiffness, the occurrence of a fracture (type IIA, Grauer's modification of the Anderson- D'Alonzo classification) was simulated using action exerted by a tearing machine in the direction perpendicular to the odontoid axis. Each odontoid fracture was subsequently treated by direct osteosynthesis with a single lag screw inserted in the axial direction by a standard surgical procedure in order to provide conditions similar to those achieved by routine surgical management. The treated odontoid process was subsequently subjected to the same tearing machine loading as applied to it at the start of the experiment. The bending stiffness measured was then compared with that found before the fracture occurred. The results were statistically evaluated by the t-test for paired samples at the level of significance $\alpha = 0.05$.

RESULTS

The average value of bending stiffness for odontoid processes of intact vertebrae at the moment of fracture occurrence was 318.3 N/mm. After single axial lag screw fixation of the fracture, the average bending stiffness for the odontoid processes treated was 331.3 N/mm.

DISCUSSION

Higher values of bending stiffness after screw fixation were found in all specimens and, in comparison with the values recorded before simulated fractures, the increase was statistically significant.

CONCLUSIONS

The results of our measurements suggest that the single lag screw fixation of a type IIA odontoid fracture will provide better stability for the fracture fragment-C2 body complex on antero-posterior perpendicular loading than can be found in intact C2 vertebrae.

Key words: odontoid fracture, odontoid fixation, bending stiffness, lag screw.

ÚVOD

Přímá osteosyntéza čerstvé zlomeniny zubu čepovce představuje maximálně fyziologické řešení tohoto porúrazového stavu, které by mělo zabezpečit vysokou primární stabilitu a s tím související vysokou incidenci kostní fúze. Současně jde o řešení, které nealteruje mobilitu horního úseku krční páteře a po dokončení kostního hojení by měl být pacient schopen neomezeného začlenění do původních fyzických aktivit. Přestože se nejedná o novou chirurgickou techniku, je přímá osteosyntéza zlomeniny zubu čepovce doprovázena celou řadou

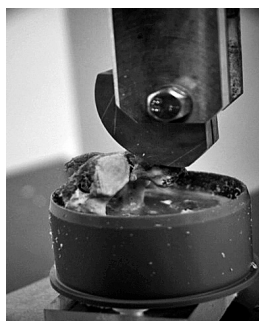
nezodpovězených otázek. Jednou z nich je také otázka, zda jsme k dosažení dostatečné primární stability nuceni použít dva osteosyntetické šrouby nebo zda postačuje zavedení šroubu jediného.

Následující experiment si klade za cíl porovnat ohybovou tuhost zubu čepovce v nepoškozeném stavu a v situaci, kdy je jeho simulovaná zlomenina II. typu fixována jediným tahovým šroubem. Touto cestou se snažíme zodpovědět otázku dostatečnosti fixace zlomeniny zubu čepovce II. typu jediným osteosyntetickým šroubem.

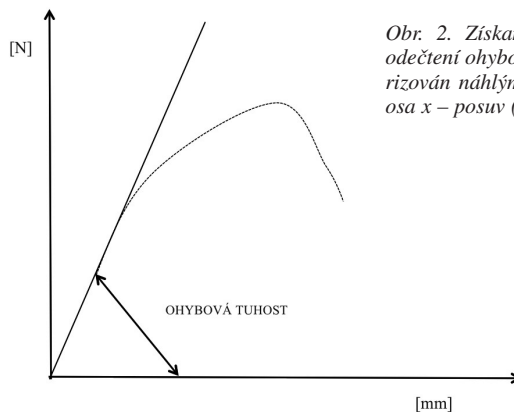
MATERIÁL A METODIKA

Šest testovaných čepovců patřilo čerstvým kadaverům věkového rozmezí 46–71 let, průměrných proporcí, bez anamnestické poruchy kostního metabolismu. První fází experimentu byla simulace lomu zubu na trhacím stroji (dynamometr TIRATEST 2300). Oblouky všech obratlů jsme nejprve fixovali do bločku polymetylmakrylátu (Palacos). Na zub čepovce jsme následně aplikovali kontinuální mechanickou sílu v předozadním směru pod úhlem 90 stupňů na osu zubu čepovce, a to rychlostí 300 mm/min až do lomu (obr. 1). Trhací stroj zaznamenával zátěžové křivky (obr. 2), ze kterých přesně odečetl ohybovou tuhost zubu čepovce (lom je charakterizován náhlým poklesem tlaku během posuvu). Vzniklou zlomeninu jsme podle Grauerovy modifikace Andersonovy-D'Alonzovy klasifikace morfologicky determinovali (obr. 3), (7). Následovala simulace chirurgického ošetření vzniklé zlomeniny, při níž jsme zaváděli titanový kortikální tahový šroub o průměru 3,5 mm. V této sou-

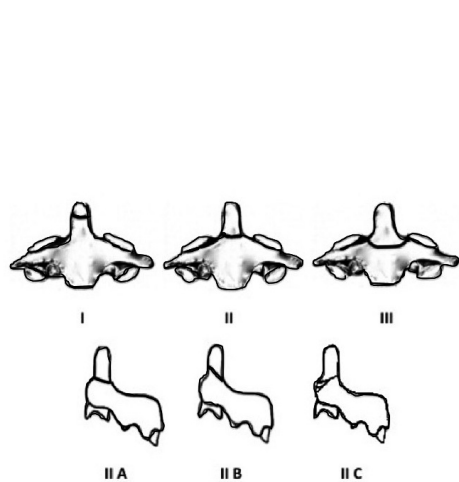
vislosti jsme užili identický postup, který používáme během operační stabilizace. Za skiaskopické kontroly jsme nejprve předvrtali trajektorii, která začínala v oblasti přední dolní hrany obratlového těla, v ose procházející tělem, odlomeným dentem a perforovala apex dentis (obr. 4a). Následně jsme v kosti závitově vytvořili závit a pomocí momentového šroubového klíče (Tohni-chi FTD2-S, přesnost ± 1 Ncm) jsme zavedli jediný šroub (obr. 4b). U takto ošetřených obratlů jsme identickým způsobem, jako tomu bylo při vzniku zlomeniny, testovali ohybovou tuhost. Znovu se tedy jednalo o kontinuální zatěžování v předozadním směru kolmém na osu zubu až do vzniku zlomeniny. Výsledkem byla opět zátěžová křivka, která sloužila ke stanovení ohybové tuhosti komplexu zlomený zub a osteosyntetický šroub. Ze získaných hodnot jsme vypočítali průměrné hodnoty ohybové tuhosti získané při vzniku zlomeniny a poté při zatěžování ošetřeného obratle. Hodnoty těchto dvou situací jsme rovněž statisticky porovnali za užití párového testu na hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.



Obr. 1. Simulace zlomeniny zubu na trhacím stroji při předozadním zatěžování.



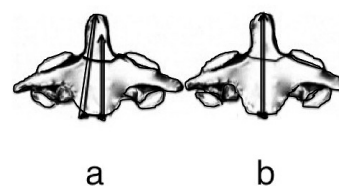
Obr. 2. Získaná zátěžovací křivka umožňující odečtení ohybové tuhosti dentu (lom je charakterizován náhlým poklesem tlaku během posuvu); osa x – posuv (mm), osa y – aplikovaná síla (N).



Obr. 3. Andersonova-D'Alonzova klasifikace zlomenin zubu C2 (I–III), Grauerova subklasifikace zlomenin II. typu (II A–C).



Obr. 4 a, b. Trajektorie předvrtání otvoru pro zavedení tahového šroubu (a) a zavedení šroubu pomocí momentového klíče (b).



Obr. 5 a, b. Přední tahová osteosyntéza dentu dvěma šrouby – tahovým a antirotacním (a), jedním tahovým šroubem (b).

VÝSLEDKY

Během kontinuálního kolmého zatěžování zubu čepovce vznikla uniformně příčná zlomenina v oblasti baze zubu bez výraznější kominutivní zóny odpovídající zlomenině typu IIA Grauerovy modifikace Andersonovy a D'Alonzovy klasifikace. Průměrná ohybová tuhost zubu intaktního obratle byla stanovena na hodnotě 318,3 N/mm. Osteosynteticky ošetřený obratel charakterizují hodnoty průměrné ohybové tuhosti 331,3 N/mm. Výsledky jednotlivých měření jsou znázorněny v příložené tabulce (tab. 1). Rovněž v případech zatěžování osteosynteticky ošetřených obratlů došlo ke vzniku uniformních zlomenin šroubů v oblasti baze čepovce, a to v místech původní zlomeniny typu IIA. Z naměřených výsledků je zřejmé, že ve všech případech došlo díky zavedení jediného osteosyntetického tahového šroubu k navýšení hodnot sil potřebných ke vzniku lomu i ohybové tuhosti oproti intaktnímu obratli. Průměrné hodnoty lomné síly a ohybové tuhosti byly po fixaci statisticky

Tab. 1. Typ simulované zlomeniny a odečtená ohybová tuhost dentu před a po fixaci jedním šroubem; obratle byly zatěžovány v předozadním směru pod úhlem 0 stupňů

Vzorek č.	Typ zlomeniny	Ohybová tuhost před fixací [N/mm]	Ohybová tuhost po fixaci [N/mm]
1.	IIA	301	318
2.	IIA	291	302
3.	IIA	373	387
4.	IIA	259	271
5.	IIA	331	348
6.	IIA	355	362
průměrná hodnota	–	318,3	331,3

významně vyšší. Pokud tedy přijmeme premisu, že je z biomechanického hlediska dostatečné takové ošetření zlomeniny, které minimálně obnoví původní mechanické vlastnosti kosti, je pro případ působení kolmých lomných sil dostatečné ošetření jediným tahovým šroubem, které pro tento typ mechanické zátěže biomechanické vlastnosti ještě zvýší.

DISKUSE

Zlomenina zubu čepovce představuje nejčastější zlomeninu horní krční páteře u pacientů starších 70 let a po 80. roce věku nejčastější zlomeninu krční páteře vůbec (15). Její vznik narušuje stabilitu celého atlantoaxiálního komplexu a pokud není včas rozpoznána a adekvátně stabilizována, hrozí u přeživších vysoce nebezpečné sekundární poranění míchy. Jako optimální metoda ošetření se jeví přímá osteosyntéza prostřednictvím šroubů zavedených napříč lomnou linií (3, 4, 14, 20). Zmíněná technika je určena především pro zlomeniny zubu II. typu a tzv. „mělké“ zlomeniny typu III Andersonovy-D'Alonzovy klasifikace (2). V srpnu 1978 byla tato technika poprvé použita v Japonsku Nakanishim (14). O pět měsíců později užil identický postup nezávisle

Magerl ve Švýcarsku, o čemž literárně referoval Boehler v roce 1981 (3, 4). Od uvedených autorů je dáno doporučení použít dva šrouby, z nichž jeden má funkci tahovou, proto musí být zaveden do apikální kortikální kosti zubu, druhý šroub pak zajišťuje rotační stabilitu, tudíž musí procházet lomnou linií, ale nemusí zasahovat až do apikální kortikální (obr. 5a). Řada recentních klinických prací však poukazuje na to, že pro zajištění potřebné stability je dostačující zavedení jediného tahového šroubu (obr. 5b), (1, 6, 9, 10, 11, 12, 16, 17, 18, 19). Tento závěr sice vede k širokému přijetí techniky osteosyntézy zubu jediným tahovým šroubem, opora vycházející z biomechanických studií je však dosud poměrně slabá.

Naše práce si klade za cíl přispět do této diskuse. Identickým způsobem kontinuálně navyšovaného předozadního zatěžování zubu čepovce ve směru kolmém na jeho osu se nám podařilo simulovat vznik zlomeniny typu IIA podle Grauerovy klasifikace. Způsob zatěžování jsme zvolili účelně na základě poznatků již dříve publikovaných Mouradianem et al. s cílem dosáhnout určitého typu zlomeniny (13). Současně jsme touto cestou zjistili mechanickou charakteristiku intaktního obratle. Identickým zatěžováním osteosynteticky ošetřené zlomeniny zubu čepovce jsme získali hodnoty převyšující původní hodnoty intaktního obratle. Podařilo se nám tak prokázat, že ošetření zlomeniny typu IIA jediným tahovým šroubem přispěje ke zvýšení biomechanických vlastností (lomné síly a ohybové tuhosti dentu) ošetřeného komplexu pro kolmo působící síly nad hodnoty měřené v intaktním stavu. Tyto závěry se poněkud odlišují od výsledků studie, kterou provedli v minulosti Sasso et al., kteří sdělují, že ohybová stabilita fixovaného dentu byla obdobná při použití jednoho a dvou šroubů, ovšem nedosahovala stability intaktního obratle (16). K obdobným závěrům dospěli i Doherty et al. (5). Studie ovšem mají řadu slabých míst jak v technickém provedení pokusů, tak v použitém materiálu. Graziano et al. ve své studii naopak zmiňují navýšení mechanických vlastností zubu po zavedení jediného šroubu (8).

Autoři studie si jsou vědomi limitací, které s sebou uvedená studie přináší. V prvé řadě se jedná o studii provedenou na relativně malém souboru obratlů, což je dáno omezenou dostupností kvalitního čerstvého kadaverózního materiálu. Především si však dovoluujeme upozornit na riziko paušalizace výsledků studie. Ta se zabývala pouze zátěžovými testy obratlů v jediném směru. K tomu, abychom mohli techniku osteosyntézy jediným šroubem označit za dostačující pro ošetření zlomenin zubu II. typu, museli bychom aplikovat mechanickou zátěž ve více směrech. Především při užití rotačního momentu okolo osy zubu čepovce cítíme, že tento typ fixace nemusí dosahovat adekvátních mechanických vlastností. Jeho užití pro ošetření čistě příčných zlomenin zubu čepovce nepovažujeme za dostatečně mechanicky ověřené. Proto bychom se chtěli v návaznosti na představenou studii v dalším experimentu zaměřit na ohybovou tuhost jedno- a dvoušroubové osteosyntézy v krutu/rotaci, což by mělo být předmětem dalšího sdělení.

ZÁVĚR

Na základě výše uvedených měření je možné usuzovat, že z hlediska obnovení ohybové tuhosti dentu pro síly působící v předozadním směru kolmém na osu zubu čepovce postačuje k fixaci zlomenin zubu typu IIA pouze jediný tahový šroub.

Literatura

1. ALFIERI, A.: Single-screw fixation for acute type II odontoid fracture. *J. Neurosurg. Sci.*, 45: 15–18, 2001.
2. ANDERSON, L. D., D'ALONZO, R. T.: Fractures of the odontoid process of the axis. *J. Bone Jt Surg.*, 56-A: 1663–1674, 1974.
3. BOEHLER, J.: Anterior stabilization for acute fractures and nonunions of the dens. *J. Bone Joint Surg.*, 64-A: 18–27, 1982.
4. BOEHLER, J.: Schraubenosteosynthese von fracturen des dens axis. *Umfallheilkunde*, 84: 221–223, 1981.
5. DOHERTY, B. J., HEGGENESS, M. H., ESSES, S. I.: A biomechanical study of odontoid fractures and fracture fixation. *Spine*, 18: 178–184, 1993.
6. FAN, K. F., LIAO, J. C., NIU, C. C., CHEN, L. H., CHEN, W. J., LEE, M. S.: Anterior single-screw fixation in 24 patients with type II odontoid fractures. *F. J. Muscul. Disord.* 4: 26–31, 2013.
7. GRAUER, J. N., SHAFI, B., HILIBRAND, A. S.: Proposal of a modified, treatment-oriented classification of odontoid fractures. *Spine J.*, 5: 123–129, 2005.
8. GRAZIANO, G., JAGGERS, C., LEE, M., LYNCH, W.: A comparative study of fixation techniques for type II fractures of the odontoid process. *Spine*, 18: 2383–2387, 1993.
9. HOU, Y., YUAN, W., WANG, X.: Clinical evaluation of anterior screw fixation for elderly patients with type II odontoid fractures. *J. Spinal. Disord. Tech.*, 24: 75–81, 2011.
10. HRABÁLEK, L., BUŘVAL, S., VAVERKA, M.: Úspěšnost přední osteosyntézy fraktury dens axis. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 332–338, 2008.
11. JENKINS, J. D., CORIC, D., BRANCH, C. L. Jr.: A clinical comparison of one- and two-screw odontoid fixation. *J. Neurosurg.*, 89: 366–370, 1998.
12. LEE, S. C., CHEN, J. F., LEE, S. T.: Management of acute odontoid fractures with single anterior screw fixation. *J. Clin. Neurosci.*, 11: 890–895, 2004.
13. MOURADIAN, W., FIETTI, V. J., COCHRAN, G., FIELDING, J., YOUNG, J.: Fractures of the odontoid: a laboratory and clinical study of mechanisms. *Orthop. Clin. North. Am.*, 9: 985–100, 1978.
14. NAKANISHI, T.: Internal fixation of the odontoid fracture. *Cent. J. Orthop. Trauma Surg.*, 23: 399–406, 1980.
15. RYAN, M. D., HENDERSON, J. J.: The epidemiology of fractures and fracture-dislocations of the cervical spine. *Injury*, 23: 38–40, 1992.
16. SASSO, R., DOHERTY, B. J., CRAWFORD, M. J., HEGGENESS, M. H.: Biomechanics of odontoid fracture fixation: comparison of the one- and two-screw technique. *Spine*, 18: 1950–1953, 1993.
17. SAUR, K., SAMEŠ, M.: Výsledky ošetření zlomenin zubu čepovce přímou osteosyntézou jediným axiálním šroubem. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 48–51, 2008.
18. SAYED AHMED, N. M., LOUTFY, M. I., SHERSHERA, W., SLEEM, A.: Fixation of type II odontoid fractures with anterior single screw. *E. J. N. S.* 22: 137–146, 2007.
19. SUBACH, B. R., MORONE, M. A., HAID, R. W. JR., McLAUGHLIN, M. R., RODTS, G. R., COMEY, C. H.: Management of acute odontoid fractures with single-screw anterior fixation. *Neurosurgery*, 45: 812–819; discussion 819–820, 1999.
20. ŠTULÍK, J., SUCHOMEL, P., LUKÁŠ, R., CHROBOK, J., KLÉZL, Z., TALLER, S., KRBEČ, M.: Přímá osteosynthesa dentu – multicentrická studie. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 69: 141–148, 2002.

Korespondující autor:

MUDr. Pavel Buchvald
Neurochirurgické oddělení
Krajská nemocnice Liberec, a. s.
Husova 10
463 31 Liberec
E-mail: pavel.buchvald@nemlib.cz

Zlomenina zubu čepovce II. typu spojená s laterální dislokací atlasu. Popis dvou případů

Odontoid Fracture Combined with Lateral Atlanto-Axial Dislocation. Report of Two Cases

P. BUCHVALD, P. BARSA, P. SUCHOMEL

Neurochirurgické oddělení, Neurocentrum Krajské nemocnice Liberec, a.s.

SUMMARY

The authors describe their experience with treatment of two neurologically intact male patients, aged 70 and 74 years, presenting with combined lateral atlanto-axial dislocation and odontoid type II fracture. The mechanism of these two craniovertebral junction injuries had been lateroflexion of the neck. The initial attempt at closed reduction using axial traction failed. The authors succeeded with a closed reduction maneuver under general anaesthesia in the first patient in whom long-term stability was achieved by transarticular C2-C1 fixation, together with interlaminar fusion. In the second patient, closed reduction was unsuccessful due to intra-articular soft tissue interposition. Release and reduction were achieved by instrumentation of C1 lateral masses and transpedicular anchorage of screws into the C2. The subsequent Harms C1-C2 stabilisation proved to be effective both in achieving long-term stability and segmental fusion of lateral masses. Aspects of biomechanics as well as a review of pertinent literature are presented.

Key words: odontoid process, fracture, dislocation, traction, surgical treatment.

ÚVOD

Všechny dosud známé klasifikace úrazových dislokací v atlantoaxiálním skloubení jsou zaměřeny na hodnocení předozadních nebo rotačních posunů atlasu. Žádný z klasifikačních systémů těchto poranění však nezahrnuje čistě laterální traumatickou dislokaci nosiče. Významný laterální posun C1 je u zdravého pacienta možný z biomechanického hlediska pouze za přítomnosti zlomeniny zubu čepovce. Až v poslední době se objevilo v literatuře několik kazuistických sdělení popisujících výše uvedený typ postižení. Autoři následujícího textu představují dva případy laterální luxace C1-2 spojené se zlomeninou zubu C2. V textu blíže rozvádějí možnosti chirurgické léčby tohoto vysoce nestabilního poranění horní krční páteře.

POPIS PŘÍPADU

Případ první

Mechanismem úrazu 73letého muže, kardiaka se zavedeným kardiostimulátorem z důvodu arytmií, byl pád se stojícím motocyklem na pravý bok. Během pádu se hlavou v helmě udeřil o zem. Následující den po nehodě navštívil pro silnou bolest v záhlaví lékaře. Během klinického vyšetření neurolog konstatoval významný antalgický blok horní krční páteře bez viditelné deformity v oblasti kraniovertebrálního přechodu a bez pozoruhodností v oblasti neurologického nálezu. Na bočním skiagramu krční páteře byl patrný pouze otok prevertebrálních měkkých tkání v oblasti horní krční páteře a zlomenina zubu čepovce s lehkým dorzálním posunem. Transorální snímek prokázal pravostranný posun

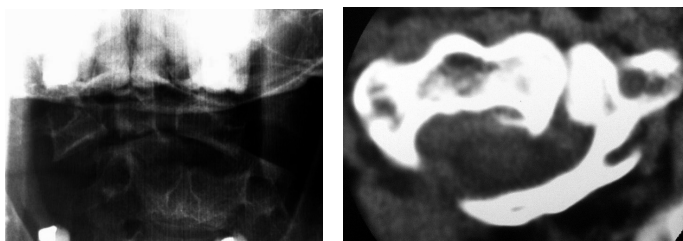
C1 po C2 v atlantoaxiálním skloubení spojený s laterálně dislokovaným fragmentem zlomeného zubu II. typu dle Anderson-D'Alonzovy klasifikace (obr. 1a). Transverzální řezy během CT vyšetření prokázaly (obr. 1b), že se jednalo o čistě laterální traumatickou dislokaci atlasu vzhledem ke kloubním plochám epistrofea. Vyšetření MR jsme vzhledem k implantovanému kardiostimulátoru nemohli doplnit, nicméně symetrické postavení zubu čepovce vzhledem k laterálním masám C1 a absence kostního fragmentu uvolněného z oblastí inserce příčného vazů nosiče s vysokou pravděpodobností vypovídaly ve prospěch intaktního příčného vazů.

V léčebném plánu jsme se nejprve pokusili o konzervativní tahovou repozici stranového posunu nosiče. Pacientovi jsme v lokální anestezii připevnili HALO kruh a při zachování neutrální polohy krční páteře aplikovali axiální tah se zátěží 4 kg. Horní polovina těla pacienta byla z důvodu protitahu lehce elevována. Postupným navyšováním zátěže až na 6 kg jsme v průběhu 48 hodin nebyli schopni obnovit vzájemné anatomické postavení mezi C1 a C2. Naše další strategie spočívala v pokusu o manuální zavřenou repozici dislokace v celkové anestezii se svalovou relaxací. Po relaxaci pacienta a za kontinuální biplanární skiaskopické kontroly C ramennem jsme pomalým stupňovaným manuálním tahem v čistě neutrální pronační poloze překvapivě snadno docílili anatomického postavení laterálních kloubních ploch mezi C1 a C2 včetně obnovení správné pozice zlomeného zubu (obr. 2a). Takovéto postavení bylo následně zajištěno zadní transartikulární fixací C2/1 dle Magerla doplněnou o interlaminární dězu C1-2 prostřednictvím trikortikálního štěpu zajištěného subla-

minární drátěnou kličkou. Pooperačně jsme sledovali bezproblémový průběh u neurologicky intaktního pacienta, který byl druhý pooperační den vertikalizován a s intermitentním užíváním zevní krční ortézy po dobu 6 týdnů mobilizován. Kontrolní rentgenogramy provedené s odstupem 1, 3, 6 a 12 měsíců po operaci prokázaly nezměněné správné postavení horní krční páteře i zavedených implantátů s postupným dosažením radiologických známek fúze mezi prvním a druhým krčním obratlem (obr. 2b, c).

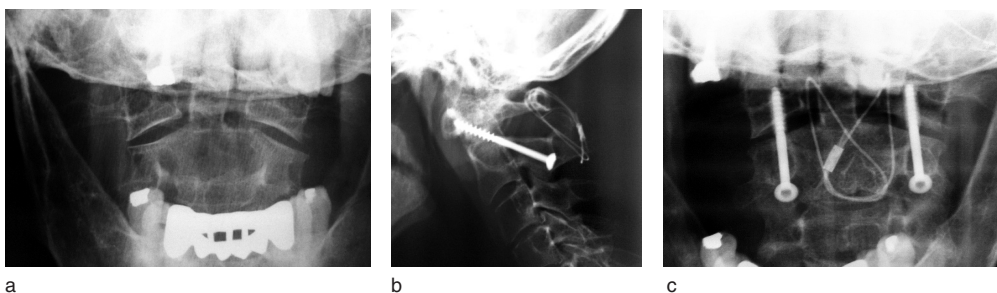
Případ druhý

Druhým pacientem byl opět muž ve věku 70 let, do té doby léčený pouze pro hypertenzi, který utrpěl pád s bočním úderem do hlavy. Po pádu se rozvinul obraz posttraumatické torticollis bez objektivního neurologického deficitu. Vstupní boční skiagram krční páteře odhalil frakturu baze zubu čepovce a transorální snímek demonstroval sublaxaci v atlantoaxiálním skloubení s pravostranným posunem atlasu o 7 mm. Vyšetření výpočetní tomografií objasnilo, že se jedná o čistě laterální posun C1 s absencí rotační složky (obr. 3a, b). Na MR byl tento nálezní potvrzen a doplněn údaj o absencí míšního útlaku. Ligamentum transversum atlantis ani ligamentum longitudinale anterior nevykazovalo známek morfologického narušení a obě vertebrální tepny byly průchodné. Obdobně jako v případě předchozího pacienta byl iniciální pokus o repozici sublaxace pomocí HALO trakce zátěží 4–6 kg neúspěšný. Druhý den jsme tedy přistoupili k operačnímu řešení, při kterém se podařilo za farmakologicky navozené svalové relaxace patologické postavení páteře částečně napravit



a | b

Obr. 1a, b. Případ první – transorální rtg snímek a transverzální CT prokazující laterální luxaci C1 s frakturou dentu II. typu.



Obr. 2a, b, c. Případ první – transorální rtg průkaz obnoveného postavení v C1-2 skloubení včetně odlomeného dentu po repozici tahem a stav po transartikulární fixaci C2/1 dle Magerla s kostním štěpem dle Gallieho.

kontrolovaným manuálním tahem. V případě tohoto pacienta jsme vzhledem k nemožnosti bezpečného zavedení transartikulárních šroubů C2/1 vzhledem k inkompletní repozici zvolili vnitřní stabilizaci C1-2, tentokrát podle Harmse, která dovolila nejprve před definitivním zafixováním lehkou distrakcí zavedených šroubů doreponovat sublaxaci C1-2 do anatomického postavení. Dlouhodobou stabilitu kostní fúze jsme pojistili prostřednictvím kostního materiálu nasypaného na dekortikované zadní plochy laterálních mas. Pooperační rentgenogramy a spirální CT rekonstrukce ukázaly 1 mm přesah zadní dolní hrany dentu do páteřního kanálu bez tlaku na míchu a jeho lehkou desaxaci doprava. Postavení atlantoaxiálního skloubení však bylo fyziologické (obr. 4a, b, c). Obě vertebrální tepny zůstaly průchodné. Pacientovi byl ponechán tvrdý krční límec 6 týdnů a kontroly po 1, 3, 6 a 12 měsících potvrdily vyhovující nezměněné postavení páteře i implantátů a dobrý stav pacienta.

DISKUSE

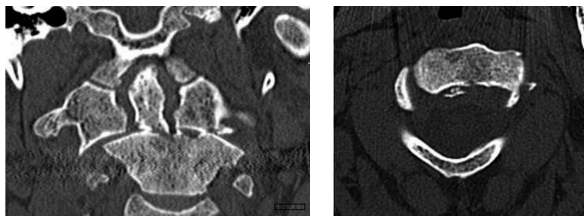
Traumatická dislokace C1-2 bývá popisována u 2,5–10 % všech dislokací krční páteře a zlomenina čepovce představuje 24 % všech zlomenin krčních obratlů. Z této necelé čtvrtiny 7,7 % připadá na zlomeniny zubu čepovce a 16,23 % na zlomeniny jiné části čepovce (5, 8). Skutečnou incidenci kombinovaného poranění, tedy zlomeniny čepovce společně s atlantoaxiální dislokací, však neznáme. Dá se totiž předpokládat, že většina úrazů končí letálně. Pokud byla tato poranění literárně popsána, jednalo se téměř výhradně

o dislokace v rovině předozadní, kraniokaudální nebo v rotačním směru.

Čistě laterální dislokaci dosavadní světová literatura zaznamenala pouze u 6 přeživších pacientů (3, 4, 6, 8, 9, 10) a dále jsme našli popis jednoho pacienta, který zahynul (7). České písemnictví tuto klinickou entitu nezmiňuje.

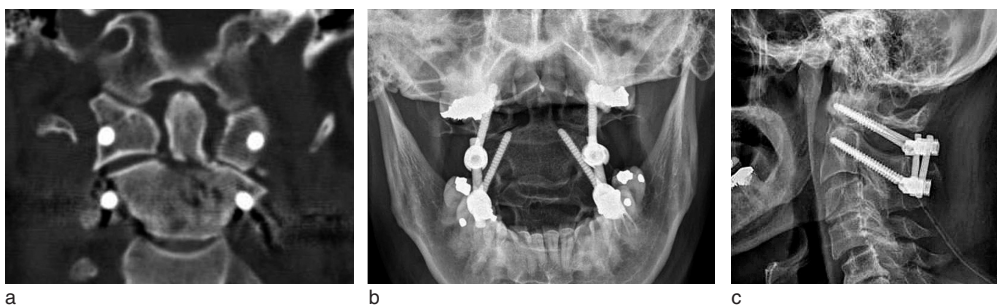
V obou našich případech se jednalo o pacienty 8. decenia, tedy o nemocné s možnou změnou v oblasti kostní minerálové denzity a současně oba případy spojoval mechanismus vzniku poranění, kterým byla prudká lateroflexe.

Klíčovým momentem pro volbu efektivního léčebného postupu u pacientů s kombinovanou zlomeninou zubu čepovce a atlantoaxiální dislokací je podobně jako v případě jiných poranění páteře biomechanické pozadí. Pro zachování stability atlantoaxiálního komplexu jsou klíčovými ligamentum transversum atlantis a ligamentum alare dentis. Pozici zubu vůči přednímu oblouku atlasu zajišťuje v první řadě vaz příčný. Alární vazy oboustranně fixují posterolaterální plochy apexu zubu čepovce k laterálním stěnám velkého týlního otvoru. Tím pomáhají zajistit pozici zubu vůči atlasu v sagitální rovině a jednostranným natažením omezují rotace v atlantodentálním skloubení přibližně na 50°. V případě zachování morfologické kontinuity uvedených vazů existuje jediná možnost, jak za fyziologických okolností porušit anatomické postavení C1-C2, a to vznikem kostního defektu. Zlomenina za těchto okolností musí vzniknout v oblasti zubu čepovce nebo se může jednat o vícečetnou, alespoň dvouúlomkovou zlomeninu předního oblouku atlasu. Pokud síly během traumatického



a | b

Obr. 3a, b. Případ druhý – CT rekonstrukce prokazující laterální sublaxaci C1 s frakturou dentu II. typu.



Obr. 4a, b, c. Případ druhý – pooperační CT rekonstrukce potvrzující obnovené postavení v C1-2 skloubení a dentu a stav po zadní fixaci C1-2 dle Goela a Harmse.

děje překonají mez pevnosti kosti nebo zmíněných vazů a pokračuje-li silové působení i dále, dochází v atlantoaxiálním skloubení k atace vazů kloubního pouzdra, případně vazů žlutého. Narušení kloubní kapsuly znamená vznik atlanto-axiální dislokace, a to v předozadním, laterálním či kraniálním směru nebo v rotaci. Výsledkem je tedy těžká atlantoaxiální nestabilita.

Prvním léčebným krokem je obnovení správného postavení v atlantoaxiálním skloubení. Naše zkušenosti ukázaly, že uzavřená trakce provedená při vědomí pacienta nedává velkou naději na dosažení anatomického postavení. Příčinou jejího selhání může být spasmus krční svaloviny nebo, stejně jako v případě našeho druhého pacienta, interpozice přilehlých měkkých tkání. Lepší šanci na úspěch však má repozice provedená za současné farmakologické svalové relaxace. Jedná se o manévr rizikový, který musí být prováděn obezřetně pod kontinuální skioskopickou kontrolou. Použitá myorelaxace bohužel vylučuje použití elektrofyziologického monitoringu. S obnovením správného postavení v atlantoaxiálním skloubení zpravidla také dochází k redukci postavení zlomeného zubu čepovce. V obecné rovině je následně možné redukovat komplex prvního a druhého krčního obratle stabilizovat transartikulárně přístupem ventrálním podle Lesoina či Kollera (8) či dorzální Magerlovou technikou (11), kterou doplňujeme ještě o zadní drátěnou fixaci C1-2 s autologním kostním štěpem vmezeřeným mezi obratlové oblouky. Mechanicky rovnocenná je v tomto případě stabilizace komplexu C1-2 technikou podle Goela a Harmse (13). V případě, že se kloubní dislokaci nepodaří výše uvedeným způsobem reponovat do anatomického postavení, nezbyvá než přistoupit k repozici otevřené. V tomto případě doporučujeme užít nezávislou instrumentaci prvního a druhého krčního obratle s doplněním stabilizačních tyčových elementů, které šrouby propojí. Technika, kterou takto popsal v minulosti Goel a Harms, umožňuje redukci anatomického postavení prostřednictvím zavedených šroubů (13). Pro zvýšení přesnosti zavedení šroubů a tím i bezpečnosti celé operace lze do jisté míry uvažovat o užití CAS (computer assisted surgery) nebo ideálně o intraoperační navigaci šroubů prostřednictvím klasické CT (12). U takto stabilizovaných poranění můžeme očekávat také kvalitní kostní zhojení.

V teoretické rovině bychom mohli uvažovat rovněž o stabilizaci podobného typu poranění prostřednictvím přímé osteosyntézy zubu C2 dle Boehlera/Magerla (2), doplněné o dočasnou zevní fixaci v tvrdém límci. Výhodou by bylo zachování rotačních pohybů ve skloubení C1/2, avšak vzhledem k vysokému stupni poranění kloubního vazivového aparátu nelze garantovat dlouhodobou a suficientní stabilitu celého atlantoaxiálního komplexu. Tento postup není literárními prameny zmiňován a jistě by bylo vhodné provést patřičné biomechanické studie.

Námi výše popsané dva případy představují v naší odborné literatuře zatím nedokumentované vzácné typy atlantoaxiální dislokace včetně návrhu na jejich řešení v závislosti na úspěchu či neúspěchu konzervativní repozice. Současně si dovoluujeme podotknout, že žádný

z dosud uváděných klasifikačních systémů traumatických atlantoaxiálních dislokací nezahrnuje čistě laterální sublaxaci či luxaci atlasu vzhledem k epistrofeu, která je z čistě biomechanického hlediska možná pouze se současným druhým typem zlomeniny zubu čepovce podle Andersonovy-D'Alonzovy klasifikace (1).

Literatura

1. ANDERSON, L.D., D'ALONZO, R.T.: Fractures of the odontoid process of the axis. *J. Bone Jt Surg.*, 56-A: 1663-1674, 1974.
2. BÖHLER, J.: Schraubenosteosynthese von Frakturen des Dens Axis. *Unfallchirurgie*, 84: 221-223, 1981.
3. CHENG, S.G., BLACKMORE, C.C., MIRZA, S.K., HARRIS, J.H. JR.: Rotatory sublaxation and fracture at C1-C2. *AJR Am. J. Roentgenol.*, 175: 540, 2000.
4. FUENTES, S., BOUILLOT, P., PALOMBI, O., DUCOLOMBIER, A., DESGEORGES, M.: Traumatic atlantoaxial rotatory dislocation with odontoid fracture: case report and review. *Spine*, 26: 830-834, 2001.
5. GOLDBERG, W., MUELLER, C., PANACEK, E., TIGGES, S., HOFFMAN, J.R., MOWER, W.R.: NEXUS Group. Distribution and patterns of blunt traumatic cervical spine injury. *Ann. Emerg. Med.*, 38: 17-21, 2001.
6. GRAZIANO, G., COLON, G., HESINGER, R.: Complete atlanto-axial dislocation associated with type II odontoid fracture: a report of two cases. *J. Spinal Disord.*, 7: 518-21, 1994.
7. IENCEAN, S.M., POEATA, I., IANOVICI, N., IENCEAN, A.S.: Atlanto-axial distraction and complete spinal cord injury. Case report. *Rom. Neurosurg.*, 17: 99-102, 2010.
8. KOČIŠ, J., KELBL, M.: Failed compression osteosynthesis of the dens axis treated by anterior C1-C2 transarticular stabilisation. Case report. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 78: 262-265, 2011.
9. LENEHAN, B., GUERIN, S., STREET, J., POYNTON, A.: Lateral C1-C2 dislocation complicating a type II odontoid fracture. *J. Clin. Neurosci.*, 17:947-949, 2010.
10. SEYBOLD, D., HOPF, F., MULLER, E., MUHR, G., KOLLIG, E.: Traumatic atlanto-axial rotatory fixation with lateral mass fracture of the axis. *Unfallchirurg*, 106: 1040-1045, 2003.
11. SUCHOMEL, P., ŠTULÍK, J., KLÉZL, Z., CHROBOK, J., LUKÁŠ, R., KRBEC, M., MAGERL, F.: Transarticular fixation of C1-C2: a multicenter retrospective study. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 71: 6-12, 2004.
12. SUCHOMEL, P., HRADIL, J., FROHLICH, R., BARSÁ, P., LUKÁŠ, R.: Navigation techniques in surgery of cranio-cervical junction and upper cervical spine. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 137-148, 2009.
13. ŠTULÍK, J., ŠEBESTA, P., VYSKOČIL, T., KRYL, J.: Fractures of the dens in patients older than 65 years: Direct osteosynthesis of the dens versus C1-C2 posterior fixation. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 99-105, 2008.

Korespondující autor:

MUDr. Pavel Buchvald
Neurocentrum, Krajská nemocnice Liberec, a.s.
Husova 10
460 63 Liberec
E-mail: pavel.buchvald@nemlib.cz

Bending stiffness of odontoid fracture fixation with one cortical screw – numerical approach

L.Capek¹, P.Buchvald²

¹ Department of Applied mechanics, Technical University of Liberec, Liberec, Czech Republic

² Department of neurosurgery, Hospital of Liberec, Liberec, Czech Republic

Abstract— The anterior screw fixation of odontoid fractures is nowadays standard clinical operation. There are less biomechanical studies dealing with the problem whether one or two screws should be used for this type of stabilisation. This study used *in vitro* experiment and finite element simulation to investigate the bending stiffness in the sagittal plane of stabilised odontoid fracture type II of the second cervical vertebra. The comparative study of one cortical screw and the cannulated one was performed. The results indicated that there are no significant differences between them. In addition, it seems from the bending stiffness point of view, tightening the screw to higher levels is quite useless, because the stiffness is not higher, but with higher stresses we can reach diminishing of the bone's strength and stiffness, according to Wolff's law of functional adaptation. Thus the most reasonable might be to tighten the screws to certain moment, as in the dental surgery is performed.

Keywords— cervical spine, odontoid fracture, finite element analysis, bending stiffness.

I. INTRODUCTION

The upper cervical spine (vertebrae) and its junctions are slightly different from the rest of the cervical spine complex. The first cervical vertebra - atlas has no body and the second cervical vertebra - axis has its odontoid. The junctions differ as well; there are no intervertebral disks between the first and the second cervical vertebrae and the base of the skull. The fractures of the odontoid process are the most common injury of the upper cervical spine, they include about one quarter of all cervical spine fractures [1,2,3]. Flexion is generally supposed to be the loading vector causing odontoid fractures [2,3].

Fractures of the second vertebra, particularly those of the odontoid, have been analyzed from point of view of treatment [5,6]. Anderson and D'Alonzo (1974) identified three distinct types of fractures according to anatomical location of the fracture line and classified them as Type I, II and III of odontoid fractures. Unfortunately, the unstable type II is also the most common [1,2,3]. Historically posterior odontoid stabilisation was used either by wire, clamps or two transarticular screws [6]. Nowadays it is rather the domain of anterior stabilization thanks to several ad-

vantages, firstly described by Nakanishi and Böhler [4,7], figure 1. Alternatively instead of two screws, only one screw might be used [4]. There are rare biomechanical studies dealing with biomechanics of the odontoid fracture stabilization. Perhaps the best analyses were made by the authors Graziano, Doherty and Sasso [7,8,9] in 1990s', where the biomechanics of the odontoid fracture and different stabilization technique were compared by experiments *in vitro*. They used one or two 3.5 mm cortical screws for the odontoid fracture anterior stabilization. No significant differences were found either in bending or rotational stiffness, from the mechanical point of view, using one or two screws in the anterior stabilization [7,8,9].

With some exaggeration we can say that after twenty years no significant changes concerning the stabilization of the odontoid process have been made. Preferably two screws are still used, regarding the better rotational stability.

The aim of this article is to quantify bending stability in the sagittal plane of the following system: the body of the vertebra, the odontoid and one cortical screw. To authors' knowledge, the numerical approach of the stabilized odontoid fracture with one cortical screw has not yet been carried out.

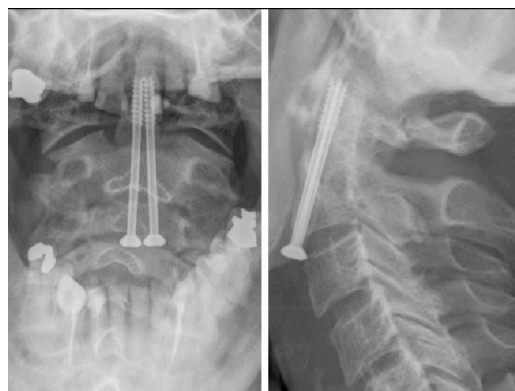


Fig. 1 Anterior fixation of the odontoid process with two cortical screws

II. MATERIALS AND METHOD

A. Experiment in vitro

The second vertebra was removed from three human spine columns, donor ages were from 65 to 82 years. All soft tissues except of ligamentum transversum atlantis were removed. For limited number of specimens available, for obvious reason, the authors decided to produce the type II fractures of the dens using osteotome, according to [7]. The separation line was horizontal in the odontoid “necking”. The separated dens was stabilized with a single 3.5 mm cortical screw, punching apex axis. After stabilization RTG images were kept, figure 2. Tightening torque for each specimen was measured by a torque wrench, table 1.

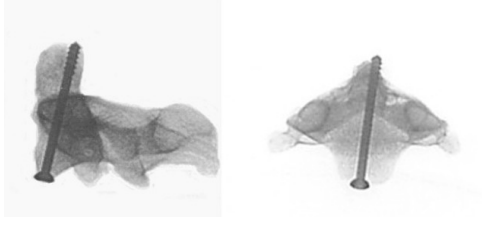


Fig. 2 Anterior fixation of the odontoid process with one cortical screws

When the screw is tightened, the tightening torque is applied as a moment to the head of the screw. Due to the tightening moment a preload is generated in the screw.

Table 1 Torque – stabilization with one cortical screw

Specimen	Female_82	Female_68	Male_62
Moment [Ncm]	28 ± 1	42 ± 1	55 ± 1

The simplified relationship between the tightening torque and the preload can be determined by next equation

$$M = \frac{1}{2} d_2 F_0 \operatorname{tg}(\gamma + \varphi) \quad (1)$$

, where M_1 is the tightening torque, d_2 is the pitch diameter; γ is the angle of screwline and φ is the angle of friction. The amount of the preload for different tightening moments and friction coefficients varies from 400 to 1000 N, figure 3.

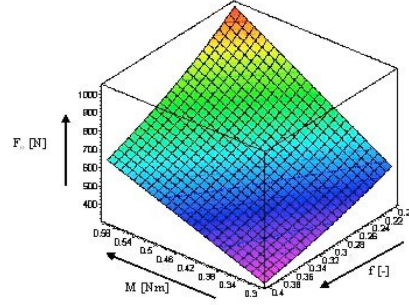


Fig. 3 Preload for different torque and friction values

B. Virtual implantation

The basis of the designed model is a set of digital CT data. These data are obtained from CT scanner (Philips) in 0.75 mm thick slices. Data are stored in CDs using Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) format. These data are used as an input into a modeling software 3D-Doctor (*Able software*). CT slices undergoes segmentation to extract the vertebra information. This software provides semiautomatic algorithms nevertheless each slice must be checked and manually corrected. The edges of the inner (spongy region) and outer borders of the axis are identified and its contours are converted from a pixel map to vector map representation for each slice. Contours are imported to the software Imageware 9 (UGS co.), where each contour is joined into a surface model of the axis. Only one half was modeled, the whole model was obtained by mirroring its half about the plane of symmetry.

Two different kinds of screw were modeled: the 3.5 mm cortical screw and 3.5 mm cannulated one with the same geometry of threads. To simplify the process of computation, the threads of the screw were modeled as separated annulus with a triangle section, placed in intervals of thread pitch. The screw model was then positioned inside the vertebra model and cut out from the vertebra's model. There were three positions for the screws:

1. the solid cortical screw is punching apex dentis;
2. the solid cortical screw is whole in the spongy bone;
3. the cannulated screw is punching apex dentis.

The insertion of the screw was always at the edge of the anterior caudal surface of the vertebra body below the angle 8° . At the end the odontoid was cut in the necking.

C. Meshing generation and material properties

Semi automated process of three-dimensional meshing was made in the software I-DEAS 9 (UGS co.) with four node tetrahedral solid elements, fig. 3. The full finite element model consisted of about 200 000 elements according to complexity of the model. Parametric study of materials properties were taken from [10], table 2.

Table 2 Material properties [10]

Material	Titanium	Cortical bone	Spongy bone
Young's modulus [MPa]	117 000	10 000	100
Poisson ratio [-]	0.3	0.29	0.29

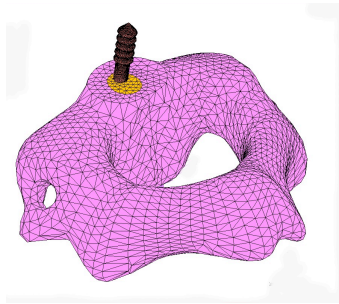


Fig. 3 Screw vertebra mesh system without odontoid

The bones and screws were defined as contact bodies in software Marc 2005 (MSC.Software co.). Therefore, each node and each element face on the exterior surface of bodies were treated as potential contacting node and potential contact face, respectively. The friction coefficient was set to 0.2 according to [11].

To find out bending stiffness in sagittal plane of the vertebra, these boundary conditions were applied in the following steps:

1. all nodes of the caudal surface of the vertebra's body were constrained in all directions of movement; all nodes on the *processus articularis inferior* were constrained in the perpendicular direction of these surfaces;

the screw was prestressed by function "nodal ties" in Marc software [12] with forces 400, 600, 800, 1000 N

2. the odontoid was loaded by displacement in the anterior posterior direction in midsagittal plane.

III. RESULTS

When looking on the loading phases of the odontoid by displacement in the midsagittal plane, we can see that for all cases the behaviour of the models is the same. In the first phase the whole model is rotating backwards (dorsal) together with all parts. In the second phase the screw is bent and the cut odontoid is moving relatively toward the body. In the third phase the cut odontoid is going upon the vertebra body in the dorsal side of the cutting plane.

The bending stiffness was determined as the slope of the most linear portion of the load displacement curve. The highest bending stiffness has been found out in the case of the cortical screw punching apex dentis, the lowest in the case of the cortical screw positioned below the cortical layer, figure 3. The cannulated screw is "in the middle". The bending stiffness for cortical screws is after some (600N) prestress not increased contrary to the values of stress in the material. Accordance with the experiments more than ten years older is evident. They reached average stiffness 257.5 ± 12.45 and 462 ± 194 [N/mm], [9]. In our case the bending stiffness varies from 240 to 330 [N/mm] depending on the preload.

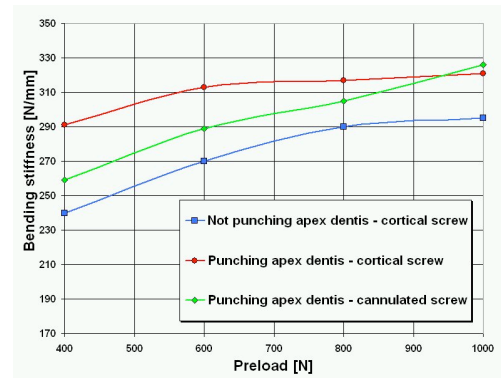


Fig. 3 Bending stiffness as a function of preload

IV. DISSCUSION

There have been only small numbers of previous biomechanical investigations of the odontoid fractures stabilization. Graziano, Sasso and Dohery [7,8,9] demonstrated in their works that using two screws does not give higher stability to the system than using one screw. Nevertheless in the clinical experience two screws are still preferred, regarding the "better rotational stability".

It should be mentioned that at the co-worker department two screws are still used. It is clear that using two screws can be technically difficult in patients with a small odontoid process. This was a high motivation for find out at least some particular answers to these problems.

It seems from the bending stiffness point of view, that tightening the screw to higher levels is quite useless, because the stiffness is not higher, but with higher stresses we can reached diminishing of the bone's strength and stiffness, according to Wolff's law of functional adaptation [13]. Thus the most reasonable might be to tighten the screws to certain moment, as in the dental surgery is performed [14].

Some doubts might be seemed in using the cannulated screw instead of solid one, but it is the bending which causes the failure of the screw, therefore the stress value depend on moment of inertia of the screw. If the screw's moment of inertia is the same, there should be no doubt about the resistance in bending.

V. CONCLUSION

The aim of this work was to validate more then ten years old experiments from authors Sasso and Graziano [], where bending stiffness was tested in vitro. The results of our simulations are in good agreement with them. In addition we tried to find out the bending stiffness as a function of tightening torque. The function should be compared with the experiment in the future work, considering the "instability" of numerical simulations. In conclusion, the results of this study indicate that there is no difference between using one solid or cannulated cortical screw as for bending stiffness.

ACKNOWLEDGMENT

The authors thank MD Petr Hajek from the Department of Anatomy, Charles University in Hradec Kralove providing the specimens and other generously help.

REFERENCES

1. Koivikko M. (2005) Cervical spine injuries in adults: diagnostic imaging. PhD thesis
2. Cusick J., Yoganandan N. (2002) Biomechanics of the cervical spine Part4: major injuries. *Clinical Biomechanics* 17: 1- 20.
3. Yoganandan N. et al. (2005) Odontoid fracture in motor vehicle environments. *Accident analysis and prevention* 37: 505 - 514.
4. Morandi X. et al. (1998) Anterior screw fixation of odontoid fractures. *Spine*.
5. Sung J.K. (2005) Anterior screw fixation using Herbert screw for type II odontoid process fractures. *Journal of Korean neurosurgery* 37: 345 - 349
6. Shilpaker S. et al. (2005) Management of acute odontoid fracture: operative techniques and complication avoidance. *Neurosurgery focus*
7. Graziano G., Jaggars C., Lee B., Lynch M. (1993) A comparative study of fixation techniques for type II fractures of the odontoid process. *Spine* 18: 2383 - 2387
8. Doherty B. et al. (1993) A biomechanical study of odontoid fractures and fracture fixation. *Spine* 18: 178 - 184
9. Sasso R. et al. (1993) Biomechanics of odontoid fracture fixation. *Spine* 18: 1950 - 1953
10. Teo E., Ng H. (2001) First cervical vertebra fracture mechanism studies using finite element method. *Journal of biomechanics* 34: 13- 21
11. Chen I., Lin R., Chang C. (2003) Biomechanical investigation of pedical screw - vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions. *Medical Engineering and Physics* 25: 275 - 282
12. manual Marc software 2005r2
13. Gefen A. (2002) Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. *Medical Engineering and Physics* 24: 337 - 347
14. Lang L. et al. (2003) Finite element analysis to determine implant preload. *The journal of prosthetic dentistry* 90: 539 - 546

Author: Lukas Capek
Institute: Department of Applied mechanics, Technical University
Street: Halkova 6
City: Liberec
Country: Czech Republic
Email: lukas.capek@tul.cz

VIII. Přehled publikační aktivity autora

Hlavní autor

Buchvald P, Suchomel P, Dienelt J, Peníšková L. 2003. Iktový protokol a jeho význam v iktovém programu Nemocnice Liberec. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie: časopis českých a slovenských neurologů a neurochirurgů*. roč. 66/99, č. 3, s. 206–211.

Buchvald P, Suchomel P, Fröhlich R, Vaníčková E. 2004. Open-door laminoplastika v řešení stenózy krční páteře. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie: časopis českých a slovenských neurologů a neurochirurgů*. roč. 67/100, č. 2, s. 124–131.

Buchvald P, Vaverka M. 2001. Chirurgické řešení far laterálního výhřezu bederní meziobratlové ploténky. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie : časopis českých a slovenských neurologů a neurochirurgů*. roč. 64/97, č. 5, s. 295–299.

Buchvald P, Brasa P, Suchomel P. 2012. Zlomenina zubu čepovce II. typu spojená s laterální dislokací atlasu. Popis dvou případů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca*. roč. 79, č. 5, s. 459–462.

Buchvald P, Čapek L, Suchomel P. 2009. Počítačem modelované náhrady kostních defektů lební klenby. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie : časopis českých a slovenských neurologů a neurochirurgů*. roč. 72/105, č. 2, s. 169–172.

Buchvald P, Jurák L, Mikuláščík J, Beneš V, Suchomel P. 2011. Paragangliomy kaudy a filum terminale. *Neurologie pro praxi*. roč. 12, č. 4, s. 286–289.

Buchvald P, Suchomel P, Beneš V, Kaiser M, Fröhlich R. 2013. Expanze pineální krajiny. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie : časopis českých a slovenských neurologů a neurochirurgů*. roč. 76, č. 6, s. 667–678.

Buchvald P, Suchomel P, Lukáš R. 2001. Poranění hlavy a přidružená poranění. In: *Poranění mozku*. Praha: Grada Publishing, s. 169–182. ISBN 80-7169-820-2.

Buchvald P., Suchomel P., Kaiser M.
Chirurgické řešení ependymomů krční a hrudní míchy
Cesk Slov Neurol N. 2007; 70/100 (3): 117-124.

Buchvald P. Surgical Treatment of isthmic spondylolisthesis. *Socon Case Study Book, Aesculap Academy 2000*: 32-33.

Buchvald P. Dekompresivní kraniektomie. In: P.Ševčík a kol. *Intenzivní medicína, Třetí přepracované vydání*, Galén, 2014, p. 473-475.

Buchvald P. Intracerebrální hemoragie. In: P.Ševčík a kol. *Intenzivní medicína, Třetí přepracované vydání*, Galén, 2014, p. 490-493.

Buchvald P, Příbáň V. Subarachnoidální hemoragie. In: P.Ševčík a kol. Intenzivní medicína, Třetí přepracované vydání, Galén, 2014, p. 493-496.

Buchvald P., Krčma M. Adenomy hypofýzy. In: P.Ševčík a kol. Intenzivní medicína, Třetí přepracované vydání, Galén, 2014, p. 508-510.

Buchvald P., Suchomel P., Beneš V. III, Kaiser M., Fröhlich R. Expanze pineální krajiny. Cesk Slov Neurol N. 2013; 76/109(6): 667-678.

Buchvald P., Čapek L., Barsa P. Ohybová tuhost zubu čepovce popřední fixací jedním tahovým šroubem – biomechanická studie. Acta Chir. orthop. Traum. čech. 2015; 82: 235-238.

Buchvald P., Barsa P., Blüml A., Lukáš R. Výskyt periferního primitivního nádoru v průběhu spinálního kořene – kazuistika. Cesk Slov Neurol N. 2015; 78/111(3): 344-347.

První spoluautor

Suchomel P, Buchvald P, Barsa P, Lukas R, Soukup T. Pyogenic osteomyelitis of the odontoid process: single stage decompression and vision. Spine, 28, No.12, 2003, p: 239-44.

Barsa P, Buchvald P, Suchomel P, Lukáš R. Traumatická spondylolistéza L5/S1 (kazuistika) Acta Chir.Ortop.Traumat.Cech.2003, 70 (2):121-125.

Čapek L, Buchvald P, Dzan L. Prototyping of cranio-maxillofacial implants. 2nd International Conference „ From Scientific Computing to Computational Engineering“ Athens, 5-8 July, 2006.

Suchomel P, Buchvald P, Barsa P, Fröhlich R, Choutka O, Krejzar Z, Sourkova P, Endrych L, Dzan L. Single stage total C2 spondylectomy for chordoma. Case report and technical note. J Neurosurg Spine. 2007 Jun;6(6):611-618.

Beneš V III, Buchvald P, Kaiser M, Mikuláščík J, Suchomel P. Centrální neurocytom: kazuistika a přehled literatury. Cesk Slov Neurol N 2007; 70/103 (6): 692-696

Jurák L, Buchvald P, Beneš V III, Kaiser M, Suchomel P. Vazospazmy jako komplikace subarachnoidálního krvácení – kazuistika. Cesk Slov Neurol N 2014; 77/110(5): 642-646.

Beneš V III, Buchvald P, Klimošová S, Eichlová Z, Suchomel P. Acute extracranial occlusion of the internal karotid artery: emergent Sumery remains a viable option. Acta Neurochirurgica. 2014; 156(5): 901-908.

Suchomel P, Buchvald P. Posuny způsobené zásahem chirurga. In Suchomel P., Krbec M.: Spondylolistéza. Galen CZ. 2007. 67-72.

Suchomel P, Buchvald P. Biomechanical remarks. In Suchomel P., Choutka O. Reconstruction of Upper Cervical Spine and Craniovertebral Junction. Springer London New York 2011: 17-23.

Suchomel P., Buchvald P., Choutka O. Rheumatoid arthritis. In Suchomel P., Choutka O. Reconstruction of Upper Cervical Spine and Craniovertebral Junction. Springer London New York 2011: 235-247.

Jurák L, Buchvald P, Brabec R, Suchomel P. Spontánní epidurální hematom krční páteře
Neurol. praxi 2012; 13(1): 44-46.