

UNIVERZITA KARLOVA

Ortopedicko-traumatologická klinika 3. LF UK

**Polymetylmetakrylátem augmentovaná přímá
přední osteosyntéza zlomeniny typu II dentu
druhého krčního obratle se sníženou kostní denzitou
- biomechanická kadaverózní studie**

Disertační práce

Autor: MUDr. Petr Řehoušek

Školitel: doc. MUDr. Jiří Skála Rosenbaum, Ph.D.

Studijní program: Experimentální chirurgie

2020

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně a použil jen uvedenou literaturu a prameny.

V Praze, 16. dubna 2020

MUDr. Petr Řehoušek

OBSAH

| | |
|--|-----------|
| ÚVOD | 1 |
| 1 CÍLE PRÁCE | 2 |
| 2 OBECNÁ ČÁST | 3 |
| 2.1 <i>Anatomie horní krční páteře, okcipito-atlanto-axiální komplex</i> | 3 |
| 2.2 <i>Biomechanické aspekty a mechanismus vzniku zlomeniny dentu C2</i> | 5 |
| 2.3 <i>Klasifikace zlomenin dentu druhého krčního obratle</i> | 6 |
| 2.4 <i>Diagnostika zlomeniny dentu C2</i> | 7 |
| 2.5 <i>Epidemiologie</i> | 9 |
| 2.6 <i>Možnosti léčby zlomeniny dentu druhého krčního obratle</i> | 10 |
| 2.6.1 Konzervativní léčba zlomeniny dentu C2..... | 10 |
| 2.6.2 Operační léčba zlomeniny dentu C2 | 12 |
| 2.6.2.1 Zadní stabilizace zlomenin dentu C2..... | 12 |
| 2.6.2.1.1 Sublaminární a interlaminární fixace | 12 |
| 2.6.2.1.2 Zadní fixace C1-C2 s použitím šroubů | 15 |
| 2.6.2.2 Přední stabilizace zlomeniny dentu C2 | 18 |
| 2.6.2.2.1 Přímá přední stabilizace zlomeniny dentu C2 | 19 |
| 2.6.3 Specifika léčby zlomeniny dentu C2 II. typu u starší populace..... | 22 |
| 3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST | 26 |
| 3.1 <i>Porovnání biomechanických vlastností cementované versus necementované přímé přední fixace šroubem u zlomeniny typu II dentu druhého krčního obratle u starší populace: kadaverózní studie</i> | 26 |
| 3.1.1 Úvod do problematiky, hypotéza | 26 |
| 3.1.2 Materiál a metodika | 28 |
| 3.1.2.1 Materiál..... | 28 |
| 3.1.2.2 Měření kostní denzity | 30 |
| 3.1.2.3 Příprava testovaného materiálu | 31 |
| 3.1.3 Experimentální měření..... | 33 |
| 3.1.4 Výsledky | 35 |
| 3.1.5 Diskuze | 38 |
| 3.1.6 Závěr | 43 |
| 3.2 <i>Augmentace přední fixace zlomeniny typu II dentu druhého krčního obratle: vliv aplikovaného objemu polymetylmetakrylátu na pevnost implantátu</i> | 44 |
| 3.2.1 Úvod do problematiky, hypotéza | 44 |
| 3.2.2 Materiál a metodika | 46 |
| 3.2.2.1 Materiál..... | 47 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3.2.2.2 | Měření kostní denzity | 47 |
| 3.2.2.3 | Metodika | 48 |
| 3.2.3 | Výsledky | 51 |
| 3.2.4 | Diskuze | 56 |
| 3.2.5 | Závěr | 59 |
| 4 | LITERATURA..... | 60 |
| 5 | ZHODNOCENÍ A ZÁVĚR..... | 73 |
| 6 | PUBLIKACE, PŘEDNÁŠKY A GRANTY..... | 75 |
| 6.1 | <i>Publikace</i> | 75 |
| 6.2 | <i>Přednášky</i> | 76 |
| 6.3 | <i>Granty</i> | 77 |
| 7 | PODĚKOVÁNÍ..... | 78 |

ÚVOD

Zlomenina dentu druhého krčního obratle (C2) je vzhledem k anatomické lokalizaci a riziku závažných a život ohrožujících komplikací, nestabilnímu charakteru většiny poranění s rizikem vzniku pakloubu, obecně indikována k operačnímu řešení. Podle charakteru zlomeniny a kvality kosti volíme mezi přední přímou osteosyntézou dentu C2 a zadní instrumentací ev. s fúzí mezi prvním (C1) a druhým krčním obratlem.

Přední výkon, tedy přímá osteosyntéza dentu C2, představuje pro pacienta méně zatěžující výkon ve srovnání se zadní fúzní technikou C1-C2, a současně zajišťuje zachování pohyblivosti v oblasti horní krční páteře.

U starších pacientů s osteoporózou a sníženou kvalitou kostní tkáně je nicméně přímá osteosyntéza dentu C2 často spojena se selháním osteosyntézy, pakloubem a bolestmi. Proto musíme u geriatrických pacientů ve většině případů přistoupit k zadnímu výkonu. Alternativou by u pacientů se sníženou kostní denzitou mohla být možnost bezpečně provést přímou přední osteosyntézu s využitím standardního implantátu doplněnou augmentací obratlového těla a dentu polymetylmakrylátem /PMMA/. Doposud byla v literatuře publikována pouze klinická sledování u těchto pacientů. Tento princip augmentace je běžně používaný jak v obecné traumatologii (augmentované krčkové šrouby a čepele u zlomenin proximálního femuru), tak ve spondylochirurgii (vertebroplastika hrudní a bederní páteře, použití kanylovaných šroubů s možností augmentace).

Cílem práce bylo posoudit, zda polymetylmakrylátem augmentovaná fixace zlomeniny dentu C2 II. typu s využitím standardního, v praxi již používaného implantátu vykazuje lepší biomechanické vlastnosti v porovnání s neaugmentovanou formou fixace. Pozorování bylo prováděno na kadaverózním materiálu C2 obratle se sníženou kostní denzitou a na počítačovém modelu metodou končených prvků.

1 CÍLE PRÁCE

Disertační práce byla rozdělena do dvou částí:

- zhodnocení vlivu augmentace přední fixace dentu C2 na biomechanické vlastnosti při zatížení
- posouzení množství polymetylmetakrylátu nutné k dostatečné stabilizaci a fixaci implantátu

Celá práce byla provedena v rámci zadání autorova studia v Postgraduálním doktorském studiu v biomedicině v Oborové radě „Experimentální chirurgie“ v letech 2012-2020.

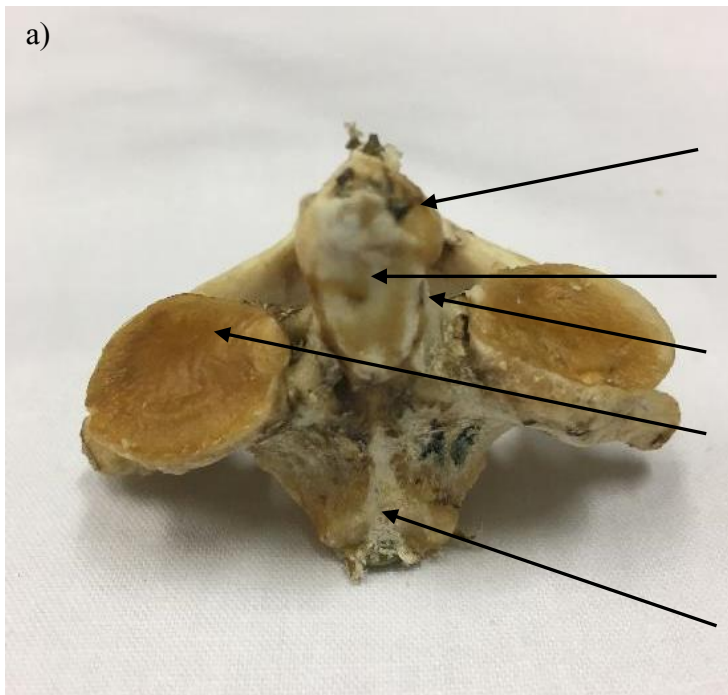
2 OBECNÁ ČÁST

2.1 Anatomie horní krční páteře, okcipito-atlanto-axiální komplex

Z hlediska funkčního je krční páteř rozdělena do dvou částí v kраниоkаudálním směru. Horní krční úsek je od oblasti okciputu (C0) přes první krční (C1) obratel po obratel druhý (C2). Dolní krční úsek (subaxiální) se nachází od třetího krčního obratle (C3) po obratel sedmý (C7). Komplex C0-C1-C2 je odpovědný za 50 % rotačního pohybu v oblasti krční páteře, zatímco 80 % veškerého flekčního/extenčního pohybu se odehrává v subaxiální části krční páteře /83/.

Druhý krční obratel (axis) má jedinečnou anatomickou stavbu. Skládá se z obratlového těla, které kраниálně přechází ve výběžek (*dens axis*). Tělo obratle dorzálně přechází přes krátké pedikly v laterální masy, které tvoří pilíř pro horní a dolní kloubní facetu, mezi kterými se nachází *pars interarticularis* s nejužší částí *isthmus*. Dorzálně je pak uložen oblouk obratle se spinózním výběžkem, který je rozdvojený. Laterálně se po obou stranách nacházejí transverzální foramina pro průběh vertebrální tepny (obr. 1).

Spojení mezi C0 a C1 primárně umožňuje flexi-extenzi a minimální pohyb v rotaci. Flexe je limitována kontaktem mezi předním okrajem velkého týlního otvoru a horní částí výběžku obratle C2 /141/. Flexe/extenze je rovněž limitována tektoriální membránou, která je kраниálním pokračováním předního podélného vazů páteře /141/. Axiální rotace v oblasti kраниocervikálního spojení je omezena vlivem kostních a vazivových struktur. Okcipitální kondyly jsou skloubeny s konkávně tvarovanými facetami obratle C1. Atlantoaxiální (C1-C2) skloubení se skládá z laterálních mas a atlantodontálního spojení /83/. Párová oboustranná alární ligamenta spojují výběžek obratle C2 (*dens axis*) s kondyly týlní kosti a laterálními masami C1. Alární vazy omezují rotaci horní krční páteře, zatímco transverzální ligamentum atlasu (C1) omezuje flexi a přední dislokaci atlasu /30/. Transverzální vaz rovněž chrání atlantoaxiální skloubení vůči rotační dislokaci. Laterální pohyb je kontrolován oběma komponentami alárních vazů /141/ (obr. 2).



Apex dentu

Kloubní ploška pro ventrální část atlasu

Krček dentu

Kloubní ploška pro atlas

Tělo C2



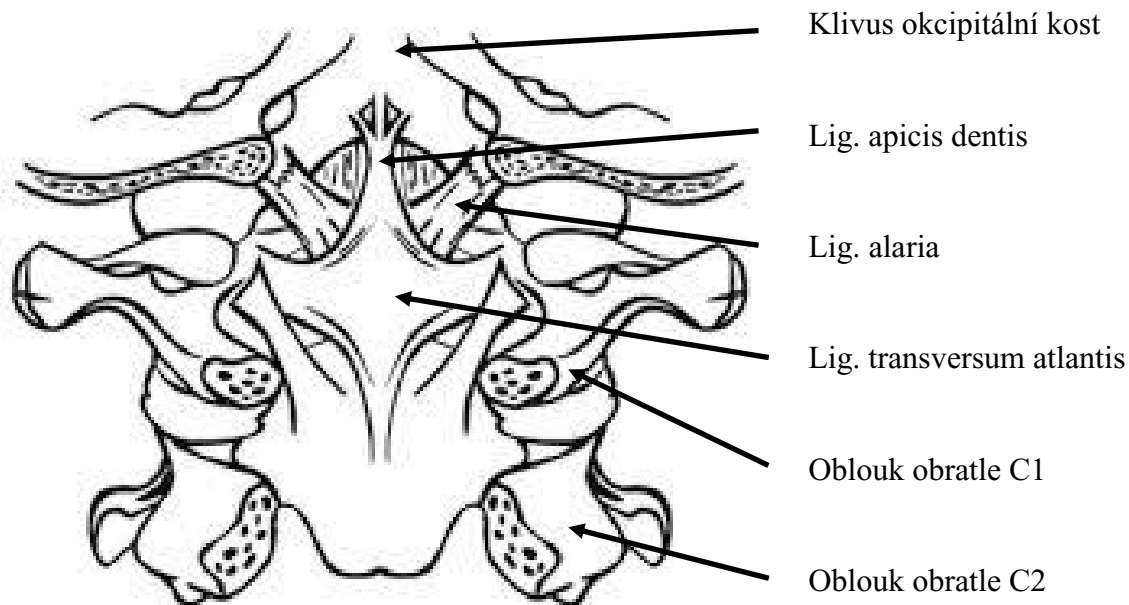
Pedikl C2

Lamina C2

Foramen transversarium pro průběh vertebrální tepny

Spinósní výběžek C2

Obr. 1 Fotografie kadaveru obratle C2; a - pohled zředu, b - pohled ze strany



Obr. 2 Okcipito-atlanto-axiální komplex, pohled zezadu (Suchomel P, Choutka O. Reconstruction of Upper Cervical Spine and Craniocervical Junction. 2011;Springer-Verlag Berlin Heidelberg)

2.2 Biomechanické aspekty a mechanismus vzniku zlomeniny dentu C2

Zlomenina dentu druhého krčního obratle byla poprvé popsána Lambottem /78/. Z biomechanického hlediska Altoff v experimentální studii potvrdil, že zlomeniny dentu vznikají kombinací horizontální střížné síly a vertikální komprese /2, 142/. V biomechanické studii Fielding et al. prokázali nestabilitu atlantoaxiálního segmentu při roztržení transversálního ligamenta bez toho, aniž by byla přítomna zlomenina dentu C2 /35/. V in vivo podmínkách se většinou jedná o vysokoenergetická poranění, ve starší populaci se může jednat i o nízkoenergetický mechanismus, kdy za předpokladu snížené hustoty kostní tkáně mnohdy stačí i mírný úder do hlavy a dojde k poranění horní krční páteře s frakturou dentu C2 /17, 107/. Typicky k této zlomenině u starších pacientů dochází při pádu na obličej hyperextenčním mechanismem.

2.3 Klasifikace zlomenin dentu druhého krčního obratle

Nejčastějšími zlomeninami druhého krčního obratle jsou zlomeniny výběžku C2, neboli zlomeniny dentu /4, 20/. Atlantoaxiální pohyb je primárně rotační, odpovídající za zhruba polovinu rotace hlavy /143/. Translační pohyb mezi C1 a C2 je omezen transverzálním vazem, který drží výběžek obratle C2 ve skloubení s předním obloukem prvního krčního obratle. Pokud dojde ke zlomenině výběžku C2, restrikce translačního pohybu v atlantoaxiálním spojení je narušena a může tak dojít k posunu ve ventrodorzálním směru /142/.

Podle lokalizace a průběhu lomné linie v oblasti dentu rolišujeme několik typů zlomenin výběžku C2 a pro praktické potřeby byla navržena řada klasifikačních schémat. **Roy-Camille** et al. rozdělili v roce 1973 zlomeniny dentu na tři typy podle průběhu lomné linie /109/:

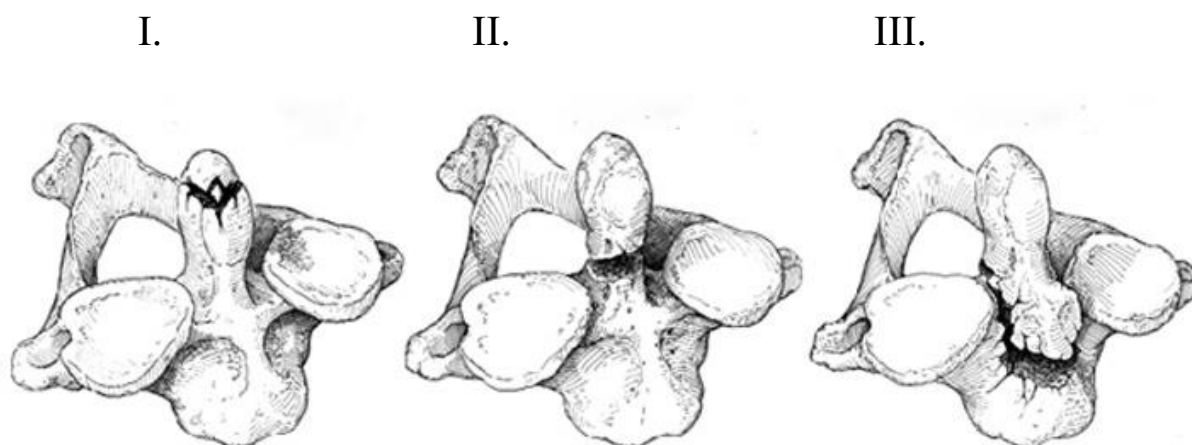
- A. linie lomu šikmo dopředu,
- B. linie lomu šikmo dozadu,
- C. příčná linie lomu.

Obecně nejuznávanější a z praktického hlediska nejužívanější se stala klasifikace dle **Andersona D'Alonza** z roku 1974, která rozlišuje tři typy zlomenin dentu C2 /4/ (obr. 3):

Typ I - odlomení hrotu (apexu) dentu, nad úrovní transverzálního ligamenta. Zlomenina je považována za stabilní, pokud není spojena s atlantookcipitální nebo atlantoaxiální dislokací /44/.

Typ II - zlomenina dentu v oblasti baze. Jedná se o nejčastější typ zlomeniny výběžku C2 /47/. Plocha lomu je poměrně malá, retence v repozici obtížná. Vzniká tím zvýšené riziko neprohojení lomné linie a vzniku pakloubu. V roce 1988 Hadley et al. doplnili tento typ ještě o podtyp IIA, kdy se jedná o kominutivní zlomeninu v oblasti baze dentu s volnými fragmenty /52/. Incidence zlomeniny typu IIA je kolem 5 % ze všech zlomenin dentu II. typu a je spojena s významnou nestabilitou a neschopností udržet reponovanou zlomeninu v anatomickém postavení, což představuje výraznou překážku při procesu hojení /52/.

Typ III - zlomenina dentu s linií lomu zasahující do těla obratle C2. Jedná se o závažné, velice nestabilní poranění v oblasti horní krční páteře /47/. Tento typ zlomeniny může zasahovat jednak do části těla C2, ale zároveň i k horní ploše facet pro skloubení s atlasem a je zde riziko kloubní inkongruence a potraumatické artrózy.



Obr. 3 Klasifikace zlomeniny dentu C2 dle Anderson D'Alonza, 1974 (blíže v textu) (Barrow Neurological Institute, <https://www.barrowneuro.org>)

2.4 Diagnostika zlomeniny dentu C2

Diagnostika poranění v oblasti horní krční páteře se opírá jednak o klinický nález, dále pak zejména o nález radiologický. Spektrum klinických příznaků je poměrně rozsáhlé. Ve většině případů se jedná o bolesti šíje, přidružené neurologické postižení u pacientů se zlomeninou dentu je v literatuře uváděno od 3-25 % /1, 4/. Štulík et al. pozorovali ve své multicentrické studii neurologický nález u 10 % pacientů /130/. Hrabálek et al. našli ve svém souboru 50 pacientů 14 % neurologických postižení různého rozsahu /60/.

Z radiologických zobrazení je nativní **RTG** snímek stále považován za základní screeningové vyšetření u pacientů s podezřením na poranění krční páteře, hemodynamicky stabilních a při vědomí /57/. Doporučovány jsou tři standardní projekce, předozadní, bočná a transorální Sandbergova projekce, často označovaná jako OMV (angl. open mouth view) /31/. Vždy je třeba dbát na to, aby byla zobrazena celá krční páteř od C0 až k prvnímu hrudnímu obratli T1. Konvenční RTG zobrazení dokáže odhalit trauma v oblasti krční páteře až v 84 % případů /123/. Nejčastější příčinou nediodagnostikovaného poranění krční páteře je absence rentgenového snímku, neadekvátně technicky provedený RTG záznam, nebo špatná interpretace RTG zobrazení /25, 103/.

Další modalitou ve spektru zobrazovacích vyšetření je **počítačová tomografie (CT)**. Toto vyšetření je hlavně určeno pro pacienty polytraumatizované a v bezvědomí /105/. Další indikací je potom pochybnost při rentgenovém zobrazení a v neposlední řadě i detailnější zobrazení charakteru zlomeniny. CT dnes považujeme za součást standardního vyšetření, neboť ukáže přesný charakter kostního poranění a zobrazí anatomické podmínky významné pro předoperační plánování. U výkonů ze zadního přístupu někdy zvažujeme doplnění o CT-angiografické vyšetření k posouzení pozice a stavu vertebrálních artérií.

Zobrazení **magnetickou rezonancí (MR)** se indikuje v případě neurologického postižení a zároveň k posouzení poranění diskoligamentózních struktur /105/. Podle Richardse vyšetření magnetickou rezonancí dále umožňuje zobrazit poranění vertebrální tepny, určit rozsah útlaku nervových struktur v páteřním kanálu, posoudit akutní změny v oblasti míšních struktur, odhalit traumatické meningokély a následky poranění míchy jako myelomalacii či syringomyelii /105/ (obr. 4).



Obr. 4 MR zobrazení posttraumatické myelomalacie v oblasti horní krční míchy

2.5 Epidemiologie

Poranění krční páteře reprezentuje zhruba jednu třetinu všech poranění páteře. Zlomeniny dentu C2 zastupují 20 % všech zlomenin v oblasti krční páteře a z těchto je 65-74 % zlomenin typu II dle Anderson D'Alonzovy klasifikace /4, 20/. Přesnou prevalenci nelze spolehlivě posoudit z důvodu vysoké úmrtnosti pacientů při vysokoenergetických traumatech s přidruženými poraněními míchy a jiných životně důležitých orgánů /20, 113, 121/. Přidružená poranění páteře jsou přítomna až ve 34 % případů, z toho 85 % se vyskytuje v krčním úseku páteře, a to nejčastěji v oblasti prvního krčního obratle /20, 48/.

Zlomeniny dentu se vyskytují ve všech věkových skupinách, s udávaným průměrným věkem kolem 47 let /111/. Ve výskytu tohoto typu zlomenin lze sledovat dvě nejvíce zastoupené věkové kategorie. U mladší populace se jedná o pacienty po vysokoenergetických traumatech, převážně způsobených při dopravních nehodách /20/. Druhou nejpočetnější

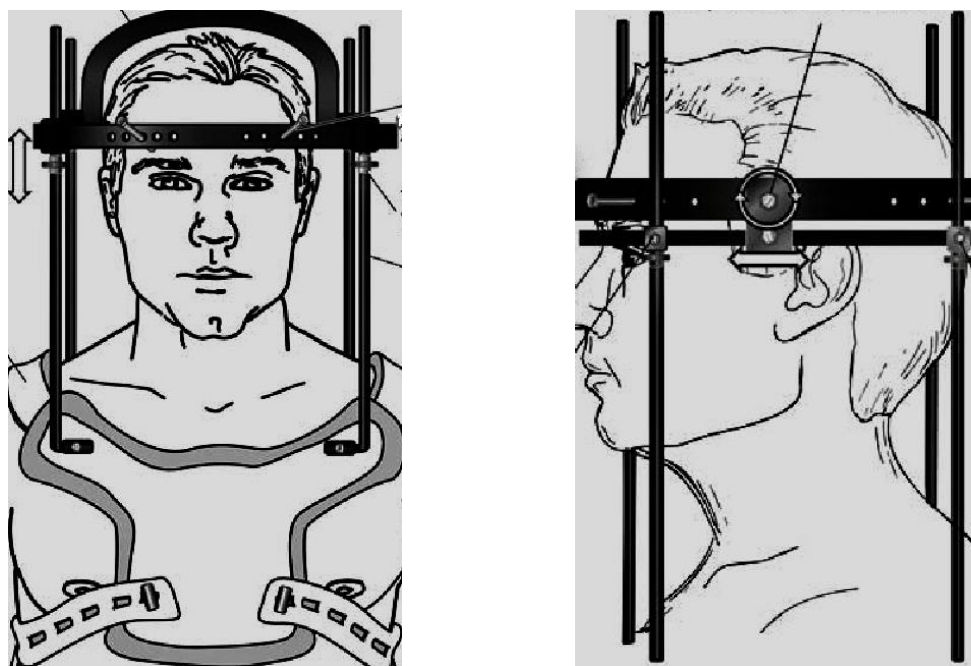
zastoupenou věkovou skupinou jsou starší pacienti. Navíc u populace pacientů starších 70 let se jedná o nejčastější poranění v oblasti krční páteře /17, 107/. Na rozdíl od vysokoenergetického inzultu u mladších pacientů se ve většině případů jedná o nízkoenergetická poranění, úder do hlavy nebo pád z malé výšky, kdy hyperextenčním mechanismem dochází k dorzálnímu posunu a dislokaci dentu obratle C2. Přidružená poranění páteře jsou u těchto pacientů méně častá /89, 104, 116/.

2.6 Možnosti léčby zlomeniny dentu druhého krčního obratle

2.6.1 Konzervativní léčba zlomeniny dentu C2

Pro terapii zlomenin dentu C2 byla navržena řada léčebných postupů v závislosti na typu zlomeniny (úroveň poranění, sklon lomné linie, kominitivní zóna), míry dislokace výběžku C2, rozsahu angulace a v neposlední řadě rovněž na věku pacienta a kvalitě kostní tkáně. Volíme buď léčbu **čistě konzervativní**, která spočívá v imobilizaci krční páteře v límci nebo případně v sádrovém korzetu typu Minerva, **semikonzervativní** pomocí Halo fixace (Halo-vest, Halo-cast) (obr.5), nebo léčbu **operační**, která bude podrobněji popsána v další kapitole. Greene et al. sledovali 199 pacientů s frakturou dentu C2 s imobilizací v Halo vestě /47/. U zlomenin typu I bylo dosaženo kostního zhojení ve 100 % případů, u zlomeniny III. typu to bylo 98,5 %. Nezhojení zlomeniny bylo pozorováno ve 28 % u fraktury typu II. V jiné práci Julien et al. analyzovali soubor 269 pacientů se zlomeninou dentu C2 léčených Halo fixací nebo sádrovou imobilizací po dobu 8-12 týdnů /68/. U I. typu došlo ke zhojení ve 100 % případů, III. typ vykazoval nezhojení v 16 %, u II. typu to bylo 35 % případů. Z výše uvedeného vyplývá, že nejvíce kontroverzní skupinou, co se týká konzervativní léčby, jsou právě fraktury dentu II. typu. K této skupině lze ještě zařadit tzv. „mělké zlomeniny“ III. typu, což jsou vysoce nestabilní poranění spojené s rizikem vzniku pakloubu u 30-50 % pacientů /47, 74, 116/. U populace nad 60 let procento nezhojení výrazně stoupá (77-86 %) /47, 110/.

V případě konzervativní léčby se po repozici dislokované zlomeniny pod rentgenovým zesilovačem nakládá pevná zevní fixace v podobě různých typů ortéz (tvrdý límec, sádrový korzet Minerva). U zlomenin II. typu tento způsob fixace není schopen zajistit dostatečnou stabilitu ke kostnímu hojení, z čehož pramení vysoké riziko vzniku pakloubu. Semikonzervativní systém zevní stabilizace poranění horní krční páteře představuje Halo fixace, která zajišťuje pevnější ukotvení poraněné oblasti páteře a tím větší stabilitu v místě zlomeniny (obr. 5). Bohužel tento způsob fixace je doprovázen vysokým počtem komplikací spojených s dlouhodobou imobilizací, zvláště u starší populace. Mezi hlavní komplikace patří uvolnění fixace (36 %), infekce v místě ukotvení pinů na kalvě (20 %), dekubity pod vestou či sádrou (11 %), selhání repozice, dýchací potíže, nervové léze, poranění durálního vaku s rizikem meningitidy, pneumonie, kardiovaskulární komplikace a v neposlední řadě tvorba kosmeticky nepřijatelných jizev /37/. Strohm et al. rovněž poukázali na výrazný diskomfort při imobilizaci /124/.



Obr. 5 Halo fixace s použitím hrudní ortézy (tzv. Halo-vest) (Bono CM. The halo fixator. J Am Acad Orthop Surg. 2007;15(12):728–737)

2.6.2 Operační léčba zlomeniny dentu C2

Operační léčba zlomenin dentu C2 procházela zákonitě svým historickým vývojem. Zpočátku se využíval především zadní přístup s různými modifikacemi spojení atlasu a druhého krčního obratle. Určitý průlom byl zaznamenán v souvislosti se zavedením **zadní transartikulární fixace** C1-C2 do praxe Magerlem v roce 1987 /88/. Díky znehybnění atlantoaxiálního segmentu byl zajištěn klid pro kostní fúzi a tím zvýšena šance na dobrý výsledek léčby. Nevýhodou této techniky je, kromě technické náročnosti a rizika iatrogenní léze vertebrálních arterií, trvalé omezení rotace krční páteře až o 50 % /65/. Jednou z dalších možností řešení zlomenin dentu C2 je tzv. **přímá přední osteosyntéza**. Principem metody je zavedení jednoho nebo dvou šroubů z předního přístupu z těla C2 do apexu dentu přes linii lomu. Techniku poprvé použili Nakanishi et al. v roce 1978 /94/ , nezávisle pak Magerl v roce 1979 /51/. První publikovaný soubor 12 pacientů prezentoval Böhler v roce 1981 /14/. Tato technika umožňuje fixaci zlomeniny s pravděpodobností dosažení zhojení ve více než 90 % případů /1, 119, 126, 130/. Její nespornou výhodou je malá invazivita se šetřením měkkých tkání, výhodná je z kardiopulmonálního hlediska i poloha pacienta na zádech a navíc nedochází k trvalému omezení rotace krční páteře.

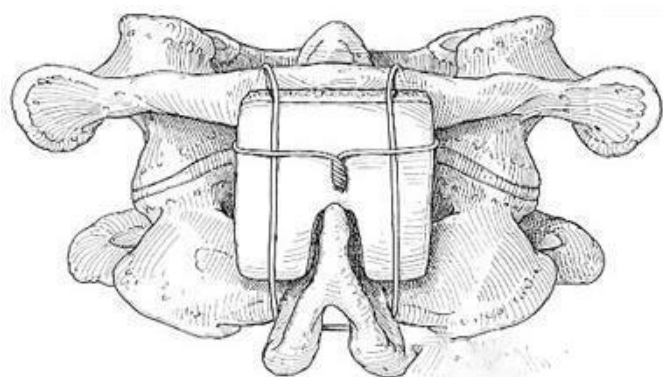
U starších pacientů ve věkové skupině nad 65 let, kde lze předpokládat sníženou kvalitu kostní tkáně, je použití této metody tak jak byla popsána, nevhodné. Je zde vysoké riziko vylovení šroubu z těla C2 se selháním fixace a s redislokací úlomku dentu /5/. V tomto případě je vhodnější použití některé ze zadních fixačních technik, případně jiné metody, která by zajistila dostatečnou pevnost přední fixace šroubem.

2.6.2.1 Zadní stabilizace zlomenin dentu C2

2.6.2.1.1 *Sublaminární a interlaminární fixace*

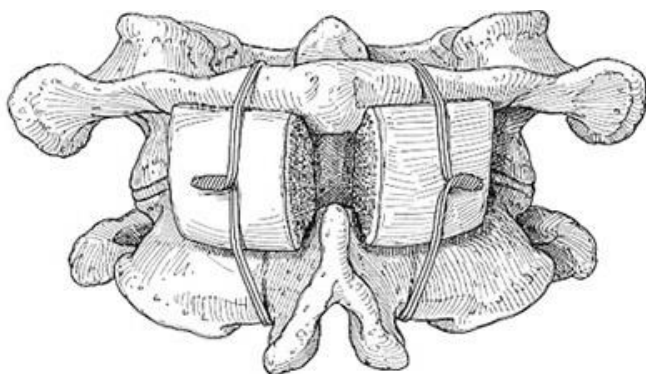
První, kdo popsal chirurgickou léčbu atlantoaxiální nestability u zlomeniny dentu, byli v roce 1910 Mixer a Osgood, kteří provedli u 15ti letého chlapce zadní stabilizaci pomocí silonové smyčky /90/. Vlákno provlékli pod obloukem atlasu a kolem spinosního výběžku C2.

Zlomenina se zhojila i bez přítomnosti kostního štěpu. Techniky založené na podobném principu se postupně zdokonalovaly. Gallie popsal v roce 1939 techniku zadní fixace pomocí drátěné kličky s vmezeřením kostěného strukturálního štěpu tvatu H mezi zadní oblouky C1 a C2 obratle /36/ (obr. 6).



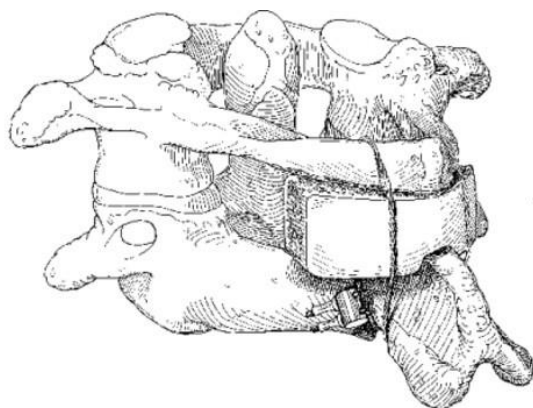
Obr. 6 Zadní atlantoaxiální fúze dle Gallieho (Barrow Neurological Institute, <https://www.barrowneuro.org>)

Tato metoda byla později modifikována Brooksem a Jenkinsem, kteří laterálně mezi oblouky C1 a C2 vkládali dva kostní štěpy a zajistili je ocelovou smyčkou /18/ (obr. 7). Větší soubory hodnotící výsledky této metody uvádí až 30 % výskyt nezhojení zlomeniny, a to i přes to, že pooperační léčba byla doplněna externí imobilizací v korzetu typu Minerva nebo SOMI (angl. Scull-Occiput-Mandibular Immobilization) /22/.



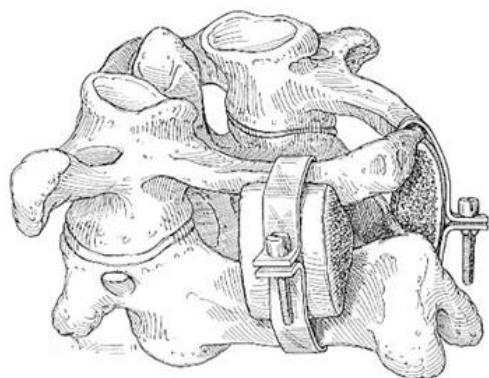
Obr. 7 Brooksova a Jenkinsonova sublaminární zadní fixace C1-C2 s dvěma kostními štěpy (Barrow Neurological Institute, <https://www.barrowneuro.org>)

Další modifikaci Gallieho techniky popsali Sonntag et al. v roce 1991 /27/. Metoda spočívá v dekortikaci lamin C1 a C2 s vmezeřením kostního štěpu zajištěného kabelem (obr. 8). Chirurgická léčba byla kombinována s Halo imobilizací a výsledná úspěšnost fúze byla zaznamenána v 97 % případů /27/.



Obr. 8 Interlaminární fixace dle Sonntaga (Barrow Neurological Institute, <https://www.barrowneuro.org>)

Po úspěšném použití interlaminárních svorek Halifax při léčbě nestability v oblasti subaxiální krční páteře, byla tato metoda aplikována i v terapii atlantoaxiální nestability /23/. Výhodné je, že zde odpadá riziko poranění nervových struktur, případně natržení durálního vaku (obr. 9). Aby bylo dosaženo uspokojivého zhojení zlomeniny, je třeba tuto operační techniku doplnit externí imobilizací pomocí Halo vesty /3/. Pochopitelně musíme vzít v úvahu příslušné rizikové faktory s tím spojené /37, 124/.



Obr. 9 Interlaminární fixace pomocí kostního štěpu a svorky Halifax (Barrow Neurological Institute, <https://www.barrowneuro.org>)

Sublaminární smyčky jsou technicky náročnější metodou a při jejich prasknutí riskujeme poranění durálního vaku. Toto riziko téměř odpadá u kabelové techniky, kompletně pak u zadních interlaminárních technik, jejichž hlavní výhodou při fixaci atlantoaxiální nestability je jednoduchá aplikace. Interlaminární fixace může být i doplňkem jiných fixačních metod, popřípadě metodou volby, kdy jiná fixační technika není možná. Nevýhodou zůstává nedostatečná pevnost fixace a nutnost kombinace s rigidní externí imobilizací, abychom byli schopni dosáhnout uspokojivé kostní fúze. Selhání kostního štěpu nebo uvolnění smyčky bývá častou nežádoucí komplikací vedoucí k neprohojení spondylodezy /150/. To jsou také důvody, proč později byly tyto metody zdokonaleny a nahrazeny rigidnějšími fixacemi.

2.6.2.1.2 Zadní fixace C1-C2 s použitím šroubů

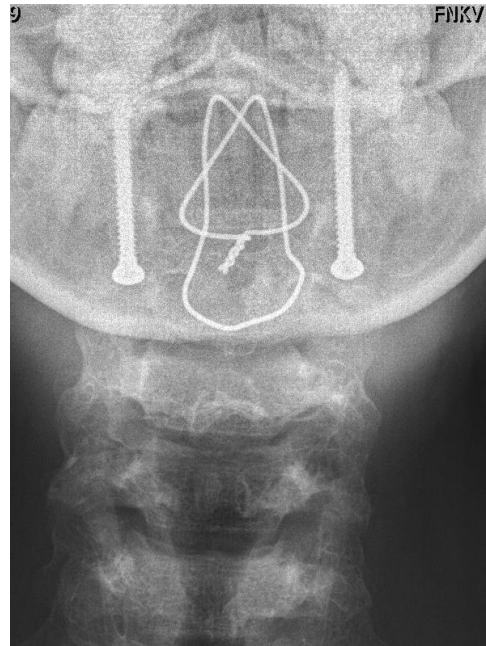
Magerl et al. v roce 1987 publikovali práci, ve které představili novou techniku zadní krční transartikulární stabilizace obratle C1 a C2 /88/. Princip metody spočívá v zavedení dvou paralelních šroubů v sagitální rovině ze zadního přístupu šikmo kranio-ventrálně přes skloubení C1/C2 obratle, přesněji istmů C2 s laterálními masami C1 (obr. 10). Vznikne tak stabilní fixace, která zajišťuje dosažení kvalitní fúze v 87-100 % /22, 28, 38, 50, 129, 130/ a odpadá tak nutnost kombinované stabilizace se zevní ortézou /49, 93/. Tato metoda může být rovněž doplněna interlaminární smyčkou s kostním štěpem. Vzhledem k anatomické variabilitě v této oblasti a rovněž k omezenému prostoru pro zavedení šroubů, vzniká riziko poranění vertebrální tepny, které je uváděno ve větších souborech v rozmezí 0-8,2 % /38, 87, 145/. V současné době se zdokonalujícími se zobrazovacími metodami a možností navigace lze toto riziko částečně eliminovat /58, 59/.

Další možností dorzální fixace C1 a C2 šrouby je použití techniky, kterou v roce 1988 popsali **Goel a Laheri** /39, 40/. Při tomto operačním přístupu je třeba exponovat dorzální část C1-C2 skloubení. Proto v počátku autoři podvazovali oboustranně C2 nervové kořeny. Příkladali na exponovanou oblast dlažku a fixovali ji monokortikálními šrouby (obr. 11). Postupně tuto techniku zdokonalovali, a to přes zavádění bikortikálních šroubů, až po distrahování kloubu a vmezeřování štěpu do tohoto prostoru za účelem dosažení lepší stability a fúze u pacientů s fixovanou dislokací atlantoaxiálního skloubení /42/.

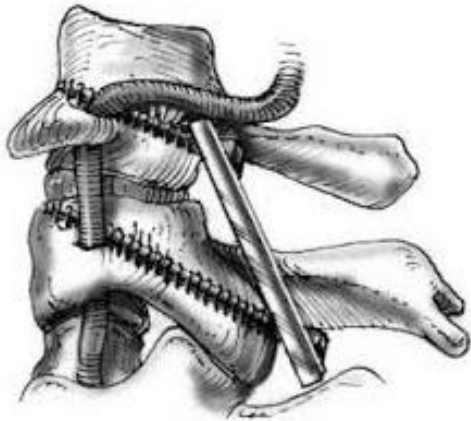
a)



b)



Obr. 10 Zadní transartikulární fixace C1-C2 dle Magerla u 22 letého pacienta, RTG snímek; *a* – boční pohled, *b* – zadopřední pohled



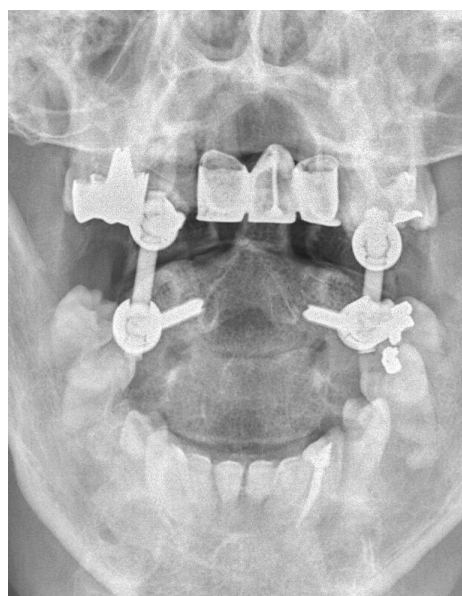
Obr. 11 Dorzální atlantoaxiální fixace dle Goela (Haid RW Jr, Subach BR, Rodts GE Jr . Advances in Spinal Stabilization. Prog Neurol Surg. Basel, Karger. 2003; vol 16: pp 128-141)

Následný rozvoj této techniky je spojen se jmény **Harms a Melcher**, kteří představili bikortikální zavedení polyaxiálních šroubů spojených dorzálně tyčemi /41/. Tato technika zadní instrumentace je dnes velmi rozšířená (obr. 12). Mezi její výhody, kromě méně invazivního přístupu, patří i skutečnost, že u ní není nutné přetínat nervový kořen C2. Kostní štěpy se vkládají buď do místa kloubního spojení nebo dorzálně mezi laminy (obr. 12). Arayan et al. retrospektivně zhodnotili soubor 102 pacientů, kteří byli léčeni pro nestabilitu C1-C2 ve většině případů způsobenou pakloubem dentu /8/. Do oblasti skloubení vkládali kostní štěpy nebo malé distrakční allografty ve formě spacerů a prokázali fúzi segmentu v 98 % případů. Stabilita Harmsovy fixace byla testována v řadě biomechanických studií ze kterých vyplývá, že pokud je doplněna interlaminární či sublaminární fixací smyčkou, procento prohojených fúzí je srovnatelné s technikou dle Magerla /75/.

a)



b)



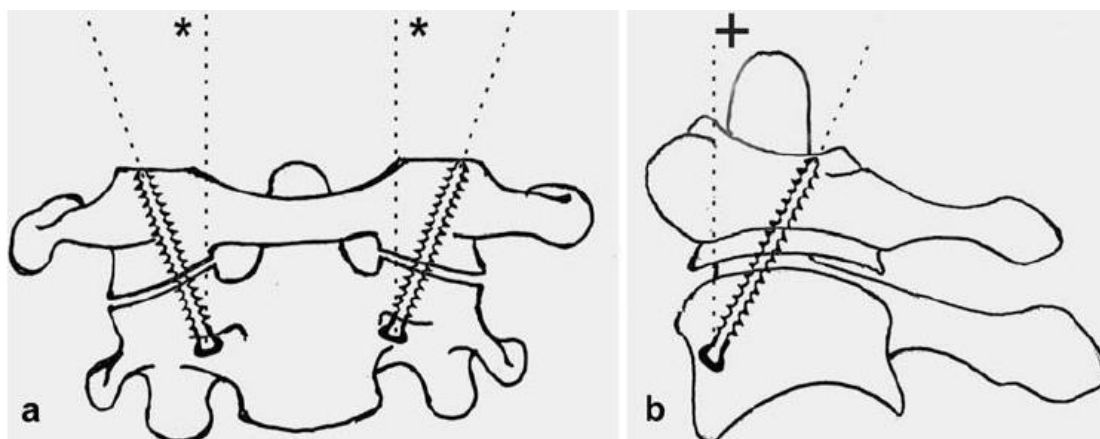
Obr. 12 Dorzální atlantoaxiální fixace dle Harmse u 55 letého pacienta, RTG snímek; *a* – boční pohled, *b* – zadopřední pohled

Další modifikací této metody je tzv. **Wrightova technika**, která na rozdíl od výše popsaného postupu fixuje šrouby C2 v laminách oblouku a tyto jsou pak spojeny tyčemi se šrouby v laterálních masách C1. Výrazně se tím snižuje riziko poranění vertebrální tepny /144/. Gorek et al. biomechanicky testovali tuto techniku a porovnávali s technikou dle Harmse. Statisticky významný rozdíl v pevnosti však neprokázali /46/. Jiní autoři poukázali

na menší rigiditu u laminárních šroubů v porovnání se šrouby v pediklu, a to hlavně při laterálním ohybu a v rotaci /21/.

2.6.2.2 Přední stabilizace zlomeniny dentu C2

První záznam o provedení fixace zlomeniny dentu C2 z předního přístupu byl publikován Estridgem a Smithem /32/. Navazovali tak na předchozí práci Fanga a Onga, kteří fixovali pakloub dentu pomocí vložení kostních štěpů intraartikulárně mezi C1-C2 z transorálního přístupu u šesti pacientů /33/. Další metody stabilizace atlantoaxiálního segmentu z předního přístupu využívaly implantáty v podobě šroubů nebo dlah. Lesoin et al. popsali metodu transartikulární přední stabilizace C1-2 při paralelně zavedených šroubech skrze atlantoaxiální skloubení /80/. Podobná metoda, ale s méně invazivním přístupem byla popsána Sonntagem a Dickmanem /120/. Zajímavé výsledky přinesla biomechanická práce, kterou publikovali Sen et al. /115/. Autoři v ní porovnávali pevnost přední a zadní transartikulární fixace C1-2 a neshledali signifikantní rozdíl v pevnosti u obou technik. Pokud ovšem byla zadní fixace doplněna o interlaminární fúzi štěpem zajištěným smyčkou, hodnoty pevnosti byly výrazně vyšší, obzvláště pak ve flexi a extenzi. U přední fixace autoři zvolili směr šroubů s trajektorií 20° laterálně v koronární rovině a 30° v rovině sagitální (obr. 13).



Obr. 13 Přední transartikulární fixace C1-C2 dle Seny; *a* - pohled zepředu, *b* - pohled ze strany (Sen MK, Steffen T, Beckman L, Tsantrizos A, Reindl R, Aebi M. Atlantoaxial fusion using anterior transarticular screw fixation of C1-C2: technical innovation and biomechanical study. Eur Spine J. 2005;14(5):512–518)

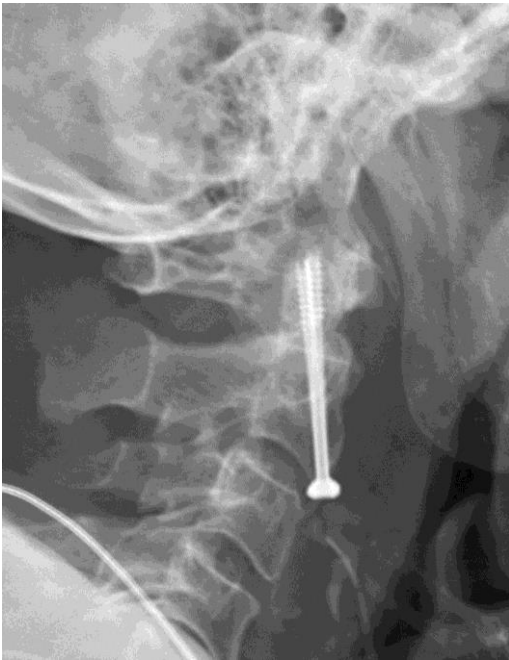
Za zmínku stojí také typ fixace provedený Barbourem, patrně prvním, kdo provedl stabilizaci C1-2 pomocí šroubu z předního, neboli spíše laterálního přístupu /9/. Šroub směřoval od laterální masy C1 dolů mediálně ke kloubnímu výběžku C2. Harms et al. uvedli do praxe dlahu fixovanou šrouby v oblasti laterálních mas C1 a těla C2 po provedené odontoidektomií /54/. Aby tato metoda vykazovala stejné biomechanické vlastnosti jako Magerlova zadní transartikulární fixace, je třeba ji podpořit zadní interlaminární fúzí dle Brookse /69/. Kandziora et al. rovněž poukázali na nedostatky dlahy jako takové /70/. Pro prevenci uvolnění instrumentace by byla vhodná dlahu umožňující zajištění šroubů s úhlovou stabilitou. Šrouby by se zároveň měly zavádět ve více denzní části kostní struktury, subartikulárně, aby se tak zajistila větší pevnost a předešlo se riziku selhání fixace. Skutečným průlomem v přístupu k léčbě zlomeniny dentu druhého krčního obratle bylo zavedení techniky přímé přední osteosyntézy dentu kompresním šroubem /7, 15, 51, 94/. Vzhledem k tomu, že tato problematika je předmětem postgraduálního studia, bude o ní blíže pojednáno samostatně v následující kapitole.

2.6.2.2.1 Přímá přední stabilizace zlomeniny dentu C2

Uvedení přední přímé osteosyntézy zlomeniny dentu C2 do praxe souvisí se jmény **Nakanishi** a **Magerl**, kteří tuto metodu navrhli nezávisle na sobě již v r. 1978, resp. 1979 /51, 94/. První publikovaný soubor 15 operovaných pacientů prezentoval v roce 1981 Böhler /15/. Tato technika je vhodná pro zlomeniny dentu typu II a tzv. “mělké” zlomeniny typu III dle Anderson D’Alonzovy klasifikace /4/. Zlomenina by neměla zasahovat na kloubní facety C2. Je třeba brát v úvahu také charakter sklonu lomné linie a současně posoudit rozsah tříštivé zóny a míru dislokace úlomku.

První práce poukazovaly na nutnost stabilizace dvěma šrouby, z nichž jeden by měl mít funkci tahovou, musí být tedy apikálně zaveden do kortikalis dentu /7, 100, 112/. Druhý šroub zajišťuje rotační stabilitu, kde je dostačující, aby šroub procházel přes lomnou linii /100, 126/ (obr. 14). Později bylo toto tvrzení revidováno na základě biomechanických studií a řada prací zabývající se touto problematikou prokázala dostatečnou pevnost a stabilitu při použití pouze jednoho tahového šroubu /66, 112/. Míra zhojení zlomeniny se pohybuje v rozmezí 81-95 % /1, 66, 126, 130/.

a)

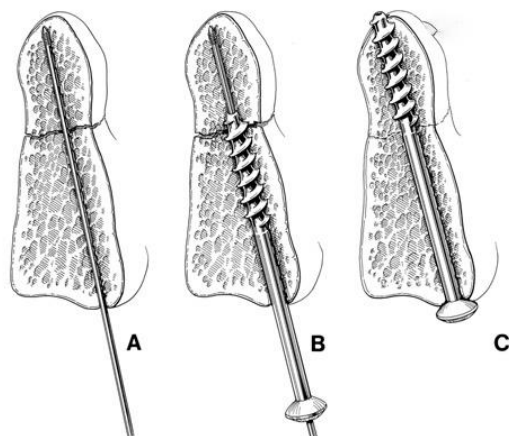


b)



Obr. 14 Přední přímá osteosyntéza dentu C2 dvěma šrouby u 77 leté pacientky, RTG snímek; *a* – boční pohled, *b* – zadopřední pohled

K tomu, abychom mohli provést tento typ fixace, je třeba nejprve zlomeninu zreponovat. Pacienta pokládáme do polohy na zádech na operační stůl a hlavu fixujeme v Mayfieldově svorce, případně i volněji při nutnosti peroperační manipulace k dosažení správného postavení. Skiaskopickou kontrolu provádíme pomocí dvou na sebe kolmých RTG zesilovačů v předozadní a bočné projekci. Tato část výkonu mnohdy zabere více času a úsilí, než samotný operační výkon. Přístup k páteři většinou volíme z pravé strany v úrovni meziobratlové ploténky C4/C5 dle Smithe a Robinsona /118/, poté tunelizujeme prevertebrální prostor k bazi obratle C2. Po naložení speciálních rozvěračů si vytváříme prostor k zavedení šroubu. Snažíme se místo vstupu zvolit při přední hraně kostěné baze obratle C2 a nenarušit ploténku C2/3. V místě vstupu nejprve zavádíme Kirschnerův drát až do oblasti kortikalis apexu dentu. V trajektorii drátu potom zavádíme kanylovaný tahový šroub (příp. šrouby) /7/ (obr. 15). Vše je třeba provádět za důkladné skiaskopické kontroly, a to jednak kvůli správné trajektorii šroubu, ale hlavně pro nutnost sledovat Kirschnerův drát, kde hrozí riziko hlubšího zavedení či následné migrace s poraněním životně důležitých struktur. Jakmile šroub dosáhne apexu, je třeba ho pevně dotáhnout s mírným přesahem přes kortikalis. Tím zajistíme kompresi v oblasti lomné linie (obr. 16).

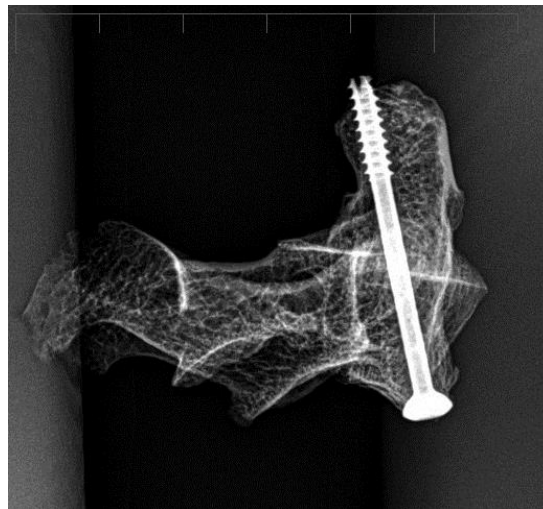


Obr. 15 Způsob zavádění šroubu do dentu; *a* - Kirschnerův vodící drát, *b* - zavedení kanylovaného šroubu po drátu, *c* - dotažení šroubu přes kortikalis apexu, závit šroubu musí být celý za linií lomu (Barrow Neurological Institute, <https://www.barrowneuro.org>)

a)



b)



Obr. 16 CT rekonstrukce zavedeného tahového šroubu do obratle C2; *a* – frontální rekonstrukce, *b* – sagitální rekonstrukce

Bohužel, tuto elegantní metodu řešení zlomenin dentu obratle C2 II. typu nelze spolehlivě použít u všech pacientů, zejména geriatrických. Hlavním důvodem je fakt, že s postupujícím věkem klesá kvalita kostní tkáně a u pacientů nad 65 let tato metoda ošetření

není doporučována pro vysoké riziko selhání osteosyntézy. Vzhledem k tomu jak stárne populace a k faktu, že v geriatrické skupině pacientů se jedná o nejčastější typ poranění v oblasti krční páteře /17, 107/, je třeba se touto problematikou intenzivně zabývat.

2.6.3 Specifika léčby zlomeniny dentu C2 II. typu u starší populace

Způsob terapie zlomeniny dentu II. typu ve věkové kategorii nad 65 let zůstává kontroverzní. Současné práce ukazují na neúnosně vysoké riziko komplikací spojených s konzervativní léčbou /16, 53, 84, 132/. Hanigan et al. zhodnotili soubor 19 pacientů starších 80 let se zlomeninou dentu léčených konzervativně, přičemž 30 % jich zemřelo v prvních třech týdnech, což patrně souvisí s jejich imobilizací při daných komorbiditách /53/. Tashjian et al. sledovali pacienty se zlomeninou dentu nad 65 let a zaznamenali více než dvakrát vyšší mortalitu u pacientů léčených Halo vestou (42 %) než u pacientů léčených jiným způsobem (20 %) /132/. Štulík et. al. ošetřili operačně 28 pacientů se zlomeninou dentu ve věku nad 65 let, u 14 pacientů byla provedena zadní C1-2 fixace a dřevo dle Harmse nebo Magerla, a u 14 pacientů byla provedena přímá přední fixace dentu dvěma kanylovanými šrouby /131/. Celková smrtnost do 6 týdnů po úrazu byla 28,6 %, po přímé osteosyntéze dentu to bylo 21,4 %, po zadní instrumentované fúzi 35 %. Hlavním rizikovým faktorem zvýšené pooperační mortality byl především věk pacientů. Autoři další větší práce s touto problematikou Anderson et al. poukázali na vysoké riziko selhání implantátu při přímé přední fixaci z důvodu nekvalitní kostní tkáně a nemožnosti pevného ukotvení implantátu /5/. V typických případech dochází v osteoporotické kosti k vytržení šroubu z baze těla C2 a tím k selhání celé fixace, což je i naše zkušenost (obr. 17). Konzervativní léčba byla v jejich souboru rovněž provázena řadou komplikací.

a)



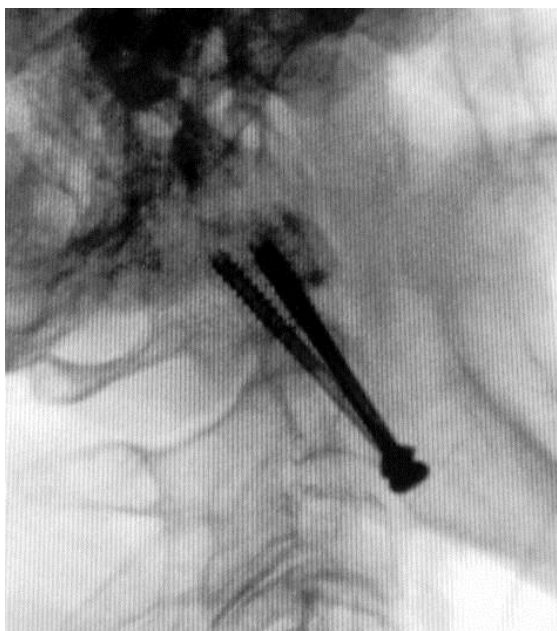
b)



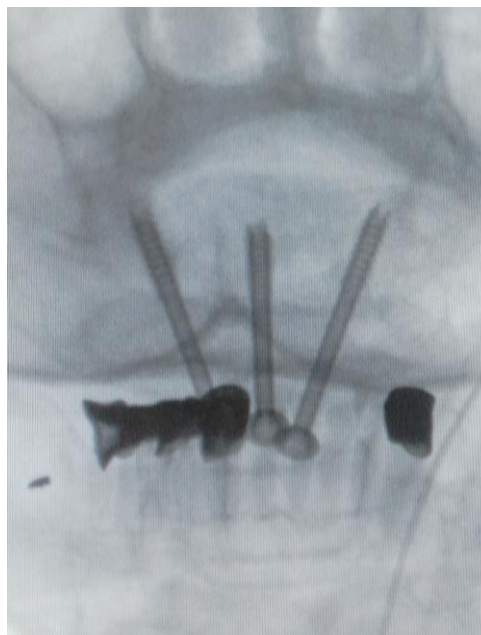
Obr. 17 Mechanismus vylomení implantátu v porotické kostní tkáni; *a* – ilustrace stavu, kdy dojde k selhání fixace vylomením baze šroubu přes oslabenou přední kortikalis těla C2 (Barrow Neurological Institute, <https://www.barrowneuro.org>), *b* – RTG boční snímek selhání fixace u 82 leté pacientky 6 týdnů po osteosyntéze

Dalším možným způsobem přední stabilizace zlomeniny dentu II. typu u pacientů se sníženou kostní denzitou je tzv. triple screw technika, která je kombinací přímé přední stabilizace dentu C2 kanylovaným šroubem a přední transartikulární atlantoaxiální fixace dvěma šrouby /67, 71, 80, 122, 138/ (obr. 18). Největší soubor pacientů zaměřený na tuto problematiku publikovali Josten et al. /67/. Do jednoročního sledování po operaci autoři zařadili zhruba 50 % pacientů a úspěšnost kostního prohojení byla zaregistrována v 90 % případů. Je třeba poznamenat, že u téměř 37 % sledovaných pacientů byly při RTG kontrole pozorovány známky uvolňování implantátu. U třech pacientů (7,6 %) bylo nutno provést revizi a stabilizovat zlomeninu ze zadního přístupu. Tento poznatek se stává limitujícím faktorem při širším využití této metody (obr. 19).

a)



b)

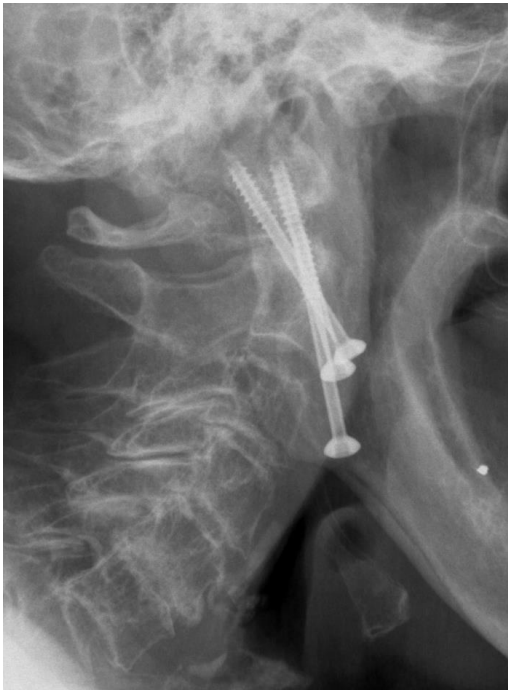


Obr. 18 RTG dokumentace fixace zlomeniny dentu C2 kombinací tahového kanylovaného šroubu a dvěma šrouby zavedenými transartikulárně C1 - C2 u 83 leté pacientky; *a* – boční pohled, *b* – zadopřední pohled

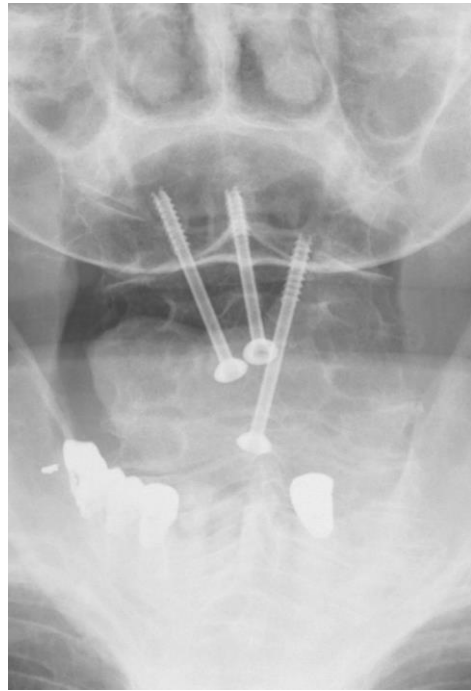
Zadní instrumentovaná spondylodéza se proto jeví v případě zlomeniny dentu u starší populace jako spolehlivější metoda a současný zlatý standard, který je však technicky náročnější, je spojený s nevýhodnou pronační polohou pacienta během chirurgického zákroku a současně pooperačně dochází k trvalému omezením rotace krční páteře.

Právě výše popsané okolnosti nás přivedly k myšlence možnosti zajištění standardně používaného implantátu vyztužením nekvalitní osteoporotické kostní tkáně polymetylmakrylátem. Doposud nebyla provedena biomechanická studie, která by porovnávala změnu pevnosti implantátu při standardní přední osteosyntéze zlomeniny dentu s aplikací kostního cementu. Této problematice bude věnována experimentální část disertační práce.

a)



b)



Obr. 19 Znamky uvolňování transartikulárního šroubu po fixaci zlomeniny dentu C2 technikou kombinované fixace kanylovaným tahovým šroubem a dvěma transartikulárními šrouby u 82 leté pacientky, RTG snímek; *a* – boční pohled, *b* – zadopřední pohled

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

3.1 Porovnání biomechanických vlastností cementované versus necementované přímé přední fixace šroubem u zlomeniny typu II dentu druhého krčního obratle u starší populace: kadaverózní studie

3.1.1 Úvod do problematiky, hypotéza

Zlomeniny dentu druhého krčního obratle jsou relativně častá poranění, zaujímají téměř 20 % fraktur v oblasti krční páteře a u populace nad 60 let se jedná o nejčastější zlomeninu v oblasti krční páteře, přičemž typ II klasifikace Andersona D'Alonza bývá zastoupený častěji než ostatní typy /17/. Se stárnutím populace lze předpokládat, že tato problematika nebude pouze okrajová. Ačkoli je toto tvrzení stále kontroverzní, existuje evidence, která naznačuje, že chirurgická stabilizace zlomeniny dentu C2 II. typu zlepšuje přežití a kvalitu života pacienta v porovnání s konzervativní léčbou /19, 106, 137/.

Standardem chirurgické léčby zlomeniny dentu C2 II. typu u starší populace je stabilizace celého segmentu obratlů C1 a C2. Obecně preferovanou a častěji prováděnou je zadní instrumentovaná fúze, ale stabilizovat segment C1-C2 lze několika technikami i z předního přístupu. Primární zadní instrumentace zajišťuje optimální stabilitu s kvalitní fúzí /5/, zároveň ale bývá technicky náročná, pro pacienta zatěžující (delší výkon v pronační poloze) a navíc dochází k výraznému omezení, resp. ztrátě kolem 50 % atlantoaxiální rotace /29/. Alternativou tohoto přístupu se stala tzv. přímá přední osteosyntéza dentu druhého krčního obratle. Výhoda této metody spočívá v zachování mobility horního krčního segmentu C1-C2, je technicky méně náročná s menší perioperační morbiditou /55/. K přímé osteosyntéze se používá jeden, případně dva 3,5 mm kanylované tahové šrouby. Feng et al. prokázali, že jeden zavedený šroub má stejnou biomechanickou stabilitu jako šrouby dva, a proto zajištění jedním šroubem je dostačující a preferovaná metoda u tohoto typu zlomenin /34, 85/. Podmínkou však je, že je potřeba perforovat apikální kortex dentu a fixovat šroub s bikortikálním zajištěním, protože pouze tak je dosaženo dostatečné komprese /7/.

U starší populace, kde lze předpokládat nižší kvalitu kostní tkáně, s sebou nese přímá přední fixace riziko vylomení šroubu z baze obratlového těla C2 /5/. Metaanalýza přímé přední fixace u typu II zlomeniny 2. krčního obratle u starší populace prokázala nezhojení zlomeniny v 10-33 % případů /62/. Nejvýznamnějším rizikovým faktorem je uváděn vyšší věk, který nepříznivě ovlivňuje hojení zlomenin /136/.

Analýza kostní trámčiny druhého krčního obratle vykazuje typické prořidnutí v oblasti baze obratlového těla /73/. Tato oblast snížené kostní denzity je předurčena ke snížené pevnosti a horšímu ukotvení implantátu, což může přispívat k vysokému procentu selhání instrumentace /96/. Tento problém je akcentován právě u pacientů ve starší věkové populaci, u které lze očekávat sníženou kvalitu kostní tkáně se sníženou denzitou kostní trámčiny /149/. Hypoteticky vzato by mělo po použití augmentace obratlového těla pomocí polymetylmakrylátu (PMMA) dojít k dostatečně pevnému ukotvení šroubu v porotické kosti a zabránění vylomení šroubu z baze těla C2, a tím i ke snížení rizika selhání vlastní osteosyntézy.

V literatuře bylo popsáno klinické využití této metody. Doposud byly publikovány tři práce, které poukázaly na slibné klinické výsledky u pacientů se zlomeninou II. typu druhého krčního obratle řešené právě přední přímou osteosyntézou s podporou augmentace kostní trámčiny polymetylmakrylátem /72, 135, 140/. Jedna studie byla zaměřena na biomechanické testování augmentované fixace zlomeniny dentu II. typu s využitím modifikovaného, v klinické praxi však zatím nevyužívaného implantátu /139/.

V našem experimentu jsme se zaměřili na biomechanické vlastnosti standardní přední fixace titanovým tahovým šroubem u zlomeniny typu II druhého krčního obratle v osteoporotickém terénu a toto porovnali s totožnou fixací, kdy tělo C2 bylo augmentováno polymetylmakrylátem (PMMA). K experimentu jsme využili kadaverózní biologický materiál obratlů C2 odebraných od geriatrických donorů.

3.1.2 Materiál a metodika

3.1.2.1 Materiál

Ve spolupráci s Ústavem soudního lékařství 3. LF UK a FNKV v Praze jsme v souladu se směrnicemi Etické komise 3. LF UK získali pro účely experimentu 20 vzorků obratle C2 od zemřelých dárců. Kadaverózní vzorky obratlů C2 byly vybrány podle předem stanovených inkluzních kritérií, mezi které patřil zejména věk zemřelých nad 70 let. Mezi exkluzní kritéria patřily anamnéza onkologického onemocnění, kostní metabolická choroba a úraz krční páteře v anamnéze donora. Vlastní odběr byl proveden v rozmezí 48-72 hodin po úmrtí dárce, abychom předešli znehodnocení biologického materiálu postupujícími rozkladnými procesy.

Po pitvě byla provedena disekce, která spočívala v blokovém vyjmutí krční páteře v rozsahu obratlů C1-C3, aby nedošlo k případnému poškození C2 obratle při solitárním vyjímání. Následně byl obratel šetrně izolován, měkké tkáně byly odstraněny tupou preparací. Po očištění byl biologický materiál označen identifikačním štítkem a uchováván v chladu při teplotě 5°C do doby dalšího použití.

Vzorky obratlů jsme označili a rozdělili do 2 skupin tak, aby byly genderově a věkově vyvážené (tab. 1, 2) (obr. 20, 21). Průměrný věk celého souboru byl 83 let (72-93), ve skupině určené k augmentaci byl průměrný věk 83,2 let (72-93), ve skupině bez augmentace 82,7 let (75-93). Zastoupení mužů a žen v obou skupinách bylo srovnatelné.

| Vzorek | Věk (roky) | Pohlaví |
|--------|------------|---------|
| 1 | 82 | M |
| 2 | 79 | Ž |
| 4 | 92 | M |
| 7 | 80 | M |
| 10 | 93 | M |
| 11 | 85 | M |
| 13 | 88 | Ž |
| 15 | 77 | Ž |
| 17 | 76 | Ž |
| 19 | 75 | Ž |

Tab. 1 Vzorky C2 obratlů určené k augmentaci



Obr. 20 Augmentované kadavery

| Vzorek | Věk (roky) | Pohlaví |
|--------|------------|---------|
| 3 | 83 | M |
| 5 | 88 | M |
| 6 | 89 | M |
| 8 | 72 | Ž |
| 9 | 78 | M |
| 12 | 93 | Ž |
| 14 | 90 | Ž |
| 16 | 77 | M |
| 18 | 73 | Ž |
| 20 | 89 | Ž |

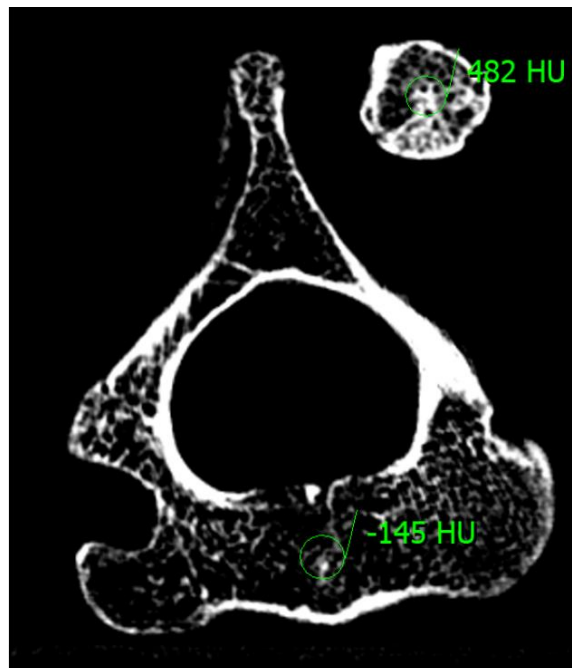
Tab. 2 Vzorky C2 obratlů bez augmentace



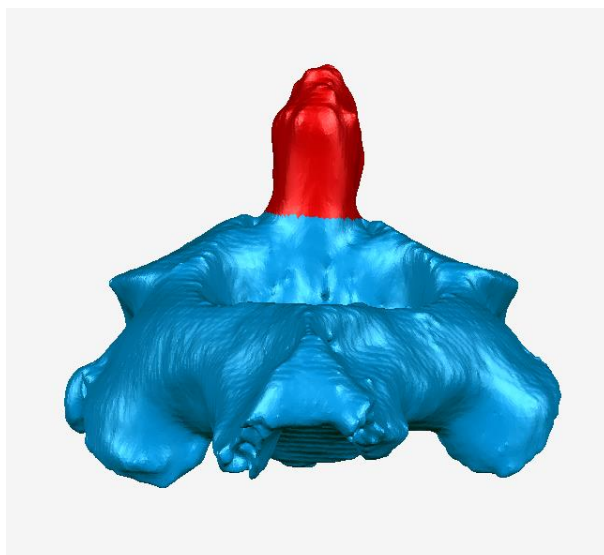
Obr. 21 Kadavery C2 obratlů bez augmentace

3.1.2.2 Měření kostní denzity

Kvalita kostní denzity každého jednotlivého obratle byla stanovena na základě CT vyšetření (CT) Somaton Definition AS (Siemens, Germany). Nastavení technických parametrů CT bylo následující: 120kV, 267 mA, tloušťka jednotlivých řezů byla 1mm. Analýza byla následně provedena pomocí využití x Vision View (Vidis s.r.o.). Oblast centra baze obratle C2 skrz kterou je zaváděn implantát byla zobrazena na axiálních skenech (obr. 22). Obratel byl virtuálně rozdělen na dvě části: tělo obratle a zub obratle C2 (*dens axis*) (obr. 23). Denzita centrální části byla poté vypočítána jako průměrná hodnota v rozsahu těchto dvou sledovaných částí obratle a zaznamenána v CT Hounsfieldových jednotkách (HU) /117/.



Obr. 22 Axiální CT sken obratle C2 s označením oblasti zavedení implantátu, v horní části obrázku vpravo zobrazena oblast dentu

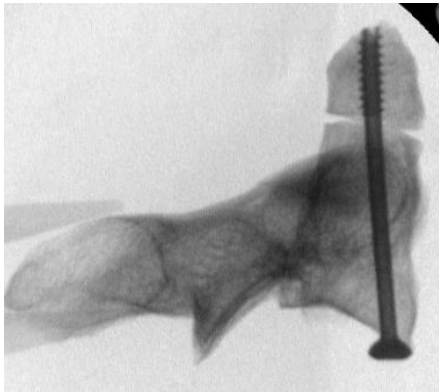


Obr. 23 3D CT rekonstrukce obratle C2 rozděleného na dvě části: tělo (modře) a zub čepovce (*dens axis*) (červeně)

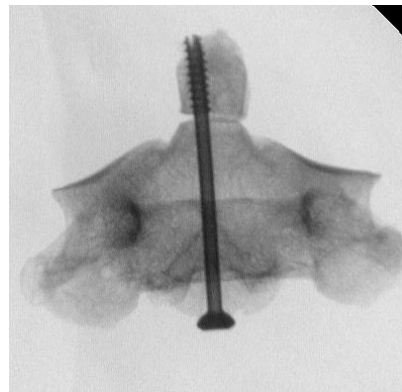
3.1.2.3 Příprava testovaného materiálu

Pro umělé vytvoření II. typu fraktury dentu dle Anderson-D'Alonzovy klasifikace na získaných obratlích z lidských kadaverů jsme použili oscilační kostní pilu. Řez jsme vedli transversálně tak, abychom co nejdříve simulovali právě II. typ fraktury dentu. Zároveň jsme se snažili vyvarovat poškození okolních částí obratlového těla. Poté jsme pod rentgenovým zesilovačem zavedli Kirschnerův drát osově v obou projekcích tak, aby hrot drátu perforoval vrchol dentu. Vstupní otvor byl umístěn ve středu ventrální hrany baze těla C2. Dále následovalo měření potřebné délky šroubu. Délka jednotlivých implantátů tak závisela na velikosti obratle. Následně jsme provedli fixaci arteficiálně vytvořené zlomeniny standardním samořezným kanylovaným tahovým šroubem o průměru 3,5 mm se závitem o délce 12 mm (Dens Access System, De Puy Synthes, Leeds, UK) (obr. 24). V klinické praxi je tento implantát využíván právě v indikaci fixace zlomenin dentu C2 II. typu a je nazýván „šroubem na dens“. Pro dosažení dostatečné komprese, je potřeba perforovat apikální kortex dentu a fixovat šroub s bikortikálním zajištěním /7/.

a)



b)



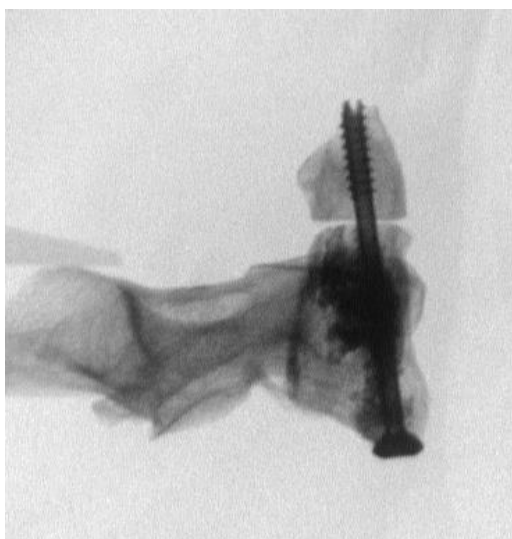
Obr. 24 Fixace arteficiální zlomeniny dentu C2 kanylovaným tahovým šroubem o průměru 3,5 mm se závitem o délce 12mm, RTG snímek; *a* – boční pohled, *b* – zadopřední pohled

Poté jsme u deseti randomizovaných vzorků (viz tab. 1, 2) při bazi obratle zavedli konvergentně ke šroubu dvě 18G Jamshidiho jehly, pomocí nichž jsme aplikovali vysoko viskózní polymethylmetakrylát (PMMA) (Vertecem, DePuy Synthes). Objem aplikovaného PMMA byl v průměru 1ml (v rozmezí 0,7-1,2 ml) v závislosti na velikosti obratlového těla, resp. objemu baze C2. Výplň jsme sledovali pod skiaskopickou kontrolou na monitoru v biplanární projekci. Dalším indikátorem pro dostatečnou výplň byla extravazace PMMA kolem vstupu jehel a z otvorů nutričních arterií kompaktní kosti obratle (obr. 25, 26).

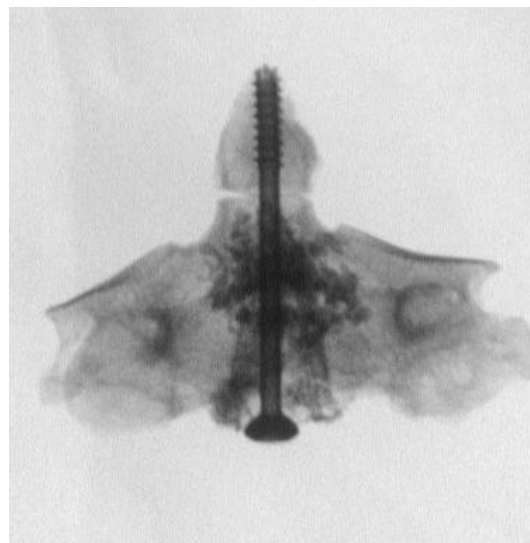


Obr. 25 Dvě 18 G jehly zavedeny konvergentně k implantátu do baze obratle C2 s následnou aplikací PMMA, patrná je extravazace z ventrální plochy těla obratle

a)



b)



Obr. 26 Implantovaný šroub a znázornění distribuce polymethylmetakrylátu (PMMA) v těle obratle C2 po aplikaci, RTG snímek; *a* - boční snímek, šroub zaveden osově a perforuje apex dentu, kompletní výplň obratlového těla, *b* – zadopřední snímek, správná pozice šroubu

3.1.3 Experimentální měření

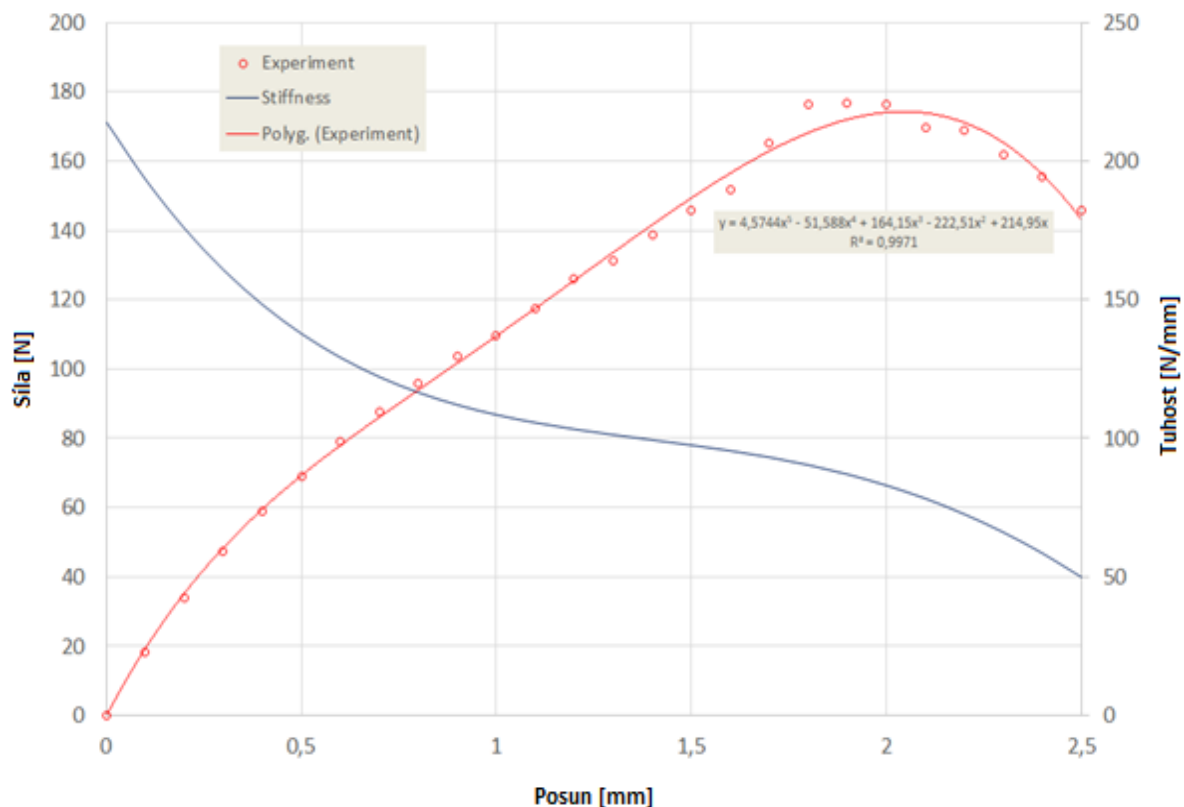
Vlastní biomechanické testování fixovaných kadaverózních vzorků, měření a výpočty bylo prováděno ve spolupráci s katedrou technologií a struktur Textilní fakulty při Technické univerzitě v Liberci.

Skupiny vzorků (viz tab. 1, 2) jsme v oblasti zadního oblouku obratle zafixovali do bločku polymethylmetakrylátu. Tlakový test byl proveden pomocí dvousloupcového testovacího přístroje, TIRAtest3 (Tira GmbH, Schalkau, Germany). V předozadním směru pod úhlem 90 stupňů jsme na oblast výběžku obratle C2 aplikovali kontinuální mechanickou sílu pomocí zatěžovacího tělesa ve tvaru V do té doby, než došlo buď k vylomení šroubu z baze obratle C2 nebo k významnému poklesu tuhosti zaznamenané na zatěžovacím grafu. Mechanismus selhání byl kontrolován přímo vizuálně a pomocí získaných hodnot na přístroji (obr. 27).



Obr. 27 Zatěžování oblasti dentu fixovaného v PMMA bločku v předozadním směru pomocí mechanického tlakového přístroje

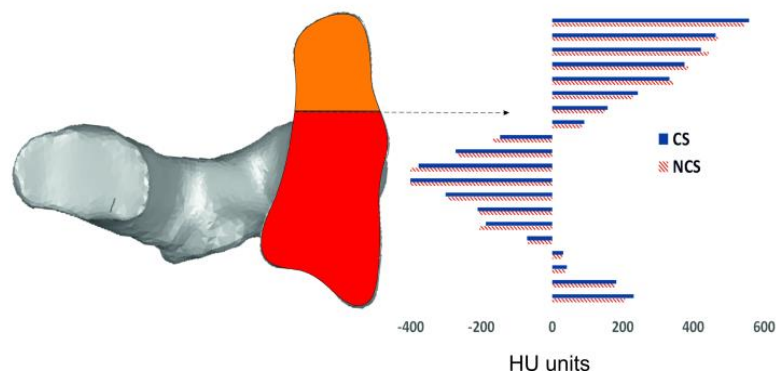
Závislosti síly a posunutí byly aproximovány polynomy pátého řádu s hodnotou spolehlivosti $R^2 = 0,97 - 0,99$. Následně byla spočítána tuhost, jako první derivace těchto polynomů, přičemž počáteční tuhost odpovídá první numerické hodnotě této funkce. První změna tuhostí závislosti byla porovnána s vizuálním záznamem a na základě tohoto spojení byla určena síla potřebná pro poškození tohoto spoje. Data byla analyzována využitím softwaru SPSS verze 21 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Statistická významnost porovnávaných stejně velikých skupin byla provedena Welchovým t-testem, neboť obě skupiny vykazovaly normální rozložení výsledků. Hladina významnosti byla stanovena na $p < 0,05$ (obr. 28).



Obr. 28 Křivka závislosti síly a posunutí, která má obdobný tvar v obou skupinách (cementovaných a necementovaných). První změna závislosti tuhostí byla porovnána s vizuálním záznamem a tím byla určena síla potřebná k posunu. Tuhost pak byla propočítána na základě získaných údajů.

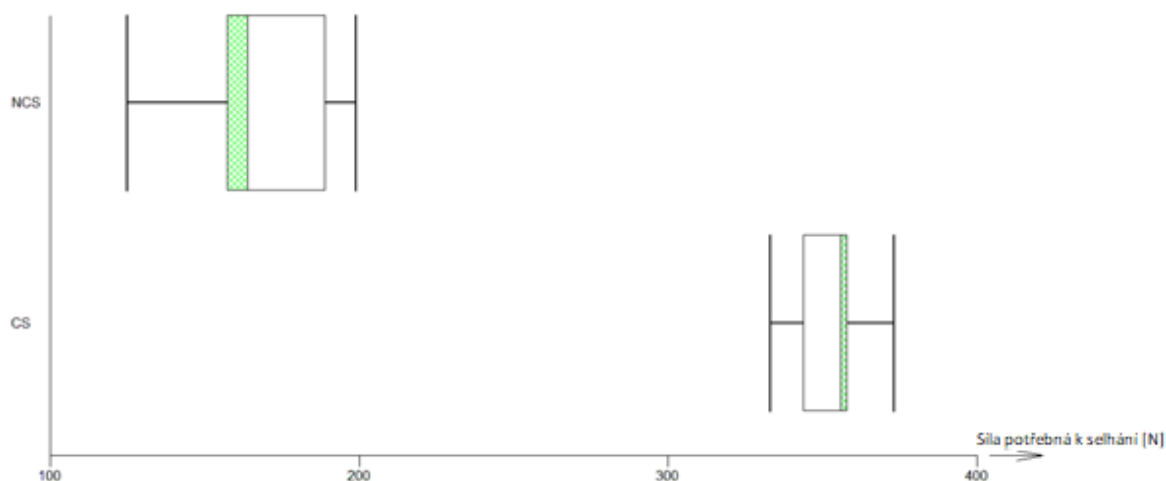
3.1.4 Výsledky

Obě vybrané testované skupiny nevykazovaly stran věku statistickou rozdílnost ($p = 0,33$). Obě pohlaví byly zastoupeny v obou skupinách rovnoměrně. Srovnatelného výsledku bylo dosaženo i v případě hustoty zkoušených vzorků ($p = 0,34$). Střední hodnota hustoty kostní tkáně v těle obratle byla pro necementovanou skupinu (NCS) -89 ± 6 HU a 88 ± 8 HU pro cementovanou (CS) skupinu vzorků. Střední hodnota hustoty kostní tkáně v odontoidu byla pro NCS skupinu 438 ± 11 HU a 436 ± 24 HU pro CS skupinu vzorků (obr. 29).



Obr. 29 Schématické znázornění naměřených hodnot kostní hustoty těla a dentu obratle C2. (CS cementovaná skupina, NCS necementovaná skupina, HU Hounsfieldovy jednotky)

Ve všech případech cementované skupiny (CS) kostní cement zcela vyplnil prostory osteoporotické kostní tkáně (obr. 26). Charakteristiky pro každou skupinu jsou shrnuty v tabulce (viz tab. 1, 2). Střední hodnota mezní síly potřebné k selhání implantátu byla pro skupinu CS 352 ± 12 N v porovnání 168 ± 23 N pro NCS skupinu (obr. 30). Rozdíl vykazoval statistickou významnost ($p < 0,001$).

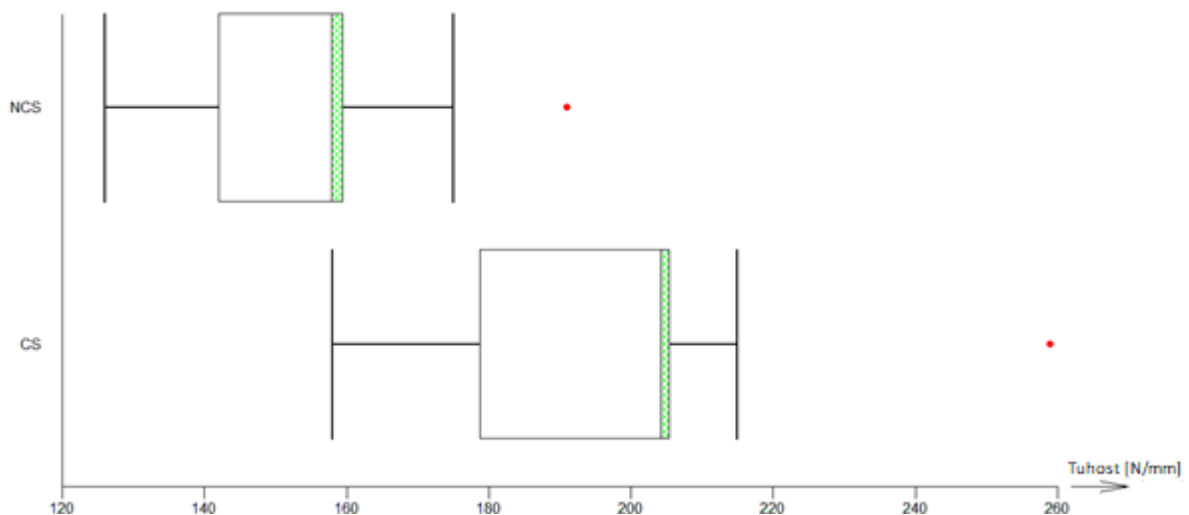


Obr. 30 Graf síly potřebné k selhání spojení implantát - obratel u cementované (CS) a necementované (NCS) skupiny. Cementovaná skupina vykazovala signifikantně vyšší hodnoty síly potřebné k selhání tohoto spojení.

Střední hodnota tuhosti NCS skupiny byla 153 ± 19 N/mm v porovnání s 195 ± 29 pro CS skupinu (obr. 31). Tento rozdíl byl rovněž statisticky signifikantní ($p < 0,001$). Získané křivky síly a posunu vykazují známky podobnosti pro obě kontrolované skupiny. Naměřené závislosti můžeme rozdělit do dvou oblastí:

- 1) Počáteční lineární závislost s minimálním nárůstem posunutí,
- 2) Nelineární část s velkým nárůstem posunutí.

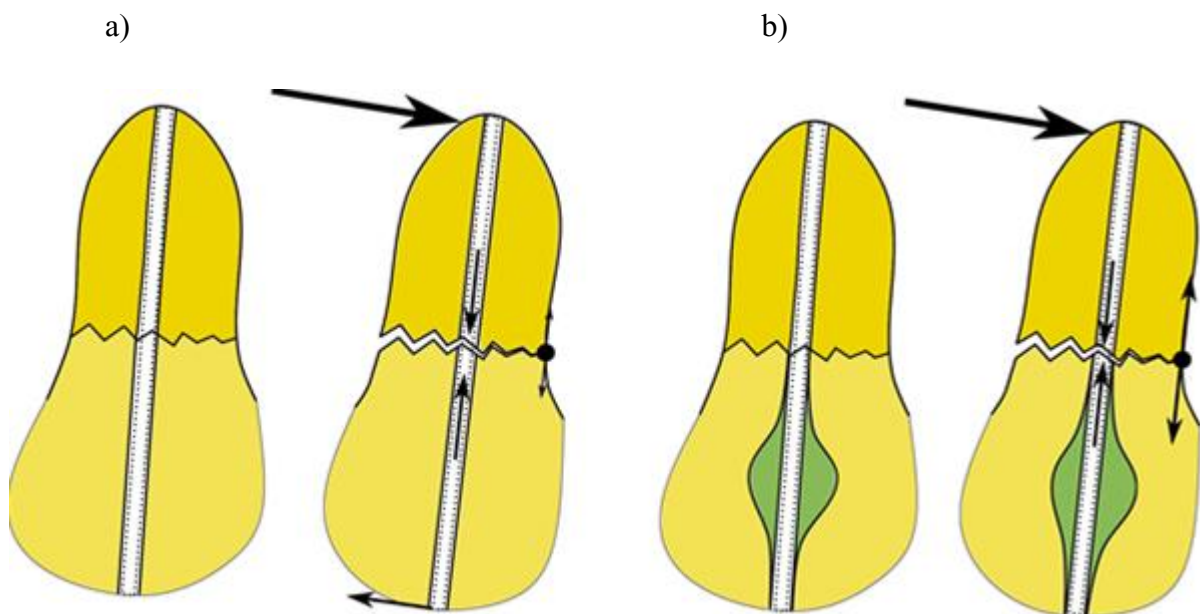
Mechanismy porušení obratle byly pro obě skupiny rozdílné. V případě NCS došlo vždy k vylomení šroubu skrz kortikalis přední části obratle C2 (obr. 32.a). Ve všech případech CS došlo k výrazné změně křivky tuhosti, která koresponduje s ohybovým zatížením obratle (obr. 32.b).



Obr. 31 Graf střední hodnoty tuhosti pro cementovanou (CS) a necementovanou (NCS) skupinu. Rozdíl v obou skupinách byl statisticky signifikantní ($p < 0,001$) (blíže v textu)

3.1.5 Diskuze

V naší studii jsme prokázali, že augmentace přední přímé fixace pomocí polymetylmetakrylátu u zlomeniny II. typu druhého krčního obratle výrazně zvyšuje pevnost při experimentálním zatížení v předozadním směru v porovnání s neaugmentovanou fixací u lidských kadaverů druhého krčního obratle ve věku nad 70 let. U všech vzorků v augmentované skupině cementem došlo k ohýbání titanového šroubu a k dotyku fragmetů kosti v oblasti zadní části lomné linie (obr. 32.b). Všechny necementované vzorky druhého krčního obratle vykazovaly selhání implantátu při bazi těla obratle a docházelo k vylomení šroubu přes přední kortikalis obratlového těla (obr. 32.a). Výsledky našeho měření poukázaly na možnost, že tato metoda by se dala využít pro významně pevnější ukotvení šroubu v kostní tkáni se sníženou denzitou u zlomenin dentu II. typu.



Obr. 32 Mechanismus selhání implantátu u cementované (CS) a necementované (NCS) skupiny, šipky naznačují směr působících sil; *a* – necementovaná skupina, u které došlo k vylomení šroubu z baze těla, *b* – cementovaná skupina (augmentovaná), u které došlo k ohýbání titanového šroubu místo jeho vylomení

V práci jsme použili nemodifikovaný, standardní a v klinické praxi používaný 3,5 mm široký kanylovaný titanový šroub. Maximální silové zatížení před selháním u augmentované fixace bylo v našem experimentu 352 N, v podobné studii, kde byl využit modifikovaný šroub se jednalo o sílu 353 N /140/. Tuhost dosahovala hodnot 195 N/mm, oproti 125 N/mm ve výše zmíněné práci. Důvodem vyšší tuhosti u augmentované fixace v naší práci byl pravděpodobně fakt, že jsme použili nemodifikovaný šroub, kdežto v původní studii byl použit šroub modifikovaný, s perforovanou stěnou, která mohla zapříčinit jeho sníženou pevnost.

Analýza distribuce polymetylmakrylátu pod biplanární skiaskopickou kontrolou ukázala, že polymetylmakrylát kompletně vyplňuje volný prostor v oblasti druhého krčního obratle. Únik polymetylmakrylátu jsme v oblasti linie lomu nezaregistrovali. Naše studie naznačuje, že technika, kterou jsme zvolili, tedy injektáž vysokoviskózního polymetylmakrylátu v oblasti baze pomocí paralelně zavedených Jamshidiho kanyl, je efektivní a bezpečná metoda augmentace zajišťující dostatečnou pevnost implantovaného šroubu. Monitorace distribuce polymetylmakrylátu pod biplanární skiaskopickou kontrolou a současná vizuální kontrola případného úniku polymetylmakrylátu v oblasti zavedených kanyl nám umožnila efektivně vyplnit volný prostor v oblasti baze druhého krčního obratle, aniž bychom zaznamenali únik cementu v oblasti lomné linie. Naše studie prokázala, že zavedení nemodifikovaného šroubu neovlivňuje biomechanické vlastnosti fixace ani adekvátní distribuci polymetylmakrylátu při bazi obratle. Implantace standardního šroubu na zlomeninu dens axis v kombinaci s hojně využívaným polymetylmakrylátem k augmentaci obratle by mohlo přispět k snadnému osvojení a rozšíření této metody v klinické praxi.

U tříštivých zlomenin lze předpokládat zvýšené riziko úniku polymetylmakrylátu, avšak je třeba mít na paměti, že tyto zlomeniny jsou v klasifikaci podle Andersona D'Alonza řazeny do skupiny zlomenin III. typu a tento typ zlomenin jsme v naší studii nehodnotili. V klinické praxi bychom proto přistoupili k pečlivému prozkoumání typu zlomeniny pomocí CT vyšetření a posoudili, zda je vhodná k přímé fixaci s podporou augmentace polymetylmakrylátem. Autoři práce s podobnou problematikou formou metaanalýzy hodnotili riziko úniku polymetylmakrylátu při vertebroplastice u osteoporotických zlomenin thorakolumbální páteře a v průměru u 25 % (rozmezí 9 – 75 %) augmentací docházelo k úniku polymetylmakrylátu mimo obratlové tělo /127/. U tohoto typu zlomenin důsledky

úniku polymetylmetakrylátu jsou obecně z velké části pokládány za klinicky nevýznamné. Skutečnost, že jsme v naší studii nepozorovali únik polymetylmetakrylátu mimo obratlová těla byla z části dána tím, že jsme použili pouze malé množství PMMA (průměr 1 ml), v porovnání se 3-4 ml ve výše uvedené metaanalýze. Hlavní rozdíl je dán faktem, že u standardní augmentace obratlů se cement zavádí do blízkosti oblasti zlomeniny, kde je jeho únik rizikovější, kdežto u augmentace C2 je cement vstřikován pouze do „zdravé“ baze obratlového těla, tedy mimo zlomeninu samotnou. Je ale nutné upozornit na riziko úniku cementu do linie lomu dentu C2, a to nejen stran ohrožení vitálně důležitých struktur, ale i z pohledu vytvoření možného interpozita bránícího případnému zhojení.

Při použití naší techniky a dodržení zásad správného posouzení typu zlomeniny obratle C2 v in vivo podmínkách považujeme únik polymetylmetakrylátu za velmi nepravděpodobný. Zároveň jsme si vědomi toho, že většina doposud publikovaných prací se věnovala problematice zlomenin obratlů v oblasti hrudní a bederní páteře oproti páteři krční.

V systematické revizi a metaanalýze vertebroplastiky a kyfoplastiky u metastatického postižení krční páteře riziko asymptomatického úniku polymetylmetakrylátu se pohybovalo kolem 16 % /26/. Většinou byl únik polymetylmetakrylátu lokalizován v oblasti měkkých tkání paraspinálního prostoru podél dráhy zavedené kanyly, v menší míře byl pak únik zaregistrován v oblasti epidurálního žilního plexu. Riziko výskytu komplikací bylo poměrně nízké, a to kolem 4 %, v jednom z případů se jednalo o závažnou komplikaci s následkem cévní mozkové příhody v oblasti okcipitálního laloku po úniku polymetylmetakrylátu do cévního řečiště s následnou embolizací /91/. Venózní drenážní systém v oblasti krční páteře ve většině případů odvádí krev mimo intrakraniální řečiště a studiem literatury jsme neodhalili podobný případ klinicky symptomatického úniku polymetylmetakrylátu při vertebroplastice v oblasti krční páteře. Přesto doporučujeme, aby před vlastní augmentací byla vždy věnována maximální pozornost při posuzování charakteru a typu zlomeniny. Stejně tak je zcela zásadní kontrola distribuce polymetylmetakrylátu během aplikace za biplanární fluoroskopické kontroly. Tímto se vyvarujeme potencionálním nežádoucím komplikacím spojeným s únikem polymetylmetakrylátu mimo obratel.

Ačkoli operační léčba zlomenin dentu II. typu druhého krčního obratle u starší populace má lepší klinické výsledky v porovnání s konzervativní léčbou /106, 137/, riziko perioperačních a pooperačních komplikací zůstává vysoké /5/. U 90 % populace starších pacientů, kteří utrpěli zlomeninu výběžku dentu C2, jsou pozorovány výrazné degenerativní

změny v oblasti krční páteře /79/. Z výše uvedeného lze usuzovat, že tato populace starších pacientů, kteří podstoupí fixaci zlomeniny II. typu druhého krčního obratle z předního přístupu, budou mít již primárně výrazně zredukovaný rozsah pohybu v oblasti krční páteře v porovnání s populací mladších pacientů. Tato skutečnost, spolu s předpokládaným vyšším výskytem komorbidit u těchto pacientů znamená, že technicky jednoduchá a rychlá operace, vyžadující standardní vybavení a postup bude jedním z klíčových parametrů pro dobrý klinický výsledek. Právě přímá fixace zlomeniny II. typu druhého krčního obratle s augmentací polymetylmetakrylátem by mohla vést k redukci náročných zadních výkonů a být tak elegantním operačním řešením u tohoto typu zlomenin ve starší populaci pacientů, aniž bychom je zatížili příliš vysokou perioperační morbiditou.

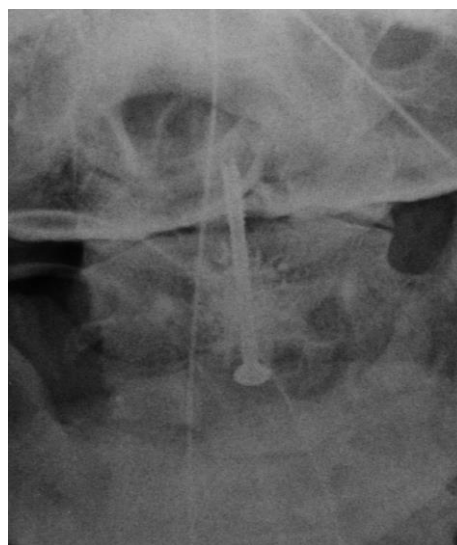
Snížená kvalita kostní tkáně při bazi těla druhého krčního obratle u geriatrických pacientů s osteoporózou je hlavním faktorem při selhání přímé přední fixace šroubem u II. typu zlomenin dentu C2 /62, 96/. Augmentace baze druhého krčního obratle kontrastním vysokoviskózním, rychle aplikovatelným polymetylmetakrylátem zajišťuje dostatečnou pevnost v zatížení a snižuje tak riziko vylomení šroubu v oblasti baze druhého krčního obratle. V in vivo podmínkách by proto nemělo docházet k selhání implantátu. Tento fakt jsme potvrdili na několika případech starších pacientů, u kterých jsme přistoupili k augmentované přední osteosyntéze zlomeniny dentu (obr. 33). Ani v jednom případě nedošlo k úniku cementu a současně nedošlo k vylomení šroubu z baze obratlového těla C2. Tento soubor pacientů nebyl zpracován k publikaci vzhledem k malému počtu pacientů s krátkodobým sledováním.

V naší experimentální práci vysokoviskózní polymetylmetakrylát vyplňoval volný prostor v trámčině baze druhého krčního obratle a vytvořil tak pevný blok s ukotvením šroubu v proximální části obratle. Tímto mechanismem se redukuje možnost případných mikropohybů v porózní kostní tkáni. Podobně i hlavička šroubu je zajištěna pevně při vstupu do baze obratle a šroub tak využívá svých kompresních vlastností, což vede k pevnější stabilizaci zlomeniny s větší šancí na kvalitní kostní prohojení. Je známo, že síla potřebná k vytažení augmentovaného kanylovaného šroubu v oblasti pediklů hrudní a bederní páteře je výrazně vyšší v porovnání s neaugmentovanými /45, 82/, a pro naší práci je to další nepřímý důkaz vyšší pevnosti augmentované fixace.

a)



b)



Obr. 33 Fixace zlomeniny II. typu dentu C2 kanylovaným tahovým šroubem s augmentací baze obratlového těla vysokoviskoźným polymetylmetakrylátem u 87 letého pacienta, RTG snímek; *a* – boční pohled, *b* – zadopřední pohled

Jsme si vědomi řady limitujících faktorů naší studie. Jedním z nich je simulace místa vytvoření lomné linie pomocí oscilační pily, jejíž použití nevytváří věrný charakter zlomeniny a dochází tím také k částečné ztrátě kostní tkáně. V *in vivo* podmínkách by se jednalo o přímou sílu, která by zlomeninu způsobila. Důvodem této arteficiálně vytvořené zlomeniny bylo získání identických modelů zlomeniny dentu typu II druhého krčního obratle u všech dvaceti vzorků. U přímo aplikované extenční a kompresní síly na výběžek dentu C2 jsme se obávali rizika poškození obratle ve větším rozsahu než bylo žádoucí pro potřeby našeho měření /133/. Dalším limitujícím faktorem při měření potřebné síly nutné k selhání implantátu je vystavení vzorků obratlů předozadní střížné síle. Toto ne zcela kopíruje celou škálu sil, které na atlantoaxiální segment působí v *in vivo* podmínkách. Je nutno ale poznamenat, že dostupné biomechanické studie dokazují, že jsou to právě předozadní střížné síly potřebné k dosažení zlomeniny dentu II. typu druhého krčního obratle, kdežto u laterálně působících sil k tomuto typu zlomeniny nedochází /63/. Proto směr silového působení, které jsme zvolili při našem biomechanickém měření považujeme za adekvátní pro zhodnocení a posouzení stability fixace tohoto typu zlomeniny druhého krčního obratle.

Dále jsme nebyli schopni plně zhodnotit kostní denzitu, tedy ve smyslu zda se u donora kadaverózního vzorku jednalo o klinickou diagnózu osteoporózy. U výběru věkové

skupiny v našem experimentu lze ale předpokládat, že většina vzorků obratlů musela vykazovat známky snížené kostní minerálové denzity /149/. Kostní denzita u jednotlivých vzorků obratlů byla hodnocena pomocí počítačové tomografie (CT) a měřena v Hounsfieldových jednotkách. Nejedná se o standardní měření kostní minerálové denzity, avšak tuto metodu lze spolehlivě použít a korelace mezi hodnotami získanými tímto měřením a změnami minerálové kostní denzity byla prokázána v předchozích studiích a může být aplikována při diagnostice osteoporotických změn kostní tkáně /99/. Různé hodnoty kostní denzity byly rovněž pozorovány na jednotlivých etážích páteřního sloupce. U druhého krčního obratle je 3x až 5x vyšší kostní denzita v porovnání s obratlem L1, a to dokonce i u pacientů s osteoporózou /6/. To je také důvodem relativně vyšších hodnot v měření pomocí Hounsfieldových jednotek u našich vzorků obratlů C2. Je vhodné předpokládat, že vzorky obratlů použité v našem experimentu reprezentují klinicky relevantní vzorek populace s frakturou dentu II. typu druhého krčního obratle se sníženou kostní minerálovou denzitou a osteoporózou.

Augmentace přední přímé fixace šroubem u zlomeniny dentu II. typu C2 u populace starších pacientů byla již aplikována v klinické praxi u malého počtu těchto pacientů v retrospektivních klinických sledováních /72, 139/. Abychom mohli posoudit klinický prospěch tohoto terapeutického přístupu, bylo by potřeba tuto metodu systematicky zhodnotit v kontrolním prospektivním klinickém sledování.

3.1.6 Závěr

Naše současná studie prokázala účinnost augmentace standardní přední fixace šroubem pomocí polymetylmetakrylátu u zlomeniny II. typu druhého krčního obratle u pacientů starší populace, kteří vykazují známky snížené kostní minerálové denzity. Prokázali jsme signifikantně vyšší pevnost cementovaných vzorků při zatížení v předozadním směru v porovnání s neaugmentovanou fixací. Výsledky jsou srovnatelné s pracemi, ve kterých byl při měření použit modifikovaný, v praxi nepoužívaný implantát.

Tato práce demonstruje jednoduchou metodu augmentace fixace zlomeniny dentu C2 polymetylmakrylátem pomocí využití standardního chirurgického postupu a věříme, že tato metoda najde širší uplatnění v klinické praxi.

3.2 Augmentace přední fixace zlomeniny typu II dentu druhého krčního obratle: vliv aplikovaného objemu polymetylmakrylátu na pevnost implantátu

3.2.1 Úvod do problematiky, hypotéza

Vertebroplastika je jako metoda augmentace obratlových těl finančně nenáročná, minimálně invazivní metoda, kdy polymetylmakrylát (PMMA) je pomocí kanylované jehly vpraven do oblasti obratlového těla. Hlavním cílem této metody je posílit kostní trámčinu obratlového těla o nízké denzitě, převážně u pacientů s diagnózou osteoporózy, a to zejména vůči kompresním silám, které na obratel působí a zároveň tak klinicky ulevit od bolesti, která osteoporotické zlomeniny obratlů doprovází. Původně tato metoda byla využívána u obratlů postižených nádorovým, převážně metastatickým procesem, následně byla rozšířena o augmentaci osteoporotických zlomenin obratlů a později se využití této metody zaměřilo i na augmentaci implantátů fixujících páteř s horší kvalitou kosti /56/. Liebschner et al. zkoumali riziko nedostatečného vyplnění obratlového těla polymetylmakrylátem a zjistili, že i neadekvátní výplň může vést k dobrému klinickému výsledku co se týče úlevy od bolesti, stejně tak i k uspokojivému dosažení pevnosti a stabilizace zlomeniny obratle /81/.

Perkutánní vertebroplastika (PVP) se hojně využívá v oblasti bederní a hrudní páteře, kde pevnost obratlového těla vůči kompresním silám je s ohledem na sagitální bilanci obzvláště důležitá. V nedávné době se aplikace této metody rozšířila i na oblast krční páteře za účelem posílení obratlového těla a zajištění stability. Polymetylmakrylátem augmentovaná fixace šroubu při přední stabilizaci zlomeniny II. typu druhého krčního obratle u pacientů se sníženou kostní denzitou byla popsána jako efektivní operační metoda zajišťující stabilní fixaci /72, 139/.

I přes to, že perkutánní vertebroplastika je považována za jednoduchou, minimálně invazivní operační metodu, může být doprovázena řadou komplikací. Jednou z nejčastěji se vyskytujících peroperačních komplikací je extravazace polymetylmakrylátu mimo obratel. Únik cementu lomnou linií do intervertebrálního disku nečiní větší obtíže, ale jeho extravazace do páteřního kanálu může mít závažné neurologické následky a průnik do žil s následnou plicní embolizací může mít důsledky fatální /64, 101/. Výskyt úniku polymetylmakrylátu během perkutánní vertebroplastiky je ve většině případů monitorován a detekován pomocí rentgenového zesilovače. I přes pečlivou monitoraci je známo, že ne vždy je extravazace zaznamenána a bývá podceňována. Větší pravděpodobnost detekce úniku polymetylmakrylátu by byla možná pomocí podrobnější CT monitorace /114/.

Riziko úniku polymetylmakrylátu mimo obratlové tělo během perkutánní vertebroplastiky se podle jednotlivých prací pohybuje mezi 41 – 90 % z celkového počtu provedených PVP /61, 95, 148/. Studie věnující se této problematice můžeme rozdělit do dvou skupin. První skupina prokázala, že množství aplikovaného polymetylmakrylátu a kostní denzita obratle je klíčovým faktorem při extravazaci mimo obratlové tělo /95, 128, 146, 148/. Druhá skupina se pokoušela objasnit vliv objemu aplikovaného polymetylmakrylátu a jeho distribuci v trámčině obratle na obnovení pevnosti obratle /12, 13/. Žádná z těchto dvou skupin studií nepřispěla do problematiky extravazace polymetylmakrylátu mimo obratlové tělo při perkutánní vertebroplastice jednoznačným závěrem.

V naší práci jsme porovnávali biomechanické vlastnosti v praxi široce využívaného, nemodifikovaného kanylovaného šroubu s augmentací polymetylmakrylátem a bez augmentace při fixaci zlomeniny dentu II. typu druhého krčního obratle pomocí **metody konečných prvků**. V první studii jsme prokázali, že polymetylmakrylátem augmentovaná přímá přední fixace kanylovaným šroubem u zlomeniny dentu II. typu C2 se sníženou kostní denzitou významně zvyšuje pevnost a tím odolnost při předozadním zatížení a zabraňuje tak vylomení implantátu v porovnání s neaugmentovanou fixací /102/. Množství a kvalita polymetylmakrylátu byla v našem případě totožná s využitím v klinické praxi.

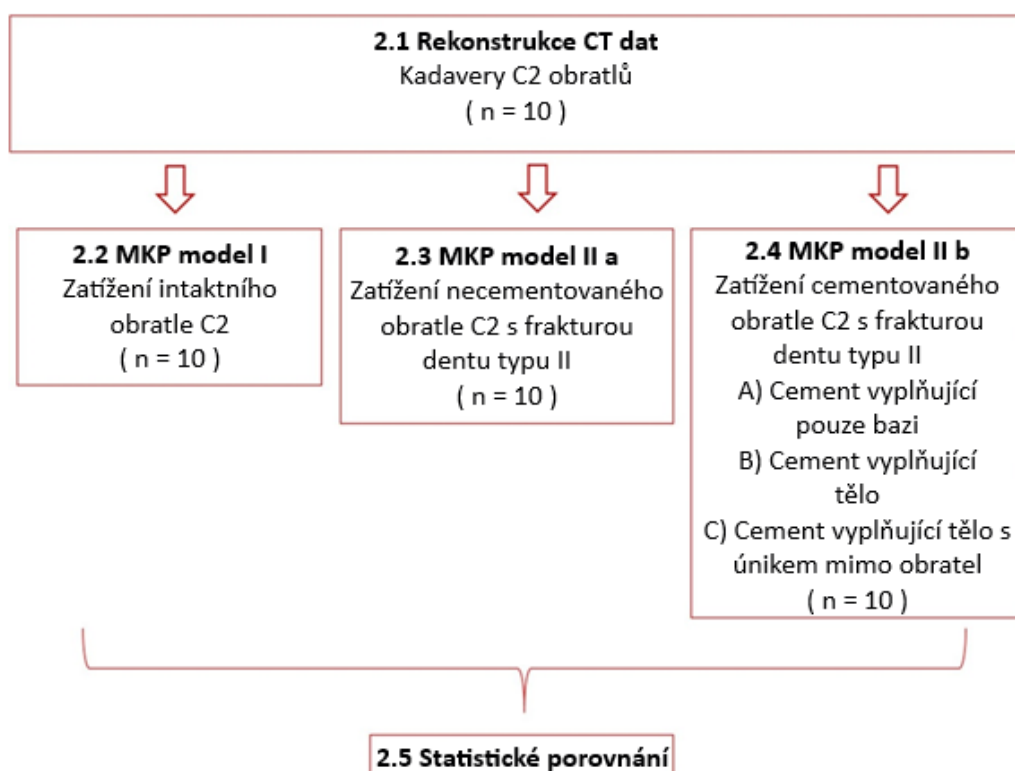
V experimentální práci jsme chtěli ozřejmit roli a vliv objemového množství polymetylmakrylátu na kvalitu pevnosti místa přechodu baze a výběžku druhého krčního obratle. Studovali jsme vliv objemu a distribuce polymetylmakrylátu aplikovaného do druhého krčního obratle na pevnost fixace kanylovaným šroubem. Navrhli jsme dvě specifické hypotézy. První hypotézou byl předpoklad, že augmentace pouze baze druhého

krčního obratle zajistí stejnou nebo srovnatelnou pevnost implantátu v porovnání s augmentací celého obratle. Druhá hypotéza se zaměřila na problematiku toho, zda snižující se porozita použitého polymetylmakrylátu zvyšuje pevnost zavedeného implantátu.

3.2.2 Materiál a metodika

Metoda konečných prvků (MKP) je standardizovaný nástroj v biomechanickém měření. Již řadu let je tato metoda úspěšně využívána i na poli operační léčby pohybového aparátu /43, 81, 108/.

Obecný přehled našeho experimentálního postupu a hodnocení je znázorněn na schématu (obr. 34). V našem experimentu jsme použili data z vyšetření pomocí počítačové tomografie (CT) vzorků kadaverů druhého krčního obratle získaná v předchozím experimentu /102/.



Obr. 34 Schéma pracovního postupu při experimentu a hodnocení výsledků

3.2.2.1 Materiál

Ve spolupráci s Ústavem soudního lékařství 3. LF UK a FNKV v Praze jsme v souladu se směrnicemi Etické komise 3. LF UK získali pro účely experimentu 20 vzorků obratle C2 od zemřelých dárců. Kadaverózní vzorky obratlů C2 byly vybrány podle předem stanovených inkluzních kritérií, mezi které patřil zejména věk zemřelých nad 70 let. Mezi exkluzní kritéria patřily anamnéza onkologického onemocnění, kostní metabolická choroba a úraz krční páteře v anamnéze donora. Vlastní odběr byl proveden v rozmezí 48-72 hodin po úmrtí dárce, abychom předešli znehodnocení biologického materiálu postupujícími rozkladnými procesy.

Po pitvě byla provedena disekce, která spočívala v blokovém vyjmutí krční páteře v rozsahu obratlů C1-C3, aby nedošlo k případnému poškození C2 obratle při solitárním vyjímání. Následně byl obratel šetrně izolován, měkké tkáně byly odstraněny tupou preparací. Po očištění byl biologický materiál označen identifikačním štítkem a uchováván v chladu při teplotě 5°C do doby dalšího použití.

Vzorky obratlů jsme označili a rozdělili do 2 skupin tak, aby byly genderově a věkově vyvážené (tab. 1, 2) (obr. 20, 21) (str. 29 disertační práce). Průměrný věk celého souboru byl 83 let (72-93), ve skupině určené k augmentaci byl průměrný věk 83,2 let (72-93), ve skupině bez augmentace 82,7 let (75-93). Zastoupení mužů a žen v obou skupinách bylo srovnatelné.

3.2.2.2 Měření kostní denzity

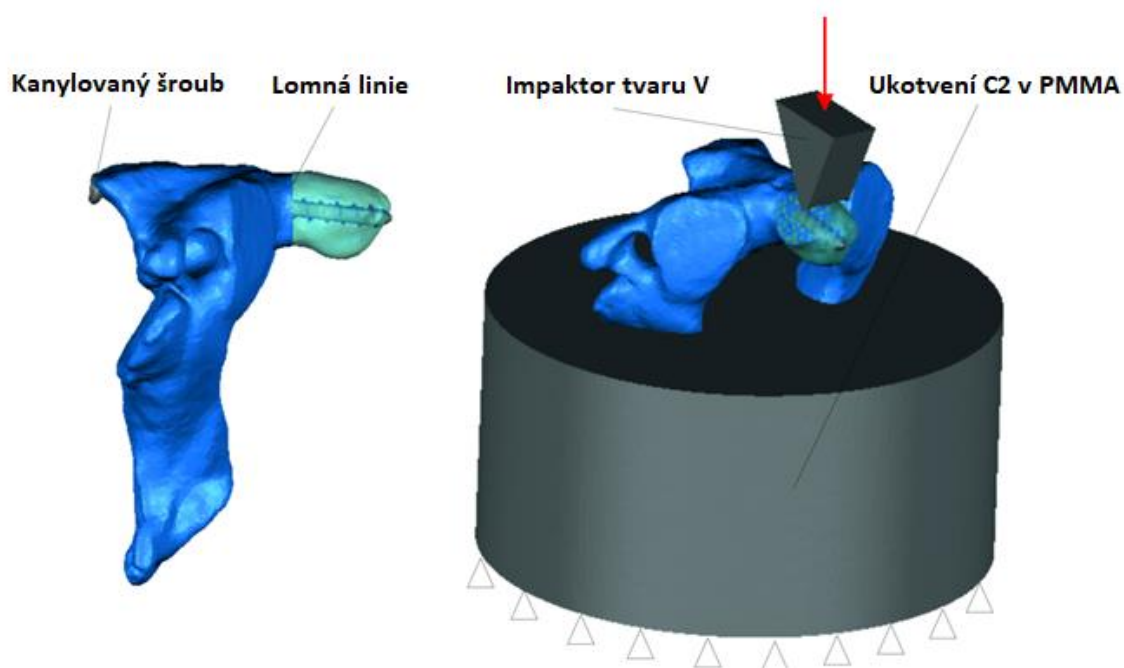
Kvalita kostní denzity každého jednotlivého obratle byla stanovena na základě CT vyšetření (CT) Somaton Definition AS (Siemens, Germany). Nastavení technických parametrů CT bylo následující: 120kV, 267 mA, tloušťka jednotlivých řezů byla 1mm. Vytvořili jsme tak počítačový model na základě CT vyšetření.

3.2.2.3 Metodika

Pomocí vyšetření počítačovou tomografií (CT) jsme ve spolupráci s katedrou technologií a struktur Textilní fakulty při Technické univerzitě v Liberci získali počítačový model obratle a na základě získaných dat jsme modely rozdělili do dvou skupin.

Model I

Intaktní druhý krční obratel jsme v oblasti zadního oblouku upevnili v polymethylmetakrylátu (obr. 35). Impaktor ve tvaru V jsme směřovali v předozadním směru na výběžek druhého krčního obratle. Materiálový model kosti, s využitím dat CT analýzy, byl generován pomocí softwaru MITK-GEM na základě mocninné funkce navržené v literatuře [92, 98].



Obr. 35 Virtuální zobrazení nastavení experimentu; *a* – virtuální model fixované zlomeniny dentu II. typu C2 tahovým titanovým šroubem, *b* – předozadní směr působení síly impaktoru tvaru V

Model II

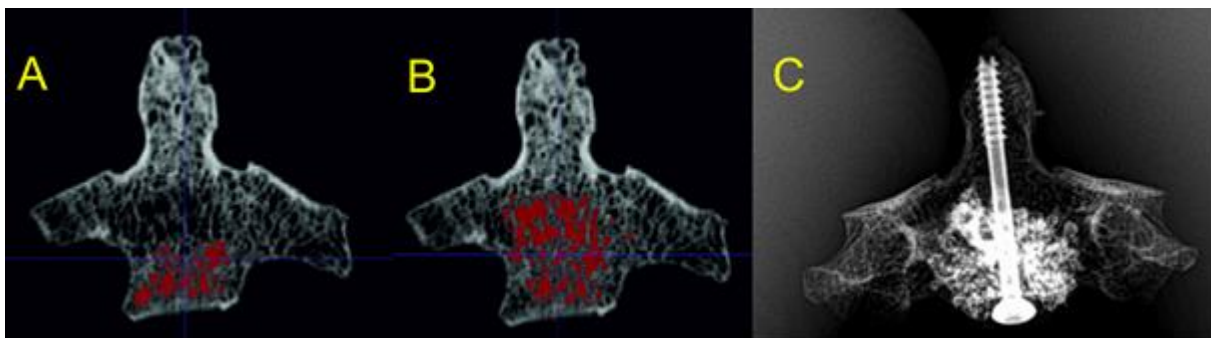
Zlomenina dentu II. typu (dle Anderson D'Alonzovy klasifikace) druhého krčního obratle byla dosažena pomocí virtuální transversální osteotomie, tj. oddělení těla obratle a dentu. Přímá přední fixace byla, opět virtuálně, provedena pomocí samořezného tahového titanového 3,5 mm širokého kanylovaného šroubu s 12 mm dlouhým závitem (DePuy Synthes, Leeds, UK) zavedeným osově do sledovaného obratle. Pro tření mezi jednotlivými segmenty modelu byl zvolen Coulombův model s hodnotou třecího koeficientu $f = 0,3$. Tření bylo definováno mezi tahovým šroubem a zatěžovacím členem. Materiálové vlastnosti kostní tkáně a cementu se měnily na základě následujícího:

- (a) Necementovaný obratel. Vlastnosti materiálu byly shodné s modelem I.
- (b) Cementovaný obratel. Proces augmentace s použitím vysokoviskózního polymetylmakrylátu (Vertecem, DePuy 26 Synthes, Leeds, UK) byl nasimulován pomocí algoritmu v prostředí program ITK-SNAP dle literatury /147/. Pro postihnutí spektra možné augmentace byly zvoleny tři základní submodely:

A) polymetylmakrylát vyplňuje pouze spodní část druhého krčního obratle,

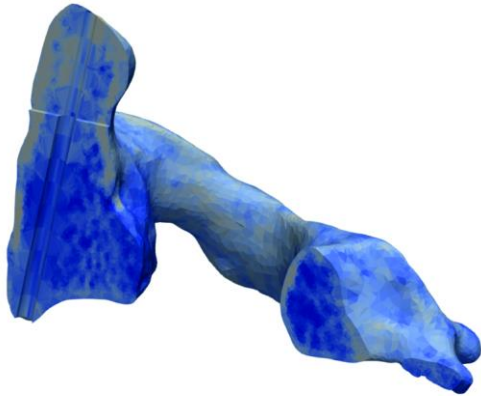
B) polymetylmakrylát vyplňuje střední pilíř těla druhého krčního obratle,

C) polymetylmakrylát vyplňuje celé tělo a uniká mimo obratel (obr. 36). Materiálové vlastnosti, resp. materiálový model byl přiřazen jednotlivým modelům dle metodiky modelu I. (obr. 37).

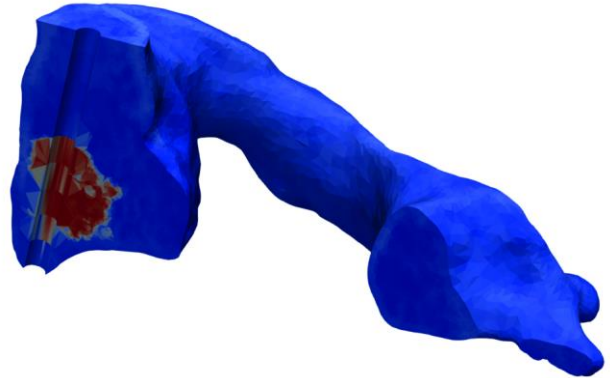


Obr. 36 Stupně augmentace druhého krčního obratle polymetylmakrylátem; *a* - výplň pouze baze (submodel A), *b* - výplň těla obratle (submodel B), *c* - výplň těla s únikem polymetylmakrylátu mimo obratel (submodel C)

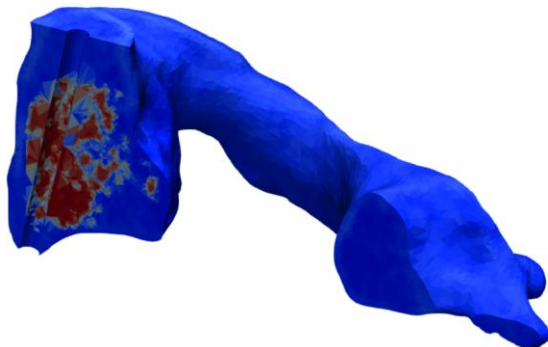
a) obratel C2 bez augmentace



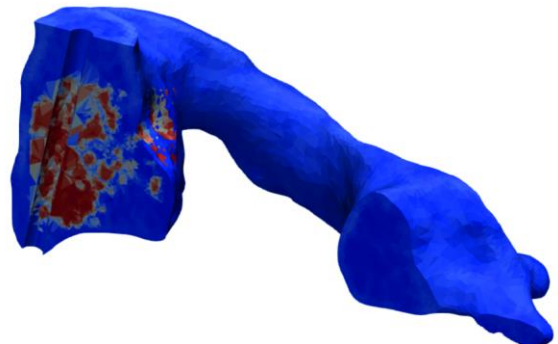
b) výplň baze těla C2 cementem



c) výplň těla C2 cementem



d) výplň těla C2 s únikem cementu



Obr. 37 Stanovení vlastností materiálu kostní tkáň a polymethylmetakrylátu v konečně prvkovém (MKP) modelu na základě CT dat; *a* – obratel C2 bez augmentace (intaktní / s virtuální zlomeninou C2 II. typu), *b* - augmentace pouze baze C2, *c* - augmentace těla C2, *d* - augmentace těla C2 s únikem polymethylmetakrylátu mimo obratel

Konečně-prvkový (MKP) model byl vytvořen v programu MSC 2016.0 (MSC Software, Czech Republic). Materiálové vlastnosti kostního cementu a titanové slitiny byly stanoveny na základě pomocných experimentů a zkušeností v laboratoři katedry technologií a struktur při Technické univerzitě v Liberci a přiřazeny dle tabulky 3. Pro prokázání vlivu

kvality cementu byly zvoleny dva základní typy: homogenní a porózní. Konečně-prvkové modely byly zatíženy a počáteční tuhost byla propočítána dle naší předchozí práce /102/. Výsledná data byla zpracována v programu QC-Expert (Trilobit s.r.o., Czech Republic). Statistická významnost porovnávaných stejně velikých skupin byla provedena Welchovým t-testem, neboť obě skupiny vykazují normální rozložení výsledků. Hladina významnosti byla stanovena na $p < 0,05$.

| Materiál | Youngův modul [MPa] | Poissonův poměr [-] |
|--------------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| <i>Kostní cement – homogenní</i> | 3000 | 0,3 |
| <i>Kostní cement - porózní</i> | 500 | 0,3 |
| Ti6Al4V | 117000 | 0,38 |

Tab. 3 Hodnoty parametrů materiálových modelů (elastický isotropní)

3.2.3 Výsledky

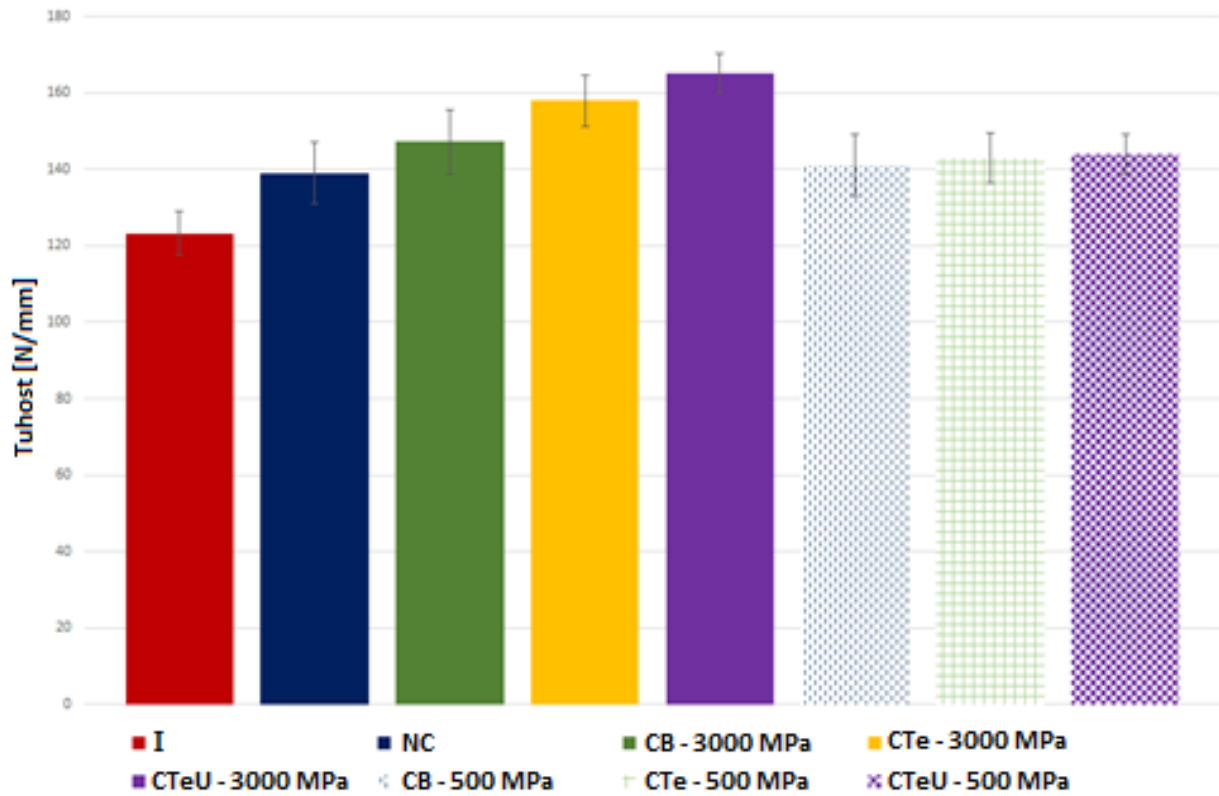
Objem použitého kostního cementu se měnil dle zvoleného augmentačního modelu. Vypočítaný objem pro jednotlivé případy je shrnut v tabulce 4. Nejnižší hodnota objemu kostního cementu byla naměřena pro případ augmentace spodní části těla obratle a to $0,47 \pm 0,03$ ml s průměrnou výškou od baze $8,7 \pm 0,8$ mm. Objem odpovídající standardní augmentaci byl určen na hodnotě $0,95 \pm 0,15$ ml s průměrnou výškou $17,4 \pm 1,2$ mm od baze těla obratle. Nejvyšší hodnota objemu kostního cementu odpovídala případu úniku cementu mimo obratel a to $1,62 \pm 0,12$ ml (výška nebyla stanovena).

| Vzorek obratle C2 | Věk (roky) | Pohlaví | Objem kostního cementu- baze C2 (ml) | Objem kostního cementu- tělo C2 (ml) | Objem kostního cementu- únik mimo C2 obratel (ml) |
|----------------------|---------------|---------|--|--|--|
| 1 | 83 | M | 0,44 | 0,87 | 1,48 |
| 2 | 88 | M | 0,48 | 0,96 | 1,55 |
| 3 | 89 | M | 0,46 | 0,93 | 1,52 |
| 4 | 72 | Ž | 0,35 | 1,08 | 1,57 |
| 5 | 78 | M | 0,42 | 0,85 | 1,63 |
| 6 | 93 | Ž | 0,51 | 1,23 | 1,75 |
| 7 | 90 | Ž | 0,56 | 1,11 | 1,81 |
| 8 | 77 | M | 0,45 | 0,97 | 1,46 |
| 9 | 73 | Ž | 0,47 | 0,69 | 1,68 |
| 10 | 89 | Ž | 0,53 | 0,78 | 1,74 |
| <i>Průměr</i> | 83,2 ± 7,26 | - | 0,47 ± 0,056 | 0,95 ± 0,15 | 1,62 ± 0,12 |

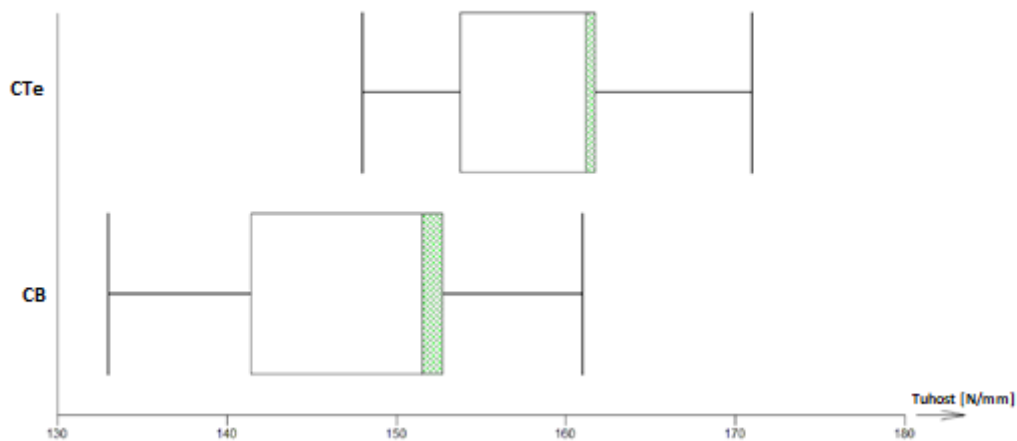
Tab. 4 Měření objemu kostního cementu u jednotlivých obratlů

Počáteční tuhost intaktního obratle byla zvolena jako referenční hodnota tuhosti. Střední hodnota počáteční tuhosti pro homogenní kostní cement ($E = 3000$ MPa) se zvyšovala lineárně ($R2 = 0,98$) (obr. 38). Nejnižší hodnota počáteční tuhosti ($123,3 \pm 5,8$ N/mm) byla zaznamenána pro intaktní obratel. Nejvyšší hodnota pak v případě úniku kostního cementu mimo kostní tkáň ($165,2 \pm 5,2$ N/mm). Rozdíl počáteční tuhosti obratle augmentovaného ve spodní části ($147,2 \pm 8,4$ N/mm) byl statisticky významný ($p < 0,0061$) v porovnání s počáteční tuhostí obratle argumentovaného v celém těle ($157,9 \pm 6,6$ N/m) (obr. 39). Střední hodnota počáteční tuhosti pro porózní kostní cement ($E = 500$ MPa) zůstala konstantní. V

případě porózního kostního cementu nebyl rozdíl v tuhostech augmentovaného nebo neaugmentovaného obratle ($p < 0,18$). Augmentace měla vliv i na mechanismus porušení obratle při zatížení.

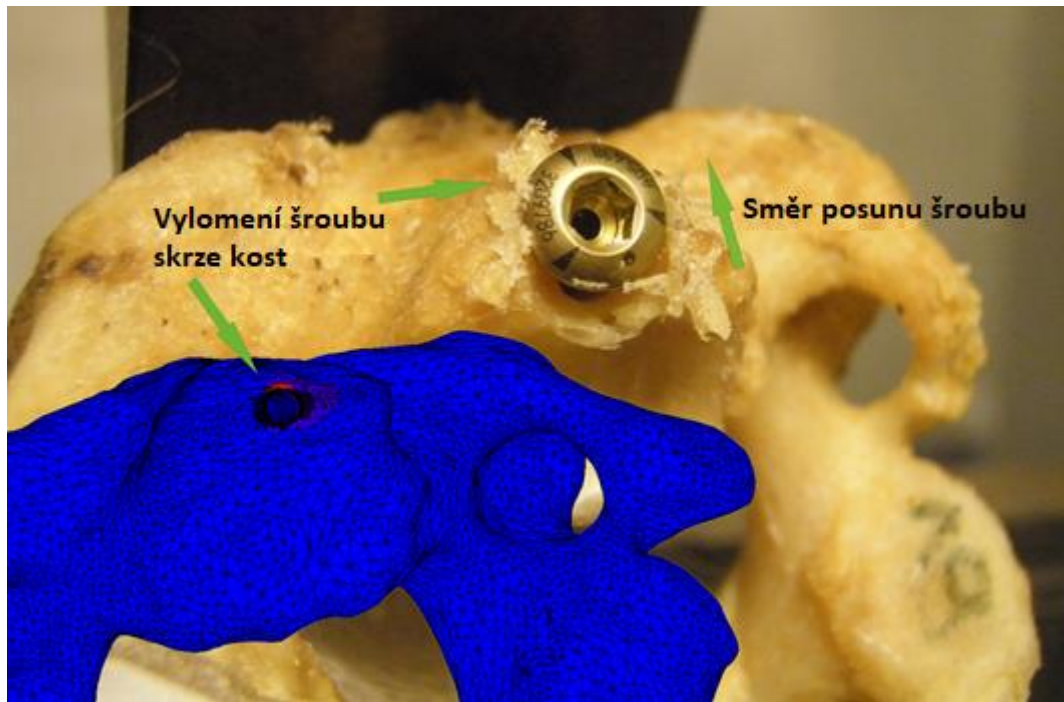


Obr. 38 Sloupcový graf rozdílů počáteční tuhosti (N/mm) dle navržených virtuálních modelů; **I** - Intaktní obratel, **NC** – necementovaný vzorek C2, **CB** – cementovaná baze C2, **CTe** – cementované tělo C2, **CTeU** – cementované tělo C2 s únikem, **3000 MPa** – střední hodnota počáteční tuhosti pro homogenní cement, **500MPa** – střední hodnota počáteční tuhosti pro porózní cement

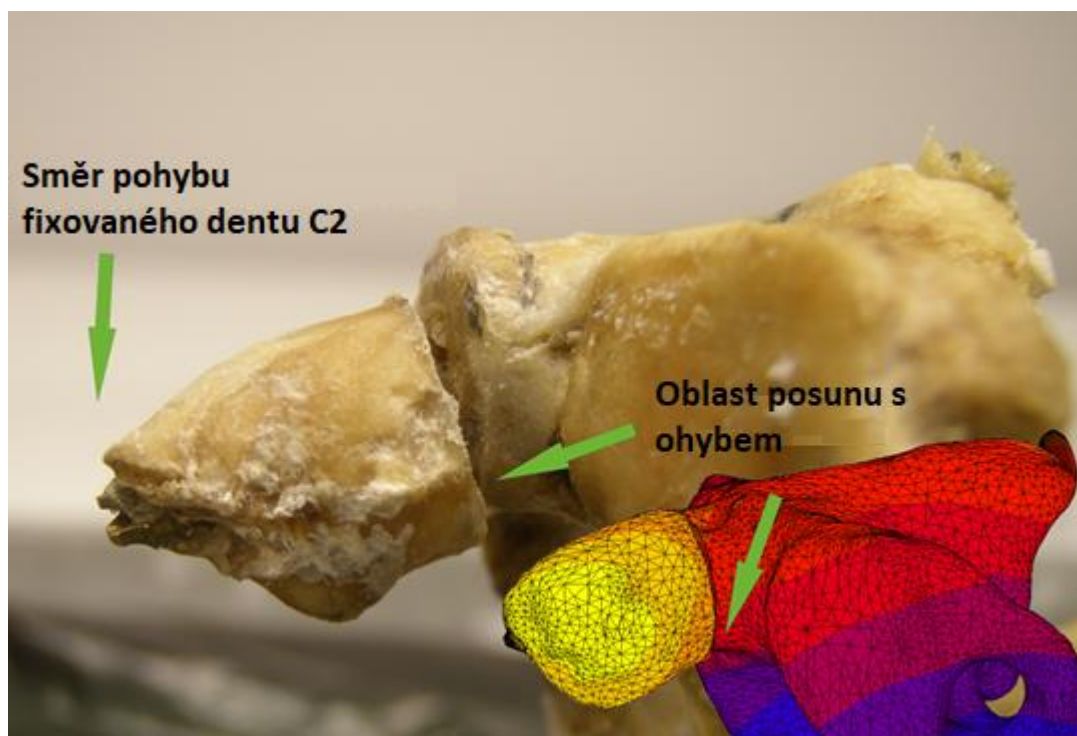


Obr. 39 Graf znázorňující počáteční tuhost (N/mm) souboru obratlů cementovaných pouze při bazi v porovnání se souborem obratlů cementovaných i v oblasti těla; CB – cementovaná baze C2, CTe – cementované tělo C2

Z našeho experimentu lze vyvozovat, že pokud nepodpoříme implantovaný šroub augmentací kostním cementem, dojde k vylomení šroubu v přední části obratlového těla (obr. 40). V případě augmentace kostním cementem, a to bez ohledu na aplikovaný objem, dochází k ohybu dentu spolu s augmentovaným šroubem v rovině zatížení (obr. 41). Nezaznamenali jsme případ vylomení šroubu v přední části obratlového těla. Dochází zde k významné změně tuhosti, která souvisí s ohybovým zatížením.



Obr. 40 Názorný způsob selhání spojení na rozhraní implantát - obratel v situaci bez použití kostního cementu. V oblasti přední části obratlového těla dochází k prořezávání implantátu skrze kortikalis



Obr. 41 Názorný způsob selhání spojení na rozhraní implantát - obratel při použití kostního cementu. Dochází k ohybu dentu spolu s augmentovaným šroubem v rovině zatížení

3.2.4 Diskuze

Přední přímá osteosyntéza zlomeniny dentu II. typu druhého krčního obratle je považována za nejvíce přijatelnou a rozšířenou metodu u léčby těchto nestabilních zlomenin /85, 97/. Prolomení implantátu skrze přední kortikalis obratle bylo popsáno jako nejčastější příčina selhání fixace /24, 85/. Proto modifikace této metody s kombinací aplikace polymetylmetakrylátu do baze obratlového těla C2 by mohla přispět k lepšímu zajištění implantátu v kostní tkáni a tím k pevnější stabilizaci tohoto typu zlomeniny s minimalizací rizika vylomení implantátu v in vivo podmínkách /139/. Doposud se žádná biomechanická studie nevěnovala problematice vlivu objemového množství a kvality polymetylmetakrylátu na pevnosti přední fixace u zlomeniny dentu II. typu druhého krčního obratle.

Z biomechanického hlediska nás zajímala zejména informace, jaké minimální objemové množství polymetylmetakrylátu je ještě dostatečné k zajištění pevnosti a stability augmentované přední fixace šroubem zlomeniny odontoideálního výběžku druhého krčního obratle. Provedli jsme detailní analýzu pomocí metody konečných prvků, abychom pochopili chování polymetylmetakrylátu z hlediska biomechaniky u augmentace přední fixace těchto zlomenin. Prokázali jsme, že se jedná o **lineární vztah mezi pevností fixace a množstvím a distribucí aplikovaného polymetylmetakrylátu** do oblasti druhého krčního obratle.

Využití evoluční rovnice v ITK-SNAP softwaru bylo schopno zhodnotit variabilitu objemového množství aplikovaného polymetylmetakrylátu v těle druhého krčního obratle. Průměrné objemové množství polymetylmetakrylátu bylo zaznamenáno jako nejnižší v oblasti baze obratle s hodnotami $0,47 \pm 0,03$ ml, standardní výplň celého těla odpovídala hodnotám $0,95 \pm 0,15$ ml a nejvyšší hodnoty objemového množství byly zaznamenány u případů, kdy docházelo k úniku polymetylmetakrylátu mimo obratel. V tomto případě se jednalo o objemové množství $1,62 \pm 0,12$ ml. Tato zjištění jsou v souladu s naší předchozí studií, kde se získané hodnoty objemového množství pohybovaly v rozmezí 0,7-1,2 ml /102/. Výsledky jsou rovněž podobné závěrům práce Liebschnera et al., kteří poukázali na to, že i pouze malé množství polymetylmetakrylátu je nutné k dosažení dostatečné pevnosti a stability zlomeniny bederního obratle srovnatelné s jeho původními biomechanickými vlastnostmi před vlastním traumatem /81/. Naše výsledky naznačují, že i minimální množství polymetylmetakrylátu je dostatečné k obnovení pevnosti a stability zlomeniny dentu II. typu druhého krčního obratle, a to v objemovém množství 0,7-1,2 ml. Použití nadměrného

množství polymetylmetakrylátu je spojeno s rizikem zvýšené tuhosti obratle a tím i se změnou biomechanických vlastností přilehlých segmentů páteře. Dále je aplikace nadměrného množství PMMA spojená s rizikem úniku cementu do okolní tkáně, případně venózních plexů, které následně může způsobit závažnou komplikaci ve formě plicní embolizace. Jako přirovnání se nabízí vliv rigidity osteosyntézy na proces hojení zlomenin dlouhých kostí, kdy pevnost fixace může mít pozitivní či negativní vliv na vlastní hojení (pakloub z instability – hojení – pakloub z nadměrné rigidity) /10/. Je třeba poznamenat, že odhad tak malého objemu polymetylmetakrylátu by mohl představovat určitý problém v klinické praxi, stejně jako předčasný únik polymetylmetakrylátu mimo obratel z důvodu rozdílné porozity kostní tkáně.

Analýza pevnosti fixace prokázala vzestupnou lineární úměrnost mezi pevností a množstvím kostního polymetylmetakrylátu aplikovaného do obratle. Zjistili jsme, že nejmenší hodnoty pevnosti jsou u necementovaných obratlů, kdežto u obratlů, kde docházelo k úniku polymetylmetakrylátu, byla zaznamenána pevnost největší. Bohužel, **naše první hypotéza nebyla potvrzena**. Rozdíl mezi pevností u obratle vyplněného polymetylmetakrylátem pouze při bazi byl signifikantní v porovnání s pevností obratle, kde polymetylmetakrylát vyplňoval celé tělo C2. Překvapivým zjištěním byla skutečnost vlivu rozdílné porozity polymetylmetakrylátu na pevnost fixace, což by se mohlo stát spolehlivým faktorem při výběru vhodného materiálu pro augmentaci. Augmentace pomocí homogenního polymetylmetakrylátu o malém objemu signifikantně zvyšuje pevnost fixace a snižuje tak riziko vylomení implantátu, oproti aplikaci velkého objemu vysokoporózního polymetylmetakrylátu. Příznivá korelace mezi porozitou polymetylmetakrylátu a pevností naznačuje, že minimalizace nebo snížení porozity aplikovaného materiálu, v tomto případě polymetylmetakrylátu, má význam při celkovém zvýšení pevnosti fixace. Náš experiment prokázal **pozitivní vliv aplikace homogenního polymetylmetakrylátu na pevnost fixace** a proto můžeme tuto metodu považovat za bezpečnou a efektivní při léčení zlomenin dentu II. typu druhého krčního obratle u pacientů se sníženou denzitou kostní tkáně. Výsledek naší práce je v souladu s jinými biomechanickými studiemi, které prokázaly příznivý vliv i malého množství objemu polymetylmetakrylátu na pevnost augmentovaného obratle /81, 86/.

Roli objemového množství polymetylmetakrylátu na úlevu od bolesti, stejně jako vliv na proces hojení zlomeniny nelze samozřejmě v podmínkách kadaverózní biomechanické studie hodnotit. Tyto aspekty by se samozřejmě daly hodnotit formou prospektivní klinické studie. Výsledky našeho experimentu však nabízejí srovnání s klinickými daty, které

prokázaly, že již malé objemové množství polymetylmakrylátu působí efektivně na bolest, což v minulosti nebylo jednoznačně akceptováno /10, 81/. Řada studií se zabývala problematikou úniku polymetylmakrylátu mimo obratlové tělo. Jedná se o častou nežádoucí komplikaci perkutánní vertebroplastiky, či jiných moderních augmentačních technik ve spondylochirurgii (kyfoplastika, vertebroplastika), naštěstí s minimálními klinickými důsledky pokud se jedná o malé množství uniklého materiálu /10, 77/. Dalším nežádoucím faktorem vertebroplastiky by mohlo být potenciaální riziko lokálního tkáňového tepelného poškození a toxicita neaktivovaných monomerů /11/. V jedné z biomechanických studií využívající osteoporotické obratle byl únik polymetylmakrylátu zaznamenán v osmi případech. Objem extravazátu byl v průměru 1 ml, pokud objem aplikovaného množství přesahoval 6 ml /10/. V naší studii jsme množství uniklého materiálu neměřili.

V práci jsme rovněž prokázali, že metoda aktivní kontury při segmentaci obrazu může být využita k simulaci toku kostního cementu ve struktuře kostní tkáně. Výhoda tohoto přístupu spočívá v efektivní simulaci toku polymetylmakrylátu ve struktuře kostní tkáně v porovnání s počítačově zobrazenou průtokovou dynamikou /76, 134/.

Dalším důležitým poznatkem této studie je způsob selhání augmentované a neaugmentované fixace druhého krčního obratle. V necementovaném případě se jedná o vylomení implantátu v oblasti přední části druhého krčního obratle. U augmentované fixace jsme prokázali, že i malé množství homogenního polymetylmakrylátu v oblasti baze obratle může zabránit prolomení šroubu skrze přední kortikalis této části druhého krčního obratle.

Naši studii limituje několik aspektů. V aplikaci silového působení při měření jsme sledovali chování fixovaného obratle pouze vůči přímým kompresním silám. Naše technika rovněž nesledovala biomechanické vlastnosti přilehlých tkání jako jsou pevnost vůči ohybu nebo rozložení sil. V podmínkách in vivo dochází při zatížení ke komplexnímu rozložení sil spolu s významnou složkou ohybu. Přidružené faktory jako věk, pohlaví, stavba těla, kostní denzita a přidružené choroby mohou obecně způsobit významnou variabilitu geometrických a biomechanických vlastností testované oblasti, v našem případě druhého krčního obratle.

3.2.5 Závěr

V naší práci jsme prokázali význam homogenního cementu, jehož aplikace signifikantně příznivě ovlivnila pevnost augmentované fixace zlomeniny typu II dentu druhého krčního obratle standardním kanylovaným titanovým šroubem v in vitro podmínkách. Dalším důležitým poznatkem byl vliv objemového množství použitého polymetylmetakrylátu při augmentaci. Naše měření vedlo ke zjištění, že i malé množství homogenního cementu v obratlovém těle C2 bylo dostatečné k zajištění potřebné pevnosti, současně pak toto malé množství v praxi minimalizuje riziko úniku materiálu mimo obratel. U druhého krčního obratle se toto množství pohybuje v rozmezí 0,7-1,2 ml polymetylmetakrylátu.

4 LITERATURA

1. Aebi M, Etter C, Coscia M. Fractures of the odontoid process. Treatment with anterior screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1989;14(10):1065–1070
2. Altoff B. Fractures of the odontoid proces. An experimental and clinical study. *Acta Orthop Scan*.1979; (Suppl) 177:1-95
3. Aldrich EF, Weber PB, Crow WN. Halifax interlaminar clamp for posterior cervical fusion: a long-term follow-up review. *J Neurosurg*. 1993;78(5):702–708
4. Anderson LD, D'Alonzo RT. Fractures of the odontoid process of the axis. *J Bone Jt Surg*. 1974; 56A:1663-1674
5. Andersson S, Rodrigues M, Olerud C. Odontoid fractures: high complication rate associated with anterior screw fixation in the elderly. *Eur Spine J*. 2000;9(1):56–59
6. Anderst WJ, Thorhauer E, Lee J, Donaldson W, Kang J. Cervical Spine Bone Mineral Density as a Function of Vertebral Level and Anatomic Location. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*. 2011;11(7):659-667
7. Apfelbaum RI. Anterior screw fixation of odontoid fractures. *Scientific information, Aesculap Ag*. 1994; 1/113
8. Aryan HE, Newman CB, Nottmeier EW, Acosta FL Jr, Wang VY, Ames CP. Stabilization of the atlantoaxial complex via C-1 lateral mass and C-2 pedicle screw fixation in a multicenter clinical experience in 102 patients: modification of the Harms and Goel techniques. *J Neurosurg Spine*. 2008;8(3):222–229
9. Barbour, J.R.: Screw fixation in fracture of the odontoid proces. *S Aust Clin*.1971; 5:20-24
10. Belkoff SM, Mathis JM, Jasper LE, Deramond H. The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(14):1537-1541
11. Belkoff SM, Molloy S. Temperature measurement during polymerization of polymethylmethacrylate cement used for vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976)*.2003;28(14):1555-1559

12. Berlemann U, Ferguson SJ, Nolte LP, Heini PF. Adjacent vertebral failure after vertebroplasty. A biomechanical investigation. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(5):748-752
13. Boszczyk B. Volume matters: a review of procedural details of two randomised controlled vertebroplasty trials of 2009. *Eur Spine J.* 2010;19(11):1837–1840
14. Böhler J. Anterior stabilization for acute fractures and non-unions of the dens. *J Bone Joint Surg Am.* 1982;64(1):18–27
15. Böhler J. Schraubenosteosynthese von Frakturen des Dens axis [Screw-osteosynthesis of fractures of the dens axis (author's transl)]. *Unfallheilkunde.* 1981;84(6):221–223
16. Börm W, Kast E, Richter HP, Mohr K. Anterior screw fixation in type II odontoid fractures: is there a difference in outcome between age groups?. *Neurosurgery.* 2003;52(5):1089–1094
17. Brolin K. Neck injuries among the elderly in Sweden. *Inj Control Saf Promot.* 2003;10(3):155-64.
18. Brooks, A.L., Jenkins, E.B.: Atlanto-axial arthrodesis by the wedge compression method . *J Bone Joint Surg Am.*1978; 60: 279-284
19. Chapman J, Smith JS, Kopjar B, Vaccaro AR, Arnold P, Shaffrey CI, Fehlings MG. The AOSpine North America Geriatric Odontoid Fracture Mortality Study: a retrospective review of mortality outcomes for operative versus nonoperative treatment of 322 patients with long-term follow-up. *Spine.* 2013; 38(13):1098-1104
20. Clark CR, White AA 3rd. Fractures of the dens. A multicenter study. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(9):1340–1348
21. Claybrooks R, Kayanja M, Milks R, Benzel E. Atlantoaxial fusion: a biomechanical analysis of two C1-C2 fusion techniques. *Spine J.* 2007;7(6):682–688
22. Coyne TJ, Fehlings MG, Wallace MC, Bernstein M, Tator CH. C1-C2 posterior cervical fusion: long-term evaluation of results and efficacy. *Neurosurgery.* 1995;37(4):688–693
23. Cybulski GR, Stone JL, Crowell RM, Rifai MH, Gandhi Y, Glick R. Use of Halifax interlaminar clamps for posterior C1-C2 arthrodesis. *Neurosurgery.* 1988;22(2):429–431
24. Daniels AH, Magee W, Badra M, Bay B, Hettwer W, Hart RA. Preliminary biomechanical proof of concept for a hybrid locking plate/variable pitch screw

- construct for anterior fixation of type II odontoid fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*.2012;37(19):E1159-64
25. Davis JW, Phreaner DL, Hoyt DB, Mackersie RC. The etiology of missed cervical spine injuries. *J Trauma*. 1993;34(3):342–346
 26. De la Garza-Ramos R, Benvenuti-Regato M, Caro-Osorio E. Vertebroplasty and kyphoplasty for cervical spine metastases: a systematic review and meta-analysis. *Int J Spine Surg*. 2016;10:7.
 27. Dickman CA, Sonntag VK, Papadopoulos SM, Hadley MN. The interspinous method of posterior atlantoaxial arthrodesis. *J Neurosurg*. 1991;74(2):190–198
 28. Dickman CA, Sonntag VK. Posterior C1-C2 transarticular screw fixation for atlantoaxial arthrodesis. *Neurosurgery*. 1998;43(2):275–281
 29. Du JY, Aichmair A, Kueper J, Wright T, Lebl DR. Biomechanical analysis of screw constructs for atlantoaxial fixation in cadavers: a systematic review and meta-analysis. *J Neurosurg Spine*. 2015;22(2):151-161
 30. Dvorak J, Schneider E, Saldinger P, Rahn B. Biomechanics of the craniocervical region: alar and transverse ligaments *J Orthop Res*.1988; 6: 452-461
 31. Ehara S, el-Khoury GY, Clark CR. Radiologic evaluation of dens fracture. Role of plain radiography and tomography. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992;17(5):475–479
 32. Estridge MN, Smith RA. Transoral fusion of odontoid fracture. Case report. *J Neurosurg*. 1967;27(5):462–465
 33. Fang, H.S.Y, Ong G.B.: Direct anterior approach to the upper cervical spine., *J Bone Joint Surg Am* . 1962;44:1588-1604
 34. Feng G, Wendlandt R, Spuck S, Schulz AP. One-screw fixation provides similar stability to that of two-screw fixation for type II dens fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(7):2021–2028
 35. Fielding JW, Cochran Gv, Lawsing JF 3rd, Hohl M. Tears of the transverse ligament of the atlas. A clinical and biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56(8):1683–1691
 36. Gallie, W.E.: Fractures and dislocations of the cervical spine. *Am. J Surg*. 1939;46: 495- 499
 37. Garfin SR, Botte MJ, Waters RL, Nickel VL. Complications in the use of the halo fixation device. *J Bone Joint Surg Am*. 1986;68(3):320–325

38. Gluf WM, Schmidt MH, Apfelbaum RI. Atlantoaxial transarticular screw fixation: a review of surgical indications, fusion rate, complications, and lessons learned in 191 adult patients. *J Neurosurg Spine*. 2005;2(2):155–163
39. Goel A, Desai KI, Muzumdar DP. Atlantoaxial fixation using plate and screw method: a report of 160 treated patients. *Neurosurgery*. 2002;51(6):1351–1357
40. Goel A, Laheri V. Plate and screw fixation for atlanto-axial subluxation. *Acta Neurochir (Wien)*. 1994;129(1-2):47–53
41. Goel A, Laheri V. Re: Harms J, Melcher P. Posterior C1-C2 fusion with polyaxial screw and rod fixation. (*Spine* 2001;26: 2467-71). *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(14):1589–1590
42. Goel A, Kulkarni AG, Sharma P. Reduction of fixed atlantoaxial dislocation in 24 cases: technical note. *J Neurosurg Spine*. 2005;2(4):505–509
43. Goel VK, Nyman E. Computational Modeling and Finite Element Analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016;41 Suppl 7:S6-7
44. Gonzales FL, Fiorella D, Crawford NR, Wallace RC, Feiz/Efran I, Drumm D, Papadopoulos SM, Sonntag VKH. Vertical atlantoaxial distraction injuries: radiological criteria and clinical implications. *J Neurosurg (Spine 1)* 2004; 3: 273/280
45. Goost H, Deborre C, Wirtz DC, Burger C, Prescher A, Fölsch C, Pflugmacher R, Kabir K. PMMA-augmentation of incompletely cannulated pedicle screws: a cadaver study to determine the benefits in the osteoporotic spine. *Technol Health Care*. 2014;22(4):607-615
46. Gorek J, Acaroglu E, Berven S, Yousef A, Puttlitz CM. Constructs incorporating intralaminar C2 screws provide rigid stability for atlantoaxial fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(13):1513–1518
47. 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*. 1997; 22: 1843-1852
48. Greene KA, Dickman CA, Marciano FF, Drabier J, Drayer BP, Sonntag VK. Transverse atlantal ligament disruption associated with odontoid fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994;19(20):2307–2314
49. Grob D, Crisco JJ 3rd, Panjabi MM, Wang P, Dvorak J. Biomechanical evaluation of four different posterior atlantoaxial fixation techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992;17(5):480–490

50. Grob D, Jeanneret B, Aebi M, Markwalder TM. Atlanto-axial fusion with transarticular screw fixation. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(6):972–976
51. Grob D, Magerl F. Operative Stabilisierung bei Frakturen von C1 und C2 [Surgical stabilization of C1 and C2 fractures]. *Orthopade.* 1987;16(1):46–54
52. Hadley MN, Browner CM, Liu SS, Sonntag VK. New subtype of acute odontoid fractures (type IIA). *Neurosurgery.* 1988;22:67-71
53. Hanigan WC, Powell FC, Elwood PW, Henderson JP. Odontoid fractures in elderly patients. *J Neurosurg.* 1993;78(1):32–35
54. Harms, J., Schmelze, R., Stolze, D.: Osteosynthesen im occipito-cervicalen Übergang vom transoralen Zugang aus, XVII SICOT World Congress Abstracts. 1987; Demeter Verlag, Munich
55. Hénaux PL, Cueff F, Diabira S, Riffaud L, Hamlat A, Brassier G, Morandi X. Anterior screw fixation of type IIB odontoid fractures in octogenarians. *Eur Spine J.* 2012;21(2):335-339
56. Hide IG, Gangi A. Percutaneous vertebroplasty: history, technique and current perspectives. *Clin Radiol.* 2004;59(6):461-467
57. Hoffman JR, Mower WR, Wolfson AB, Todd KH, Zucker MI. Validity of a set of clinical criteria to rule out injury to the cervical spine in patients with blunt trauma. National Emergency X-Radiography Utilization Study Group. *N Engl J Med.* 2000;343(2):94–99
58. Holly LT, Foley KT. Intraoperative spinal navigation. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(15 Suppl):S54–S61
59. Holly LT, Foley KT. Percutaneous placement of posterior cervical screws using three-dimensional fluoroscopy. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(5):536–541
60. Hrabálek L, Buřval S, Vaverka M. Úspěšnost přední osteosyntézy fraktury dens axis. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2008;75(5):332–338
61. Hulme PA, Krebs J, Ferguson SJ, Berlemann U. Vertebroplasty and kyphoplasty: a systematic review of 69 clinical studies. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(17):1983-2001
62. Huybregts JG, Jacobs WC, Peul WC, Vleggeert-Lankamp CL. Rationale and design of the INNOVATE Trial: an international cooperative study on surgical versus conservative treatment for odontoid fractures in the elderly. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2014;15:7

63. Ivancic PC. Odontoid fracture biomechanics. *Spine*. 2014;39(24):E1403-1410
64. Jang JS, Lee SH, Jung SK. Pulmonary embolism of polymethylmethacrylate after percutaneous vertebroplasty: a report of three cases. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(19):E416–E418
65. Jeanneret B, Magerl F. Primary posterior fusion C1/2 in odontoid fractures: indications, technique, and results of transarticular screw fixation. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):464–475
66. Jenkins JD, Coric D, Branch CL Jr. A clinical comparison of one- and two-screw odontoid fixation. *J Neurosurg*. 1998;89(3):366–370
67. Josten C, Jarvers JS, Glasmacher S, Heyde CE, Spiegl UJ. Anterior transarticular atlantoaxial screw fixation in combination with dens screw fixation for type II odontoid fractures with associated atlanto-odontoid osteoarthritis. *Eur Spine J*. 2016;25(7):2210–2217
68. Julien TD, Frankel B, Traynelis VC, Ryken TC. Evidence-based analysis of odontoid fracture management. *Neurosurg Focus*. 2000;8(6):e1.
69. Kandziora F, Kerschbaumer F, Starker M, Mittlmeier T. Biomechanical assessment of transoral plate fixation for atlantoaxial instability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(12):1555–1561
70. Kandziora F, Pflugmacher R, Ludwig K, Duda G, Mittlmeier T, Haas NP. Biomechanical comparison of four anterior atlantoaxial plate systems. *J Neurosurg*. 2002;96(3 Suppl):313–320
71. Kočiš J, Kelbl M, Veselý R, Kočiš T. Ošetření zlomeniny zubu čepovce u starších pacientů metodou kompresní osteosyntézy a přední transartikulární stabilizací [Management of Odontoid Fractures with Compression Screw and Anterior Transarticular Screw Fixation in Elderly Patients]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2017;84(1):35–39
72. Kohlhof H, Seidel U, Hoppe S, Keel MJ, Benneker LM. Cement-augmented anterior screw fixation of Type II odontoid fractures in elderly patients with osteoporosis. *Spine J*. 2013;13(12):1858-1863
73. Korres DS, Karachalios T, Roidis N, Lycomitros V, Spiliopoulou CA, Lyritis G. Structural properties of the axis studied in cadaveric specimens. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Jan;(418):134-140

74. Koivikko MP, Kiuru MJ, Koskinen SK, Myllynen P, Santavirta S, Kivisaari L. Factors associated with nonunion in conservatively-treated type-II fractures of the odontoid process. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(8):1146–1151
75. Kuroki H, Rengachary SS, Goel VK, Holekamp SA, Pitkänen V, Ebraheim NA. Biomechanical comparison of two stabilization techniques of the atlantoaxial joints: transarticular screw fixation versus screw and rod fixation. *Neurosurgery.* 2005;56(1 Suppl):151–159
76. Kurutza M, Vargab P, Jakab G. Prophylactic vertebroplasty versus kyphoplasty in osteoporosis: A comprehensive biomechanical matched-pair study by in vitro compressive testing. *Med Eng Phys.* 2019;65:45-46
77. Lador R, Dreiangel N, Ben-Galim PJ, Hipp JA. A pictorial classification atlas of cement extravasation with vertebral augmentation. *Spine J.* 2010;10(12):1118-1127
78. Lambotte A.: *L'Intervention Operatoire dans Les Fractures Recentes et Anciennes.* In: Relter, R.F. (ed.) *Fractures.*1907;Henri Lamartin, Brussels
79. 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.* 2005 Feb;14(1):78-83
80. Lesoin F, Autricque A, Franz K, Villette L, Jomin M. Transcervical approach and screw fixation for upper cervical spine pathology. *Surg Neurol.* 1987;27(5):459–465
81. Liebschner MA, Rosenberg WS, Keaveny TM. Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976).*2001;26(14):1547-54
82. Liu D, Zhang B, Xie QY, et al. Biomechanical comparison of pedicle screw augmented with different volumes of polymethylmethacrylate in osteoporotic and severely osteoporotic cadaveric lumbar vertebrae: an experimental study. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society.* 2016;16(9):1124-1132
83. Louis R. *Surgery of the spine. Surgical anatomy and operative approaches.* 1983;Springer, Heidelberg
84. Lögters T, Hoppe S, Linhart W, et al. Zur Problematik des Halo-fixateurs beim alten Patienten. Ergebnisse einer retrospektiven Untersuchung [On the problem of halo vest treatment in the elderly. Results of a retrospective analysis]. *Unfallchirurg.* 2006;109(4):306–312

85. Löhner L, Raschke MJ, Thiesen D, Hartensuer R, Surke C, Ochman S, et al. Current concepts in the treatment of Anderson Type II odontoid fractures in the elderly in Germany, Austria and Switzerland. *Injury*. 2012;43(4):462-469
86. Luo J, Daines L, Charalambous A, Adams MA, Annesley-Williams DJ, Dolan P. Vertebroplasty: only small cement volumes are required to normalize stress distributions on the vertebral bodies. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(26):2865-2873
87. Madawi AA, Casey AT, Solanki GA, Tuite G, Veres R, Crockard HA. Radiological and anatomical evaluation of the atlantoaxial transarticular screw fixation technique. *J Neurosurg*. 1997;86(6):961–968
88. Magerl, F., Seemann, P.S.: Stable posterior fusion of the atlas and axis by transarticular screw fixation. In: Kehr, P., Weidner, A. (eds) *Cervical spine*. Springer Wien. 1987; pp. 322-327.
89. Marchesi DG. Management of odontoid fractures. *Orthopedics*. 1997;20(10):911–916
90. Mixter SJ, Osgood RB. IV. Traumatic Lesions of the Atlas and Axis. *Ann Surg*. 1910;51(2):193–207
91. Mont'Alverne F, Vallée JN, Cormier E, Guillevin R, Barragan H, Jean B, et al: Percutaneous vertebroplasty for metastatic involvement of the axis. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2005;26:1641–1645
92. Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech*. 2003;36(7):897-904
93. Naderi S, Crawford NR, Song GS, Sonntag VK, Dickman CA. Biomechanical comparison of C1-C2 posterior fixations. Cable, graft, and screw combinations. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(18):1946–1956
94. Nakanishi T, Sasaki T., Tokita N, Hirabayashi K. Internal fixation for the odontoid fracture. *Orthop Trans*. 1982;6: 176-179
95. Nieuwenhuijse MJ, Van Erkel AR, Dijkstra PD. Cement leakage in percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fractures: identification of risk factors. *Spine J*. 2011;11(9):839-848
96. Osti M, Philipp H, Meusburger B, Benedetto KP. Analysis of failure following anterior screw fixation of Type II odontoid fractures in geriatric patients. *European Spine Journal*. 2011;20(11):1915-1920
97. Pal D, Sell P, Grevitt M. Type II odontoid fractures in the elderly: an evidence-based narrative review of management. *Eur Spine J*. 2011;20(2):195-204

98. Pauchard Y, Fitze T, Browarnik D, et al. Interactive graph-cut segmentation for fast creation of finite element models from clinical Ct data for hip fracture prediction [published correction appears in *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017 Feb;20(3):342]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016;19(16):1693–1703
99. Pickhardt PJ, Pooler BD, Lauder T, del Rio AM, Bruce RJ, Binkley N. Opportunistic Screening for Osteoporosis Using Abdominal Computed Tomography Scans Obtained for Other Indications. *Annals of internal medicine.* 2013;158(8):588-595
100. Pointillart V, Orta AL, Freitas J, Vital JM, Senegas J. Odontoid fractures. Review of 150 cases and practical application for treatment. *Eur Spine J.* 1994;3(5):282–285
101. Ratliff J, Nguyen T, Heiss J. Root and spinal cord compression from methylmethacrylate vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001;26(13):E300–E302
102. Řehoušek P, Jenner E, Holton J, Czyz M, Čapek L, Henyš P, et al. Biomechanical comparison of cemented versus non-cemented anterior screw fixation in type II odontoid fractures in the elderly: a cadaveric study. *Spine J.* 2018;18(10):1888-1895
103. Reid DC, Henderson R, Saboe L, Miller JD. Etiology and clinical course of missed spine fractures. *J Trauma.* 1987;27(9):980–986
104. Reindl R, Sen M, Aebi M. Anterior instrumentation for traumatic C1-C2 instability. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(17):E329–E333
105. Richards PJ. Cervical spine clearance: a review. *Injury.* 2005;36(2):248–270
106. Robinson Y, Robinson AL, Olerud C. Systematic review on surgical and nonsurgical treatment of type II odontoid fractures in the elderly. *Biomed Res Int.* 2014;231948
107. Robinson AL, Möller A, Robinson Y, Olerud C. C2 Fracture Subtypes, Incidence, and Treatment Allocation Change with Age: A Retrospective Cohort Study of 233 Consecutive Cases. *Biomed Res Int.* 2017;2017:8321680
108. Rohlmann A, Burra NK, Zander T, Bergmann G. Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis. *Eur Spine J.* 2007;16(8):1223-1231
109. Roy Camille R, De la Caffinière JY, Saillant G. *Traumatisme du rachis cervical supérieur C1-C2.* 1973; Paris: Masson
110. Ryan MD, Taylor TK. Odontoid fractures in the elderly. *J Spinal Disord.* 1993;6(5):397–401
111. Sasso RC. C2 dens fractures: treatment options. *J Spinal Disord.* 2001;14(5):455–463

112. Sasso R, Doherty BJ, Crawford MJ, Heggeness MH. Biomechanics of odontoid fracture fixation. Comparison of the one- and two-screw technique. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1993;18(14):1950–1953
113. Schiess RJ, DeSaussure RL, Robertson JT. Choice of treatment of odontoid fractures. *J Neurosurg*. 1982;57(4):496–499
114. Schmidt R, Cakir B, Mattes T, Wegener M, Puhl W, Richter M. Cement leakage during vertebroplasty: an underestimated problem? *Eur Spine J*. 2005;14(5):466–473
115. Sen MK, Steffen T, Beckman L, Tsantrizos A, Reindl R, Aebi M. Atlantoaxial fusion using anterior transarticular screw fixation of C1-C2: technical innovation and biomechanical study. *Eur Spine J*. 2005;14(5):512–518
116. Seybold EA, Bayley JC. Functional outcome of surgically and conservatively managed dens fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(17):1837–1846
117. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):290–297
118. Smith GW, Robinson RA. The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. *J Bone Joint Surg Am*. 1958;40-A(3):607–624
119. Song KJ, Lee KB, Kim KN. Treatment of odontoid fractures with single anterior screw fixation. *J Clin Neurosci*. 2007;14(9):824–830
120. Sonntag VK, Dickman CA. Craniocervical stabilization. *Clin Neurosurg*. 1993;40:243–272
121. Southwick WO. Management of fractures of the dens (odontoid process). *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(3):482–486
122. Steltzlen C, Lazenec JY, Catonné Y, Rousseau MA. Unstable odontoid fracture: surgical strategy in a 22-case series, and literature review. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2013;99(5):615–623
123. Streitwieser DR, Knopp R, Wales LR, Williams JL, Tonnemacher K. Accuracy of standard radiographic views in detecting cervical spine fractures. *Ann Emerg Med*. 1983;12(9):538–542
124. Strohm PC, Müller ChA, Köstler W, Reising K, Südkamp NP. Halo-Fixateur - Indikationen und Komplikationen [Halo-fixator vest-indications and complications]. *Zentralbl Chir*. 2007;132(1):54–59

125. Suchomel P, Štulík J, Klézl Z, et al. Transartikulární fixace C1-C2: multicentrická retrospektivní studie [Transarticular fixation of C1-C2: a multicenter retrospective study]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2004;71(1):6–12
126. Suchomel P, Taller S, Lukáš R, Fröhlich R. Chirurgické resení zlomenin zubu cepovce [Surgical treatment of fractures of the odontoid process]. *Rozhl Chir.* 2000;79(7):301–308
127. Sun H, Li C. Comparison of unilateral and bilateral percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fractures: a systematic review and meta-analysis. *J Orth Surg Res.* 2016; 11:156
128. Sun HB, Jing XS, Liu YZ, Qi M, Wang XK, Hai Y. The Optimal Volume Fraction in Percutaneous Vertebroplasty Evaluated by Pain Relief, Cement Dispersion, and Cement Leakage: A Prospective Cohort Study of 130 Patients with Painful Osteoporotic Vertebral Compression Fracture in the Thoracolumbar Vertebra. *World Neurosurg.* 2018;114:e677-e889
129. Štulík J, Krbec M. Magerlova technika fixace C1-2 [Magerls technique of c1-2 fixation.]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2000;67(2):93–99
130. Štulík J, Suchomel P, Lukáš R, et al. Přímá osteosyntéza dentu - multicentrická studie. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2002;69(3):141–148
131. Štulík J, Šebesta P, Vyskočil T, Kryl J. Zlomeniny dentu u pacientů nad 65 let: přímá osteosyntéza dentu vs. zadní fixace C1-C2 [Fractures of the dens in patients older than 65 years: direct osteosynthesis of the dens versus C1-C2 posterior fixation]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2008;75(2):99–105
132. Tashjian RZ, Majercik S, Biffi WL, Palumbo MA, Cioffi WG. Halo-vest immobilization increases early morbidity and mortality in elderly odontoid fractures. *J Trauma.* 2006;60(1):199–203
133. Teo EC, Paul JP, Evans JH, Ng HW. Experimental investigation of failure load and fracture patterns of C2 (axis). *J Biomech.* 2001;34(8):1005-1010
134. Teo JCM, Teoh SH. Permeability study of vertebral cancellous bone using micro-computational fluid dynamics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15:417- 423
135. Terreaux L, Loubersac T, Hamel O, Bord E, Robert R, Buffenoir K. Odontoid balloon kyphoplasty associated with screw fixation for Type II fracture in 2 elderly patients. *J Neurosurg Spine.* 2015;22(3):246-252

136. Tian N-F, Hu X-Q, Wu L-J, Wu X-L, Wu Y-S, Zhang X-L, et al. Pooled Analysis of Non-Union, Re-Operation, Infection, and Approach Related Complications after Anterior Odontoid Screw Fixation. *PLoS ONE* 2014;9(7): e103065
137. Vaccaro AR, Kepler CK, Kopjar B, Chapman J, Shaffrey C, Arnold P, Gokaslan Z, Brodke D, France J, Dekutoski M, Sasso R, Yoon ST, Bono C, Harrop J, Fehlings MG. Functional and quality-of-life outcomes in geriatric patients with type-II dens fracture. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(8):729-735
138. Vaccaro AR, Madigan L, Ehrler DM. Contemporary management of adult cervical odontoid fractures. *Orthopedics.* 2000;23(10):1109–1115
139. Waschke A, Berger-Roscher N, Kielstein H, Ewald C, Kalff R, Wilke HJ. Cement augmented anterior odontoid screw fixation is biomechanically advantageous in osteoporotic patients with Anderson Type II fractures. *J Spinal Disord Tech.*2015;28(3):E126-132
140. Waschke A, Ullrich B, Kalff R, Schwarz F. Cement-augmented anterior odontoid screw fixation for osteoporotic type II odontoid fractures in elderly patients: prospective evaluation of 11 patients. *Eur Spine J.* 2016;25(1):115-121
141. White AA, 3rd, Panjabi MM Kinematics of the spine. In: White AA, 3rd, Panjabi MM *Clinical biomechanics of the spine.* JB Lippincott, Philadelphia. 1990;pp 85-125
142. White AA, 3rd, Panjabi MM Practical biomechanics of spine trauma. In: White AA, 3rd, Panjabi MM (eds) *Clinical biomechanics of the spine.* JB Lippincott, Philadelphia. 1990;pp 169-275
143. White AA, 3rd, Panjabi MM The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine.* 1990;3:12-20
144. Wright NM. Posterior C2 fixation using bilateral, crossing C2 laminar screws: case series and technical note. *J Spinal Disord Tech.* 2004;17(2):158–162
145. Wright NM, Laurysen C. Vertebral artery injury in C1-2 transarticular screw fixation: results of a survey of the AANS/CNS section on disorders of the spine and peripheral nerves. *American Association of Neurological Surgeons/Congress of Neurological Surgeons. J Neurosurg.* 1998;88(4):634–640
146. Yang EZ, Xu JG, Huang GZ, Xiao WZ, Liu XK, Zeng BF, et al. Percutaneous Vertebroplasty Versus Conservative Treatment in Aged Patients With Acute Osteoporotic Vertebral Compression Fractures: A Prospective Randomized Controlled Clinical Study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2016;41(8):653-660

147. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*. 2006;31(3):1116-1128
148. Zhan Y, Jiang J, Liao H, Tan H, Yang K. Risk Factors for Cement Leakage After Vertebroplasty or Kyphoplasty: A Meta-Analysis of Published Evidence. *World Neurosurg*. 2017;101:633-642
149. Zhang Y, Zhou Z, Wu C, et al. Population-Stratified Analysis of Bone Mineral Density Distribution in Cervical and Lumbar Vertebrae of Chinese from Quantitative Computed Tomography. *Korean Journal of Radiology*. 2016;17(5):581-589
150. Zoma A, Sturrock RD, Fisher WD, Freeman PA, Hamblen DL. Surgical stabilisation of the rheumatoid cervical spine. A review of indications and results. *J Bone Joint Surg Br*. 1987;69(1):8–12

5 ZHODNOCENÍ A ZÁVĚR

Postgraduální studium i samotná práce bylo od počátku zaměřeno na biomechanické testování druhého krčního obratle po arteficielně vytvořené a z předního přístupu zafixované zlomenině dentu II. typu standardním šroubem používaným v klinické praxi při chirurgické léčbě tohoto typu poranění. Záměrně jsme jako testovací model zvolili kadaverózní vzorky obratlů C2 zemřelých dárců ve věkové skupině nad 70 let. V této populaci je totiž využití této metody stále kontroverzní z důvodu nekvalitní kostní tkáně a vysokému riziku vylomení implantátu z obratlového těla a tím selhání vlastní fixace. Myšlenka augmentace standardního implantovaného šroubu pomocí polymetylmakrylátu nás přivedla k úvaze, zda by kombinace přímé přední fixace s vyztužením obratlového těla C2 polymetylmakrylátem zajistila dostatečnou pevnost implantátu a tím se zabránilo jeho vylomení. Byli jsme si vědomi toho, že v klinické praxi byla tato metoda již použita, ale dosud nebylo provedeno biomechanické testování na kadaverózním materiálu za použití standardních, v praxi používaných implantátů.

Práce byla koncipována do dvou experimentálních částí. V prvním experimentu jsme se zaměřili na to, zda augmentace fixace zlomeniny dentu druhého krčního obratle II. typu polymetylmakrylátem zajistí dostatečnou pevnost implantátu a zabrání tak jeho vylomení. Podařilo se nám prokázat statisticky významnější pevnost polymetylmakrylátem augmentované fixace, a to do té míry, že ve skupině augmentovaných, šroubem fixovaných obratlů, nedošlo při zatížení k vylomení implantátu ani v jednom případě.

Povzbudivé výsledky naší první práce nás přivedly k otázce, jaké množství polymetylmakrylátu je nutné k tomu, aby augmentace zajistila dostatečnou pevnost implantátu. V druhém experimentu jsme se proto na tuto problematiku zaměřili. Experiment byl prováděn na virtuálním modelu za využití vstupních dat z naší původní práce. Zde jsme měli vytvořeny dvě hypotézy. Jednak nás zajímalo, jaká část obratle musí být vyplněna polymetylmakrylátem, aby zajistila dostatečnou pevnost implantátu fixujícího zlomeninu. Druhá hypotéza byla zaměřena na vliv porozity polymetylmakrylátu na pevnost fixace. Výsledky měření prokázaly vzestupně lineární závislost objemového množství polymetylmakrylátu na pevnosti fixace. Jako ideální by v tomto případě byla hodnota

pevnosti získaná při výplni baze a těla obratle C2. Dostatečná náplň a distribuce polymetylmakrylátu nám zajistí pevnost implantovaného šroubu a zároveň se vyvarujeme úniku cementu mimo obratel. Hodnoty pevnosti získané při náplni pouze baze obratle C2 zabránily sice vylomení implantátu při zatížení, ale v porovnání s hodnotami při náplni baze a těla obratle byly signifikantně nižší. Druhá hypotéza vlivu porozity polymetylmakrylátu na pevnost fixace byla jednoznačně potvrzena ve prospěch homogenního materiálu.

Výsledky našeho měření a závěry obou experimentů potvrdily pozitivní vliv augmentace homogenním polymetylmakrylátem na pevnost přímé přední fixace zlomeniny dentu typu II druhého krčního obratle kanylovaným tahovým šroubem. Vzhledem k tomu, že byla tato metoda již v praxi využita, nelze hovořit o zcela novém chirurgickém postupu. Věříme ale, že výsledky naší experimentální práce rozšíří spektrum využití této metody v klinické praxi, převážně pak u pacientů, kde lze předpokládat horší kvalitu kostní tkáně.

Výsledky našeho experimentu jsme publikovali v zahraničních odborných časopisech zaměřených na spinální problematiku. Experimentální práci jsme rovněž prezentovali formou přednášek.

Cíle našeho experimentu byly naplněny.

6 PUBLIKACE, PŘEDNÁŠKY A GRANTY

6.1 Publikace

1. Řehousek P, Jenner E, Holton J, Czyz M, Čapek L, Henyš P, Kulvajtová M, Krbec M, Skála-Rosenbaum J. Biomechanical comparison of cemented versus non-cemented anterior screw fixation in type II odontoid fractures in the elderly: a cadaveric study. *Spine J.* 2018;18(10):1888–1895. (IF 3,220)
2. Čapek L, Řehousek P, Henyš P, Bleibleh S, Jenner E, Kulvajtová M, Skála-Rosenbaum J. Cement augmentation of odontoid peg fractures: the effect of cement volume and distribution on construct stiffness [published online ahead of print, 2020 Jan 4]. *Eur Spine J.* 2020;10.1007/s00586-019-06286-6. (IF 2,513)
3. Řehousek P, Jenner E, Czyz M, Holton J, Skála–Rosenbaum J. Biomechanical Comparison Of Cemented Versus Non-Cemented Screw Fixation In Type II Odontoid Fractures In Elderly - A Cadaveric Study. *Global Spine Journal*, vol. 8, 1_ suppl: pp. 375S-383S., First Published April 30, 2018, P 026 abstract

Publikace nesouvisející s disertační prací

4. Holton J, Jones M, Klézl Z, Czyz M, Grainger M, Řehoušek P. A rare case of Paget's disease affecting the cervical spine. *Ann R Coll Surg Engl.* 2019;101(2):e38–e42. (IF 1,259)
5. Kaiser R, Behrbalk E, Waldauf P, Rehousek P, Perez B, Mehdian H. Paraspinal muscle volume in patients with Scheuermann's Kyphosis. *Acta Orthop Belg.* 2016;82(3):467–473

6.2 Přednášky

1. Skála-Rosenbaum J, Řehoušek P, Krbec M. Vliv augmentace těla C2 PMMA při přímé osteosyntéze osteoporotických zlomenin dentu C2 – biomechanická kadaverózní studie; XV. Kongres České a Slovenské spondylochirurgické společnosti s mezinárodní účastí, Plzeň, 15.-17.10. 2017
2. Jenner E, Řehoušek P, Czyz M, Holton J, Skála-Rosenbaum J. Biomechanical Comparison of Cemented versus Non- Cemented Screw Fixation in Type II Odontoid Fractures in Elderly – A Cadaveric Study; The 2017 British Trauma Society Scientific Annual Meeting, Sheffield, U.K., November 8-9, 2017
3. Řehousek P, Jenner E, Czyz M, Holton J, Skála-Rosenbaum J. P026 - Biomechanical Comparison Of Cemented Versus Non-Cemented Screw Fixation In Type II Odontoid Fractures In Elderly - A Cadaveric Study (Poster); Global Spine Congress, Singapore, Poster presentation, May 2-5, 2018
4. Skála-Rosenbaum J, Jenner E, Czyz M, Holton J, Čapek L, Řehoušek P. Cemented Anterior Screw Fixation Is Biomechanically Superior For Odontoid Peg Fractures; 19th EFORT Congress - Barcelona, Spain, 30 May - 01 June, 2018
5. Řehousek P, Čapek L, Henyš P, Bleibleh S, Jenner E, Skála-Rosenbaum J. Cement augmentation of odontoid peg fractures: the effect of cement volume and distribution on construct stiffness, Rio de Janeiro, May 20-23, 2020 (akceptováno k prezentaci)

6.3 Granty

Grant GAUK č. 816016: Polymetylmetakrylátem augmentovaná přímá přední osteosyntéza zlomeniny typu II dentu 2. krčního obratle se sníženou kostní denzitou. Biomechanická kadaveróní studie.

Hlavní řešitel grantu: MUDr. Petr Řehoušek

Spoluřešitelé: doc. MUDr. Jiří Skála-Rosenbaum, Ph.D.

MUDr. Markéta Kulvajtová

MUDr. Alžběta Blanková

Grant byl řešen v letech 2016 – 2018.

7 PODĚKOVÁNÍ

Tato práce by nevznikla bez společného přispění mnoha odborníků. Zejména bych chtěl poděkovat svému školiteli *doc. MUDr. Jiřímu Skálovi-Rosenbaumovi, Ph.D.* z Ortopedicko-traumatologické kliniky 3. LF UK a FNKV, za trpělivé odborné vedení v průběhu celého postgraduálního studia, za podnětné rady a příspěvky jak při vlastní experimentální práci včetně publikační činnosti, tak v neposlední řadě i při psaní disertační práce.

Dále bych chtěl poděkovat *MUDr. Markétě Kulvajtové a prim. MUDr. Jiřímu Hladíkovi* z Ústavu soudního lékařství 3. LF UK a FNKV za velice profesionální přístup při šetrném odběru kadaverózních vzorků obratlů C2 od zemřelých dárců. Velký dík patří *doc. Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D.* a *doc. Ing. Petru Henyšovi, Ph.D.* z katedry technologií a struktur Textilní fakulty při Technické univerzitě v Liberci, kteří vytvořili technické zázemí pro měření a zároveň se podíleli na statistickém zpracování a hodnocení výsledků experimentu. Nemalou měrou se rovněž podíleli i na publikaci naší práce. Další poděkování patří Radiodiagnostické klinice 3. LF UK a FNKV za poskytnutí dokumentace pacientů a pomoc s vyšetřením kadaverózních vzorků. Svým kolegům z Royal Orthopaedic Hospital v Birminghamu, zejména *Edwardu Jennerovi MD, Marcínu Czyczovi MD, Ph.D.* a *Sabrimu Bleiblehmu MD*, bych chtěl poděkovat za podnětné poznámky při přípravách k publikaci v anglickém jazyce.

Na závěr samozřejmě patří velký dík za milou podporu a obrovskou trpělivost mojí ženě *Kateřině* a dcerám *Markétě* a *Amálii*.

