Univerzita Karlova
1. lékařská fakulta

Habilitační práce

MUDr. Josef Včelák, Ph.D.

Ortopedická klinika 1. LF UK a IPVZ, Nemocnice Na Bulovce

Praha, 2018

Operační léčba osteoporotických zlomenin páteře

Obor Ortopedie

MUDr. Josef Včelák, Ph.D.

Ortopedická klinika 1. LF UK a IPVZ

Nemocnice Na Bulovce

180 81 Praha 8, Budínova 2

tel.: 266082815, e-mail: josef.vcelak@post.cz

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

Poděkování:

Děkuji prof. MUDr. J. Chomiakovi, CSc. za odborné vedení a mnoho cenných rad při vytváření habilitační práce. Dále děkuji prof. MUDr. P. Dunglovi, DrSc. a MUDr. L. Tóthovi za předávání dovedností v oboru a odbornou pomoc. V neposlední řadě děkuji ing. P. Tichému za spolupráci v experimentální části studie.

Obsah

1 Úvod 3

1.1 Osteoporóza 3

1.2 Osteoporotické zlomeniny páteře 6

1.3 Klasifikace osteoporotických zlomenin torakolumbální páteře 8

1.4 Biomechanika osteoporotických zlomenin páteře torakolumbální páteře 11

1.5 Biomechanika „otevřené“ operační fixace osteoporotických zlomenin torakolumbální páteře 12

1.6 Operační metoda a biomechanika cementové augmentace osteoporotické zlomeniny páteře 16

2 Experimentální část 21

2.1 Cíl práce 21

2.2 Metoda 22

2.3 Materiál 24

2.3.1 In-vitro studie biomechanického zatížení páteře stabilizovaného transpedikulární fixací 24

2.3.2 Vliv konvergence šroubů na stabilitu transpedikulární fixace při cyklickém zatížení 25

2.4 Výsledky 27

2.4.1 In-vitro studie biomechanického zatížení páteře stabilizovaného transpedikulární fixací 27

2.4.2 Vliv konvergence šroubů na stabilitu transpedikulární fixace při cyklickém zatížení 31

2.5 Diskuze 35

3 Klinická část 38

3.1 Cíl práce 38

3.2 Metoda 39

3.3 Materiál 40

3.3.1 Srovnání krátkodobých klinických a radiologických výsledků metody vertebroplastika a kyfoplastika v léčbě osteoporotických zlomenin páteře 40

3.3.2 Vertebroplastika v léčbě stabilních osteoporotických zlomenin páteře - retrospektivní studie .. 42

3.3.3 Léčba nestabilních osteoporotických zlomenin páteře metodou krátké zadní transpedikulární instrumentace a cementové augmentace obratlového těla 43

3.4 Výsledky 47

3.4.1 Srovnání krátkodobých klinických a radiologických výsledků metody vertebroplastika a kyfoplastika v léčbě osteoporotických zlomenin páteře 47

3.4.2 Vertebroplastika v léčbě stabilních osteoporotických zlomenin páteře - retrospektivní studie .. 50

3.4.3 Léčba nestabilních osteoporotických zlomenin páteře metodou krátké zadní transpedikulární instrumentace a cementové augmentace obratlového těla 54

3.5 Diskuze 57
4 Závěr 66
4.1 Experimentální část 66
4.2 Klinická část 67
5 Literatura 70
6 Seznam zkratek 82
7 Seznam publikací autora 83
7.1 Publikace, které byly přímým podkladem habilitační práce 83
7.2 Publikace in extenso 85

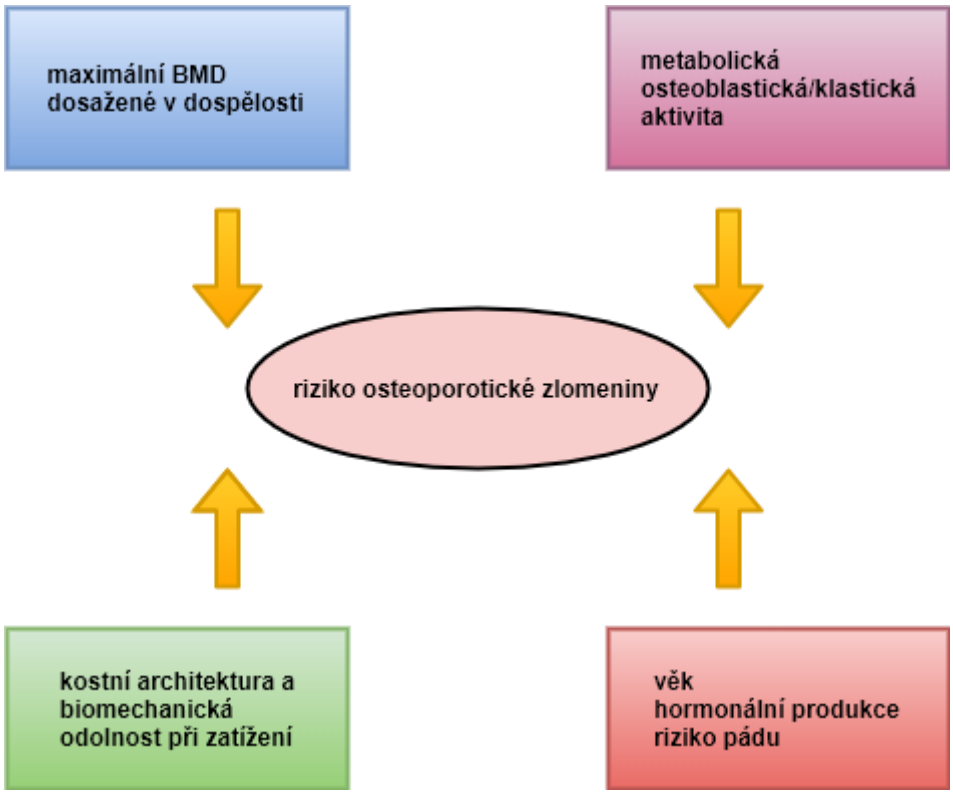
1 Úvod

1.1 Osteoporóza

Osteoporóza je systémovým metabolickým onemocněním skeletu, charakterizovaným poruchou metabolismu kosti se ztrátou anorganické složky (minerálu), jehož výsledkem je porucha kvality, mikroarchitektury a zvýšená fragilita. Onemocnění je definováno poklesem hodnot kostní minerálové hustoty (BMD) pod 2,5 standardní odchylky od definované normy v rámci věku vyšetřením dvouenergetické absorpciometrie (dual energy X-ray absorptiometry, DXA). Onemocnění nemá žádných typických klinických projevů. Manifestuje se až vznikem patologické zlomeniny při minimálním nebo žádném (plíživé) násilí. Nejčastější lokalizací je oblast páteře, kyčle a zápěstí (Siris, et al., 2014).

Patofyziologie osteoporózy je komplexní, zahrnující široké spektrum endogenních (genetické a hormonální) a okolních vlivů (Obrázek 1) (Stewart, et al., 2000; Richards, et al., 2012; Karasik, et al., 2016). Onemocnění progreduje se zvyšujícím se věkem, není však jeho nezbytnou součástí. Příčinou současného nárůstu prevalence osteoporózy je podmíněno zejména stárnutím populace a zlepšením diagnostiky tohoto onemocnění. Nárůst nelze vysvětlit dramatickou změnou genofondu populace, avšak působení změny prostředí se také projevuje působením na citlivý genotyp.

Obrázek 1. Faktory zvýšeného rizika vzniku osteoporotické zlomeniny



V současnosti je prokázán jednoznačný vztah mezi poklesem hodnot BMD v kombinaci s rizikovými faktory a vznikem osteoporotických zlomenin. Proto můžeme nízké hodnoty BMD definovat, jako hlavní rizikový faktor pro vznik zlomeniny tak, jako vysoký krevní tlak na vznik akutní srdeční ischemie. Genetické studie pokázaly vysoký podíl dědičnosti (50-85%) na variabilitě tohoto znaku (BMD) (Ralston, et al., 2010). U vlastních osteoporotických zlomenin je podíl dědičnosti 54-68% u perimenopauzálních žen a s pokračujícím věkem tento podíl klesá. Genetické srovnávací studie BMD monozygotních a dizygotních dvojčat oblasti krčku stehenní kosti a obratlových těl ukázaly 6-8krát vyšší u monozygotních dvojčat (Michaelsson, et al., 2005).

Další studie ukázaly 25-35% výskyt osteoporotických zlomenin u pacientů s pozitivní rodinnou historií výskytu zlomenin (Zofkova, et al., 2015). Geny asociované s výsledným kostním fenotypem jsou rozloženy v celém lidském genomu, lokalizovány prakticky ve všech chromozomech. Dědičnost BMD je tedy převážně polygenní a pouze některá onemocnění, jehož fenotypovým znakem je porucha kostního metabolismu lze definovat klasickou Mendelovskou recesivní nebo dominantní dědičností. Ta je jednoznačně prokázána pouze u několika onemocnění (idiopatická juvenilní osteoporóza, osteogenesis imperfecta, osteoporosis-pseudoglioma syndrom). Genetický podklad osteoporózy a osteoporotických

zlomenin, přeneseně BMD je tedy definován mnoha DNA markery s jasnou vazbou na manifestovaný skeletální fenotyp: genové polymorfismy (Zofkova, et al., 2015), genové dráhy (Rivanedeira, et al., 2016), mikroRNA (Hackl, et al., 2016) a odlišné délky telomer (Valdes, et al., 2007)), která může mít dále variabilitu individuální a etnickou (Tabulka 1). Patofyziologické procesy kostní remodelace a její regulace v kontextu osteoporózy jsou stále intenzivně studovány. Čtyři základní patofyziologické mechanismy se ukázaly, jako důležité pro identifikaci rizika vzniku osteoporotických zlomenin. Prvním je regulace na úrovni mesenchymálních buněk (regulace diferenciace a proliferace kostních buněk), dalším je kontrola funkce a signalizace mezi osteoblasty a osteoklasty, které zahrnují tyto signální dráhy: 1. WNT/β catenin regulace aktivity osteoblastů, 2. NOTCH, 3. Hedgehog a 4. OPG-RANK-RANKL regulace aktivity osteoklastů a regulace enchondrální osifikace (Rivanedeira, et al., 2016). Tyto základní kostní metabolické procesy jsou dále ovlivňovány parakrinními a endokrinními regulátory, zahrnující kalciotropní hormony, kostní proteiny syntetizované matrix, steroidními hormony a jinými regulátory kostního metabolismu.

Tabulka 1. Geny asociované s výsledným kostním fenotypem

Výsledné produkty kostního metabolismu	Geny
Komponenty intersticiální tkáně	COL1A1, COL1A2, OPN
Hormony a jejich receptory	ESR 1, ESR2, AR, VDR, PTHR1, CASR, PTH, CYP1A1, PRL, LEP, LEPR, INS, INSR
Osteoblastická aktivita	ALOX12, ALOX15, BMP4, BMP7, IGF-1, LRP5, LRP6, SOST
Osteoklastická aktivita	P53, RANK, RANK-L
Cytokiny a jejich receptory	IL1α, Il1β, Il6, TNF, TNFR2
Ostatní	MTHFR, APOE

Onemocnění nemá žádné typické klinické projevy. Manifestuje se až vznikem patologické zlomeniny při minimálním nebo žádném (plíživé) násilí. Nejčastější lokalizací je oblast páteře, kyčle a zápěstí. Ve světě je diagnostikováno více než 9 miliónů osteoporotických zlomenin, z toho 2 milióny v USA, vynakládající na léčbu více než 17 miliard dolarů. Ve

Velké Británii je diagnostikováno více než 130 000 osteoporotických zlomenin ročně, v Německu pak 300 000. Studie více než 20 000 bělochů ukázala, že pokles BMD a manifestace patologické zlomeniny patří mezi významné rizikové faktory zhoršující kvalitu stárnoucí populace (El-Bikai, et al., 2015). V ČR je každým rokem léčeno 12 000 osteoporotických zlomenin v oblasti kyčle. Je předpoklad, že tyto počty a následně i náklady na léčbu porostou o dalších 50% do roku 2025 v důsledku stárnutí populace a zvýšené kvality života pacientů.

Diagnostika, léčba osteoporózy a následně patologických zlomenin je komplikovaná. Chybí jednoduchý algoritmus včasného vyšetření a následně i léčení tohoto onemocnění, které by mohlo předcházet vzniku zlomenin. Každá druhá žena a každý třetí muž nad 50 let věku je ohrožen osteoporózou a vznikem patologické zlomeniny. Riziko pro zlomeninu kyčle nebo obratlového těla je u žen 11-18%, což je obdobné riziku karcinomu dělohy, prsu a ovarií.

1.2 Osteoporotické zlomeniny páteře

Osteoporotická kompresivní zlomenina páteře (OZP) představuje závažnou komplikaci osteoporózy zvyšující morbiditu a mortalitu starších pacientů (Lu, et al., 2015). OZP ve většině případů vznikají malou energií násilí v oblasti torakolumbální páteře. Část pacientů anamnesticky neudává žádný úraz a zlomenina vzniká spontánně. Neléčená zlomenina dle své anatomické lokalizace progresivně deformuje obratlové tělo se vznikem spinální deformity, ovlivňující sagitální rovnováhu pacienta s další akcentací bolestí při axiálním zatížení, rizikem vývoje neurologické alterace, respirační insufficience, deprese a jiných komorbidit (Iwata, et al., 2017; Yokoyama, et al., 2015). Chronická bolestivost je projevem nezhojené zlomeniny obratlového těla s jeho progresivním kolapsem a následnou tvorbou deformity (Manson, et al., 2006). Ve svém důsledku další omezení zátěže pacienta zvyšuje riziko progrese osteoporózy s rizikem vývoje dalších OZP.

Pro volbu terapie je zásadní posouzení stability zlomeniny, konkrétně u OZP je rozhodujícím faktorem poranění zadní stěny obratlového těla. Proto je u pacientů s nejasným RTG obrazem, progredující deformitou obratle v kontrolních RTG nebo přetrvávající/progredující klinickou symptomatologií nutné doplnit vyšetření počítačovou tomografií (CT) a u pacientů s

manifestovaným neurologickým deficitem i magnetickou resonanci (MRI) (Spiegl, et al., 2017).

Konzervativní léčba OZP spočívá v aktivní mobilizaci pacienta, externí fixaci korzetem, tlumení bolesti analgetiky a fyzioterapie. Nezbytnou součástí léčby se v současnosti stává dispenzarizace ve specializovaných centrech s komplexní diagnostikou osteoporózy a její systémová terapie. Konzervativní léčba selhává u třetiny pacientů se zvažováním operační terapie. U této skupiny pacientů přetrvávají klinické obtíže přes intenzivní léčbu déle než 3 měsíce a v RTG obrazu často nacházíme progredující deformitu obratlového těla. Vzhledem ke kvalitě kosti jsou metody „otevřené stabilizace" zlomeniny zatíženy vysokým rizikem selhání s migrací implantátu, ztrátou korekce a poškození okolních segmentů páteře (Ponusany, et al., 2011). Alternativně lze v léčbě OZP využít některou ze současných mininvazivních augmentačních technik. Vertebroplastika (VP) byla představena v 80 letech Deramondem a Galibertem (Deramond, et al., 1989), kteří tuto metodu poprvé použili při léčbě symptomatického hemangiomu obratle. V 90 letech Reiley a Scholten (Garfin, et al., 2001) vyvíjejí metodu cementové augmentace obratle s možností využití balónového expandéru, kyfoplastiku (KP), která umožňuje repozici čerstvé zlomeniny obratle. Metody byly dále modifikovány cestou využití jiných augmentačních materiálů, zejména biodegradabilních (kalciumfosfátový cement, silikonové preparáty, biosklo) nebo vlastních expanzních mechanismů (vertebrální stent, SpineJack, Kiva System) (El-Fiki, et al., 2016), (Rotter, et al., 2015). Mechanismem účinku augmentačních metod je mechanická stabilizace nestabilního zlomeného obratle, termická nekróza vznikající polymerizací cementu a vlastní neurotoxický efekt polymethylmethakrylátového (PMMN) cementu (Mehbod, et al., 2003; Nussbaum, et al., 2004).

VP a KP přináší u indikovaných pacientů ve srovnání s konzervativní terapií zlepšení kvality života, snížení bolesti a zvýšení aktivity pacienta (Clark, et al., 2016). Neustále diskutovanými jsou možnosti jednotlivých metod, indikace typu zlomeniny, načasování operace od vzniku zlomeniny, vlastní technika provedení a v neposlední řadě objem a viskozita instilovaného cementu. Obě techniky mohou být zatíženy závažnými komplikacemi, zejména únikem cementu z obratlového těla a vývojem zlomeniny přilehlého obratle.

Pro volbu adekvátní terapie je nutné definovat stabilitu zlomeniny. Rozhodující pro stabilitu OZP je integrita zadní stěny obratlového těla. Nestabilní osteoporotické zlomeniny, tedy ty

s poraněním zadní stěny obratlového těla, vznikají primárně adekvátním úrazovým mechanismem nebo vývojem postupné deformity z primárně stabilní OZP, tzv. vznikem „osteoporotického kolapsu obratle“ s rizikem opožděného vývoje neurologického deficitu (Nakajima, et al., 2016; Sheng, et al., 2016). Léčba těchto poranění je zatížena výrazně vyšším množstvím komplikací vycházející z nutnosti obnovení stability páteře, korekce deformity a deliberace páteřního kanálu.

1.3 Klasifikace osteoporotických zlomenin torakolumbální páteře

V současnosti je používána řada klasifikačních systémů torakolumbálních zlomenin na podkladě mechanistického konceptu, např. AO klasifikace, popisného, např. Genantova klasifikace (Genant, et al., 1993) nebo kombinace popisného a klinického obrazu zlomeniny, např. TLICS – Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score (Vaccaro, et al., 2005). Pro klasifikaci a následně volby terapie je na našem pracovišti používána AO klasifikace obecně pro zlomeniny torakolumbální páteře a Genantova klasifikace pro zlomeniny osteoporotické.

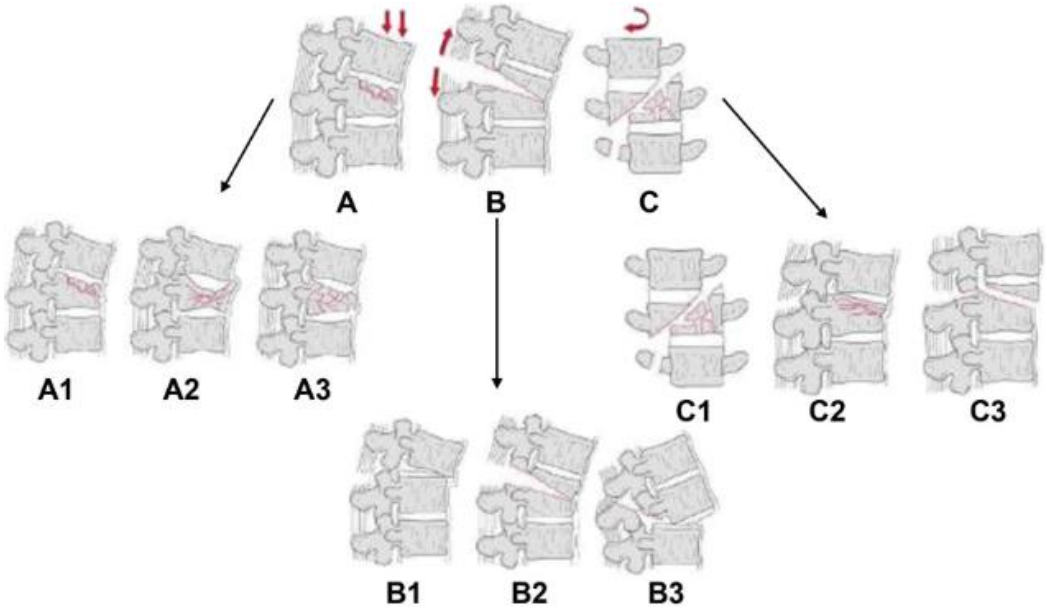
AO klasifikace zlomenin torakolumbální páteře (AO Spine Injury Classification System) je řazena mezi mechanistické klasifikace vycházející z dvousloupcového (Holdsworth, et al., 1970), částečně třísloupcového (Denis, et al., 1983) anatomického konceptu modifikovaného Magerlovou definicí tří základních patomorfologických kritérií: komprese, distrakce a rotace (Magerl, et al., 1994). Klasifikace byla následně několikrát revidována pracovními skupinami až do současné podoby, která je stále diskutována (Reinhold, et al., 2013) (Obrázek 2). Zahrnuje následující 3 typy a jejich subtypy:

A-typ zlomeniny (komprese) - selhání předního sloupce páteře (obratlového těla) s intaktními zadními anatomickými strukturami páteře;

B-typ zlomeniny (distrakce) – selhání anatomických struktur v předním a zadním sloupci páteře;

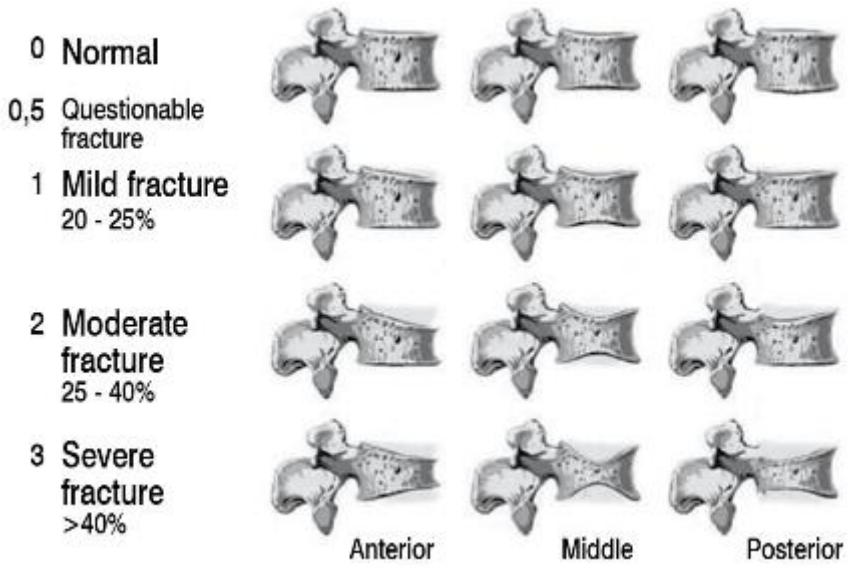
C-typ zlomeniny (rotace) – poranění anatomických struktur v obou sloupcích páteře s rotační složkou vedoucí k hrubé dislokaci.

Obrázek 2. AO klasifikace zlomenin torakolumbální páteře (AO Spine Thoracolumbar Classification System, převzato z AO Spine Pocket Card)



Genantova klasifikace je radiologická, popisná klasifikace osteoporotických zlomenin, hodnotící postižený obratel v bočné RTG projekci. Jedná se o semikvantitativní schéma, kdy je definováno šest základních bodů v oblasti koncové ploténky (čtyři v rozích a dva uprostřed), definující přední, střední a zadní výšku obratlového těla. Výsledné zařazení do skupiny je definováno z poměrů definovaných výšek (Obrázek 3). Někteří autoři tuto metodu kombinují s hodnocením kostní densitometrií (DXA) s výsledným definováním BMD, tedy kvantifikací osteoporózy (Smyth, et al., 1999).

Obrázek 3. Genantova popisná klasifikace osteoporotických zlomenin (obecné schéma převzato Genant, et al. 1993)



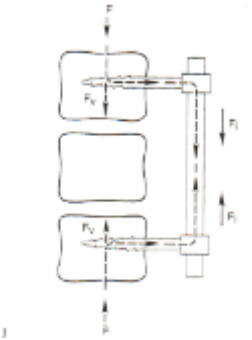
Osteoporotické zlomeniny vznikají nejčastěji malou energií násilí nebo plíživě bez jasného traumatického mechanismu s dominantním postižením předního sloupce páteře. V rámci AO klasifikace jsou zařazeny do skupiny A-typu zlomeniny s různou závažností komprese. Zatímco v oblasti hrudní páteře a torakolumbálního přechodu převládají zlomeniny typu A1 – klínová komprese (wedge), tak v oblasti bederní je nejčastějším typem A2 – bikonkávní (pincer, split). Pro stabilitu a přeneseně pro volbu terapie zlomeniny je důležité definovat poranění zadní hrany obratlového těla, tedy přeneseně tonus *„ligamentum longitudinale posterius"* a intergritu páteřního kanálu. Při jeho poranění, tedy tzv. A3 typ zlomeniny (burst) je zlomenina klasifikována jako nestabilní s rizikem rychlého vývoje deformity páteře a s kompresí nervových struktur v páteřním kanálu a často vyžadující volbu agresivnější operační terapie. Genantova klasifikace v hodnocení kvantifikuje míru deformity obratle, tedy ve svém důsledku může pomoci v určení rizika volby augmentační techniky, obtížnosti zavedení instrumentační jehly VP nebo KP do obratlového těla a dále posoudit riziko úniku cementu do okolí.

1.4 Biomechanika osteoporotických zlomenin páteře torakolumbální páteře

Torakolumbální páteř je oblast přechodu kyfózy rigidní hrudní páteře s frontálně orientovanými kloubními fasetami, „pravými“ žebry ventrálně napojenými na sternum a pohyblivé bederní lordózy. Přední a zadní podélný vaz jsou v této oblasti dobře vyvinuty a zejména zesílení předního podélného vazu hraje důležitou roli v případě tvořící se kyfózy. Kloubní výběžky se v junkční zóně orientují více sagitálně a společně s tenkým kapsulárním ligamentem se mohou podílet na vzniku klinické nestability. V případě osteoporotické zlomeniny obratlového těla dochází ke vzniku kyfózy páteře. V předním sloupci páteře dochází vlivem patologické zlomeniny k nárůstu ramena páky s následným zvýšením ohybového momentu, který ve svém důsledku vytváří další zvýšení tlaku na přední část postiženého obratlového segmentu (FSU - functional spinal unit - funkční spinální jednotky) s následnou tvorbou bisegmentální kyfózy. V oblasti torakolumbální a bederní páteře se může dále připojit rotační složka instability. Důležitou stabilizační anatomickou strukturou ovlivňující integritu páteřního kanálu je zadní stěna obratlového těla, jejíž poranění může vést k útlaku neurogenních struktur se vznikem neurologického deficitu. V této situaci nabývá významu integrita zadních stabilizačních struktur páteře. Biomechanické studie ukazují, že rozsah pohybu mezi jednotlivými hrudními obratli (FSU) výrazně narůstá odstraněním zadních elementů (dekomprese) v ose flexe, extenze a axiální rotace (White a Panjabi, 1990). Zejména klinické aspekty patologie bederní páteře (L2-S1) jsou odlišné od jiných částí páteře. Incidence neurologického deficitu je nízká v porovnání s ostatními částmi páteře, zároveň méně závažná a pacienti mají vyšší naději na regresi předoperačního deficitu. Zároveň však se v této oblasti nachází ve věku typickém pro vznik osteoporotické zlomeniny páteře výrazné degenerativní změny modifikující průběh onemocnění (Knutsson, 1944). Ve stabilitě bederní páteře dominuje v oblasti předního sloupce integrita anulus fibrosus a v oblasti zadního sloupce páteře orientace kloubních faset. Důležitá je orientace meziobratlové ploténky v sagitální rovině a rovnováha působení střižných a kompresních sil. Instantní centrum rotace bederní FSU je ve vztahu k sagitálním profilu uloženo na rozdíl od hrudní páteře v ose a v oblasti vrcholu bederní křivky dokonce za osou sagitální rovnováhy, proto je riziko vzniku kyfózy bederní páteře ve srovnání s krční a hrudní páteří redukováno (obrázek vlevo) (Benzel, et al., 2006).

1.5 Biomechanika „otevřené“ operační fixace osteoporotických zlomenin torakolumbální páteře

Obecným problémem v pevnosti transpedikulární fixace je u osteoporotické zlomeniny páteře porucha stability předního sloupce páteře a kvalita kosti, přeneseně BMD, ve které je instrumentace fixována. Hlavní konstrukce transpedikulární fixace je uložena za instantním centrem rotace (ICR), které je uloženo v zadní třetině obratlového těla a disku, proto patologické změny páteře před ICR zvyšují ohybový moment (M) na konstrukci fixace a zejména na transpedikulární šroub (obrázek vlevo). Výsledkem může být selhání konstrukce fixace před biologickým obnovením pevnosti páteřního sloupce (Panjabi, et al., 1994). Působení zatížení páteřního sloupce ošetřeného transpedikulární fixací je rozloženo na anatomické struktury, mechanickou pevnost konstrukce fixace, primárně ukotvení konstrukce a sekundárně hojením anatomických struktur páteře.



K selhání fixace může dojít na úrovni implantát-kost nebo selháním vlastní konstrukce fixace, proto rigiditu transpedikulární fixace může obecně ovlivnit kvalita kosti, anatomické umístění šroubu, tvar a konstrukce šroubu, jeho napojení, tvar a průměr tyče nebo dlahy (McAfee, et al., 1989). V případě snížené kvality kosti je rizikem selhání transpedikulární fixace tzv. windshield wiping efekt. Principiálně selhání vzniká převedením na principu fixovaného ramena nosníku na nefixovaný (nonfixed moment arm cantilever beam), kdy se šroub uvolňuje na rozhraní kosti a šroubu tzv. kýváním (toggling) (Obrázek 4).

Obrázek 4. a), b) Žena, věk 68 let, patologická zlomenina L3, osteoporóza, st.p. transpedikulární instrumentaci, uvolnění transpedikulární fixace („toggling“).

a)

b)

Ideální rigidita soustavy instrumentace není jasně definována, obecně však lze říci, že zvýšení rigidity implantátu zvyšuje úspěšnost fúze, což potvrzují četné „kvazistatické“ a „pull-out“ studie (Inceoglu, et al., 2004; Valdevit, et al., 2005). Vzhledem k různým okolnostem však nemůže být nikdy dosaženo ideální rigidity soustavy. Kost je biologická tkáň a je přestavována vhledem k působení vektorů působících sil, proto je vždy zachován minimální reziduální pohyb soustavy, který v cyklickém zatížení s časem narůstá (Fatigue of materials and structures: fundamentals, 2010).

Z klinického hlediska je diskutován vztah mezi snahou o konstrukci maximálně rigidní fixace a její výslednou optimální stabilitou a ovlivnění biologického obnovení pevnosti páteře (Valdevit, et al., 2005). Při cyklickém zatěžování, na rozdíl od kvazistatických a pull-out studií (Huang, et al., 2003; Kilincer, et al. 2007; Vishnubhotla, et al. 2011; Zdeblick, et al. 1993) je nutné posoudit místa minimální rezistence, které s počtem cyklů fungují, jako místa inicializace selhání soustavy. Užití zvýšené rigidity implantátu u osteoporotických zlomenin je diskutabilní. S rostoucí tuhostí implantátu se při cyklickém zatížení zvyšuje zatížení na úrovni šroub-kost s následným rizikem uvolnění (clear zone, pull-out) (Obrázek 5).

Obrázek 5. a), b) Žena, věk 71 let, patologická zlomenina L3, osteoporóza, „halo“ a „pull-out“ dolních transpedikulárních šroubů L4

a)

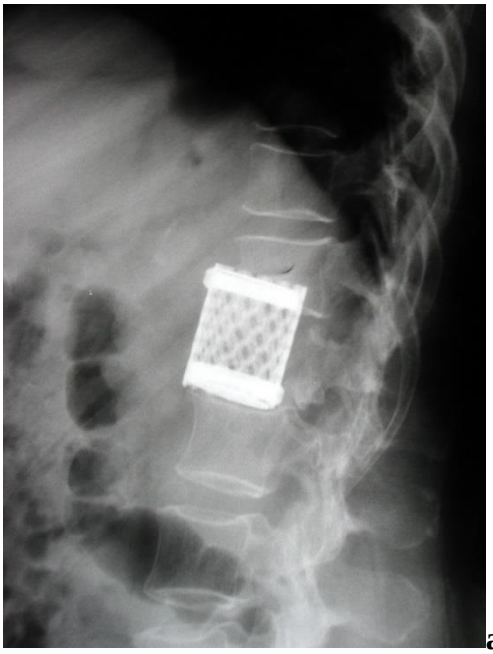
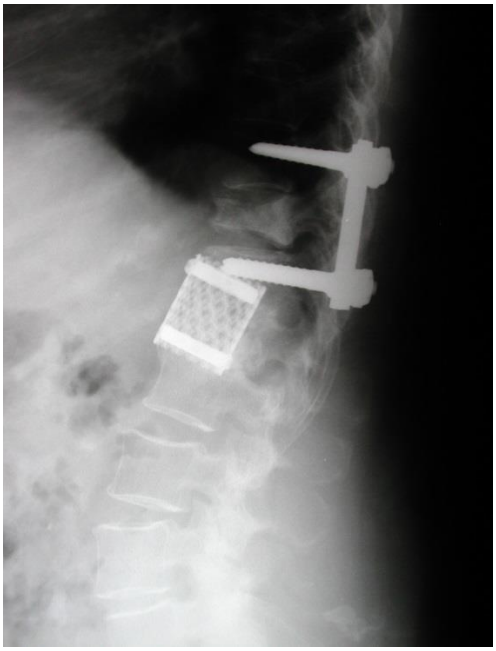
b)

V terénu snížené BMD je obecně doporučeno prodloužení rozsahu instrumentace. DeWald a Stanley (2006) doporučují rozsah instrumentace nejméně tři segmenty nad a tři pod postiženým obratlem, což zejména v oblasti bederní páteře může být problematické. Dále doporučují důsledně obnovit sagitální rovnováhu páteře s prevencí junkčního selhání a v neposlední řadě je nutné zvažovat, kde ukončit instrumentaci. Ukončení v úrovni vrcholu kyfózy nebo v místě junkčních zón může být velmi rizikové z důvodu selhání celé montáže (Hu, 1997). Hasegawa a Tan (Hasegawa, et al., 1997; Tan, et al., 2004) zvažuje kombinaci zvýšení rigidity transpedikulární fixace její kombinací s laminárními háky nebo fixací sublaminárními dráty/kabely. V současnosti je jednou s doporučovaných metod zvýšení rigidity instrumentace metoda cementové augmentace transpedikulárních šroubů. Burval et al. (2007) ve své studii cementovaných transpedikulárních šroubů nalézá výrazně vyšší rigiditu instrumentace a nutnost větší síly nutné k vytažení šroubu s obratlového těla. Další z modifikací transpedikulární fixace jsou expanzní šrouby (např. Omega 21 Spinal Fixation System, EBI, L.P., Parsippany, USA) nebo šrouby s povrchovou úpravou např. hydroxyapatitem, zvětšující biokompatibilní povrch implantátu (Fini, et al., 2003; Frankel, et al., 2007). Někteří autoři (Brodke, et al., 2001; Xu, et al., 2006) doporučují optimalizovat rigiditu/elasticitu vlastní transpedikulární instrumentace např. použitím menšího průměru tyče (Gioia, et al., 2011). Je otázkou, zda-li riziko uvolnění instrumentace u osteoporotické kosti

na úrovni šroub-kost nemůže být také ovlivněno mírou konvergence transpedikulárních šroubu.

Využití implantátů v metodě přední rekonstrukce předního sloupce je také zatíženo výrazným rizikem selhání. Vzhledem ke kvalitě kosti nejsou autologní strukturální štěpy doporučovány. Z důvodu cyklického zatížení vede kombinace nejčastěji užitého titanového implantátu v místě osteoporotické kosti k prořízntutí („cut out"), nebo vnoření do sousedního obratlového těla („subsidence") se ztrátou dosažené korekce (Gilbert, et al., 1993) (Obrázek 6). Ichida et al. (2006) nalézá ve své retrospektivní studii vnoření titanové klece ve všech operovaných případech v průměru 2,5mm, přesto došlo vždy ke zhojení. Možností, jak zvýšit rigiditu přední rekonstrukce, je kombinace použití titanové klece a tyčové nebo dlahové instrumentace.

Obrázek 6. a) Žena, věk 69 let, patologická zlomenina Th12, osteoporóza, stav po resekci těla Th12 s náhradou Harmsovou titanovou klecí s následným vnořením klece do těla Th11, **b)** vznik zlomeniny přilehlého obratle Th10 ošetřený zadní transpedikulární instrumentací a fúzí.


a)

b)

Reinhold et al. (2006) ve své studii doporučuje bikortikální zavedení šroubů v místě s vyšší BMD obratlového těla. Další možností jsou implantáty s možností zavedení dvou šroubů do obratlového těla (např. HAZI „Halm-Zielke instrumentation" system). Lieberman et al. (1998) doporučuje zvýšit triangularitu šroubů z izolovaného předního přístupu.

Kombinované předozadní přístupy zajišťují maximální rigiditu montáže zejména v případě osteoporotické zlomeniny. Problémem však není biomechanika konstrukce, ale biologická zátěž pro pacienta, který tento výkon představuje.

1.6 Operační metoda a biomechanika cementové augmentace osteoporotické zlomeniny páteře

Vertebroplastika je metoda cementové augmentace obratle založena na prosté instilaci cementu o nízké viskozitě přes aplikační jehlu. Mechanismem účinku augmentačních metod je mechanická stabilizace nestabilního, zlomeného obratle, termická nekróza vznikající polymerizací cementu a vlastní neurotoxický efekt polymethylmethakrylátového (PMMN) cementu. Představena byla v 80 letech Deramondem a Galibertem (Deramond, et al., 1989), kteří tuto metodu poprvé použili při léčbě symptomatického hemangiomu obratle. Principiálně metoda neumožňuje repozici zlomeného obratle, která může být u čerstvých zlomenin (do 3 měsíců) částečně docílena pronačním polohováním pacienta. Cement se po instilaci šíří obratlem tzv. interdigitalizací, tedy rovnoměrným šířením v trámčině spongiozní kosti.

Vlastní operační metoda je prováděna nejčastěji spondylochirurgy a invazivními radiology. Na našem pracovišti tento zákrok provádí spondylochirurg. Důvodem je komplexnost problematiky, nutnost posouzení vhodnosti operační metody u jednotlivých pacientů, klasifikace typu zlomeniny, vlastní provedení, které může být kombinováno s dalšími spondylochirurgickými výkony a v neposlední řadě řešení komplikací této metody, zejména úniku cementu. Výkon se provádí za přísně aseptických kautel na operačním sále nejčastěji v celkové anestezii. U pacientů s výrazným rizikem komplikací celkové anestézie a s možnou tolerancí pronační polohy je možné tento výkon provést v lokální anestezii. Pacient je napolohován a před definitivním rouškováním jsou nastaveny dva RTG zesilovače ve dvou rovinách předozadní a bočné (Obrázek 7).

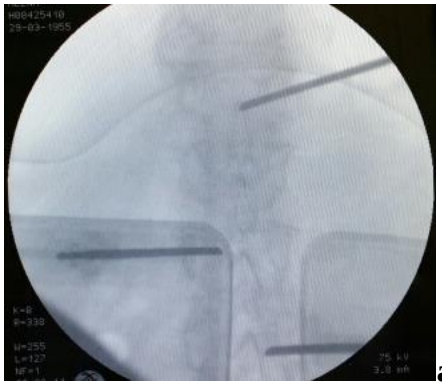
Obrázek 7. a), b) Pronační polohování pacienta s následným cílením operovaného obratle pomocí dvou RTG zesilovačů v předozadní a bočné rovině.

a)

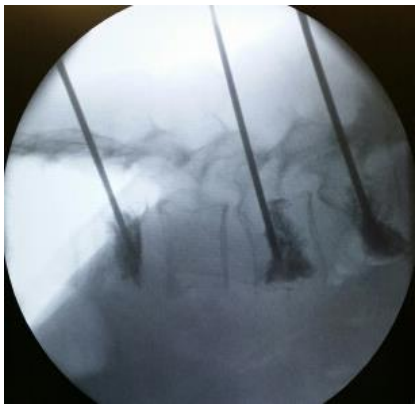
b)

Následně je pacient rouškován. Jamshidi jehla (kostní trepanobioptická jehla se zkoseným koncem minimalizující potenciální „crush“ efekt, vyvinuto Khosrow Jamshidim, patentováno 1971, USA) instrumentária je zaváděna monopedikulárně nebo bipedikulárně přísně transpedikulárně. Pouze ve velmi vzácných případech v oblasti hrudní je zvolen extrapedikulární přístup. Po zavedení jehly je připraven PMMN cement a následně při vhodné viskozitě dle požadavků výrobce je cement instalován do obratlového těla s kontrolou jeho potenciálního úniku (Obrázek 8). V časném pooperačním období je následně pacient časně mobilizován bez externí opory korzetem.

Obrázek 8. a), b), c), d) Transpedikulární zavedení Jamshidi jehel do zlomených obratlů v obou rovinách s následnou instilací PMMN cementu.

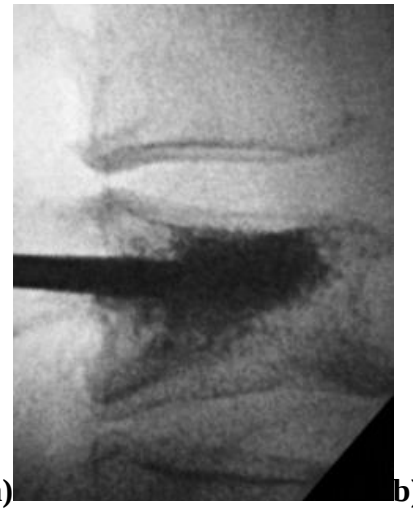

a)

b)

c)

d)

Kyfoplastika je metoda rozvíjející původní myšlenku cementové augmentace. Byla představena v 90 letech Reileyem a Scholtenem (Garfin, et al., 2001). Původní minivazivní metoda využívá tzv. balónový expandér. Pacientovi je přes dutou jehlu vložen vodící Kirchnerův drát, po němž je nejprve předvrtán tunel v obratlovém těle, do kterého je následně zaveden balónový expandér, který je rozepnut s vytvořením kavity v obratlovém těle. Tato dutina je následně vyplněna kostním cementem (Obrázek 9). Výhodou metody je možnost repozice u čerstvých zlomenin obratle rozepnutím balónového instrumentária, a dále pak výrazně nižší plnící tlaky při instilaci cementu s inhibicí rizika jeho úniku (Klezl, et al., 2012). V obratlovém těle vzniká blok cementu, který je bioinertní, tedy kostní tkáň obnovuje svoji strukturu kolem něho.

Obrázek 9. a), b), c) Metoda kyfoplastika – Zavedení balónového expandéru do obratlového těla s expanzí kontrastní látkou, následné vyplnění dutiny PMMN cementem.

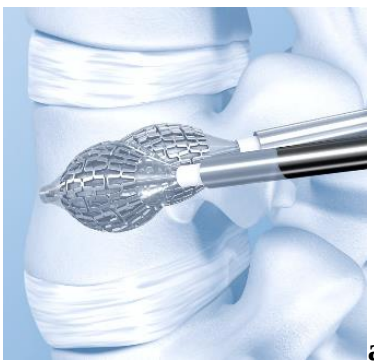
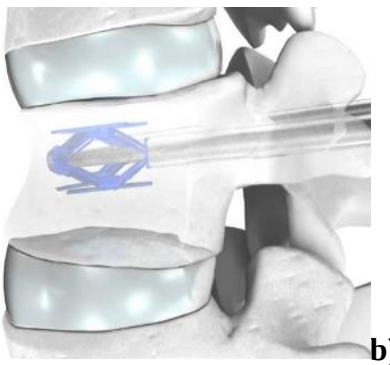
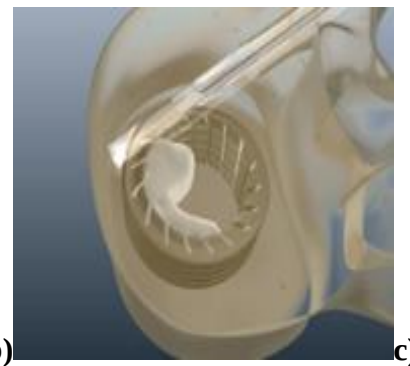
a)

b)

c)

Obě metody byly dále modifikovány cestou využití jiných augmentačních materiálů, zejména biodegradabilních (kalciumfosfátový cement, silikonové preparáty, biosklo) nebo vlastních expanzních mechanismů (vertebrální stent, SpineJack, Kiva System) (Obrázek 10) (El-Fiki, et al., 2016; Rotter, et al., 2015).

Nejrozšířenější modifikací je implantace vertebrálního stentu. Metoda dále rozvíjí metodu kyfoplastiky, kdy po zavedení balónového expandéru je dutina primárně vyplněna titanovým stentem a následně vyplněna cementem. Kadaverózní i klinické studie prokazují další snížení rizika úniku cementu z obratlového těla a dále pak ztráty korekce dosažené repozicí (Klezl, et al., 2011; Rotter, et al., 2015), včetně úniku do oblasti meziobratlové ploténky s výrazným snížením incidence zlomeniny přilehlého obratle.

Obrázek 10. Metody **a)** vertebrální stent, **b)** SpineJack, **c)** Kiva System


a)

b)

c)

Biomechanika všech augmentační metod využívá možnosti okamžitého obnovení pevnosti předního sloupce páteře. Vertebroplastika s použitím akrylátového cementu vykazuje dobré výsledky v prevenci ztráty výšky obratlového těla s pozitivním analgetickým efektem (Klazen, et al., 2010). Obecně platí, že mechanismus přenosu zátěže na páteřní sloupec je přímo úměrný tuhosti obratle (Sun a Liebschner, 2004). Většina akrylátových cementů, používaných při vertebroplastice a kyfoplastice zvyšují modul elasticity obratle (1700-3700 MPa) a zvyšují kompresní sílu (85-114 MPa) (Hernandez, et al., 2008; Kurtz, et al., 2005) ve srovnání s modulem elasticity spongiozní kosti (10-900 MPa) a kompresní síly (0,1-15 MPa) (Helgason, et al., 2012; Morgan, et al., 2003). Tyto výrazné rozdíly v základních parametrech pevnosti a přenosu zátěže spolu s dalšími parametry (sagitální profil páteře, BMD) mohou ovlivnit vznik zlomeniny přilehlého obratle při incidenci 12-67% (Grados, et al., 2000; Uppin, et al., 2003). Experimentální studie poukazují na změnu biomechanických parametrů obratle vyplněného cementem, chovající se více jak kompozitní materiál, než jako spongiozní kost (Helgason, et al., 2012; Race, et al., 2007). Snahou přiblížení se původní biomechanické vlastnosti kosti je v současnosti využití cementů o vyšší elasticitě („low-modulus“) nebo redukce objemu cementu instalovaného do obratlového těla, dále pak využití jiných druhů materiálů (silikon, biosklo). „Low-modulus“ cementy, např. modifikací PMMN cementu přidáním kyseliny linolové můžou minimalizovat riziko vzniku zlomeniny přilehlého segmentu (Boger, et al., 2008). Je prokázáno, že i malé množství cementu instalovaného do obratle obnoví pevnost, zabraňující další deformitě zlomeného obratle (Dean, et al., 2000; Reidy, et al., 2003) a další snaha o jeho kompletní vyplnění může mít negativní efekt na vznik zlomeniny přilehlého obratle (McMillan, et al., 1996; Holub, et al., 2015). Z dalších důležitých faktorů ovlivňující biomechaniku páteře je uložení cementu v obratlovém těle zejména při užití metody kyfoplastiky. Dutina vyplněná cementem v oblasti středu nebo zadní třetiny obratlového těla je riziková pro progresi jeho deformity, zejména vznikem tzv. Kűmmelova onemocnění. Kűmmelovo onemocnění je definováno vývojem nekrózy obratlového těla se vznikem tzv. intravertebrálního rozštěpu, kdy dochází k oddělení přední a zadní části obratlového těla ve frontální rovině s hrozící dislokací zadní hrany do páteřního kanálu, vznikem nestabilní zlomeniny a ohrožením nervových struktur. Z tohoto důvodu dochází k dalšímu vývoji metod, jako je obratlový stent, nebo jiné typy expanzních mechanismů s dalším využitím titanových augmentací následně vyplněných cementem.

2 Experimentální část

2.1 Cíl práce

Experimentální in-vitro laboratorní studie se zaměřila na modelaci zatížení páteře ošetřené transpedikulární instrumentaci při kvazistatickém a cyklickém s ohledem na kvalitu kosti. V první části bylo simulováno maximální zatížení monosegmentální a bisegmentální transpedikulární instrumentace kadaverózního preparátu s biomechanickým měřením selhání soustavy. Cílem bylo zjistit nárůst tuhosti soustavy docílené extenzí dorzální instrumentace. Principem druhé in-vitro studie je experimentální měření a popis chování transpedikulární fixace při cyklickém zatěžování s ohledem na konvergenci (triangularita) zavedení šroubů a jeho vliv na životnost celé soustavy. Experiment byl koncipován tak, aby životnost sestavy stabilizace závisela na stabilitě pedikulárních šroubů v kostní tkáni, resp. suplujících blocích z polyuretanové pěny (Cellular Rigid Polyurethane Foam - 10 pcf). Primárně byl zjišťován počet cyklů sestavy do signifikantního uvolnění některého z páru pedikukárních šroubů. Vyšetřovány byly celkem tři konfigurace sestav zadní stabilizace s konvergencí šroubů 0 stupňů (šrouby paralelně), 20 stupňů a 40 stupňů. Všechny tři konfigurace mají shodné parametry: rozteč šroubů v místě zašroubování, hloubka zašroubování, vyložení fixačních tyčí, resp. vzdálenost tyčí od osy zatížení, délku fixačních tyčí i zatížení. Jediným parametrem, který se mění je úhel konvergence pedikulárních šroubů.

Byla stanovena hypotéza:

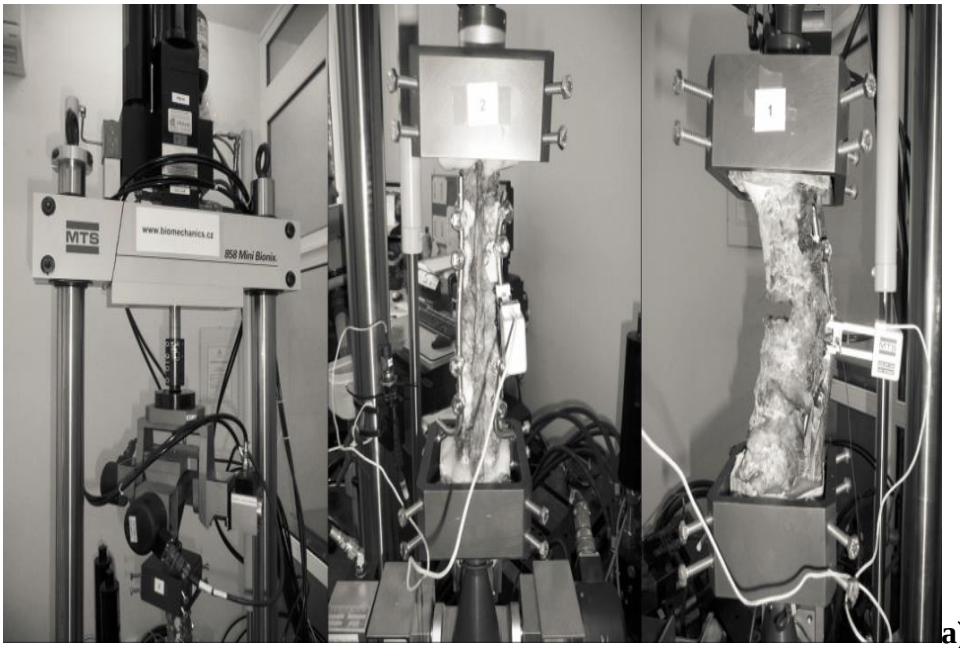
I. Zvýšení rigidity transpedikulární instrumentace může v experimentálním modelu páteře zvýšit trvanlivost konstrukce spinálního modelu při kvazistatickém a cyklickém zatížení. Jak může výslednou trvanlivost ovlivnit kvalita kosti, např. osteoporóza.

2.2 Metoda

Experimentální studie byla provedena ve spolupráci s Anatomickým ústavem I.LF UK, laboratoří mechanických zkoušek, Fakulta strojní, Ústav mechaniky, biomechaniky a biomechatroniky, ČVUT, Praha.

V první experimentální studii bylo modelováno maximální kvazistatické zatížení transpedikulární fixace v mono/bisegmentální konfiguraci. K měření byl využit testovací systém MTS 858,2 Mini Bionix v sestavě s víceosým simulátorem (Obrázek 11). Pro jednoznačnost zatížení a interpretaci odezvy jednotlivých vzorků byla využita doporučená metodika (Wilke, et al., 1998). Ze zatížení vzorku byly vypuštěny všechny ostatní silové účinky, které mohou do celé soustavy vnášet přídavné ohybové momenty. Každý ze vzorků byl zatěžován dvakrát třemi cykly, vždy jednotlivě pro každou z úloh v pořadí: flexe, extenze, levá dukce a pravá dukce. Rychlost zatížení a uvolňování byla nastavena pro všechny úlohy na hodnotu +/- 5st./min. Doporučené hodnoty pro intaktní vzorky hrudní páteře podle (Benzel a Baldwin, 1995) jsou flekční momenty +/-5 Nm a rychlost zatěžování v rozmezí 0,5-5st./s. Následně byly hodnoceny parametry zatížení měřené mechanické soustavy: neutrální zona (NZ), elastická zona (EZ), rozsah pohybu soustavy (ROM). Jako parametr hodnotící chování samotné zadní stabilizace byla vybrána deformace fixačních tyčí.

Obrázek 11. a), b) Kadaverózní model hrudní páteře v rozsahu Th3-L2 ukotvený v testovacím systému MTS 858,2 Mini Bionix v sestavě s víceosým simulátorem. Extenzometr MTS zajišťující měření napětí na spojovacích tyčích soustavy.



a)

b)

Ve druhé experimentální práci jsme modelovali cyklické zatížení transpedikulární fixace ve vztahu k uložení šroubů, resp. jejich konvergenci. Koncepce experimentální studie je principiálně založena na metodě ASTM Standard F171 (Standard Test Method for Spinal Implant Construct in a Vertebrectomy model) (ASTM, 2009), kde UHMPWE materiál (Ultra-high-molecular-weight polyethylene) byl nahrazen materiálem PUR (Cellular Rigid Polyurethane Foam 10 pcf, Sawbones Europe AB Sweden). Jako náhrada kostní tkáně byla použita polyuretanová pěna Cellular Rigid Polyurethane Foam (10 pcf) firmy Sawbones Europe AB Sweden. Pro experimenty byl použit testovací systém MTS 858.2 Mini Bionix ve spojení se silovým snímačem INTERFACE 1010ACK s rozsahem 2.5 kN. Ke zpracování a analýze včetně statistického vyhodnocení dat byl použit MATLAB® R2012b, MathWorks , Inc.

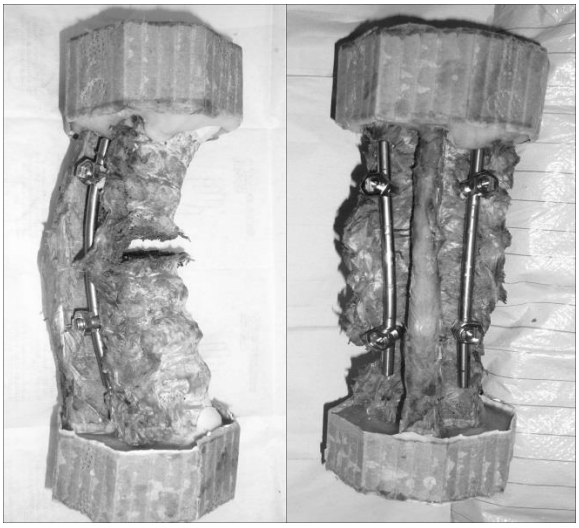
2.3 Materiál

2.3.1 In-vitro studie biomechanického zatížení páteře stabilizovaného transpedikulární fixací

Celkem byly získány čtyři kadaverozní modely hrudní páteře v rozsahu Th3-L2. Preparace byla provedena se zachováním kostních struktur (obratlové tělo, kloub, výběžky transversální, spinozní) a vazivových struktur (meziobratlová ploténka, ligamenta, kloubní pouzdra).

K další fázi přípravy byly použity celkem tři preparáty páteře. Akrální ukotvení bylo augmentováno samořeznými vruty a následně byl proveden odlitek hranolu proximálního a distálního segmentu modelu v rozměru úchytu měřícího přístroje (materiál – Dentacryl R). Následně byla provedena vlastní montáž transpedikulární fixace (fixater Prospon Fe TL III, transpedikulární šrouby 6/50mm). Vzhledem ke kvalitě kosti byly šrouby primárně cementovány cementem CMW 1 (Johnson & Johnson). Celkem jeden model páteře byl ošetřen instrumentací vzorem 1+1 (1 instrumentovaný segment proximálně/distálně od měřeného segmentu) a dva modely byly fixovány vzorem 2+2 (2 instrumentované segmenty proximálně/distálně od měřeného segment). V průběhu vlastního měření a kalibrace přístroje byl na úrovni Th6/7 proveden vlastní defekt předního sloupce a to resekcí disku (Obrázek 12).

Obrázek 12. Kadaverózní model hrudní páteře v rozsahu Th3-L2 s vytvořeným ventrálním defektem předního sloupce v úrovni Th6/7, model zajištění transpedikulární instrumentací (1+1) s vytvořeným akrálním ukotvením Dentakrylem.

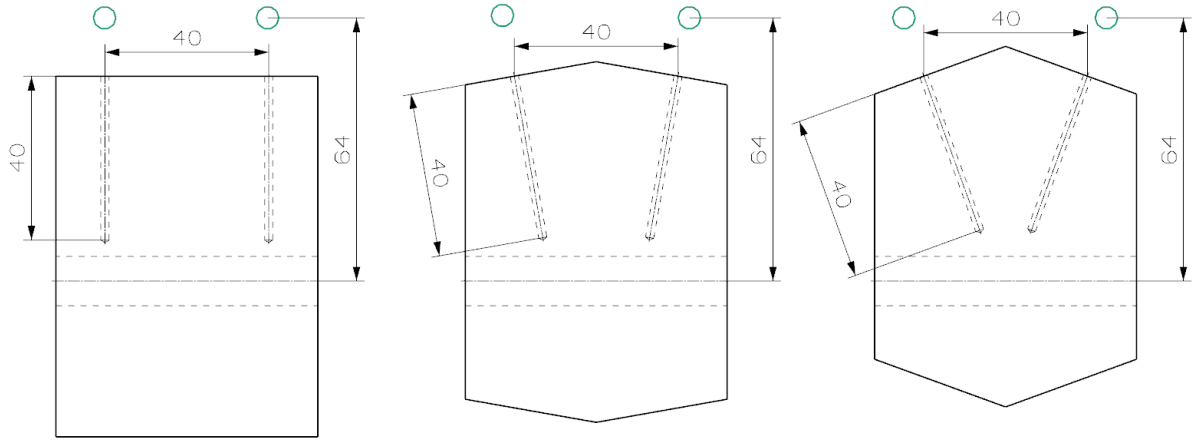


2.3.2 Vliv konvergence šroubů na stabilitu transpedikulární fixace při cyklickém zatížení

Celkem bylo připraveno devět testovacích modelů (PUR bloků). Geometrie PUR bloků byla volena s ohledem na zachování hloubky zašroubování a vzdálenost pedikulárních šroubů od osy zatížení. Hloubka zašroubování u všech tří variant s ohledem na použité šrouby je 40 mm. Rozteč šroubů v místě vstupu do PUR bloku je 40 mm. Vzdálenost fixačních tyčí od osy zatěžování 64 mm (Obrázek 13). Konvergence šroubů v jednotlivých sestavách byly 0 stupňů, 20 stupňů a 40 stupňů. Pro sestavu stabilizace bylo použito dvou párů monoaxiálních pedikulárních šroubů ZIMMER Instinct™ Java® Ø6.5x45mm z Ti slitiny a páru ocelových spojovacích fixačních tyčí Ø5.5x110mm dle doporučeného postupu firmy. K sestavení vzorku / montáži zadní stabilizace bylo použito příslušné instrumentárium ze sady ZIMMER Instinct™ Java® System. Vzdálenost mezi horním a spodním párem pedikulárních šroubů byla nastavena na 76 mm. Zkušební vzorky byly rozděleny do tří skupin: Skupina A - paralelně zavedené pedikulární šrouby (konvergence 0 stupňů), skupina B - šrouby s konvergencí 20 stupňů a skupina C - s konvergencí 40 stupňů (Obrázek 14). Každá skupina obsahovala 3 vzorky.

Obrázek 13. Model vertebrektomie (ASTM Standard F171): PUR bloky instrumentované v sestavě 0 stupňů, fixované v testovacím zařízení (MTS 858,2 Mini).

Obrázek 14. Geometrie PUR bloků v jednotlivých sestavách 0, 20, 40 stupňů.

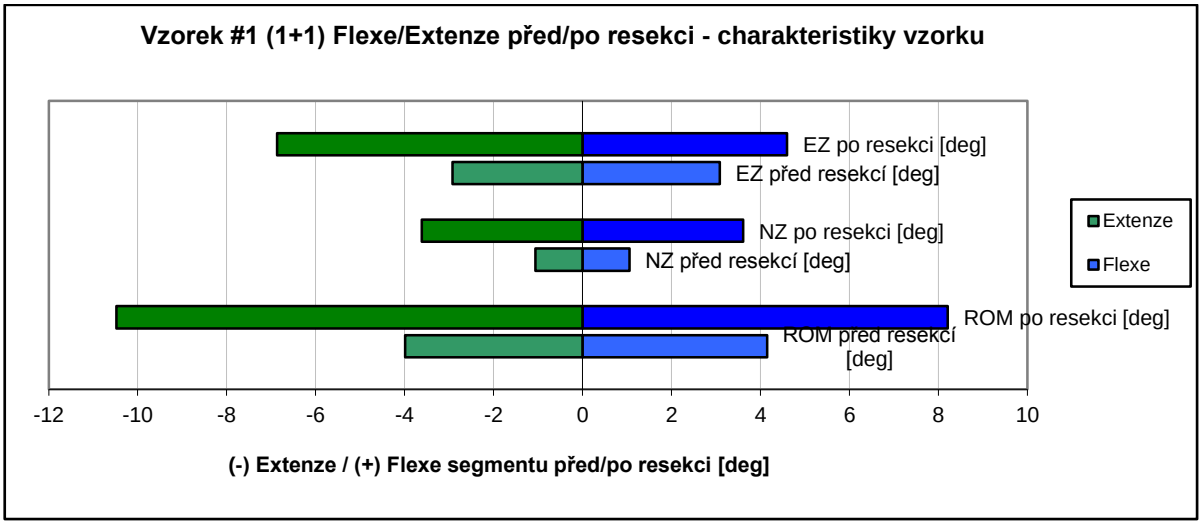


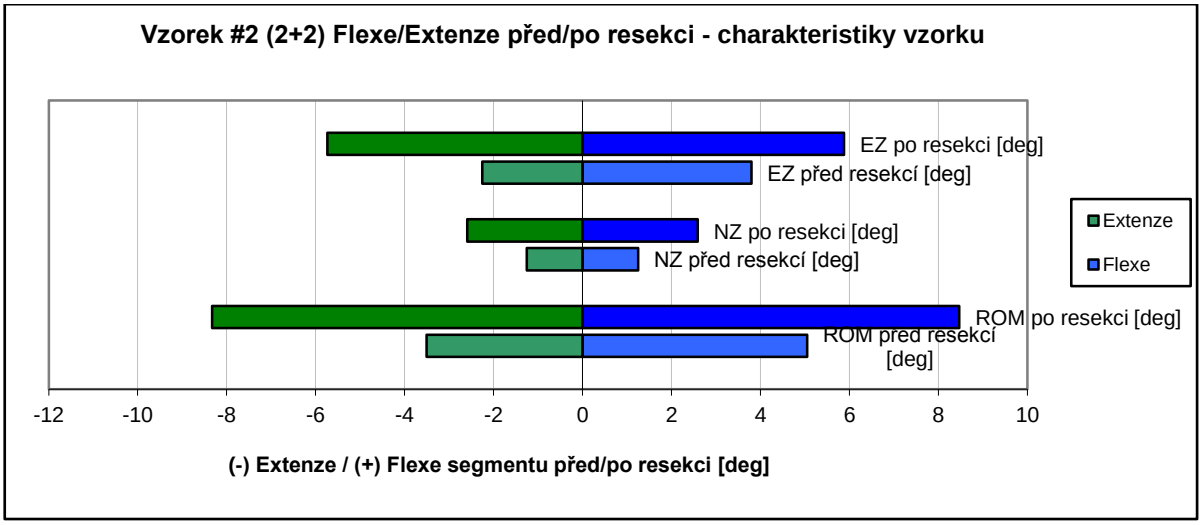
2.4 Výsledky

2.4.1 In-vitro studie biomechanického zatížení páteře stabilizovaného transpedikulární fixací

Při hodnocení tuhosti pro flexi/extenzi pro kadaverozní vzorky páteře v sestavě (1+1) a (2+2) před a po resekci v předním sloupci páteře dochází k progresi nárůstu hodnocených parametrů bez ohledu na vzorek nebo typ montáže. Zajímavý je výskyt směrové asymetrie. Ve všech případech dochází k výraznějšímu nárůstu EZ a ROM při extenzi proti flexi. Výsledky jsou uvedeny přehledně v grafu (Graf 1).

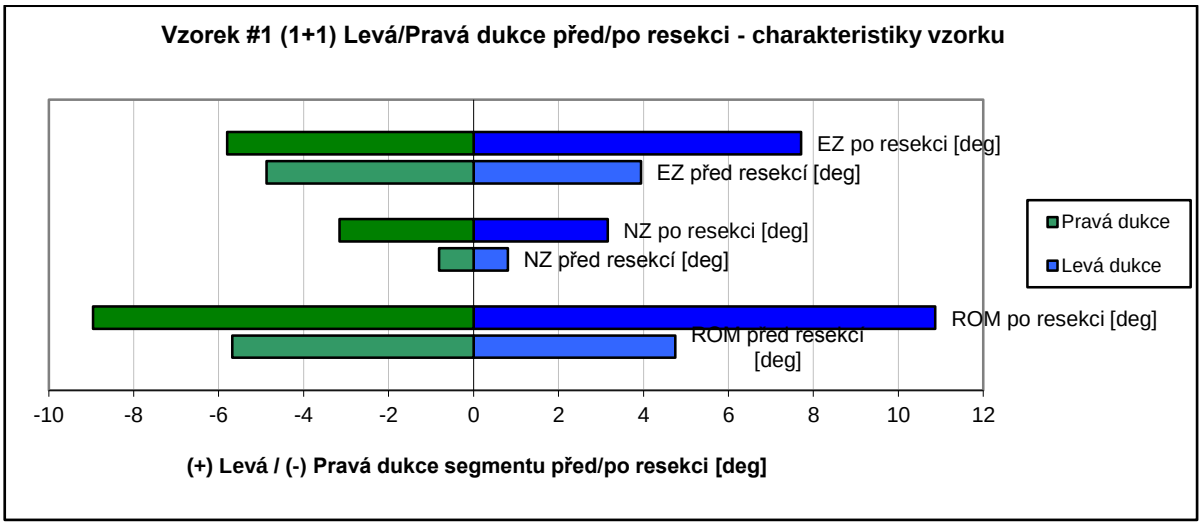
Graf 1. Soubor grafů (Hodnocení tuhosti soustavy – flexe/extenze před resekcí/po resekci), NZ – neutrální zóna, EZ – elastická zóna.

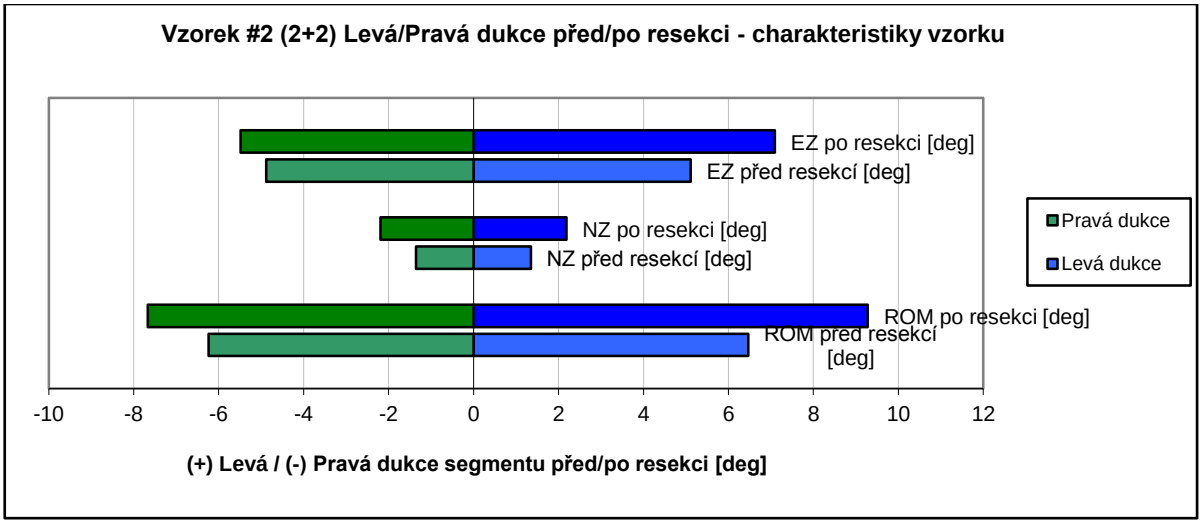




Při hodnocení tuhosti pro pravolevou dukci před a po resekci dochází k nárůstu hodnocených parametrů. Progrese nárůstu hodnot NZ, EZ a ROM po resekci není taková, jako u flexe/extenze, což je patrné především u vzorků č.2 a č.3 s montáží typu 2+2. Vzorek č.1 (1+1) vykazuje výrazný rozdíl NZ před (1,6st.) a po (6,3st.). U ostatních vzorků nepřesahuje tento rozdíl dvojnásobek hodnot před resekcí. Výsledek měření vykazuje výrazně vyšší tuhost montáže vzorků č.2 a č.3 (2+2) proti vzorku č.1 (1+1). Výsledky jsou uvedeny přehledně v grafu (Graf 2).

Graf 2. Soubor grafů (Hodnocení tuhosti soustavy – pravé/levé dukce před/po resekci).

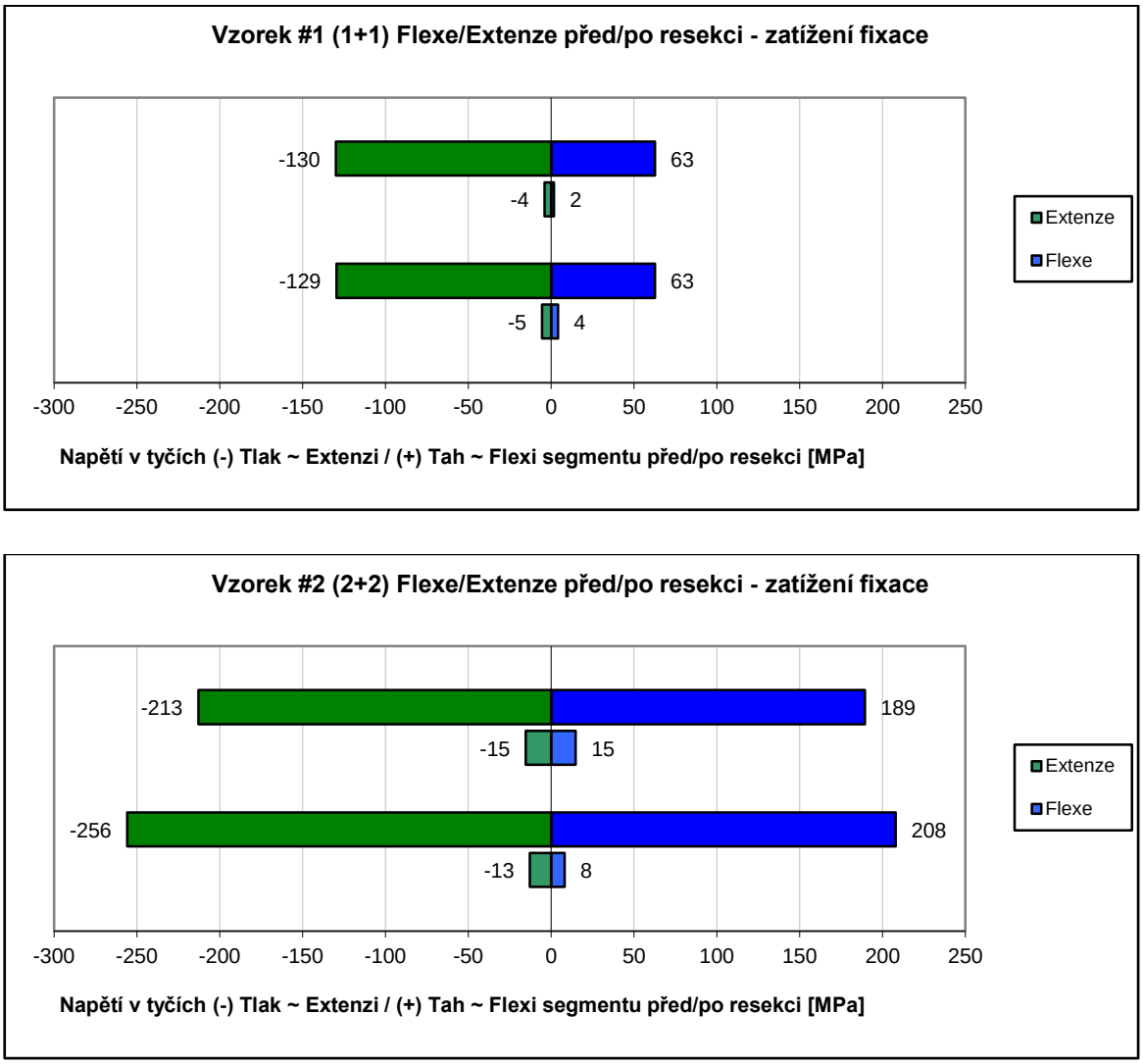




Hodnocení napětí na spojovacích tyčích při flexe/extenzi jsou před resekcí u všech modelů velmi malé. Společným znakem je větší tlakové napětí při extenzi proti menšímu tahovému napětí při flexi stejným momentem (10 Nm). Hodnoty napětí u všech vzorků po resekci předního sloupce

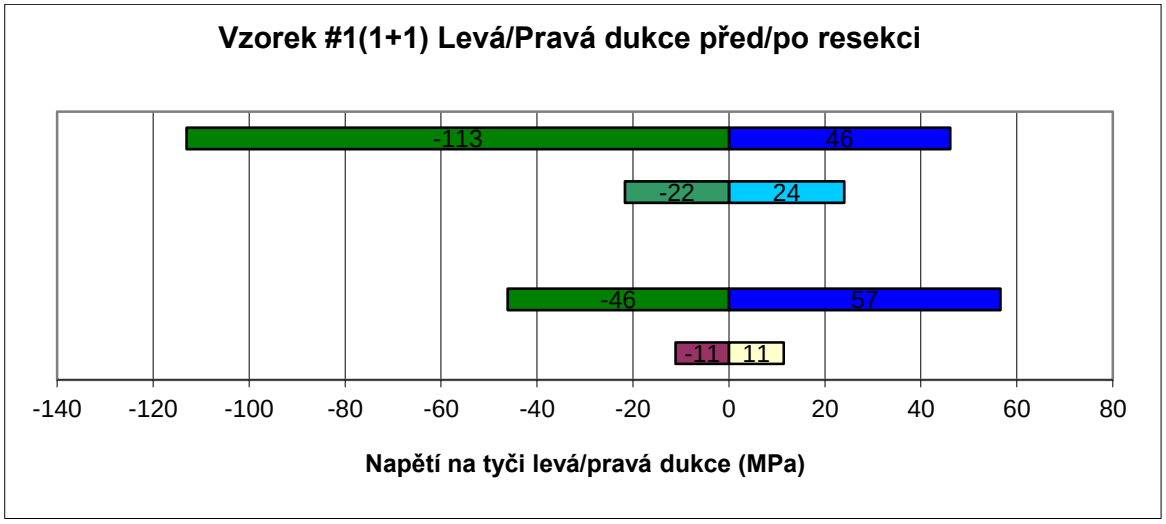
jsou vyšší a je zřejmý trend asymetrie napětí flexe/extenze. Z hlediska absolutních hodnot je nejméně zatížena instrumentace vzorku č.1 (1+1). Výsledky jsou uvedeny přehledně v grafu (Graf 3).

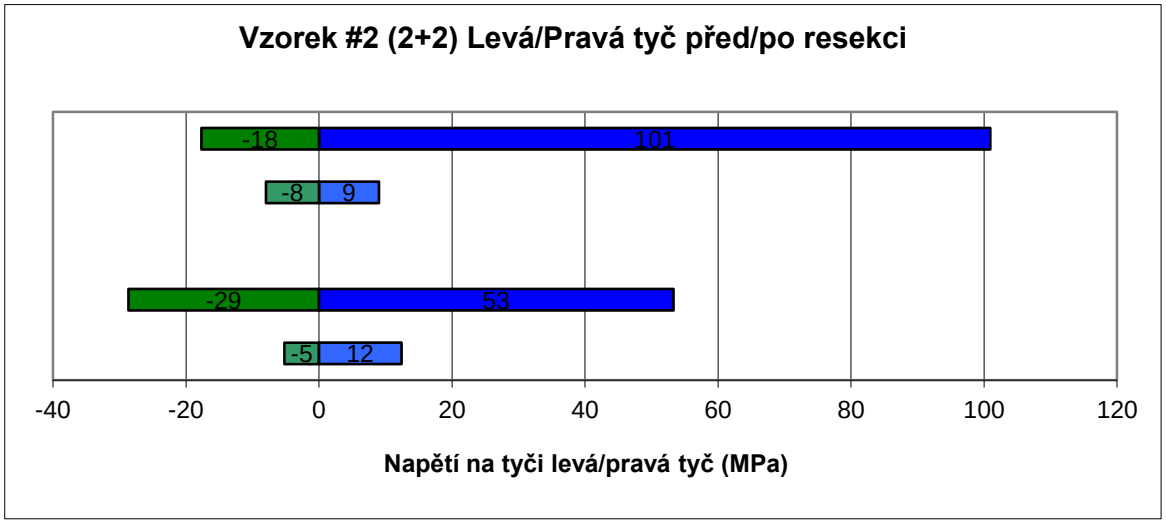
Graf 3. Soubor grafů (Hodnocení napětí na fixačních tyčích transpedikulární fixace – flexe/extenze před/po resekci).



Při hodnocením napětí na spojovacích tyčích u hodnocených vzorků při pravolevé dukci není patrný vliv velikosti vzorku, ale je přítomna výrazná stranová asymetrie, která je pravděpodobně způsobena asymetrií jednak anatomické konstrukce vzorku a jednak asymetrií konstrukce transpedikulární fixace. Nárůst hodnot napětí na tyčích po resekci není tak patrný, jako v případě flexe/extenze. Dochází však ke zvýraznění jak stranové, tak směrové asymetrie. U vzorku č.3 je patrné překlopení asymetrie ve výsledných hodnotách před/po resekci. Výsledky jsou uvedeny přehledně v grafu (Graf 4).

Graf 4. Soubor grafů (Hodnocení napětí na fixačních tyčích transpedikulární fixace – pravé/levé dukce před/po resekci).

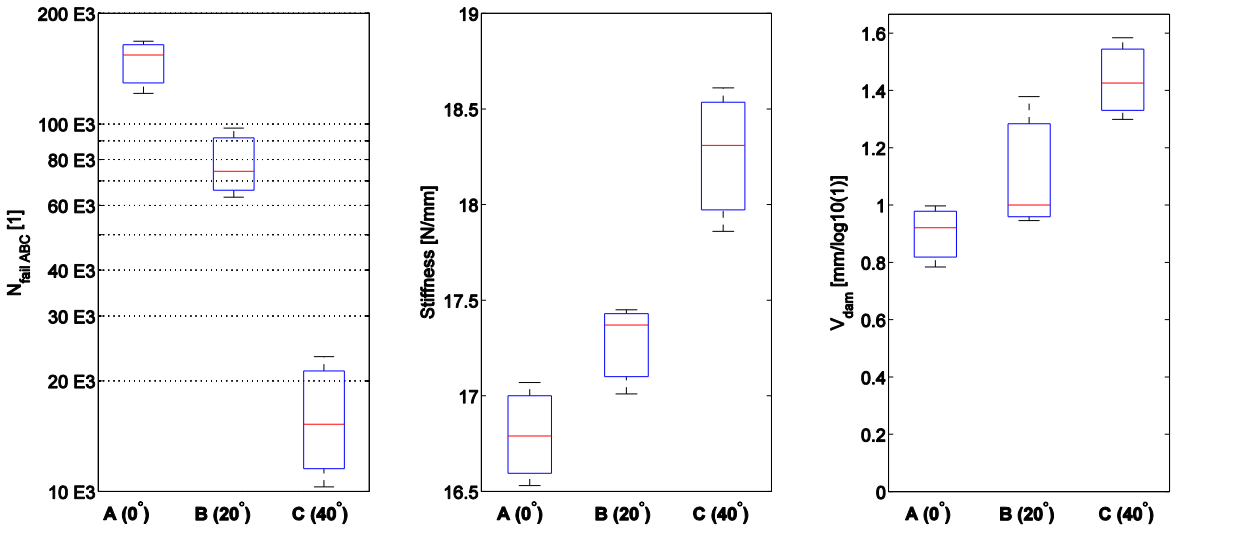




2.4.2 Vliv konvergence šroubů na stabilitu transpedikulární fixace při cyklickém zatížení

Na všech vzorcích ve skupinách “A“ (0°), “B“ (20°) a “C“ (40°) byl zjištěn počet cyklů do selhání – cycles to failure N_{fail} [1], graf (Graf 5), počáteční rychlost porušení - initial damage rate v_{dam} [mm/$\log_{10}$(1)] a tuhost sestavy - Stiffness [N/mm]. Vzorky byly cyklicky zatěžovány do doby, kdy bylo možno pozorovat zjevné selhání dorzální instrumentace. K selhání funkce dorzální fixace jako celku došlo pokaždé v rozhraní pedikulární šroub/PUR blok pcf10. Došlo k uvolnění šroubů v PUR bloku, které lze charakterizovat/přirovnat k tzv. windshield wiper effect (Obrázek 15). Obecně lze konstatovat, že s rostoucím úhlem konvergence pedikulárních šroubů roste tuhost sestavy stabilizace. S rostoucí tuhostí stabilizace, resp. rostoucím úhlem šroubů roste počáteční rychlost porušení – initial damage rate V_{dam}. Nejvýznamnější dopad má úhel konvergence na nejdůležitější parametr N_{fail} – Cycles to failure. S rostoucím úhlem konvergence, resp. s rostoucí tuhostí sestavy významně klesá počet cyklů do selhání stabilizace jako celku.

Graf 5. a) počet cyklů do selhání – cycles to failure Nfail [1], **b)** počáteční rychlost porušení - initial damage rate vdam [mm/log10(1)], **c)** tuhost soustavy - Stiffness [N/mm].



c) **b)** **c)**

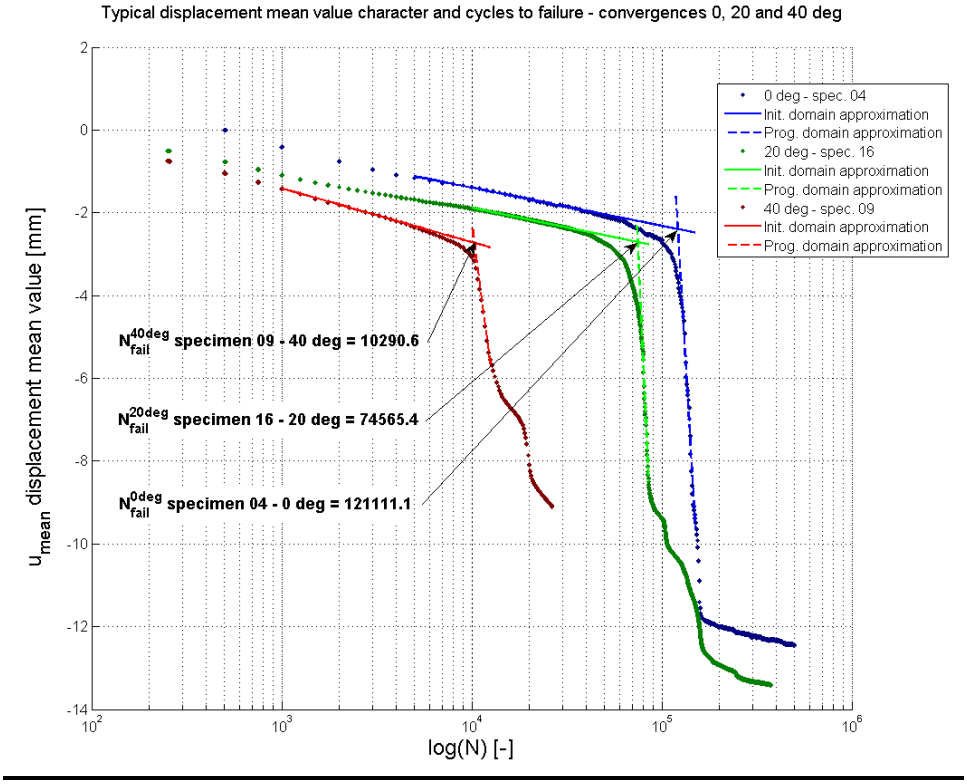
Obrázek 15. Selhání soustavy uvolněním transpedikulárního šroubu z PUR bloku tzv. „windshield wiper“ efekt.

Tabulka (Tabulka 2) dokumentuje statistickou významnost změn jednotlivých parametrů. Z porovnání středních hodnot počtu cyklů do selhání a středních hodnot tuhostí ve skupinách A a B vyplývá, že i statisticky nevýznamný nárůst tuhosti sestavy ($Stiff_A$ = 16.797 ± 0.270, $Stiff_B$ = 17.277 ± 0.234 [N/mm], P_{AB} = 0.080693 > 0.05) způsobí statisticky významný pokles cycles to failure (N_{fail_A} = 147.650 ± 24.020, N_{fail_B} = 78.322 ± 17.442 [10^3 cyclec], 0.05 > P_{AB} = 0.015537 < 0.05). Stejné je porovnání skupin B a C, kde pozorujeme statisticky významný nárůst tuhosti sestavy ($Stiff_B$ = 17.277 ± 0.234, $Stiff_C$ = 18.260 ± 0.377 [N/mm], P_{BC} = 0.018569 < 0.05) i statisticky významný pokles cycles to failure (N_{fail_B} = 78.322 ± 17.442, N_{fail_C} = 16.273 ± 6.557 [10^3 cyclec], P_{BC} = 0.004486 < 0,05). Za pozornost stojí pokles, resp. poměr N_{fail_A} / N_{fail_B} $\tilde{=}$ 2/1 a N_{fail_B} / N_{fail_C} $\tilde{=}$ 5/1. Pokles Cycles to failure N_{fail} při změně konvergence 20°->40° je daleko významnější (P_{BC} = 0.004486 << 0.05), než při změně konvergence 0°->20° (P_{AB} = 0.015537 < 0.05) graf (Graf 6). Lze předpokládat, že s rostoucí konvergencí roste riziko selhání stabilizace v důsledku uvolnění pedikulárních šroubů. Z mechanického hlediska lze totéž říci o tuhosti stabilizace, tedy že s rostoucí tuhostí roste riziko selhání stabilizace.

Tabulka 2. Počet cyklů do selhání – cycles to failure Nfail [1], tuhost soustavy - Stiffness [N/mm], počáteční rychlost porušení - initial damage rate vdam [mm/log10(1)].

	Group A		0 deg	Group B		20 deg	Group C		40 deg
Nfail in [1000 cyclec]	147,65	±	24,02	78,322	±	17,442	16,273	±	6,557
			$0,05 > P_{AB}$ =	0,015537					
						$0,05 > P_{BC}$ =	0,004486		
				$0,05 > P_{AC}$ =		0,000796			
Stiffness [N/mm]	16,797	±	0,27	17,277	±	0,234	18,26	±	0,377
			$0,05 < P_{AB}$ =	0,080693					
						$0,05 > P_{BC}$ =	0,018569		
				$0,05 > P_{AC}$ =		0,005468			
V_{dam} [mm/log_{10}(1)]	0,901	±	0,108	1,108	±	0,236	1,436	±	0,143
			$0,05 < P_{AB}$ =	0,238104					
						$0,05 < P_{BC}$ =	0,108102		
				$0,05 > P_{AC}$ =		0,006619			

Graf 6. Pokles cyklů do selhání soustavy při změně konvergence 0˚- >20˚ - >40˚.



2.5 Diskuze

První „in-vitro“ studie testovala na kadaverozních preparátech možnosti modelovat chování páteře s defektem předního sloupce ošetřeného zadní transpedikulární intrumentací. Celkem byly získány čtyři kadaverozní modely páteře, z nichž tři bylo možné připravit pro měření. Celkový počet měření je statisticky nehodnotitelný, ale komplikovanost získání preparátu, jeho příprava a uchování v měřitelné kvalitě, poté kalibrace přístroje MTS 858,2 Mini Bionix a celý test je výrazně náročný a nedává možnost vytvořit velký statisticky hodnotitelný počet měření. Naše studie je celkovým počtem měření srovnatelná s ostatními autory (Schlenk, et al., 2003; Sun, et al., 2009). Kadaverozní preparáty páteře (Th3-L2) byly primárně ošetřeny transpedikulární fixací a po kalibraci přístroje MTS 858,2 Mini Bionix bylo provedeno vlastní měření před a po destabilizaci předního sloupce resekcí disku TH6/7 na vrcholu hrudní kyfozy. Výsledkem byly souměřitelné hodnoty rozdílu měření na tomtéž preparátu, podobně postupovali autoři (Valdevit, et al., 2005; Yucesoy, et al., 2008). Přístroj MTS umožňuje přesné nastavení pohybu v karteziánském systému X,Y,Z, nastavení amplitudy, frekvence a síly. Metoda umožňuje získat hodnoty deformace soustavy při jednorázovém zatížení, ale v této studii je velmi problematická v hodnocení opakovaného, cyklického zatížení. Tensometr umístěný na spojovací tyči transpedikulární fixace doplňuje měření v chování fixace při zatížení. Vyhodnocení napětí na fixačních tyčích transpedikulární fixace před a po resekci předního sloupce páteře lze interpretovat ve dvou obecných závěrech. Prvním výsledkem je obecné zjištění, že destabilizace předního sloupce páteře zvyšuje napětí na spojovací tyči konstrukce. Druhým závěrem měření je nezanedbatelná asymetrie výsledných hodnot na pravé a levé tyči transpedikulární fixace. Nárůst hodnot je po resekci očekávaný, vzhledem k tomu, že fixace je hlavním stabilizačním prvkem segmentu. Zajímavá je zmíněná asymetrie naměřených hodnot napětí. Ta se projevuje jednak z pohledu pravé a levé tyče, ale i směru zatížení. Asymetrie je výraznější stranově a je patrně způsobena jednak počáteční deformací instrumentace (ohýbání fixačních tyčí při vlastní instrumentaci, dotažení fixační matkou) a jednak geometrií konstrukce. Obecně lze konstatovat, že soustava vykazuje větší tuhost při dukci než flexi/extenzi, což je dáno samotnou konstrukcí fixace, anatomií páteře, resp. rozložením průřezových charakteristik, vzhledem k rovinám zatěžování.

Z vyhodnocení biomechanických parametrů rozsahu pohybu soustavy kadaverozního preparátu ošetřeného transpedikulární fixací v sestavě 1+1 a 2+2 není patrné, kromě hodnocení dukce, výrazný rozdíl mezi použitým typem instrumentace. V tuhostních charakteristikách vzorku se

v celém rozsahu zatížení nevyskytují žádné skokové změny tuhosti, které by ukazovaly možné selhání konstrukce.

Druhá experimentální studie testuje stabilitu cyklicky zatěžované soustavy ošetřené transpedikulární fixací s ohledem na konvergenci zavedení šroubů. Triangularita, zvýšená konvergence zavedených transpedikulárních šroubů, je obecně uváděna jako možnost zvýšení rigidity konstrukce. Triangulační efekt je úměrný ploše průřezu kosti svírající úhel šroubu k podélné ose a je ovlivněn orientací vůči ose zatížení. V ideální konstrukci by transpedikulární šrouby měly mít úhel zavedení 90st., kdy je dosažena maximální rigidita konstrukce a minimalizována kostní resorpce (Barber, et al., 1998). Prezentovaná in-vitro studie srovnává selhání jednotlivých konstrukcí konvergence (0-20-40st.) při cyklickém zatížení soustavy v sagitální rovině zatížení. Jako náhrada kosti byla použita polyuretanová pěna Cellular Rigid Polyuretane Foam. Výhodou výběru považujeme maximální standardizaci a souměřitelnost jednotlivých testů proti použití kadaverozního modelu (Včelák, et al., 2011). Naopak určitou nevýhodou může být velikost pórů 0.5 – 2.0 mm u použité pěny pcf 10. Nehomogenita a velikost pórů by mohla mít určitý vliv na rozptyl hodnot počtu cyklů do selhání fixace (cycles to failure, Nfail). Tento vliv se však ukázal jako málo významný a byly nalezeny statisticky signifikantní rozdíly mezi jednotlivými skupinami vzorků s úhly 0-20-40 stupňů. V rámci cyklického zatížení byla soustava zatěžována pouze v sagitální rovině v pohybu flexe/extenze, jako dominantní pohyb zatěžování páteřního sloupce. Výsledkem je minimalizace vlivu ostatních zkreslujících parametrů, tak aby byl posuzován pouze vliv konvergence zavedení šroubů. Toto zjednodušení je zároveň, tak jako u jiných in-vitro studií, limitující pro interpretaci výsledných dat pro praxi (Brodke, et al., 2001; Chen, et al., 2003; Sterba, et al., 2007).

Důvodem studie bylo popsání mechanizmu selhání soustavy s ohledem na velikost konvergence zavedení šroubů při cyklickém zatěžování. Výsledky prokázaly časnější uvolnění fixace u konstrukce s maximální konvergencí (40 stupňů), tj. při nejmenším počtu cyklů zatížení. Selhání soustavy se manifestovalo na úrovni implantát-kost, tzv. windshield wipering efektem (Law, et al., 1993). Tento mechanizmus uvolnění a jeho příčiny jsou detailně popsány Chenem (2003). Při daném zatížení stabilizovaného segmentu jsou pedikulární šrouby namáhány hlavně ohybem. Kritickým místem zatíženým dominantně kompresním napětím je oblast na vstupu pedikulárního šroubu do těla obratle. Obecně lze konstatovat, že soustava, která byla maximálně rigidní v čase montáže, selhala při cyklickém zatěžování nejdříve.

Stabilizační systém a stabilizovaný segment páteře tvoří z mechanického hlediska neoddělitelný komplex. Obě části se navzájem ovlivňují a rozhraní mezi stabilizací a páteří samotnou hraje klíčovou roli, což platí zejména při posuzování funkce během dlouhodobého cyklického testování/zatěžování. Pro komplexní posouzení instrumentace je důležité hodnotit i rozhraní implantát/kost, kterým je realizován přenos zatížení z biologické struktury na sestavu stabilizace. Stabilita rozhraní implantát/kost je zásadní pro správnou funkci instrumentace v průběhu léčby a může být limitující z hlediska stability celého systému.

Výsledky studie z klinického hlediska diskutují vztah mezi snahou o konstrukci maximálně rigidní fixace a její výslednou optimální stabilitou a ovlivnění biologického obnovení pevnosti páteře (Valdevit, et al., 2005). Při cyklickém zatěžování, na rozdíl od kvazistatických a pull-out studií (Huang, et al., 2003; Kilincer, et al., 2007; Vishnubhotla, et al. 2011; Zdeblick, et al., 1993) musíme posoudit místa minimální rezistence, které s počtem cyklů fungují, jako místa inicializace selhání soustavy – ve shodě se studií Zdeblicka (1993). V klinické praxi je tedy výsledná instrumentace konstruována s ohledem na typ, lokalizaci patologické instability a kvalitu kosti (BMD) (Soshi, et al., 1991; Včelák, et al., 2008). Užití zvýšené rigidity implantátu je diskutabilní zejména u pacientů se sníženou kvalitou kosti, např.osteoporózou. S rostoucí tuhostí implantátu se při cyklickém zatížení zvyšuje zatížení na úrovni šroub-kost s následným rizikem uvolnění. V současnosti je tento problém nejčastěji řešen zlepšením ukotvení v kosti pomocí expandujících pedikulárních šroubů (expandible pedicle screws) (Vishnubhotla, et al., 2011), případně cementováním (Choma, et al., 2012) nebo zvýšením počtu instrumentovaných obratlů (Shono, et al., 1998). Někteří autoři (Brodke, et al., 2001; Xu, et al., 2006) doporučují optimalizovat rigiditu/elasticitu vlastní transpedikulární instrumentace, např. použitím menšího průměru tyče (Gioia, et al., 2011). Je otázkou, zda riziko uvolnění instrumentace u osteoporotické kosti na úrovni šroub-kost nemůže být také ovlivněno mírou konvergence transpedikulárního šroubu.

3 Klinická část

3.1 Cíl práce

Cílem klinické části je shrnout naše poznatky s léčbou mininvazivní cementové augmentace v léčbě osteoporotických zlomenin torakolumbální páteře. Klinická část je rozdělena podle publikovaných prací na tři základní části. V první prospektivní nerandomizované studii krátkodobých výsledků s metodami: vertebroplastika a kyfoplastika jsou hodnoceny klinické a RTG výsledky obou operačních metod. Jsou zaznamenány krátkodobé komplikace a jejich léčení. Ve druhé retrospektivní studii jsou hodnoceny výsledky pacientů s osteoporotickou kompresivní zlomeninou páteře ošetřených metodou vertebroplastiky. Podrobně jsou hodnoceny klinické a rtg výsledky, zaznamenány jsou též komplikace léčby. Ve třetí retrospektivní studii je hodnocen soubor pacientů s nestabilní osteoporotickou zlomeninou páteře léčených krátkou zadní transpedikulární fixací a vertebroplastikou postiženého obratle. Podrobně jsou hodnoceny klinické a RTG výsledky, zaznamenány jsou též akutní a chronické komplikace léčby.

Byla stanoveny následující hypotézy:

I. Vertebroplastika a kyfoplastika dává dobrý krátkodobý, klinický efekt v léčbě stabilních osteoporotických zlomenin páteře.

II. Klinické výsledky skupiny pacientů, kteří byli ošetřeni vertebroplastikou v jedné etáži, jsou lepší, než skupina pacientů ošetřených ve více etážích.

III. Klinické výsledky skupiny pacientů, kteří byli ošetřeni vertebroplastikou, jsou signifikantně lepší ve skupině pacientů systémově konzervativně léčených pro osteoporózu, než ve skupině pacientů pro osteoporózu neléčených.

IV. Metoda vertebroplastika zlepšuje segmentální kyfózu segmentu, přeneseně sagitální profil pacienta.

V. Metoda dorzální transpedikulární stabilizace, fúze v kombinaci s vertebroplastikou dává dobrý klinický efekt v léčbě nestabilních osteoporotických zlomenin páteře.

VI. Metoda dorzální transpedikulární stabilizace, fúze v kombinaci s vertebroplastikou koriguje traumatickou kyfózu a následně je schopna dosaženou korekci udržet v pooperačním období.

3.2 Metoda

Operační metoda cementové augmentace zlomeniny obratlů v osteoporotickém terénu (vertebroplastika, kyfoplastika) je na oddělení spondylochirurgie Ortopedické kliniky 1. LF UK a IPVZ, Nemocnice Na Bulovce, Praha prováděno od roku 2005. Celkem byly publikovány tři klinické studie hodnotící naše zkušenosti s oběma metodami léčby osteoporotických zlomenin torakolumbální páteře v letech 2005 až 2016. První prospektivně, nerandomizovaně hodnocený soubor pacientů operovaný v letech 9/2005 – 10/2007 hodnotí krátkodobé klinické a radiologické výsledky obou metod s jejich výsledným srovnáním. Ke klinickému hodnocení (6 týdnů, 3 měsíce, 6 měsíců, 1rok pooperačně) bylo použito hodnocení: ODI a VAS. K radiologickému hodnocení úniku cementu z obratlového těla byla použita klasifikace dle Yeoma (2003) s klinickým korelátem. Druhá retrospektivní klinická studie z let 1/2010 – 12/2016 hodnotí klinické a radiologické výsledky metody vertebroplastiky v léčbě stabilních osteoporotických zlomenin páteře. Všichni pacienti byli klinicky hodnoceni užitím JOA skóre modifikované Kellerem v roce 1993 (0 - 17b.) a VAS skóre (0 - 10) předoperačně, 6 týdnů pooperačně a 1 rok pooperačně.

V rámci rtg hodnocení byl zaznamenán únik cementu z obratlového těla (Yeomova klasifikace) s klinickým korelátem a výskyt zlomeniny přilehlého obratle k ošetřenému v pooperačním období. Zároveň byla hodnocena korekce sagitální rovnováhy užitím

modifikovaného Cobbova úhlu, měřeného úhlem svírající roviny horní koncové ploténky proximálního a dolní koncové ploténky distálního nepoškozeného obratle přilehlého ke zlomenému. Měření byla provedena předoperačně, 6 týdnů pooperačně a 1 rok po operaci. Ke statistickému hodnocení klinických výsledků porovnání dvou kategoriálních proměnných byl použit chí-kvadrát test. Hodnota významnosti p menší než 0.05, znamená statisticky významnou závislost.

Třetí retrospektivní klinická studie z let 1/2010 – 5/2016 hodnotí klinické a radiologické výsledky metody krátké zadní transpedikulární instrumentace a fúze v kombinaci s vertebroplastikou nestabilní osteoporotické zlomeniny torakolumbální páteře. Všichni pacienti byli klinicky hodnoceni užitím JOA a VAS skóre předoperačně, 6 týdnů pooperačně a 1 rok pooperačně. K hodnocení neurologického deficitu byla užita ASIA klasifikace. Byly zaznamenány akutní klinické pooperační komplikace. V rámci RTG hodnocení byl zaznamenán únik cementu z obratlového těla (Yeomova klasifikace) s klinickým korelátem, výskyt zlomeniny přilehlého obratle ošetřeného segmentu a pooperační selhání instrumentace. Zároveň byla hodnocena korekce sagitální rovnováhy užitím modifikovaného Cobbova úhlu, měřeného úhlem svírající roviny horní koncové ploténky proximálního a dolní koncové ploténky distálního nepoškozeného obratle přilehlého ke zlomenému. Měření bylo provedena předoperačně, pooperačně a 1 rok po operaci. Ke statistickému hodnocení klinických výsledků porovnání dvou kategoriálních proměnných byl použit chí-kvadrát test. Hodnota významnosti p menší než 0.05 znamená statisticky významnou závislost.

3.3 Materiál

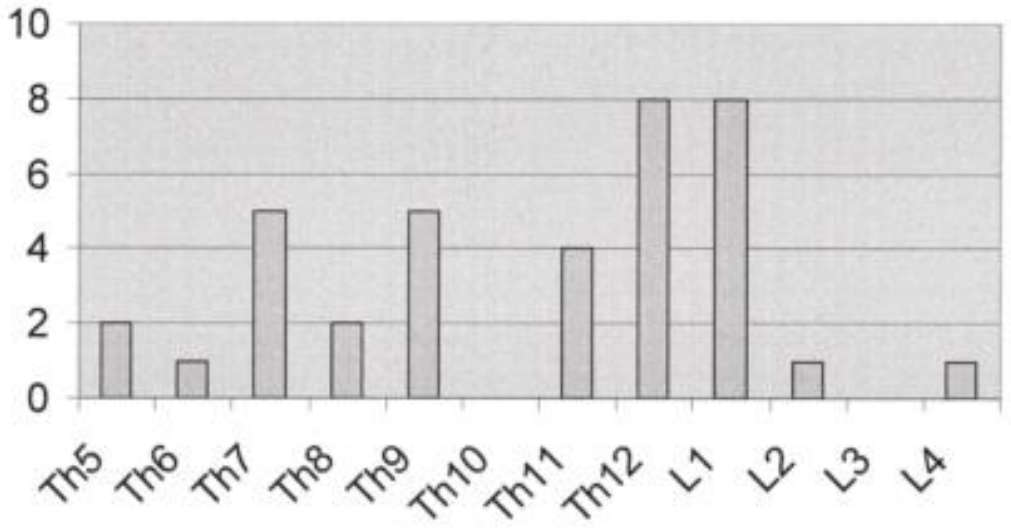
3.3.1 Srovnání krátkodobých klinických a radiologických výsledků metody vertebroplastika a kyfoplastika v léčbě osteoporotických zlomenin páteře

Na Ortopedické klinice FN Bulovka bylo v letech 9/2005 – 10/2007 operováno metodou VP a KP celkem 32 pacientů (37 postižených obratlů). V souboru převažovaly ženy celkem 27krát, průměrný věk pacientů byl 71 let. V hodnoceném souboru byli primárně vyloučeni čtyři pacienti, u nichž indikací k operaci bylo tumorózní postižení obratle (3krát metastáza, 1krát plasmocytom), klinicky hodnoceno tedy bylo 28 pacientů. VP byla provedena 21krát, KP

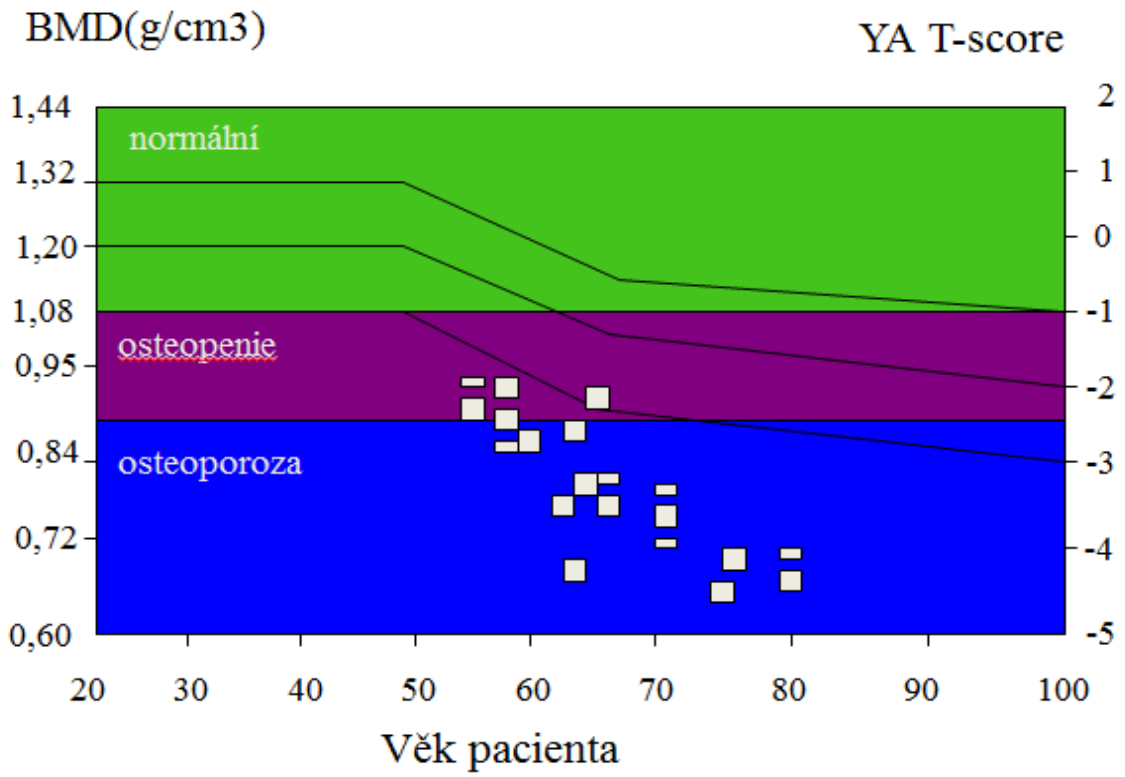
11krát. Anatomická lokalizace postižení je znázorněno v grafu (Graf 7). Předoperačně bylo u každého pacienta provedeno densitoCT vyšetření s cílem vyloučit jinou etiologii patologické zlomeniny a zároveň definovat míru postižení osteoporózou. V hodnocení T-score našeho souboru pacientů dosáhlo 21 pacientů hodnot pásma osteoporózy (T-score > 2,5) a sedm pásma osteopenie (T-score 1-2,5), přehledně v grafu (Graf 8).

U všech pacientů byl použit nízko-viskozní cement (PMMN) s kontrastní přísadou (barium). Průměrně bylo instilováno 2-6 ml cementu s kontrolou úniku cementu pod RTG zesilovačem. V souboru bylo použito transpedikulární zavedení jehly 33x, laterální extrapedikulární přístup 4x, posterolaterální lumbální nebyl aplikován. Monopedikulární plnění obratlového těla bylo provedeno celkem 7x, bipedikulární celkem 30x. Přímá repozice při použití metody VP nebyla provedena, ale celkem 3x byla zaznamenána spontánní částečná repozice v rámci pronačního polohování s využitím tzv. dynamické mobility zlomeniny (Voggenreiter, 2005).

Graf 7. Anatomická lokalizace operovaných obratlů torakolumbální páteře



Graf 8. Hodnocení T-score souboru pacientů.

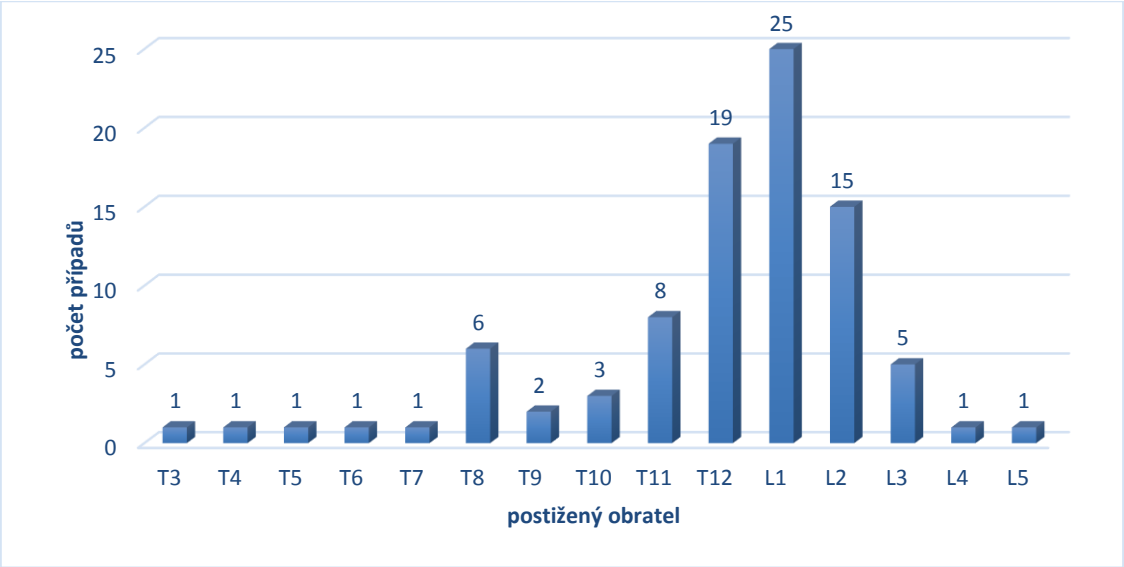


3.3.2 Vertebroplastika v léčbě stabilních osteoporotických zlomenin páteře - retrospektivní studie

V letech 1/2010 – 12/2016 bylo na našem pracovišti operováno celkem 81 pacientů mininvazivní vertebroplastikou nebo kyfoplastikou pro patologickou kompresivní zlomeninu páteře. Ze studie byli vyřazeni pacienti léčení pro nádorovou etiologii zlomeniny, pacienti léčení KP a pacienti, kteří z různých důvodů nebyli sledováni 1 rok po operaci. Vlastní soubor pacientů léčených metodou VP pro kompresivní osteoporotickou zlomeninu páteře s následným sledováním obsahuje celkem 52 pacientů (43 žen, 9 mužů) o průměrném věku 68,2 let. V rámci předoperačního vyšetření bylo v tomto souboru nalezeno celkem 109 zlomenin různého stáří, z nichž bylo operováno 90 obratlů. Dominantní anatomickou lokalizací operovaných obratlů byla oblast torakolumbálního přechodu, graf (Graf 9). U celkem 26 pacientů byl diagnostikován jeden zlomený obratel, u 15 pacientů dvě zlomeniny a celkem 11 pacientů mělo postižení tří a více obratlů. Indikací k mininvazivní VP byla symptomatická, bolestivá osteoporotická flekčně-kompresivní (AO A1) nebo pincer (AO A2)

zlomenina bez zánikové neurologické symptomatologie. Pacienti byli vždy primárně léčeni konzervativně celkem 6 týdnů až 3 měsíce na našem pracovišti nebo byli odesláni po selhání terapie z jiného pracoviště. Průměrná doba operace od diagnostiky zlomeniny byla 81 dní. V souboru bylo celkem 72 obratlů vyplněno monopedikulárně, zbytek 18 obratlů bylo ošetřeno bipedikulární technikou.

Graf 9. Anatomická lokalizace operovaných obratlů torakolumbální páteře



3.3.3 Léčba nestabilních osteoporotických zlomenin páteře metodou krátké zadní transpedikulární instrumentace a cementové augmentace obratlového těla

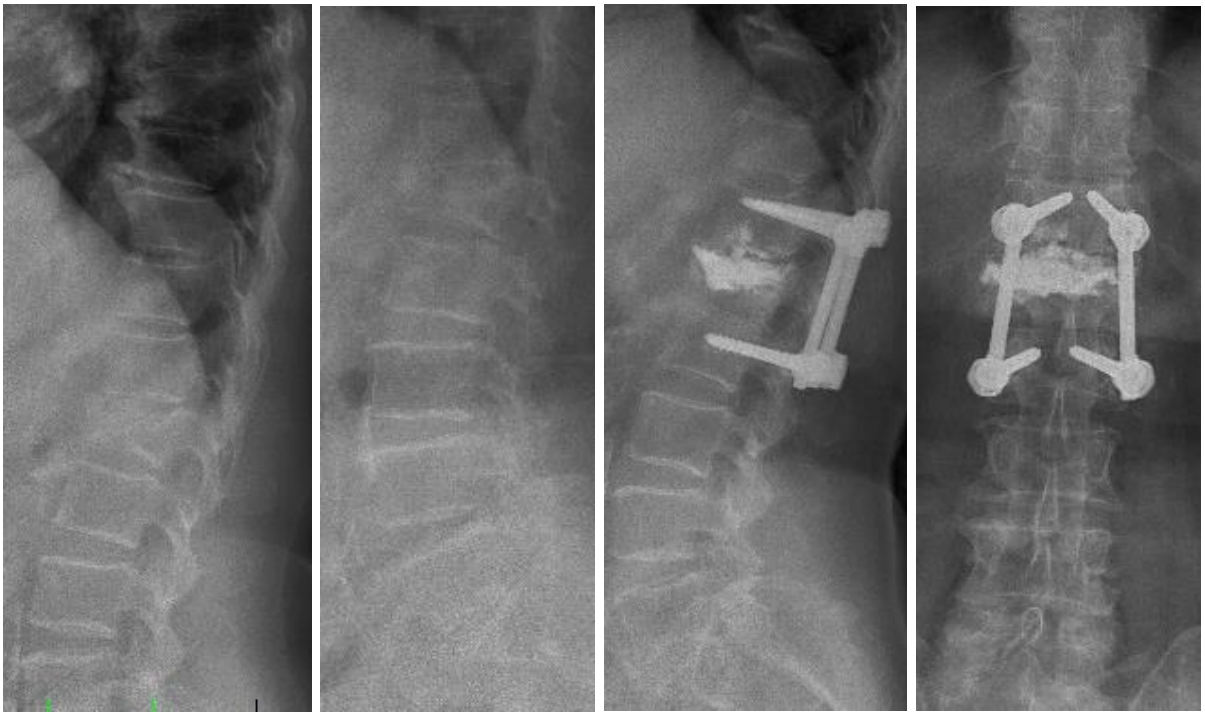
V letech 1/2010 – 5/2016 bylo na našem pracovišti operováno celkem 214 pacientů pro nestabilní zlomeninu torakolumbální páteře. Do retrospektivní studie byli zařazeni pacienti s nestabilní zlomeninou torakolumbální páteře v terénu osteoporózy, kteří byli jedno nebo dvoudobě léčeni zadní transpedikulární instrumentací, posterolaterální fúzí v kombinaci s vertebroplastikou (VP) nebo kyfoplastikou (KP) zlomeného obratle. Ze studie byli vyloučeni pacienti léčení z důvodu patologické zlomeniny nádorové etiologie nebo pacienti léčení předozadní fúzí, kde nebyla použita VP/KP. Celkem tedy bylo operováno 26 pacientů (23 žen, 3 muži) o průměrném věku 69,7 let.

Všichni pacienti byli předoperačně vyšetřeni RTG páteře ve dvou projekcích s následným doplněním CT vyšetření. U celkem čtyř pacientů (tři pacienti s neurologickým deficitem) bylo

provedeno vyšetření MR. Osteoporóza byla u celkem 16 pacientů potvrzena předoperačně doplněním densitoCT ke standardnímu CT vyšetření, u zbývajících deseti pacientů bylo doplněno vyšetření osteoporózy pooperačně. Histologické vyšetření perioperačním odběrem tkáně obratlového těla k vyloučení jiné etiologie patologické zlomeniny bylo provedeno u 24 pacientů. Vždy se jednalo o zlomeninu postihující zadní stěnu obratlového těla, tedy typ A3 podle AO klasifikace, „burst“ dle Magerlovy klasifikace (Magerl, et al. 1994) nebo „Grade 3“ klínové, bikonkávní nebo „crush“ zlomeniny dle Genantovy klasifikace (Genant, et al., 1993) pro osteoporotické zlomeniny. U celkem 18 pacientů byl prokázán úrazový mechanismus, u zbývajících osmi pacientů se jednalo o „plíživé“ patologické zlomeniny (Obrázek 16). Dominující klinickou symptomatologií byla lokální bolestivost narůstající při axiálním zatížení, klaudikace a pozátěžová iritační radikulopatie, pouze u třech pacientů byl vyjádřen neurologický deficit. Anatomická lokalizace postižení jednotlivých obratlů je uvedena v grafu (Graf 10).

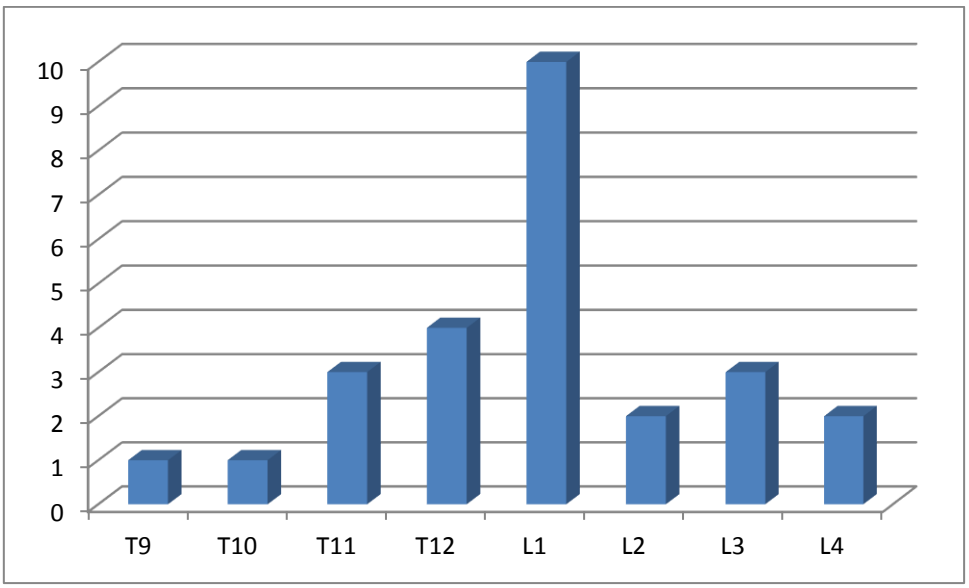
Pacienti byli operováni v pronační pozici (15 pacientů centrální skeletizace, 11 pacientů transmuskulární přístup) se zavedením transpedikulárních šroubů, repozicí zlomeného obratle s následným zavedením Jamshidi jehel v případě VP nebo balónového expandéru v případě KP a následným vyplněním obratlového těla polymethylmethakrylátovým cementem (PMMN) a doplněním posterolaterální fúze (Obrázek 17). Celkem u čtyř pacientů byla zadní instrumentace a fúze provedena ve druhé době po primárním ošetření postiženého obratle VP/KP s následnou progresí segmentální kyfotické deformity. Použití techniky VP monopedikulárním, bipedikulárním plněním nebo metody KP je uvedeno v grafu (Graf 11). U dvou pacientů byly též cementovány transpedikulární šrouby (hybridní fixace). Od prvního pooperačního dne byli pacienti mobilizováni v korzetu nebo ortéze dle lokalizace postiženého obratle po dobu 6 týdnů s následným odkládáním externí fixace. Zároveň byla nastavena celková léčba osteoporózy.

Obrázek 16. Žena, 76 let, nestabilní zlomenina L1, **a)** RTG bočná projekce, primární ošetření, konzervativní terapie (Jewett korzet), **b)** RTG bočná projekce, progrese kyfotické deformity, **c)** RTG bočná projekce, pooperační, **d)** RTG AP projekce, pooperační.

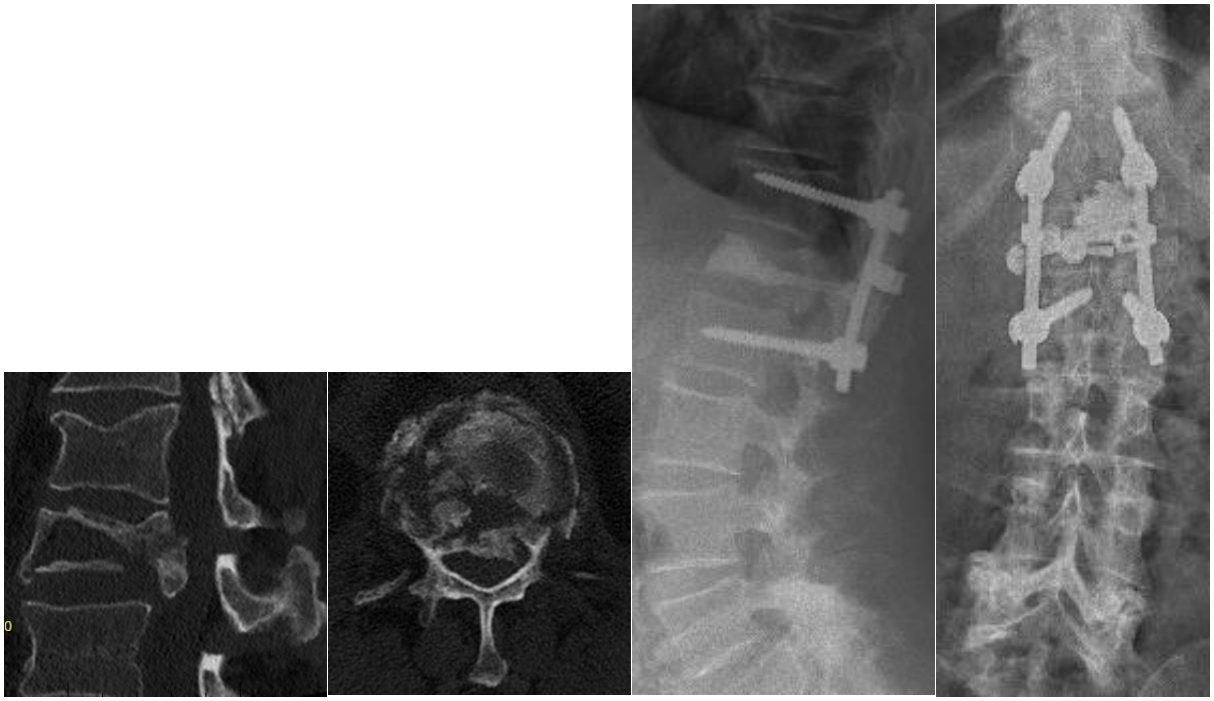


a), b), c), d)

Graf 10. Anatomická lokalizace operovaných obratlů torakolumbální páteře

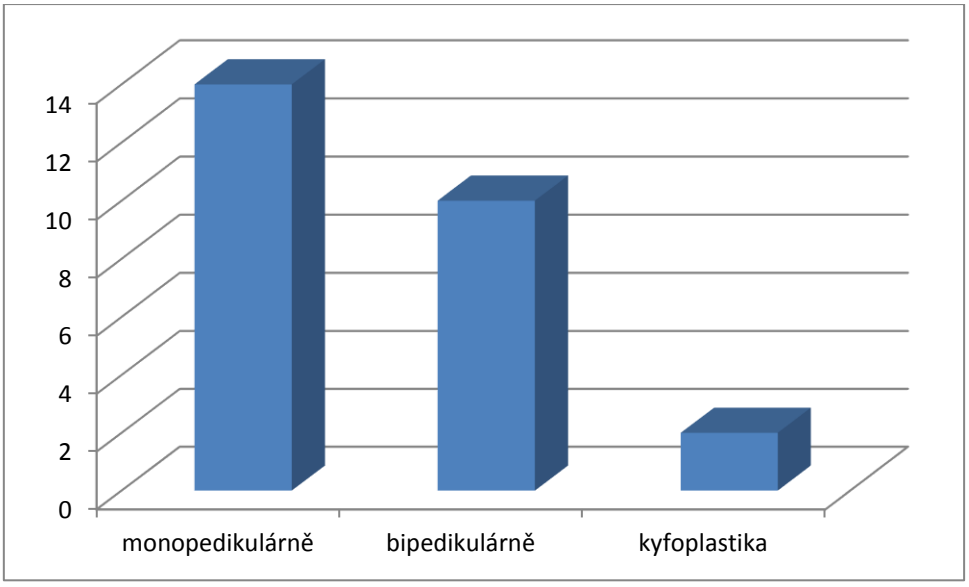


Obrázek 17. Muž, 71 let, nestabilní zlomenina L1 **a)** CT sagitální řez, **b)** CT transverzální řez, **c)** RTG bočná projekce, pooperační, **d)** RTG AP projekce, pooperační.



a), b), c), d)

Graf 11. Metoda plnění obratle (vertebroplastika monopedikulární, bipedikulární, kyfoplastika)



3.4 Výsledky

3.4.1 Srovnání krátkodobých klinických a radiologických výsledků metody vertebroplastika a kyfoplastika v léčbě osteoporotických zlomenin páteře

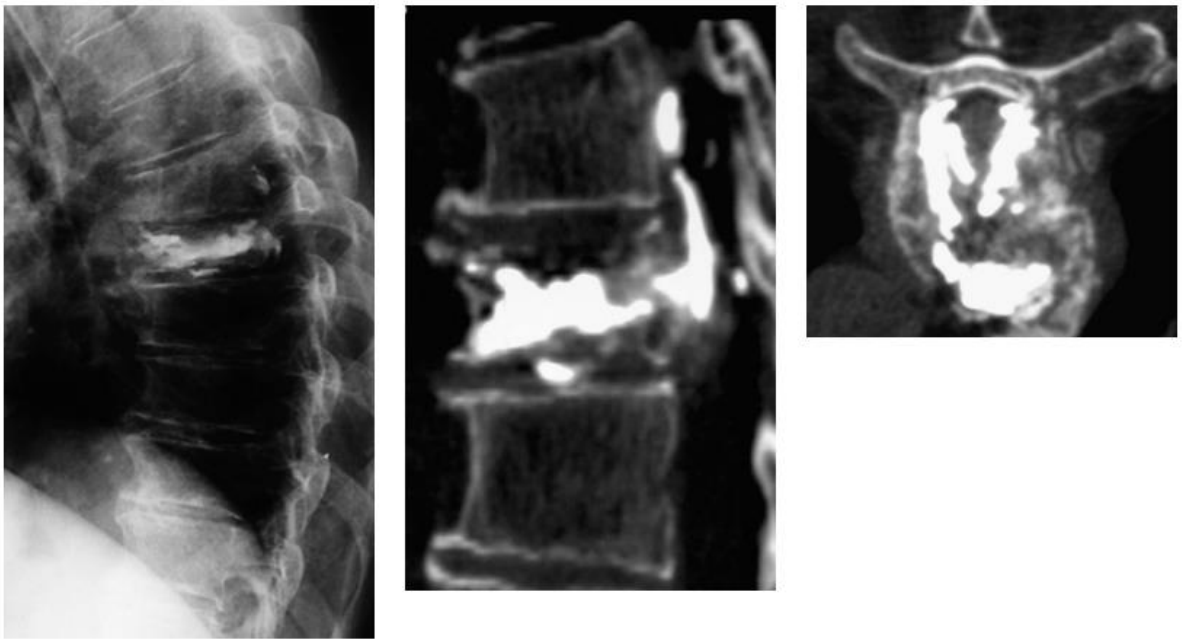
U operovaných pacientů jsme časně pooperačně sledovali RTG únik cementu (klasifikace Yeomova) s jeho časnou klinickou manifestací. Ke klinickému hodnocení (6 týdnů, 3 měsíce, 6 měsíců, 1rok pooperačně) jsme použili klasifikaci – ODI a VAS. RTG verifikovaný únik cementu jsme zaznamenali u osmi pacientů (21,6%) s klinickou manifestací u dvou pacientů (5,4%). Přehledné výsledky jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 3). Jeden pacient (Obrázek 18) měl únik cementu do páteřního kanálu se zánikovou motorickou symptomatologií, který byl následně otevřeně revidován a byla provedena deliberace s extirpací části cementu s postupnou úpravou neurologického nálezu. U druhého pacienta (Obrázek 19) došlo k rozvoji plicní embólie při úniku cementu do oblasti mediastina, kde po konzervativní terapii také došlo k úpravě respiračních funkcí. Oswestry Disability Index hodnotí klinickou aktivitu pacienta a lokální bolesti v postiženém segmentu. Výsledek poskytuje procentuálně numerické vyjádření charakterizující míru obtíží pacienta na stupnici od 0% - 100%, kdy výsledek 0% charakterizuje pacienta zcela bez obtíží a výsledek 100% pacienta upoutaného na lůžko. Celkově došlo ke zlepšení u všech pacientů v procentuálním hodnocení průměrně z předoperační hodnoty 58% na pooperační 14,25%. Výsledné hodnoty jsou přehledně uvedeny v grafu (Graf 12) a tabulce (Tabulka 4).

Bolestivost byla hodnocena pomocí VAS. Všichni pacienti měli ústup bolesti v postiženém segmentu páteře. Hodnota 8,1 před operací průměrně poklesla na 2,6 pooperačně. V rámci RTG hodnocení jsme do 1 roka sledování nezaznamenali zlomeninu přilehlého obratle k operovanému.

Tabulka 3. RTG hodnocení úniku cementu (Yeomova klasifikace)

Yeom et al. klasifikace (2003)	n = 8	21,6
Typ B (vena basivertebralis), oblast páteřního kanálu	1	2,7 %
Typ S (vena segmentalis), oblast prevertebrálně	2	5,4 %
Typ C (kortikální defekt), oblast meziobratlové ploténky	4	10,8 %
Pedikulární perforace, oblast páteřního kanálu	1	2,7 %

Obrázek 18. Žena, 69 let, Osteoporotická zlomenina Th7, vertebroplastika, únik cementu do páteřního kanálu: **a)** pooperační RTG snímek v bočné projekci, **b)** pooperační CT vyšetření v sagitálním řezu, **c)** pooperační CT vyšetření v transverzálním řezu

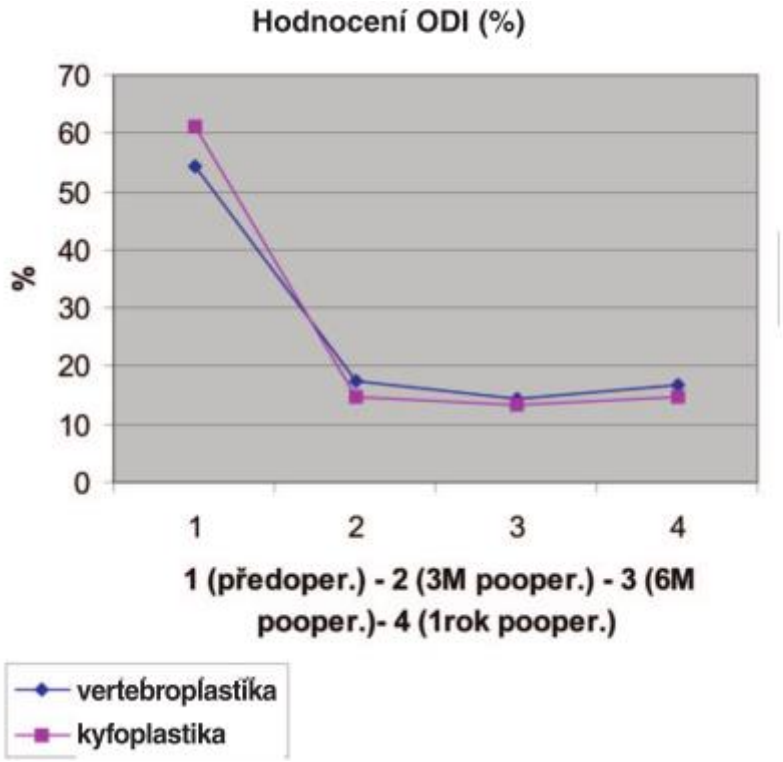


a), b), c)

Obrázek 19. Žena, 72 let, osteoporotická zlomenina Th8, vertebroplastika, únik cementu do mediastina: **a)** pooperační RTG v AP projekci, **b)** pooperační RTG v bočné projekci.

a), b)

Graf 12. Hodnocení modifikované ODI metody: vertebroplastika a kyfoplastika.



Tabulka 4. Hodnocení modifikované ODI metody vertebroplastika a kyfoplastika

	Předoper. (n=28)	3M pooper. (n=28)	6M pooper. (n=28)	1R pooper. (n=25)
Vertebroplastika	54,4 %	17,3 %	14,3 %	16,6 %
Kyfoplastika	61,1 %	14,6 %	13,4 %	14,7 %

3.4.2 Vertebroplastika v léčbě stabilních osteoporotických zlomenin páteře - retrospektivní studie

V hodnoceném souboru 52 pacientů nebyl předoperačně zaznamenán zánikový neurologický deficit. Akutně pooperačně, ani v následném sledovaném intervalu 1 roku po operaci nebyla zaznamenána závažná klinická komplikace v souvislosti s vlastním operačním výkonem, zároveň nedošlo v pooperačním období k neurologickému zhoršení pacienta. V rámci funkčního klinického hodnocení (JOA) došlo ke zlepšení z předoperačního průměrného 14,4 na 15,7 v intervalu 1 roku po operaci. K hodnocení vývoje pooperační bolesti bylo užito VAS skóre, kde došlo ke zlepšení z předoperačního 7,1 na 3,3 pooperačně (Tabulka 5).

Následně byla skupina pacientů rozdělena na pacienty, kteří byli operováni v jedné etáži (26 pacientů) a na pacienty ošetřené ve dvou a více etážích (26 pacientů). Výsledky jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 6). Byly zaznamenány signifikantně lepší klinické výsledky v hodnocení JOA a VAS ve skupině pacientů, kde byl ošetřen pouze jeden obratel.

Klinické hodnocení bylo též provedeno diferencovaně pro pacienty předoperačně systémově léčené pro osteoporózu (15 pacientů) a těmi, kteří léčeni nebyli (37 pacientů). Výsledky jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 7). V tomto hodnocení nebyly zaznamenány statisticky významné diference klinických výsledků v obou hodnocených skupinách.

Z radiografických parametrů bylo hodnoceno obnovení sagitální rovnováhy měřením modifikovaného Cobbova úhlu v sagitální rovině, kdy z předoperační hodnoty průměrných 17,9 došlo k pooperačnímu zlepšení na hodnotu 15,1 s následnou ztrátou korekce na hodnotu 17,6 stupňů v intervalu jednoho roku po operaci. Z dalších parametrů byl hodnocen únik cementu z obratlového těla pomocí Yeomovy klasifikace. Celkem byl únik cementu zaznamenán u 32 ošetřených obratlů (35,6 %). Únik typu B (*vena basivertebralis*) s únikem

malého množství cementu do páteřního kanálu bez nutnosti operační revize byl nalezen u dvou pacientů (Obrázek 20). Únik typu S (*vena segmentalis*) prevertebrálně bez nutnosti operační revize, bez manifestace plicní embolie, byl nalezen u sedmi pacientů (Obrázek 21). Únik typu C (kortikální defekt) nejčastěji do meziobratlové ploténky byl nalezen celkem u 23 pacientů. Nebyla zaznamenána klinická komplikace v souvislosti s únikem cementu z obratle.

Manifestaci nové patologické zlomeniny obratle v ročním sledovaném intervalu, přilehlého k operovanému obratli, byla nalezena u celkem 12 z 90 operovaných obratlů (13,3%) v hodnoceném intervalu 1 rok po operaci. Celkem 10x byla zlomenina nalezena nad a 2x pod operovaným obratlem (Obrázek 22). Reoperováni byli celkem čtyři pacienti, kdy byl ošetřen přilehlý obratel VP.

Tabulka 5. Funkční klinické hodnocení (JOA) a vývoj pooperační bolesti (VAS).

	Průměrná hodnota				
	před op	6 týdnů po operaci	**P-value**	1 rok po operaci	**P-value**
JOA skóre	**14,4** ± 1,4	**15,28** ±1,46	**$6,9 \times 10^{-11}$**	**15,65** ± 1,47	**$2,7 \times 10^{-12}$**
VAS skóre	**7,057** ± 1,15	**3,84** ±1,17	**$1,12 \times 10^{-26}$**	**3,32** ± 2,4	**$2,05 \times 10^{-22}$**

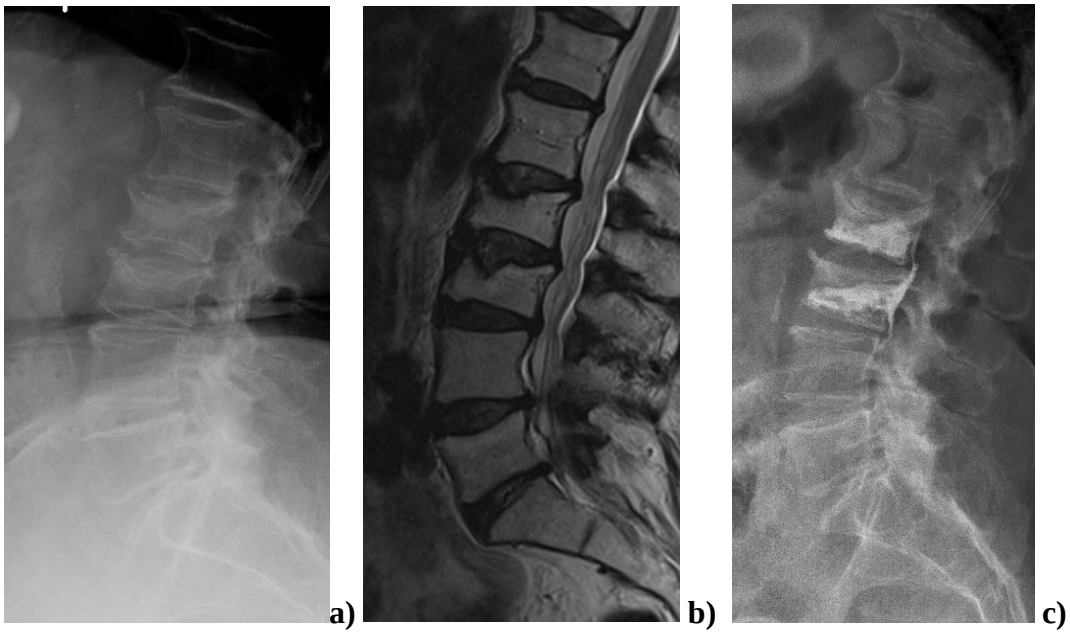
Tabulka 6. Funkční klinické hodnocení (JOA) a vývoj pooperační bolesti (VAS) zvlášť pro skupinu pacientů s jedním a více operovanými obratli.

	Poranění jednoho obratle	**Poranění více obratlů**	**P-value**
JOA skóre			
před op	**14.5**	**14,3**	**6×10^{-1}**
6 týdnů po operaci	**15.4**	**15,4**	
1 rok po operaci	**16,24**	**15,12**	**2×10^{-3}**
VAS skóre			
před op	**7**	**7,11**	**6×10^{-1}**
6 týdnů po operaci	**3,76**	**3,88**	
1 rok po operaci	**2,76**	**4,04**	**2×10^{-3}**

Tabulka 7. Funkční klinické hodnocení (JOA) a vývoj pooperační bolesti (VAS) zvlášť pro skupinu pacientů konzervativně léčených a neléčených pro osteoporózu.

	Léčená osteoporoza	Neléčená osteoporoza	P-value
JOA skóre			
před op	**14,5** ± 2.4	**14,25** ± 0,7	**$5x10^{-1}$**
6 týdnů po operaci	**15,5** ± 1,22	**15,1** ± 1,8	
1 rok po operaci	**15,7** ± 1,16	**15,3** ± 1,8	**$4,3x10^{-1}$**
VAS skóre			
před op	**7,2** ± 1,06	**7,09** ± 1,02	**$6x10^{-1}$**
6 týdnů po operaci	**3,84** ± 1,7	**4,05** ± 0,9	
1 rok po operaci	**3,31** ± 3,2	**3,45** ± 2,1	**$8,5x10^{-1}$**

Obrázek 20. a), b), c) Žena, věk 69, osteoporotická zlomenina L2,L3, únik cementu typu B (Yeomova klasifikace) do oblasti páteřního kanálu cestou vena basivertebralis, RTG, MRI vyšetření.



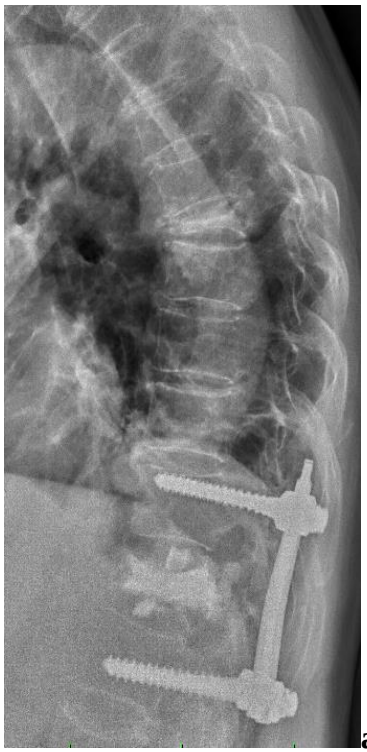
a) b) c)

Obrázek 21. a), b) Žena, věk 67, osteoporotická zlomenina Th10-L3, únik cementu typu S (Yeomova klasifikace) z obratle Th11, L3 cestou vena segmentalis, RTG, MRI vyšetření.

a)

b)

Obrázek 22. a), b), c) Žena, věk 71, stav po dorzální instrumentaci a vertebroplastice L1 před 8 lety, nová osteoporotická zlomenina Th8 ošetřená vertebroplastikou se vznikem zlomeniny přilehlého obratle Th7 v časném pooperačním období, RTG, CT.


a)

b)

c)

3.4.3 Léčba nestabilních osteoporotických zlomenin páteře metodou krátké zadní transpedikulární instrumentace a cementové augmentace obratlového těla

Celkem bylo operováno 26 pacientů. U jednoho pacienta v časném pooperačním období došlo k vývoji obstrukčního ileu s opakovanou chirurgickou revizí a úmrtím. Jeden pacient s pooperačním zhoršením neurologického nálezu byl vyšetřen pouze 6 týdnů po operaci a k dalšímu kontrolnímu vyšetření 1 rok po operaci se nedostavil. Celkem tedy bylo předoperačně hodnoceno 26 pacientů, 6 týdnů po operaci 25 pacientů a 1 rok po operaci 24 pacientů.

Ke klinickému hodnocení bylo využito JOA a VAS skóre. Z průměrného předoperačního JOA skóre 11,7 (+/- 1,48) došlo při hodnocení 1 rok po operaci ke zlepšení na hodnotu 15,6 (+/- 1,62) ($p = 0.02$). Hodnocení subjektivní bolesti pomocí VAS skóre došlo z předoperační hodnoty 5,2 (+/- 1,8) ke zlepšení na hodnotu 2,56 (+/- 1,49) 1 rok po operaci ($p = 0.03$). Podrobné výsledky hodnocení jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 8).

Přítomnost nebo pooperační vývoj neurologického deficitu byl hodnocen pomocí ASIA klasifikace (American Spinal Injury Association, 1982). Celkem u tří pacientů (11,5%) byl zjištěn neurologický deficit před operací. U všech došlo pooperačně ke zlepšení o jeden stupeň. Naopak u jednoho pacienta došlo ke zhoršení neurologického nálezu z ASIA E na ASIA B pooperačně. Podrobné výsledky jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 9).

Z radiografických parametrů bylo hodnoceno obnovení sagitální rovnováhy měřením modifikovaného Cobbova úhlu v sagitální rovině, kdy z předoperační hodnoty průměrných 18,9 (+/- 3,4) došlo k pooperačnímu zlepšení na hodnotu 8,8 (+/- 2,3) s následným zhoršením na hodnotu 14,1 (+/- 2,6) stupňů 1 rok po operaci. Z dalších parametrů byl hodnocen únik cementu z obratlového těla pomocí Yeomovy klasifikace. Únik typu B (*vena basivertebralis*) s únikem malého množství cementu do páteřního kanálu bez nutnosti operační revize byl nalezen u jednoho pacienta. Únik typu S (*vena segmentalis*) prevertebrálně bez nutnosti operační revize, bez manifestace plicní embolie byl nalezen u jednoho pacienta. Únik typu C (kortikální defekt) byl nalezen celkem u deseti pacientů z toho celkem 2x do páteřního kanálu a 8x do oblasti meziobratlové ploténky. Pouze jeden pacient z této skupiny, s únikem cementu do páteřního kanálu, byl revidován. Selhání instrumentace v intervalu 1 rok po operaci byl

nalezen u celkem čtyř pacientů, z nichž celkem 3x došlo k migraci transpedikulárních šroubů instrumentace („cut-out“) (Obrázek 23) a u jednoho pacienta ke zlomení šroubu. Manifestaci nové patologické zlomeniny obratle, přilehlého k operovanému segmentu, byla nalezena u celkem dvou pacientů v hodnoceném intervalu 1 rok po operaci, kdy u jednoho byla provedena VP ve druhé době.

Z časných peri/pooperačních komplikací došlo u pacienta s únikem cementu do páteřního kanálu přes kortikální defekt poraněné zadní stěny obratlového těla akutně k rozvoji neurologického deficitu (ASIA E-B). Pacient byl ihned revidován, byla provedena deliberace s odstraněním části cementu z páteřního kanálu, přesto nedošlo ke zlepšení neurologického nálezu v hodnoceném intervalu 6 týdnů po operaci. Celkem u dvou pacientů došlo k rozvoji povrchového infektu rány s nutností resutury ve druhé době s ponecháním instrumentace. Z pozdních komplikací byl pouze jeden pacient s bolestivou migrací zadní instrumentace reoperován. Byla provedena extrakce fixace s následným zlepšením klinického nálezu.

Tabulka 8. Funkční klinické hodnocení (JOA) a vývoj pooperační bolesti (VAS).

		Počet pacientů		
		Před operací	6 týdnů po operaci	1 rok po operaci
JOA 0-17b	Grade 0 (17-16)	4	8	12
	Grade 1 (15-12)	20	15	12
	Grade 2 (11-8)	2	0	0
	Grade 3 (8-0)	0	2	0
VAS	1/10	0	0	4
	2/10	2	5	10
	3/10	3	8	5
	4/10	6	8	2
	5/10	4	2	2
	6/10	4	0	0
	7/10	2	2	1
	8/10	5	0	0
	9/10	0	0	0
	10/10	0	0	0

Tabulka 9. Vývoj neurologického deficitu (ASIA klasifikace).

		Počty pacientů	
		Před operací	Po operaci
ASIA	ASIA A	0	0
	ASIA B	1	1
	ASIA C	1	1
	ASIA D	1	1
	ASIA E	23	23

Obrázek 23. a), b) Žena, 74 let, nestabilní zlomenina Th12, a. RTG bočná projekce, pooperační, b. RTG bočná projekce, selhání transpedikulární fixace („cut-out“).

a)

b)

3.5 Diskuze

Vertebroplastika, metoda cementové augmentace obratle, představuje alternativu operační léčby u konzervativně nezvládnutých osteoporotických kompresivních zlomenin obratle (Andrei, et al., 2017; Yuan, et al., 2016). Okamžitá stabilizace postiženého obratle ztuhnutím cementu, možnost perkutánního zavedení i v lokální anestezii, rychlá mobilizace pacienta bez další externí fixace jsou jednoznačné výhody této operační techniky. V průběhu let došlo k vývoji konkurenční metody cementové augmentace, kyfoplastiky, využívající balónový expandér k vytvoření dutiny v obratlovém těle s možnou korekcí obratle a následnou výplní cementem. Tato metoda je dále modifikována dalšími možnostmi mechanického zpevnění vytvořené dutiny titanovými stenty nebo košíky. Původní metoda VP se zejména z důvodu zvýšení bezpečnosti stále vyvíjí vzhledem k typu a kvalitě použitého cementu a aplikátorů. Přirozeně dochází ke srovnávání obou základních augmentačních metod VP a KP. Zhang et al. (2015) porovnává obě metody u celkem 73 ošetřených pacientů. Prokazuje výrazné pooperační klinické zlepšení u operovaných pacientů a neprokazuje signifikantní klinické rozdíly u obou metod hodnocením VAS, zaznamenává však vyšší výskyt asymptomatického úniku cementu u VP. Ma et al. (2012) ve své metanalýze 12 studií (celkem 1081 pacientů) nenalézá signifikantní klinické rozdíly VAS a ODI (Oswestry Disability Index) mezi oběma metodami. Kyfoplastika však vykazuje lepší radiologické výsledky korekce postraumatické kyfózy měřením úhlu segmentální kyfózy a výšky obratlového těla. Chang et al. (2015) upozorňuje na delší operační čas a RTG expozice u metody KP, zároveň upozorňuje na vyšší riziko úniku cementu u VP z důvodu docílení vyšších plnících tlaků při aplikaci cementu. Většina autorů se shoduje na dobrém klinickém efektu obou metod.

V první prezentované klinické, prospektivní studii jsou prezentovány krátkodobé výsledky obou metod VP a KP v léčbě OZP. Náš soubor pacientů byl hodnocen pomocí modifikovaného ODI a VAS skóre. Klinicky bylo dosaženo zlepšení u všech operovaných pacientů. Dva pacienti se symptomatickým únikem cementu (1x neurogenní deficit, 1x embólie plicní) jsou zahrnuti v hodnoceném souboru. Výsledky jsou srovnatelné s ostatními autory. V naší skupině pacientů nebyl porovnáván klinický výsledek VP a KP vzhledem k malému počtu pacientů souboru. V recentní literatuře jsou obě metody VP a KP hodnoceny, jako metody léčby OZP s dobrým krátkodobým klinickým efektem s úspěšností 70-100% (Gaitanis , et al., 2005; Schmidt, et al., 2005). Gaitanis et al. (2006) hodnotí VAS skóre během prvních 24 hodin u 29 pacientů. Udává signifikantní zlepšení u 26 (90%). Negri et al.

(2007) srovnává klinický výsledek VP versus KP pomocí ODI a VAS na souboru 21 pacientů. U obou metod dosahuje srovnatelný klinický výsledek.

Obě hodnocené metody VP a KP jsou následně hodnoceny dle klinických komplikací, přeneseně podle bezpečnosti operační techniky. Nejdůležitějším problémem obou metod je únik cementu do okolí obratlového těla. V našem souboru jsme RTG únik cementu zaznamenali u osmi pacientů (21,6%). CT kontrolu pacientů jsme prováděli pouze u čtyř pacientů (2x symptomatický pacient, 2x asymptomatický únik do páteřního kanálu). Další operační léčbu dekompresí jsme prováděli pouze u jednoho pacienta s únikem cementu do páteřního kanálu se zánikovou symptomatologií. Nepoužíváme peroperační CT kontrolu, ani aplikaci kontrastní látky před vlastní aplikací cementu. Yeom et al. (2003) definuje u VP a KP tři základní možné cesty úniku cementu – typ B: basivertebrální žílou do oblasti páteřního kanálu s dalšími riziky neurogenních komplikací, typ S: segmentální žílou do oblasti prevertebrálně s následnou možnou plicní embolií a relativně benigní typ C: kortikálním defektem nejčastěji do oblasti meziobratlové ploténky. Obecně udává RTG únik cementu v prezentovaných souborech 38-72%. Sám hodnotí soubor 74 obratlů u 49 pacientů. Upozorňuje na diskrepanci mezi RTG hodnocením a následnou CT kontrolou. RTG únik cementu popisuje u 48 obratlů (63%). Schmidt et al. (2005) v souboru 29 ošetřených obratlů popisuje u 27 při CT hodnocení únik cementu, avšak pouze u dvou pacientů je symptomatický. Varuje před použití metody vertebroplastika u stabilní „burst“ zlomeniny (klasifikace dle Magerla) v osteoporotickém terénu, kde dochází k častému úniku přes kortikální defekt zadní stěny obratlového těla. Greene et al. (2007) v této indikaci používá metodu kyfoplastiky, kterou modifikuje tzv. „Eggshell“ technikou, kdy po rozepnutí balónu, který vytahuje, pak následně aplikuje již výrazně viskozní cement, ve kterém opět rozepíná balón zavaděče, poté již aplikuje cement v doporučené viskozitě. Wong et al. (2005) prezentuje 12 pacientů se symptomatickým únikem cementu a doporučuje aplikaci kontrastní látky před vlastní aplikací cementu, a tím prevenci možného úniku zejména cestou basivertebrální a segmentální žíly. Negri et al. (2007) a další (Atalay , et al. 2005; Berlemann, et al., 2004; Gaitanis , et al., 2005; Garfin , et al., 2006; Melvin, et al., 2005) preferují KP před VP, jako prevenci úniku cementu, kdy dosahují při vlastním plnění obratlového těla výrazně nižších tlaků. Yeom et al. (2003) a další (Greene, et al. 2007; Shen , et al., 2006; Schmidt, et al., 2005; Wong , et al., 2005) upozorňují na diskrepanci mezi RTG hodnocením úniku cementu a symptomatickým projevem u pacienta.

Ve druhé prezentované studii byly prezentovány střednědobé retrospektivní výsledky metody VP v léčbě OZP. V hodnoceném souboru pacientů léčených VP došlo ke zlepšení jak funkčního skóre, tak v hodnocení lokální bolesti v intervalu 6 týdnů po operaci. Klinické zlepšení bylo udrženo i v dalším hodnoceném intervalu 1 roku po operaci. Případný únik cementu, ani manifestace zlomeniny přilehlého obratle ve výsledku neovlivnil výsledný klinický efekt VP. Nejčastějším anatomickým přístupem zavedení Jamshidi jehly byl v hodnoceném souboru transpedikulární přístup, alternativně k němu můžeme použít přístup extrapedikulární nebo laterální. Diskutována je volba mono nebo bipedikulárního plnění obratlového těla. U metody KP je většinou autorů preferováno bipedikulární ošetření obratle z důvodu expandérem tvořené dutiny, která je následně vyplněna cementem. Následné asymetrické uložení cementu může změnit distribuci axiálního zatížení obratle s rizikem ztráty korekce na neošetřené straně obratle nebo zvýšit riziko zlomeniny přilehlého obratle (Sun, et al., 2016; Zhu, et al., 2016). Studie jiných autorů však prokazují srovnatelné klinické výsledky KP u obou způsobů plnění obratlového těla (Huang, et al., 2014; Papanastassiou, et al., 2014). U metody VP je mechanická stabilizace docílena interdigitalizací cementu do kostní trámčiny obratlového těla, tedy možné rovnoměrné distribuce cementu. Sun et al., (2016) ve své metanalýze celkem 14 studií hodnotí klinické a radiologické parametry mezi pacienty ošetřenými mono a bipedikulární VP. Nenalézá rozdílu v klinickém hodnocení VAS a ODI a v riziku úniku cementu z obratlového těla. Rozdíly jsou zaznamenány v délce operace a RTG expozici. V našem souboru převažovala metoda monopedikulárního ošetření obratle s redukcí operačního času a RTG expozice. Snížení rizika úniku cementu jsme nezaznamenali, naopak snaha o maximální vyplnění zlomeného obratle z jednoho přístupu vyšším plnícím tlakem může toto riziko zvýšit. Podmínkou monopedikulárního ošetření je z našeho pohledu optimální zavedení Jamshidi jehly ve frontální rovině co nejblíže středu obratle.

Jednou s uváděných nevýhod VP proti KP je omezená možnost ovlivnit korekci deformity obratle. U čerstvých zlomenin je možné částečně korigovat deformitu využitím vnitřní mobility zlomeniny polohováním pacienta (Voggenreiter, 2005). Ng et al. (2006) hodnotí využití reverzní Thomasovy pozice pro korekci výšky obratlového těla u cementové augmentace obratle. Uvádí zlepšení výšky přední hrany obratle z 68,3 na 75,3%. Ponechaná deformita ovlivňuje výslednou sagitální rovnováhu pacienta s rizikem vzniku dalších osteoporotických zlomenin nebo přetrvávajících bolestí a omezením aktivity rezultující ze spino-pelvické nerovnováhy. Výsledky naší studie potvrzují možnosti omezené korekce

sagitálního profilu použitím metody VP. Minimální korekce v hodnoceném pooperačním období byla dosažena nejčastěji u čerstvých zlomenin pronačním polohováním pacienta. Následně došlo ke ztrátě dosažené korekce nejčastěji v oblasti meziobratlové ploténky prakticky na velikost předoperační kyfózy.

V našem souboru došlo k úniku cementu ve 35,6% případů bez klinické manifestace. Za rizikové faktory považujeme několik faktorů. Primárním je typ zlomeniny, kdy zejména nestabilní zlomeniny s poraněním zadní stěny obratlového těla nejsou vhodnou indikací k samotné vertebroplastice. Dalším je vlastní metoda zavedení instilační jehly s důslednou kontrolou v obou RTG projekcích, kdy jehla nesmí být zavedena v předozadní projekci mediálně od pediklu dokud není v bočné projekci za páteřním kanálem v obratlovém těle. Riziko perforace do oblasti laterálního recesu při nedodržení tohoto pravidla je velmi vysoké. Důležitým faktorem je důsledné poznání vlastností aplikovaného cementu, zejména jeho viskozita. Příliš řídký cement v kombinaci s vyššími plnícími tlaky disponuje k úniku cementu venózní cestou nebo kortikálním defektem obratle. Posledním faktorem je kontrola objemu instilovaného cementu do obratle. Snaha o důsledné vyplnění celého obratlového těla může být ve svém důsledku kontraproduktivní právě pro výrazné zvýšení rizika úniku cementu. Únik cementu s incidencí 20-70% představuje nejnebezpečnější komplikaci metody VP (Li, et al., 2012). Výrazně méně je klinicky manifestovaných úniků s incidencí 0-10% (Makary, et al., 2015). Nejvážnější je únik cementu do páteřního kanálu cestou venózního plnění *vena basivertebralis* a epidurální pleteně nebo kortikálním defektem vzniklým vlastní zlomeninou nebo perforací zaváděné jehly s možnou klinickou manifestací neurologického deficitu. Dalším je únik cementu cestou venózního plnění *vena segmentalis* s možným vznikem plicní embólie (Makary, et al., 2015; Nooh, et al., 2015). Ding et al. (2016) uvádí, jako nejdůležitější faktor prevence úniku cementu viskozitu, dále pak typ ošetřované zlomeniny s rizikovým poraněním zadní stěny obratlového těla. Zhu et al. (2016) upozorňuje na nutnost kontroly objemu instilovaného cementu. Bokov et al. (2016) ve své klinické studii definuje na základě CT vyšetření anatomickou morfologii zadního kortikálního nutritivního otvoru (venobasilární systém) s rozdělením na dva základní typy: tzv. magistrální (jeden velký nutritivní kanál) a disperzní typ (několik menších nutritivních kanálů). Ve skupině s magistrálním typem uvádí výrazně vyšší riziko úniku cementu do páteřního kanálu.

Výskyt nové zlomeniny přilehlého obratle po VP s incidencí 6-24% je stále diskutován (Luo, et al., 2017). Příčina vzniku těchto zlomenin v časném pooperačním období je multifaktoriální. Obecným rizikovým faktorem je osteoporóza, dalším pak změna přenosu

axiální komprese v místě korigované kyfotické deformity. Lu et al. (2015) modeluje in-vitro zatížení kadaverózního modelu páteře po ošetření obratle cementovou augmentací. Nachází zvýšené riziko vzniku zlomeniny přilehlého obratle ve srovnání s neošetřeným modelem páteře. Takahara et al. (2016) ve své klinické studii nalézá de-novo zlomeniny po ošetření VP u 14 z celkem 61 pacientů. Jako rizikový faktor považuje snížení BMD (Bone Mass Density) a maldistribuci cementu v obratli. Zhai et al. (2015) upozorňuje na únik cementu do meziobratlové ploténky jako na rizikový faktor vzniku přilehlé zlomeniny obratle. Naopak Staples et al. (2015) ve své prospektivní studii porovnává dvě skupiny pacientů. Jedna byla ošetřena metodou VP v lokální anestezii, u druhé byla provedena pouze incize a zavedena jehla bez porušení kostní integrity obratle. Ve výsledku nebyl nalezen rozdíl vzniku nové zlomeniny v obou hodnocených skupinách. Zhang et al. (2017) ve své metanalýze celkem 12 studií také nenalézá rozdíl mezi skupinou pacientů ošetřenou metodou VP a konzervativně léčenými zlomeninami. Současný výzkum hledá možnosti zvýšení elasticity materiálu, kterým je obratel vyplněn, a tím snížit redistribuci axiálního zatížení sousedních obratlů. Schroder et al. (2017) ve své experimentální studii přidává do PMMN cementu solný roztok ke zvýšení elasticity s následným plněním obratle a jeho srovnání s konvenčním PMMN cementem. Zaznamenává pokles ohybového momentu a síly se zvýšením modulu pružnosti obratle. Bornemann et al. (2016) experimentuje s využitím radiolucentního silikonu VK100 a zaznamenává pouze 6,7% zlomenin přilehlého obratle ve srovnání se skupinou ošetřenou PMMN cementem, kde nalézá 33,3% zlomenin. V našem souboru jsme nalezli zlomeninu přilehlého obratle ve 13,3%. Dominovaly segmenty nad operovaným obratlem, pouze ve dvou případech byly nalezeny zlomeniny pod ním. Reoperováni byli celkem čtyři pacienti.

Prezentované studie využití VP a KP v léčbě stabilní OZP jsou limitovány několika faktory. Studie nejsou randomizovány. Primární výběr pacienta a augmentační metody je volbou operatéra a v současné době neexistuje na našem pracovišti protokol definující výběr metody VP nebo KP v léčbě osteoporotických zlomenin páteře. Statistické hodnocení je limitováno počtem pacientů, heterogenitou souboru a je omezeno na základní data. Část pacientů s komplikacemi je v průběhu léčby převzato na jiné pracoviště, což dále může zkreslit výsledné statistické hodnocení. K podrobnějšímu hodnocení dalších výsledků léčby OZP bude zapotřebí další studie většího souboru pacientů.

Třetí retrospektivní, střednědobá studie se zabývá problematikou nestabilních osteoporotických zlomenin torakolumbální páteře. Pro definici stability OZP je důležité poranění zadní stěny obratlového těla a zadního podélného vazu (Spiegl, et al., 2017). Ztráta

symetrického rozložení axiální komprese na celou plochu obratle zvyšuje koncentraci zatížení na poraněnou zadní stěnu obratle (Spiegl, et al., 2017), jehož výsledkem může být dislokace fragmentu poraněné zadní hrany obratlového těla do páteřního kanálu, vznikem osteoporotického kolapsu obratle a rizikem vývoje neurologického deficitu (Sheng, et al., 2016). Riziko progrese deformity dále zvyšuje ztráta flexibility a pozitivní sagitální rovnováha stárnoucí páteře (Adams, et al., 2011).

Koncepce léčby nestabilních osteoporotických zlomenin thorakolumbální páteře není unifikována. Možností je zvolit pouze přední operační přístup s provedením přední dekomprese a fúze využitím náhrady obratlové těla, často v kombinaci s přední instrumentací, dále předozadní výkon, kdy obnovení předního sloupce páteře je kombinován se zadní instrumentací a posterolaterální fúzí a v neposlední řadě je volbou zadní instrumentace kombinovaná s obnovením tvaru a pevnosti předního sloupce páteře některou s augmentačních technik. V současnosti je nejčastěji využívána metoda vertebroplastiky, kyfoplastiky, vertebrálního stentu nebo jiných systémů intravertebrální expanze (SpineJack, OsseoFix) s definitivní výplní reponovaného obratle PMMN nebo kalciumfosfátovým cementem. U revizních operací je též možností volby osteotomie páteře (pedikl subtrakční osteotomie, Ponteho osteotomie, resekční osteotomie páteřního sloupce), umožňující korekci deformity páteře (Shawky, et al., 2013). Obecně není v léčbě OZP doporučována pouze zadní instrumentace a fúze a to zejména z důvodu horší stability implantátu v osteoporotické kosti s výrazným rizikem selhání implantátu a ztráty dosažené korekce.

Volba krátké zadní instrumentace kombinovaná s cementovou augmentací postiženého obratlového těla přináší u starého, často polymorbidního pacienta výhody jedné operace bez nutnosti předního přístupu (Hoffmann, et al., 2013). Nakashima et al. (2015) srovnává skupinu 65 pacientů léčených předozadním výkonem s 28 pacienty léčených zadní instrumentací a VP. Udává srovnatelné klinické výsledky a množství časných pooperačních komplikací, avšak zvýšené riziko pozdních komplikací u druhé skupiny, zejména ztrátu dosažené korekce, selhání instrumentace a nezhojení zlomeniny. Zároveň však upozorňuje na rizika vzniku plicní atelektázy při předních transthorakálních výkonech u starých lidí a doporučuje extrapleurální přístup. Eschler et al. (2015) hodnocením 16 pacientů léčených krátkou zadní instrumentací v kombinaci s přední augmentací těla udává definitivní zhojení u

14 pacientů s výraznou pooperační regresí bolesti bez neurologického deficitu. Podobné výsledky udávají i další autoři (He, et al., 2014; Nakajima, et al., 2016). Naše studie prokázala pooperační zlepšení aktivity pacientů a ústup bolesti v pooperačním období.

Korekce postraumatické deformity je dosažena pronačním polohováním pacienta, repozicí pomocí transpedikulární fixace a možností volby intravertebrálních expandérů. Voggenreiter (2005) dosahuje pouze pronačním polohováním až 50% korekci u čerstvé zlomeniny obratle s následným dalším zlepšením využitím balónového instrumentaria KP. Spiegl et al. (2017) upozorňuje na důležitost následného umístění definitivní cementové augmentace v korigovaném obratlovém těle. V případě umístění v zadní třetině obratlového těla je zvýšené riziko vývoje kyfotické deformity se selháním instrumentace a zvýšené riziko zlomeniny přilehlého obratle fúze (Campbell , et al., 2008; Tonycz , et al., 2015). Právě nedůsledné obnovení stability předního sloupce páteře je zvýšeným rizikem pro uvolnění transpedikulární fixace v osteoporotické kosti. Dalším je ztráta korekce v pooperačním období. Hoffman et al. (2013) uvádí až 17% ztrátu dosažené sagitální rovnováhy z důvodu kolapsu meziobratlového prostoru, zejména při předoperačním nálezu poškozené meziobratlové ploténky se zvýšeným rizikem selhání transpedikulární fixace („cut-out“ fenomén). Jako prevence je doporučována některými autory prodloužení dorzální instrumentace proximodistálně nebo použití cementovaných šroubů (hybridní fixace) (Blattert, et al., 2011; Eschler, et al., 2015). Dai et al. (2015) nenalézá rozdíl hodnocené skupiny osteoporotických pacientů mezi použitím hybridní fixace s VP a předozadním výkonem. Naopak Chang et al. (2013) upozorňuje na rizika spojená se zaváděním cementovaných transpedikulárních šroubů (únik cementu, obtížná extrakce). V našem souboru došlo v pooperačním období k výrazné korekci sagitální rovnováhy v hodnoceném intervalu 6 týdnů po operaci s následnou ztrátou korekce v intervalu 1 rok po operaci. Nejčastěji došlo k rozvoji kyfózy v oblasti kolabující meziobratlové ploténky nebo v případě uložení maximální cementové augmentace v oblasti střední nebo zadní třetiny obratlového těla. U těchto pacientů jsme zaznamenali zvýšené riziko selhání zadní instrumentace a nezhojení zlomeniny s následným rozvojem postraumatické kyfózy. Jako prevenci doporučujeme výplň přední třetiny obratlového těla cementovou augmentací. Dle našich zkušeností může únik cementu do meziobratlové ploténky předejít jejímu kolapsu, tedy rozvoji kyfózy.

Diskutovaným problémem je hojení zlomeného obratle po cementové augmentaci, tedy kostní konsolidace kolem cementového bloku, zejména při použití techniky KP, kde

balónovým instrumentáriem vytvoříme dutinu, vyplněnou cementem (Hofstaetter, et al., 2012). Aplikovaný cement je bioinertní, tedy k hojení dochází v jeho okolí (Trouillier, et al., 2013). V některých případech dochází ke vzniku kostní nekrózy s oddělením zadní stěny obratlového těla a jeho dislokací do kanálu, progresí segmentální kyfózy a selhání dorzální instrumentace (Nakashima, et al., 2015). Vznik tohoto tzv. intravertebrálního rozštěpu (Kümmelovo onemocnění) si často vynutí revizní přední výkon s dalšími možnými komplikacemi léčby (Miyagi, et al., 2011). Některými autory je doporučován kalciumfosfátový cement, kde dochází postupně k jeho náhradě novotvořenou kostní matrix (Li, et al., 2012; Shawky, et al., 2013). V našem souboru, kde pacienti byli ošetřeni zadní instrumentací s VP nebo KP v jedné době jsme poruchu hojení nezaznamenali. Ve čtyřech případech primárně ošetřených pacientů VP/KP došlo k další progresi deformity s nutností doplnění zadní instrumentace a fúze ve druhé době.

Únik cementu z obratlového těla je jedním z nejvážnějších problémů všech augmentačních technik. U nestabilních zlomenin páteře, kde dochází k poranění zadní stěny obratle je zvýšené riziko úniku cementu do páteřního kanálu se vznikem neurologického deficitu (Lee, et al., 2002; Nieuwenhuijse, et al., 2011). Obecně je incidence úniku cementu 4-13% kyfoplastiky a 20-70% u vertebroplastiky (Li, et al., 2012). V našem souboru nestabilních zlomenin jsme únik cementu zaznamenali u 12 z 26 operovaných obratlů (46,2%). Pouze u jednoho pacienta se únik cementu do páteřního kanálu manifestoval rozvojem závažného neurologického deficitu. V ostatních případech se jednalo pouze o radiologický nález. K úniku nejčastěji došlo při snaze o maximální vyplnění obratlového těla, jako prevenci před vznikem sekundární deformity, dále pak při výplni časně po zamíchání, kdy cement ještě není dostatečně viskózní se zvýšeným rizikem úniku nejen kortikálním defektem, ale i přes venózní síť obratlového těla. Jako prevenci úniku cementu tedy považujeme za důležité exaktní zavedení instrumentaria v obou projekcích a kontrola plnění obratlového těla, dále pak celkový objem a viskozita cementu v době plnění obratle.

Dalším z problémů operační léčby nestabilních OZP je riziko vzniku zlomeniny přilehlého ošetřenému segmentu (Campbell, et al., 2008). Yang et al. (2016) udává incidenci nově vzniklé zlomeniny až 24% do jednoho roku. Ve své studii modeluje počítačové zatížení páteře a porovnává riziko vzniku zlomeniny přilehlého obratle ke zlomenému proti ošetřenému stabilizací krátkou zadní instrumentací a KP. Výsledkem je snížení rizika ve druhé skupině ošetřené instrumentací a KP, které vysvětluje změnou distribuce vektorového zatížení páteře. Naopak Sheng et al. (2016) udává zvýšené riziko incidence zlomeniny přilehlého segmentu,

které narůstá extenzí rozsahu zadní instrumentace. Nakashima et al. (2015) uvádí srovnatelnou incidenci v hodnocených skupinách zadní instrumentace a VP se skupinou pacientů ošetřených předozadním výkonem. V našem souboru došlo k manifestaci patologické zlomeniny u dvou pacientů. Pouze u jednoho jsme zlomeninu ošetřili ve druhé době použitím VP.

Prezentovaná studie nestabilních OZP je limitována následujícími faktory. Jednak je to retrospektivní charakter studie, který vychází z problematiky řešení nestabilní zlomeniny páteře v osteopatickém terénu, kdy je výběr léčebného postupu primárně individuálně modulován více faktory (typ a lokalizace zlomeniny, neurologický deficit, věk a komorbidity pacienta). Dále je to statistické hodnocení, které je limitováno malým souborem pacientů, heterogenitou a je omezeno na základní data.

4 Závěr

4.1 Experimentální část

V experimentální laboratorní studii jsme prokázali možnosti modelování základních biomechanických parametrů zatížení zadní transpedikulární instrumentace páteře. Dokázali jsme vytvořit postup modelující, jak jednorázové „maximální“ kvazistatické, tak cyklické zatížení vedoucí k selhání soustavy, z něhož bylo možné získat měřitelná data aplikovatelná pro klinickou praxi. Bylo prokázáno, že pro simulaci chování transpedikulární fixace je vhodnější, ale zároveň náročnější modelovat zatížení cyklické. Pro tento výzkum jsme ve spolupráci s ČVUT modifikovali původní postup ASTM Standard F171 úpravou testovacích materiálů a parametrických hodnot testovacího systému MTS 858,2 Mini Bionix v sestavě s víceosým simulátorem.

V obou studiích jsme prokázali, že zvýšení rigidity transpedikulární instrumentace parametry: proximodistální extenze instrumentace, konvergence transpedikulárních šroubů při kvazistatickém a cyklickém zatížení jednoznačně neprokázalo zvýšení trvanlivosti celé soustavy. Transpedikulární fixace s maximální iniciální rigiditou zejména při cyklickém zatěžování selhává nejdříve, a to na hranici šroub - kost, mechanismem „windshield wiping“ efektem. Tedy kvalita kosti hraje důležitou roli v přežití instrumentace do obnovení biologické stability. V případě normální kvality kosti je tento parametr potlačen, ale při jejím oslabení, např. osteoporóze, je riziko uvolnění fixace zvýšené. Otázkou pro klinickou praxi je využití těchto poznatků při léčbě nestabilních zlomenin osteoporotické páteře. Nejdůležitějším z našeho pohledu je obnovení stability v místě patologie, tedy u osteoporotických zlomenin v předním sloupci páteře. Jedním z řešení jsou možnosti cementové augmentace (vertebroplastika, kyfoplastika). Dalšími parametry jsou ukotvení a rigidita transpedikulární fixace. Zatímco zvýšením rigidity transpedikulárního šroubu v kosti např. cementováním nebo extenzí rozsahu instrumentace má jasné biomechanické opodstatnění, zvýšení/snížení rigidity vlastní transpedikulární instrumentace (průměr spojovací tyče - rigidita/elasticita, konvergence transpedikulárních šroubů) je stále diskutována.

4.2 Klinická část

V souboru klinických studií zabývajících se problematikou terapie osteoporotických zlomenin páteře využitím operační metody cementové augmentace vertebroplastikou nebo kyfoplastikou jsme prokázali dobrý krátkodobý a střednědobý klinický efekt hodnocením lokální bolesti, neurologické funkce a celkové aktivity pacienta. Obě metody jsou volbou u pacientů, kde primárně selhala konzervativní terapie. V první komparativní nerandomizované studii léčby stabilních osteoporotických zlomenin páteře jsme neprokázali jednoznačný rozdíl klinického efektu mezi oběma metodami VP a KP ve střednědobém klinickém hodnocení. Zároveň jsme v RTG hodnocení zaznamenali srovnatelné množství úniku cementu z obratlového těla ve srovnání s jinými recentními studiemi bez korelátu klinické manifestace tohoto úniku. U obou metod došlo k jednoznačnému zlepšení celkové aktivity pacienta a ústupu bolesti.

Ve druhé retrospektivní studii jsme podrobně hodnotili střednědobé výsledky metody vertebroplastika. V komparativní studii skupin pacientů s jedním nebo více zlomenými obratli ošetřenými vertebroplastikou jsme prokázali signifikantně lepší klinické výsledky pacientů ošetřených pouze v jedné etáži. Neprokázali jsme rozdíl v klinickém hodnocení skupin pacientů systémově léčených nebo neléčených pro osteoporózu.

V rámci radiologického hodnocení jsme potvrdili, že vertebroplastika neumožňuje korekci deformovaného obratlového těla. U čerstvých zlomenin ve stáří do 6 týdnů od počátku klinických obtíží pacienta jsme využili plasticitu obratlového těla a možnou částečnou korekci pronačním polohováním pacienta. Tuto částečnou korekci jsme již udrželi následným vyplněním cementem. Vzhledem k velkému podílu starších zlomenin byla výsledná korekce minimální. Potvrdili jsme, že tato žádná nebo minimální korekce tvaru obratle nezlepšuje ve svém důsledku sagitální profil pacienta.

V léčbě stabilních osteoporotických zlomenin páteře jsme neprokázali závažné klinické komplikace při srovnatelném RTG úniku cementu s recentními studiemi. V rámci prevence úniku cementu při metodě vertebroplastika doporučujeme operovat s exaktním nastavením RTG obrazu v předozadní a bočné projekci. Při zavádění Jamshidi jehly nesmí dojít k perforaci jehly mediální hranice pediklu v předozadní projekci před průnikem do obratlového těla za úrovní páteřního kanálu. V této situaci neúměrně vzrůstá riziko úniku cementu do páteřního kanálu s rizikem vzniku neurologického deficitu. V této chvíli

doporučujeme aplikovat jehlu kontralaterálně s monopedikulární instilací cementu. Dalším důležitým faktorem je výsledné umístění jehly na rozhraní mediální a přední třetiny obratlového těla. V prevenci venózního úniku jsme prokázali, že nejdůležitejším faktorem je viskozita cementu v době vlastní aplikace. Načasování vlastní aplikace a rychlost tuhnutí cementu se liší u jednotlivých výrobců a je nutné tyto jeho individuální vlastnosti vyzkoušet „in-vitro“ před aplikací do pacienta.

Naše výsledky prokázaly nutnost pooperačního monitoringu pacientů minimálně v jednoročním intervalu s monitorací vzniku zlomeniny přilehlého obratle. Během tohoto období je nutné pacienta dovyšetřit v osteologickém centru. Je nutné kvantifikovat osteoporózu denzitometrickým vyšetřením (DEXA, densitoCT), dále metabolické vyšetření s vyloučením jiné kostní patologie a v současné době je ke zvážení i genetické vyšetření s následným nastavením celkové léčby osteoporózy. Ta v dlouhodobém horizontu může snížit riziko vzniku zlomeniny přilehlého obratle.

Ve třetí klinické studii analyzující výsledky léčby nestabilních osteoporotických zlomenin páteře jsme prokázali nutnost důsledného předoperačního vyšetření. V současné době u všech pacientů se selhávající konzervativní terapií provádíme CT vyšetření a u těch, kde je manifestována neurologická symptomatologie, také vyšetření MRI s nutností definice stability zlomenin. U nestabilních zlomenin s poraněním zadní stěny obratlového těla jsme prokázali dobrý klinický efekt kombinované terapie zadní transpedikulární instrumentace a fúze s cementovou augmentací postiženého obratlového těla. Za výhodu považujeme zatížení pacienta jednou operací, možnost repozice zlomeniny s nepřímou deliberací páteřního kanálu ligamentotaxí a možnost korekce sagitální rovnováhy pacienta. Nevýhodou je riziko úniku cementu s možným rozvojem závažných klinických komplikací, riziko ztráty dosažené korekce sagitální rovnováhy, selhání instrumentace a vývoj patologické zlomeniny přilehlého obratle fúzi. Hlavním rizikem závažných klinických komplikací je kortikální defekt v zadní stěně, který může být při plnění obratlového těla cementem „*locus minoris resistentiae*“ pro únik cementu do páteřního kanálu s manifestací neurologického deficitu.

Dále jsme prokázali chování stabilizace v pooperačním období. Perioperačně jsme obnovili výšku a tvar postiženého obratlového těla, tedy sagitální profil pacienta. Korekce rovnováhy byla v intervalu 6 týdnů po operaci udržena, aby následně došlo k její ztrátě v intervalu 1 rok po operaci. Nejčastěji došlo k rozvoji kyfózy v oblasti kolabující meziobratlové ploténky nebo v případě uložení maximální cementové augmentace v oblasti střední nebo zadní třetiny

obratlového těla. U těchto pacientů jsme zaznamenali zvýšené riziko selhání zadní instrumentace a nezhojení zlomeniny s následným rozvojem postraumatické kyfózy. Zatímco únik cementu do meziobratlové ploténky je u samotné vertebroplastiky nebo kyfoplastiky rizikovým faktorem zlomeniny přilehlého obratle, v případě léčby nestabilních zlomenin v kombinaci se zadní instrumentací může být preventivním faktorem ztráty pooperační korekce sagitálního profilu.

Terapie osteoporotických zlomenin páteře bude vzhledem k demografickým trendům v populaci stále aktuální téma. Cílem léčby u pacientů se selhávající konzervativní terapií je maximální klinický efekt při minimální operační zátěži. Po technologické stránce se nadále upravují aplikátory s možností odběru bioptického materiálu a korekce tvaru obratle, dále pak vývoj různých typů cementů a alternativních hmot, např. silikonů, které snižují riziko úniku do venózního řečiště, vzniku patologické zlomeniny přilehlého obratle a zároveň jsou biodegradabilní s osteoindukční/osteokondukční aktivitou. Trendem v organizaci péče o pacienty s OZP se stává dlouhodobá dispenzarizace v osteologických centrech s kompletním vyšetřením a dlouhodobou terapií základního onemocnění, v případě manifestace zlomeniny směřování do center disponujícím možnostmi komplexní péče o stabilní i nestabilní typy zlomenin s rychlým návratem pacientů do plné aktivity.

5 Literatura

1. Adams MA, Dolan P. Biomechanics of vertebral compression fractures and clinical application. Arch Orthop Trauma Surg. 2011; 131: 1703-10.
2. American Spinal Injury Association Standarts for neurological classification of spinal cord injured patients. Chicago, IL: ASIA; 1982.
3. Andrei D, Popa I, Brad S, et al. The variability of vertebral body volume and pain associated with osteoporotic vertebral fractures: conservative treatment versus percutaneous transpedicular vertebroplasty. Int Orthop 2017;41:963-968.
4. ASTM. 2009. F1717, ASTM Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model. ASTM International. West Conshohocken, PA : autor neznámý, 2009. 10.1520/F1717-09.
5. Atalay B, Caner H, Gokne C, Altinors N. Kyphoplasty: 2 years experience in a neurosurgery deparment. Surgical Neurology. 2005; 64:72-76.
6. Barber, JW, Boden, SD, Ganey, T a Hutton, WC. Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? J Spinal Disord. 1998; 11: 215-220.
7. Benzel EC, Baldwin NG. Crossed-screw fixation of the unstable thoracic and lumbar spine. J Neurosurg. 1995; 82: 11-16.
8. Benzel EC, Kayanja M, Fleischman A, Roy S. Spine Biomechanincs: Fundamentals and Future. Clinical Neurosurgery. 2006; 53: 98-105.
9. Berlemann U, Franz T, Orler R, Heini PF. Kyphoplasty for treatment of osteoporotic vertebral fractures: a prospective non-randomized study. Eur Spine J. 2004; 13:496-501.
10. Blattert TR, Katscher S, Josten C. Percutaneous techniques in the thoracic and lumbar spine. Unfallchirurg. 2011; 114(1):17-25.
11. Boger A, Bohner M, Heini P, Verrier S, Schneider E. Properties of an injectable low modulus PMMA bone cement for osteoporotic bone. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2008; 86B: 474-482.
12. Bokov A, Mlyavykh S, Aleynik A, Kutlaeva M, Anderson G. The Potential Impact of Venobasillar System Morphology and Applied Technique on Epidural Cement Leakage with Percutaneous Vertebroplasty. Pain Physician 2016; 19:357-362.

13. Bornemann R, Rommelspacher Y, Jansen TR, Sander K, Wirtz DC, Pflugmacher R. Elastoplasty: A Silicon polymer as a New Filling Material for Kyphoplasty in Comparison to PMMA. Pain Physician 2016; 19:E885-E892.
14. Brodke DS, Bachus KN, Mohr RA, Nguyen BN. Segmental pedicle screw fixation or cross-links in multilevel lumbar constructs: a biomechanical analysis. Spine Journal 2001; 1(5): 373-379.
15. Burval DJ, McLain RF, Milks R, Inceoglu S. Primary pedicle screw augmentation in osteoporotic lumbar vertebrae. Biomechanical analysis of pedicle fixation strength. Spine. 2007; 32: 1077-83.
16. Campbell PG, Harrop JS. Incidence of fracture in adjacent levels in patients treated with balloon kyphoplasty: a review of the literature. Curr Rev Musculoskelet Med. 2008; 1:61-64.
17. Clark W, Bird P, Ganski P, et al. Safety and efficacy of vertebroplasty for acute painful osteoporotic fractures (VAPOUR): a multicentre, randomised, double-blind, placebo-controlled trial. Lancet. 2016; 388:1408-1416.
18. Dai F, Liu Y, Zhang F, Sun D, Luo D, Zhang Z, Xu J. Surgical treatment of the osteoporotic spine with bone cement-injectable cannulated pedicle screw fixation: technical description and preliminary application in 43 patients. CLINICS. 2015; 70(2):114-119.
19. Dean JR, Ison KT, Gishen P. The strengthening effect of percutaneous vertebroplasty. Clin Radiol. 2000; 55: 471-476.
20. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. Spine. 1983; 8:817-831.
21. Deramond H, Darrason R, Galibert P. *La* vertebroplastie acrylique dans le traitement des hemangiomes vertebraux agressifs. Rachis 1989;1:143-153.
22. DeWald CJ, Stanley T. Instrumentation-related complications of multilevel fusions for adult spinal deformity patients over age 65. Surgical considerations and treatment options in patients with poor bone quality. Spine. 2006; 31: S144-51.
23. Ding J, Zhang Q, Zhu J, Tao W, Wu Q, Chen L, Shi P, Zhang H. Risk factors for predicting cement leakage following percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fractures. Eur Spine J. 2016; 25:3411-3417.
24. El-Bikai R, Tahir MR, Tremblay J, Joffres M, Seda O, Sedova L, et al. Association of age-dependent height and bone mineral density decline with increased arterial stiffness

and rate of fractures in hypertensive individuals. J Hypertens. 2015; 33(4):727-35; discussion 35.

25. El-Fiki M. Vertebroplasty, Kyphoplasty, Lordoplasty, Expandable Devices, and Current Treatment of Painful Osteoporotic Vertebral Fractures. World Neurosurg 2016; 91:628-632.
26. Eschler A, Ender SA, Schiml K, Mittlmeier T, Gradl G. Bony Healing of Unstable Thoracolumbar Burst Fractures in the Elderly Using Percutaneously Applied Titanium Mesh Cages and a Transpedicular Fixation System with Expandable Screws. PLOS ONE; DOI:10.1371/journal.pone.0117122, Feb 23, 2015.
27. Fini M, Giavaresi G, Greggi T. Biological assessment of the bone-screw interface after insertion of uncoated and hydroxyapatite-coated pedicular screws in the osteopenic sheep. J Biomed Mater Res A. 2003; 66:176-83.
28. Frankel BM, D´Agostino S, Wang C. A biomechanical cadaveric analysis of polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw fixation. J Neurosurg Spine. 2007; 7:47-53.
29. Gaitanis IN, Hadjipavlou AG, Katonis PG, Tzermiadianos MN, Pasku DS, Patwardhan AG. Balloon kyphoplasty for the treatment of pathological vertebral compressive fractures. Eur Spine J. 2005; 14:250-260.
30. Garfin SR, Buckley RA, Ledlie J. Balloon Kyphoplasty for Symptomatic Vertebral Body Compression Fractures Results in Rapid, Significant, and Sustained Improvements in Back Pain, Function, and Quality of Life for Elderly Patients. Spine. 2006; 19(31):2213-2220.
31. Garfin SR, Yuan HA, Reiley MA. New technologies in spine: kyphoplasty and vertebroplasty for the treatment of painful osteoporotic compression fractures. Spine 2001; 26:1511-1515.
32. Genant HK, Wu CY, van Kuijk C, Nevitt MC. Vertebral fracture assessment using a semiquantitative technique. J Bone Miner Res. 1993; 8:1137-48.
33. Gilbert SG, Johns PC, Chow DC, Black RC. Relation of vertebral bone screw axial pullout strength to quantitative computed tomographic trabecular bone mineral content. J Spinal Disord. 1993; 6: 513-21.
34. Gioia G, Scotti C, Mandelli D, Sala G. Posterior spinal instrumentation: biomechanical study on the role of rods on hardware response to axial load. Eur Spine J. 2011; 20(1): 3-7.

35. Grados F, Depriester C, Cayrolle G, Hardy N, Deramond H, Fardellone P. Long-term observations of vertebral osteoporotic fractures treated by percutaneous vertebroplasty. Rheumatology. 2000; 39: 1410-1414.
36. Greene DL, Isaac R, Neuwirth M, Bitan FD. The Eggshell Technique for Prevention of Cement Leakage During Kyphoplasty. J.Spinal Disord Tech. 2007; 20(3):229-32.
37. Hackl M, Heilmeier U, Weilner S, Grillari J. Circulating microRNAs as novel biomarkers for bone diseases - Complex signatures for multifactorial diseases? Mol Cell Endocrinol. 2016;432:83-95.
38. Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S. An experimental study of a combination method using a pedicle screw and laminar hook for the osteoporotic spine. Spine. 1997; 22: 958-62.
39. He S, Lin L, Tang X, Huang Y, Dai M, Peng M, Yang M, Yang G, Tang Ch. The treatment of osteoporotic thoracolumbar severe burst fractures with short pedicle screw fixation and vertebroplasty. Acta Orthop. Belg. 2014; 80:493-500.
40. Helgason B, Stirnimann P, Widmer R, Boger A, Ferguson SJ. Influence of cement stiffness and bone morphology on the compressive properties of bone-cement composites in simulated vertebroplasty. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2012; 364-374.
41. Hernandez L, Munoz ME, Goni I, Gurruchaga M. New injectable and radiopaque antibiotic loaded acrylic bone cements. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2008; 87B: 312-320.
42. Hoffmann C, Spiegl UJ, Hauck S, Buhren V, Gonschorek O. What is the effect of ventral thoracoscopic spondylodesis (VTS) on elderly patients adn what is the medium-term outcome? Zeitschrift fur Orthopadie Unfallchirurgie.2013; 151(3):257-63.
43. Hofstaetter JG, Hofstaetter SG, Nawrot-Wawrzyniak K, Grohs JG. Mineralisation pattern of vertebral bone material following fragility fracture of the spine. J Orthop Res. 2012; 20:1089-94.
44. Holdsworth F. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. J Bone Joint Surg (Am). 1970; 52:1534-1551.
45. Holub O, Lopez A, Borse V. Biomechanics of low-modulus and standard acrylic bone cements in simulated vertebroplasty: A human ex vivo study. Journal of Biomechanics. 2015; 48(12): 3258-3266.
46. Hu SS, Internal fixation in the osteoporotic spine. Spine. 1997; 22:43S-8S.

47. Huang T, Hsu RW, Tai C, Chen W. A biomechanical analysis of triangulation of anterior vertebral double-screw fixation. Clin Biomech. 2003; 18:40-45.
48. Huang Z, Wan S, Ning L, Han S. Is Unilateral Kyphoplasty as Effective and Safe as Bilateral Kyphoplasties for Osteoporotic Vertebral Compression Fractures? A Meta-analysis. Clin Orthop Relat Res 2014; 472:2833-2842.
49. Chang MC, Kao HC, Ying SH, Liu CL. Polymethylmethacrylate augmentation of cannulated pedicle screws for fixation in osteoporotic spines and comparison of its clinical results and biomechanical characteristics with the needle injection method. J Spinal Disord Tech. 2013; 26: 305-315.
50. Chang X, Lv YF, Chen B, et al. Vertebroplasty versus kyphoplasty in osteoporotic vertebral compression fracture: a meta-analysis of prospective comparative studies. International Orthopaedics (SICOT) 2015; 39:491-500.
51. Chen SI, Lin RM, Chang CH. Biomechanical investigation of pedicle screw–vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions. Med Eng Phys. 2003; 25:275-282.
52. Choma TJ, Pfeiffer FM, Swope RW, Hirner JP. Pedicle screw design and cement augmentation in osteoporotic vertebrae: effects of fenestrations and cement viscosity on fixation and extraction. Spine. 2012; 37:1628-1632.
53. Ichida K, Kobayashi S, Nakajima H. Anterior expandable strut cage replacement for osteoporotic thoracolumbar vertebral collapse. J Neurosurg Spine. 2006; 4: 454-62.
54. Inceoglu, S, L, Ferrara. a McLain, RF. 2004. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine*. 2004, 4, stránky 513-518.
55. Iwata A, Kanayama M, Oha F, Hashimoto T, Iwasaki N. Does spinopelvic alignment affect the union status in thoracolumbar osteoporotic vertebral compression fracture? Eur J Orthop Surg Traumatol 2017; 27:87-92.
56. Karasik D, Rivadeneira F, Johnson ML. The genetics of bone mass and susceptibility to bone diseases. Nat Rev Rheumatol. 2016; 12(6):323-34.
57. Kilinçer C, Inceoglu S, Sohn MJ, Ferrara LA, Benzel EC. Effects of angle and laminectomy on triangulated pedicle screws. J Clin Neurosci. 2007; 14: 1186-1191.
58. Klazen CAH, Venmans A, De Vries J, Van Rooij WJ, Jansen FH, Blonk MC, Lohle PNM, Juttman JR, Buskens E, Van Everdingen KJ, Muller A, Fransen H, Elgersma OE, Mali WP, Verhaar HJJ. Percutaneous vertebroplasty is not a risk factor for new osteoporotic compression fractures: Results from VERTOS II. American Journal of Neuroradiology. 2010; 31: 1447-1450.

59. Klezl Z, Bhangoo N, Phillips J, Swamy G, Calthorpe D, Bommireddy R. Social implications of balloon kyphoplasty: prospective study from a single UK centre. Eur Spine J. 2012; 21: 1880-1186.
60. Klezl Z, Majeed H, Bommireddy R, John J. Early results after vertebral body stenting for fractures of the anterior column of the thoracolumbar spine. Injury, Int. J. Care Injured. 2011; 42: 1038-1042.
61. Knutsson F. The instability associated with the disc degeneration in the lumbar spine. Acta Radiol. 1944; 24: 593-609.
62. Kurtz SM, Villarraga ML, Zhao K, Edidin AA. Static and fatique mechanical behaviour of bone cement with elevated barium sulfate content for treatment of vertebral compression fractures. Biomaterials. 2005; 26: 3699-3712.
63. Law M, Tencer AF, Anderson PA. Caudo-cephalad loading of pedicle screws: mechanisms of loosening and methods of augmentation. Spine. 1993; 18: 2438-2443.
64. Lee MJ, Dumonski M, Cahill P. Paraplegia as a complication of percutaneous vertebroplasty with polymethylmethacrylate: a case report. Spine. 2002; 27:E419-22.
65. Li X, Yang H, Tang T, Qian Z, Chen L. Comparison of kyphoplasty and vertebroplasty for treatment of painful osteoporotic vertebral compression fractures: twelve-month follow-up in a propspective nonrandomised comparative study. J Spinal Disord Tech. 2012; 25:142-9.
66. Lieberman IH, Khazim R, Woodside T. Anterior vertebral body screw pullout testing: a comparison of Zielke, Kaneda, Universal Spine System, and Universal Spine System with pullout - resistant nut. Spine. 1998; 23: 908-10.
67. Lu J, Jiang G, Lu B, Shi Ch, Luo K, Yue B. The positive correlation between upper adjacent vertebral fracture and the kyphosis angle of injured vertebral body after percutaneous kyphoplasty: An in vitro study. Clin Neurol Neurosurg. 2015; 139:272-277.
68. Luo J, Annesley-Williams DJ, Adams MA, Dolan P. How are adjacent spinal levels affected by vertebral fracture and by vertebroplasty? A biomechanical study on cadaveric spines. Spine J. 2017; 17:863-874.
69. Ma X, Xing D, Ma J, Xu W, Wang J, Chen Y. Balloon kyphoplasty versus percutaneous vertebroplasty in treating osteoporotic vertebral compression fracture: grading the evidence through a systematic review and meta-analysis. Eur Spine J. 2012; 21:1844-1859.
70. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J. 1994; 3:184-201.

71. Makary MS, Zucker I, Sturgeon JM. Venous extravasation and polymethylmethacrylate pulmonary embolism following fluoroscopy-guided percutaneous vertebroplasty. Acta Radiologica Open. 2015; 4:1-4.
72. Manson NA, Phillips M. Minimally Invasive Techniques for The Treatment of Osteoporotic Vertebral Fractures. J Bone Joint Surg. 2006; 8:88-A.
73. McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE, Gurr KR, Warden KE, Cunningham BW. Volvo Award in basic science. Device-related osteoporosis with spinal instrumentation. Spine. 1989; 14: 919-926.
74. H: Journal of Engineering in Medicine. 1996; 210: 81-87.
75. Mehbod A, Aunoble S, Le Huec SC. Vertebroplasty for osteoporotic spine fracture: prevention and treatment. Eur Spine J. 2003;12:S155-S162.
76. Melvin M, Eskey CJ, Tong SC, Noguerira RG, Pomerantz SR, Rabinov JD, Pryor JC, Hirsch JA. Kyphoplasty for Vertebral Compression Fracture Via a Uni-Pedicular Approach. Pain Physician. 2005; 8:1533-3159.
77. Michaelsson K, Melhus H, Ferm H, Ahlbom A, Pedersen NL. Genetic liability to fractures in the elderly. Arch Intern Med. 2005; 165(16):1825-30.
78. Miyagi R, Sakai T, Bhatia NN, Sairyo K, Katoh S, Chikawa T. Anterior tracolumbar reconstruction surgery for late collapse following vertebroplasty: report of three cases. The Journal of Medical Investigation. 2011; 58:148-153.
79. Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. Journal of Biomechanics. 2003; 36: 897-904.
80. Nakajima H, Ichida K, Honjoh K, Sakamoto T, Kitade M, Baba H. Surgical treatment of low lumbar osteoporotic vertebral collapse: a single-institution experiance. J Neurosurg Spine. 2016; 24:39-47.
81. Nakashima H, Imagama S, Yukawa Y, Kanemura T, Kamiya M, Deguchi M, Wakao N, Sato T, Matsuzaki K, Yoshida G. Comparative Study of 2 Surgical Procedures for Osteoporotic Delayed Vertebral Collapse. Spine. 2015; 39(40): F120-126.
82. Negri P, Tirri T, Paternoster G, Modano P. Treatment of Painful Osteoporotic or Traumatic Vertebral Compression Fractures by Percutaneous Vertebral Augmentation Procedures. Clin J Pain. 2007; 5(23):425-430.
83. Ng JP, Cawley DT, Beecher SM, Baker JF, Cabe JP. The Reverse Thomas Position for Thoracolumbar Fracture Height Restoration: Relative Contribution of Patient Positioning in Percutaneous Balloon Kyphoplasty for Acute Vertebral Compressions. Int J Spine Surg. 2006 DOI: 10.14444/3021.

84. Nieuwenhuijse MJ, Erkel AR, Dijkstra S. Cement leakage in percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fractures: identification of risk factors. The Spine Journal. 2011; 11:839-848.
85. Nooh A, Abduljabbar FH, Abduljabbar AH, Jarzem P. Pulmonary Artery cement Embolism after a Vertebroplasty. Case Rep Orthop. 2015; Article ID 582769.
86. Nussbaum D, Gaillond P, Murphy K. A review of Complications Associated with Vertebroplasty and Kyphoplasty as Reportes to the Food and Drug Administration Medical Device Related WebSite. J Vasc Interv Radiol. 2004; 15:1185-1192.
87. Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, Crisco JJ. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. J Bone Joint Surg Am. 1994; 76:413-424.
88. Papanastassiou ID, Eleraky M, Murtagh R, Kokkalis ZT, Gerochristou M, Vrionis FD. Comparison of Unilateral versus Bilateral Kyphoplasty in Multiple Myeloma Patients and the Importance of Preoperative Planning. Asian Spine J. 2014; 8(3):244-252.
89. Ponusamy KE, Iyer S, Gupta G, Khanna AJ. Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations. Spine J. 2011; 11:54-63.
90. Race A, Mann KA, Edidin AA. Mechanics of bone/PMMA composite structures: An in vitro study of human vertebrae. Journal of Biomechanics. 2007; 40:1002-1010.
91. Ralston SH, Uitterlinden AG. Genetics of Osteoporosis. Endocrine Reviews. 2010; 31(5):629-62.
92. Reidy D, Ahn H, Mousavi P, Finkelstein J, Whyne CM. A biomechanical analysis of intravertebral pressures during vertebroplasty of cadaveric spines with and without simulated metastases. Spine. 2003; 28: 1534-1539.
93. Reinhold M, Audige L, Schnake KJ, Bellabarba C, Dai LY, Oner C. AO spine injury classification system: a revision proposal for the thoracic and lumbar spine. Eur Spine J. 2013; 22:2184-2201.
94. Reinhold M, Schwieger K, Goldhahn J. Influence of screw positioning in a new anterior spine fixator on implant loosening in osteoporotic vertebrae. Spine. 2006; 31:406-13.
95. Richards JB, Zheng HF, Spector TD. Genetics of osteoporosis from genome-wide association studies: advances and challenges. Nat Rev Genet. 2012; 13(8):576-88.
96. Rivadeneira F, Makitie O. Osteoporosis and Bone Mass Disorders: From Gene Pathways to Treatments. Trends Endocrinol Metab. 2016; 27(5):262-81.

97. Rotter R, Schmitt L, Gierer P, et al. Minimum cement volume required in vertebral body augmentation-A biomechanical study comparing the permanent Spine Jack device and balloon kyphoplasty in traumatic fracture. Clinical Biomechanics 2015; 30:720-725.
98. Shawky A, Kroeber M. Shortening spinal column reconstruction through posterior only approach for the treatment of unstable osteoporotic burst lumbar fracture: a case report. Arch Orthop Trauma Surg. 2013; 133:167-169.
99. Shen MS, Kim YH. Vertebroplasty and Kyphoplasty: Treatment Techniques for Managing Osteoporotic Vertebral Compression Fractures. Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases. 2006; 3(64):106-113.
100. Sheng X, Ren S. Surgical techniques for osteoporotic vertebral collapse with delayed neurological defictis: A systematic review. International Journal of Surgery. 2016; 33:42-48.
101. Shono Y, Kaneda K, Abumi K, McAfee PC, Cunningham BW. Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. Spine. 1998; 23:1550-1558.
102. Schlenk RP, Stewart T, Benzel EC. The Biomechanics of Iatrogenic Spinal Destabilisation and Implant Failure. Neurosurgical Focus. 2003; 15(3):2.
103. Schmidt R, Cakir B, Mattes T, Wegener M, Puhl W, Richter M. Cement leakage during vertebroplasty: an inderestimated problem? Eur Spine J. 2005; 14:466-473.
104. Schroder Ch, Nguyen M, Kraxenberger M, et al. Modification of PMMA vertebroplasty cement for reduced stiffness by addition of normal saline: a materiál properties evaluation. Eur Spine J DOI 10.1007/s00586-016-4845-1.
105. Siris ES, Adler R, Bilezikian J, Bolognese M, Dawson-Hughes B, Favus MJ, et al. The clinical diagnosis of osteoporosis: a position statement from the National Bone Health Alliance Working Group. Osteoporosis International. 2014; 25(5):1439-43.
106. Smyth P, Taylor C, Adams J. „Vertebral shape: Automatic Measurement with active shape models“. Radiology. 1999; 211(2):571-578.
107. Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. Spine. 1991; 16:1335-1341.
108. Spiegl U, Jarvers JS, Heyde CE, Josten C. Osteoporotic vertebral body fractures of the thoracolumbar spine: indications and techniques of a 360 – stabilisation. Eur J Trauma Surg. 2017; 43:27-33.
109. Staples MP, Howe BM, Ringler MD, et al. New vertebral fractures after vertbroplasty: 2-year results from a randomised controlled trial. Arch Osteoporos 2015; 10:26.

110. Stewart TL, Ralston SH. Role of genetic factors in the pathogenesis of osteoporosis. J Endocrinol. 2000; 166(2):235-45.

111. Sterba W, Kim D, Fyhrie DP, Yeni YN, Vaidya R. Biomechanical analysis of differing pedicle screw insertion angles. Clin Biomech. 2007; 22:385-391.

112. Sun E, Alkalay R, Vadr D, Snyder BD. Preventing Distal Pullout of Posterior Spine Instrumentation in Thoracic Hyperkyphosis. A Biomechanical Analysis. J Spinal Disord Tech. 2009; 22:270-277.

113. Sun H, Lu P, Liu Y, et al. Can Unilateral Kyphoplasty Replace Bilateral Kyphoplasty in Treatment of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures? A Systemic Review and Meta-analysis. Pain Physician 2016; 19:551-563.

114. Sun K, Liebschner MA. Evolution of vertebroplasty: a biomechanical perspective. Annals of biomedical engineering. 2004; 32: 77-91.

115. Takahara K, Kamimura M, Moriya H, et al. Risk factors of adjacent vertebral collapse after percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral fracture in postmenopausal women. BMC Musculoskeletal Disorders 2016;17:12.

116. Tan JS, Kwon BK, Dvorak MF. Pedicle screw motion in the osteoporotic spine after augmentation with laminar hooks, sublaminar wires, or calcium phosphate cement: a comparative analysis. Spine. 2004; 29: 1723-30.

117. Tonycz L, Parker SL, McGirt J. Minimally Invasive Transpsoas L2 Corpectomy and Percutaneous Pedicle Screw Fixation for Osteoporotic Burst Fracture in the Elderly. J Spinal Tech. 2015; 28(2):53-60.

118. Trouillier HH, Birkenmaier Ch, Seidl T, Jansson V. Complication following kyphoplasty in unstable osteoporotic vertebral body fractures. Aguide to correct fracture analysis. Acta Orthop. Belg. 2013; 79:488-494.

119. Uppin AA, Hirch JA, Centenera LV, Pfiefer BA, Pazianos AG, Choi IS. Occurrence of new vertebral body fracture after percutaneous vertebroplasty in patients with Osteoporosis. Radiology. 2003; 226: 119-124.

120. Vaccaro AR, Zeiller SC, Hulbert RJ, et al. The thoracolumbar injury severity score: a proposed treatment algorithm. J Spinal Disord Tech. 2005; 18:209-215.

121. Valdes AM, Richards JB, Gardner JP, Swaminathan R, Kimura M, Xiaobin L, et al. Telomere length in leukocytes correlates with bone mineral density and is shorter in women with osteoporosis. Osteoporos Int. 2007; 18(9):1203-10.

122. Valdevit A, Kambic H, Mclain RF. Torsional stability of cross-link configurations: a biomechanical analysis. The Spine Journal. 2005; 5: 441-445.

123. Včelák J, Tóth, L. Surgical Treatment of Spondylodiscitis. Acta Chir Orthop Traum Cech. 2008; 75:110-116.

124. Včelák J, Tichý P, Tóth L, Chomiak J. Biomechanical in-vitro analysis of the spinal column loading with transpediculat fixation. Ortopedie. 2011; 5:110-115.

125. Vishnubhotla, S, McGarry WB, Mahar AT, Gelb DE. A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws. Spine. 2011; 11:777-781.

126. Voggenreiter G. Balloon Kyphoplasty is Effective in Deformity Correction of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures. Spine. 2005; 24(30):2806-2812.

127. Wilke HJ, Winger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. Eur Spine J. 1998; 7:148-154.

128. Wong W, Mathis JM. Vertebroplasty and kyphoplasty: techniques for avoiding complications and pitfalls. Neurosurg Focus. 2005; 18(3):1-10.

129. White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia : Lippincott, 1990.

130. Xu H, Wang X, Chi Y, Zhu Q, Lin Y, Huang Q, Dai L. Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device. Clin Biomech. 2006; 21:330-336.

131. Yang P, Zhang Y, Ding H, Liu J, Ye L, Xiao J, Tu Q, Yang T, Wang T, Wang F,Sun G. Pedicle Screw Fixation with Kyphoplasty Decreases the Fracture Risk of the Treated adn Adjacent Non-treated Vertebral Bodies: a Finite Element Analysis. J Huazhong Univ Sci Technol. 2016; 36(6):887-894.

132. Yeom JS, Kim WJ, Choy WS, Lee CK, Chang BS, Kang JW. Leakage of cement in percutaneous transpedicular vertebroplasty for painful osteoporotic compression fractures. JBone Joint Surg. 2003; 85:83-9.

133. Yokoyama K, Kawanishi M, Yamada M, et al. Postoperative change in sagittal Balance after Kyphoplasty for the treatment of osteoporotic vertebral compression fracture. Eur Spine J. 2015;24:744-749.

134. Yuan W, Hsu H, Lai K. Vertebroplasty and balloon kyphoplasty versus conservative treatment for osteoporotic vertebral compression fractures. Medicine 2016; 95:31.

135. Yucesoy K, Yuksel KF, Seungwon B, Sonntag YKH, Crawford NR. Biomechanics of unilateral compared with bilateral lumbar pedicle screw fixation for stabilisation of unilateral vertebral disease. J Neurosurg Spine. 2008; 8:44-51.

136. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. Spine. 1993; 18:1673-1676.

137. Zhai W, Jia Y, Wang J, et al. The clinical effect of percutaneous kyphoplasty for the treatment of multiple osteoporotic vertebral compression fractures and the prevention of new vertebral fractures. Int J Clin Exp Med. 2015; 8:13473-1576.

138. Zhang GQ, Gao YZ, Chen SL, et al. Comparison of percutaneous vertebroplasty and percutaneous kyphoplasty for the management of Kummell´s disease: A retrospective study. Indian J Orthop. 2015; 49:577-582.

139. Zhang H, Xu C, Zhang T, Gao Z, Zhang T. Does Percutaneous Vertebroplasty or Balloon Kyphoplasty for Osteoporotic Vertebral Compression Fractures Increase the Incidence of New Vertebral Fractures? A Meta-Analysis. Pain Physician. 2017; 20:E13-E28.

140. Zhu SY, Zhong ZM, Wu Q, Chen JT. Risk factors for bone cement leakage in percutaneous vertebroplasty: a retrospective study of four hundred and eighty five patients. International Orthopaedics (SICOT). 2016; 40:1205-1210.

141. Zofkova I, Nemcikova P, Kuklik M. Polymorphisms associated with low bone mass and high risk of atraumatic fracture. Physiol Res. 2015; 64(5):621-31.

6 Seznam zkratek

AO	Arbeitgemanschaft fur Osteosyntesen
ASIA	American Spinal Injury Association score
BMD	bone mass density - kostní minerálová hustota
CT	computer tomography - počítačová tomografie
DNA	kyselina deoxyribonukleová
DXA	Dual Energy X-ray Absorptiometry - dvouenergetické absorpciometrie
EZ	elastická zóna
FSU	functional spinal unit – funkční spinální jednotka
ICR	instantní centrum rotace
JOA	Japanese Orthopaedic Association score
KP	kyfoplastika
M	ohybový moment
mikroRNA	jednovláknové řetězce kyseliny ribonukleové
MRI	magnetic resonance imaging - magnetická Rezonance
NB	neutrální bod
NZ	neutrální zóna
PMMN	polymethylmethakrylát
PUR	polyurethane foam – polyuretanová pěna
ODI	Oswestry Disability Index
OZP	osteoporotické Zlomeniny Páteře
ROM	range of motion – rozsah pohybu
TLICS	Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score
VAS	vizuální analogové hodnocení bolesti
VP	Vertebroplastika

7 Seznam publikací autora

7.1 Publikace, které byly přímým podkladem habilitační práce

1. **Včelák, J**, Tóth, L, Šlégl, M, Šuman, R a Majerníček, M. Vertebroplastika a kyfoplastika – metoda léčby osteoporotických zlomenin páteře (Vertebroplasty and Kyphoplasty – Treatment of Osteoporotic Vertebral Fractures. Acta Chir. orthop. Traum. Cech. 2009; 76(1):54-59. **(IF 1.628)**

2. **Včelák, J,** P, Tichý, Bouda, T a Chomiak, J. Pedicle screw convergence impact on the stability of transpedicular fixation in cyclic loading: biomechanical study. Journal of Mechanics in Medicine and Biology. Vol.15, No.5, 1550078, 2014. **(IF 0.76)**

3. Tóth, L, **Včelák,** J, Dungl, P, Šlégl, M, Šuman, R. Vertebroplastika a kyfoplastika páteře. Ortopedie. 2009; 3:299-305.

4. **Včelák, J**, Tichý, P, Tóth, L a Chomiak, J. In-vitro studie biomechanického zatížení páteře stabilizovaného transpedikulární fixací. Ortopedie. 2011; 5(3):110-115.

5. **Včelák, J**, Šuman, R, Tóth, L. Léčení patologických zlomenin páteře u pacientů s kamptokormií komplikující Parkinsonovo onemocnění (The treatment of spinal pathologic fractures in patiens with camptocormia complicating Parkinson's disease). Ortopedie 2017; (11) 3:139-143. ISSN 1802-1727.

6. **Včelák J**, Král A, Macko M, Tóth L. Léčba nestabilních osteoporotických zlomenin thorakolumbální páteře krátkou zadní transpedikulární instrumentací a cementovou augmentací obratle využitím metody vertebroplastiky nebo kyfoplastiky. (The treatment of unstable osteoporotic fractures of thoracolumbal spine with short transpedicular instrumentation and cement augmentation with method of vertebroplasty and kyphoplasty). Ortopedie. Práce přijata 4.9.2017, vyjde v čísle 1/2018.

7. **Včelák J**, Král A, Macko M, Tóth L. Vertebroplastika – metoda léčby osteoporotických kompresivních zlomenin páteře (Vertebroplasty – method of treatment of osteoporotic compressive vertebral fractures). Ortopedie. Práce přijata 4.12.2017.

8. **Včelák, J**, Tóth, L, Šlégl, M, Šuman, R. Léčba zlomenin páteře s ankylozující spondylartritidou (Treatment of fractures of the spine in patiens with ankylosing spondylitis). Ortopedie 2016; (10) 4:166 – 170. ISSN 1802-1727.

7.2 Publikace in extenso

1. **Včelák, J**, Chomiak, J a Tóth, L. Surgical treatment of lumbar spondylodiscitis: a comparison of two methods. Int Orthop. July 2014, 38(7): 1425-34. **(IF 2.019)**

2. **Včelák, J,** Tóth, L. Operační léčba spondylodiscitidy. Acta Chir. orthop. Traum.Cech. 2008; 75(2):110-116. **(IF 1,628)**

3. **Včelák, J**, Šuman, R, Beneš, J. Gangrenózní pyodermie po rekonstrukci rotátorové manžety ramena připomínající nekrotizující fasciitidu (Pyoderma Gangrenosum Mimicking Necrotising Fasciitis after Rotator Cuff Reconstruction). Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2016; 83(2):127-30 (**IF 0.388) (3.místo Soutěž o nejlepší vědeckou publikaci IPVZ za rok 2016).**

4. **Včelák, J**, Matějovský, Z, Kofránek, I, Kubeš, R, Lesenský, J. Periprotetické infekce megaprotéz po resekcích kostních nádorů oblasti kolene (Periprosthetic Infection of the Knee Megaprosthesis following a Resection of Malignant Tumours around the Knee). Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2017; 84(1): 46-51. ISSN 0001-5415.(**IF 0.552)**

5. **Včelák, J**, Macko, M, Kubeš, R, Němec, K, Frydrychová, M. Srovnání klinických výsledků skupiny pacientů neartikulovaného a artikulovaného spaceru při dvoudobé reimplantaci TEP kyčelního kloubu pro periprotetický infekt (Two-stage revision for periprosthetic infection of the total hip arthroplasty: a comparison of two methods).Acta Chir Orthop Traumatol Cech. Práce přijata 19.10.2017. **(IF 0,552)**

6. Chomiak, J, Dungl, P, **Včelák, J.** Recononstruction of Elbow Flexion in Arthrogryposis Multiplex Congenita Type I: Results of Transfer of Pectoralis Major Muscle With Follow-up at Skeletal Maturity. J Pediatr Orthop. 2014 Dec;34(8): 799-807. ISSN 0271-6798. DOI 10.1097/BPO.0000000000000204**. (IF 1.426)**

7. Kubeš, R, Landor, I, Podškubka, A, Majerníček, M, **Včelák, J.** Totální endoprotéza kyčelního kloubu z MIS-AL přístupu – porovnání se standardním anterolaterárním přístupem. Acta Chir. Orthop. Traum. Cech. 2009; 76(4):288-294**. (IF 1.628)**

8. Kubeš, R, Hromadka, R, Salaj, P, **Vcelak, J**, Kubena AA, Frydrychova, M, Magersky, S, Burian, M, Ostadal, M,Vaculík J. Range of Motion after Total Knee Arthroplasty in Hemophilic Arthropathy. BMC Musculoskeletal Disorders. Notification to co-authors of submission to BMC Musculoskeletal Disorders. BMSD-D-17-01357. Práce přijata 1/2018. **(IF 2,268)**

9. Němec, K, Krásenský, J, **Včelák, J**, Landor, I, Vaněčková, M, Pinskerová, V. Ruptury předního zkříženého vazu: Vliv na terminální extenzi (The Anterior Crucial Ligament Rupture – The Development on Terminal Extension). Acta Chir Orthop Traumatol Cech. Práce přijata 9/2017. **(IF 0,552)**

10. **Včelák, J**, Šuman, R, Šlégl, M, Tóth, L a Chomiak, J. Perioperační vyšetření a monitorace periprotetického infektu TEP kyčle a kolena – retrospektivní studie (Perioperative analysis and monitoring of periprosthetic infection of THR and TKR – retrospective study). Ortopedie. 2012; 6(3):109-113.

11. **Včelák, J**, Tóth, L. Akutní poúrazová atlantoaxiální rotační instabilita C1 – 2 dospělého pacienta. (Acute traumatic atlantoaxial rotatory instability C1 – 2 in an adult patient). Ortopedie 2016; (10) 4:184-187. ISSN 1802-1727.

12. **Včelák, J,** Tóth, L, Šlegl, M, Šuman, R. Multifokální spondylodiscitida (Multifocal spondylodiscitis). Ortopedie 2017; 11(5):226-231. ISSN: 1802-1727.

13. Majerníček, M, **Včelák, J.** První zkušenosti s expanzními hřeby. Úraz. Chir. 2004; 12(3):6-8.

14. **Včelák, J a Závitkovský, P.** Osteomyelitidy. [autor knihy] Pavel Dungl. *Ortopedie.* 2. Praha : Grada, 2014, 7.6, stránky 166-183.

15. **Včelák, J. 2014.** Spondylolistéza. [autor knihy] R Hart. *Degenerativní onemocnění páteře.* Česká republika : Galén, 2014, 5.5, stránky 90-98.

16. **Tóth, L a Včelák, J. 2005.** Zánětlivá onemocnění páteře. [autor knihy] Pavel Dungl. *Ortopedie.* 2. Praha : Grada, 2014, 14.4, stránky 466-473.

17. **Tóth, L a Včelák, J.** Zánětlivá onemocnění páteře. [autor knihy] Pavel Dungl. *Ortopedie.* Praha : Grada, 2005, 15.4, stránky 635-644.