

Univerzita Karlova v Praze

Lékařská fakulta v Plzni

Klinika ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí

Disertační práce

Martin Salášek

2014

Univerzita Karlova v Praze

Lékařská fakulta v Plzni

Klinika ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí

Disertační práce

Miniinvazivní stabilizace poranění zadního pánevního segmentu transiliakálním vnitřním fixátorem a dvěma iliosakrálními šrouby: srovnání funkčních výsledků a biomechaniky

Minimally invasive stabilization of posterior pelvic ring injuries with a transiliac internal fixator and two iliosacral screws: comparison of outcome and biomechanics

MUDr. Martin Salášek

Školitel: Doc. MUDr. Tomáš Pavelka, Ph.D.

Školitelé pro biomechanickou studii: Prof. Ing. Jiří Křen, CSc.,

as. Ing. Magdalena Jansová, Ph.D.

Plzeň 2014

Abstract

Introduction: Vertically unstable sacral transforaminal fractures can be stabilized both with a transiliac internal fixator (TIFI) or iliosacral screws (IS).

Goals: 1. comparison of radiological and clinical results between dorsal pelvic segment stabilization with TIFI, IS respectively, 2. evaluation and comparison of biomechanical parameters of TIFI and IS construct.

Material and methods of clinical study: Prospective study, both TIFI and IS group had 32 patients, the most of injuries were assessed as type C1.3, only patients with a high-energy mechanism of injury were included. Radiological results were evaluated according Matta, clinical results according Majeed score, Pelvic Outcome Score. Categorical data were evaluated by two-sided Fishers exact test or Pearson's χ^2 test, continuous data by Student's t-test, a test result with $p < 0.05$ was considered as statistically significant.

Methods of biomechanical study: Using CT images, finite element model of the pelvis was developed. Pohlemann type II fracture was simulated and fixed either with TIFI or two IS. The sacral base was loaded vertically (250-500 N), displacement magnitudes on medial and lateral fracture surface and the maximum bone stress were calculated. The intact pelvis was used as a reference. Stiffness was determined by linear regression of load and dislocation, computed stiffness ratio %. Von Mises stress was expressed as % ratio, evaluation of colour mapping was also performed.

Results: In TIFI the mean posterior dislocation was 2.2 mm, in IS 1.9 mm ($p = 0.58542$). Pelvic Outcome Score in the TIFI group: excellent 28 %, good 12 %, fair 48.0 % poor 4 %, in the IS one: excellent 11.1 %, good 22.2 %, fair 66.7 % , poor 0.0 % ($p = 0.51731$). According to Majeed score in TIFI were obtained these results: excellent 56.0 %, good 16.0 %, fair 20.0 %, poor 8.0 %, in IS: excellent 50.0 %, good 27.8 %, fair 11.1 %, poor 11.1 % ($p = 0.70187$). Within the total, average Majeed score was 80.64 points in TIFI, 80.67 in IS ($p = 0.99654$). In a sub-analysis for unilateral transforaminal fracture (Pohlemann type II) average score of TIFI was 82.8 points, in IS one only 53.5 points, differences were statistically significant ($p = 0.04517$). TIFI was without intraoperative complications, in IS was one injury to the superior gluteal artery (3.1 %) and two iatrogenic neurological injuries occurred (6.3 %, $p = 0.23810$). TIFI was extracted without complications, in the IS group postoperative bleeding from the inputs of screw occurred in 3 patients (20.0 %, $p = 0.22414$), complete extraction of screws and washers was successful only in 7 patients (46.7 %), in 6 patients washers were left in situ (40.0 %), inability of IS removal occurred in 2 patients (13.3 %). When comparing the number of complicated extraction differences were highly statistically significant ($p = 0.00220$). The mean stiffness ratio medially in TIFI was 75.22 %, in IS 46.54 % ($p = 0.00005$), laterally in TIFI 57.88 %, in IS 44.74 % ($p = 0.03996$). Von Mises stress ratio of TIFI was 139.27 %, of IS 565.35 % ($p < 0.00001$).

Conclusion: TIFI implantation is preferred in transforaminal and central sacral fractures where unlike iliosacral screws, TIFI is coupled with a low risk of excessive compression of the sacral foramina and development of iatrogenic neurological injury. Differences of clinical and radiological results between TIFI and IS stabilization were insignificant in the overall comparison, but in case of unilateral transforaminal fracture, superiority of TIFI stabilization was shown in Majeed score evaluation. IS were associated with a higher rate of complications not only in primary implantation, but also in their removal. Significantly higher stiffness and lower bone stress was found in TIFI model. TIFI provides a lower risk of over-compression of the fracture line in comparison with IS, especially in the region of the first sacral foramen, particularly with comminutive zone. The TIFI thus exhibits both clinical and biomechanical superiority for fixation of transforaminal fractures and represents a reasonable alternative to existing types of minimally invasive fixation.

Abstrakt

Úvod: Vertikálně nestabilní transforaminální zlomeniny kosti křížové mohou být stabilizovány jak transiliakálním vnitřním fixátorem (TIFI), tak iliosakrálními šrouby.

Cíle: 1. Srovnání radiologických a klinických výsledků mezi stabilizací zadního pánevního segmentu TIFI, resp. IS, 2. Vyhodnocení a srovnání biomechanických vlastností TIFI a IS konstrukce.

Metodika klinické studie: Prospektivní studie, jak ve skupině TIFI, tak IS bylo 32 pacientů, většina poranění byla typu C1.3, zařazeni byli jen pacienti s vysokoenergetickým mechanismem poranění. Radiologické výsledky byly vyhodnoceny podle Matty, klinické podle Pelvic Outcome Score a Majeedova skóre. Kategoriální data byla hodnocena pomocí oboustranného Fisherova exaktního testu nebo Pearsonovým χ^2 testem, souvislá data Studentovým t-testem. Výsledek testu s $p < 0,05$ byl považován za statisticky významný.

Metodika biomechanické studie: S využitím CT skenů byl vytvořen konečnoprvkový model pánve. Byla simulována zlomenina typu Pohlemann II a fixována buď TIFI, nebo 2 IS. Na bázi kosti křížové byla aplikována vertikální zátěž (250-500 N), byly vypočteny velikosti dislokace na mediální a laterální ploše zlomeniny a maximální napětí v kosti. Neporaněná pánev byla použita jako srovnávací. Tuhost byla určena pomocí lineární regrese zátěže a dislokace, byl vypočten poměr tuhosti v %. Napětí jako Von Mises stress bylo vyjádřeno v %, bylo provedeno také vyhodnocení barevného mapování.

Výsledky: U TIFI byla průměrná dislokace zadního segmentu 2,2 mm, u IS 1,9 mm. U TIFI byly následující výsledky Pelvic Outcome Score: výborné 28,0 %, dobré 12,0 %, uspokojivé 48,0 % a špatné 4,0 %, u IS byly výborné výsledky v 11,1 %, dobré v 22,2 %, uspokojivé v 66,7 %, špatné v 0,0 % ($p = 0,51731$). Podle Majeedova skóre byly získány výsledky u TIFI: výborné 56,0 %, dobré 16,0 %, uspokojivé 20,0 % a špatné 8,0 %; u IS byly výsledky: výborné v 50,0 %, dobré v 27,8 %, uspokojivé v 11,1 % a špatné v 11,1 % ($p = 0,70187$). Při celkovém hodnocení bylo u TIFI průměrné Majeedovo skóre 80,64 bodů, u IS 80,67 bodů ($p = 0,99654$). Při analýze podskupiny unilaterálních transforaminálních zlomenin (Pohlemann II) bylo průměrné skóre u TIFI 82,8 bodů, u IS jen 53,5, rozdíly byly statisticky významné ($p = 0,04517$). Implantace TIFI byly bez perioperačních komplikací, u IS se vyskytlo 1 poranění a. glutea superior (3,1 %) a 2 iatrogenní neurologická poranění (6,3 %, $p = 0,23810$) TIFI byl extrahován bez komplikací, ve skupině IS se vyskytlo pooperační krvácení ze vstupů šroubů u 3 pacientů (20,0 %, $p = 0,22414$), kompletní vynětí implantátů bylo úspěšné jen u 7 pacientů (46,7 %), u 6 pacientů byly ponechány podložky in situ (40,0 %), nemožnost vynětí IS se vyskytla u 2 pacientů (13,3 %). Při srovnání počtu komplikovaných extrakcí byly rozdíly vysoce statisticky významné ($p = 0,00220$). Průměrný poměr tuhosti mediálně byl u TIFI 75,22 %, u IS 46,54 % ($p = 0,00005$), laterálně poté u TIFI 57,88 %, zatímco u IS 44,74 % ($p = 0,03996$). Von Mises stress ratio bylo u TIFI 139,27 %, u IS 565,35 % ($p < 0,00001$).

Závěr: Implantace TIFI je výhodná u transforaminálních a centrálních zlomenin kosti křížové, kde je TIFI, na rozdíl od iliosakrálních šroubů, spojen s nízkým rizikem nadměrné komprese sakrálních foramin a následného rozvoje iatrogenního neurologického poranění. Rozdíly klinických a radiologických výsledků mezi stabilizací TIFI a IS byly při celkovém srovnání nevýznamné, ale v případě jednostranných transforaminálních zlomenin byla prokázána superiorita při hodnocení dle Majeedova skóre. IS byly spojeny s vyšším rizikem komplikací nejen při primární implantaci, ale i při jejich vynětí. V TIFI modelu byla prokázána významně vyšší tuhost a nižší kostní napětí. TIFI tak přináší nižší riziko nadměrné komprese lomné linie ve srovnání s IS, zejména v oblasti foramen S1, zvláště při kominutivní zóně. TIFI vykazuje jak klinickou, tak biomechanickou superioritu pro fixaci transforaminálních zlomenin, představuje tak alternativu k dosavadním typům miniinvazivní fixace.

Key words: finite element analysis, iliosacral screw, pelvic ring, transforaminal fracture, transiliac internal fixator

Klíčová slova: konečnoprvková analýza, iliosakrální šroub, pánevní kruh, transforaminální zlomenina, transiliakální vnitřní fixátor

Předmluva

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracoval samostatně pod vedením školitele a školitelů pro biomechanickou studii, že jsem uvedl všechny použité prameny a literaturu a že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu. Klinická část této studie byla zpracována v souladu s etickými standardy dle Helsinské deklarace. (The clinical part of this study has been performed in accordance with the ethical standards laid down in the 1964 Declaration of Helsinki and its later amendments.)

Dále prohlašuji, že souhlasím se zveřejňováním této práce v souladu se článkem 18a Studijního a zkušebního řádu Univerzity Karlovy v Praze a s trvalým uložením elektronické verze práce v repozitáři závěrečných prací, který je dostupný na:

https://is.cuni.cz/webapps/zzp/search/?tab_searchas=basic&lang=cs .

Dále prohlašuji, že jsem **nebyl operátorem** u pacientů, kteří byli zařazeni do souboru. Dané operace prováděli následující operatěři (v abecedním pořadí): **MUDr. Jaroslav Belatka, doc. MUDr. Jiří Matějka, Ph.D., doc. MUDr. Tomáš Pavelka, Ph.D., MUDr. Milan Toman, MUDr. Ilja Topinka, MUDr. Mgr. Drahomíra Weisová a as. MUDr. Jaroslav Zeman, Ph.D.** Pooperační klinická vyšetření, přípravu dotazníků (včetně verze pro dětské pacienty), **vyhodnocování a statistické zpracování klinických dat** jsem prováděl samostatně **stejně jako hodnocení dislokací na RTG snímcích** včetně příslušného statistického zpracování. V souboru TIFI jsem aktivně asistoval **u 6 operací**, v souboru IS **u 2 operací**.

V případě biomechanické studie jsem **spolupracoval na její metodice** (včetně validace na plastovém modelu), navrhnul jsem místa pro analýzu, dále jsem spolupracoval na korekcích jak při výpočtech na konečnoprvkovém modelu, tak při validaci na plastovém modelu. **Statistické zpracování dat** z biomechanické studie, vytvoření grafů, analýzu linearity, **lineární regresní analýzu**, respektive vyhodnocení a interpretaci dat pro klinické použití jsem prováděl zcela samostatně. Software pro výpočty na konečnoprvkovém modelu vytvořila **as. Ing. Magdalena Jansová, Ph.D.** ve spolupráci s **prof. Ing. Jiřím Křenem, CSc.** Software pro stereofotogrammetrickou analýzu při validaci konečnoprvkového modelu vytvořil **as. Ing. Libor Lobovský, Ph.D.** Zpracování biomechanické části jsem prováděl **pod odborným vedením obou školitelů pro biomechanickou studii.**

V Plzni dne

Martin Salášek
v.r.

Obsah

ÚVOD	1
Cíl práce	2
1 PŘEHLED HISTORIE MINIINVAZIVNÍHO PŘÍSTUPU PŘI LÉČBĚ PORANĚNÍ PÁNEVNÍHO KRUHU	3
1.1 Historie implantátů pro miniinvazivní vnitřní fixaci předního pánevního segmentu	3
1.1.1 Retrográdní intramedulární šroub („plazivý šroub“)	3
1.1.2 Subkutánní ventrální vnitřní fixátor (SVFI)	3
1.1.3 Miniinvazivní dlaho pro přední segment (pelvic bridge).....	4
1.1.4 Přední subkutánní pánevní vnitřní fixátor – ASPIF	4
1.2 Historie implantátů pro miniinvazivní vnitřní fixaci zadního pánevního segmentu	4
1.2.1 Iliosakrální šrouby (IS)	4
1.2.2 Svorníky.....	8
1.2.3 Transiliakální vnitřní fixátor (TIFI).....	9
1.2.4 Perkutánní LCP dlaho pro osteosyntézu zadního pánevního segmentu	10
1.3 Kirschnerovy dráty, K dráty	11
1.4 Miniinvazivní implantace spinopelvické fixace	12
2 ZÁKLADNÍ ANATOMIE ZADNÍHO PÁNEVNÍHO SEGMENTU	13
2.1 Skelet zadního pánevního segmentu	13
2.1.1 Kost kyčelní – os ilium.....	13
2.1.2 Kost sedací – os ischii	14
2.1.3 Kost křížová – os sacrum	14
2.1.4 Kostrč – os coccygis	15
2.2 Spojení v oblasti zadního pánevního segmentu	15
2.2.1 Křížokyčelní kloub – articulatio sacroiliaca	15

2.2.2 Ligamentum sacrospinale a ligamentum sacrotuberale	16
2.2.3 Sakrokokcygeální junkce.....	17
2.3 Neurovaskulární struktury zadního pánevního segmentu	17
2.3.1 Tepny zadního pánevního segmentu v riziku iatrogenního poranění	17
2.3.2 Žíly zadního pánevního segmentu v riziku iatrogenního poranění	18
2.3.3 Nervové struktury zadního pánevního segmentu v riziku iatrogenního poranění	18
3 ZÁKLADY BIOMECHANIKY PÁNEVNÍHO KRUHU	20
3.1 Základy biomechaniky poranění pánevního kruhu	20
3.1.1 Biomechanika poranění pánevního kruhu typu B	21
3.1.1.3 Biomechanika poranění typu B při kombinaci laterální a předozadní komprese	22
3.1.2 Biomechanika poranění pánevního kruhu typu C	23
3.1.2.1 Biomechanika poranění typu C1	24
3.1.2.3 Biomechanika poranění typu C3	25
3.1.4 Účast svalů na biomechanice poranění pánevního kruhu	27
3.1.4.2 Vliv extenzorů kyčelního kloubu	27
3.1.4.3 Vliv m. gluteus medius a m. gluteus minimus.....	28
3.1.4.4 Vliv m. iliopsoas a m. erector trunci.....	28
3.1.4.5 Vliv adduktorů kyčelního kloubu	28
3.1.4.6 Vliv m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris	28
3.1.4.8 Vliv m. transversus abdominis	28
3.2 Modely pro studium biomechaniky pánevního kruhu.....	29
3.2.1 Modely pánve z kompozitních materiálů	29
3.2.2 Konečnoprvkové (FEM) modely	30
3.3 Dislokační pohyby v křížokyčelním kloubu.....	31
4 METODIKA PRÁCE.....	33

4.1 Metodika klinické studie	33
4.1.1 Parametry sledované při přijetí pacienta	33
4.1.2 Parametry hodnocené v době hospitalizace	33
4.1.3 Epidemiologická data	34
4.1.4 Kontroly pacientů po propuštění	34
4.1.5 Majeedovo skóre	34
4.1.6 Pelvic Outcome Score	37
4.1.6.1 Hodnocení klinických výsledků podle Pelvic Outcome Score	37
4.1.6.2 Hodnocení radiologických výsledků podle Pelvic Outcome Score.....	37
4.1.6.3 Hodnocení změn v zaměstnání, pracovní aktivitě a společenském začlenění (kontaktu).....	38
4.1.6.4 Celkové vyhodnocení Pelvic Outcome Score.....	38
4.1.7 Hodnocení dislokace zadního pánevního segmentu na skiagramech	39
4.2 Operační postup.....	39
4.2.1 Operační postup při implantaci transiliakálního vnitřního fixátoru (TIFI)	39
4.2.2 Operační postup při implantaci IS	40
4.3 Klasifikace poranění pánevního kruhu	40
4.3.1 AO klasifikace poranění pánevního kruhu	41
4.3.2 Pohlemannova klasifikace zlomenin kostí křížové	43
4.4 Metodika biomechanické studie	44
4.4.1 Konečnoprvkový model pánevního kruhu	44
4.4.2 Metodika výpočtu dislokace	45
4.4.3 Metodika výpočtu napětí	46
4.4.4 Metodika validace konečnoprvkového modelu.....	47
4.5 Použité statistické metody	51
4.5.1 Vyhodnocení kategoriálních dat	51
4.5.2 Hodnocení rozdílů u souvislých dat	53

4.5.3 Koeficient korelace	54
5 VÝSLEDKY	55
5.1 Výsledky klinické studie	55
5.1.1 Epidemiologická data.....	55
5.1.1.1 Zastoupení pohlaví	55
5.1.1.2 Zastoupení pediatrických pacientů.....	56
5.1.1.3 Věk pacientů	56
5.1.1.4 Etiologie poranění	58
5.1.1.5 Klasifikace poranění pánevního kruhu dle AO klasifikace.....	58
5.1.1.6 Výskyt otevřených poranění.....	59
5.1.1.7 Zastoupení zlomenin kosti křížové podle Pohlemannovy klasifikace	60
5.1.1.8 Zastoupení poranění SI kloubu.....	61
5.1.1.9 Zlomeniny příčného výběžku obratle L5	61
5.1.1.10 Zastoupení přidružených poranění	63
5.1.1.11 Zastoupení polytraumat	65
5.1.2 Data týkající se hospitalizace	67
5.1.2.1 Celková doba hospitalizace	67
5.1.2.2 Doba pobytu na intenzivním lůžku anesteziologicko-resuscitační kliniky	68
5.1.2.3 Vstupní hemoglobin	69
5.1.2.4 Doba do osteosyntézy	70
5.1.2.5 Zastoupení urgentní zevní fixace pánevního kruhu.....	71
5.1.2.6 Typ osteosyntézy zadního segmentu	72
5.1.2.7 Typ osteosyntézy předního segmentu	72
5.1.2.8 Operační doba	73
5.1.2.9 Hodnocení peroperačních a perioperačních krevních ztrát.....	74
5.1.2.10 Počty operací dle operátéra	77

5.1.2.11 Doba klidového režimu na lůžku.....	78
5.1.2.12 Vyhodnocení peroperačních komplikací.....	78
5.1.2.13 Vyhodnocení pooperačních komplikací	80
5.1.3 Hodnocení radiologických výsledků	84
5.1.3.1 Vyhodnocení dislokace zadního segmentu podle Matty	84
5.1.3.2 Vyhodnocení dislokace zadního segmentu podle Pelvic Outcome Score	86
5.1.3.3 Vyhodnocení dislokace předního segmentu podle Pelvic Outcome Score	87
5.1.3.4 Celkové hodnocení radiologických výsledků dle Pelvic Outcome Score	90
5.1.3.5 Hodnocení peroperační radiační zátěže	91
5.1.4 Časová období sběru dat pro zhodnocení klinických výsledků.....	93
5.1.4.1 Délka období provedení osteosyntéz	93
5.1.4.2 Počty provedených osteosyntéz v jednotlivých letech	93
5.1.4.4 Doba do vynětí implantátů ze zadního segmentu	94
5.1.5 Vyhodnocení funkčních klinických výsledků.....	97
5.1.5.1 Srovnání počtu vyplněných dotazníků Majeedova a Pelvic Outcome Score ...	97
5.1.5.2 Vyhodnocení klinických výsledků podle Majeedova skóre	97
5.1.5.4 Vyhodnocení výsledků společenského začlenění podle Pelvic Outcome Score	102
5.1.5.5 Vyhodnocení bolesti dle VAS	104
5.2 Výsledky biomechanické studie.....	106
5.2.1 Barevné mapování konečnoprvkového modelu neporaněné pánve.....	106
5.2.1.1 Barevné mapování napětí	106
5.2.1.2 Barevné mapování velikosti dislokace	107
5.2.2 Barevné mapování konečnoprvkového modelu TIFI.....	108
5.2.2.1 Barevné mapování napětí u modelu TIFI	108
5.2.2.2 Barevné mapování dislokace u modelu TIFI	112
5.2.3 Barevné mapování u konečnoprvkového modelu IS	113

5.2.3.1 Barevné mapování napětí u IS	113
5.2.3.2 Barevné mapování dislokace u IS	116
5.2.4 Grafické zobrazení výsledků dislokace	116
5.2.4.1 Graf velikosti dislokace v oblasti báze kosti křížové.....	116
5.2.4.2 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S1....	117
5.2.4.3 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S1 ...	118
5.2.4.4 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S2....	119
5.2.4.5 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S2 ...	120
5.2.4.6 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S3....	120
5.2.4.7 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S3 ...	121
5.2.4.8 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S4....	122
5.2.4.9 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S4 ...	122
5.2.4.10 Graf průměrného poměru tuhosti v oblasti laterální plochy transforaminální zlomeniny	123
5.2.4.11 Graf průměrného poměru tuhosti v oblasti mediální plochy transforaminální zlomeniny	124
5.2.4.12 Graf srovnání velikosti dislokace na laterální ploše transforaminální zlomeniny při zátěži 500 N.....	125
5.2.4.13 Graf srovnání velikosti dislokace na mediální ploše transforaminální zlomeniny při zátěži 500 N.....	125
5.2.4.14 Grafy parciálních dislokací ve směru osy x na laterální ploše transforaminální zlomeniny	126
5.2.4.15 Grafy parciálních dislokací ve směru osy x na mediální ploše transforaminální zlomeniny	128
5.2.4.16 Grafy parciálních dislokací ve směru osy y na laterální ploše transforaminální zlomeniny	130
5.2.4.17 Grafy parciálních dislokací ve směru osy y na mediální ploše transforaminální zlomeniny	131
5.2.4.18 Grafy parciálních dislokací ve směru osy z na laterální ploše transforaminální zlomeniny	133

5.2.4.18 Grafy parciálních dislokací ve směru osy z na mediální ploše transforaminální zlomeniny	135
5.2.4.19 Srovnání významnosti rozdílů v parciálních dislokacích	136
5.2.4.20 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy x při zátěži 500 N	137
5.2.4.21 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy x při zátěži 250 N	138
5.2.4.22 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy y při zátěži 250 N a 500 N	140
5.2.4.23 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy z při zátěži 250 N a 500 N	142
5.2.5 Grafické vyhodnocení napětí.....	143
5.2.5.1 Vyhodnocení napětí u modelu TIFI	143
5.2.5.2 Vyhodnocení napětí u modelu IS	144
5.2.5.3 Vyhodnocení poměru napětí v %	145
6 DISKUZE	146
6.1 Diskuze ke klinické části studie	146
6.1.1 Srovnání velikosti souborů a % vyplnění dotazníků Pelvic Outcome Score	147
6.1.2 Srovnání typu zlomenin kosti křížové	148
6.1.3 Metaanalýza celkových klinických výsledků podle Pelvic Outcome Score.....	149
6.1.4 Metaanalýza radiologických výsledků podle Pelvic Outcome Score	149
6.1.6 Srovnání neurovaskulárních a infekčních komplikací	150
6.1.7 Srovnání výskytu tromboembolické nemoci (TEN)	151
6.1.9 Srovnání klinických výsledků se srovnávací studií transiliakální dlahy a iliosakrálních šroubů.....	152
6.1.10 Srovnání epidemiologických dat souboru TIFI s multicentrickou studií doc. Džupy et al. 2011	154
6.1.11 Srovnání epidemiologických dat se studii Füchtmeiera a Dienstknechta .	155
6.1.12 Srovnání doby expozice RTG	156

6.1.13 Srovnání komplikací při vynětí implantátů.....	157
6.1.14 Diskuze k designu klinické studie	157
6.1.15 Srovnání vybraných parametrů TIFI a IS.....	158
6.1.16 Srovnání indikací a kontraindikací TIFI, resp. IS.....	159
6.2 Diskuze k biomechanické části studie.....	160
6.2.1 Biomechanická studie Dienstknechta et al.....	160
6.2.2 Biomechanická studie Chena et al.	160
6.2.3 Biomechanická studie Bodzaye et al.....	161
6.2.4 Srovnání výsledků současné biomechanické studie	161
6.2.5 Poznámky k designu biomechanické studie.....	162
7 ZÁVĚR.....	163
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	164
OBRAZOVÁ PŘÍLOHA	- 1 -
Seznam obrázků	- 1 -
Popisky obrázků	- 1 -

Seznam použitých symbolů a zkratek

2D	dvourozměrné (2 dimensional)
3D	trojrozměrné, prostorové (3 dimensional)
a.	arteria
aa.	arteriae
AIS	abbreviated injury scale (stupnice hodnocení závažnosti poranění, 2. mocnina hodnoty se používá pro výpočet ISS)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (Association for the Study of Internal Fixation)
AP	předozadní (anterioposteriorní)
APC	předozadní komprese (anterioposterior compression)
ARK	anesteziologicko-resuscitační klinika
ARDS	acute respiratory distress syndrom (syndrom akutní dechové tísně)
ASPIF	přední subkutánní vnitřní pánevní fixace (anterior subcutaneous pelvic internal fixation)
CATMN	počítačová navigace s využitím termoplastické membrány (computer-assisted thermoplastic membrane navigation)
CI	interval spolehlivosti (konfidenční interval, confidence interval)
CT	výpočetní tomografie (computed tomography)
DCP	dynamická kompresní dlaha (dynamic compression plate)
DCS	damage control surgery (postup operačního řešení s cílem stabilizovat celkový stav pacienta)
DK	dolní končetiny
DXA	dual-energy X-ray absorptiometry (kostní denzitometrie využívající RTG o dvou energetických hladinách – vlnových délkách)
E	Youngův modul pružnosti v tahu
E_p	potenciální energie pružnosti
F	síla
FAV	Fakulta aplikovaných věd ZČU
FEM	metoda konečných prvků (finite element method)
for.	foramen
GPa	gigapascal [$10^9 \text{ kg.m}^{-1}.\text{s}^{-2}$]
HK	horní končetiny
HRCT	high resolution CT – CT vyšetření s vysokým rozlišením, skeny o tloušťce menší nebo rovné 1 mm
HŽT	hluboká žilní trombóza
IMC	infekce kočových cest
IS	iliosakrální šroub (iliosacral screw)
ISS	injury severity score (skórovací systém pro hodnocení závažnosti poranění)
JIP	jednotka intenzivní péče
k.	kost
K drát	Kirschnerův drát
KME	Katedra mechaniky (Fakulty aplikovaných věd ZČU)
L	lumbální, při stranovém označení levý, levostranný

l_0	počáteční délka
L1	1. lumbální (segment)
LC	laterální komprese (lateral compression)
LC-DCP	dynamická kompresní dlahá s nízkým kostním kontaktem (low contact dynamic compression plate)
LCP	úhlově stabilní dlahá (locking compression plate)
lig.	ligamentum, vaz
m	metr, základní jednotka délky
m.	musculus
MKP	metoda konečných prvků, konečnoprvkový model
MPa	megapascal [$10^6 \text{ kg.m}^{-1}.\text{s}^{-2}$]
M^{-1}	inverzní maticová transformace
MIPPO	miniinvasivní perkutánní dlahová osteosyntéza (minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis)
mm	milimetr [10^{-3}m]
mm.	musculi
MPR	multiplanární rekonstrukce
MRI	vyšetření magnetickou rezonancí (magnetic resonance imaging)
N	newton, jednotka síly [kg.m.s^{-2}]
n.	nervus
nn.	nervi
NTIS	Nové technologie pro informační společnost
o.	os (kost)
ORIF	otevřená repozice s vnitřní fixací (open reduction and internal fixation)
OS	osteosyntéza
P	pravý, pravostranný
PA	zadopřední (posteroanteriorní)
R	koeficient korelace (Pearsonův korelační koeficient)
r.	ramus
rr.	rami
RTG	rentgenový snímek
s	u statistických údajů směrodatná odchylka, u časových údajů sekunda (základní jednotka času)
S	obsah, příčný průřez
S1	1. sakrální (segment)
SI	sakroiliakální
SVFI	subkutánní ventrální vnitřní fixátor (subcutaneous ventral internal fixator)
TEN	tromboembolická nemoc
TEP	totální endoprotéza
TIFI	transiliakální vnitřní fixátor (transiliac internal fixator)
USG	ultrasonografie (ultrazvukové vyšetření)
v.	vena
VRT	trojrozměrná CT rekonstrukce (volume rendering technique)
vv.	venae
x	osa pohybu pro mediolaterální translaci
y	osa pohybu pro předozadní translaci

z	osa pohybu pro vertikální translaci
ZČU	Západočeská univerzita
ZF	zevní fixátor
Δl	prodloužení, změna celkové dislokace
α	rotace kolem osy x (extenze a flexe v sagitální rovině)
β	rotace kolem osy y (abdukce a addukce ve frontální rovině)
ε	relativní prodloužení
γ	rotace kolem osy z (zevní a vnitřní rotace v transverzální rovině)
ν	Poissonův poměr (při popisu biomechaniky), počet stupňů volnosti (ve statistických metodách)
σ	normálové napětí

Poděkování

Chtěl bych poděkovat svému školiteli **doc. MUDr. Tomáši Pavelkovi, Ph.D.** za odborné vedení a recenzi při vytváření této práce. Dále bych chtěl poděkovat přednostovi Kliniky ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí LF UK a FN Plzeň **prof. MUDr. Karlu Koudelovi, CSc.** za umožnění studia a za rady při formální úpravě práce. Chtěl bych vyzdvihnout spolupráci na biomechanické studii pod vedením **prof. Ing. Jiřího Křena, CSc., as. Ing. Magdaleny Jansové, Ph.D.** a **as. Ing. Libora Lobovského, Ph.D.**, dále spolupráci studentky FAV ZČU **Jany Hartlové** při analýze dat z měření na plastovém modelu. Nakonec bych chtěl poděkovat všem operatérům, kteří prováděli osteosyntézy u pacientů, jejichž data byla použita pro zpracování klinické části studie, tj. kromě mého školitele se jedná o (v abecedním pořadí): **MUDr. Jaroslava Belatku, doc. MUDr. Jiřího Matějku, Ph.D., MUDr. Milana Tomana, MUDr. Ilju Topinku, MUDr. Mgr. Drahomíru Weisovou a as. MUDr. Jaroslava Zemana, Ph.D.** Za finanční podporu výzkumu bych chtěl poděkovat **projektu NTIS ZČU v Plzni.**

Za laskavé zapůjčení CT a RTG dokumentace děkuji primáři Kliniky zobrazovacích metod LF UK a FN Plzeň **prof. MUDr. Jiřímu Ferdovi, Ph.D.** Mé díky patří také **Mgr. Janu Rendlovi** za pomoc při zpracování seznamu literatury, zejména při vyhledávání ISBN a ISSN.

This work was supported by the European Regional Development Fund (ERDF), project European Centre of Excellence, NTIS - New Technologies for Information Society, CZ.1.05/1.1.00/02.0090.

Úvod

Nestabilní poranění pánevního kruhu představují závažná traumata jak u dětských, tak u dospělých pacientů. Tato poranění se mohou vyskytovat izolovaně nebo častěji v rámci sdružených traumat či polytraumat. Při fyziologickém muskuloskeletálním systému je zapotřebí ke vzniku nestabilního traumatu pánve většinou **násilí vysoké energie** – k tomu dochází např. při autonehodách, pádech z výšky, při přírodních katastrofách apod. Pokud je však skelet pánevního kruhu oslaben v **důsledku patologického procesu** (jako je tomu při osteoporóze, při nádorovém postižení, při kostních dyspláziích, rozsáhlých zánětech aj.) mohou vznikat zlomeniny v oblasti pánve i **po minimálním násilí** (pád při běžné chůzi po rovině, přetáčení na lůžku atd.).

Závažnost poranění pánve spočívá především v současném **masivním až život ohrožujícím krvácení**. Situace se zhoršuje při nestabilitě pánevního kruhu, kdy dochází ke zvětšování objemu pánve, a dochází tak **ke zrušení efektu tamponády** a k pokračujícímu krvácení do retroperitonea.

Krvácení velmi znesnadňuje, až znemožňuje operační léčbu **metodou ORIF¹** při primární fázi ošetření. U pacientů s oběhovou nestabilitou je třeba dodržovat pravidla damage control surgery, a proto jsou klasické (invazivní) operace pánve možné až odloženě po stabilizaci celkového stavu pacienta (většinou po cca 5 až 7 dnech). V současnosti to však někteří autoři popírají a provádějí ORIF v akutním období (zatím však není k dispozici dostatek prospektivních longitudinálních studií, které by potvrdily výhody tohoto postupu).

Pro urgentní stabilizaci pánevního kruhu a omezení krevních ztrát lze využít zevní fixaci pomocí pánevní **C – svorky nebo pánevního zevního fixátoru (ZF)**, tyto ale **neumožňují dostatečnou fixaci pro mobilizaci pacienta**. I přes moderní léčebné postupy zůstává mortalita při nestabilním poranění pánevního kruhu vysoká (10 až 20 %), hlavní podíl má masivní krvácení, přidružená kraniocerebrální poranění, traumata hrudníku a břicha.

Klasické postupy otevřené repozice s vnitřní fixací (ORIF) vyžadují **extenzivní operační přístupy**, které mohou být komplikovány **poruchami hojení operační rány, poškozením nervů a cév a zvýšeným rizikem infekce**. Hlavní **nevýhodou ORIF je nutnost otevření pánevního retroperitoneálního hematomu**, přičemž se tím ruší efekt tamponády tohoto hematomu, a tudíž **je zvýšené riziko dalšího pánevního krvácení**.

Proto jsou vyvíjeny **méně invazivní metody, které ale umožní anatomickou repozici a fixaci**. Mezi miniinvazivní metody v současné době patří **zavřená repozice** pod skiagrafickou, CT, popř. laparoskopickou

¹ **ORIF** – open reduction and internal fixation – otevřená repozice a vnitřní fixace

kontrolou s **perkutánním zavedením** implantátů. Přejchod mezi miniinvazivním přístupem a ORIF poté představují osteosyntézy prováděné z limitovaného otevřeného přístupu.

Cíl práce

Cílem této práce je srovnání dvou miniinvazivních metod fixace nestabilních poranění zadního pánevního segmentu - jednak **stabilizace transiliakálním vnitřním fixátorem (TIFI)**, jednak **iliosakrálními šrouby (IS)**. Vzájemné srovnání bylo provedeno v následujících kategoriích: **klinické výsledky**, **radiologické výsledky** a **biomechanické vlastnosti** (tuhost fixace, napětí). Součástí klinického hodnocení je vzájemné srovnání komplikací a vhodných indikací, resp. kontraindikací pro daný způsob stabilizace.

1 Přehled historie miniinvazivního přístupu při léčbě poranění pánevního kruhu

V širším smyslu lze mezi miniinvazivní metodiky zařadit též metodu zevní fixace (ZF), která ve formě rámové konstrukce byla používána již v 70. letech 20. století u dospělých pacientů (*Karaharju et al. 1978 [71]*, *Riska 1979 [100]*, *Tile et al. 1980 [128]*, *Culeman et al. 2014 [19]*), o využití zevní fixace pánve v dětském věku se objevují zprávy až v 1. polovině 80. let 20. století (*Reff 1984 [98]*).

Metodika perkutánní fixace pánevního kruhu pomocí šroubů byla nejprve experimentálně testována na anatomických preparátech ve 2. polovině 80. let 20. století. Pro vyhodnocení umístění implantátu byly využívány jak skiografie, tak CT vyšetření (*Ebraheim et al. 1987 [33]*). Po provedení těchto pilotních studií začínají klinické studie ke konci 80. let a hlavně v průběhu 90. let 20. století.

1.1 Historie implantátů pro miniinvazivní vnitřní fixaci předního pánevního segmentu

1.1.1 Retrográdní intramedulární šroub („plazivý šroub“)

Retrográdní intramedulární šroub je implantát vhodný pro OS horního raménka kosti stydké. Při skiografické kontrole a při možnostech zavřené repozice se zavádí perkutánně. Biomechanické vlastnosti při zavedení do anatomických preparátů popsali v r. 1994 *Simonian et al. [117]*. Operační techniku a klinické výsledky s retrográdním intramedulárním šroubem přinesli *Rouff jr. et al. v r. 1995 [107]*. Později se vyvinuly i modifikace originálního postupu implantace (*Moscheiff et al. 2002 [89]*, *Akagi et al. 2002 [1]*). Plazivé šrouby lze s výhodou implantovat také za pomoci 2D RTG navigace (*Taller et al. 2011 [126]*). Kromě izolovaných šroubů lze použít i **spojení dvou šroubů dlahou v oblasti symfýzy** (*Taller et al. 2013 [30]*), které je vhodné pro miniinvazivní fixaci symfyzeolýzy, zejména u poranění typu B. Pokud je při symfyzeolýze přítomná výrazná rotační nestabilita zadního segmentu, je vhodné fixaci miniinvazivní dlahou ještě doplnit o 1 IS na poraněné straně [*30*]).

1.1.2 Subkutánní ventrální vnitřní fixátor (SVFI)

Je implantát zavedený do klinické praxe *Kuttnerem et al. v roce 2009 [75]*. Vhodný je pro symfyzeolýzu, pro transpubické poranění, zlomeniny ramének kosti stydké, pokud je možné dosáhnout zavřené repozice. Při této

metodě se zavádí dva šrouby do supraacetabulární oblasti kosti kyčelní, fixaci doplňuje příčník s ventrální angulací, jenž se aplikuje subkutánně.

1.1.3 Miniinvazivní dlaho pro přední segment (pelvic bridge)

Miniinvazivní perkutánně zaváděná dlaho pro přední pánevní segment (zvaná také pánevní můstek, pelvic bridge) byla poprvé představena *Hiestermanem et al.* v roce 2012 [47]. Pro zavedení se využívají bilaterální miniincize při spina iliaca anterior superior a centrální miniincize při symfýze. Dlaho se podvléká podkožím. Tato dlahová technika fixace předního segmentu je vhodná pro zlomeniny ramének a symfyzeolýzu, jestliže lze dosáhnout zavřenou repozicí dobré pozice.

1.1.4 Přední subkutánní pánevní vnitřní fixátor – SPIF

Přední subkutánní pánevní vnitřní fixátor (SPIF, anterior subcutaneous pelvic internal fixation) je metoda miniinvazivní fixace předního pánevního segmentu, která, obdobně jako transiliakální vnitřní fixátor, využívá polyaxiální šrouby a spojovací příčník. Polyaxiální šrouby jsou zaváděny bilaterálně do supraacetabulární oblasti kosti kyčelní za skiagrafické kontroly. Po zavřené repozici následuje spojení podkožně zavedeným příčníkem. Tuto techniku fixace včetně jejích rizik a komplikací popsali podrobně *Vaidya et al.* v roce 2012 [132]. Ve své studii uvedli vysoký výskyt léze n. cutaneus femoris lateralis po zavedení, ve většině případů se spontánní úpravou. SPIF popisuje také recentní studie *Scheyerera et al.* z roku 2014 [116].

1.2 Historie implantátů pro miniinvazivní vnitřní fixaci zadního pánevního segmentu

1.2.1 Iliosakrální šrouby (IS)

Iliosakrální šrouby jsou implantátem, který je vhodný pro fixaci v oblasti sakroiliakálního kloubu, při vertikálních zlomeninách křížové kosti (pokud není přítomen neurologický deficit), zejména v oblasti massa lateralis ossis sacri (tj. zlomeniny typu 1 dle Pohlemanna a Denise). Fixace jen 1 šroubem nemá dostatečnou rotační stabilitu, proto se využívají většinou 2 šrouby. Implantaci iliosakrálních šroubů popsali *Matta a Saucedo* v roce 1989 [84] a *Rouff jr. et al.* v letech 1993 [111] a 1995 [105]. Iliosakrální šrouby se zavádějí přes zadní část lopaty kyčelní do oblasti kosti křížové **ve výši S1**, méně často **do úrovně S2**. Výsledky zavedení IS do oblasti S2 popsali např. *Moed a Geer* v roce 2006 [90]. Pro implantaci iliosakrálních šroubů lze využít jak **supinační** polohy (Rouff et al. [106], [109]), tak **pronační** polohy (Matta,

Saucedo [84]). Obě polohy mají své výhody i nevýhody. Při **pronační poloze** se snáze provádí zavřená repozice, ale tato poloha je **obtížně použitelná při přidružených poraněních v oblasti hrudníku, břicha. Supinační polohu lze využít i u polytraumatizovaných** nemocných, zavřená repozice je ale obtížnější. Jako první by měla být v supinační poloze provedena fixace předního pánevního segmentu, aby se následně usnadnila repozice v zadním pánevním segmentu, což doporučuje *Ryšavý et al.* v roce 2010 [112]. Pokud nelze ani v jedné z uvedených poloh a ani při využití metody joystick² dosáhnout vyhovujícího postavení, je třeba přistoupit k otevřené repozici, tím se však ztrácí všechny výhody miniinvazivního přístupu [112].

Matta a Saucedo 1989 [84] využívali nejdříve otevřené repozice. Následně se iliosakrální šrouby zaváděly pod skiagrafickou kontrolou (vchodová, východová a precizní laterální projekce), metodiku peroperační skiografie popsal detailně již *Rouff jr. et al.* [106], [108], [109]. Dále lze iliosakrální šrouby zavádět za kontroly CT, které detailně zobrazí prostorově oblast S1 a S2. Při CT rekonstrukcích lze pečlivě naplánovat kanál, kudy bude procházet transiliakální šroub. Preklinické studie s CT asistovaným zaváděním iliosakrálních šroubů prováděl již *Tonetti et al.* v roce 1998 [129], který jako model využíval anatomické preparáty. V témže roce publikovali své výsledky s anatomickým modelem pro implantaci iliosakrálních šroubů též *Barrick et al.* [6].

V ČR popisují své klinické zkušenosti se zaváděním iliosakrálních šroubů za kontroly CT *Taller et al.* v roce 2003 [127]. Další zprávy o využití CT a zapojení radiologů do terapeutického procesu při implantaci iliosakrálních šroubů přinesli *Chmelová et al.* v roce 2005 [68].

V zahraničí o využití CT kontroly při implantaci referují např. *Takao et al.* 2014 [124], *Sciulli et al.* 2007 [115], *Day et al.* 2007 [23], *Iguchi et al.* 2009 [69], *Hong et al.* 2010 [48], *Tsukushi et al.* 2003 [131], *Ebraheim et al.* 1994 [32], *Duwelius et al.* 1992 [27] nebo *Nelson et al.* 1991 [91]. Hlavní výhodou implantace pod CT kontrolou je možnost přesného zavedení iliosakrálních šroubů, snižuje se tak riziko neurovaskulárních poranění. Hlavní nevýhodou je vyšší radiační zátěž jak pro pacienta, tak pro ošetřující personál ve srovnání s klasickou 2D skiagrafií.

Řada autorů se proto v průběhu vývoje implantace iliosakrálních šroubů snažila o provedení vhodných projekcí při klasické 2D skiagrafii, popř. nověji též při 3D skiagrafii, jejichž úkolem by byla správná identifikace bezpečné zóny v oblasti S1 nebo S2, kam se zavádí šrouby. Obdobně jako při CT byla i u klasické skiografie vyvinuta počítačová navigace.

² **Joystick** je metoda zavřené repozice, kdy jsou do oblasti v okolí zlomeniny vhodně umístěny Steinmannovy hřebíky a pomocí těchto hřebíků se provádí repozice zlomeniny nebo dislokace v SI kloubech. Kromě Steinmannových hřebíků lze využít i repozici s využitím zevního fixátoru, pokud byl předtím naložen. Tuto metodu lze využít i v oblasti předního pánevního segmentu. (Nejčastěji se však joystick využívá v oblasti diafýz dlouhých kostí končetin.)

Preklinické zkušenosti na anatomických modelech při zavádění iliosakrálních šroubů s počítačovou navigací přináší již v r. 2003 *Antekeier et al.* [3]. Využívali při tom simultánní zobrazení ve třech projekcích (AP, vchodové a východové). První klinické zkušenosti s navigovanou implantací zveřejňuje ve své studii *Smith et al.* 2006 [118], v závěru poukazuje na tehdejší ne zcela dokonalé registrační zařízení, které bylo využito pro navigaci.

Vzájemné porovnání doby expozice, přesnosti zavedení a komplikací při zavádění za 2D, 3D skiagrafické a za CT kontroly přinesl v modelové studii *Briem et al.* 2006 [14]. Poukázal zde na fakt, že jen využití **3D skiagrafické navigace** může přinést přesnější zavedení iliosakrálních šroubů než klasické zavedení pod skiagrafickou kontrolou bez použití navigace.

Zwingmann et al. v roce 2009 [140] uvedli, že operační doba při zavádění iliosakrálních šroubů při navigaci a bez navigace je obdobná, radiační expozice je však u navigované implantace významně nižší. Zároveň je výhodné využití 3D skiografie pro bezpečnější implantaci. Stejný autor provádí podobné srovnání výsledků implantací iliosakrálních šroubů i v r. 2010 [141], kdy opět prokazuje výhody **3D skiagrafické navigace**.

Své zkušenosti s navigací při použití 2D skiografie uvádějí *Gras et al.* v roce 2010 [42]. Zdůrazňuje výhody navigovaných operací a zároveň upozorňuje na obtíže při navigovaném zavádění iliosakrálních šroubů při oboustranném poranění zadního pánevního segmentu (typu B3 s výraznou rotační složkou, typu C3).

Grossterlinden et al. 2010 [43] analyzovali okolnosti, které mohou vést ke špatné pozici zavedeného šroubu. Opět vyzdvihuje navigované metody implantace a také poukazuje na nutnost klinické zkušenosti s touto metodou pro její bezpečné využití.

Výsledky při použití peroperační 3D skiografie přináší též *Beck et al.* v roce 2010 [7]. Kromě zkrácení operační doby ukazuje také na lepší možnost zobrazení implantovaného šroubu než při klasické 2D skiografii. Jako hlavní nevýhodu 3D skiografie popisuje omezenou oblast vyšetřování (nelze zobrazit celý pánevní kruh, zobrazí se jen oblast, do které se zavádí implantát). Pro přesné zobrazení je tak zapotřebí správná fokusace 3D skiagrafického přístroje.

Perkutánní miniinvazivní technika implantace iliosakrálních šroubů umožňuje jak použití při **odložené definitivní vnitřní fixaci** (tj. po stabilizaci celkového stavu pacienta), tak zavedení v urgentní fázi ošetření v rámci časné definitivní vnitřní fixace (dle pravidel pánevní DCS³). Superioritu perkutánní fixace IS ve srovnání s konzervativním způsobem léčby prokázali např. *Chen et al.* v roce 2013 [63].

³ **Pánevní DCS** – damage control surgery – postup operačního řešení s cílem stabilizovat celkový stav pacienta.

Gardner a Chip Routt jr. v roce 2010 [37] využili perkutánního iliosakrálního šroubu i v **rámci iniciální resuscitační péče**, kdy tak nahradili C-svorku nebo pánevní zevní fixátor (ZF).

O implantaci pod klasickou skiagrafickou kontrolou do oblasti S1 a S2 a o možných komplikacích při využití této metody psali v r. 2010 *Osterhoff et al.* [92]. Potvrdili nízké riziko následného krvácení při perkutánní technice zavedení a bezpečnost zavedení i do oblasti segmentu S2.

O klasické skiografii při implantaci do S1 referovali též *Gänsslen et al.* v roce 2006 [38], v jejich studii byly analyzovány výsledky při osteosyntéze poranění pánevního kruhu typu C, kdy bylo možné provést zavřenou repozici.

Kromě výše zmíněných metod navigace lze implantaci iliosakrálních šroubů provést i navigací s využitím **termoplastické membrány a předoperačního CT** (CATMN, computer-assisted thermoplastic membrane navigation). Tuto metodiku, která se mimo jiné využívá při cílení radioterapie, popsali při perkutánní stabilizaci zadního pánevního segmentu *Zheng et al.* v roce 2012 [137]. Při využití tohoto typu navigace uvedli významné snížení operační doby a zmenšení peroperačních krevních ztrát.

Novou techniku implantace IS popsali také *Chen et al.* v roce 2012 [61]. Ve své studii využili **3D plastové šablony**, které byly zhotoveny individuálně podle 3D CT rekonstrukcí zadní části lopaty kosti kyčelní (personalized image-based templates). Tyto šablony významně nejen zlepšují přesnost implantace, ale zároveň vykazují nižší radiační zátěž a kratší operační dobu. Pro zavedení šablon je vyžadována miniincize o velikosti do 5 cm, což je poněkud více než při jiných navigovaných metodikách. Díky času, který je nezbytný pro přípravu šablon, není tato technika implantace vhodná pro urgentní zavádění IS, implantace byla prováděna v pronační poloze.

Výhodou použití navigačních metod na základě předoperačního CT (CATMN a 3D plastové šablony) je **nižší radiační zátěž** ve srovnání s intraoperačním CT vyš. (kdy je pacient CT vyš. vystaven jak při vstupním vyšetření, tak během zavádění implantátů). Nevýhodou je naopak nutnost provedení vstupního CT vyš. již s termoplastickou membránou (popř. rámem pro navigaci), což zatím, stejně jako v případě použití 3D plastových šablon, znemožňuje použití pro urgentní implantaci IS.

Většina studií tak vyzdvihuje možnost perkutánní aplikace. Navigované metody nejsou zatím díky nižší dostupnosti příliš rozšířené. U všech metod implantace iliosakrálních šroubů však platí, že **je třeba dostatečného výcviku pro úspěšné zavedení tohoto implantátu** a omezení možných neurovaskulárních poranění na minimum. Pro zácvek implantace se využívají zvířecí modely, anatomické preparáty a také počítačové simulátory, které navíc umožňují kvantitativní zhodnocení pozice šroubu. Postup při výcviku implantace iliosakrálních šroubů popsal a detailně analyzoval *Tonetti et al.*

v roce 2009 [130]. Poukázal na užitečnost pánevního trenažeru a zlepšení výsledků implantace po absolvování výcviku na trenažeru.

1.2.2 Svorníky

Svorníky, též nazývané sakrální nebo iliosakrální tyče, patří mezi implantáty, které jsou v současnosti využívány minimálně kvůli nižší dostupnosti na trhu a kvůli nižší biomechanické stabilitě. V ČR zkušenosti se svorníky popisují opět *Taller et al.* v roce 2003 [127].

V zahraničí preklinickou biomechanickou studii přinesli v r. 1991 *Stocks et al.* [121]. Téhož roku analyzovali *Ebraheim et al.* [31] anatomické poměry v oblasti zadní části kyčelní kosti s ohledem na vhodné místo implantace svorníků, ve své studii poukazují na individuální odlišnosti v oblasti hřebene kosti kyčelní. Optimálním místem pro implantaci svorníků je dle této studie **zadní část lopaty kyčelní v úrovni skloubení L5/S1**. Studie přináší též teoretické podklady pro pozdější perkutánní aplikaci.

Klinické zkušenosti se svorníky publikovali v r. 1996 *Mosheiff et al.* [90]. Oboustranné poranění typu C (C3) je dle této studie jasnou kontraindikací pro samostatné použití svorníků. Komparační biomechanickou studii, která porovnávala iliosakrální šrouby, svorníky a pánevní dlahy, vypracovali na počítačovém modelu *Culemann et al.* v roce 2000 [20]. U svorníků pozorovali možnost kraniální a zadní komprese v oblasti lomné linie. Obdobné srovnání prováděli též *Yinger et al.* v roce 2003 [137], pro měření však využívali kompozitní plastové modely pánve. *Atlihan et al.* v roce 2004 [4] podrobně zkoumali variace v anatomii zadního okraje hřebene kosti kyčelní. Pro analýzu využili anatomické preparáty. Nedoporučují implantaci svorníků kaudálně od spina iliaca posterior superior.

Svorníky, jako jednu z možností osteosyntézy pánevního kruhu, popisuje také studie *Chiu et al.* z roku 2004 [65]. Nejčastější komplikací po zavedení svorníků byla perzistující bolest v oblasti zadního pánevního segmentu, která se vyskytla u 26 % pacientů sledovaného souboru. Uspokojivých výsledků bylo dosaženo jen v cca 65 %.

Svorníky tak v současnosti představují spíše okrajový typ osteosyntézy zadního pánevního segmentu, který je při samostatném použití vhodný jen pro jednostranné poranění v SI kloubu nebo jednostranné zlomeniny kosti křížové bez přítomnosti neurologického deficitu.

Rizikem při aplikaci svorníků je **možnost nadměrné komprese v oblasti lomných linií kosti křížové**, v důsledku toho tak možnost vzniku neurologické léze v oblasti sakrálního plexu. Svorníky jsou kontraindikovány při zlomeninách **křížové kosti v centrální a transforaminální oblasti** (tj. typy II a III dle Pohlemanna i dle Denise). **Zvýšená komprese** svorníků se může využít **při léčbě pakloubů** kosti křížové (*Taller et al.* 2011[125]).

Přestože ve většině případů se **2 svorníky zavádějí do zadní poloviny lopaty kosti kyčelní** dorzálně od SI kloubu, *Mehlingová et al.* v roce 2011 [86] popisují použití **jen 1 svorníku**, zavedeného **přes oba SI klouby** a obě lopaty kyčelní (tato modifikace je někdy nazývaná jako transsokrální tyč, resp. transiliosakroiliakální tyč). Ve svém souboru používala transiliosakrálně zavedený svorník pro stabilizaci osteoporotických zlomenin kosti křížové.

2 svorníky, které byly zaváděny také přes oba SI klouby, použili např. *Vanderschot et al.* v letech 1999 [134] a 2001 [133].

1.2.3 Transiliakální vnitřní fixátor (TIFI)

Transiliakální vnitřní fixátor (TIFI, transiliacal internal fixator) představuje další implantát vhodný pro miniinvazivní osteosyntézu zadního pánevního segmentu. Konstrukce TIFI se skládá ze dvou polyaxiálních **šroubů a příčnicku**. Typy šroubů se liší dle zvyklostí jednotlivých pracovišť, využívají se např. šrouby Legacy®, USS®, Colorado®, Coral ® aj. (tyto šrouby mají mimo jiné uplatnění např. při osteosyntéze zlomenin obratlů hrudní a bederní páteře). Autory první publikace, která se zabývá popisem operačního postupu a klinickými výsledky při TIFI, jsou *Füchtmeier et al.* v roce 2004 [37]. V původní studii byly použity šrouby USS®. Indikací pro implantaci TIFI jsou **jednostranné zlomeniny kosti křížové**, zejména pro typy Pohlemann I a II, **jednostranné dislokace v oblasti sakroiliakálního kloubu**. Relativní indikaci představují bilaterální poranění typu C bez poranění zadní plochy lopaty kyčelní, neboť bez doplnění další fixací je zde při TIFI dosaženo nízké biomechanické stability.

Kontraindikací jsou zlomeniny v oblasti zadní plochy lopaty kyčelní, tj. v místech pro zavedení šroubů, **poranění s neurologickým deficitem** při využití miniinvazivního přístupu. Dále **těžké měkkotkáňové poranění** v gluteální krajině, **při otevřených zlomeninách Jones III**, **bilaterální zlomeniny kosti křížové** (Pohlemann IV) bez doplnění další fixací (např. využití TIFI a iliosakrálních šroubů, TIFI a spinopelvické fixace). Stejně jako pro předchozí typy fixace je **kontraindikací také stabilní poranění pánevního kruhu**.

Při TIFI se **šrouby** zavádějí v pronační poloze do oblasti zadní plochy lopaty kyčelní v úrovni **při spina iliaca posterior superior**. Šrouby mají probíhat paralelně s linea glutea posterior a je třeba co nejvíce plochého zavedení (do úhlu 30°), aby následně šrouby nepůsobily iritaci v podkoží. Po zavedení obou šroubů se zavádí **subfasciálně příčnick**. Po dosažení správného postavení při skiagrafické kontrole v AP, inlet a outlet projekci se montáž TIFI zabezpečí dotažením hlavic obou šroubů.

Mezi výhody TIFI patří **nízké riziko neurovaskulárního poranění** vzhledem k zavedení v oblasti mimo kost křížovou, dále relativně **krátká**

operační doba a možnost zavedení i v akutní fázi poranění (obdobně jako u iliosakrálních šroubů).

Mezi **nevýhody patří nemožnost** použití při zlomeninách v **oblasti zadní plochy lopaty kyčelní** při poraněních typu C (tj. 61-C1.1, C2.1, C3.1 a C3.2 dle AO klasifikace). Jistou nevýhodou představuje též **pronační poloha** při implantaci TIFI, neboť tato poloha je jen s obtížemi použitelná u polytraumatizovaných pacientů při současném poranění v oblasti hrudníku nebo břicha. Při polytraumatu je nutné postupovat dle pravidel **pánevní DCS**, a v případě nutnosti tak využít pronační polohu až po předchozí terapii poranění hrudníku a břicha a dosažení stabilizace celkového stavu s ohledem na tato přidružená poranění.

Transiliakální vnitřní fixátor (TIFI) představuje vhodný typ implantátu pro miniinvazivní stabilizaci zadního pánevního segmentu (*Dienstknecht et al. 2011 [24], [25]*).

Kromě spojení polyaxiálních šroubů pomocí příčnicku lze také použít **dlahu pro pedikulární šrouby** (PSP – pedicle screw-plate system). Tuto techniku popsali *Sa-Ngasoongsong et al. 2014*, kteří tuto modifikaci doporučují pro stabilizaci i u pediatrických pacientů [113]. Vzhledem k použití LCP dlahy pro spojení šroubů doporučují umístění vstupů polyaxiálních šroubů cca 1 cm kaudálně od spina iliaca posterior superior kvůli snížení rizika prominence implantátů.

1.2.4 Perkutánní LCP dlahy pro osteosyntézu zadního pánevního segmentu

Miniinvazivní perkutánní techniku implantace LCP dlahy při OS zadního segmentu popsali *Hao et al.* v roce 2009 [45]. Recentně o využití transiliakální LCP dlahy píše také *Kobbe et al.* v roce 2011 [74].

Implantace se provádí v pronační, příp. méně často v semidekubitální poloze (poraněná strana je vypodložena a rotována o cca 40° až 50°). Na straně léze se provede incize cca 6-8 cm v oblasti zadní části hřebene kosti kyčelní, na kontralaterální straně, pokud zde není poranění, se inciduje kůže v rozsahu 4-6 cm. Při bilaterálním poranění zadního segmentu jsou obě incize o velikosti 6-8 cm. Posléze následuje tupá preparace až k periostu. Pokračuje se zavřenou repozicí – autor k tomu využívá trakce za DK (při vertikální nestabilitě), komprese lopat kyčelních (při poranění typu otevřené knihy), distrakce lopat kyčelních (při poranění z laterální komprese). Postavení úlomků dosažené repozicí se fixuje pomocí LCP dlahy, obvykle 10 až 12děrové a typu LCP 4,5. Dlahy se mezi incizemi podvléká pod fascií (pokud je fascie tuhá, doplňuje se drobná incize při linea mediana posterior k usnadnění provlečení dlahy). Na poraněné straně se nejdříve zaváděl 1 kompresní šroub a poté nejčastěji 2 úhlově stabilní šrouby. Postavení

po repozici a po naložení LCP dlahy bylo kontrolováno na peroperačním skiagramu, a to v předozadní, vchodové a východové projekci.

Perkutánně implantovaná LCP dlahy pro zadní pánevní segment tak představuje nový typ osteosyntézy pánevního kruhu vhodný **pro poranění v oblasti SI kloubu, křížové kosti** (pokud není přítomen neurologický deficit) a **pro některé typy zlomenin zadní plochy lopaty kyčelní** – a to v případě, že je možné miniinvazivně zavést plazivý šroub. Kontraindikována (při miniinvazivním přístupu) je při vyjádřeném neurologickém deficitu a při **kominutivních zlomeninách v oblasti zadní plochy lopaty kosti kyčelní** a u **transverzální sakrální zlomeniny**. Indikace a kontraindikace jsou tak obdobné jako v případě transiliakálního vnitřního fixátoru (TIFI).

Mezi výhody této LCP dlahy patří, stejně jako u TIFI, nízké riziko neurovaskulárního poranění. Toto riziko lze dále snížit při použití **šroubů pro monokortikální fixaci**. Mezi hlavní nevýhody patří relativně vyšší cena implantátů a možnost iritace v podkoží, zejména u astenických pacientů.

Vzájemné srovnání perkutánně zaváděné transiliakální dlahy a iliosakrálních šroubů provedli např. *Chen et al.* v roce 2012 [62]. Ve své studii uvedli dobré klinické výsledky u obou metod (srovnání pomocí Majeedova skóre), dále kratší operační dobu a nižší radiační zátěž v případě transiliakální dlahy. Naopak u iliosakrálních šroubů byla menší velikost nutné incize a nižší krevní ztráty ve srovnání s transiliakální dlahou.

Biomechaniku transiliakální dlahy studovali *Bodzay et al.* 2012 [10], stabilita této dlahy je srovnatelná s fixací dvěma pánevními rekonstrukčními dlahami z předního přístupu.

Modifikaci transiliakální dlahy představili *Chen et al.* 2013 [64]. Jejich dlahy **umožňuje nastavení střední části pomocí válcové části se závitem**, čímž lze pomocí dlahy provést nejen kompresi lomné linie, ale i distrakci lomné linie (výhodné u poranění s kompresí foramin kosti křížové). Výhodné je i preformování laterálních okrajů dlahy do tvaru písmene Z, které usnadňuje implantaci dlahy v oblasti zadní plochy lopaty kosti kyčelní. Ve své biomechanické studii popsali vyšší biomechanickou stabilitu nastavitelné transiliakální dlahy ve srovnání se standardní LCP, popř. DCP transiliakální dlahou.

1.3 Kirschnerovy dráty, K dráty

Jsou dlouhodobě prověřeným implantátem, vhodným též pro využití při miniinvazivní osteosyntéze pánevního kruhu. Autorem K drátů je Martin Kirschner (1879-1942), který přinesl zprávy o těchto implantátech již v r. 1909. Přehledně o historii a současném využití K drátů pojednávají např. *Franssen et al.* v roce 2010 [36], dále *Bumbasirević et al.* v roce 2009 [15].

Používají se jednak pro předvrtávání (např. pro kanylované iliosakrální šrouby), jednak pro osteosyntézu, především v dětském věku (např. dislokované zlomeniny lopaty kosti kyčelní 61-A2.1). Výhodou je nízká cena, možnost perkutánního zavedení. Nevýhodou je nemožnost komprese, riziko migrace K drátů, nižší rotační stabilita, možnost vzniku osteonekrózy podél vrtného kanálu [36]. Jejich další využití je při skeletální trakci, kterou lze někdy využít pro repozici. O užití K drátů při poranění pánevního kruhu psali např. *Sarkar et al.* v roce 1976 [114], ve své publikaci se zaměřili na skeletální trakci prostřednictvím K drátů v oblasti hřebene kosti kyčelní.

V současné době však v oblasti pánve převažuje využití K drátů v ortopedických indikacích, zejména při transfixaci při osteotomiích pánve v dětském věku. Příkladem tohoto využití je aplikace 5-6 K drátů ve tvaru indiánského stanu tee-pee pro zajištění vhodného postavení při Salterově pánevní osteotomii, přehledně to popisují např. *Pekmezci et al.* v roce 2007 [94].

Z českých autorů pojednává o využití K drátů při osteosyntéze kosti křížové v dětském věku např. *Džupa et al.* v roce 2005 [29], v této publikaci však bylo použito ORIF metodiky osteosyntézy (vzhledem k selhání pokusu o zavřenou repozici). (Zavřenou repozici a fixaci K dráty v oblasti kosti křížové popsali již v r. 1996 *Rouff jr. et al.* [105]).

1.4 Miniinvazivní implantace spinopelvickej fixace

Miniinvazivní implantaci spinopelvickej fixace popsali poprvé *Hong et al.* v roce 2012 [138]. Do pediklů L4 a L5 a do obou lopat kosti kyčelní byly zavedeny šrouby z miniincizí, následně byly subkutánně provlečeny spojovací tyče a po RTG kontrole dokončena fixace. Metoda je doporučena pro kominutivní **zlomeniny kosti křížové bez neurologického deficitu**. Výhodné je snížení krevních ztrát a radiační zátěže. V případě neurologického deficitu je možné provedení dekomprese nervových kořenů z rozšíření incize. **Nezbytností implantace je pronační poloha**, která je zároveň hlavní nevýhodou miniinvazivně zavedené spinopelvickej fixace.

2 Základní anatomie zadního pánevního segmentu

2.1 Skelet zadního pánevního segmentu

Do oblasti zadního pánevního segmentu patří **zadní okraj lopaty kosti kyčelní, kost sedací, sakroiliakální (křížokyčelní) klouby, kost křížová a kostrč** [30], [66].

2.1.1 Kost kyčelní – os ilium

Kost kyčelní lze rozdělit na tělo (**corpus ossis ilii**) a lopatu (**ala ossis ilii**). Tělo kosti kyčelní vytváří strop acetabula, v přední části se spojuje s horním raménkem kosti stydké, v zadní části se k němu připojuje tělo kosti sedací. **Corpus ossis ilii** se tak podílí na stavbě obou pilířů acetabula (tj. iliopubického i ilioischadického) [30].

Lopata kosti kyčelní vybíhá z těla v jeho kraniální části. Horní okraj lopaty vytváří **hřeben kosti kyčelní (crista iliaca)** [30]. V crista iliaca lze dále rozlišit 3 oblasti: 1. labium externum, 2. linea intermedia a 3. labium internum. Při zevním okraji je dále tuberculum iliacum (Waldeyeri), část lopaty dorzálně od tuberculum iliacum náleží k zadnímu pánevnímu segmentu. Při tuberculum iliacum, na laterální ploše, začíná střední část m. gluteus medius (pro abdukci v kyčelním kloubu). Laterálně lze na lopatě kosti kyčelní rozlišit **3 gluteální linie** (linea glutea posterior, linea glutea anterior, linea glutea inferior) – pro začátky gluteálních svalů [56]. Nad acetabulem probíhá **sulcus supraacetabularis** (od probíhajícího začátku caput reflexum m. recti femoris) [30].

Při zadním okraji lopaty kyčelní jsou 2 trny – **spina iliaca posterior superior** (kraniálně) a **spina iliaca posterior inferior** (kaudálně). **Spina iliaca posterior superior** slouží k orientaci při zavádění šroubů TIFI, implantaci svorníků, pomocí palpce **spina iliaca anterior superior** se vyhledává vhodné místo pro naložení C-svorčky aj.

Při pohledu na **facies pelvina** kyčelní kosti, tj. při vnitřním pohledu, lze v oblasti kosti kyčelní nalézt kyčelní jámu – **fossa iliaca**, kde je začátek m. iliacus. V dorzomediální části kyčelní kosti lze rozlišit kloubní plochu pro **articulatio sacroiliaca** – **facies auricularis**, pro spojení s kostí křížovou. Dorzálně přilehlá plocha tvoří **facies sacropelvina**, v její kaudální části, v oblasti nad spina iliaca posterior superior, vybíhá tato plocha v drsnatinu – **tuberositas iliaca** (pro připojení lig. sacroiliacum interosseum a posterius) [21], [30], [56].

2.1.2 Kost sedací – os ischii

Kost sedací lze rozdělit na rameno – **ramus ossis ischii** a tělo – **corpus ossis ischii** [56]. Ramus ossis ischii se spolu s dolním raménkem podílí na kaudálním ohraničení foramen obturatorium. Ve své zadní části je rozšířen do sedacího hrbolu – **tuber ischiadicum**, na který se upíná lig. sacrotuberale a dále zde leží svalové začátky (pro zadní svaly stehna, m. gemellus inferior, m. quadratus femoris, m. transversus perinei superficialis).

Tělo kosti sedací (corpus ossis ischii), které se dorzokraniálně připojuje k ramus ossis ischii, se spolupodílí na výstavbě acetabula – a to v jeho dorzokaudální části. Kraniálně se tělo sedací kosti spojuje s kostí kyčelní, ventrálně je spojeno s horním raménkem kosti stydké. V dorzální části, přibližně v úrovni dolního okraje acetabula, vybíhá na corpus ossis ischii kostěný trn – **spina ischiadica**. Spina ischiadica je místem úponu ligamentum sacrospinale, na kterém začíná m. ischiococcygeus, dále zde leží začátek m. gemellus superior [30]. Spina ischiadica zároveň utváří dělicí bod mezi oběma ischiadickými incisurami (tj. mezi **incisura ischiadica minor**, která leží kaudálně, a **incisura ischiadica major**, která probíhá kraniálně směrem ke kosti kyčelní).

2.1.3 Kost křížová – os sacrum

Kost křížová utváří centrální část zadního pánevního segmentu, která spojuje obě kosti pánevní prostřednictvím křížokyčelních (SI) kloubů. Na kosti křížové lze rozlišit **partes laterales ossis sacri** (analogie žeber), zvaná též **massa lateralis ossis sacri** nebo **ala ossis sacri** [21]. Na křížové kosti jsou dvě plochy – ventrálně a směrem k pánevním orgánům přivrácená je **facies pelvina**, dorzálně (směrem do gluteální oblasti) poté **facies posterior** (seu dorsalis). Ve své kraniální části vytváří kost křížová bázi – **basis**, kde se připojuje 5. bederní obratel. Přední část báze vystupuje poněkud ventrálně a tvoří tak **promontorium**, které je součástí hranice mezi velkou a malou páňví.

Kaudální okraj kosti křížové – **apex** – slouží k připojení kostrče v sakrokokcygeální junkci. Při frontálním pohledu a též na transverzálních řezech lze rozlišit na kosti křížové 3 vertikální zóny – **I transalární** (tj. laterální oblast, zahrnuje ala ossis sacri), **II transforaminální** (střední 1/3, jsou zde výstupy pro míšní nervy sakrálních segmentů S1 až S4), **III centrální** (část těla při střední čáře). Uvedené zóny pak slouží ke klasifikaci zlomenin křížové kosti (dle Pohlemanna a dle Denise), kdy se zvyšujícím se stupněm roste pravděpodobnost výskytu neurologického poranění [30], [66].

V transalární zóně také leží kloubní plocha – **facies auricularis** – pro sakroiliakální (SI) kloub. Při dorzomediálním okraji se nachází drsnatina – **tuberositas sacralis** – pro připojení SI vazů (lig. sacroiliacum interosseum et posterius) [21].

Na zadní ploše křížové kosti lze dále nalézt 3 vyvýšené hřebeny – **crista sacralis mediana** (leží ve střední čáře, analogie trnových výběžků), **crista sacralis intermedia** (mezi crista sacralis mediana a mediálním okrajem foramin, analogie kloubních výběžků) a **crista sacralis lateralis** (v blízkosti laterálního okraje foramin, odpovídá příčným (žeberním) výběžkům obratlů). V oblasti foramin (foramina sacralia posteriora seu dorsalia) vystupují zadní větve míšních nervů (rr. posteriores nn. sacralium) ze segmentů S1 až S4. Poslední sakrální nerv (S5), spolu s kokcygeálním nervem (Co) mají svůj výstup v **hiatus sacralis** při kaudálním okraji těla sakra, jedná se tedy o výstup z canalis sacralis. Při hiátu jsou dva kostěné rohy – **cornua sacralia**, pro připojení s kostrčí (os coccygis) [56].

Na přední ploše lze též nalézt otvory pro výstupy míšních nervů S1 až S4, tentokrát pro jejich přední větve (rami anteriores nn. sacralium), nazývají se **foramina sacralia anteriora** [56]. Dále lze zde rozlišit příčně probíhající lineae transversae, které probíhají v místě synostózy jednotlivých sakrálních segmentů.

2.1.4 Kostrč – os coccygis

Kostrč vzniká synostózou 4 až 5 kostrčních obratlů (vertebrae coccygae). Ve své kraniální části se spojuje s cornua sacralia při apexu kosti křížové, pro spojení slouží kostěné rohy kostrče – **cornua coccygea**. Laterálně pak vybíhají příčné výběžky – **processus transversi** [56].

2.2 Spojení v oblasti zadního pánevního segmentu

Spojení zadního segmentu zahrnují jednak **párové křížokyčelní klouby** (**art. sacroiliaceae, SI**), jednak ligamentózní spoje s dolní bederní páteří (od L4, L5, **ligamentum iliolumbale**), laterálně **ligamentum sacrospinale** a kaudálně **ligamentum sacrotuberosum**. Spojení kosti křížové a kostrče je umožněno **sakrokocygeálním skloubením**.

2.2.1 Křížokyčelní kloub – articulatio sacroiliaca

Sakroiliakální (sakroiliacké) klouby (SI) vytváří spojení mezi kloubní plochou kosti křížové (**facies auricularis ossis sacri**) a kosti kyčelní (**facies auricularis ossis ilii**). Kloubní plochy jsou na povrchu kryté vazivovou chrupavkou, v hloubce se poté vyskytuje hyalinní chrupavka. Facies

auricularis zasahuje **na kosti křížové od segmentů S1 po S3**, variabilně až k S4 [21]. Jako párový kloub vytváří významné spojení zadního pánevního segmentu a podílí se **hlavní měrou na stabilitě pánevního kruhu** (při izolovaném traumatu předního pánevního segmentu jsou intaktní SI klouby schopné udržet stabilitu celého pánevního kruhu). Pro stabilitu kloubu mají zásadní význam **sakroiliakální vazy**. Ligamenta sacroiliaca lze rozdělit do 3 skupin dle polohy v AP pořadí. Jedná se o přední sakroiliakální vazy (**ligg. sacroiliaca anteriora**), mezikostní SI vazy (**ligg. sacroiliaca interossea**) a zadní SI vazy (**ligg. sacroiliaca posteriora**). Dle *Eichenseera et al.* 2011 [34] se při pohybech v kloubu **největší zatížení** (a biomechanické napětí) týká oblasti **lig. sacroiliacum interosseum**.

Lig. sacroiliacum anterius vytváří soubor silných vazivových vláken před přední plochou kloubního pouzdra. **Lig. sacroiliacum interosseum** probíhá od tuberositas sacralis na kosti křížové na tuberositas iliaca na kosti kyčelní. Tvoří jej příčně orientovaná vlákna, která probíhají ve vazivovém pouzdru. **Lig. sacroiliacum posterius** leží za kloubním pouzdrům vzadu, je rozepjato též mezi tuberositas sacralis a tuberositas iliaca.

Zpevnění kraniální části SI kloubu zajišťuje **lig. iliolumbale** (bederněkyčelní vaz). Lig. iliolumbale běží od zadního okraje hřebene kosti kyčelní k processus costales bederních obratlů L4 a L5. Zejména při vertikálně působícím násilí mohou být poraněny tyto vazy, popř. dochází ke **zlomeninám processus costales** (příčných výběžků) bederních obratlů L4 a L5. Při nálezu poranění v oblasti příčných výběžků obratlů L4 a L5 je tak třeba vyloučit lézi též v oblasti zadního pánevního segmentu (*Chmelová et al.* 2011[67], *Džupa et al.* 2013 [30]).

Osa pohybu SI kloubů stojí ve **výši obratle S2**, jsou zde možné kývavé, předozadní pohyby malého rozsahu. Při chůzi se podílejí na správném postavení pánve a bederní páteře, mají význam pro sklon pánve.

V období gravidity, zejména v době 3. trimestru, jsou vazy SI kloubu, podobně jako u symfýzy, prosáklé a částečně rozvolněné, aby byl umožněn průchod hlavičky plodu pánví [21].

2.2.2 Ligamentum sacrospinale a ligamentum sacrotuberale

Obě tato ligamenta se účastní na biomechanické stabilitě SI kloubů, zejména při působení předozadního násilí. **Lig. sacrospinale** (křížotrtnový vaz) probíhá laterálně od dolní poloviny kosti křížové a horní části kostrče směrem na **spina ischiadica** (trn kosti sedací). Tento vaz má tvar vějíře, po jeho přední ploše probíhají svalová vlákna m. coccygeus.

Ligamentum sacrotuberale (křížohrbolový vaz) sbíhá kaudálně od kosti křížové a kostrče na **tuber ischiadicum**. Lig. sacrotuberale se nachází dorzálně od lig. sacrospinale. Oba vazy se podílejí na ohraničení

foramen ischiadicum majus (leží při incisura ischiadica major) a **foramen ischiadicum minus** (který obě ligamenta doplňují při incisura ischiadica minor).

Klinický význam mají opět **avulzní zlomeniny** při úponech těchto vazů, zejména na spina ischiadica a při laterokaudálním okraji kosti křížové, neboť tyto zlomeniny zvyšují pravděpodobnost nestabilního poranění v oblasti zadního pánevního segmentu [30].

2.2.3 Sakrokokcygeální junkce

Sakrokokcygeální junkce je spojení kostrče a kosti křížové tvořené sychondrózou mezi obratli S5 a Co1. Spojení zpevňuje **ligamentum sacrococcygeum anterius** na přední ploše skloubení, vzadu jsou dva vazy – **ligamentum sacrococcygeum posterius superficiale**, které leží povrchově, a **ligamentum sacrococcygeum posterius profundum**, ležící v hloubce. Laterálně mezi dolním okrajem kosti křížové a kostrči probíhá lig. sacrococcygeum laterale. **Spojení v oblasti cornu sacrale a cornu coccygeum** je stabilizováno též vazivovým spojem, tyto spoje jsou součástí lig. sacrococcygeum posterius superficiale a podílejí se na ohraničení hiatus sacralis [56].

2.3 Neurovaskulární struktury zadního pánevního segmentu

2.3.1 Tepny zadního pánevního segmentu v riziku iatrogenního poranění

A. iliaca communis (vznikající bifurkací z abdominální aorty ve výši obratle L5) se na **přední straně sakroiliakálního kloubu** v úrovni **meziobratlové ploténky L5/S1** větví na a. iliaca interna (Yoon et al. 2004 [138]) a a. iliaca externa [93]. Jak **kmen a. iliaca interna** (při příliš ventrální pozici šroubu a jeho perforaci na přední ploše S1), tak i kaudální oblast **a. iliaca communis** (poblíž bifurkace na a. iliaca interna a externa) mohou být poraněny při chybné implantaci IS [30].

A. glutea superior (odstupující z a. iliaca interna) je **nejčastěji iatrogenně poraněnou tepnou zadního pánevního segmentu**. Po výstupu z **foramen suprapiriforme** (kde doprovází v. glutea superior a n. gluteus superior) do gluteální krajiny se **a. glutea superior** dělí na 4 větve: 1. **ramus superficialis**, běží do **m. gluteus maximus** a podílí se na jeho zásobení, 2. **ramus profundus** – jde hlouběji než předchozí a směřuje ventrálně do **m. gluteus medius** a **m. gluteus minimus**, 3. **ramus superior** – probíhá kraniálně do **m. tensor fasciae latae**, 4. **ramus inferior** – sbíhá kaudálně do oblasti **velkého trochanteru**. Riziko poranění je zejména **při perkutánní stabilizaci** zadního segmentu s využitím **iliosakrálních šroubů** (Altman et al.

1999 [2]) nebo při příliš dorzálním zavedení pinů pánevní C-svorčky. Popsán byl i **vznik pseudoaneurysmu a. glutea superior** po perkutánní fixaci iliosakrálním šroubem [30], [88].

Dále může být vzácně poraněna i **a. iliolumbalis**, která prochází kraniálně pod m. psoas major (posterolaterálně od meziobratlové ploténky L5/S1) směrem do fossa iliaca, kde se rozděluje na své dvě základní větve: 1. **ramus iliacus** (pro m. iliacus, má anastomózu s a. circumflexa ilium profunda), 2. **ramus lumbalis** (pro m. psoas major, m. quadratus lumborum a prostřednictvím **ramus spinalis** se spoluúčastní na cévní výživě páteřního kanálu dolní bederní oblasti). A. iliolumbalis může variabilně odstupovat též z a. iliaca communis, popř. z oblasti bifurkace a. iliaca externa a interna, čímž vytváří trifurkaci v této oblasti (*Rusu et al.* 2010 [110]). A. iliolumbalis může být poraněna kromě **perkutánní implantace IS také při předním přístupu k SI kloubu, popř. k obratli L5.**

2.3.2 Žíly zadního pánevního segmentu v riziku iatrogenního poranění

Při implantaci IS je nejčastěji iatrogenně poraněna **v. glutea superior** která doprovází stejnojmennou tepnu [57]. Méně časté je poranění **v. iliolumbalis**, popř. **v. iliaca interna**. V. iliaca interna i v. iliaca communis leží mediálně od stejnojmenných tepen. V oblasti předního segmentu je riziko poranění **venózní corona mortis** (*Rusu et al.* v roce 2010 [111]).

2.3.3 Nervové struktury zadního pánevního segmentu v riziku iatrogenního poranění

Plexus sacralis leží ventrálně od kosti křížové na m. piriformis. Vystupují z něho přímé motorické větve pro pelvitrochanterické svaly. Z plexu se konstituují následující míšní nervy: **n. gluteus superior (L4 až S1)**, **n. gluteus inferior (L5 až S2)**, **n. cutaneus femoris posterior (S1 až S3)**, **n. ischiadicus (L4 až S3)** a **n. pudendus (S2 až S4)** [21]. K poranění plexu může dojít jednak při útlaku pánevním hematodem, jednak při dislokovaných poraněních (*Báča et al.* 2013[5]) a dále poté iatrogenně, zejména při perkutánním zavádění iliosakrálních šroubů. Při implantaci IS může dojít nejen k přímému poranění míšních kořenů, popř. míšních nervů, ale i nepřímému poranění **při nadměrné kompresi foramin** nebo **při přílišné trakci** za dolní končetinu během zavřené repozice. Při kořenové lézi bývají nejčastěji poraněny **přední kořeny L5 a S1**, při traumatu míšních nervů je nejčastější **paréza n. ischiadicus s převahou léze jeho fibulární porce** (díky více povrchovému (kraniolaterálnímu) uložení fibulárních vláken po výstupu ze sakrálního plexu a jejich vztahu k zadnímu segmentu) [30].

Při příliš dorzálním zavedení IS může dojít k perforaci do **canalis sacralis** [30] a **poranění saccus durae matris** (který končí v úrovni S2) [21], poranění durálního vaku může být provázeno nejen lézí komprimovaných míšních kořenů, ale i spinální likvorem [30].

Ze senzitivních nervů mohou být iatrogeně dále poraněny **nn. clunium superiores** (rr. posteriores ze segmentů L1 až L3) v dorzokraniální části gluteální krajiny, příp. **nn. clunium medii** (rami posteriores ze segmentů S1 až S3) v oblasti křížové krajiny [21].

Snížení rizika vzniku iatrogenního neurovaskulárního poranění přinášejí navigované techniky osteosyntézy [127].

3 Základy biomechaniky pánevního kruhu

3.1 Základy biomechaniky poranění pánevního kruhu

Pánevní kruh lze rozdělit anatomicky i biomechanicky na **přední a zadní pánevní segment**. Vzhledem ke kruhové struktuře je pro vznik kompletně nestabilního poranění (typu C) ve většině případů nezbytné poranění v obou pánevních segmentech.

Dle směru působícího násilí na pánevní kruh lze rozlišit: 1. poranění **z předozadní (AP) komprese** (zevně rotační poranění), 2. poranění **z laterální komprese** (vnitřně rotační poranění), 3. **vertikální** působení, 4. kombinace předchozích typů. Pro biomechanickou stabilitu pánevního kruhu má **rozhodující význam poranění zadního pánevního segmentu**, neboť při izolovaném poranění předního segmentu zajišťuje zadní segment dostatečnou biomechanickou stabilitu. Sílu, která popisuje úrazový děj, dále charakterizuje **velikost, místo** působení, **orientace** v daném směru a **doba**, po kterou síla působí.

Dle mechanické energie, která je spojena s úrazovým dějem, lze biomechanicky rozlišit vysokoenergetická a nízkoenergetická poranění. **Vysokoenergetický mechanismus** úrazu působí poranění pánve i při fyziologických hodnotách kostní denzity a neporušeném muskuloligamentózním aparátu. Vysoká hodnota energie je spojována nejčastěji s dopravními nehodami, pády z velké výšky a přírodními katastrofami. Častěji se tato traumata vyskytují **u pacientů v mladším věku**, není zde významný rozdíl prevalence podle pohlaví.

Nízkoenergetický mechanismus úrazu se pojí s poraněním pánevního kruhu při snížené kostní denzitě (osteoporóza, osteomalacie), ložiskových kostních procesech (kostní dysplázie, cysty, tumory, záněty aj.). Poranění pánve zde vzniká i při minimálním násilí – pád ze stojné výšky, prudké dosednutí, polohování na lůžku apod., někdy i bez prokázaného úrazu. K izolovanému rozestupu symfýzy (symfýzeolýze) může docházet také v období 3. trimestru gravidity díky hormonálním změnám při působení relaxinu.

Nízkoenergetická traumata mají maximum výskytu **u seniorů**, díky vyšší prevalenci osteoporózy jsou **častější u žen** (Dodge *et al.* 2010 [26]). K relativně častým osteoporotickým zlomeninám v oblasti zadního segmentu patří zlomeniny os sacrum (zlomeniny ze sakrální insuficience). Zlomeniny kosti křížové při osteoporóze se často pojí se zlomeninami ramének kosti stydké. Při MRI vyšetření pánve prokázali Cosker *et al.* 2005 [18], že **95 % zlomenin ramének kosti stydké je spojeno se zlomeninou kosti křížové**.

Poranění pánevního kruhu mohou vznikat také **při porodu**, kdy může nastat symfýzeolýza, případně doprovázená dislokací jednoho nebo obou

SI kloubů. Kazuistiky postpartální symfyzeolýzy se současnou lézí SI kloubů popsali *Hou et al.* v roce 2011 [50].

Podle biomechanické stability se poranění pánevního kruhu, bez ohledu na energii působícího násilí, dělí na stabilní, částečně nestabilní a kompletně nestabilní. **Stabilní poranění pánve (typu A** dle AO klasifikace) mají zachovanou rotační i vertikální stabilitu.

Poranění částečně nestabilní (typu B) charakterizuje takové poranění zadního segmentu, které umožňuje **rotační dislokace**. Zároveň je však zachována stabilita ve vertikálním směru. Rotačně nestabilní poranění působí nejčastěji předozadní nebo bočné násilí.

Pro **poranění kompletně nestabilní (typu C)** je charakteristická **vertikální i rotační nestabilita** zadního pánevního segmentu. Tato poranění vznikají zejména při vertikálním směru působícího násilí. V naprosté většině případů je zde poranění zadního segmentu spojeno s lézí předního segmentu pánve, což však nevylučuje možnost izolovaného poranění zadního segmentu (např. ve formě bilaterální čisté luxace SI kloubů nebo bilaterální vertikální zlomeniny os sacrum).

3.1.1 Biomechanika poranění pánevního kruhu typu B

Částečná léze zadního pánevního segmentu u poranění typu B umožňuje rotační dislokaci pánevního kruhu, zároveň je však zachována vertikální stabilita. Při působení násilí **v předozadním směru** dochází v SI kloubu nejprve k poškození **přední porce SI vazů** (ligamenta sacroiliaca anteriora). Při **laterálním** násilí se naproti tomu rozvolňují nejdříve **zadní části SI vazů** (ligamenta sacroiliaca posteriora).

3.1.1.1 Biomechanika poranění typu B při předozadní kompresi

Při předozadní (AP, anterioposteriorní) kompresi pánevního kruhu dochází nejdříve k rozvolnění a rozestupu symfýzy (**symfyzeolýze**), méně často ke zlomenině ramének kosti stydké. V oblasti symfýzy je z biomechanického hlediska nejvýznamnější **ligamentum pubicum inferius** (ligamentum arcuatum pubis), které udrží stabilitu symfýzy i po přerušení ligamentum pubicum superius [30]. Kromě přímé komprese v předozadním nebo zadopředním směru mohou tato poranění vznikat i nepřímou – působením zevní rotace přenesené přes femur [30].

Při pokračujícím násilí jsou poraněny přední SI vazy (**ligamenta sacroiliaca anteriora**), **ligamentum sacrotuberale** a **ligamentum sacrospinale**, přičemž nemusí být poraněny všechny tyto vazy. Vzácně dochází při AP kompresi k **atypické inkompletní zlomenině kosti křížové**, zejména v její zóně III dle Denise a Pohlemanna (centrální zlomenina).

Při jednostranném poranění z AP komprese se tak rozlišuje poranění B1.1 (symfyzeolýza a léze přední části jednoho SI kloubu) a B1.2 (symfyzeolýza spojená s atypickou zlomeninou os sacrum). Zlomeniny kosti křížové při poraněních B1.2 popsal podrobně *Bellabarba et al.* 2003 [8]. Dle studie, kterou prováděli *Steinke et al.* v roce 2014 na anatomických preparátech, mohou zlomeniny kosti křížové vznikat **i při tahu vazivových struktur SI kloubu**, kdy toto prokázali u **lig. sacroiliacum anterius** (v jeho kaudální části) a dále u části horizontálního ligamenta k segmentu S3 [119].

3.1.1.2 Biomechanika poranění typu B při laterální kompresi

Laterální (boční) komprese působí v oblasti předního segmentu **zlomeninu ramének kosti stydké**, méně často symfyzeolýzu s dislokací kostí stydkých, popř. kombinaci symfyzeolýzy a zlomeniny kosti stydké. Model poranění symfyzy při laterální kompresi vytvořili např. *Li et al.* v roce 2007 [78].

V zadním segmentu jsou nejdříve poraněny **zadní SI vazy** (ligamenta sacroiliaca posteriora). Poranění zadního segmentu lze dále rozlišit na 3 typy: B2.1 – komprese **přední části massa lateralis** kosti křížové, B2.2 – **parciální dislokace SI kloubu s lézí ligamenta sacroiliaca posteriora**, popř. v kombinaci s **inkompletní SI luxační zlomeninou** a B2.3 – **inkompletní zlomenina zadní části lopaty** kosti kyčelní.

Laterální komprese dle recentních studií představuje kombinaci **rotačně-translačních** pohybů, jak to na základě 3D rekonstrukcí na bázi CT vyšetření popisují *Khoury et al.* v roce 2008 [72].

Současný výskyt **zlomeniny příčného výběžku obratle L5** u poranění typu B se udává kolem **15 %** [67], pojí se zejména s **vnitřně-rotační** nestabilitou.

Při působení **laterálního násilí v úrovni SI kloubu** dochází spíše k **inkompletní kompresivní zlomenině přední části massa lateralis** osis sacri (B2.1) bez léze SI vazů, zatímco **laterální násilí ventrálně od SI kloubu**, tj. do oblasti lopaty kosti kyčelní, vede s vyšší pravděpodobností k lézi **zadních SI vazů** (B2.2), častější u mladších pacientů [30], nebo k **inkompletní zlomenině lopaty kosti kyčelní** (B2.3)

3.1.1.3 Biomechanika poranění typu B při kombinaci laterální a předozadní komprese

Jedná se o poranění **B3.2** dle AO klasifikace, jsou nejméně častá z poranění B3. Při jejich vzniku se podílí **současné působení předozadní komprese na jedné straně a laterální komprese na druhé straně**. Možné jsou všechny kombinace poranění typu B1 a B2, relativně častější je léze

přední porce SI vazů na 1 straně a **komprese přední části massa lateralis** na druhé straně.

3.1.2 Biomechanika poranění pánevního kruhu typu C

Poranění typu C je charakterizováno **vertikální i rotační nestabilitou zadního pánevního segmentu**. Nejčastěji k němu dochází při vertikálně působícím násilí, zejména nepřímým mechanismem, kdy dochází k přenesení sil jednak z dolních končetin, jednak z oblasti L páteře. Poranění typu C může vznikat také při vysokoenergetických úrazech z laterální nebo předozadní komprese, kdy je intenzita působícího násilí tak velká, že vede ke kompletní lézi zadního segmentu. Vertikálně působící síla v oblasti L páteře často vede **k avulzním zlomeninám příčných výběžků** bederních obratlů, nejčastěji se vyskytuje tato **zlomenina u obratle L5**. *Chmelová et al.* v roce 2011 [67] popsali zlomeninu **příčného výběžku L5 v 73 % u poranění typu C**.

Vertikální násilí je spojeno dále s lézí **ligamentum sacrospinale a sacrotuberale**. **Avulzní zlomenina spina ischiadica** (úponu ligamentum sacrospinale), **avulze zadní plochy tuber ischiadicum** (odstupu ligamentum sacrotuberale) spolu s **avulzní zlomeninou laterokaudální části kosti křížové** (kam přicházejí vlákna obou předchozích vazů) také zvyšují pravděpodobnost vertikálně nestabilního poranění zadního segmentu.

Třebaže je možný i **izolovaný výskyt poranění zadního segmentu** typu C (např. **čistá luxace obou SI kloubů**, kterou popisují *Loupasis et al.* v roce 2005 [81]), mnohem častěji se vyskytuje se současným poraněním předního segmentu. V oblasti předního segmentu může být přítomna **symfyzeolýza, vertikální zlomenina ramének kosti stydké, transpubická léze těla kosti stydké** nebo **kombinace symfyzeolýzy a zlomeniny kosti stydké**.

V zadním segmentu může vzniknout dle polohy maxima působící síly 3 základní typy poranění: 1. **kompletní vertikální zlomenina zadní části lopaty kosti kyčelní**, 2. **kompletní dislokace v SI kloubu**, případně se zlomeninou zasahující do SI kloubu a 3. **kompletní vertikální zlomenina kosti křížové**. Při výskytu poranění na jedné straně se jedná o typ C1, při kombinaci s poraněním typu B na kontralaterální straně jde o typ C2 a při současném vertikálně nestabilním poranění obou zadních segmentů se popisuje typ C3.

Při poranění typu C může díky vertikální i rotační nestabilitě docházet k dislokaci **zadního segmentu nejen kraniálně, ale i kaudálně**. **Kaudální dislokace** poranění typu C se pojí s **poraněním pánevního dna** a navíc roste pravděpodobnost **vaskulárního poranění**. Závažné arteriální trauma popisuje např. kazuistika *Mansona et al.* z roku 2010 [83].

3.1.2.1 Biomechanika poranění typu C1

Typ C1 je charakterizován jednostrannou kompletní lézí zadního segmentu, kterou ve většině případů doprovází poranění předního segmentu. Podle typu poranění se rozlišují 3 podtypy (C1.1, C1.2 a C1.3).

Při typu C1.1 prochází vertikální lomná **linie zadní polovinou lopaty kosti kyčelní**, linie lomu může z lopaty kosti kyčelní zasahovat do SI kloubu.

Pro bližší posouzení typu zlomeniny zadní poloviny lopaty kosti kyčelní je výhodné využít CT vyšetření, kdy se příslušné typy zlomenin nejlépe zobrazí na axiálním CT skenu v úrovni horní krycí desky segmentu S1 křížové kosti, jak to popisují *Day et al.* 2007 [22]. Na tomto skenu se zadní část lopaty kosti kyčelní, která přiléhá k SI kloubu, rozdělí na třetiny.

Zlomenina typu I zasahuje jen **do ventrální 1/3** lopaty kosti kyčelní, linie lomu zpravidla prochází v úrovni foramin S2 a **do SI kloubu zasahuje zdola**.

Zlomeninu typu II charakterizuje průběh ve **střední třetině** (tj. mezi 1/3 a 2/3 délky zadní části lopaty kosti kyčelní), linie lomu většinou **běží mezi foraminem S1 a S2**.

U **typu III zlomenin lopaty kosti kyčelní** linie lomu probíhá jen **v dorzální 1/3**, lomná linie tedy odděluje nejméně ventrální 2/3 kloubní plochy SI kloubu. Fragment leží většinou **více superiorně** ve srovnání s předchozími dvěma typy a **lomná linie přebíhá kraniálně od foramen S1**.

Při typu C1.2 dochází působícím násilím k **dislokaci (luxaci) SI kloubu s úplnou lézí všech SI vazů** (ligamentum sacroiliacum anterius, interosseum, posterius). Kromě kompletní léze SI vazů je často přítomná léze **ligamentum sacrospinusum** a **sacrotuberale**, často také **ligamentum iliolumbale**. Dále tato poranění **často** doprovází **zlomenina příčného výběžku L5**.

Typ C1.3, kdy je přítomná kompletní vertikální zlomenina kosti křížové, je třeba dále posuzovat dle průběhu lomné linie ve vztahu k foramina sacralia. Dle Denise a Pohlemanna se rozdělují tyto zlomeniny **na transalární** (typ I, linie lomu prochází laterálně od foramina sacralia – přes massa lateralis), **transforaminální** (typ II, linie jde přes foramina sacralia) a **centrální** (typ III, linie se nachází mediálně od foramina sacralia). Průběh linie lomu v kosti křížové ovlivňuje jednak pravděpodobnost vzniku neurologického deficitu (roste od typu I k typu III), jednak biomechanické vlastnosti a typ vhodného implantátu. Při transforaminálních zlomeninách může následkem nedokonalé repozice, popř. díky **nadměrné kompresi** použitých implantátů, dojít k iatrogennímu zmenšení objemu foramin a útlaku vystupujících míšních nervů. Naopak u centrálních zlomenin, pokud není dosaženo dostatečné komprese v distální části lomné linie, může dojít ke vzniku kónické nestability a rozvoji pakloubu os sacrum (kónickou nestabilitu popisuje např.

Taller et al. 2011 [125]. Poranění typu C1.3 jsou též **velmi často** doprovázena **zlomeninami příčného výběžku obratle L5**, **nejméně** častá jsou však v souvislosti s **centrálními** zlomeninami kosti křížové [67], **zastoupení zlomeniny L5 u transalárních i transforaminálních zlomenin je zhruba dvojnásobné** ve srovnání s SI luxací (C1.2). Všechna poranění typu C1 mohou být doprovázena poraněním svalů pánevního dna.

3.1.2.2 Biomechanika poranění typu C2

Typ C2 je kombinací poranění typu C na jedné straně a typu B na straně druhé, jedná se tak o kombinované poranění, kdy jedna polovina pánevního kruhu vykazuje **vertikální i rotační nestabilitu**, zatímco druhá **je nestabilní pouze ve smyslu rotací**. Poranění vzniká kombinovaným biomechanickým mechanismem (vertikální násilí, předozadní a laterální komprese). Obdobně jako při dělení poranění typu C1 i typ C2 má 3 základní podtypy (C2.1, C2.2 a C2.3). Současně přítomné inkompletní, **rotačně nestabilní poranění typu B** je buď charakteru **B1**, které doprovází **předozadní kompresi**, nebo typu **B2**, které vzniká při **laterální kompresi**.

Typ C2.1 obsahuje kompletní zlomeninu zadní poloviny lopaty kosti kyčelní na 1 straně a poranění B1, resp. B2 na straně druhé.

Typ C2.2 je kombinací kompletní SI dislokace s úplnou lézí SI vazů a poranění B1, resp. B2 kontralaterálně.

Typ C2.3 zahrnuje vertikální kompletní zlomeninu kosti křížové na jedné straně a inkompletní lézi zadního segmentu na druhé straně. Pro popis lomných linií se využívá výše zmíněné dělení podle Denise a podle Pohlemanna [30], [66].

3.1.2.3 Biomechanika poranění typu C3

Typ C3 vzniká při kompletní lézi obou zadních segmentů. Jeho nejčastější příčinou je vertikální násilí, které působí na oblast zadního segmentu. Podle jednotlivých typů poranění na každé straně (tj. C1.1, C1.2 a C1.3) se rozdělují z biomechanického i popisného hlediska 3 podtypy: C3.1, C3.2 a C3.3.

Typ C3.1 vzniká při **bilaterálním odlomení zadní poloviny lopaty** kosti kyčelní (bilaterální poranění C1.1). Stejně jako typ C1.1 a C2.1 představuje absolutní kontraindikaci implantace TIFI, svorníků i transiliakální LCP dlahy (MIPPO). Zlomeniny zadní části lopaty kosti kyčelní lze stabilizovat dlahovou technikou, nebo miniinvazivním zavedením šroubů.

Typ C3.2 představuje kombinaci **zlomeniny zadní plochy lopaty kosti kyčelní** na jedné straně (**C1.1**) a **dislokace v SI kloubu (C1.2)**, popř. zlomeniny kosti křížové (**C1.3**) na druhé straně. Je také **absolutní**

kontraindikací pro miniinvazivní stabilizaci s použitím **TIFI**, svorníků a transiliakální LCP dlahy (MIPPO).

Typ C3.3 znamená zlomeninu kosti křížové se dvěma vertikálními liniemi, tj. takovou, která odpovídá typu IV dle Pohlemanna. Jedná se tedy o **bilaterální poranění C1.3** [30], [66]. Bilaterální vertikálně nestabilní zlomenina kosti křížové je spojena s častým rozvojem neurologického deficitu.

3.1.3 Souhrn účasti vazivových struktur

Největší pevnost ligamentózních struktur v oblasti předního segmentu zajišťuje **ligamentum pubicum inferius** (ligamentum arcuatum pubis). V oblasti SI kloubu jsou rozhodující **interoseální vazy** (ligamenta sacroiliaca interossea). **Při předozadní kompresi** dochází nejdříve k lézi **předních SI vazů** (ligamenta sacroiliaca anteriora), následně k poranění mezikostních a zadních vazů (ligamenta sacroiliaca interossea a posteriora). Kompletní léze všech SI vazů vede k vertikální nestabilitě SI kloubu (typ C dle AO, typ APC III dle Younga a Burgesse).

Při laterální kompresi jsou traumatizovány nejdříve zadní SI vazy, následně mezikostní a nakonec přední, tj. pořadí poranění vazů SI kloubu je opačné než při předozadní kompresi.

Poranění **ligamentum sacrotuberale a sacrospinosum** může doprovázet jak poranění z předozadní, tak laterální komprese, velmi časté jsou léze těchto vazů při vertikálním násilí. Dle studie *Böhme et al.* z roku 2011 [13] jsou napínány **sakrotuberální a sakrospinózní vazy právě při vertikálně působící síle**, zatímco **SI vazy a ligamentum iliolumbale** přenášejí zátěž při rotačních pohybech. Ve své práci dále doporučuje stabilizaci SI kloubu při poranění z předozadní komprese při výrazné rotační složce, kdy jsou postiženy interoseální SI vazy rupturou.

Varga et al. 2008 [135] podrobně analyzovali biomechanické vlastnosti a histologickou strukturu **ligamentum sacrospinosum a ligamentum sacrotuberale**. Ve své studii uvádí, že při izolovaném poranění obou těchto vazů nedochází ke klinicky významné nestabilitě zadního segmentu (95 % stability ve srovnání s intaktním zadním segmentem). Při histologickém vyšetření navíc prokázal přítomnost nervových vláken v těchto vazech, které jsou důkazem **proprioceptivní funkce**. **Ligamentum sacrospinosum i sacrotuberale tak přenášejí propriocepci** z oblasti zadního pánevního segmentu, která je nezbytná pro správnou biomechaniku pánve a zároveň i pro pohyby při vzpřimování trupu.

3.1.4 Účast svalů na biomechanice poranění pánevního kruhu

V předchozích kapitolách byly popsány základní biomechanické charakteristiky jednotlivých poranění pánevního kruhu vzhledem k poranění kostních a ligamentózních struktur. Zatímco kostní, chrupavčité a vazivové struktury lze popsat převážně statickými parametry, jsou pro svaly, díky jejich kontrakci, charakteristické parametry dynamické. Tah svalů může jednak vést ke zvětšování dislokace, jednak se naopak spoluúčastnit na stabilizaci poranění. Na biomechanice poranění pánve se podílejí však i svaly z oblastí břicha, zad a dolních končetin. Celkem pánev přímo nebo nepřímo ovlivňuje na 100 svalů, jak to ve svém modelu dokládají *Pel et al.* v roce 2008 [95]. Poukazují zde zároveň na důležitost svalstva pánevního dna, koordinaci extenzorů a flexorů kyčelního kloubu a důležitost svalů břišní stěny, zejména *m. transversus abdominis*. Kontrakce a zapojování jednotlivých svalů tak představují velmi komplexní děj, jenž v současnosti není ještě do všech detailů z biomechanického hlediska popsán.

3.1.4.1 Vliv svalů pánevního dna na biomechaniku zadního pánevního segmentu

Na biomechanice zadního pánevního segmentu se podílejí následující svaly pánevního dna: ***m. coccygeus***, ***m. iliococcygeus***, ***m. pubococcygeus*** a ***m. puborectalis***. Dle studie, kterou na anatomických preparátech provedli *Pool-Goudzwaard et al.* v roce 2004 [97], má největší svalovou sílu ***m. iliococcygeus***. Současná kontrakce *m. levator* ani **vede u žen ke zvýšení tuhosti SI kloubu**, a tudíž ke zvýšení stability zadního pánevního segmentu, u mužů nemá *m. levator* ani na tuhost SI kloubu podstatný vliv.

Dále působí kontrakce *m. levator* ani a *m. coccygeus* **zpětnou rotaci kosti křížové** (tahem za kostrč a kaudální část pelvické plochy kosti křížové), čímž opět napomáhají ke stabilizaci zadního segmentu. Zpětná rotace byla prokázána u mužů i u žen. [97].

3.1.4.2 Vliv extenzorů kyčelního kloubu

Extenzi kyčelního kloubu zajišťuje především ***m. gluteus maximus***, jehož začátky leží na zadní ploše kosti křížové, zadní ploše lopaty kosti kyčelní (dorzálně od *linea glutea posterior*), kostrči a *ligamentum sacrotuberale*. Svým tahem může vést **k dislokaci kosti křížové laterokaudálním směrem**. V oblasti zadní části lopaty kosti kyčelní má ***m. gluteus maximus* menší vliv než *m. gluteus medius*** [35].

3.1.4.3 Vliv *m. gluteus medius* a *m. gluteus minimus*

Díky začátkům na zevní ploše lopaty kosti kyčelní působí střední i malý sval hýžďový **dislokaci kaudálním směrem**. Navíc může docházet, dle průběhu linie lomu, i k rotačním dislokacím. **Největší svalovou** sílu (směrem kaudálně) přitom vyvíjí ***m. gluteus medius***, jak to ve své studii provedené pomocí CT vyšetření popisují *Elabjer et al.* v roce 2009 [35]. ***M. gluteus minimus*** se může více uplatňovat **při rotačních** dislokacích.

3.1.4.4 Vliv *m. iliopsoas* a *m. erector trunci*

Kontrakce ***m. iliopsoas*** vede u zlomenin lopaty kosti kyčelní k dislokaci **ventrálně, kaudálně a mediálně** [35]. Naopak svalová akce **hlubokých svalů zad** (*m. erector trunci*) vede **ke kraniální dislokaci**. Obdobně se na kraniální dislokaci může spolupodílet i ***m. quadratus lumborum***.

3.1.4.5 Vliv adduktorů kyčelního kloubu

Adduktorová skupina stehna má začátky podél symfýzy, dolního raménka kosti stydké a podél přední části ramus ossis ischii. Celkem 9 svalů se podílí **na kaudální dislokaci dolního raménka kosti stydké**, největší svalovou sílu však vykazuje ***m. adductor magnus*** [35].

3.1.4.6 Vliv *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus* a *m. biceps femoris*

M. semitendinosus, *m. semimembranosus* a *caput longum m. bicipitis femoris* začínají na zevní a dolní části tuber ischiadicum. Při zlomenině zadního segmentu s linií lomu v os ischium působí tyto svaly **kaudální dislokaci**. Největší svalovou sílu, a tudíž největší vliv na dislokaci, má ***m. semitendinosus*** [35].

3.1.4.7 Vliv *m. rectus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis*

Jak *m. rectus abdominis*, který se upíná na tuberculum pubicum stydké kosti, tak *m. obliquus externus abdominis*, jehož úpon leží na labium externum cristae iliacaе, **působí kraniální dislokaci** v oblasti předního pánevního segmentu [35].

3.1.4.8 Vliv *m. transversus abdominis*

M. transversus abdominis odstupuje od vnitřní části hřebene kosti kyčelní (labium internum cristae iliacaе). Jeho svalová vlákna probíhají

převážně v příčném směru. Kontrakce obou m. transversus abdominis vede k tahu za obě kyčelní kosti směrem ke kosti křížové, čímž dochází **ke stabilizaci vertikálních pohybů** sakroiliakálních kloubů [95].

3.2 Modely pro studium biomechaniky pánevního kruhu

Pro studium biomechaniky pánevního kruhu jsou v současné době k dispozici 3 základní typy modelů: anatomické preparáty, plastové (kompozitní) modely a konečnoprvkové modely (FEM modely). Kromě modelů lze využít i vyšetření pomocí dynamické magnetické rezonance (zejména pro detailní analýzu svalů pánevního dna [66]). Blíže bude popsán jen plastový a konečnoprvkový model, které byly použity pro tuto studii.

3.2.1 Modely pánve z kompozitních materiálů

Kompozitní modely pánve představují kvalitní nástroj pro studium biomechaniky poranění pánevního kruhu a použité fixace. S využitím moderních technologií při výrobě plastů lze docílit struktury, která se svými biomechanickými vlastnostmi blíží skutečné kosti. Model může obsahovat i imitace **ligamentózního aparátu**, případně lze **simulovat i tah svalů** (např. využitím pružin). **Obtížně lze však modelovat dětský skelet**. Model může být vytvořen opět jako celá pánve, popř. spolu s proximálními částmi kostí stehenních a bederními obratli L4 a L5. Některé studie používají izolované modely předního nebo zadního segmentu, popř. model poloviny pánve. Typ upevnění modelu přináší obdobné obtíže jako v případě anatomických preparátů.

Mezi výhody kompozitního modelu patří **dobrá dostupnost**, výborná **reprodukovatelnost lomných linií**, možnost vytvoření **libovolného počtu** identických modelů pánve o definovaných mechanických vlastnostech.

K nevýhodám kompozitního modelu lze zařadit **vyšší pořizovací cenu**, **obtížné vytvoření skeletu dětské pánve**, nemožnost fixace bez mechanického poškození v oblasti vstupu implantátů, a tím i změna struktury modelu před případnou další implantací jiného typu fixace. Obdobně jako u anatomických preparátů ani kompozitní modely **neumožňují studium dynamické zátěže pánevního kruhu při fyziologických aktivitách** – např. při chůzi po rovině, posazování, klidném stoji na obou dolních končetinách apod.

Kompozitní model pánevního kruhu ve svých studiích využili např. *Clements et al.* 2008 [17], *Gardner et al.* 2007 [40], *Ponsen et al.* 2007 [96], *Stöckle et al.* 2000 [135] aj.

Kompozitní modely pánevního kruhu tak umožňují provádění biomechanického testování různých typů fixace předního i zadního pánevního segmentu, zejména jejich vyšší cena však zatím limituje jejich větší rozšíření.

3.2.2 Konečnoprvkové (FEM) modely

Nejnovějším přístupem při studiu biomechaniky pánevního kruhu jsou **konečnoprvkové modely** (FEM, finite element method). FEM se vytvářejí na základě rekonstrukcí pánve při CT vyšetření, popř. při vyšetření MRI. Pro vysokou kvalitu modelu jsou nezbytné dostatečně **tenké CT (HRCT), resp. MRI skeny**. Čím tenčí jsou jednotlivé 2D skeny, tím více jich musí být provedeno a zároveň tím roste rozlišení následných 3D rekonstrukcí. Pro vyhodnocení kostní denzity lze využít kvantitativní **CT denzitometrii**, která ke každému získanému voxelu přiřazuje obsah vápníku v $\text{mg}\cdot\text{cm}^{-3}$. Po zhotovení 3D rekonstrukce probíhá počítačové zpracování získaných dat. 3D model se postupně rozdělí do pravidelných geometrických těles, podle typu modelu se tak vytváří síť tetraedrů (čtyřstěnů) nebo hexaedrů (krychlí). Hexaedricky uspořádaná síť umožňuje přesnější modelování, je však náročnější na zhotovení a na softwarové vybavení (software pro hexaedrické sítě je také výrazně dražší). **Čím vyšší je počet jednotlivých prvků** (tj. tetraedrů, popř. krychlí), **tím vyšší je rozlišení modelu a vyšší přesnost** biomechanického měření. Zároveň však s počtem prvků roste náročnost zpracování, která tak vyžaduje vysoce výkonný počítač.

Během vytváření sítě se využívá také maticová transformace. Díky ní lze do vytvořeného modelu virtuálně implantovat požadovanou fixaci. Naopak díky inverzní maticové transformaci (M^{-1}) lze implantáty virtuálně extrahovat, a získat tak opět původní model.

Mezi hlavní **výhody patří možnost provádění virtuální implantace a vynětí implantátů bez poškození struktury modelu**, možnost provádění **dynamických studií za fyziologických i patologických podmínek**. FEM mají nejlepší reprodukovatelnost lomných linií ze všech v současnosti dostupných modelů. Velmi dobré modelování dětského skeletu pánve s ohledem na vývojové a růstové změny. Možnost tvorby patologické kostní struktury – zejména pro studium osteoporotických zlomenin.

Nevýhodou je vyšší cena, nutnost ověření a srovnání výsledků na jiném modelu (kompozitní model, anatomický preparát).

FEM modely pro své biomechanické studie použili např. *Bodzay et al.* 2011 a 2012 [9, 10], *Böhme et al.* 2012 [12], *Li et al.* 2007 [79], *Kim et al.* 2009 [73], *Kaku et al.* 2004 [70] nebo *Culemann et al.* 2000 [20].

Pro získání dat s vysokou spolehlivostí je nutné definovat vlastnosti každého geometrického tělesa v síti FEM modelu. V případě modelu skeletu je každý prvek definován **kostní denzitou, Youngovým modulem pružnosti**

v tahu (E) a Poissonovým poměrem ν . Kostní denzitu dané oblasti lze získat jednak při kvantitativní CT denzitometrii, jednak při dvoufotonové denzitometrii (DXA), popř. lze využít údaje o kostní denzitě, které jsou udávány v literatuře (pro fyziologickou kostní strukturu).

Youngův modul pružnosti v tahu (E) je definován jako poměr normálového napětí σ a relativního prodloužení ε , tj. $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$ [MPa]. Pokud se tento vztah vyjádří pomocí působící síly F , příčného průřezu S , počáteční délky l_0 a prodloužení Δl platí pro Youngův modul pružnosti v tahu

následující vztah $E = \frac{\frac{F}{S}}{\frac{\Delta l}{l_0}} = \frac{F \cdot l_0}{S \cdot \Delta l}$. Z toho pro sílu, která působí násilně

prodloužení, platí $F = \frac{E \cdot S \cdot \Delta l}{l_0} = E \cdot \varepsilon \cdot S = \sigma \cdot S$. S využitím vztahu pro závislost

síly a vykonané práce lze odvodit závislost velikosti potenciální energie pružnosti E_p na průměrné působící síle a prodloužení jako

$$E_p = W = \bar{F} \cdot \Delta l = \frac{1}{2} \cdot F \cdot \Delta l = \frac{E \cdot S \cdot \Delta l^2}{2 \cdot l_0}.$$

Poissonův poměr ν je definován jako záporný poměr změny relativního zkrácení **v transverzálním směru ε_{trans}** a relativního prodloužení **v longitudinálním ε_{long}** (axiálním směru), tj.: $\nu = -\frac{d\varepsilon_{trans}}{d\varepsilon_{long}}$. Jedná se o bezrozměrnou materiálovou konstantu.

3.3 Dislokační pohyby v křížokyčelním kloubu

Za fyziologických podmínek dochází v SI kloubu k předozadním kývavým pohybům malého rozsahu kolem frontální osy v úrovni segmentu S2 (Čihák et al. 2001 [21]). Při dislokovaných poraněních zadního pánevního segmentu je zapotřebí vyhodnotit jednak translační dislokace (x, y, z), jednak rotační dislokace (α , β , γ) (Hefzy et al. 2003 [46]).

Ose x odpovídá **mediolaterální posun**, tj. translační pohyby v transverzální i frontální rovině **dovnitř a zevně od SI kloubu**.

Osa y je spojena s translačními pohyby **v předozadním směru** (tj. **ventrálně a dorzálně** od SI kloubu v sagitální a transversální rovině).

Osa z popisuje **vertikální** translační pohyby (tj. **kraniálně a kaudálně** v sagitální i frontální rovině).

Rotace α představuje pohyb kolem **osy x**, tj. ve smyslu **extenze a flexe** v sagitální rovině.

Rotace β probíhá okolo **osy y**, tj. jako **abdukce a addukce** ve frontální rovině.

Rotace γ je spojena s pohybem okolo **osy z**, tj. **zevní a vnitřní rotace** v transverzální rovině.

Fyziologický rozsah jednotlivých pohybů křížokyčelního (SI) kloubu je v literatuře uváděn v poměrně širokém rozmezí. V případě translačních pohybů v **ose x** (**-0,3**) až **8,0 mm**, podél osy **y** (**-0,2**) až **7,0 mm** a podle osy **z** (**-0,3**) až **6,0 mm**.

Rozsah **rotace α** (extenze, flexe, podél osy x) se pohybuje mezi (**-1,1°**) a **2,2°**, **rotace β** (abdukce, addukce, podle osy y) v rozmezí (**-0.8°**) a **4.0°** a **rotace γ** (podle osy z, zevní a vnitřní rotace) má rozsah od (**-0, 5°**) do **8,0°** (Goode et al. 2008 [41]).

Rozsah pohybu SI kloubu se snižuje s věkem díky kalcifikacím v oblasti ligamentum sacroiliacum interosseum, jak uvádí např. *Rosatelli et al.* 2006 [104]. Obdobně **jiné parametry pohybů SI kloubu jsou v dětském věku a v období těhotenství**, zejména v průběhu 3. trimestru, kdy fyziologicky dochází ke **zvýšení rozsahu pohybů v oblasti symfýzy i obou SI kloubů** v souvislosti s přípravou na spontánní porod.

4 Metodika práce

4.1 Metodika klinické studie

Do studie byli zařazeni jen pacienti, kteří splnili následující inkluzivní kritéria: nestabilní poranění zadního pánevního segmentu, **vysokoenergetický mechanismus**, pacienti ve věku **13 a více let**, miniinvazivní stabilizace TIFI, resp. 2 IS.

Do souboru **nebyli** zařazováni pediatričtí pacienti **mladší 13 let**, dále pacienti s **nízkoenergetickým mechanismem** úrazu a patologickými zlomeninami.

4.1.1 Parametry sledované při přijetí pacienta

Při přijetí pacienta bylo provedeno zařazení typu poranění dle **AO klasifikace** a v případě zlomenin kosti křížové určení typu dle **Pohlemannovy klasifikace**. Zároveň byla vyhodnocena i všechna poranění přítomná v době přijetí, **vstupní koncentrace hemoglobinu** a v případě polytraumat hodnota **injury severity score (ISS)**. Jako polytrauma bylo hodnoceno poranění s ISS vyšším než 15. Klasifikovány byly také **komplexní poranění pánve** a **otevřené pánevní zlomeniny**. Nakonec bylo vyhodnoceno místo přijetí (JIP, ARK) a **nutnost urgentní fixace pánevního kruhu** pánevní C-svorkou, resp. zevním fixátorem z důvodu hemodynamické nestability při přijetí, popř. nezbytnost použití aktivovaného rekombinantního faktoru VII (VIIa, Novoseven®).

Pozn. ISS bylo vypočteno jako součet druhých mocnin abbreviated injury scale (AIS) ve třech nejvíce postižených lokalitách A, B a C

$ISS = A^2 + B^2 + C^2$. Vybírají se 3 nejtěžší poranění ze 6 lokalit: 1. **hlava** a krční páteř, 2. **obličej** včetně skeletu nosu, ústní dutiny, poranění očí a uší, 3. **hrudník** – vč. poranění hrudní páteře a bránice, 4. **orgány břicha a pánve** – zahrnuje také bederní páteř, 5. **končetiny a pánevní skelet**, 6. **zevní poranění** – kůže, podkoží, včetně popálenin.

4.1.2 Parametry hodnocené v době hospitalizace

Za hospitalizace byla sledována **doba pobytu na resuscitačním lůžku**, resp. lůžku intenzivní péče, dále **doba od primárního poranění do implantace** definitivní vnitřní fixace.

Při operaci byla hodnocena **operační doba** (od zahájení incize do dokončení sutury kůže), **peroperační krevní ztráty**, **peroperační komplikace** (vaskulární, neurologické, malpozice 1 nebo obou polyaxiálních šroubů, obtížné zavedení příčnicku, nedokonalá zavřená repozice), použití

joystick techniky repozice a pozice implantátů na peroperačních skiagramech.

Po operaci byl hodnocen výskyt **infekčních komplikací, prominence** implantátů, **nedokonalé repozice a redislokace**, pooperačního krvácení, rozvoj neurologického deficitu. Dále byla vyhodnocena celková doba klidového režimu na lůžku a celková doba hospitalizace.

4.1.3 Epidemiologická data

Byly zpracovány následující parametry: **věk** pacientů při poranění, **pohlaví** pacientů, **etiologie** poranění, **výskyt současného poranění příčného výběžku L5**, poranění acetabula. Získaná data byla srovnána s obdobnými epidemiologickými studii.

4.1.4 Kontroly pacientů po propuštění

Klinické kontroly zahrnovaly vyšetření **stability pánve** (AP a laterální komprese), **palpaci** ramének kosti stydké, lopat kostí kyčelních, sedacích hrbolů, kosti křížové, kostrče a obou SI kloubů, **vyšetření pohybů v obou kyčelních kloubech**, vybrané **testy na SI klouby** (Patrick, obrácený Lassegue, test židle) a testy na iritaci kořene L5 (Lassegue, fenomén palce). Dále byla vždy doplněna anamnéza nynějšího onemocnění s důrazem na přetrvávající bolesti, resp. nepříjemné pocity v oblasti zadního pánevního segmentu v příčinné souvislosti s implantací TIFI (pozn. konkrétní výsledky vyšetření nebudou součástí této studie).

Následně bylo provedeno hodnocení pomocí Majeedova skóre a pomocí vizuální analogové škály (VAS), vizuální analogová škála byla hodnocena ve stupních od 0 do 10, kdy 0 představuje stav bez bolesti a 10 nejsilnější bolest, jakou si dovede pacient představit.

Kontrolní RTG byl prováděn za 3 týdny (před zahájením mobilizace) od operace, dále za 6 týdnů, za 3 měsíce, v 6 měsících od implantace a následně RTG kontrola před vynětím implantátů (za cca 1 rok po primárním poranění). Na předozadním RTG snímku byla měřena dislokace v oblasti zadního pánevního segmentu (na digitálním skiagramu byla provedena nezávisle na sobě vždy 3 měření a ze získaných dat byl vypočten aritmetický průměr, přesnost měření byla stanovena na 0,1 mm).

4.1.5 Majeedovo skóre

Majeedovo skóre hodnotí **bolest** (0 až 30 bodů), **sed** (0 až 10 bodů), **pracovní schopnost** (0 až 20 bodů), **sexuální obtíže** (0 až 4 body) a **chůzi** (0 až 36 bodů). Chůze je dále rozdělena do 3 podskupin – chůze s **oporou**

(0 až 12 bodů), **kulhání** při chůzi (0 až 12 bodů), **vzdálenost** a **dobu** chůze (0 až 12 bodů).

Při hodnocení tohoto skóre se přihlíží k tomu, zda pacient před poraněním aktivně pracoval, v případě poranění pracujícího pacienta je maximální skóre 100 bodů, při nemožnosti aktivní práce před poraněním je maximální hodnota tohoto skóre 80 bodů. S přihlédnutím k této skutečnosti se mění i rozmezí pro jednotlivé výsledky, tj. pro skupiny výborné, dobré, uspokojivé a špatné výsledky. V případě neochoty ze strany pacienta vyplnit sexuální obtíže se u obou skóre snižuje maximum o 4 body. Celé Majeedovo skóre je uvedeno v následujících tabulkách (tab. 4.1.5-1 až 4.1.5-8), na závěr je hodnocení výsledků do 4 skupin – výborné, dobré, uspokojivé a špatné výsledky.

Tab. 4.1.5-1

Bolest	
intenzivní, kontinuální a omezující	0-5
intenzivní při aktivitách	10
tolerovatelná, ale omezující aktivity	15
odeznívající v klidu	20
střední, intermitentní, bez omezení aktivit	25
lehká nebo žádná	30

Tab. 4.1.5-2

Sezení	
bolestivé	0-4
bolestivé pouze při dlouhém sezení	6
nekomfortní sezení	8
bez omezení při sezení	10

Tab. 4.1.5-3

Práce	
neschopen	0-4
lehká	8
změna práce	12
stejná práce, ale redukce	16
stejná práce, stejná intenzita	20

Tab. 4.1.5-4

Obtíže při pohlavním životě	
bolesti	0-1
bolesti jen při dlouhém styku	2
nekomfortní	3
bez omezení	4

Tab. 4.1.5-5

Chůze - typ opory a pomůcek při chůzi	
upoután na lůžko	0-2
invalidní vozík	4
dvě berle (podpažní berle)	6
dvě hole (francouzské hole)	8
jedna hůl (francouzská, vycházková)	10
bez opory	12

Tab. 4.1.5-6

Chůze – schopnost chůze, kulhání	
neschopen chůze	0-2
pouze drobné krůčky	4
velké kulhání	6
střední kulhání	8
malé kulhání	10
bez kulhání	12

Tab. 4.1.5-7

Chůze – vzdálenost a doba chůze	
upoután na lůžko nebo pouze několik metrů	0-2
velmi omezený čas i vzdálenost	4
omezená, obtíže při dlouhém stání	6
jedna hodina s holí	8
jedna hodina bez hole	10
odpovídající věku a celkovému stavu	12

Tab. 4.1.5-8

Výsledek	Před úrazem schopnost aktivní práce (max.100)	Před úrazem neschopnost aktivní práce (max. 80)
výborný	85 a více	70 a více
dobry	70 -84	55-69
uspokojivý	55-69	45-54
špatný	54 a méně	44 a méně

U dětí byla použita modifikovaná verze dotazníku pro oblast práce a místo položky obtíže v pohlavním životě byly dotazovány obtíže při močení (tab. 4.1.5-9 a 4.1.5-10).

Tab. 4.1.5-9

Účast na tělesné výchově	
Nemožná	0-4
Možná jen zdravotní tělesná výchova a plavání	10
Běžná tělesná výchova, ale zkrácená doba	15
Tělesná výchova bez omezení	20

Tab. 4.1.5-10

Obtíže při močení	
Trvalý únik moči, bolesti	0-1
Únik moči při kašli, vstávání, nepříjemné pocity	2
Časté močení, bez úniku moči	3
Bez obtíží při močení	4

4.1.6 Pelvic Outcome Score

Pro možnost srovnání dosažených výsledků s dalšími zahraničními publikacemi bude provedeno také zhodnocení s využitím Pelvic Outcome Score.

Toto skóre hodnotí jednak klinické výsledky, jednak radiologické výsledky. Dále jsou zde obsaženy samostatně změny v zaměstnání, resp. společenském uplatnění a kontaktu.

4.1.6.1 Hodnocení klinických výsledků podle Pelvic Outcome Score

4 body: bez bolesti, bez neurologického deficitu, bez urologického deficitu, bez funkčního deficitu.

3 body: bolest po větší zátěži, mírný funkční deficit, mírný motorický, senzitivní deficit.

2 body: bolest i po mírné zátěži, těžký funkční deficit, motorický nebo senzitivní deficit, obtíže při močení, močový měchýř bez reziduálního obsahu, sexuální dysfunkce bez subjektivních obtíží.

1 bod: bolest v klidu, používání pomůcek při chůzi, popř. nemožnost chůze, obtíže při močení s reziduálním obsahem močového měchýře, těžký funkční deficit, sexuální dysfunkce včetně subjektivních potíží.

4.1.6.2 Hodnocení radiologických výsledků podle Pelvic Outcome Score

Při hodnocení prostých RTG snímků pánve se měří dislokace ve 3 oblastech: 1. zadní pánevní segment, 2. symfýza, 3. raménka kosti stydké, popř. kosti sedací. Maximum tohoto vyhodnocení činí 3 body,

podrobný rozpis počtu bodů a velikosti dislokace uvádí následující tabulka (tab. 4.1.6.2).

Tab. 4.1.6.2

Radiologické výsledky podle Pelvic Outcome Score			
Počet bodů	Zadní segment	Symfýza	Rami ossis pubis, os ischii
3	Anatomické postavení	< 5 mm	< 10 mm
2	≤ 5 mm	5 až 10 mm	10 až 15 mm
1	> 5 mm	> 10 mm	> 15 mm

Z tabulky je zřejmé, že skóre klade největší důraz na výsledné postavení v zadním pánevním segmentu, což odpovídá biomechanickému významu zadního segmentu.

4.1.6.3 Hodnocení změn v zaměstnání, pracovní aktivitě a společenském začlenění (kontaktu)

Obdobně jako vyhodnocení radiologických výsledků i práce a sociální začlenění se hodnotí ve 3 bodech.

3 body: beze změn v práci, beze změn pohybových (atletických) aktivit, beze změny sociální situace.

2 body: omezení pracovní aktivity, popř. změna zaměstnání, snížení pohybových (atletických) aktivit, snížení sociálního kontaktu, v každodenním životě někdy potřebná pomoc (druhých).

1 bod: pracovní neschopnost, bez pohybové (atletické) aktivity, omezení volnočasových aktivit, významné snížení společenského kontaktu, častá potřeba pomoci v každodenním životě.

4.1.6.4 Celkové vyhodnocení Pelvic Outcome Score

Při celkovém zhodnocení se přihlíží samostatně jednak k součtu klinických a radiologických výsledků, jednak k sociálně – pracovním výsledkům. Celkové výsledky ukazují následující tabulky (tab. 4.1.6.4-1 a 4.1.6.4-2).

Tab. 4.1.6.4-1

Výsledky	Součet klinických a radiologických výsledků
Výborné	7
Dobré	6
Uspokojivé	4 až 5
Špatné	2 až 3

Tab. 4.1.6.4-2

Výsledky	Práce a společenské začlenění
Výborné	3
Uspokojivé	2
Špatné	1

4.1.7 Hodnocení dislokace zadního pánevního segmentu na skiagramech

Pro podrobnější vyhodnocení dislokace zadního segmentu lze využít také měření na všech 3 projekcích pánve (předožadní, vchodové a východové), přičemž se v úvahu bere jen největší naměřená hodnota. Takto RTG pánve vyhodnocovali např. *Matta a Tornetta* 1996 [85]. Tito autoři rozdělili přetrvávající dislokaci zadního pánevního segmentu do 4 skupin: do 4 mm, do 10 mm, do 20 mm a dislokaci větší než 20 mm. Rozdělení radiologických výsledků, které jsou hodnoceny tímto způsobem, ukazuje přehledně následující tabulka (tab. 4.1.7).

Tab. 4.1.7

Radiologické výsledky	Dislokace zadního segmentu
Výborné	do 4 mm
Dobré	5 až 10 mm
Uspokojivé	10 až 20 mm
Špatné	více než 20 mm

Při porovnání hodnocení podle Matty a Tornetty s Pelvic Outcome Score je patrné přísnější hodnocení dislokace zadního segmentu u Pelvic Outcome Score. Zhodnocení radiologických výsledků, které popsali Matta a Tornetta, také nepřihlíží k dislokaci v oblasti symfýzy, popř. kosti stydké nebo sedací. Vzhledem k nejednotnosti hodnocení přetrvávající dislokace pánevního kruhu budou ve výsledcích této práce uvedeny výsledky měření jak podle Pelvic Outcome Score, tak podle metodiky Matty a Tornetty.

4.2 Operační postup

4.2.1 Operační postup při implantaci transiliakálního vnitřního fixátoru (TIFI)

Všechny implantace TIFI byly prováděny v pronační poloze. Pro implantaci polyaxiálních šroubů byla využita bilaterálně vedená miniincize při zadní ploše lopaty kosti kyčelní v délce cca 3 až 5 cm (cca 1 cm až 2 cm kraniálně a 1 cm laterálně od spina iliaca posterior

superior). Poté následovala tupá preparace měkkých tkání až do kontaktu s kortikalis lopaty kosti kyčelní. Polyaxiální šrouby byly zaváděny po předchozím **otevření kortikalis při spina iliaca posterior superior**. V sagitální rovině bylo třeba dodržet co nejvíce ploché zavedení (**do úhlu cca 30°**), aby se minimalizovalo riziko prominence hlaviček šroubů. Směr zavedení byl **paralelní s průběhem linea glutea posterior**, při zavádění šroubů se využívala jednak pátrací sonda (Pedikelsucher), jednak skiagrafická kontrola. Pro snížení rizika prominence hlaviček šroubů bylo dále provedeno zahlobnutí hlaviček šroubů (jako modifikace originálního operačního postupu dle Füchtmeiera). Kromě implantátů z instrumentaria USS®, jejichž použití při konstrukci TIFI popsal Füchtmeier, byly použity implantáty Legacy®, Colorado® nebo Coral®.

Po implantaci obou polyaxiálních šroubů následovalo zavádění příčnicku, který byl protažen subfasciálně.

Zavřená repozice, popř. joystick technika repozice (s použitím polyaxiálních šroubů) se prováděla před fixací příčnicku. Při dislokaci v zadním segmentu větší než 1 cm byla v předoperačním období využita skeletální trakce, pokud nebyla přítomná poranění dolních končetin nebo jiné kontraindikace pro zavedení trakce. Peroperačně se dále pro repozici využívala laterální komprese (na obě lopaty kosti kyčelní), předozadní komprese, tah za dolní končetinu, popř. její rotace.

Po repozici následovala fixace příčnicku do hlaviček obou polyaxiálních šroubů pomocí upevňovacích šroubů. Výsledná konstrukce TIFI a dosažená repozice zadního pánevního segmentu byla kontrolována při peroperační skiografii v předozadní, vchodové, východové a bočné projekci.

4.2.2 Operační postup při implantaci IS

Všechny IS byly implantovány perkutánně standardní metodikou dle Routta jr. v supinační poloze. Pro zavedení byla použita klasická 2D skiografie bez navigace. Konečná pozice šroubů byla kontrolována opět ve 4 projekcích při 2D skiografii (bočné, předozadní, vchodové a východové).

4.3 Klasifikace poranění pánevního kruhu

Pro popis jednotlivých poranění pánevního kruhu byla použita AO klasifikace a Pohlemannova klasifikace zlomenin kosti křížové. Obě klasifikace jsou podrobněji uvedeny v následujících kapitolách.

4.3.1 AO klasifikace poranění pánevního kruhu

Pro popis všech poranění pánevního kruhu ve vlastní práci byla použita česká verze AO klasifikace v takové podobě, v jaké byla publikována *Chmelovou et. al. v r. 2010* [66], tato podoba AO klasifikace je popsána i v recentní monografii *Džupy et al. 2013* [30].

Typ A zahrnuje stabilní poranění pánevního kruhu, charakteristická je rotační i vertikální stabilita zadního pánevního segmentu (tab. 4.3.1-1). Patří sem okrajové a avulzní zlomeniny (A1), izolované zlomeniny kosti stydké, inkompletní zlomeniny kosti kyčelní (A2). Dále jsou sem řazeny dislokace sakrokokcygeálního skloubení, zlomeniny kostrče a příčné zlomeniny kosti křížové bez narušení stability pánevního kruhu (A3).

Tab. 4.3.1-1

Typ A	Stabilní poranění, bez disrupce pánevního kruhu
A1.1	Avulzní zlomenina spina iliaca anterior superior, spina iliaca anterior inferior nebo tuberculum pubicum
A1.2	Avulzní zlomenina lopaty kosti kyčelní
A1.3	Avulzní zlomenina tuber ischiadicum
A2.1	Inkompletní zlomenina lopaty kosti kyčelní, bez porušení stability pánevního kruhu
A2.2	Jednostranná zlomenina ramének kosti stydké, popř. transpubická léze, bez poranění zadního segmentu
A2.3	Oboustranná zlomenina ramének kosti stydké bez poranění zadního segmentu
A3.1	Zlomenina kostrče nebo dislokace v sakrokokcygeálním skloubení
A3.2	Příčná zlomenina kosti křížové v kaudální polovině (pod S2), neurologický deficit vzácně, nedislokovaná příčná zlomenina
A3.3	Příčná zlomenina kosti křížové v kraniální polovině (S1, S2), častá přítomnost neurologické léze, dislokovaná příčná zlomenina

Typ B je charakterizován rotační nestabilitou pánevního kruhu při zachované vertikální stabilitě. Řadí se sem jednostranná poranění z předozadní komprese (B1), jednostranná poranění z laterální komprese (B2) a oboustranná poranění typu B (B3). V oblasti předního segmentu je symfyzeolýza, zlomenina ramének kosti stydké nebo kombinace symfyzeolýzy a zlomeniny kosti stydké. Jednotlivé podtypy uvádí následující tabulka (tab. 4.3.1-2).

Tab. 4.3.1-2

Typ B	Rotačně nestabilní poranění, vertikální stabilita zachována
B1.1	Jednostranné poranění z předozadní komprese s inkompletní lézí přední části SI kloubu
B1.2	Jednostranné poranění z předozadní komprese s inkompletní zlomeninou kosti křížové
B2.1	Jednostranné poranění z laterální komprese, kompresivní zlomenina přední části massa lateralis ossis sacri
B2.2	Jednostranné poranění z laterální komprese, parciální dislokace SI kloubu, popř. inkompletní zlomenina v oblasti SI kloubu se zachovanou vertikální stabilitou
B2.3	Jednostranné poranění z laterální komprese s inkompletní zlomeninou lopaty kosti kyčelní
B3.1	Oboustranné poranění typu B z předozadní komprese
B3.2	Oboustranné poranění typu B – kombinace poranění z předozadní komprese na jedné straně a poranění z laterální komprese na druhé straně
B3.3	Oboustranné poranění typu B z laterální komprese

Při poranění **typu C vzniká vertikální i rotační nestabilita** pánevního kruhu, jedná se tedy o **kompletně nestabilní poranění zadního pánevního segmentu** (tab. 4.3.1-3). Mezi poranění typu C jsou řazeny jednostranná poranění typu C (C1), kombinace poranění typu B a C (C2) a oboustranná poranění typu C (C3). V oblasti předního segmentu je ve většině případů přítomná symfyzeolýza, zlomenina kosti stydké, popř. jejich kombinace. Výjimečně může dojít i k vertikálně nestabilní lézi zadního segmentu bez současného poranění předního segmentu, příkladem může být izolovaná luxace obou SI kloubů [81].

Tab. 4.3.1-3

Typ C	Vertikálně nestabilní poranění
C1.1	Jednostranná vertikální zlomenina lopaty kosti kyčelní, popř. s linií zasahující do SI kloubu
C1.2	Jednostranná kompletní dislokace SI kloubu
C1.3	Jednostranná vertikálně nestabilní zlomenina kosti křížové
C2.1	Kombinace C1.1 a poranění B1 nebo B2
C2.2	Kombinace C1.2 a poranění B1 nebo B2
C2.3	Kombinace C1.3 a poranění B1 nebo B2
C3.1	Bilaterální poranění C1.1
C3.2	Kombinace poranění C1.1 na jedné straně a C1.2 nebo C1.3 na druhé straně
C3.3	Bilaterální poranění C1.3

4.3.2 Pohlemannova klasifikace zlomenin kosti křížové

Pohlemannova klasifikace sakrálních zlomenin rozšiřuje Denisovu klasifikaci o avulzní zlomeniny (typ 0) a o bilaterální zlomeniny kosti křížové (typ IV). Typ I odpovídá typu I dle Denise (transalární zlomeniny), typ II zahrnuje transforaminální zlomeniny a typ III centrální zlomeniny kosti křížové. Od typu I směrem k typu IV roste riziko rozvoje neurologické léze v oblasti sakrálních kořenů, popř. sakrálního plexu. Celá klasifikace je opět uvedena v následující tabulce (tab. 4.3.2).

Tab. 4.3.2

Typ zlomeniny kosti křížové dle Pohlemanna	
0	Avulzní a okrajové zlomeniny
I	Lomná linie laterálně od foramin, transalární zlomeniny
II	Lomná linie jde přes foramina, transforaminální zlomeniny
III	Lomná linie prochází mediálně od foramin, centrální zlomeniny, dále se dělí dle linie lomu na vertikální, příčné a šikmé
IV	Bilaterální zlomeniny kosti křížové

4.4 Metodika biomechanické studie

Celá biomechanická studie byla prováděna ve spolupráci s NTIS a KME FAV ZČU v Plzni pod vedením **prof. Ing. Jiřího Křena, CSc.** Vytvoření konečnoprvkového modelu provedla **as. Ing. Magdalena Jansová, Ph.D.**, která prováděla i požadované výpočty dislokací a napětí ve specializovaném softwaru, na výpočtech spolupracoval i **as. Ing. Libor Lobovský, Ph.D.**, který dále vytvořil originální software pro validaci konečnoprvkového modelu pomocí plastového modelu.

4.4.1 Konečnoprvkový model pánevního kruhu

Na základě HRCT skenů pánve o tloušťce 0,8 mm u feminní pánve fyziologické kostní struktury byl vytvořen 3D model pánve. Ve specializovaném softwaru bylo vytvořeno triangulární povrchové síťování (surface mesh). Model pánve byl zhotoven jako osově symetrický podle mediánní roviny. Následně pomocí Visual-Mesh softwaru byla vypracována 3D tetraedrická síť (3D tetrahedral mesh), tj. konečnoprvková síť, jejíž jednotlivé prvky jsou tvořeny čtyřstěny. V modelu nebylo zahrnuto sakrokokcygeální spojení a kostrč, vzhledem k malému významu na vertikální stabilitu kosti křížové (simulace vlivu svalů pánevního dna nebyla prováděna).

Model kosti byl vytvořen jako spongiózní vnitřní část a kompaktní zevní část, spongióza byla modelována pomocí tetraedrálních solidních prvků. Vrstva triangulárních povrchových prvků o celkové síle 3 mm tvořila kompaktní kost. Youngův modul pružnosti a Poissonův poměr pro kompaktní i spongiózní kost byly převzaty tak, jak je uvedli *Bodzay et al.* v r. 2011. Pro zjednodušení byly neporaněné SI klouby považovány za rigidní strukturu. Symfýza byla modelována jako solidní tetraedrální prvky (biomechanické vlastnosti byly převzaty od Bodzaye). Hlavice femuru byly vymodelovány jako kopie kloubní plochy acetabula, následně byly modely hlavice zmenšeny tak, aby byla dosažena fyziologická kongruence v kyčelním kloubu. Hlavice femuru byla pro účely studie považována za rigidní strukturu.

Vertikální zátěž byla aplikována na tělo S1 v oblasti basis ossis sacri, směr působení byl vertikální vzhledem k bázi S1, velikost působící síly byla 500 N (odpovídá běžné chůzi, obr. 4.4.1), aplikováno bylo iniciálně 250 N jako preload a následně byla zátěž zvyšována po 25 N až do cílové hodnoty 500 N, pro vyrovnání sil probíhala neutralizace přes obě vymodelované hlavice femuru, které byly virtuálně fixovány ve všech stupních volnosti (tj. v translacích (x, y, z) i rotacích (α , β , γ)). Osa **x** byla určena **mediolaterálním směrem**, osa **y** **anterio-posteriorním směrem** a osa **z** byla v **kaudokraniálním směru**. Rotace α byla ve smyslu **flexe/extenze** kolem

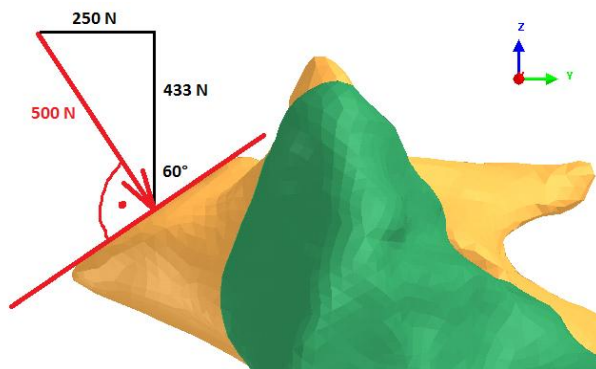
osy x , rotace β ve smyslu **abdukce**, **addukce** kolem osy y a rotace γ ve smyslu **zvní a vnitřní rotace** kolem osy z .

Jako první byl vytvořen model intaktní pánve, tj. s fyziologickou pozicí obou pánevních segmentů, bez kostní a ligamentózní léze.

Dále byla vytvořena kompletní vertikální linie lomu v **transforaminální zóně**, tj. zlomenina Denis II, Pohlemann II, v oblasti předního pánevního segmentu byla modelována kompletní symfyzeolýza (vč. léze lig. pubicum inferius). Bylo simulováno **levostranné poranění 61-C1.3** dle AO klasifikace.

Následovala postupná virtuální implantace TIFI, resp. 2 IS. Pro simulaci TIFI byly použity polyaxiální šrouby Legacy Medtronic © o průměru 7,5 mm a příčník o průměru 6 mm, pro simulaci iliosakrálních šroubů kanylované šrouby o průměru 7,3 mm Synthes ©, se závitem jen na konci šroubu (partially threaded screws). V oblasti předního segmentu byla symfyzeolýza fixována 6děrovou dlahou 3,5 (3+3 šrouby), pro virtuální implantaci byla použita nízkoprofilová 3,5 LCP dlaha, Synthes ©, nicméně bližší analýza v oblasti předního segmentu nebyla prováděna, v barevném mapování nebyla tato dlaha vizualizována.

Obr. 4.4.1



4.4.2 Metodika výpočtu dislokace

Na modely s aplikovanou fixací byla testována výše uvedená vertikální zátěž (500 N), přičemž se sledovaly dislokační pohyby v oblasti linie lomu. V případě dislokace byly na konečnoprvkovém modelu měřeny dislokační pohyby vybraných nodů ve směru os x , y a z (parciální dislokace) a dále **velikost celkové dislokace (magnitude) Δl** , která je v případě naměřených posunů nodu A x_A , y_A , z_A určena vztahem: $\Delta l_A = \sqrt{x_A^2 + y_A^2 + z_A^2}$. Modely měly jednak grafický výstup ve formě barevného mapování, jednak data ve formě grafů závislosti velikosti zátěže na dislokaci, resp. zátěže na napětí, linearita závislosti dat byla ověřována pomocí **koeficientu spolehlivosti R^2** (počítaného v MS Excel© - v balíčku analýzy dat, regrese). Z grafu závislosti

zátěže na dislokaci byly určeny velikosti tuhosti fixací TIFI a 2 IS, které byly porovnány s výsledky u modelu neporaněné pánve. Z dat byl určen poměr tuhosti v %, v případě TIFI bylo určeno vztahem:

$$\text{poměr tuhosti}(TIFI) = \frac{k_{TIFI}}{k_0} \cdot 100, \text{ kde } k_{TIFI} \text{ je tuhost fixace vypočtená}$$

při fixaci TIFI a k_0 je tuhost neporaněné pánve. Hodnoty tuhosti byly získány pomocí lineární regrese z dat závislosti působící zátěže a velikosti dislokace. Lineární regrese byla u všech modelů provedena v MS Excel. V případě modelování fixace TIFI a IS byly dislokace měřeny vždy ve dvou nodech, které přiléhaly k lomné linii, tj. **mediálně (blíže k centrální části kosti křížové)** a **laterálně umístěný nodus** (v linii blíže k SI kloubu). V případě neporaněné pánve jsou dané nody totožné, neboť zde chybí simulovaná linie lomu. Při lineárně regresní analýze byl kromě vypočtených středních hodnot tuhosti určován i 95% interval spolehlivosti (95% CI, tj. dolní a horní meze pro danou tuhost a spolehlivost 95 %). Lineární závislost dat byla ověřována koeficientem spolehlivosti R^2 , byla požadována hodnota alespoň 0,99.

Data byla měřena v prvcích, které byly lokalizovány v následujících oblastech: **centrální část báze (B)**, **kaudální okraj foramen S1** v oblasti transforaminální linie lomu (1), **kaudální okraj foramen S2** v oblasti linie lomu (2), dále **v kaudální oblasti foramen S3** (3) a také i **foramen S4** (4). V oblasti S1 až S4 byly analyzovány vždy 2 nody – na laterální a na mediální ploše lomné linie. V každém z uvedených nodů byl určen příslušný poměr tuhosti (včetně 95% CI). Ze získaných hodnot byl určen aritmetický průměr a skupiny dat pro TIFI a IS byly porovnány pomocí Studentova t-testu a F-testu pro rozptyl, významná byla $p < 0,05$.

4.4.3 Metodika výpočtu napětí

Napětí σ bylo vyhodnoceno také jednak pomocí barevného mapování, jednak pomocí Von Mises stress ratio. Napětí obou fixací bylo posuzováno v prvcích, ve kterých dosáhlo maximální hodnoty v oblasti kosti. Ze získaných dat bylo určeno Von Mises stress ratio v %, v případě TIFI tak

$$\text{platil vztah: } \text{Von Mises stress ratio}(TIFI) = \frac{\sigma_{TIFI}}{\sigma_0} \cdot 100, \text{ kde } \sigma_{TIFI} \text{ je napětí}$$

vypočtené v modelu TIFI a σ_0 je napětí u modelu neporaněné pánve.

$$\text{V případě IS platí analogický vztah: } \text{Von Mises stress ratio}(IS) = \frac{\sigma_{IS}}{\sigma_0} \cdot 100,$$

kde σ_{IS} je napětí v modelu IS. Dané poměry byly určeny pro všechna data od 250 do 500 N zátěže a byla určena průměrná hodnota pro toto rozmezí zátěže. Průměrné hodnoty byly porovnány pomocí Studentova t-testu

a F-testu pro rozptyl (jako významný rozdíl byla posuzována hodnota pravděpodobnosti $p < 0,05$).

4.4.4 Metodika validace konečnoprvkového modelu

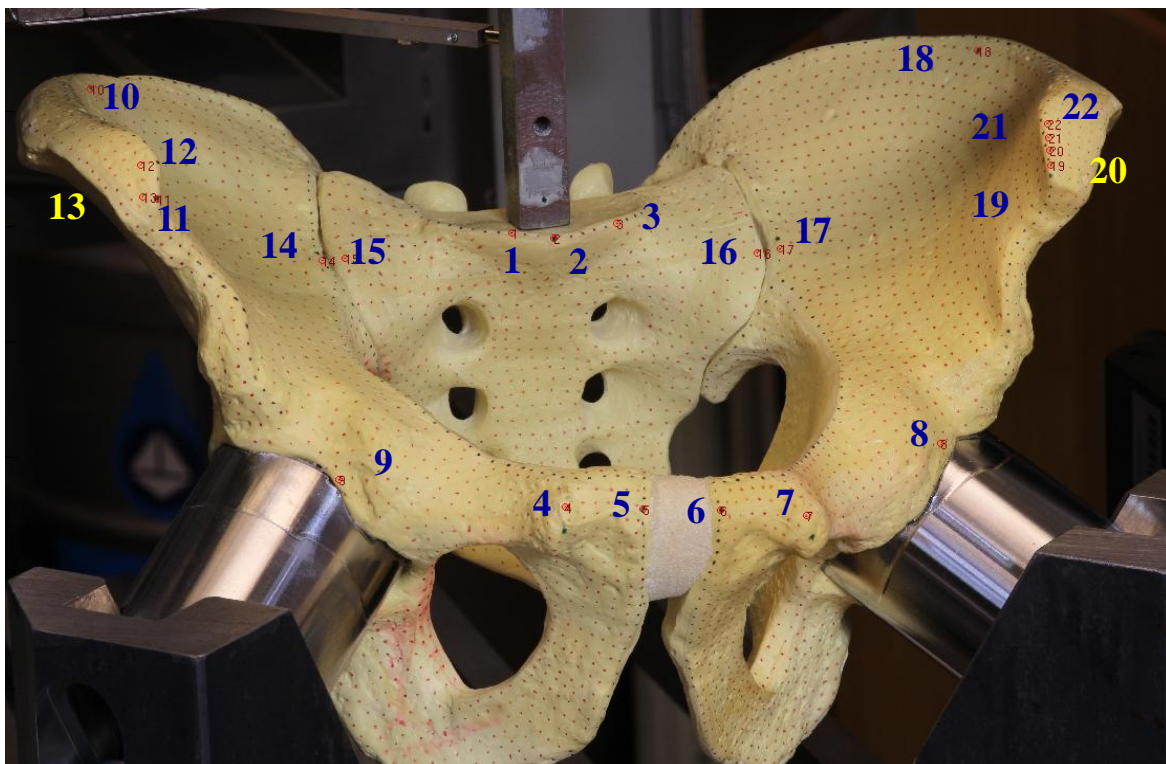
Pro validaci konečnoprvkového modelu bylo použito měření dislokace na běžně dostupném modelu pánevního kruhu od firmy Sawbones®, číslo modelu 1301, <http://www.sawbones.com/products/product.aspx?231>. Pro validaci byl použit intaktní model, tj. bez porušení struktury jak předního, tak zadního pánevního segmentu.

Místa pro analýzu dislokace zadního segmentu byla zvolena ve stejné lokalizaci jako v případě konečnoprvkového modelu, celkem bylo 22 bodů: jednalo se o **bázi kosti křížové** při promontoriu (1,2,3), dále kraniální plochu **SI kloubu v úrovni S1** (14,15,16,17), **mediální okraj crista iliaca** při tuberculum iliacum (10,18), **spina iliaca anterior superior** (11,12,13,19,20,21,22), oblast margo anterior acetabuli poblíž upevnění k testovacímu stroji (8,9), tuberculum pubicum (4,7) a parasymfyzeální oblast těla kosti stydké (5,6). Místa měření jsou patrná z obrázku (4.4.4-1), kde je vidět i fixace modelu pro testování zátěže. Označená místa byla při pohybu snímána **2 digitálními fotoaparáty**, které byly umístěny vhodně tak, aby snímaly model pánve tak, jako při běžné AP projekci pánve. Ze získaných dat z obou fotoaparátů byla pomocí unikátního softwaru vytvořena stereometrická síť bodů, kde bylo možné přesně sledovat pozice vybraných bodů zájmu, jednalo se tak o **použití stereofotogrammetrie v oblasti viditelného světla** (VIS, pro osvětlení modelu pánve bylo použito bílé světlo). Daný software pro prostorové určení polohy daných bodů a srovnání jejich posunu v čase **byl vytvořen na Katedře mechaniky FAV ZČU v rámci spolupráce v NTIS, autorem unikátního softwaru je Ing. Libor Lobovský, Ph.D. společně se studentkou FAV ZČU Janou Hartlovou.** Daný systém umožňoval bezkontaktní měření s vysokou přesností (lepší než 0,1 mm).

Plastový model pánve bylo pro provedení měření třeba vhodně upevnit tak, aby při aplikaci zátěže do báze kosti křížové nedocházelo k rotacím v sagitální rovině (tj. klouzání modelu od působící zátěže). Bylo třeba stanovit, jaké části modelu budou považovány za rigidní a v těchto částech modelu provést vhodné upevnění k podložce stroje pro testování zátěže. **Jako rigidní byly zvoleny oblasti obou acetabul** (vzhledem k tomu, že v dané biomechanické studii nebyla zvažována současná poranění pánevního kruhu a acetabula, popř. pánevního kruhu a proximálního femuru). Pro fixaci obou acetabul byl vytvořen nosník tak, že pomocí **3D skeneru** byla naskenována vnitřní plocha acetabula (v oblasti fossa acetabuli až k limbus acetabuli), na základě tohoto skenu byl vytvořen digitálně negativ. 3D negativ

vnitřní plochy acetabula byl následně zmenšen o 1 mm. Na základě zmenšeného negativu byl vyroben iniciálně prototypový kompozitní fixační prvek a po jeho otestování byl poté již vyroben **definitivní fixační prvek z nerez oceli**. Oba ocelové fixační prvky byly do oblasti acetabula pevně přilepeny **kyanoakrylátovým lepidlem** (tloušťka vrstvy a doba zasychání lepidla byly provedeny přesně dle doporučení výrobce). Model s oběma fixačními prvky byl následně díky těmto prvkům upevněn do testovacího stroje pro aplikaci mechanické zátěže.

Obr. 4.4.4-1



Snímek pořídil as. Ing. Libor Lobovský, Ph.D. a studentka FAV ZČU Jana Hartlová, ©NTIS ZČU. Daný obrázek použit se svolením jeho autorů.

Zátěž byla přenášena **přes bázi kosti křížové**, byla neutralizována v oblasti obou acetabul, velikost výsledné zátěže byla 500 N (0,6 tělesné tíhy), což odpovídá běžné bipední chůzi.

Zátěž byla aplikována testovacím strojem jako lineární a postupně narůstající v čase během 5 minut, srovnávány byly následně pozice bodů na začátku měření (tj. $t = 0$ s) a za 5 min při dosažení zátěže 500 N (tj. $t = 300$ s). Velikosti posunu jednotlivých bodů byly určeny v dané softwarové aplikaci. Měření zátěže byla provedena vždy ve 2 na sobě nezávislých pokusech a z dat byl získán aritmetický průměr. Díky použití stereofotogrammetrie bylo možné sledování pohybu vybraných bodů zájmu v 3D (prostorové) soustavě souřadnic. Byla sledována také symetrie fixace modelu, kdy byly srovnávány pozice v osové souměrnosti sobě

odpovídajících bodů mezi pravou a levou hemipelvis. Pro srovnání sloužila suma celkové dislokace na pravé a levé hemipelvis, průměrná velikost sum dislokace hemipelvis byla porovnána Studentovým t-testem, **což prokázalo vzájemně ekvivalentní fixaci obou hemipelvis** k podložce testovacího stroje ($t = 0,13320$; $p = 0,26640$).

K validaci byl dále použit konečnoprvkový model, který svým tvarem a velikostí přesně odpovídal zmíněnému plastovému modelu, pro zhotovení tohoto modelu byly použity CT skeny plastového modelu a jejich následná 3D rekonstrukce, neboť při použití 3D skeneru se obtížně zobrazovaly intraforaminální oblasti modelu. Po výpočtu dat celkové dislokace byly výsledky získané z konečnoprvkového modelu porovnány se změřenými hodnotami.

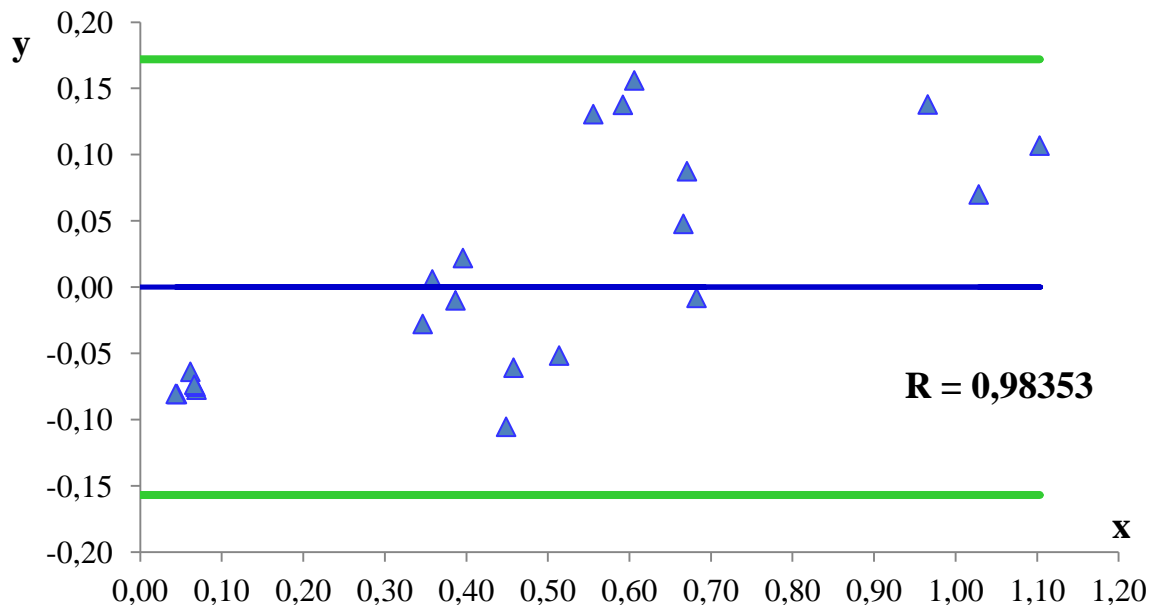
Vzájemné srovnání vypočtených hodnot na konečnoprvkovém modelu a hodnot získaných při experimentu na plastovém modelu bylo provedeno jednak pomocí **korelačního koeficientu** (funkce correl v MS Excel), jednak také graficky ve formě **Blandova-Altmanova diagramu** [59]. Tento diagram byl sestaven na základě následujícího vztahu pro jeho souřadnice – na osu x byl vynášen aritmetický průměr z vypočtené (l) a změřené hodnoty (l_0):

$$x = \frac{l + l_0}{2},$$

na osu y se poté vynášel rozdíl vypočtené (l) a změřené hodnoty (l_0) celkové dislokace: $y = l - l_0$.

Dále byl vymezen pás 95% intervalu spolehlivosti (95% CI), pro jeho výpočet byl použit vztah $\bar{y} \pm 1,96 \cdot s$, kde \bar{y} je průměr z y hodnot daného diagramu a s je příslušná směrodatná odchylka vypočtená z hodnot y (tj. z vnesených rozdílů vypočtené a změřené hodnoty). Vytvoření Blandova-Altmanova diagramu bylo provedeno také v MS Excel, diagram je uveden níže (graf 4.4.4-1). Jak diagram, kde je vidět **excelentní shoda dat** (všechny hodnoty leží uvnitř 95% limitů intervalu spolehlivosti (95% CI), tak získané hodnoty koeficientu korelace (Pearsonův korelační koeficient R) pro srovnání dat velikostí dislokací změřených na konečnoprvkovém modelu a na plastovém modelu ($R = 0,98353$, 95% CI 0,96142 – 0,99351) **prokazují statistickou ekvivalenci dat celkových dislokací mezi konečnoprvkovým a plastovým modelem**. Data kromě diagramu přináší i tabulka (tab. 4.4.4-1), l_1 a l_2 označují celkové dislokace změřené na plastovém modelu (při měření č. 1 a 2), *průměr* značí aritmetický průměr těchto měření. V sloupci *MKP* jsou data celkové dislokace vypočtené na konečnoprvkovém modelu, x je horizontální osa a y vertikální osa Blandova-Altmanova diagramu. Vypočtené limity 95% CI byly: -0,1494 (dolní 95% mez) a 0,1794 (horní 95% mez), v diagramu jsou označeny zeleně. Ověření ekvivalence dat bylo dále provedeno také Studentovým t-testem ($t = 0,08708$; $p = 0,93102$), daná hodnota p prokazuje **statisticky nevýznamné rozdíly mezi oběma metodikami** určení celkové dislokace.

Graf 4.4.4-1 Blandův-Altmanův diagram validace konečoprvkového modelu



Tab. 4.4.4-1

Bod č.	l_1 [mm]	l_2 [mm]	Průměr l_0 [mm]	MKP l [mm]	x	y
1	0,9711	1,0157	0,9934	1,0634	1,0284	0,0700
2	1,0354	1,0639	1,0497	1,1565	1,1031	0,1069
3	0,8528	0,9410	0,8969	1,0348	0,9659	0,1379
4	0,1079	0,1076	0,1078	0,0304	0,0691	-0,0774
5	0,1031	0,1078	0,1055	0,0304	0,0679	-0,0751
6	0,0944	0,0925	0,0935	0,0296	0,0615	-0,0639
7	0,0620	0,1442	0,1031	0,0295	0,0663	-0,0736
8	0,0469	0,1238	0,0854	0,0047	0,0450	-0,0807
9	0,0944	0,0733	0,0839	0,0033	0,0436	-0,0806
10	0,6224	0,7503	0,6864	0,6783	0,6823	-0,0081
11	0,4145	0,5884	0,5015	0,3961	0,4488	-0,1054
12	0,4489	0,6303	0,5396	0,4880	0,5138	-0,0516
13	0,4041	0,5724	0,4883	0,4275	0,4579	-0,0608
14	0,5683	0,6853	0,6268	0,7143	0,6706	0,0875
15	0,5697	0,7149	0,6423	0,6901	0,6662	0,0478
16	0,4903	0,5560	0,5232	0,6608	0,5920	0,1377
17	0,4122	0,5686	0,4904	0,6210	0,5557	0,1306
18	0,4848	0,5711	0,5280	0,6840	0,6060	0,1561
19	0,3008	0,4199	0,3604	0,3326	0,3465	-0,0278
20	0,3196	0,3911	0,3554	0,3612	0,3583	0,0059
21	0,3198	0,4635	0,3917	0,3817	0,3867	-0,0100
22	0,3469	0,4227	0,3848	0,4068	0,3958	0,0220
Studentův t-test $t = 0,08708$; $p = 0,93102$			F-test pro rozptyl $F = 1,49448$; $p = 0,63457$			

4.5 Použité statistické metody

4.5.1 Vyhodnocení kategoriálních dat

Pro zhodnocení kategoriálních (převážně kvalitativních) dat byly použity jednak χ^2 test, jednak **Fisherův exaktní test**. Pro srovnání dat mezi souborem TIFI a IS v kontingenční tabulce 2x2 byla použita specifická verze

χ^2 testu s úpravou pro 1 stupeň volnosti:
$$\chi^2 = \frac{(ad - bc)^2 (a + b + c + d)}{(a + b)(c + d)(b + d)(a + c)}$$
.

Výše uvedený vzorec byl přejat z internetové aplikace pro výpočet χ^2 testu <http://math.hws.edu/javamath/ryan/ChiSquare.html> [54].

- Hodnota p poté byla vypočtena v MS Excel pomocí funkce **CHIDIST** (přesný vzorec pro výpočet = chidist(hodnota χ^2 ; 1)), tato modifikace χ^2 testu byla použita např. pro srovnání zastoupení mužů a žen v obou souborech.

Pro data, která vytvářela tabulku RxC (např. zastoupení typu zlomenin kosti křížové), byla použita modifikace χ^2 testu pro tabulku RxC. Jestliže R je počet řádků a C je počet sloupců, pak pro počet stupňů volnosti ν platí vzorec: $\nu = (R - 1) \cdot (C - 1)$. Pro teoretické zastoupení dat v tabulce platí

vzorec:
$$E_i = \frac{\sum \text{řádek } i \cdot \sum \text{sloupec } i}{N}$$
, kde E_i je teoretická hodnota pro daný

řádek a sloupec, $\sum \text{řádek } i$ je součet hodnot v daném řádku i , kde se vyskytuje naměřená hodnota x_i , $\sum \text{sloupec } i$ je součet dat v daném sloupci i obsahujícím naměřenou hodnotu x_i a N je celkový součet všech hodnot v tabulce naměřených dat. χ^2 test pro tabulku RxC se poté počítá jako součet χ^2 testu

pro jednotlivé naměřené hodnoty x_i jako
$$\chi^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(x_i - E_i)^2}{E_i}$$
, kde x_i je

pozorovaná (naměřená hodnota) a E_i vypočtená teoretická hodnota, n je počet dat, tj. součin počtu řádků a sloupců ($n = R \cdot C$).

Pro data, která v tabulce 2x2 nedosahovala součtu 10, resp. pokud data v jednotlivých řádcích byla menší nebo rovná 5, byl použit místo χ^2 testu **Fisherův exaktní test** (http://en.wikipedia.org/wiki/Fisher's_exact_test [53]).

Pro čtyřpolní tabulku platí pro hodnotu p u Fisherova exaktního testu (v případě nenulových hodnot dat) vzorec pro hypergeometrické rozdělení:

$$p = \frac{(a + b)!(c + d)!(a + c)!(b + d)!}{a!b!c!d!N!}$$
, kde v čitateli je **součin faktoriálů součtu**

jednotlivých řádků – tj. $(a+b)$, resp. $(c+d)$ – a součtu jednotlivých sloupců $(a+c)$, resp. $(b+d)$, ve jmenovateli je posléze součin faktoriálů jednotlivých dat **a až d** a celkového počtu **N** ($N = a+b+c+d$)

(http://en.wikipedia.org/wiki/Fisher's_exact_test [53]). Nicméně daný vzorec ukazuje pravděpodobnost hypergeometrického rozdělení jen u tabulky

experimentálně získaných hodnot. Pro určení oboustranné pravděpodobnosti Fisherova exaktního testu je **nutné určit pravděpodobnosti u všech tabulek**, které mají stejný součet dat ve sloupcích jako tabulka experimentálních dat. Z každé čtyřpolní tabulky se počítá pravděpodobnost hypergeometrického rozdělení a porovnává se s hodnotou pravděpodobnosti u tabulky pozorovaných (naměřených dat). Následuje součet p_x a výsledků p_i Fisherova exaktního testu z 2x2 tabulek teoretických hodnot, které splňují podmínku $p_i \leq p_x$, tj. daná p jsou menší nebo rovná hodnotě p_x vypočtené

z pozorovaných dat. To lze zapsat také vztahem: $p = \sum_{i=1}^x (p_i; p_i \leq p_x)$ [55].

Vzhledem k uvedené náročnosti pro manuální výpočet (např. v MS Excel) byl pro výpočet Fisherova exaktního testu použit volně dostupný internetový kalkulátor: <http://www.vassarstats.net/tab2x2.html> [58], využita byla data **pro oboustranné pravděpodobnosti**, zaokrouhlená na 5 desetinných míst. Daný kalkulátor dále umožňoval výpočty nejen v případě nulových hodnot u 1 souboru, ale i v případě tabulek dat 2x3, 3x3, 4x2. Pro tabulku 5x2 byl použit opět internetový kalkulátor dostupný na této stránce: www.quantitativeskills.com/sisa/statistics/fiveby2.htm [136]. Kromě výpočtu v případě nízkých hodnot jednotlivých dat byl Fisherův exaktní test použit i pro ověření statistické významnosti při χ^2 testu.

V případě čtyřpolních tabulek bylo dále ve vybraných případech počítáno **odds ratio (poměr šancí)**. Odds ratio bylo použito např. pro vzájemné srovnání výskytu ranných komplikací. Pro výpočet dat v čtyřpolní tabulce s jednotlivými hodnotami a, b, c, d byl použit následující vztah:

$$\text{odds ratio} = \frac{\frac{a}{b}}{\frac{c}{d}} = \frac{ad}{bc}$$
. Dále byl určen také 95% interval spolehlivosti

pro dané odds ratio (95% CI). Pro jeho výpočet bylo nutné stanovit standardní chybu přirozeného logaritmu odds ratia (SE , standard error):

$$SE(L) = \sqrt{\frac{1}{a} + \frac{1}{b} + \frac{1}{c} + \frac{1}{d}}$$
, dále přirozený logaritmus odds ratia (L): $L = \ln \frac{ad}{bc}$.

Limity ohraničující 95% CI (x_1 a x_2) poté byly získány pomocí vztahů: $x_1 = e^{L-1,96 \cdot SE(L)}$; $x_2 = e^{L+1,96 \cdot SE(L)}$, kde e je základ přirozeného logaritmu.

Všechny vztahy pro výpočet odds ratia byly převzaty z internetového zdroje http://en.wikipedia.org/wiki/Odds_ratio [60]. Pro vlastní provedení výpočtu byl použit opět MS Excel, kam byly výše uvedené vztahy vloženy jako vzorce.

4.5.2 Hodnocení rozdílů u souvislých dat

Pro vyhodnocení souvislých numerických dat, která měla kvantitativní charakter, byl **při srovnávání dvou souborů použit Studentův t-test**.

Typ t-testu byl volen dle hodnoty p u **F-testu rozdílu rozptylů**, při $p \geq 0,05$ byla použita varianta pro t-test se shodným rozptylem, pro $p < 0,05$ byla využita varianta t-testu pro rozdílný rozptyl obou souborů.

F-test byl počítán v MS Excel **pro oboustranné rozdělení dat** v souboru. Byl použit základní vzorec = **Ftest(soubor1;soubor2)**, který odpovídá dvojnásobku hodnoty pro jednostranné rozdělení dat.

F-test lze vypočítat také dosazením do vztahu pro jeho výpočet:

$$F = \frac{\text{vyšší rozptyl}(s_1^2; s_2^2)}{\text{nižší rozptyl}(s_1^2; s_2^2)}$$
, kde pro jednotlivé rozptyly s_1^2 , resp. s_2^2 platí

vztahy:

$$s_1^2 = \frac{\sum x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{n_1}}{n_1 - 1}; \quad s_2^2 = \frac{\sum x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{n_2}}{n_2 - 1}$$
. Následně se pomocí funkce

F dist vyhledá pravděpodobnost p pro daný F-test, kterou je poté třeba vynásobit dvěma pro získání hodnoty p pro oboustranné rozdělení. Vztahy pro manuální ověření excelového F-testu byly převzaty z internetového zdroje <http://cit.vfu.cz/statwelf/WELF/Teorie/Predn3/Ftest.htm> [51].

T-test byl použit v jeho **nepárové variantě** pro shodný počet dat v 1. i ve 2. souboru (vzhledem k shodnému počtu pacientů v souboru TIFI i IS). Výpočty nepárového t-testu s oboustranným rozdělením byly opět prováděny v MS Excel, základní vzorce byly = **ttest(soubor1;soubor2;2;2)** pro výpočet při shodném rozptyle, resp. nevýznamném rozdílu ve velikosti rozptylů obou souborů, dále vzorec = **ttest(soubor1;soubor2;2;3)** pro zhodnocení dat při rozdílném rozptyle. Soubor 1 jsou data odpovídajícího sloupce s údaji pro TIFI, soubor 2 jsou data ze sloupce s údaji pro IS. Hodnocení t-testem bylo použito pro souvislé kvantitativní hodnoty jako věk, doba hospitalizace atd.

Obdobně jako u F-testu je možné vypočítat i dané t-testy manuálně podle vztahů z <http://cit.vfu.cz/statwelf/WELF/Teorie/Predn3/ttest.htm> [52]. Pro nepárový t-test při shodném nebo nevýznamně rozdílném rozptyle platí pro dva soubory stejné velikosti ($n_1 = n_2 = n$) vztah:

$$t = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2 + s_2^2}{n}}}$$
, příslušný počet stupňů volnosti je $\nu = 2(n - 1)$.

Pro nepárový t-test při rozdílném rozptylu a souborech shodné velikosti je sice vztah pro výpočet t-testu stejný, ale pro počet stupňů volnosti platí jiný vztah:

$$t = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2 + s_2^2}{n}}}; \text{ počet stupňů volnosti } \nu = \frac{(s_1^2 + s_2^2)^2 \cdot (n-1)}{(s_1^2)^2 + (s_2^2)^2}, \text{ kde získaný}$$

počet se zaokrouhluje pomocí funkce celá část na nejbližší nižší přirozené číslo, \bar{x}_1 je aritmetický průměr 1. souboru, \bar{x}_2 aritmetický průměr 2. souboru s_1^2 je rozptyl 1. souboru, s_2^2 je rozptyl 2. souboru a n je počet dat v souborech (počet řádků v daném sloupci dat, shodný pro TIFI i IS). Pro získání p hodnoty je poté zapotřebí buď srovnání hodnoty t-testu s tabulkou pro hodnocení t-testu, nebo získání hodnoty pomocí funkce **tdist** v MS Excel. Další možností je i použití funkce analýza dat, kde lze také nastavit automatický výpočet obou verzí t-testu, tato verze byla použita pro ověření výpočtů t-testu.

Pro vyhodnocování skupin více než dvou souborů spojitých numerických dat byla použita jednocestná (jednofaktorová) **analýza rozptylu (one-way ANOVA, analysis of variances)**. Anova test byl použit např. pro porovnání perioperačních krevních ztrát dle typu fixace předního segmentu v obou souborech. Pro výpočet Anova testu byla použita aplikace v MS Excel – v sekci data byla vybrána položka analýza dat, následně Anova: jeden faktor, zde byla zadána oblast dat a hladina významnosti $\alpha = 0,05$.

Jednotlivé statistické testy budou vždy uvedeny u konkrétních srovnání dat v oddílu věnovaném výsledkům. Při všech srovnáních byla za statisticky významný rozdíl považována hodnota $p < 0,05$. Kromě Fisherova exaktního testu, kde je uvedena jen výsledná oboustranná pravděpodobnost, je u všech ostatních statistických hodnocení uvedena i přímo hodnota χ^2 , t, resp. F.

4.5.3 Koeficient korelace

Všechny uvedené koeficienty korelace odpovídají **Pearsonovu korelačnímu koeficientu R** (funkce correl v MS Excel). Pro určení 95% CI se užívá **Fisherova transformace F(R)** a výpočet její **standardní chyby (SE**

$$(F)): F(R) = \frac{1}{2} \cdot \ln \frac{1+R}{1-R} = \text{arctgh}(R); SE(F) = \frac{1}{\sqrt{n-3}}, \text{ kde } R \text{ je korelační}$$

koeficient a n počet párů dat. Dané limity F_1, F_2 pro Fisherovu transformaci jsou: $F_{1,2} = F(R) \pm 1,96 \cdot SE(F)$, pro získání limitů pro korelační koeficient R_1 a R_2 je nutné dané limity upravit pomocí funkce hyperbolický tangens: $R_1 = \text{tgh}(F(R) - 1,96 \cdot SE(F))$ $R_2 = \text{tgh}(F(R) + 1,96 \cdot SE(F))$. Výpočty byly provedeny opět v MS Excel.

5 Výsledky

5.1 Výsledky klinické studie

V klinické části budou prezentována nejprve základní epidemiologická data obou souborů pacientů, následně budou uvedena data týkající se hospitalizace včetně zastoupení a typu komplikací léčby, v závěrečné části klinických výsledků poté bude vyhodnocení dislokace zadního segmentu podle Matty, srovnání funkčních výsledků pomocí Majeedova skóre a Pelvic Outcome Score.

5.1.1 Epidemiologická data

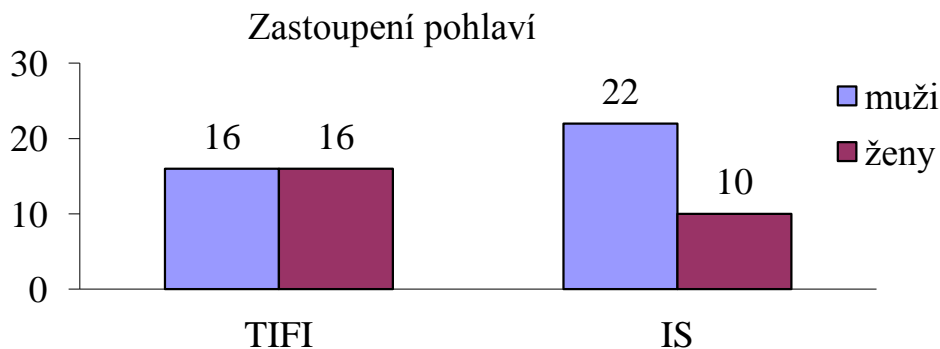
5.1.1.1 Zastoupení pohlaví

V souboru TIFI bylo celkem 32 pacientů, z toho 16 mužů a 16 žen. V souboru IS bylo také 32 pacientů, z toho 22 mužů a 10 žen. Při srovnání těchto dat χ^2 testem pro tabulku 2x2 byla získána hodnota $p = 0,12674$, tj. **rozdíly v zastoupení pohlaví v obou souborech jsou statisticky nevýznamné**, což bylo ověřeno i Fisherovým exaktním testem ($p = 0,20283$). Data jsou uvedena přehledně také v následující tabulce a grafu (tab. a graf 5.1.1.1).

Tab. 5.1.1.1

	TIFI	IS
Ženy	16	10
Muži	16	22
$\chi^2 = 2,33198$; $p = 0,12674$		
Fisherův exaktní test $p = 0,20283$		

Graf 5.1.1.1



5.1.1.2 Zastoupení pediatrických pacientů

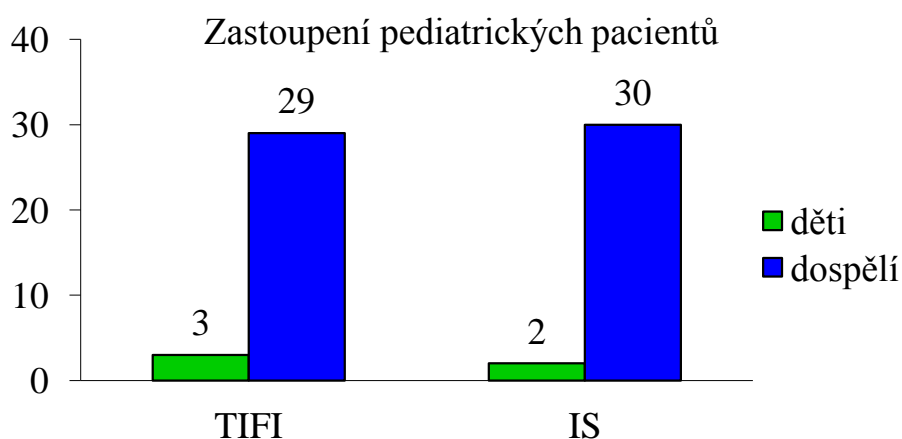
Pro definici pediatrických pacientů byla užitá definice z dětského lékařství, tj. jako děti byli hodnoceni všichni pacienti do dovršeného věku 18 let (tj. až do dne 19. narozenin).

V souboru TIFI byly 3 děti (tj. 9,375 %), v souboru IS 2 děti (6,250 %). Vzhledem k nízkému počtu dětí v obou souborech byl pro srovnání použit Fisherův exaktní test, který přinesl hodnotu $p = 1,00000$, tj. rozdíly v počtu dětských pacientů **byly statisticky nevýznamné**. Data opět ukazuje také následující tabulka (tab. 5.1.1.2), resp. graf (graf 5.1.1.2).

Tab. 5.1.1.2

	TIFI	IS
Děti	3	2
Dospělí	29	30
Fisherův exaktní test $p = 1,00000$		

Graf 5.1.1.2



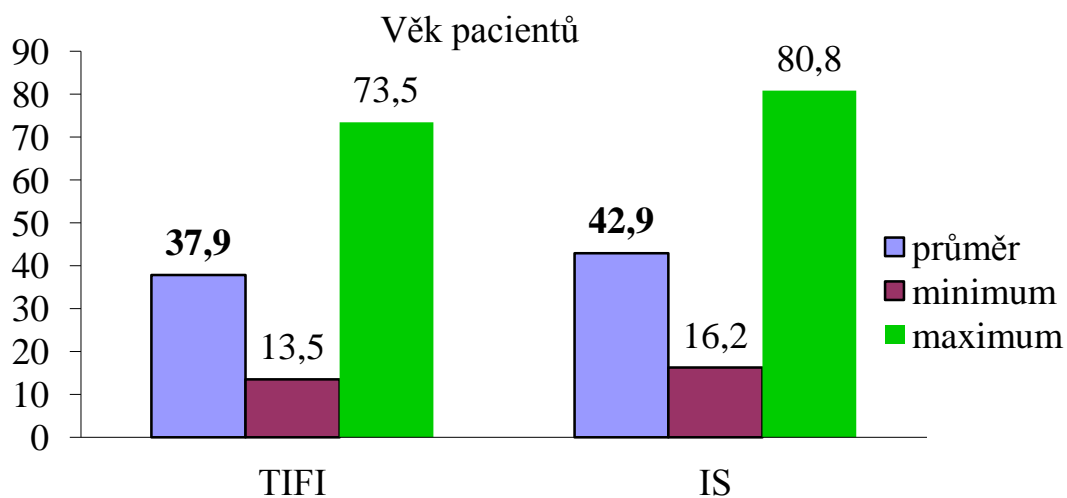
5.1.1.3 Věk pacientů

V souboru TIFI byl průměrný věk pacientů 37 let a 10 měsíců (rozmezí 13 let 6 měsíců až 73 let 6 měsíců), v souboru IS byl zaznamenán průměrný věk 42 let 11 měsíců (16 let 3 měsíce až 80 let 10 měsíců). V F-testu pro rozptyl byly nevýznamné rozdíly ($p = 0,45983$), použit byl proto nepárový t-test pro shodný rozptyl, který taktéž **nevykazoval významné rozdíly** ve věku pacientů ($p = 0,22448$). Data k věku pacientů jsou opět uvedena v následující tabulce a grafu (tab. a graf 5.1.1.3-1), dále následuje graf s výskytem jednotlivých věkových kategorií (graf 5.1.1.3-2).

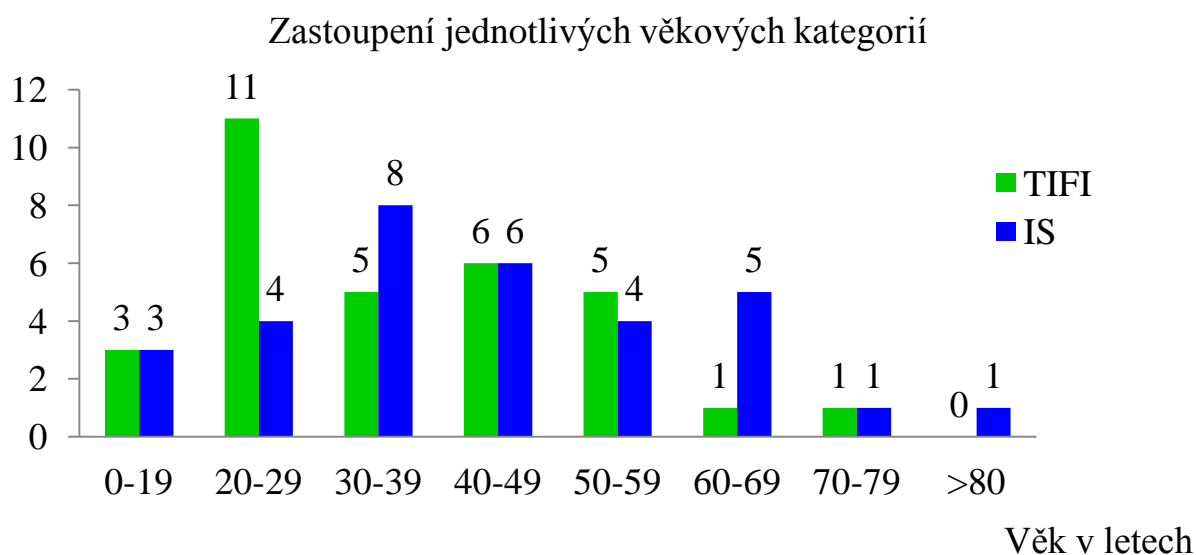
Tab. 5.1.1.3-1

	TIFI		IS	
	Roky	Měsíce	Roky	Měsíce
Průměr	37	10	42	11
Minimum	13	6	16	3
Maximum	73	6	80	10
F-test pro rozptyl	F = 1,05256		p = 0,45983	
Studentův t-test	t = 1,22696		p = 0,22448	

Graf 5.1.1.3-1



Graf 5.1.1.3-2



5.1.1.4 Etiologie poranění

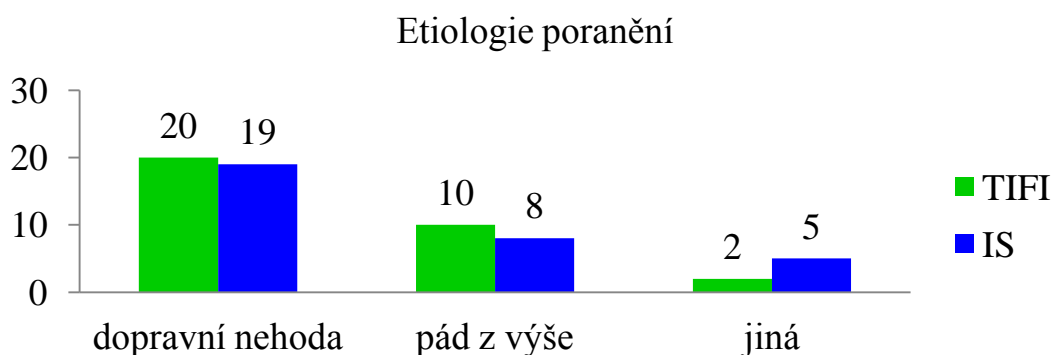
Etiologie poranění byla u obou souborů rozdělena do 3 skupin: dopravní nehody, pády z výše a jinou etiologii. Dopravní nehody byly převažující příčinou poranění u obou souborů – u TIFI 20 pacientů, u IS 19 pacientů, na druhém místě poté u obou souborů byly pády z výše (u TIFI 10, u IS 8).

Při vzájemném srovnání zastoupení etiologie poranění χ^2 testem pro tabulku RxC (2 stupně volnosti) byly rozdíly **statisticky nevýznamné** ($p = 0,46450$), podrobněji opět v níže uvedené tabulce a grafu, pro kontrolu byl proveden i Fisherův exaktní test pro tabulku 3x2 ($p = 0,50729$, tab. a graf 5.1.1.4-1).

Tab. 5.1.1.4-1

	Dopravní nehody	Pád z výše	Jiná etiologie
TIFI	20	10	2
IS	19	8	5
$\chi^2 = 1,53358$			
$p = 0,46450$			
Fisherův exaktní test $p = 0,50729$			

Graf 5.1.1.4-1



5.1.1.5 Klasifikace poranění pánevního kruhu dle AO klasifikace

Zastoupení jednotlivých podtypů dle AO uvádějí následující tabulky. V obou souborech bylo nejvíce zastoupeno poranění C1.3, pro které také bylo provedeno srovnání Fisherovým exaktním testem pro tabulku 2x2 (zastoupení poranění C1.3 a ostatních poranění). **Rozdíly ve výskytu poranění C1.3 nebyly statisticky významné** ($p = 1,00000$). Ostatní typy poranění byly popsány pouze % zastoupením v daném souboru (díky nízkým počtům jednotlivých podtypů, tab. 5.1.1.5-1 až 5.1.1.5-3). Rozdíly

v poměrném zastoupení jednotlivých typů poranění byly při Fisherově exaktním testu v tabulce 5x2 také nevýznamné ($p = 0,16816$).

Tab. 5.1.1.5-1

TIFI-typ dle AO	Počet	%
C1.2	1	3,1
C1.3	14	43,8
C2.2	0	0,0
C2.3	13	40,6
C3.3	4	12,5

Tab. 5.1.1.5-2

IS-typ dle AO	Počet	%
C1.2	5	15,6
C1.3	13	40,6
C2.2	2	6,3
C2.3	11	34,4
C3.3	1	3,1

Tab. 5.1.1.5-3

	TIFI	IS
Typ C1.3	14	13
Jiný typ	18	19
Fisherův exaktní test 2x2 $p = 1,00000$		

5.1.1.6 Výskyt otevřených poranění

V souboru TIFI se nevyskytla žádná otevřená poranění pánevního kruhu, v souboru IS bylo 1 otevřené poranění, Jones II v oblasti předního segmentu. Zastoupení otevřených poranění bylo provedeno Fisherovým exaktním testem pro velmi malé a nulové hodnoty. **Rozdíl v zastoupení otevřených poranění byl nevýznamný** ($p = 1,00000$). Data opět přináší následující tabulka (tab. 5.1.1.6).

Tab. 5.1.1.6

Poranění	TIFI	IS
Zavřená	32	31
Otevřená	0	1
Fisherův exaktní test 2x2 $p = 1,00000$		

5.1.1.7 Zastoupení zlomenin kosti křížové podle Pohlemannovy klasifikace

Výskyt jednotlivých zlomenin kosti křížové byl porovnáván pomocí χ^2 testu pro tabulku RxC o 3 stupních volnosti. V souboru TIFI převažovaly zlomeniny Pohlemann II (transforaminální zlomeniny), které tvořily 50 % ze všech zlomenin zadního segmentu. V souboru IS měly naopak největší zastoupení zlomeniny Pohlemann I (transalární zlomeniny), které představovaly 63,6 % ze všech zlomenin kosti křížové. Při srovnání je rozdíl **ve výskytu jednotlivých typů dle Pohlemanna statisticky významný** ($p = 0,01246$). Data jsou uvedena v následující tabulce a grafu (tab. a graf 5.1.1.7-1). Významnost rozdílu byla ještě ověřena Fisherovým exaktním testem pro tabulku 4x2, která byla tímto testem potvrzena ($p = 0,00681$).

Tab. 5.1.1.7-1

Typ zlomeniny	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Pohlemann I	6	20,0	14	63,6
Pohlemann II	15	50,0	4	18,2
Pohlemann III	1	3,3	1	4,5
Pohlemann IV	8	26,7	3	13,6
Celkem	30	100,0	22	100,0
$\chi^2 = 10,86760; p = 0,01246$				
Fisherův exaktní test 4x2 p = 0,00681				

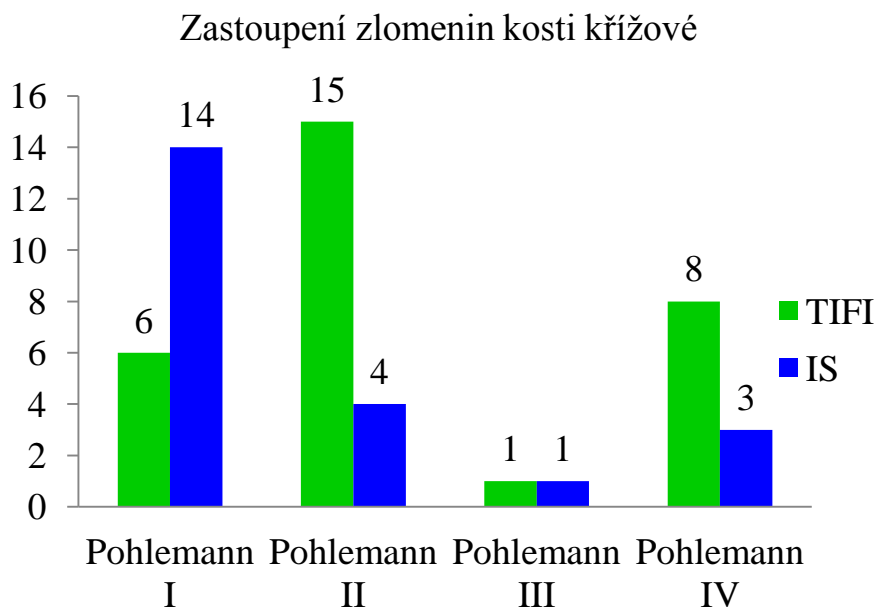
Dále bylo provedeno dílčí srovnání typů Pohlemann I a II, resp. typů III a IV Fisherovým exaktním testem, statisticky **vysoce významné rozdíly** byly mezi výskytem **typů Pohlemann I a II** ($p = 0,00364$), zatímco rozdíly v zastoupení zlomenin **Pohlemann III a IV byly nevýznamné** ($p = 1,00000$). Jednotlivá srovnání ukazují následující tabulky (tab. 5.1.1.7-2 a 5.1.1.7-3).

Tab. 5.1.1.7-2

Typ zlomeniny	TIFI	IS
Pohlemann I	6	14
Pohlemann II	15	4
Fisherův exaktní test p = 0,00364		

Tab. 5.1.1.7-3

Typ zlomeniny	TIFI	IS
Pohlemann III	1	1
Pohlemann IV	8	3
Fisherův exaktní test $p = 1,00000$		

Graf 5.1.1.7-1

5.1.1.8 Zastoupení poranění SI kloubu

V souboru TIFI byla luxace SI kloubu zaznamenána u 2 pacientů (6,3 %), v obou případech jako poranění C1.2, zatímco v souboru IS bylo poranění SI kloubu celkem u 7 pacientů (5x poranění C1.2, 2x poranění C2.2). Výsledky ukazuje tab. 5.1.1.8.

Tab. 5.1.1.8

Poranění SI kloubu	TIFI	IS
C1.2	2	5
C2.2	0	2
Fisherův exaktní test $p = 1,00000$		

5.1.1.9 Zlomeniny příčného výběžku obratle L5

Vzhledem k prokázané souvislosti výskytu zlomeniny příčného výběžku 5. bederního obratle (L5) a nestabilních poranění pánevního kruhu bylo sledováno zastoupení zlomenin L5 a příčných výběžků jiných bederních

obratlů u obou souborů. V souboru TIFI bylo 9 zlomenin příčného výběžku L5 (28,1 %), zlomeniny příčných výběžků v oblasti L1 až L4 byly prokázány u 10 pacientů (31,3 %). V souboru IS byla zjištěna zlomenina L5 u 7 pacientů (21,9 %), v oblasti L1 až L4 u 11 (34,4 %). Jednotlivá data byla porovnána χ^2 testem pro tabulky 2x2 (tab. a graf 5.1.1.9-1).

Rozdíly v zastoupení zlomenin příčných výběžků L5 a L1 až L4 **byly nevýznamné** ($p = 0,60280$), zlomeniny příčných výběžků L páteře byly zastoupeny celkem u 14 pacientů v obou souborech (43,8 %, $p = 1,00000$). V souboru TIFI byla přítomna zlomenina jak L5, tak dalších příčných výběžků v oblasti L1, 2, 3 nebo 4 u 5 pacientů, v souboru IS tomu tak bylo u 4 pacientů, **tyto rozdíly jsou nevýznamné** (u Fisherova exaktního testu je $p = 1,00000$, tab. 5.1.1.9-2 až tab. 5.1.1.9-4).

Tab. 5.1.1.9-1

	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Zlomeniny L5	9	28,1	7	21,9
Zlomeniny L1-L4	10	31,3	11	34,4

Tab. 5.1.1.9-2

Zlomeniny příčných výběžků	TIFI	IS
L5	9	7
L1-4	10	11
$\chi^2 = 0,27079$; $p = 0,60280$		
Fisherův exaktní test 2x2 $p = 0,74314$		

Tab. 5.1.1.9-3

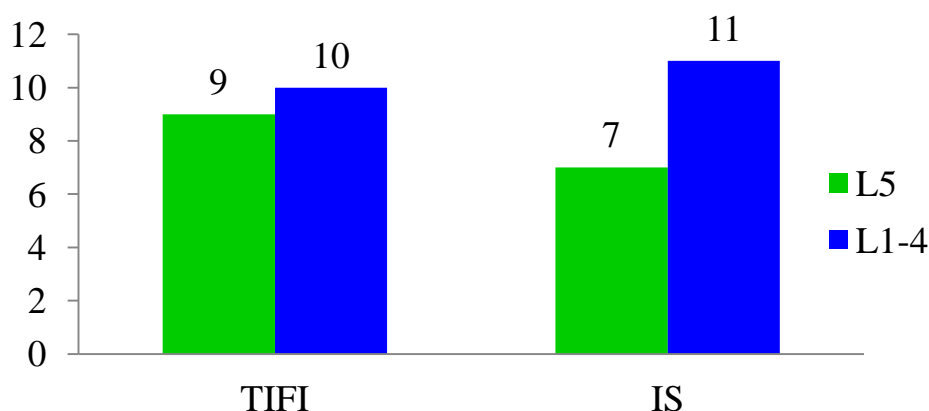
	TIFI	IS
Zlomeniny příčných výběžků L páteře	14	14
Bez poranění L páteře	18	18
$\chi^2 = 0$, $p = 1,00000$		
Fisherův exaktní test 2x2 $p = 1,00000$		

Tab. 5.1.1.9-4

	TIFI	IS
L5 a zároveň L1-4	5	4
Buď L5, nebo L1-4	9	10
Fisherův exaktní test $p = 1,00000$		

Graf 5.1.1.9-1

Zastoupení zlomenin příčného výběžku L5



5.1.1.10 Zastoupení přidružených poranění

Při hodnocení přidružených poranění byl analyzován výskyt následujících 16 kategorií poranění: kraniocerebrální poranění, poranění lebky a obličeje, žeber, plic, srdce a hrudní aorty, jater, sleziny, střev, ledvin a močových cest, acetabula, C páteře, Th páteře, L páteře, horních končetin, dolních končetin a sledován byl také výskyt izolovaných poranění pánevního kruhu (tj. bez přidružených poranění). Pro možnost srovnání dat i s výsledky jiných studií byly dále stanoveny sdružené skupiny poranění v následujících kategoriích: hlava, hrudník, břicho, acetabulum, páteř, končetiny. Pro jednotlivá data byl jednak počítán χ^2 test pro významnost poměrového zastoupení jednotlivých poranění v tabulce RxC, jednak χ^2 test pro tabulku 2x2, resp. Fisherův exaktní test pro dvojice jednotlivých dat (srovnání počtu pacientů s daným poraněním a bez daného poranění), Fisherův exaktní test (p(Fisher)) byl počítán u všech dat u dvojic 16 kategorií.

Při srovnání vzájemného poměru vybraných poranění ve výše uvedených 16 kategoriích **nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly** ($p = 0,78042$). Stejně tak **bylo nevýznamné i rozdělení poměru jednotlivých 6 skupin poranění** ($p = 0,66010$). Při srovnání jednotlivých párů dat také nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly. Všechna data, včetně procentuálního zastoupení jednotlivých kategorií, přináší následující tabulky (tab. 5.1.1.10-1 a 5.1.1.10-2).

Tab. 5.1.1.10-1

Přidružená poranění	TIFI		IS		p(χ^2)	p(Fisher)
	Počet	%	Počet	%		
Kraniocerebrální poranění	11	34,4	12	37,5	0,79447	1,00000
Lebka a obličej	10	31,3	13	40,6	0,43448	0,60288
Žebra	14	43,8	15	46,9	0,80173	1,00000
Plíce	14	43,8	18	56,3	0,31731	0,45358
Srdce a hrudní aorta	0	0,0	1	3,1	/	1,00000
Játra	5	15,6	6	18,8	0,74040	1,00000
Slezina	3	9,4	4	12,5	/	1,00000
Střeva	0	0,0	3	9,4	/	1,00000
Ledviny a močové cesty	4	12,5	10	31,3	0,06964	0,12886
Acetabulum	12	37,5	6	18,8	0,09529	0,16361
C páteř	2	6,3	1	3,1	/	1,00000
Th páteř	6	18,8	3	9,4	/	0,47412
L páteř	14	43,8	14	43,8	1,00000	1,00000
HK	11	34,4	11	34,4	1,00000	1,00000
DK	11	34,4	12	37,5	0,79447	1,00000
Bez přidružených poranění	2	6,3	2	6,3	/	1,00000
χ^2 test (vzájemné srovnání poměru jednotlivých kategorií TIFI vs. IS, 15 stupňů volnosti) $\chi^2=10,59969$						
p = 0,78042						
χ^2 (Yatesova korekce)=13,39403						
p = 0,5718913						

Tab. 5.1.1.10-2

Přidružená poranění	TIFI		IS		p(χ^2)	p(Fisher)
	Počet	%	Počet	%		
Hlava	15	46,9	18	56,3	0,45303	0,6173
Hrudník	16	50,0	20	62,5	0,31350	0,45003
Břicho	15	46,9	18	56,3	0,45303	0,6173
Acetabulum	12	37,5	6	18,8	0,09529	0,16361
Páteř	16	50,0	15	46,9	0,80249	1,00000
Končetiny	14	43,8	18	56,3	0,31731	0,45358
χ^2 test (vzájemné srovnání poměru jednotlivých kategorií TIFI vs. IS, 5 stupňů volnosti) $\chi^2=3,25917$						
p = 0,66010						

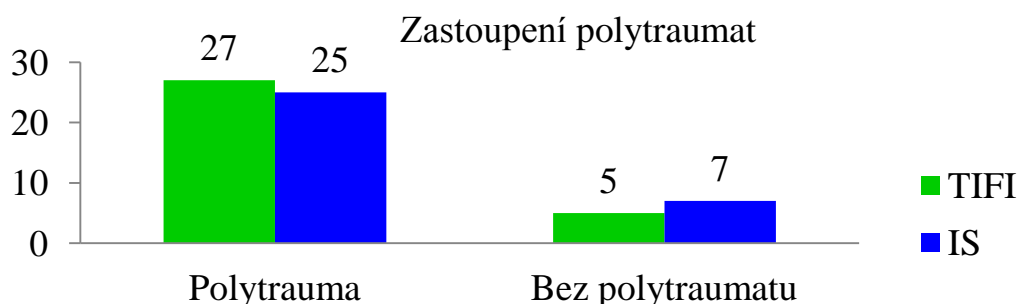
5.1.1.11 Zastoupení polytraumat

Jako polytrauma bylo hodnoceno poranění s ISS>15 bodů, bez ohledu na zastoupení oblastí poranění. V souboru TIFI bylo polytrauma přítomné u 27 pacientů (84,4 %), v souboru IS bylo polytraumatizovaných pacientů 25 (78,1 %). Při srovnání výskytu zastoupení polytraumat Fisherovým exaktním testem v tabulce 2x2 (polytraumatizovaní vs. pacienti bez polytraumatu) jsou rozdíly v zastoupení polytraumat **statisticky nevýznamné** ($p = 0,74996$). Data jsou uvedena v následující tabulce a grafu (tab. a graf 5.1.1.11-1).

Tab. 5.1.1.11-1

Zastoupení polytraumat	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Polytrauma	27	84,4	25	78,1
Bez polytraumatu	5	15,6	7	21,9
Fisherův exaktní test $p = 0,74996$				

Graf 5.1.1.11-1

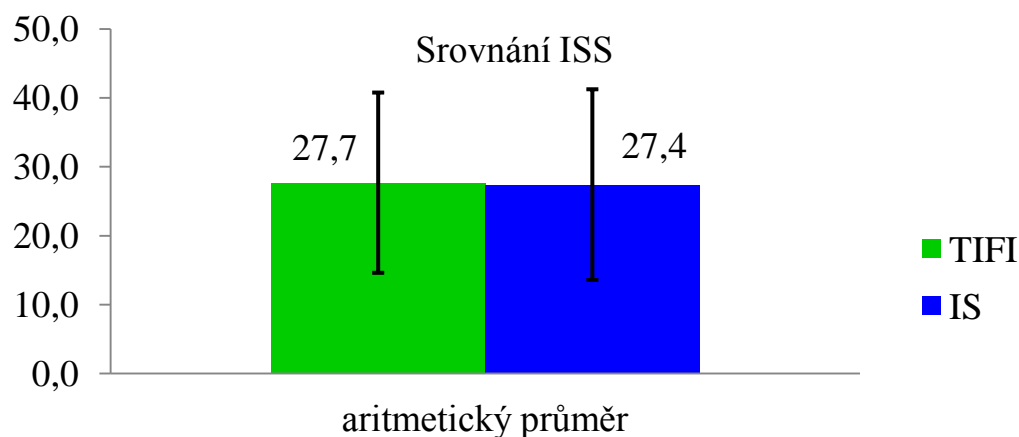


Dále bylo u všech pacientů stanoveno ISS skóre (využit byl vlastní kalkulátor v excelovém souboru). V souboru TIFI bylo průměrné ISS 27,7 bodů (rozmezí 9 až 57), v souboru IS činilo průměrné ISS 27,4 bodů (rozmezí 9 až 57). Data byla srovnána F-testem a t-testem, **rozdíly nebyly statisticky významné** ($p = 0,93475$). Data uvádí následující tabulka a graf, kde chybové úsečky odpovídají směrodatným odchylkám (tab. a graf 5.1.1.11-2).

Tab. 5.1.1.11-2

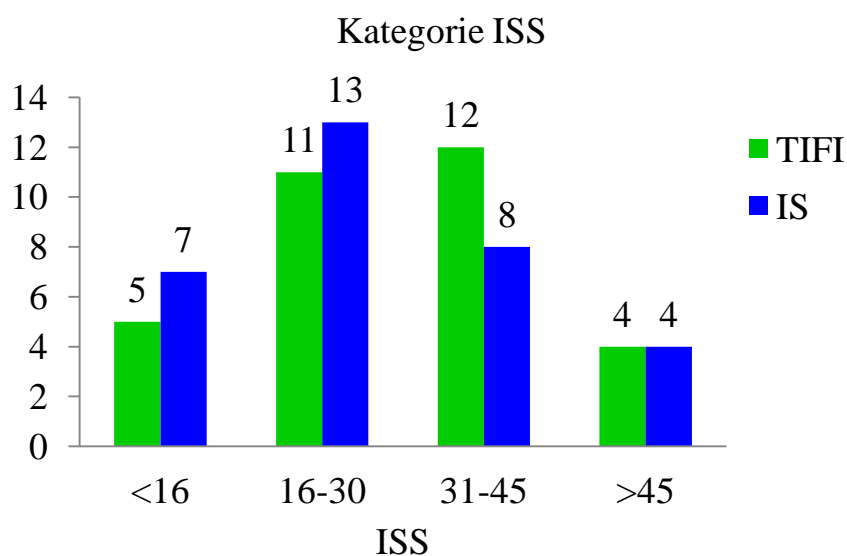
ISS	TIFI	IS
Průměr	27,7	27,4
Minimum	9,0	9,0
Maximum	57,0	57,0
F-test pro rozptyl	F = 0,89353	p = 0,75595
Studentův t-test	t = 0,08221	p = 0,93475

Graf 5.1.1.11-2



Zastoupení jednotlivých kategorií dle výše ISS ukazuje následující graf a tabulka, rozdíly v zastoupení kategorií byly **při Fisherově exaktním testu nevýznamné** ($p = 0,74071$, tab. a graf 5.1.1.11-3).

Graf 5.1.1.11-3



Tab. 5.1.1.11-3

Kategorie dle ISS	TIFI	IS
<16 bodů	5	7
16-30 bodů	11	13
31-45 bodů	12	8
>45 bodů	4	4
Fisherův exaktní test $p = 0,74071$		

5.1.2 Data týkající se hospitalizace

V tomto oddílu výsledků bude uvedena celková doba hospitalizace, doba pobytu na lůžku ARK, vstupní hemoglobin, časový odstup od poranění do osteosyntézy, zastoupení urgentní zevní fixace, typ osteosyntézy zadního segmentu, předního segmentu, doba klidového režimu na lůžku, dále zhodnocení peroperačních a pooperačních komplikací.

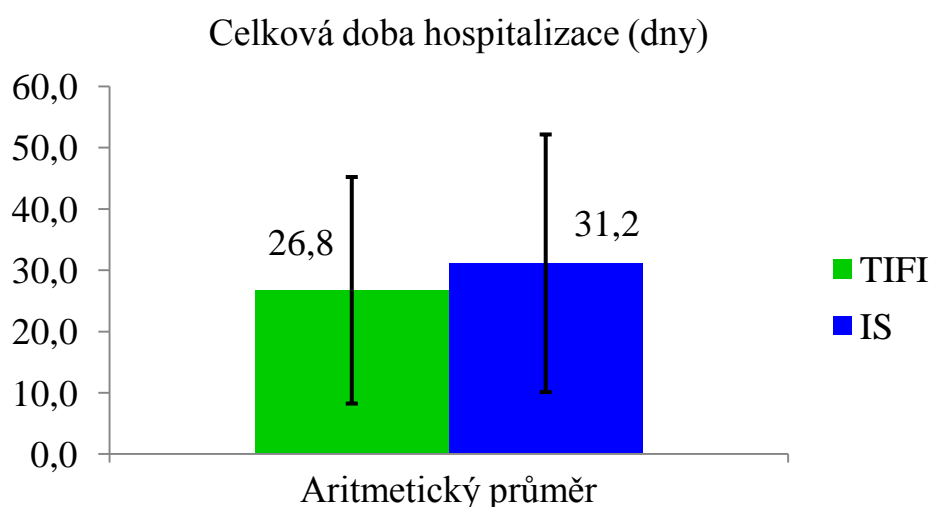
5.1.2.1 Celková doba hospitalizace

Jako celková doba hospitalizace byla hodnocena doba od vzniku poranění do propuštění. V souboru TIFI byla průměrná doba hospitalizace 26,8 dne (s rozmezím 8 až 76 dnů), v souboru IS poté byla zaznamenána průměrná doba hospitalizace 31,2 dne (s rozmezím 6 až 77 dnů). Data byla porovnána F-testem pro rozptyl a Studentovým t-testem, rozdíly **nedosáhly statistické významnosti** ($p = 0,38417$). Data opět přináší i následující tabulka a graf, chybové úsečky odpovídají 1 směrodatné odchylce v kladném i záporném směru (tab. a graf 5.1.2.1).

Tab. 5.1.2.1

Celková doba hospitalizace (dny)	TIFI	IS
Průměr	26,8	31,2
Minimum	8	6
Maximum	76	77
F-test pro rozptyl	F = 0,77336	p = 0,47847
Studentův t-test	t = 0,87645	p = 0,38417

Graf 5.1.2.1



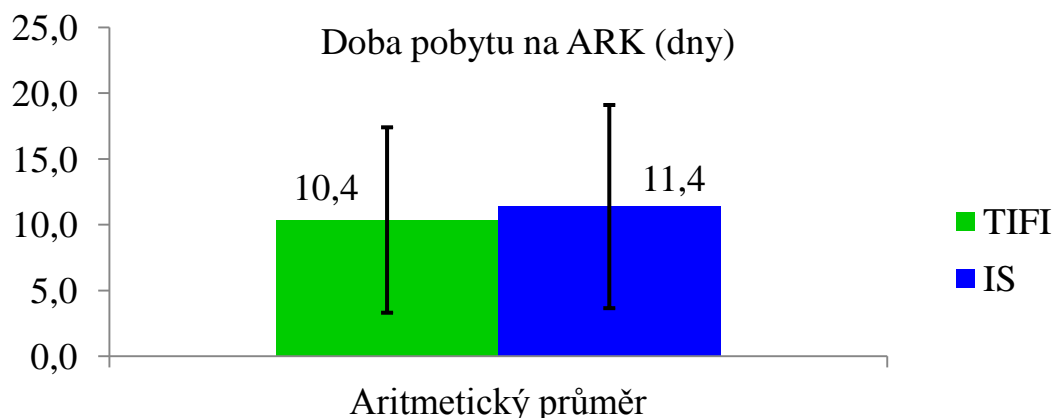
5.1.2.2 Doba pobytu na intenzivním lůžku anesteziologicko-resuscitační kliniky

U všech pacientů, kteří byli iniciálně přijati na lůžka ARK, byla hodnocena doba pobytu na tomto lůžku. V souboru TIFI bylo na ARK primárně přijato 17 pacientů (53,1 %), průměrná doba pobytu na intenzivním lůžku zde byla 10,4 dne (s rozmezím 2 až 27 dnů). Ze souboru IS bylo 16 pacientů iniciálně přijato na ARK (50,0 %), průměrná doba setrvání na intenzivním lůžku zde byla 11,4 dne (s rozmezím 3 až 29 dnů). Data byla srovnávána F-testem pro rozptyl a Studentovým t-testem, **rozdíly nebyly statisticky významné** ($p = 0,70262$). Dále bylo porovnáno poměrné zastoupení pacientů přijatých na ARK oproti těm, kteří byli primárně na JIP, využit byl Fisherův exaktní test, kdy data **nebyla statisticky významně rozdílná** ($p = 1,00000$). Uvedená data uvádí následující tabulky a grafy (tab. a graf 5.1.2.2-1 a 5.1.2.2-2).

Tab. 5.1.2.2-1

Doba pobytu na ARK (dny)	TIFI	IS
Průměr	10,4	11,4
Minimum	2	3
Maximum	27	29
F- test pro rozptyl	F = 0,82950	p = 0,71324
Studentův t-test	t = 0,38533	p = 0,70262

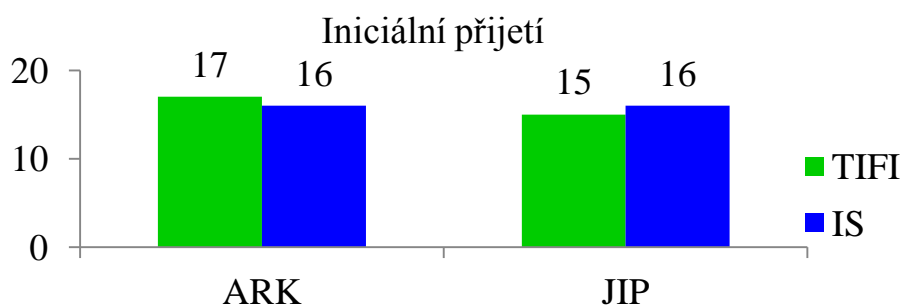
Graf 5.1.2.2-1



Tab. 5.1.2.2-2

Iniciální přijetí	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
ARK	17	53,1	16	50,0
JIP	15	46,9	16	50,0
Fisherův exaktní test p = 1,00000				

Graf 5.1.2.2-2



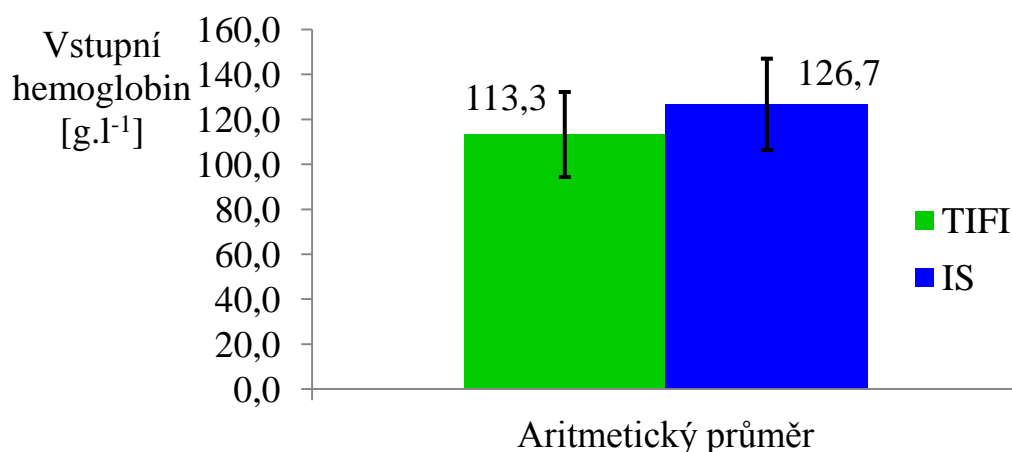
5.1.2.3 Vstupní hemoglobin

Jako vstupní hemoglobin v g.l^{-1} byla použita 1. hodnota koncentrace hemoglobinu uvedená v dokumentaci při přijetí do nemocnice. V souboru TIFI byla průměrná koncentrace hemoglobinu $113,3 \text{ g.l}^{-1}$ (s rozmezím 78 až 150), v souboru IS byl průměrný hemoglobin $126,7 \text{ g.l}^{-1}$ (s rozmezím 72 až 159). V souboru TIFI byla nižší koncentrace vstupního hemoglobinu statisticky vysoce významná ($p = 0,0091$, tab. a graf 5.1.2.3-1).

Tab. 5.1.2.3-1

Vstupní hemoglobin [g.l^{-1}]	TIFI	IS
Aritmetický průměr	113,3	126,7
Minimum	78	72
Maximum	150	159
F- test pro rozptyl	F = 0,86679	p = 0,69312
Studentův t-test	t = 2,69075	p = 0,00915

Graf 5.1.2.3-1



Vzhledem k získané významnosti v celkovém souboru byly dále testovány rozdíly v hladině hemoglobinu odděleně u mužů a žen v souboru TIFI i IS. Zatímco u mužů obou souborů byla nižší koncentrace

hemoglobinu u TIFI stále statisticky významná ($p = 0,04988$), u žen obou souborů byly rozdíly nevýznamné ($p = 0,29247$). Nižší koncentrace hemoglobinu v souboru TIFI tak více odpovídá náhodné fluktuaci koncentrací hemoglobinu, než aby vypovídala o větší vstupní krevní ztrátě v souboru TIFI (tomu odpovídají i nevýznamné rozdíly v zastoupení polytraumatizovaných pacientů a přidružených poranění). Uvedená data přináší následující tabulka (tab. 5.1.2.3-2).

Tab. 5.1.2.3-2

Vstupní hemoglobin [g.l^{-1}]	Muži		Ženy	
	TIFI	IS	TIFI	IS
Průměr	118,5	131,4	108,0	116,3
Minimum	150	159	78	82
Maximum	92	72	136	146
F- test pro rozptyl	$F = 1,17604$	$p = 0,71696$	$F = 0,61185$	$p = 0,38462$
Studentův t-test	$t = 2,02920$	$p = 0,04988$	$t = 1,07636$	$p = 0,29247$

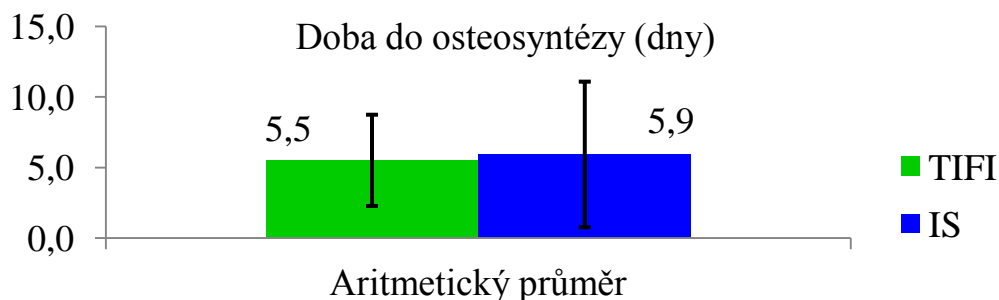
5.1.2.4 Doba do osteosyntézy

Doba do osteosyntézy byla měřena jako rozdíl data provedení definitivní vnitřní fixace a doby poranění. V souboru TIFI byla průměrná doba do osteosyntézy 5,5 dne (s rozmezím 0,2 až 17 dnů), u IS poté 5,9 dne průměrně (s rozmezím 0,2 až 28 dnů). Data byla porovnána F-testem pro rozptyl a Studentovým t-testem, **rozdíly v t-testu byly statisticky nevýznamné** ($p = 0,70456$), data jsou v následující tabulce a grafu, chybové úsečky ukazují velikost \pm jedné směrodatné odchylky (tab. a graf 5.1.2.4-1).

Tab. 5.1.2.4-1

Doba do osteosyntézy (dny)	TIFI	IS
Průměr	5,5	5,9
Minimum	0,2	0,2
Maximum	17,0	28,0
F- test pro rozptyl	$F = 0,39248$	$p = 0,01114$
Studentův t-test	$t = 0,38126$	$p = 0,70456$

Graf 5.1.2.4-1



Dále byl analyzován poměr časně osteosyntézy (do 1 týdne od poranění) a osteosyntéz provedených po více než 7 dnech. V obou souborech byla časná osteosyntéza provedena u 25 pacientů, což představuje 78,1 % ($p = 1,00000$). Důvodem odložené osteosyntézy u pacientů obou souborů byl závažný celkový stav při polytraumatu, který neumožňoval bezpečné provedení dřívější definitivní stabilizace. Data přehledně podává následující tabulka.

Tab. 5.1.2.4-2

Osteosyntéza	TIFI	IS
Časná	25	25
Odložená	7	7
Fisherův exaktní test $p = 1,00000$		

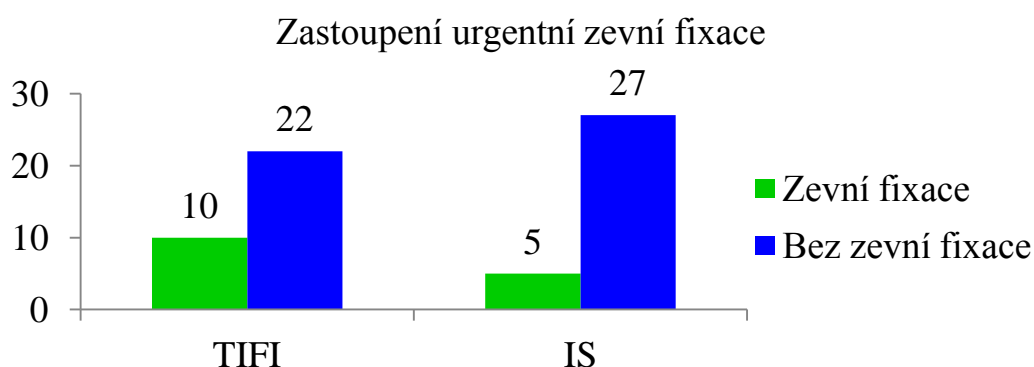
5.1.2.5 Zastoupení urgentní zevní fixace pánevního kruhu

Urgentní zevní fixace pánevního kruhu (pánevní C-svorkou, popř. zevním fixátorem) byla provedena u všech nestabilních poranění pánevního kruhu k umožnění dostatečné stability pro resuscitační péči u těch pacientů, kde nebyla možná urgentní miniinvazivní vnitřní fixace. Zastoupení pacientů s urgentní zevní fixací a bez nutnosti zevní fixace bylo porovnáno Fisherovým exaktním testem. V souboru TIFI byla zevní fixace nutná u 10 pacientů (31,3 %), zatímco v souboru IS u 5 (15,6 %), **rozdíly ale nedosáhly statistické významnosti** ($p = 0,23745$). Data jsou uvedena v následující tabulce a grafu (tab. a graf 5.1.2.5-1).

Tab. 5.1.2.5-1

Zastoupení urgentní zevní fixace	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Zevní fixace	10	31,3	5	15,6
Bez zevní fixace	22	68,8	27	84,4
Fisherův exaktní test $p = 0,23745$				

Graf 5.1.2.5-1



5.1.2.6 Typ osteosyntézy zadního segmentu

Zastoupení jednotlivých typů fixace zadního segmentu bylo hodnoceno zvlášť pro oba soubory, u TIFI tak byla zaznamenána přítomnost další fixace, u IS byla sledována strana implantace šroubů. V souboru TIFI byl pro fixaci zadního segmentu využit jen samostatný TIFI u 29 pacientů (90,6 %), kombinace TIFI a 1 IS byla pro fixaci užitá u 3 pacientů (9,4 %). **Samostatné použití TIFI tak statisticky velmi vysoce významně převažovalo** (při Fisherově exaktním testu $p = 0,00075$, tab. 5.1.2.6-1). V souboru IS byly pro stabilizaci použity 2 IS při poranění C1 a C2, resp. 4 IS při poranění C3.

Tab. 5.1.2.6-1

Typ osteosyntézy zadního segmentu	Počet	%
TIFI+IS	3	9,4
TIFI samostatně	29	90,6
Fisherův exaktní test $p = 0,00075$		

5.1.2.7 Typ osteosyntézy předního segmentu

V obou souborech byl zaznamenán následující typ fixace předního segmentu: přední dlahy 3,5 (vč. Mattovy dlahy a 3,5 LCP dlahy), plazivý šroub, kombinace přední dlahy i plazivého šroubu a bez fixace předního segmentu.

V souboru TIFI byla samotná přední dlahy užitá 15krát, dlahy a plazivý šroub dvakrát a bez fixace předního segmentu bylo 15 pacientů. V souboru IS byla přední dlahy u 23 pacientů, samotný plazivý šroub u 1 pacienta, kombinace plazivého šroubu a dlahy u 2 a bez fixace předního segmentu bylo 6 pacientů. Poměr zastoupení jednotlivých fixací byl zhodnocen pomocí Fisherova exaktního testu 4x2, **rozdíly nebyly statisticky významné** ($p = 0,05448$). Data uvádí následující tabulka (tab. 5.1.2.7).

Tab. 5.1.2.7

Typ osteosyntézy předního segmentu	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Dlahy	15	46,9	23	71,9
Jen plazivý šroub	0	0,0	1	3,1
Dlahy a plazivý šroub	2	6,3	2	6,3
Bez fixace	15	46,9	6	18,8
Fisherův exaktní test 4x2 $p = 0,05448$				

5.1.2.8 Operační doba

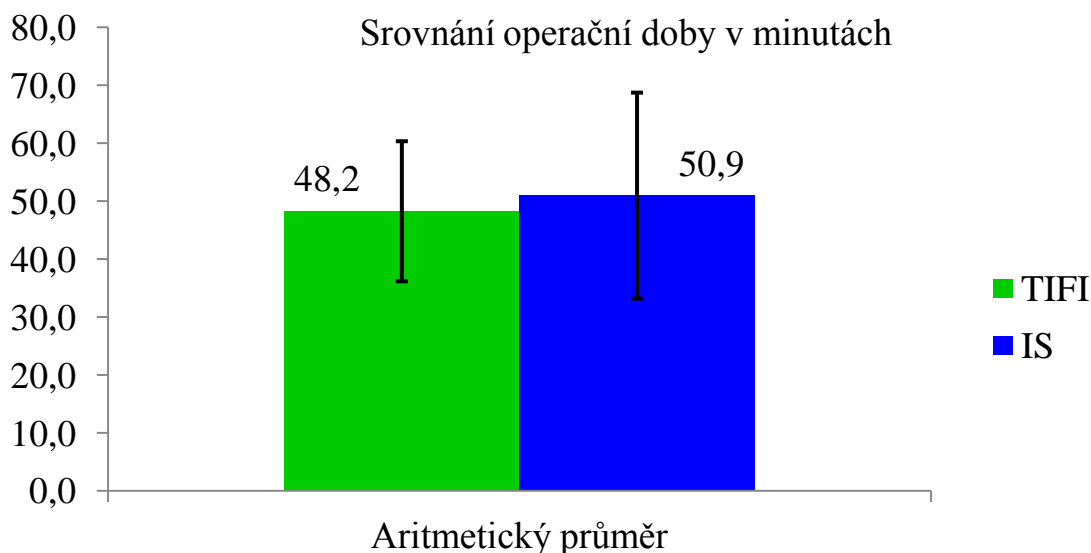
Operační doba byla stanovena jako rozdíl času od provedení incize kůže v oblasti zadního segmentu do dokončení sutury zadního segmentu. Jak v souboru TIFI, tak IS byla doba provedení osteosyntézy zadního segmentu samostatně zaznamenána jen u 13 pacientů ($p = 1,00000$), z těchto dat byly stanoveny průměrné časy a bylo provedeno srovnání pomocí Studentova t-testu.

V souboru TIFI byla průměrná operační doba 48,2 min (rozmezí 29 až 67 min), v souboru IS byla poté naměřena průměrná operační doba 50,9 min (30 až 90 min). Při porovnání těchto dat t-testem nebyly získány statisticky významné rozdíly ($p = 0,66821$). Uvedená data přináší i následující tabulka a graf (tab. a graf 5.1.2.8). Chybové úsečky odpovídají ± 1 směrodatné odchylce.

Tab. 5.1.2.8

Operační doba v min	TIFI	IS
Průměr	48,2	50,9
Minimum	29	30
Maximum	67	90
F-test pro rozptyl	F = 0,46222	p = 0,19576
Studentův t-test	t = 0,43393	p = 0,66821

Graf 5.1.2.8



5.1.2.9 Hodnocení peroperačních a perioperačních krevních ztrát

Na všech našich sálech jsou k dispozici standardní odsávačky, kde je velikost nejmenšího dílku 100 ml, tj. není možné s dostatečnou přesností měřit pooperační krevní ztráty menší než 50 ml (neboť nejvyšší chyba měření při odečítání stupnice objemu odpovídá právě ½ nejmenšího dílku). Peroperační ztráty menší než 100 ml tak lze pouze odhadnout. V souboru **TIFI byla u všech pacientů peroperační krevní ztráta menší než 100 ml**, v souboru IS byla ztráta **menší než 100 ml u 31 pacientů** a u 1 pacienta byla krevní ztráta cca 200 ml (jednalo se přitom o peroperační iatrogenní lézi r. profundus a. gluteae superioris). Při zhodnocení **zastoupení ztrát vyšších než 100 ml byly rozdíly při Fisherově exaktním testu nevýznamné** ($p = 1,00000$).

Pro hodnocení perioperačních krevních ztrát, které byly v příčinné souvislosti s provedením osteosyntézy pánevního kruhu **byly využity koncentrace hemoglobinu měřené ve dvou časových úsecích: 1. hodnota** byla měřena **před operací** (jednalo se o poslední hodnotu koncentrace hemoglobinu před zahájením osteosyntézy zadního segmentu), **druhá hodnota** byla měřena **1. pooperační den ráno** (standardně v 5:00 h). Měření druhé hodnoty až 1. pooperační den bylo zvoleno kvůli vyšší výpovědní hodnotě (již proběhlá stabilizace oběhu, vyrovnání event. perioperační hemodiluce při infuzi krystaloidních roztoků). Měření ihned po skončení operace by také neukazovalo spolehlivě ztráty v perioperačním období. Vzhledem k rozdílné hmotnosti jednotlivých pacientů nebyla určována absolutní velikost perioperační krevní ztráty, ale její relativní velikost v % hodnot. Byl odvozen následující vztah platící pro velikosti krevních ztrát:

$$m_0 = m_z + m$$

$$c_0 V_0 = c_0 V + c V_0$$

$$V_0 (c_0 - c) = c_0 V$$

$$\frac{c_0 - c}{c_0} = \frac{V}{V_0}$$

$$\frac{V}{V_0} \% = \frac{c_0 - c}{c_0} \cdot 100,$$

kde m_0 je počáteční hmotnost hemoglobinu, m_z hmotnost perioperačních krevních ztrát hemoglobinu, m hmotnost hemoglobinu po proběhlé krevní ztrátě, c_0 je předoperační koncentrace hemoglobinu v g.l^{-1} , V_0 předoperační objem krve v l, c pooperační koncentrace hemoglobinu v g.l^{-1} a V je objem odpovídající perioperační krevní ztrátě v litrech. Poslední vztah poté ukazuje velikost perioperační ztráty v % (z předoperačního objemu krve).

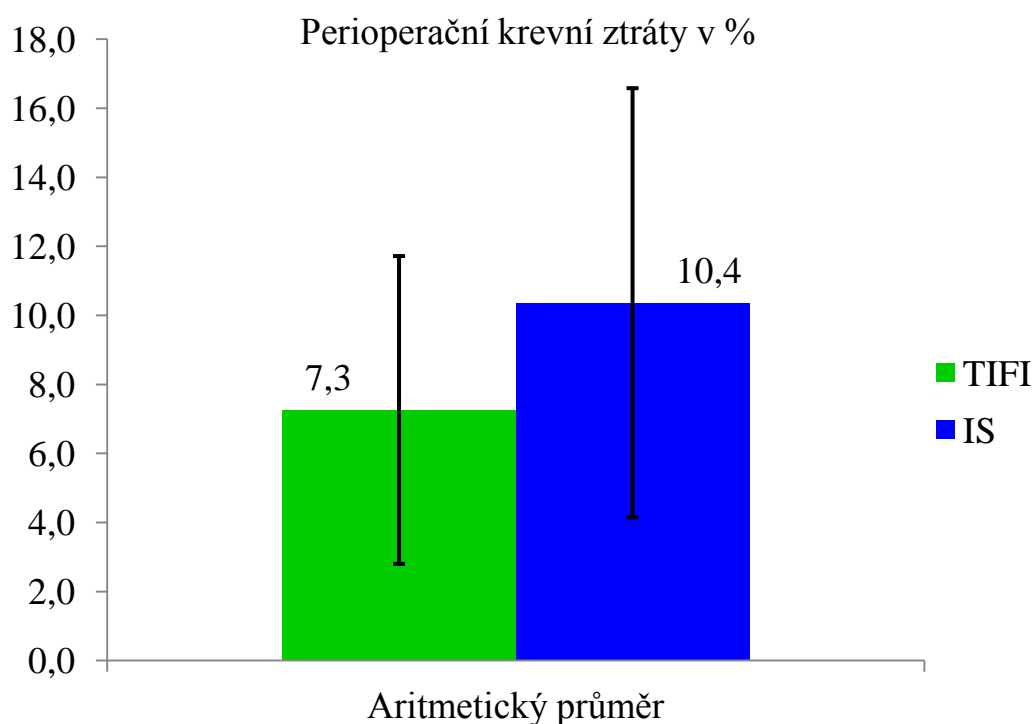
Předpokladem pro platnost tohoto vztahu je stejná velikost intravaskulární náplně před osteosyntézou a v období 1. pooperačního dne (popř. nevýznamná velikost změny celkového intravaskulárního objemu – tj. oběhově stabilní pacient po iniciálním doplnění perioperačních krevních ztrát, tj. předpoklad, že $V(t_0) = V(t) = V_0$ (stejný celkový krevní objem v době obou měření hemoglobinu). Perioperační krevní ztráta zahrnuje nejen objem ztráty v oblasti zadního segmentu, ale i v oblasti předního pánevního segmentu.

V souboru **TIFI** byla **průměrná perioperační ztráta 7,3 %** (0,0 %-20,5 %), zatímco v souboru **IS** byla zaznamenána **průměrná perioperační ztráta 10,4 %** (0,0 %-29,9 %). Při srovnání těchto dat Studentovým t-testem byla prokázána **statisticky významně nižší perioperační ztráta v souboru TIFI** ($p = 0,03656$). Data ukazuje následující tabulka a graf, kde chybové úsečky opět odpovídají velikostem ± 1 s (tab. a graf 5.1.2.9-1).

Tab. 5.1.2.9-1

Perioperační krevní ztráta v %	TIFI	IS
Průměr	7,3	10,4
Minimum	0,0	0,0
Maximum	20,5	29,9
F-test pro rozptyl	F = 0,51428	p = 0,06876
Studentův t-test	t = 2,13694	p = 0,03656

Graf 5.1.2.9-1

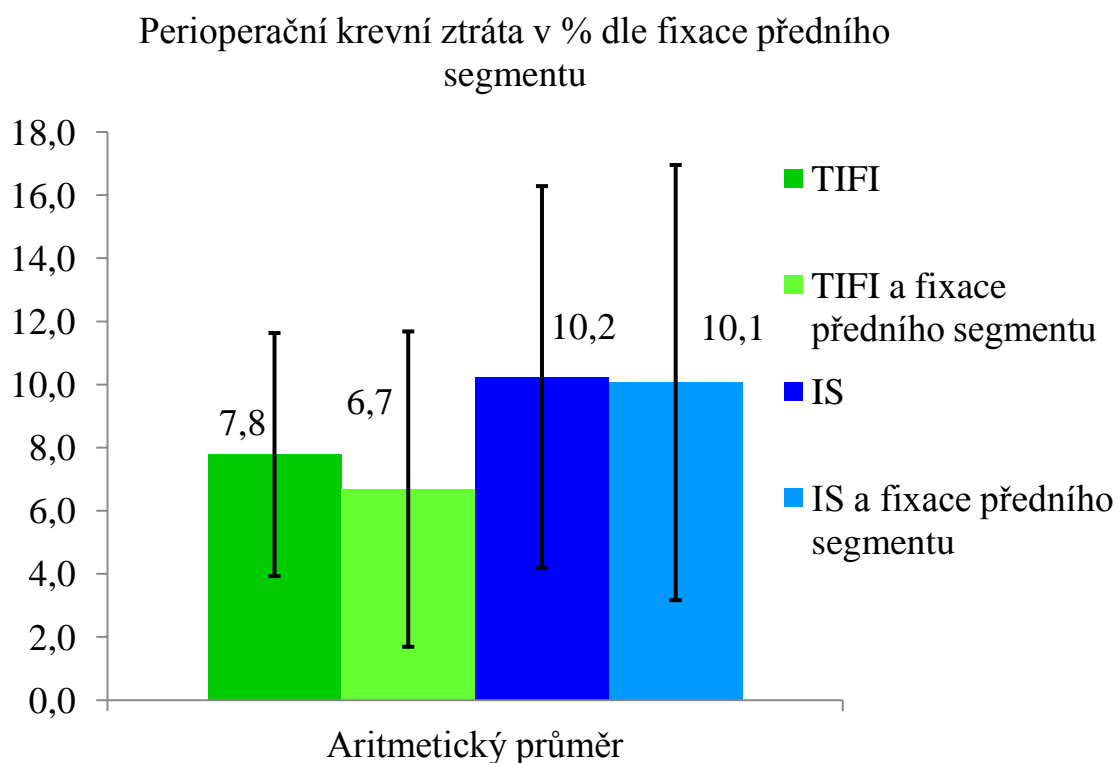


Vzhledem k získaným významným rozdílům v perioperačních krevních ztrátách byly dále oba soubory rozčleněny na 2 skupiny: 1. provedení osteosyntézy jen zadního segmentu, 2. fixace zadního i předního pánevního segmentu, čímž vznikly 4 soubory (TIFI, TIFI a fixace předního segmentu, IS, IS a fixace předního segmentu). V daných 4 skupinách dat byly porovnány % perioperační ztráty pomocí jednofaktorového Anova testu, **kdy nebyly získány statisticky významné rozdíly** ($p = 0,20238$). Získaná statistická významnost při hodnocení celých souborů tak **odpovídá náhodné fluktuaci měřených dat**. Výsledky Anova testu přináší následující tabulka a průměrné výsledky jednotlivých podskupin i následující graf (tab. a graf 5.1.2.9-2).

Tab. 5.1.2.9-2

Perioperační krevní ztráta v % (dle fixace předního segmentu)	TIFI	TIFI a fixace předního segmentu	IS	IS a fixace předního segmentu
Průměr	7,8	6,7	10,2	10,1
Minimum	1,0	0,0	2,7	0,0
Maximum	14,2	20,5	29,9	23,3
Anova 1 faktor	F = 1,58499		p = 0,20238	

Graf 5.1.2.9-2



5.1.2.10 Počty operací dle operátora

U obou souborů byl hodnocen počet implantací TIFI, resp. IS na každého operátora. V obou souborech byly provedeny stabilizace 6 operátory, celkem se však na implantacích podílelo 7 operátorů. Fisherovým exaktním testem byly hodnoceny rozdíly mezi počty implantací TIFI a IS na daného operátora, χ^2 testem byly hodnoceny rozdíly ve vzájemném zastoupení operátorů mezi oběma soubory, byla provedena i Yatesova korekce. Průměrný počet operací na operátora byl u TIFI 5,3 (1-12), v případě IS byl průměr stejný 5,3 (1-14) ($p = 1,00000$) (průměrná hodnota vztažena na počet operátorů s alespoň 1 stabilizací v daném souboru).

Při vyhodnocení rozdílů počtů implantací IS a TIFI na daného operátora **nebyly zaznamenány významné rozdíly**, stejně tak byly **nevýznamné rozdíly v poměrném zastoupení implantací** dle jednotlivých operátorů mezi oběma soubory při χ^2 testu 7x2 ($p = 0,22283$). Uvedená data přehledně přináší následující tabulky (tab. 5.1.2.10-1 a 5.1.2.10-2).

Tab. 5.1.2.10-1

Operátor č.	TIFI		IS		p (Fisherův exaktní test)
	Počet	%	Počet	%	
1	8	25,0	14	43,8	0,54337
2	12	37,5	8	25,0	0,75119
3	3	9,4	6	18,8	0,64992
4	7	21,9	2	6,3	0,34985
5	1	3,1	1	3,1	1,00000
6	1	3,1	0	0,0	1,00000
7	0	0,0	1	3,1	1,00000
χ^2 (7x2)		$\chi^2 = 8,21414$		p = 0,22283	
χ^2 (7x2, Yatesova korekce)		$\chi^2 = 11,03182$		p = 0,08740	

Tab. 5.1.2.10-2

Počet implantací na 1 operátora	TIFI	IS
Průměr	5,3	5,3
Minimum	1	1
Maximum	12	14
F-test pro rozptyl	F = 0,78165	p = 0,77250
Studentův t-test	t = 0,00000	p = 1,00000

5.1.2.11 Doba klidového režimu na lůžku

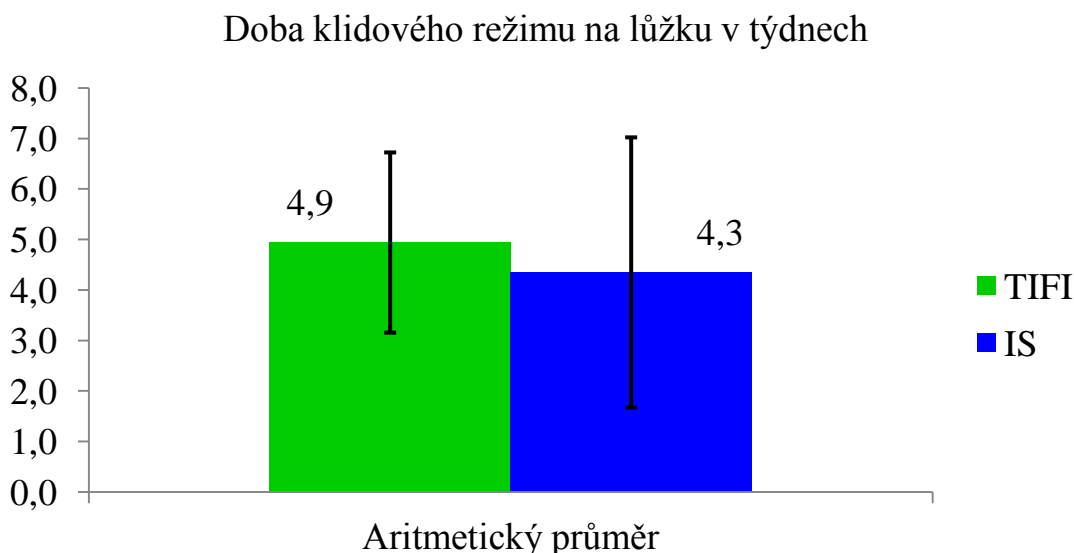
S ohledem na běžně udávanou dobu klidového režimu v jiných pracích, je i v této studii doba klidového režimu na lůžku hodnocena v týdnech jako čas od primárního poranění do 1. vertikalizace u lůžka. Vzájemné srovnání obou souborů bylo provedeno F-testem pro rozptyl a Studentovým t-testem.

V souboru TIFI byla průměrná doba klidového režimu na lůžku 4,9 týdne (s rozmezím 2 až 10 týdnů), v souboru IS trval klid na lůžku průměrně 4,3 týdne (s rozmezím 2 až 16 týdnů). Při srovnání Studentovým t-testem **nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly** ($p = 0,30865$). Data ukazuje následující tabulka a graf, chybové úsečky opět odpovídají ± 1 směrodatné odchylce (tabulka a graf 5.1.2.11-1).

Tab. 5.1.2.11-1

Doba klidového režimu na lůžku	TIFI	IS
Průměr	4,9	4,3
Minimum	2	2
Maximum	10	16
F-test pro rozptyl	0,44444	0,02710
Studentův t-test	1,02774	0,30865

Graf 5.1.2.11-1



5.1.2.12 Vyhodnocení peroperačních komplikací

Vyhodnocení peroperačních komplikací bylo zaměřeno na komplikace, které se týkaly miniinvazivní osteosyntézy zadního segmentu, tj. na iatrogenní

vaskulární a neurologické komplikace. Z vaskulárních komplikací byl sledován výskyt peroperační léze a. glutea superior (včetně jejích větví), neurologické komplikace byly zaměřeny na výskyt lézí kořenů L5, S1 a S2, resp. nervů vycházejících z plexus sacralis.

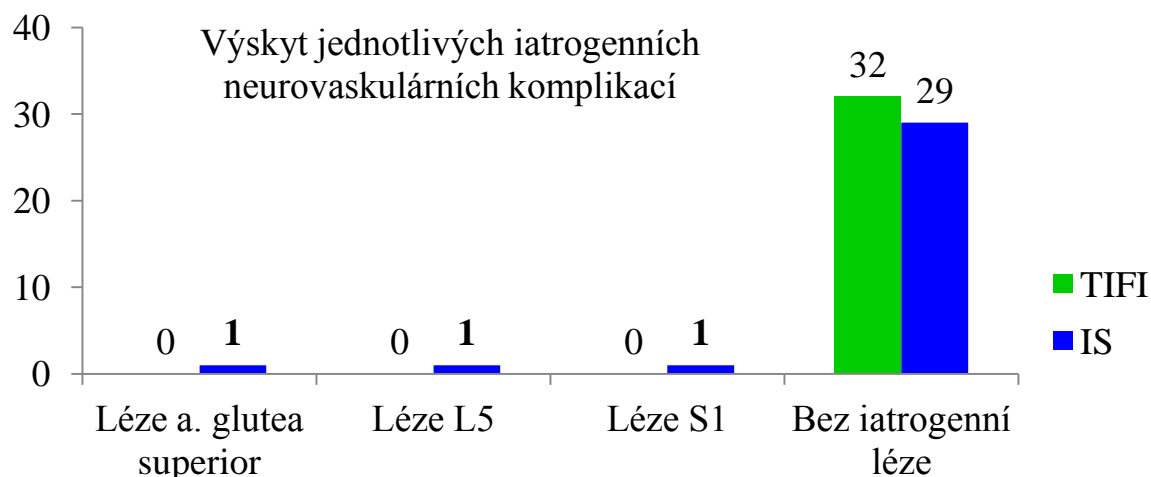
V souboru TIFI nebyla peroperačně zaznamenána žádná iatrogenní vaskulární ani neurologická komplikace v příčinné souvislosti se zavedením TIFI (jednou se vyskytlo poranění a. glutea inferior při extrakci jisticího pinu C-svorcky), zatímco v souboru IS se vyskytlo jednou poranění a. glutea superior (3,1 %, jejího r. profundus, řešeno podvazem poraněné větve po rozšíření vstupu IS) a dvakrát iatrogenní neurologické poranění - jednou izolovaně ipsilaterálního kořene S1 (3,1 %), kdy došlo při konzervativní terapii ke kompletní remisi, a jednou kombinace traumatické léze S1 a iatrogenní léze L5 (3,1 %) na straně poranění, kdy léze S1 se upravila, zatímco parciální motorická léze L5 přetrvává. Obě iatrogenní kořenové léze byly verifikovány neurologickým a EMG vyšetřením. V případě výskytu obou iatrogenních neurologických poranění se jako nejpravděpodobnější příčina vzniku poranění nervových kořenů jevila **nadměrná komprese iliosakrálním šroubem v oblasti transforaminální linie lomu**, na kontrolních CT skenech byla totiž verifikována správná pozice iliosakrálních šroubů. Celkový výskyt peroperačních komplikací byl hodnocen Fisherovým exaktním testem, **rozdíl ve výskytu komplikací vzhledem k nízkému počtu komplikací nedosáhl statistické významnosti** ($p = 0,23810$), data přináší přehledně následující tabulky a graf (tab. 5.1.2.12-1 a 5.1.2.12-2, graf 5.1.2.12-1).

Tab. 5.1.2.12-1

Celkový výskyt peroperačních komplikací	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Komplikace	0	0,0	3	9,4
Bez komplikací	32	100,0	29	90,6
Fisherův exaktní test (2x2) $p = 0,23810$				

Tab. 5.1.2.12-2

Typ iatrogenního poranění	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Léze a. glutea superior	0	0,0	1	3,1
Léze kořene L5	0	0,0	1	3,1
Léze kořene S1	0	0,0	1	3,1
Bez iatrogenní léze	32	100,0	29	90,6
Fisherův exaktní test (4x2) $p = 0,23810$				

Graf 5.1.2.12-1**5.1.2.13 Vyhodnocení pooperačních komplikací**

V případě pooperačních komplikací byly hodnoceny nejen lokální komplikace, které se bezprostředně týkaly provedené miniinvazivní osteosyntézy zadního segmentu, tj. ranné komplikace při hojení per secundam intentionem, ale i celkové komplikace související s přidruženými poraněními, kdy byl hodnocen výskyt tromboembolické nemoci, pneumonie, akutního respiračního selhání, uroinfekcí a dále i zastoupení kýl v jizvě po osteosyntéze předního segmentu. Stanoveno bylo celkové zastoupení pooperačních komplikací a výskyt jednotlivých komplikací.

V souboru TIFI byly zastoupeny pooperační komplikace u celkem 13 pacientů (40,6 %), v souboru IS byl pooperační průběh komplikován u 18 pacientů (56,3 %). Při **srovnání Fisherovým exaktním testem nebyly získány statisticky významné rozdíly** ($p = 0,31715$), pro výskyt komplikací v souboru TIFI a IS bylo stanoveno odds ratio, které bylo 0,53216 (95% interval spolehlivosti (95% CI) byl 0,19720-1,43610). Data uvádí následující tabulka a graf (tab. 5.1.2.13-1).

Tab. 5.1.2.13-1

Celkový výskyt pooperačních komplikací	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Komplikace	13	40,6	18	56,3
Bez komplikací	19	59,4	14	43,8
Fisherův exaktní test $p = 0,31715$				

Z ranných komplikací byl hodnocen výskyt ranné infekce, dehiscence rány, v souboru TIFI prominence implantátů, u IS dále hematom v oblasti vstupu.

V souboru TIFI byla **ranná infekce v oblasti vstupů polyaxiálních šroubů** nalezena u **1 pacienta** (3,1 %), u téhož pacienta byla i prominence implantátů, infekce (smíšená flóra Escherichia coli, koaguláza negativní stafylokoky) si vynutila časnou extrakci implantátů.

V souboru IS se **vyskytla také jedna ranná infekce** v oblasti vstupu (po extrakci IS, 3,1 %), etiologicky se uplatnil Staphylococcus aureus. Infekce si vyžádala operační revizi (drenáž) (Fisherův exaktní test $p = 1,00000$).

Dehiscence vstupů v oblasti zadního segmentu se nevyskytla ani v souboru TIFI ani u IS (Fisherův exaktní test $p = 1,00000$).

V souboru TIFI se jiné infekční ranné komplikace, které nesouvisely s implantací TIFI, vyskytly jednou (3,1 %), v souboru IS 3x (9,4 %). Rozdíly v zastoupení jiných ranných infekcí **byly při srovnání Fisherovým exaktním testem nevýznamné** ($p = 0,61280$, odds ratio 0,31183, 95% CI 0,03067-3,17041). Výskyt ranných komplikací je uveden i v následující tabulce (tab. 5.1.2.13-2).

Tab. 5.1.2.13-2

Výskyt ranných komplikací	TIFI		IS		p(Fisherův exaktní test)
	Počet	%	Počet	%	
Infekce vstupu	1	3,1	1	3,1	1,00000
Dehiscence	0	0,0	0	0,0	1,00000
Jiné ranné infekce	1	3,1	3	9,4	0,61280

Pooperační hematoma v oblasti vstupů polyaxiálních šroubů se v souboru TIFI nevyskytl, v souboru IS byl ranný hematoma se sanguinolentní sekrecí ze vstupu nalezen 3x (9,4 %, u všech pacientů se jednalo o komplikaci po extrakci iliosakrálních šroubů, bez nutnosti revize). Při srovnání výskytu pooperačního hematoma Fisherovým exaktním testem **byly rozdíly nevýznamné** ($p = 0,23810$).

Serózní sekrece ze vstupů v oblasti zadního segmentu se ani v jednom souboru nevyskytla, serózní sekrece v oblasti rány po osteosyntéze předního segmentu byla v obou souborech zastoupena jednou (bez nutnosti revize, mikrobiologické vyšetření kultivačně negativní). Při srovnání výskytu serózní sekrece Fisherovým exaktním testem **byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 1,0000$).

Při srovnání **celkového výskytu ranných komplikací vstupu šroubů v zadním pánevním segmentu** Fisherovým exaktním testem **byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,35467$), dále bylo stanoveno odds ratio, které ukazuje **nižší celkové zastoupení ranných komplikací v souboru TIFI** (0,22581, 95% interval spolehlivosti (CI) 0,02380-2,14269). Data jsou

uvedena opět v následujících tabulkách a grafech (tab. 5.1.2.13-3 a 5.1.2.13-4, graf 5.1.2.13-1).

Tab. 5.1.2.13-3

Komplikace vstupu v zadním segmentu	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Hematom	0	0	3	9,4
Bez hematomu	32	100	29	90,6
Fisherův exaktní test $p = 0,23810$				

Tab. 5.1.2.13-4

Celkový výskyt ranných komplikací v oblasti vstupu	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Komplikace	1	3,1	4	12,5
Bez komplikací	31	96,9	28	87,5
Fisherův exaktní test $p = 0,35467$				
Odds ratio 0,22581 (95% CI 0,02380-2,14269)				

Graf 5.1.2.13-1



Hluboká žilní trombóza dolních končetin, popř. **plicní embolie se nevyskytla** ani v jednom souboru (Fisherův exaktní test $p = 1,00000$).

Bronchopneumonie byla v souboru TIFI u 2 pacientů (6,3 %), u obou pacientů byla kultivačně prokázána stafylokoková etiologie (jednou *Staphylococcus aureus*, jednou *Staphylococcus hominis*), jednalo se přitom o komplikaci umělé plicní ventilace. V souboru IS nebyla žádná bronchopneumonie. Při srovnání Fisherovým exaktním testem **nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly** ($p = 0,49206$).

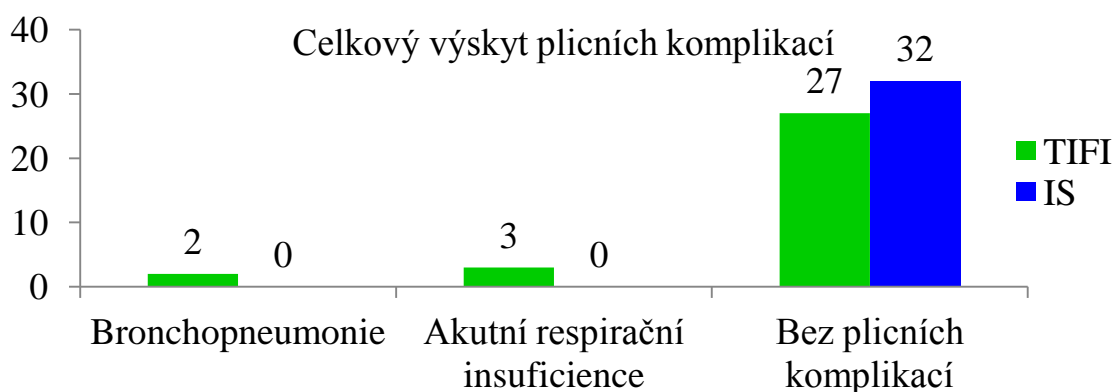
Akutní respirační insuficience komplikovala průběh u 3 pacientů v souboru TIFI (9,4 %), etiologií byl jednou traumatický bilaterální pneumotorax, dvakrát kontuze plic. Jednou byla akutní respirační insuficience

zvládnuta neinvazivní plicní ventilací, dvakrát byla nutná umělá plicní ventilace. V souboru IS se akutní respirační insuficience, resp. ARDS nevyskytly. Rozdíly v zastoupení akutní respirační insuficience **nebyly statisticky významné** při zhodnocení Fisherovým exaktním testem ($p = 0,23810$). Dále byl hodnocen celkový výskyt plicních komplikací, ale ani zde nebyly při Fisherově exaktním testu nalezeny významné rozdíly ($p = 0,052823$, tab. 5.1.2.13-5 a graf 5.1.2.13-2).

Tab. 5.1.2.13-5

Výskyt plicních komplikací	TIFI		IS		p(Fisherův exaktní test)
	Počet	%	Počet	%	
Bronchopneumonie	2	6,3	0	0,0	0,49206
Akutní respirační insuficience	3	9,4	0	0,0	0,23810
Plicní komplikace celkem	5	18,5	0	0,0	0,052823

Graf 5.1.2.13-2



Infekce močových cest (IMC) byla komplikací dvakrát v souboru TIFI (6,3 %) i v souboru IS (6,3 %, Fisherův exaktní test $p = 1,00000$). **Kýla v jizvě po osteosyntéze předního segmentu** byla u 1 pacienta v souboru TIFI (3,1 %) a u 3 pacientů v souboru IS (9,4 %, Fisherův exaktní test $p = 0,35467$, odds ratio 0,22581, 95% CI 0,02380-2,14269).

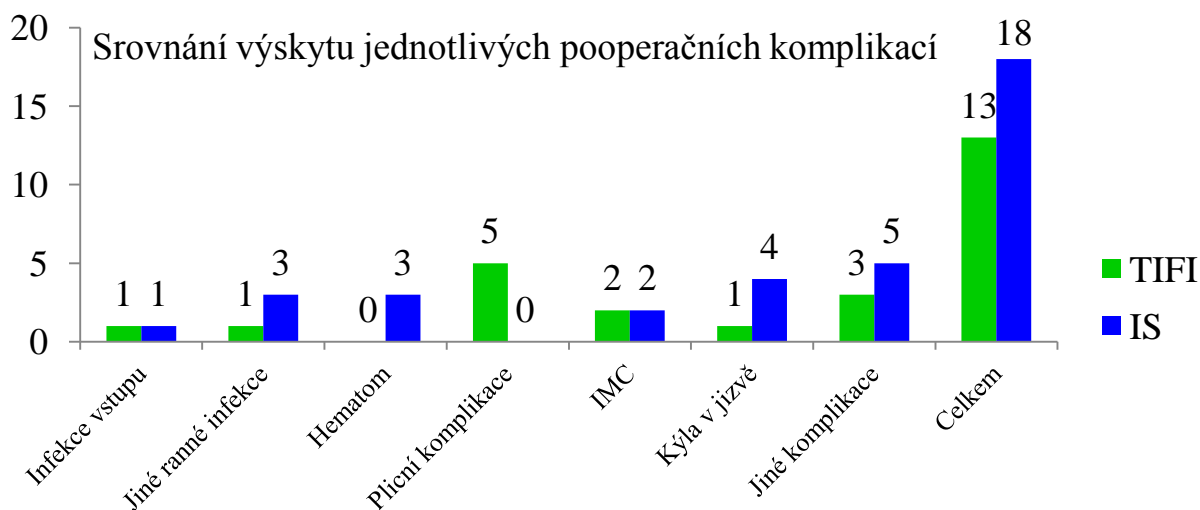
Jiné komplikace se vyskytly v souboru TIFI u 3 pacientů (9,3 %) a v souboru IS u 5 pacientů (15,6 %), při Fisherově exaktním testu 2x2 **nebyly rozdíly statisticky významné** ($p = 0,70785$, odds ratio 0,55862, 95% CI 0,12165-2,56524).

Poměrné zastoupení jednotlivých pooperačních komplikací bylo porovnáno pomocí χ^2 testu pro tabulku 7x2 vzhledem k nedostupnosti Fisherova exaktního testu pro tabulku 7x2. Při srovnání zastoupení jednotlivých komplikací v obou souborech **byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,09562$). Zastoupení výskytu jednotlivých komplikací přináší následující tabulka a graf (tab. 5.1.2.13-6 a graf 5.1.2.13-3).

Tab. 5.1.2.13-6

Pooperační komplikace	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Infekce vstupu	1	3,1	1	3,1
Jiné ranné infekce	1	3,1	3	9,4
Hematom	0	0,0	3	9,4
Plicní komplikace	5	15,6	0	0,0
IMC	2	6,3	2	6,3
Kýla v jizvě	1	3,1	4	12,5
Jiné komplikace	3	9,4	5	15,6
Celkem	13	40,6	18	56,3

$\chi^2 (7 \times 2) = 10,77382; p = 0,09562$

Graf 5.1.2.13-3

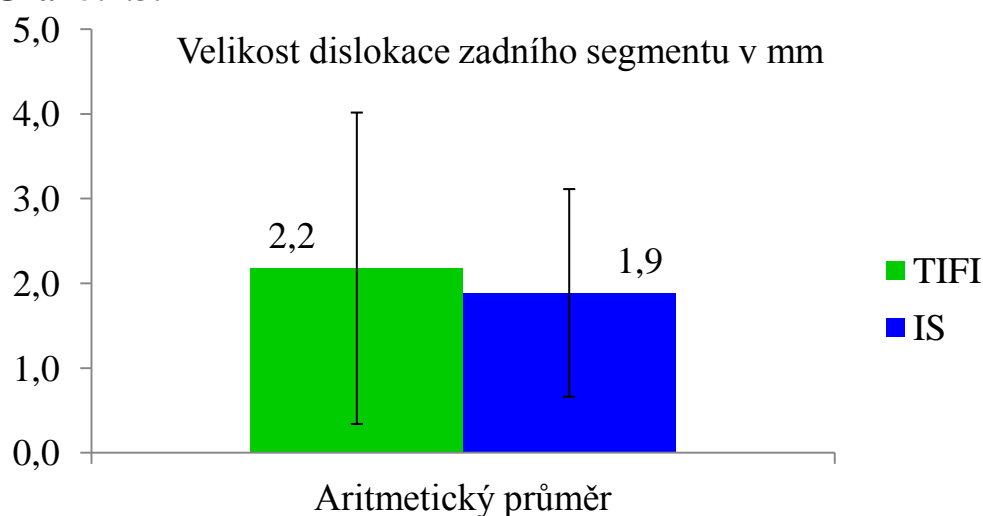
5.1.3 Hodnocení radiologických výsledků

5.1.3.1 Vyhodnocení dislokace zadního segmentu podle Matty

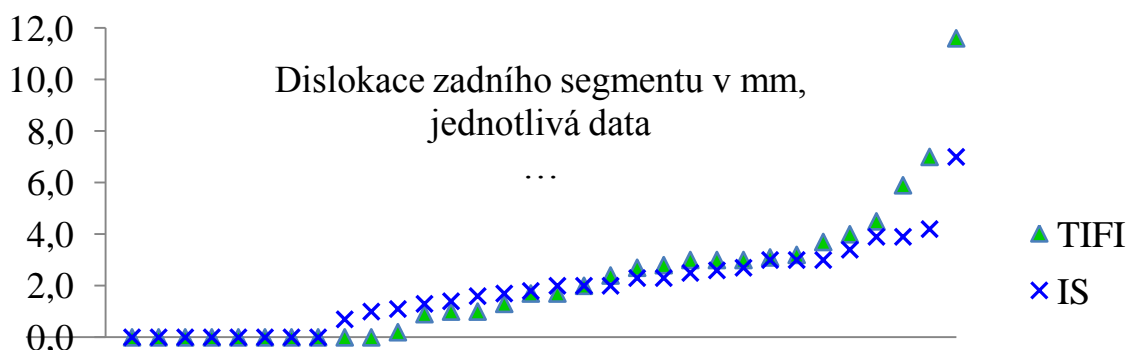
Vyhodnocování dislokace zadního segmentu bylo měřeno na RTG snímcích po zhojení poranění zadního segmentu, v případě pacientů, kde byly extrahovány implantáty, byl použit kontrolní snímek před jejich vynětím. U zlomenin kosti křížové byla hodnocena asymetrie a schodovitý posun, u poranění SI kloubu byla hodnocena jeho pozice se zaměřením na vertikální posun, resp. rotační subluxaci. V souboru TIFI byla **průměrná dislokace zadního segmentu 2,2 mm (0,0-11,6)**, v souboru IS činila **průměrná dislokace zadního segmentu 1,9 mm (0,0-7,0)**. Při srovnání dat Studentovým t-testem byly **rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,58542$). Data přináší následující tabulka a graf, kde chybové úsečky opět odpovídají velikostem ± 1 průměrné odchylky (tab. a graf 5.1.3.1-1).

Tab. 5.1.3.1-1

Velikost dislokace zadního segmentu v mm	TIFI	IS
Průměr	2,2	1,9
Minimum	0,0	0,0
Maximum	11,6	7,0
F-test pro rozptyl	F = 2,49644	p = 0,01297
Studentův t-test	t = 2,00665	p = 0,58542

Graf 5.1.3.1-1

Dále byla stanovena velikost korelačního koeficientu v souboru dat, jeho hodnota byla $R = 0,96375$ (95% CI 0,92636 -0,98233), což potvrzuje vysoký stupeň korelace daných dat. Jednotlivá data ukazuje následující graf, data byla seřazena vzestupně dle velikosti (graf 5.1.3.1-2).

Graf 5.1.3.1-2

Dle Mattových kritérií byla data následně rozdělena mezi 4 skupiny: výborné (do 4 mm), dobré (4 mm až 10 mm), uspokojivé (10 až 20 mm) a špatné výsledky (nad 20 mm). Získaná data byla porovnána Fisherovým exaktním testem pro tabulku 4x2 a dále byly srovnávány jednotlivé dvojice

testem pro tabulku 2x2. **Výborné výsledky vysoce významně převažovaly v obou souborech**, v případě TIFI se jednalo o 28 pacientů (87,5 %, $p = 0,00251$), v případě IS o 30 pacientů (93,8 %, $p = 0,00018$), **rozdíly v zastoupení výborných výsledků mezi oběma soubory byly nevýznamné** ($p = 0,67187$). Špatné výsledky se ani v jednom souboru nevyskytly ($p = 1,00000$). Data ukazuje následující tabulka (tab. 5.1.3.1-3).

Tab. 5.1.3.1-3

Hodnocení dislokace zadního segmentu dle Matty	TIFI		IS		p
	Počet	%	Počet	%	
Výborné	28	87,5	30	93,8	0,67187
Dobré	3	9,4	2	6,3	1,00000
Uspokojivé	1	3,1	0	0,0	1,00000
Špatné	0	0,0	0	0,0	1,00000
Fisherův exaktní test 4x2 $p = 0,67187$					

5.1.3.2 Vyhodnocení dislokace zadního segmentu podle Pelvic Outcome Score

Hodnocení dislokace zadního segmentu na RTG snímcích podle Pelvic Outcome Score rozlišuje 3 skupiny výsledků: 3 body (anatomická pozice), 2 body (dislokace do 5 mm včetně) a 1 bod (dislokace nad 5 mm). V obou souborech **sice převažovaly výborné výsledky se 3 body**, při srovnání vzájemného zastoupení jednotlivých bodových skupin při Fisherově exaktním testu pro tabulku 3x2 ale nebyly získány statisticky významné rozdíly ($p = 0,67223$), navíc převaha výborných výsledků **byla v jednotlivých souborech statisticky nevýznamná**. V souboru TIFI bylo 18 výborných výsledků (56,3 %, $p = 0,80248$), v souboru IS byly výborné výsledky u 19 pacientů (59,4 %, $p = 0,61593$). Data, včetně procentuálního zastoupení, uvádí následující tabulka (tab. 5.1.3.2).

Tab. 5.1.3.2

Body dle Pelvic Outcome Score	TIFI		IS		p
	Počet	%	Počet	%	
3	18	56,3	19	59,4	1,00000
2	11	34,4	12	37,5	1,00000
1	3	9,4	1	3,1	0,61280
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,67223$					

5.1.3.3 Vyhodnocení dislokace předního segmentu podle Pelvic Outcome Score

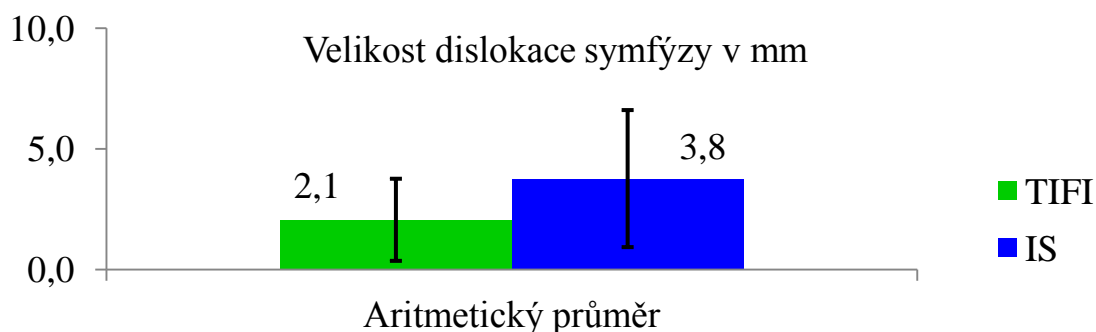
Podle Pelvic Outcome Score je po poraněních předního pánevního segmentu zvláště vyhodnocována dislokace v oblasti symfýzy a dislokace ramének kosti stydké. Závažnost dislokace je opět hodnocena 3 body, v oblasti symfýzy se jedná o: 3 body (menší než 5 mm), 2 body (5 až 10 mm) a 1 bod (při posunu větším než 10 mm). V případě zlomenin ramének kosti stydké se hodnotí dislokace následovně: 3 body (menší než 10 mm), 2 body (do 15 mm) a 1 bodem při dislokaci ramének větší než 15 mm. Obdobně jako při popisu dislokace zadního segmentu byla i zde využita jednak popisná statistika, jednak srovnání velikosti dislokace Studentovým t-testem a porovnání zastoupení jednotlivých skupin dle dosažených bodů Fisherovým exaktním testem.

V souboru **TIFI** byla **průměrná dislokace symfýzy 2,1 mm** (0,0-11,0), v souboru **IS** byl nalezen **průměrný posun symfýzy 3,8 mm** (0,0-13,3). Při srovnání Studentovým t-testem **dosáhly rozdíly statistické významnosti ($p = 0,03183$)**. Data dislokace v mm uvádí následující tabulka a graf, kde chybové úsečky odpovídají velikosti \pm jedné průměrné odchylky (tab. a graf 5.1.3.3-1).

Tab. 5.1.3.3-1

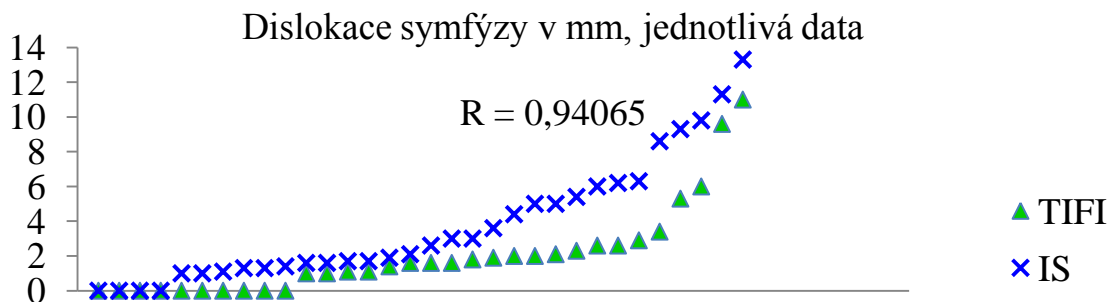
Dislokace symfýzy v mm	TIFI	IS
Průměr	2,1	3,8
Minimum	0,0	0,0
Maximum	11,0	13,3
F-test pro rozptyl	0,55468	0,10608
Studentův t-test	2,19615	0,03183

Graf 5.1.3.3-1



Hodnocen byl i koeficient korelace, jehož hodnota byla $R = 0,94065$ (95% CI 0,88088- 0,97089, což odpovídá vysokému stupni korelace daných dat), jednotlivá data v obou souborech ukazuje přehledně níže uvedený graf, v němž byla data obou souborů seřazena vzestupně (graf 5.1.3.3-2).

Graf 5.1.3.3-2



Zastoupení jednotlivých bodových kategorií podle Pelvic Outcome Score pro symfýzu ukazuje následující tabulka a graf, **rozdíly ve vzájemném zastoupení jednotlivých kategorií mezi oběma soubory nebyly statisticky významné** (Fisherův exaktní test pro tabulku 3x2, $p = 0,09216$). V tabulce jsou uvedeny i pravděpodobnosti pro vzájemné srovnání dvojic dat v tabulce 2x2 při Fisherově exaktním testu (tab. 5.1.3.3-3).

Tab. 5.1.3.3-3

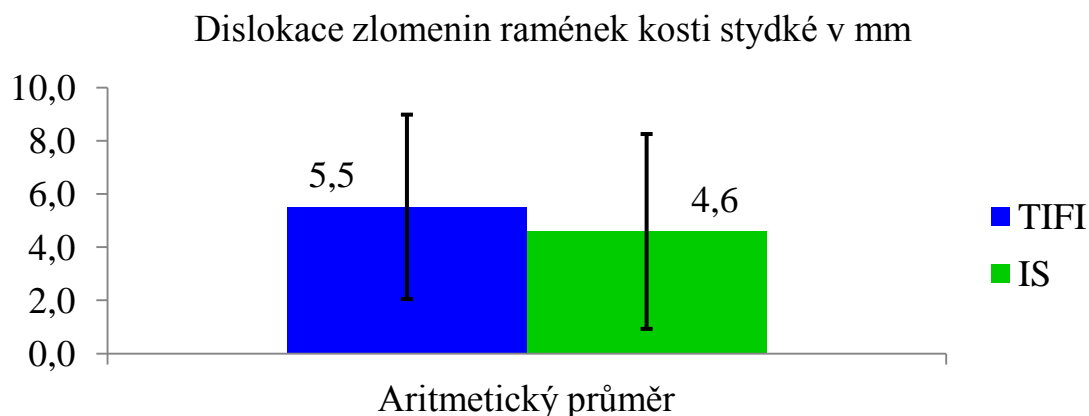
Body podle Pelvic Outcome Score (symfýza)	TIFI		IS		p
	Počet	%	Počet	%	
3 body	28	87,5	21	65,6	0,07457
2 body	3	9,4	9	28,1	0,10686
1 bod	1	3,1	2	6,3	1,00000
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,09216$					

Při vyhodnocování dislokace předního segmentu v oblasti ramének kosti stydké byl v souboru **TIFI** zaznamenán **průměrný posun 5,5 mm** (0,0-20,8), u **IS** byla **sice průměrná velikost dislokace nižší - 4,6 mm** (4,6-19,6), ale při srovnání rozdílů Studentovým t-testem **nebyly získány statisticky významné rozdíly** ($p = 0,43012$). Data jsou opět také v následující tabulce a grafu, kde velikost chybových úseček odpovídá \pm jedné průměrné odchylce (tab. 5.1.3.3-4 a graf 5.1.3.3-3).

Tab. 5.1.3.3-4

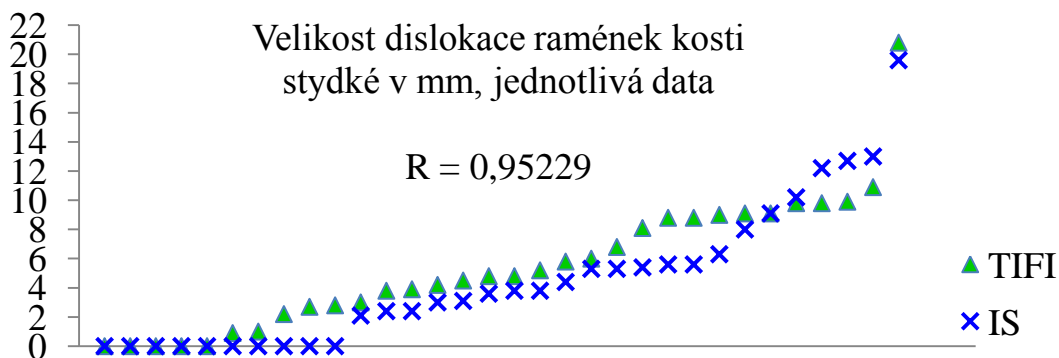
Dislokace ramének kosti stydké v mm	TIFI	IS
Průměr	5,5	4,6
Minimum	0,0	0,0
Maximum	20,8	19,6
F-test pro rozptyl	0,86063	0,67865
Studentův t-test	0,79418	0,43012

Graf 5.1.3.3-3



Stejně jako v případě dislokace symfýzy byl i u ramének kosti stydké posuzován koeficient korelace mezi daty obou souborů, jeho hodnota byla $R = 0,95229$ (95% CI 0,90366-0,97667), jednotlivá, vzestupně uspořádaná data ukazují následující graf (graf 5.1.3.3-4).

Graf 5.1.3.3-4



Při srovnání jednotlivých bodových kategorií mezi oběma **soubory** byly **rozdíly statisticky nevýznamné** (při Fisherově exaktním testu pro tabulku 3x2 $p = 0,43124$), stejně tak byly nevýznamné i rozdílly při srovnání jednotlivých dvojic dat ve Fisherově testu pro tabulku 2x2 (tab. 5.1.3.3-6).

Tab. 5.1.3.3-6

Body podle Pelvic Outcome Score (raménka k. stydké)	TIFI		IS		p
	Počet	%	Počet	%	
3 body	30	93,8	27	84,4	0,42577
2 body	1	3,1	4	12,5	0,35467
1 bod	1	3,1	1	3,1	1,00000
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,43124$					

5.1.3.4 Celkové hodnocení radiologických výsledků dle Pelvic Outcome Score

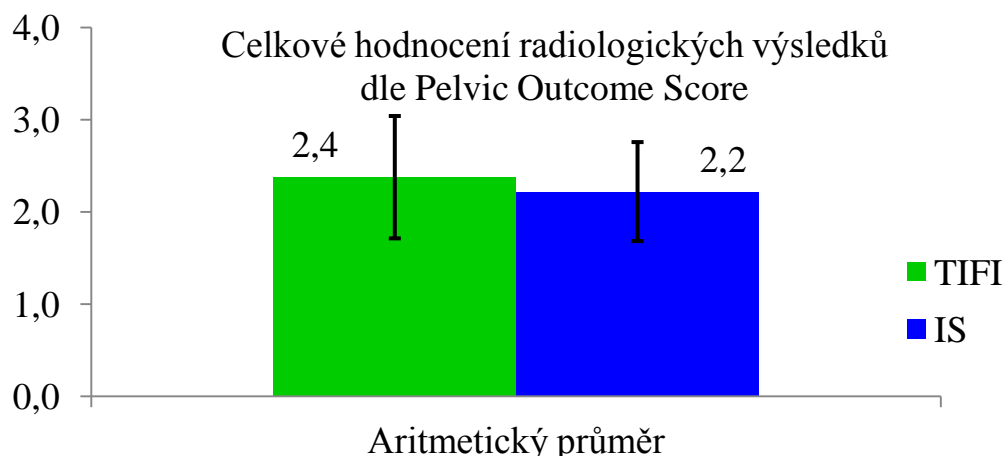
Při celkovém hodnocení podle Pelvic Outcome Score se vybírá vždy nejmenší bodová hodnota z daných 3 hodnot dislokace (tj. zadního segmentu, symfýzy a ramének kosti stydké). U obou souborů bylo stanoveno jednak průměrné bodové skóre, jednak bylo provedeno srovnání zastoupení jednotlivých bodových kategorií mezi oběma soubory (Fisherův exaktní test 3x2).

Průměrný počet bodů radiologických výsledků byl u souboru TIFI 2,4 bodu, u IS 2,2 bodu, rozdíly při Studentově t-testu nedosáhly statistické významnosti ($p = 0,37994$). Data jsou v následující tabulce a grafu (opět s chybovými úsečkami odpovídajícími \pm jedné průměrné odchylce, tab. a graf 5.1.3.4-1).

Tab. 5.1.3.4-1

Celkové radiologické výsledky dle Pelvic Outcome Score	TIFI	IS
Průměr	2,4	2,2
Minimum	1	1
Maximum	3	3
F-test pro rozptyl	F = 1,29930	p = 0,47028
Studentův t-test	t = 0,88433	p = 0,37994

Graf 5.1.3.4-1



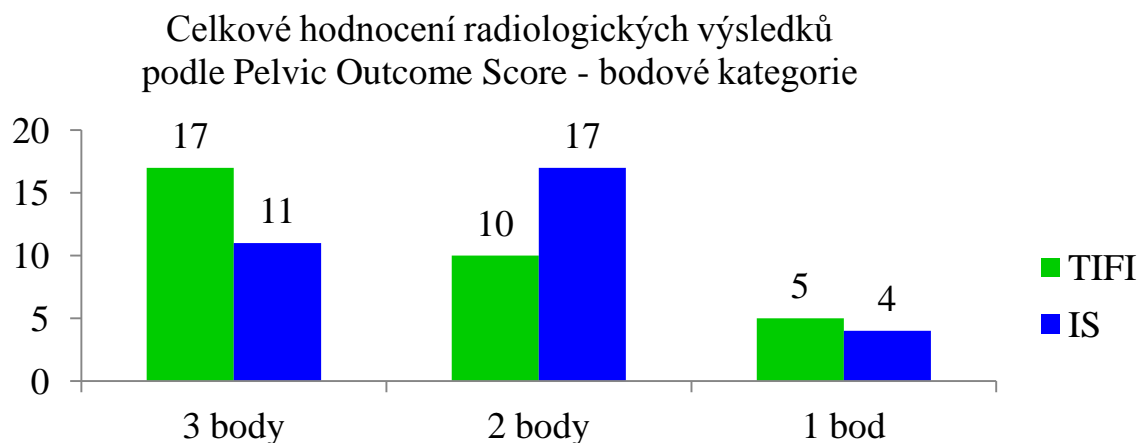
Při srovnání jednotlivých bodových kategorií celkových radiologických výsledků mezi oběma soubory byly rozdíly statisticky nevýznamné (při Fisherově exaktním testu pro tabulku 3x2 $p = 0,23756$), stejně tak nebyly významné ani rozdíly při srovnání jednotlivých dvojic dat ve Fisherově testu

pro tab. 2x2. Data včetně % zastoupení jednotlivých bodových kategorií popisuje níže uvedená tabulka a graf (tab. a graf 5.1.3.4-2).

Tab. 5.1.3.4-2

Body podle Pelvic Outcome Score (celkové radiologické výsledky)	TIFI		IS		p
	Počet	%	Počet	%	
3 body	17	53,1	11	34,4	0,20741
2 body	10	31,3	17	53,1	0,12819
1 bod	5	15,6	4	12,5	1,00000
Fisherův exaktní test 3x2 p = 0,23756					

Graf 5.1.3.4-2



5.1.3.5 Hodnocení peroperační radiační zátěže

Peroperační radiační zátěž nebyla bohužel měřena u všech pacientů, jedná se zejména o pacienty před rokem 2010, kdy nebyl k dispozici digitální skiagrafický přístroj s přímou analýzou radiační zátěže pacienta – tj. hodnotící dobu expozice RTG záření (*cumulative fluoroscopy time*) v s a kumulativní plošný dávkový produkt v $cGycm^2$ (na skiagrafickém přístroji uvedeno jako *cumulative area dose product cGycm^2*). Kumulativní plošný dávkový produkt je integrálem dávky absorbované vzduchem v oblasti od rentgenky k pacientovi, je to náhradní veličina odpovídající celkové dávce absorbované pacientem při RTG (definice *cummulative area dose product* byla převzata ze studie *Millera et al.* z roku 2004 [87]).

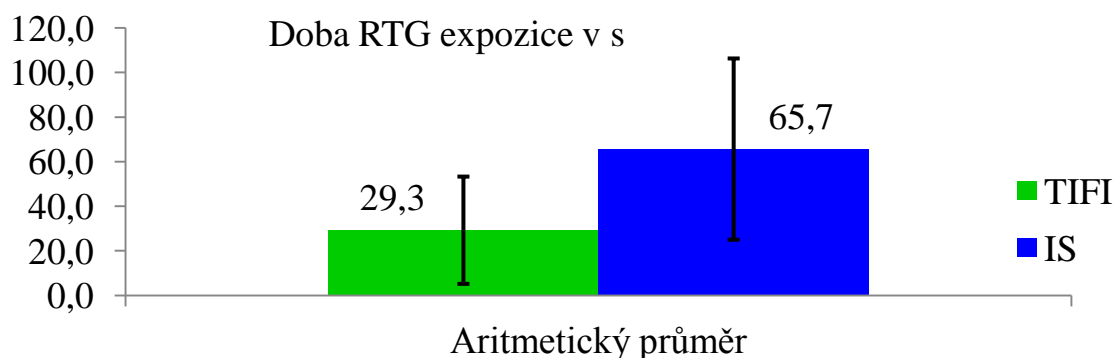
V obou souborech tak bylo nejdříve porovnáno relevantní množství dat o radiační zátěži. V souboru TIFI bylo k dispozici 19 hodnot radiační zátěže (59,4 %), v souboru IS 14 hodnot (43,8 %). Při srovnání Fisherovým exaktním testem 2x2 **byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,31715$), což umožňovalo použití těchto dat pro bližší srovnání doby peroperační skiografie a peroperační radiační zátěže.

V souboru **TIFI** byla průměrná doba expozice **29,3 s** (8,0-98,0), zatímco v souboru **IS** byla průměrná peroperační expozice **65,7 s** (21,0-172,0). Při srovnání Studentovým t-testem **dosáhly rozdíly vysoké statistické významnosti** ($p = 0,00917$). Data doby expozice RTG záření ukazuje níže uvedená tabulka a graf. Chybové úsečky odpovídají ± 1 směrodatné odchylce (tab. a graf 5.1.3.5-1).

Tab. 5.1.3.5-1

Doba expozice v s	TIFI	IS
Průměr	29,3	65,7
Minimum	8,0	21,0
Maximum	98,0	172,0
F-test pro rozptyl	F = 0,34336	p = 0,03732
Studentův t-test	t = 2,88447	p = 0,00917

Graf 5.1.3.5-1



Při hodnocení kumulativního plošného dávkového produktu RTG záření byla v souboru TIFI zaznamenána průměrná hodnota 245,787 cGycm² (25,570-994,520), v souboru IS byla průměrná plošná dávka 469,481 cGycm² (135,190-1064,720). Při srovnání Studentovým t-testem byly rozdíly statisticky významné ($p = 0,03100$), nižší plošná dávka byla zaznamenána v souboru TIFI, což je ve shodě s kratší dobou expozice peroperačně. Data jsou uvedena přehledně v následující tabulce (tab. 5.1.3.5-2).

Tab. 5.1.3.5-2

Kumulativní plošný dávkový produkt RTG záření v cGycm ²	TIFI	IS
Průměr	245,787	469,481
Minimum	25,570	135,190
Maximum	994,520	1064,720
F-test pro rozptyl	F = 0,55679	p = 0,24731
Studentův t-test	t = 2,25995	p = 0,03100

5.1.4 Časová období sběru dat pro zhodnocení klinických výsledků

5.1.4.1 Délka období provedení osteosyntéz

V souboru TIFI byla osteosyntéza provedena v rozmezí prosince 2008 až ledna 2013 (celkem 1505 dní), v souboru IS byla fixace implantována v období od září 2009 do listopadu 2013 (celkem 1540). Rozdíl v délce srovnávaných období byl při vyhodnocení χ^2 testem pro dobrou shodu **statisticky nevýznamný** ($p = 0,52590$). Data ukazuje následující tabulka (tab. 5.1.4.1).

Tab. 5.1.4.1

Délka období provedení osteosyntéz ve dnech		
	Skutečná délka	Teoretická délka
TIFI	1505	1522,5
IS	1540	1522,5
χ^2 (test dobré shody) = 0,40230; $p = 0,52590$		

5.1.4.2 Počty provedených osteosyntéz v jednotlivých letech

Dále byly srovnávány počty implantace TIFI, resp. IS v jednotlivých letech, pro zhodnocení významnosti četnosti jednotlivých dat byl použit χ^2 test pro tabulku 6x2, rozdíly v počtu implantovaných TIFI, popř. IS v jednotlivých letech **nebyly statisticky významné** ($p = 0,51312$). Jednotlivá data, včetně % zastoupení, ukazuje níže uvedená tabulka (tab. 5.1.4.2).

Tab. 5.1.4.2

Počet implantací v roce	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
2008	2	6,3	2	6,3
2009	4	12,5	9	28,1
2010	6	18,8	6	18,8
2011	11	34,4	11	34,4
2012	8	25,0	4	12,5
2013	1	3,1	0	0,0

5.1.4.3 Celková doba dispenzarizace

Celková doba sledování byla určena jako období od primárního poranění do skončení sběru dat studie (1.1.2014). Délka období byla srovnávána pomocí Studentova t-testu. V souboru TIFI byla průměrná doba dispenzarizace 2 roky a 10 měsíců (11 měsíců až 5 let a 1 měsíc), v souboru

IS poté byli pacienti sledováni průměrně 3 roky a 5 měsíců (1 rok a 2 měsíce až 5 let a 4 měsíce). Při srovnání celkové doby dispenzarizace **nebyly při Studentově t-testu zaznamenány statisticky významné rozdíly** ($p = 0,09452$). Data jsou uvedena v následující tabulce (tab. 5.1.4.3).

Tab. 5.1.4.3

Celková doba dispenzarizace	TIFI		IS	
	Roky	Měsíce	Roky	Měsíce
Průměr	2	10	3	5
Minimum	0	11	1	2
Maximum	5	1	5	4
F-test pro rozptyl	F = 0,80916		p = 0,56079	
Studentův t-test	t = 1,69847		p = 0,09452	

5.1.4.4 Doba do vynětí implantátů ze zadního segmentu

V obou souborech bylo stanoveno zastoupení pacientů, u kterých byla provedena extrakce implantátů ze zadního segmentu. U pacientů, u nichž byly implantáty extrahovány, byla následně určena doba mezi provedením osteosyntézy a vynětím implantátů. V souboru TIFI byly implantáty extrahovány u 15 pacientů (46,9 %), zatímco v souboru IS bylo vynětí implantátů provedeno jen u 13 pacientů (40,6 %), ačkoliv bylo celkem také 15 pokusů o vynětí (46,9 %). Při porovnání dat Fisherovým exaktním testem **nebyly rozdíly statisticky významné** ($p = 0,80134$). Data uvádí následující tabulka (tab. 5.1.4.4-1).

Tab. 5.1.4.4-1

Zastoupení extrakce implantátů	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Vynětí implantátů	15	46,9	13,0	40,6
Bez vynětí implantátů	17	53,1	19,0	59,4
Fisherův exaktní test 2x2 $p = 0,80134$				

Doba do vynětí implantátů byla v souboru TIFI průměrně 15,3 měsíců (1,0 až 33,5 měs.), zatímco v souboru IS průměrná doba do extrakce činila 18,1 měs. (3,3 až 31,3 měs.). Při srovnání rozdílů Studentovým t-testem **byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,34572$). Data přináší níže uvedená tabulka (tab. 5.1.4.4-2).

Peroperační iatrogenní neurovaskulární poranění se ani v jednom souboru při extrakci implantátů **nevyskytlo** ($p = 1,00000$). U jednotlivých komplikací bylo stanoveno jejich % zastoupení (vztažené na počet všech pokusů o vynětí v daném souboru).

Tab. 5.1.4.4-2

Doba do vynětí implantátů v měsících	TIFI	IS
Průměr	15,3	18,1
Minimum	1,0	3,3
Maximum	33,5	31,3
F-test pro rozptyl	1,44016	0,53260
Studentův t-test	0,96035	0,34572

V obou souborech dále byly hodnoceny peroperační a pooperační komplikace při vynětí implantátů. Důraz byl kladen na pooperační ranné krvácení (v případě výskytu pooperačního hematomu byla provedena jeho verifikace USG vyšetřením) a na kompletnost extrakce.

V souboru TIFI se pooperační sanguinolentní sekrece nebo hematom v oblasti vstupů polyaxiálních šroubů po extrakci nevyskytly (0,0 %), v souboru IS bylo pooperační krvácení ze vstupů celkem u 3 pacientů (tj. 20,0 % ze všech pokusů o vynětí IS), jednou se jednalo o hematom v ráně, USG verifikovaný, dvakrát o prolongovanou sanguinolentní sekreci z rány, u všech 3 pacientů byly tyto ranné komplikace zvládnuty konzervativně. Při srovnání pooperačního ranného krvácení v souborech pacientů, u nichž byly implantáty vyjmuty, **byly rozdíly při Fisherově exaktním testu statisticky nevýznamné** ($p = 0,22414$).

V souboru TIFI se nevyskytlo ponechání části osteosyntetického materiálu v oblasti zadního segmentu, tj. úspěšnost extrakce byla 100 %. **V souboru IS se kompletní extrakce šroubů včetně podložek podařila u 7 pacientů** (46,7 % ze všech pokusů o extrakci), u 6 pacientů byla podložka významně přerostlá kostí zadní části lopaty kosti kyčelní, podložky tak byly ponechány in situ (40,0 %). Rozdíly v ponechání části implantátů byly statisticky významné ($p = 0,01686$). Ponechání podložky bylo provázeno **jednou pooperačním hematomem**, jednou sanguinolentní sekrecí z rány a **jednou infekční komplikací** v oblasti vstupu. **Nemožnost vynětí IS se vyskytla u 2 pacientů** (13,3 % ze všech pokusů o vynětí), neúspěšné pokusy o vynětí IS nebyly doprovázeny pooperačními komplikacemi.

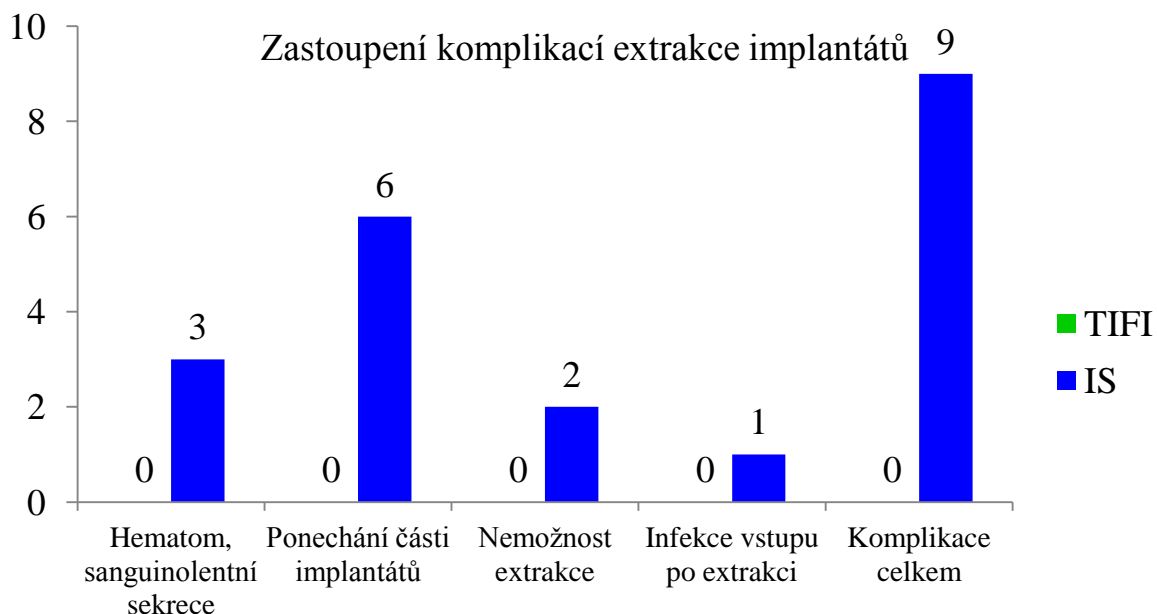
V souboru TIFI se tak nevyskytly po extrakci implantátů žádné komplikace (0,0 %), v souboru IS byly komplikace celkem u 9 pacientů (64,3 %). Při srovnání zastoupení komplikovaného a nekomplikovaného průběhu při extrakci implantátů ze zadního segmentu Fisherovým exaktním

testem 2x2 byly získány statisticky vysoce významné rozdíly ($p = 0,00070$). Data komplikací extrakce implantátů jsou uvedena v následující tabulce a grafu (tab. a graf 5.1.4.4-3).

Tab. 5.1.4.4-3

Komplikace vynětí	TIFI		IS		p (Fisherův exaktní test)
	Počet	%	Počet	%	
Hematom, sanguinolentní sekrece	0	0,0	3	20,0	0,22414
Ponechání části implantátů	0	0,0	6	40,0	0,01686
Nemožnost extrakce	0	0,0	2	13,3	0,48276
Infekce vstupu po extrakci	0	0,0	1	6,7	1,00000
Komplikace celkem	0	0,0	9	60,0	0,00070

Graf 5.1.4.4-3



5.1.5 Vyhodnocení funkčních klinických výsledků

5.1.5.1 Srovnání počtu vyplněných dotazníků Majeedova a Pelvic Outcome Score

V souboru TIFI odevzdalo kompletně vyplněný dotazník u obou skórovacích systémů celkem 25 pacientů (78,1 %), v souboru IS bylo správně vyplněno jen 18 dotazníků u obou skóre (56,3 %). Zastoupení vyplnění a nevyplnění obou dotazníků bylo porovnáno pomocí Fisherova exaktního testu, kdy rozdíly mezi oběma soubory **byly statisticky nevýznamné** ($p = 0,10914$), takže umožňovaly validní zpracování dat z obou dotazníků. Data ukazuje také přehledně následující tabulka (tab. 5.1.5.1).

Tab. 5.1.5.1

	TIFI		IS	
Dotazníky	Počet	%	Počet	%
Vyplněné	25	78,1	18	56,3
Nevyplněné	7	21,9	14	43,8
Fisherův exaktní test 2x2 $p = 0,10914$				

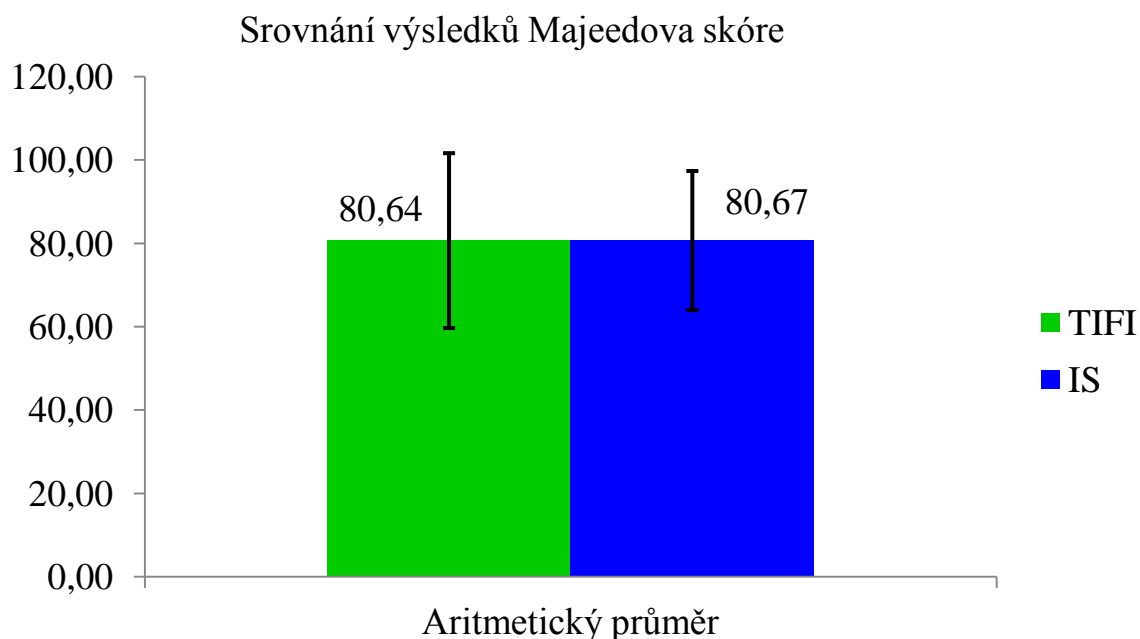
5.1.5.2 Vyhodnocení klinických výsledků podle Majeedova skóre

Při hodnocení Majeedova skóre bylo jednak počítáno celkové skóre v bodech, jednak byly vyčleněny jednotlivé kategorie klinických výsledků. Celkové skóre bylo mezi oběma soubory hodnoceno Studentovým t-testem a F-testem pro rozptyl, zatímco zastoupení jednotlivých kategorií pomocí Fisherova exaktního testu pro tabulku 4x2.

V souboru TIFI bylo průměrné Majeedovo skóre 80,64 bodů (25-100), zatímco v souboru IS byl zaznamenán průměrný výsledek 80,67 bodů (53-100). Při srovnání rozdílů Studentovým t-testem **nebyly rozdíly statisticky významné** ($p = 0,99654$). Data ukazuje následující tabulka a graf, chybové úsečky odpovídají $\pm 1s$ (tab. a graf 5.1.5.2-1).

Tab. 5.1.5.2-1

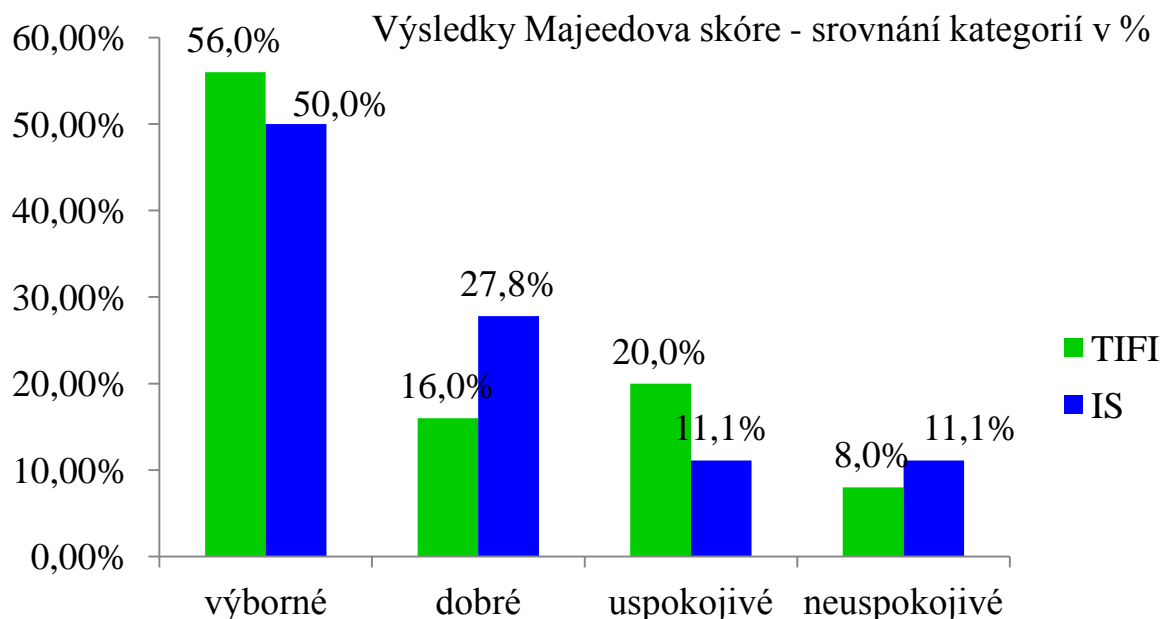
Majeedovo skóre	TIFI	IS
Aritmetický průměr	80,64	80,67
Minimum	25	53
Maximum	100	100
F-test pro rozptyl	1,55751	0,34987
Studentův t-test	0,00436	0,99654

Graf 5.1.5.2-1

Při hodnocení zastoupení jednotlivých kategorií bylo v souboru TIFI zaznamenáno následující rozložení výsledků: výborné u 14 (56,0 %), dobré u 4 (16,0 %), uspokojivé u 5 (20,0 %) a neuspokojivé u 2 pacientů (8,0 %). V případě IS měly jednotlivé kategorie výsledků následující zastoupení: výborné 9x (50,0 %), dobré 5x (27,8 %), uspokojivé 2x (11,1 %) a neuspokojivé 2x (11,1 %). Při hodnocení rozdílů Fisherovým exaktním testem pro tabulku 4x2 **byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,70187$). Data přináší následující tabulka a graf (tab. a graf 5.1.5.2-2).

Tab. 5.1.5.2-2

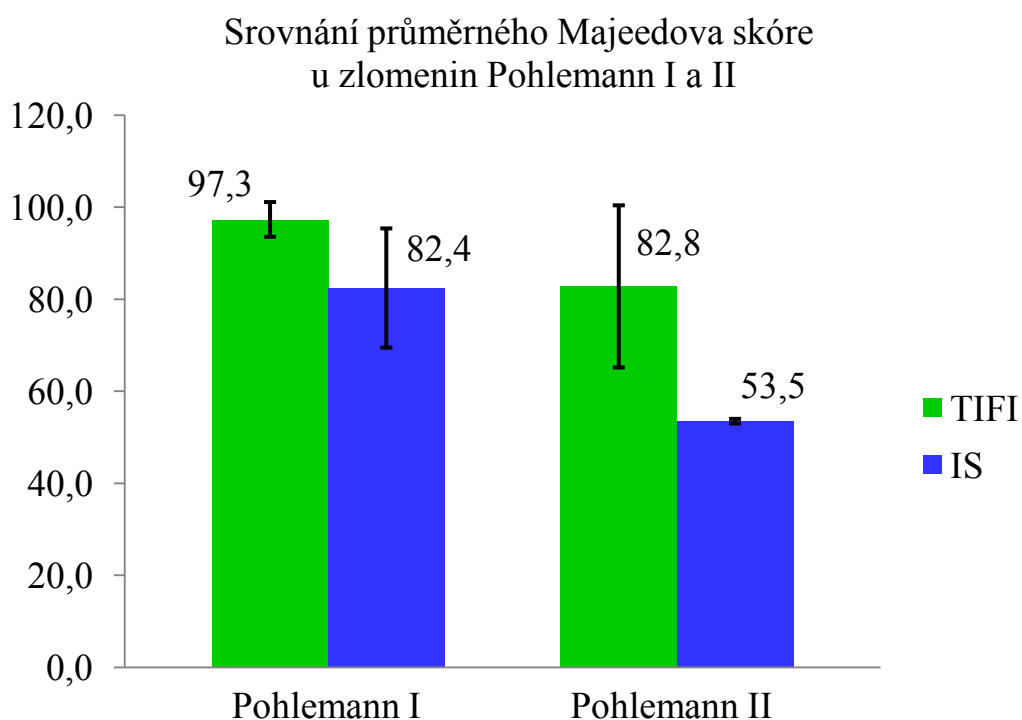
Kategorie výsledků dle Majeedova skóre	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Výborné	14,00	56,0	9,00	50,0
Dobré	4,00	16,0	5,00	27,8
Uspokojivé	5,00	20,0	2,00	11,1
Neuspokojivé	2,00	8,0	2,00	11,1
Fisherův exaktní test 4x2 $p = 0,70187$				

Graf 5.1.5.2-2

U Majeedova skóre bylo dále určeno zastoupení výsledků dle typu zlomenin kosti křížové (podle Pohlemannovy klasifikace). Pro statistické srovnání byly vhodné jen typy I a II, u ostatních typů nebylo možné pro nízké zastoupení provedení validního srovnání. U souboru TIFI bylo v případě zlomenin **Pohlemann I** průměrné Majeedovo skóre 97,3 bodů, zatímco u IS jen 82,4 bodů, nicméně dané rozdíly **nebyly při Studentově t-testu statisticky významné** ($p = 0,11794$). V případě zlomenin Pohlemann II bylo také zaznamenáno vyšší průměrné Majeedovo skóre u souboru TIFI (82,8 bodů) než v případě IS (53,5), nicméně v tomto případě rozdíly dosáhly statistické významnosti (**$p = 0,04517$**). Uvedená data, včetně směrodatných odchylek (s), ukazuje jednak tabulka 5.1.5.2-3, jednak graf 5.1.5.2-3 (chybové úsečky odpovídají $\pm 1s$).

Tab. 5.1.5.2-3

Majeedovo skóre	Pohlemann I		Pohlemann II	
	TIFI	IS	TIFI	IS
Průměr	97,3	82,4	82,8	53,5
s	3,8	12,9	17,6	0,5
F-test pro rozptyl	F = 0,10906	p = 0,20316	F = 668,36264	p = 0,06053
Studentův t-test	t = 1,75164	p = 0,11794	t = 2,19913	p = 0,04517

Graf 5.1.5.2-3

Pro ověření dosažené statistické významnosti byl dále použit Anova test, při kterém se srovnávaly rozdíly mezi všemi 4 skupinami (TIFI Pohlemann I, TIFI Pohlemann II, IS Pohlemann I a IS Pohlemann II). Dle Anova testu byly **opět prokázány statisticky významné rozdíly mezi těmito skupinami ($p = 0,04830$)**. Post hoc srovnáním dat v rámci souboru TIFI a IS mezi oběma typy zlomenin **Studentovým t-testem nebyly v případě TIFI významné rozdíly ($p = 0,20113$)**, zatímco u IS byly rozdíly výsledků Majeedova skóre mezi zlomeninami Pohlemann I a II statisticky významné (**$p = 0,02707$**). Dané výsledky tak **ukazují superioritu TIFI v případě fixace jednostranných transforaminálních zlomenin kostí křížové (Pohlemann II)**. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce (tab. 5.1.5.2-4).

Tab. 5.1.5.2-4

Majeedovo skóre	TIFI (Pohlemann I vs. Pohlemann II)		IS (Pohlemann I vs. Pohlemann II)	
F-test pro rozptyl	F = 0,06384	p = 0,12310	F = 391,23810	p = 0,07736
Studentův t-test	t = 1,33707	p = 0,20113	t = 2,78577	p = 0,02707
Anova test (1 faktor)	F = 3,08487		p = 0,04830	

5.1.5.3 Vyhodnocení celkových výsledků podle Pelvic Outcome Score

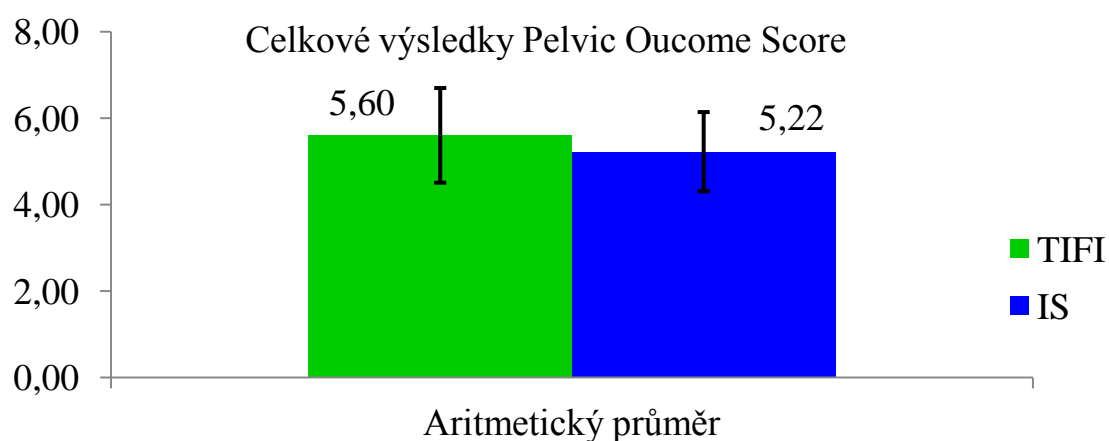
Obdobně jako při použití Majeedova skóre bylo i vyhodnocení Pelvic Outcome Score provedeno jednak podle průměrných výsledků (hodnocení Studentovým t-testem), jednak podle zastoupení jednotlivých kategorií výsledků (vyhodnocení Fisherovým exaktním testem). Celkové výsledky byly určeny jako součet radiologických výsledků a funkčních klinických výsledků.

V souboru TIFI bylo dosaženo průměrného výsledku 5,60 (3-7), zatímco u IS 5,22 (4-7). Rozdíly mezi oběma soubory byly statisticky nevýznamné ($p = 0,25072$). Data ukazuje následující tabulka a graf, kde chybové úsečky opět odpovídají $\pm 1s$ (tab. a graf 5.1.5.3-1).

Tab. 5.1.5.3-1

Pelvic Outcome Score – celkové výsledky	TIFI	IS
Aritmetický průměr	5,60	5,22
Minimum	3	4
Maximum	7	7
F-test pro rozptyl	$F = 1,40625$	$p = 0,47362$
Studentův t-test	$t = 1,16509$	$p = 0,25072$

Graf 5.1.5.3-1



Při vyhodnocení zastoupení jednotlivých kategorií dle celkových výsledků Pelvic Outcome Score byly u TIFI dosaženy následující počty: výborné výsledky 7 (28,0 %), dobré 5 (12,0 %), uspokojivé 12 (48,0 %) a neuspokojivé 1 (4,0 %). V případě IS bylo následující zastoupení kategorií výsledků: výborné 2 (11,1 %), dobré 4 (22,2 %), uspokojivé 12 (66,7 %), neuspokojivé 0 (0,0 %). Rozdíly v zastoupení jednotlivých kategorií

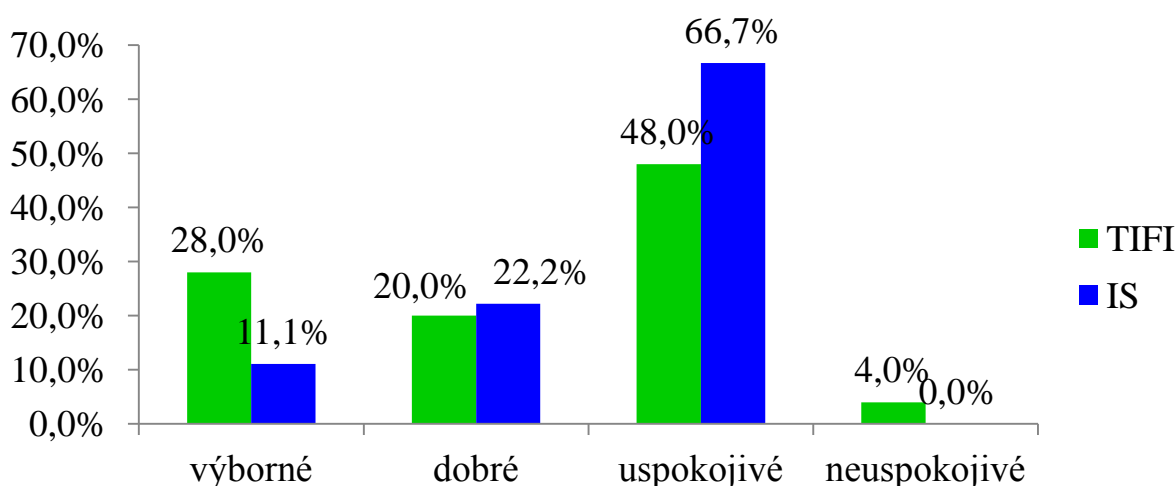
hodnocené Fisherovým exaktním testem v tabulce 4x2 byly mezi soubory statisticky nevýznamné ($p = 0,51731$). Data přehledně podává následující tabulka a graf (tab. a graf 5.1.5.3-2).

Tab. 5.1.5.3-2

Výsledky Pelvic Outcome Score	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Výborné	7	28,0	2	11,1
Dobré	5	20,0	4	22,2
Uspokojivé	12	48,0	12	66,7
Neuspokojivé	1	4,0	0	0,0
Fisherův exaktní test 4x2 $p = 0,51731$				

Graf 5.1.5.3-2

Výsledky Pelvic Outcome Score - zastoupení kategorií v %

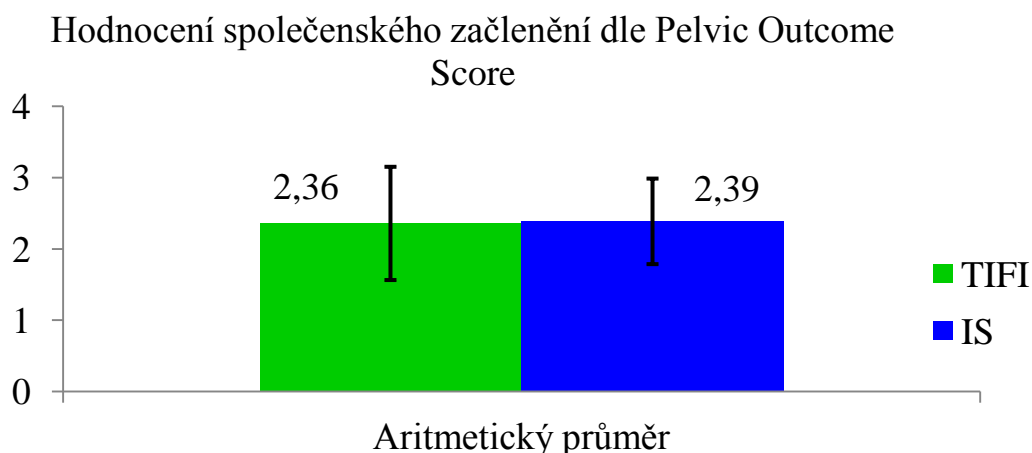


5.1.5.4 Vyhodnocení výsledků společenského začlenění podle Pelvic Outcome Score

Stejně jako u vyhodnocování celkových výsledků Pelvic Outcome Score byl i pro zhodnocení společenského začlenění použit v případě průměrných výsledků Studentův t-test a pro vyhodnocení poměrného zastoupení jednotlivých kategorií výsledků Fisherův exaktní test. U TIFI činila průměrná hodnota výsledků společenského začlenění 2,36 bodu (1-3), v případě IS se poté jednalo o 2,39 bodu (1-3). Při srovnání rozdílů Studentovým t-testem byly rozdíly statisticky nevýznamné ($p = 0,89919$). Data přináší následující tabulka a graf, kde chybové úsečky opět odpovídají ± 1 s (tab. 5.1.5.4-1, graf 5.1.5.4-1).

Tab. 5.1.5.4-1

Pelvic Outcome Score –společenské začlenění	TIFI	IS
Aritmetický průměr	2,36	2,39
Minimum	1	1
Maximum	3	3
F-test pro rozptyl	F = 1,77823	p = 0,22457
Studentův t-test	t = 0,12747	p = 0,89919

Graf 5.1.5.4-1

Dále bylo sledováno poměrné zastoupení jednotlivých kategorií, kde v případě souboru TIFI byly zaznamenány následující výsledky: dobré 14x (56,0 %), uspokojivé 6x (24,0 %) a špatné 5x (20,0 %). V souboru IS bylo zastoupení kategorií výsledků: dobré u 8 (44,1 %), uspokojivé u 9 (50,0 %) a špatné u jednoho pacienta (5,6 %). Při srovnání zastoupení jednotlivých kategorií Fisherovým exaktním testem v tabulce 3x2 byly rozdíly statisticky nevýznamné ($p = 0,16273$). Data uvádí i následující tabulka (tab. 5.1.5.4-2).

Tab. 5.1.5.4-2

Společenské začlenění dle Pelvic Outcome Score, jednotlivé kategorie	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
Dobré	14	56,0	8	44,4
Uspokojivé	6	24,0	9	50,0
Špatné	5	20,0	1	5,6
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,16273$				

5.1.5.5 Vyhodnocení bolesti dle VAS

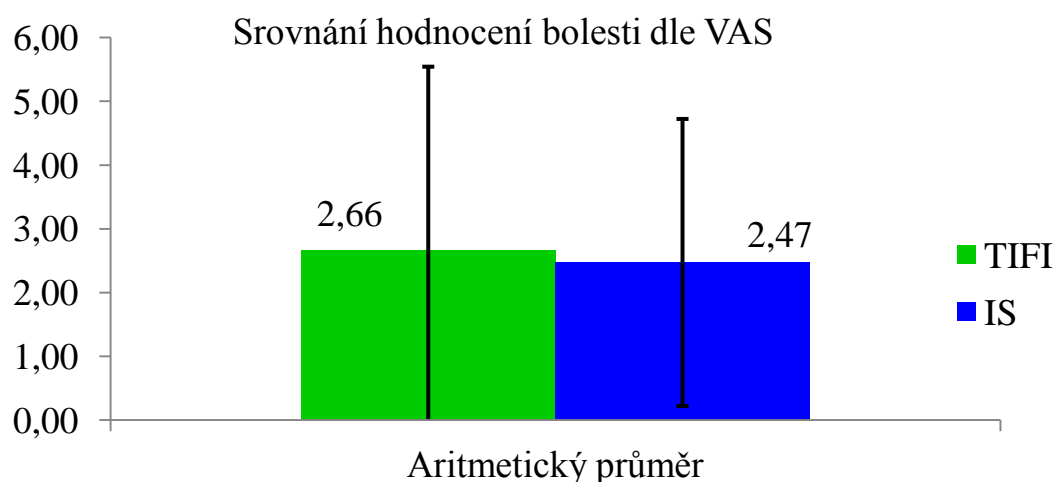
Při hodnocení bolesti podle úsečky VAS bylo určeno jednak průměrné skóre, jednak zastoupení pacientů, kteří byli zcela bez bolestí (VAS 0). Průměrné hodnoty byly porovnány pomocí Studentova t-testu, zastoupení pacientů bez bolestí poté Fisherovým exaktním testem.

V souboru TIFI bylo průměrné VAS skóre 2,66 (0-10), zatímco u IS se jednalo o 2,47 (0-7). Při porovnání Studentovým t-testem nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly ($p = 0,82317$). Data jsou i v níže uvedené tabulce a grafu (tab. 5.1.5.5-1, graf 5.1.5.5-1).

Tab. 5.1.5.5-1

Hodnocení VAS	TIFI	IS
Aritmetický průměr	2,66	2,47
Minimum	0	0
Maximum	10	7
F-test pro rozptyl	$F = 1,61377$	$p = 0,31245$
Studentův t-test	$t = 0,22491$	$p = 0,82317$

Graf 5.1.5.5-1



Při hodnocení zastoupení počtu pacientů zcela bez bolestí (VAS 0) bylo v souboru TIFI nalezeno 10 pacientů (40 %), zatímco v souboru IS jen 5 pacientů (27,8 %), srovnání Fisherovým exaktním testem v tabulce 2x2 však **neukázalo statisticky významné rozdíly** ($p = 0,52257$). Vzhledem k nevýznamnému rozdílu bylo dále stanoveno odds ratio (zastoupení pacientů bez bolestí/ zastoupení pacientů s bolestmi) mezi oběma soubory. Odds ratio činilo 1,73333 (95% CI 0,46984-6,39461), které tak potvrzuje nevýznamně vyšší zastoupení pacientů bez bolestí v souboru TIFI. Všechna data zobrazuje i následující tabulka (tab. 5.1.5.5-2).

Tab. 5.1.5.5-2

Zastoupení pacientů s VAS 0	TIFI		IS	
	Počet	%	Počet	%
VAS 0	10	40,0	5	27,8
VAS>0	15	60,0	13	72,2
Fisherův exaktní test 2x2 p = 0,52257				
Odds ratio ((VAS 0)/(VAS>0)) = 1,73333 (95% CI 0,46984-6,39461)				

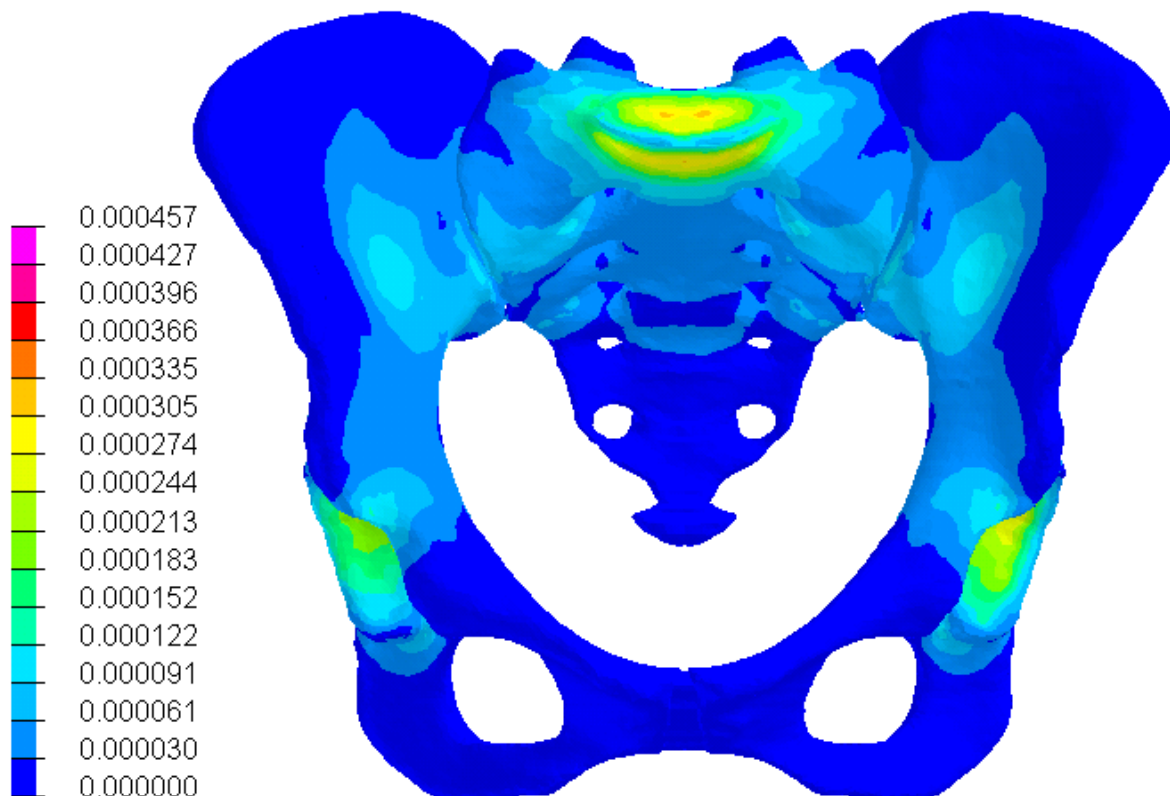
5.2 Výsledky biomechanické studie

5.2.1 Barevné mapování konečnoprvkového modelu neporaněné pánve

5.2.1.1 Barevné mapování napětí

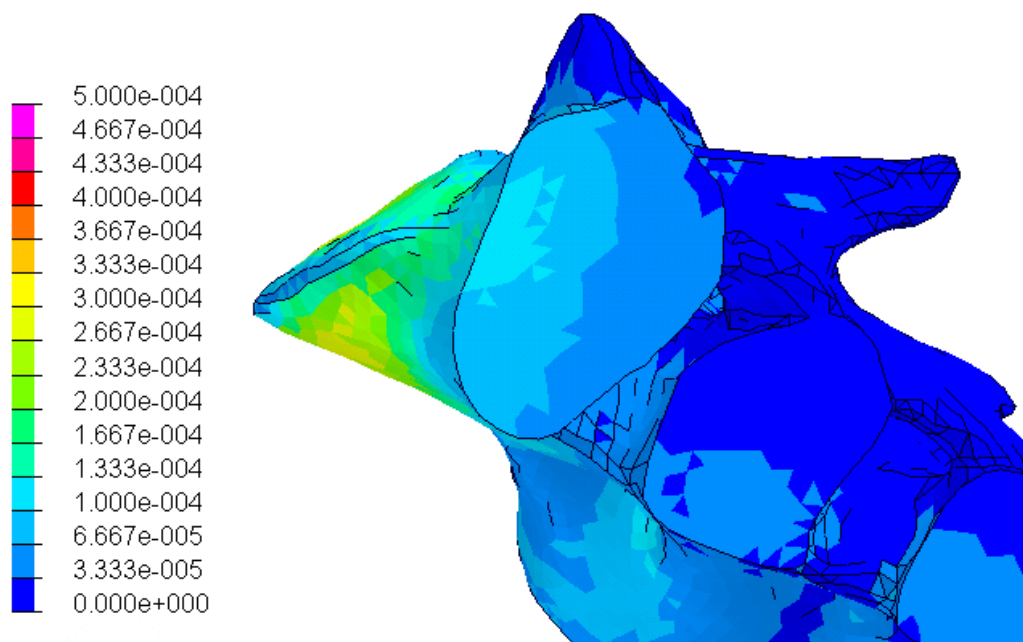
Rozložení napětí ukazuje následující obrázek (obr. 5.2.1.1-1), na barevné stupnici je uvedeno odpovídající napětí v GPa.

Obr. 5.2.1.1-1



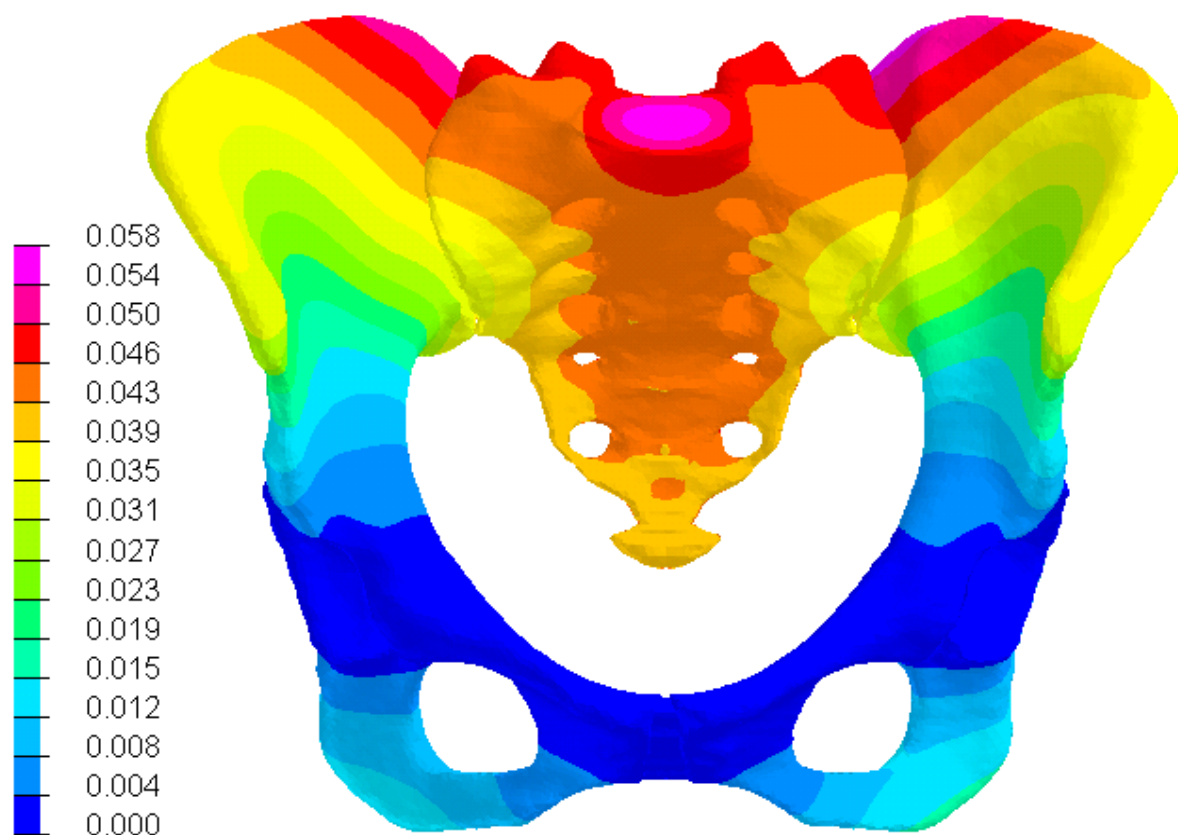
Z obrázku v anterioposteriorní projekci je patrné, že za fyziologických podmínek je **maximální napětí v oblasti zadního pánevního segmentu přenášeno přes bázi kosti křížové**. Daná zátěž se poté bilaterálně neutralizuje v oblasti acetabula. Při působení vertikální zátěže 500 N bylo v oblasti báze kosti křížové zaznamenáno napětí o velikosti $3,7653 \cdot 10^{-4}$ GPa. Rozložení maximálního napětí v oblasti báze je vidět i na laterální projekci na obrázku níže (obr. 5.2.1.1-2).

Obr. 5.2.1.1-2



5.2.1.2 Barevné mapování velikosti dislokace

Obr. 5.2.1.2-1



Z mapování velikosti dislokace u neporaněné pánve (obr. 5.2.1.2-1) vyplývá, že k největšímu posunu **při zátěži dochází v oblasti báze kosti křížové** a dále **v oblasti zadních částí lopat kostí kyčelních** zejména v oblastech, které přiléhají k SI kloubu (při facies auricularis, v oblasti při úponech lig. sacroiliacum interosseum a posterius), tj. v oblastech, které se za fyziologických podmínek podílejí na přenosu zátěže z dolní L páteře na pánevní kruh.

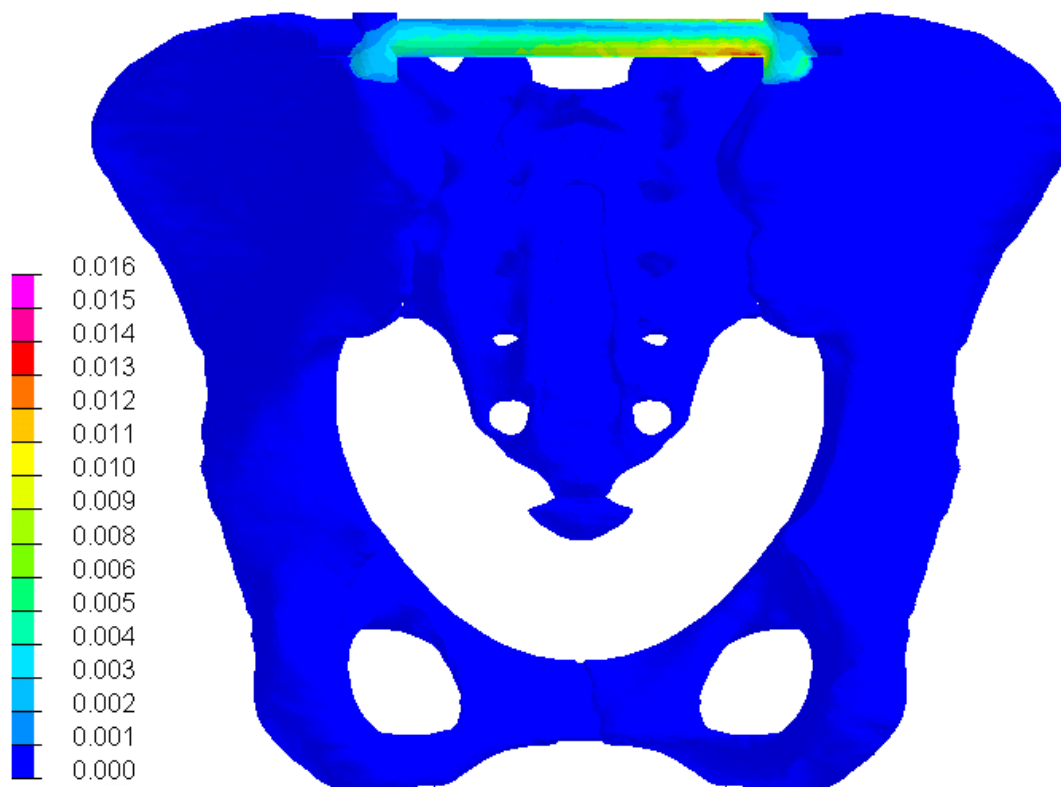
5.2.2 Barevné mapování konečnoprvkového modelu TIFI

Pro TIFI byly vyvinuty postupně dva modely, přičemž 1. model zanedbával tření na rozhraní implantát-kost, pro zhodnocení byl použit jen model, který počítal se třením v oblasti implantátů. Hodnoceno bylo napětí jednak v oblasti pánevního kruhu (v oblasti báze kosti křížové) a dále i v oblasti spojení polyaxiálních šroubů a spojovacího příčnicku.

5.2.2.1 Barevné mapování napětí u modelu TIFI

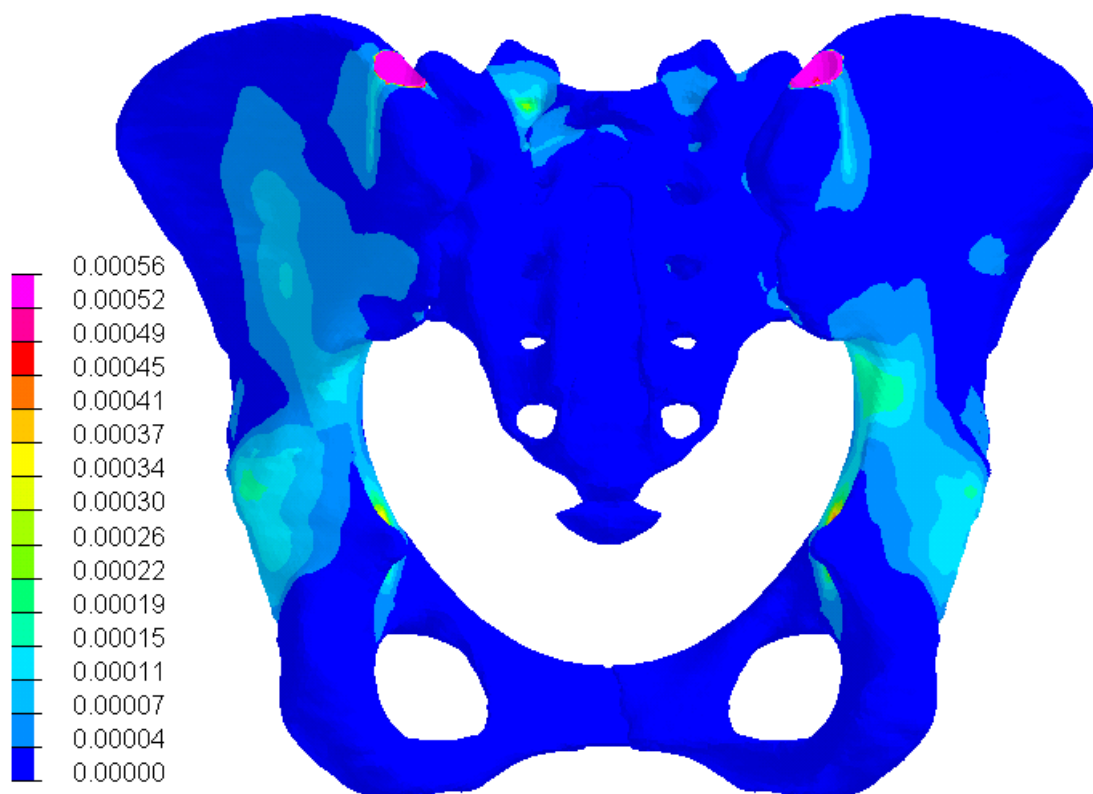
Na následujících obrázcích je zobrazeno prostorové rozložení napětí při fixaci levostranné kompletní transforaminální zlomeniny.

Obr. 5.2.2.1-1



Rozložení napětí v posteroanteriorní (PA) projekci ukazuje obrázek 5.2.2.1-1, TIFI zobrazen, stupnice napětí v GPa, simulována vertikální zátěž 500 N na bázi kosti křížové. Je znázorněné zvýšené napětí v extraoseální části TIFI v oblasti příčniku, mediálně od hlavičky kontralaterálního polyaxiálního šroubu (simulována levostranná transforaminální zlomenina).

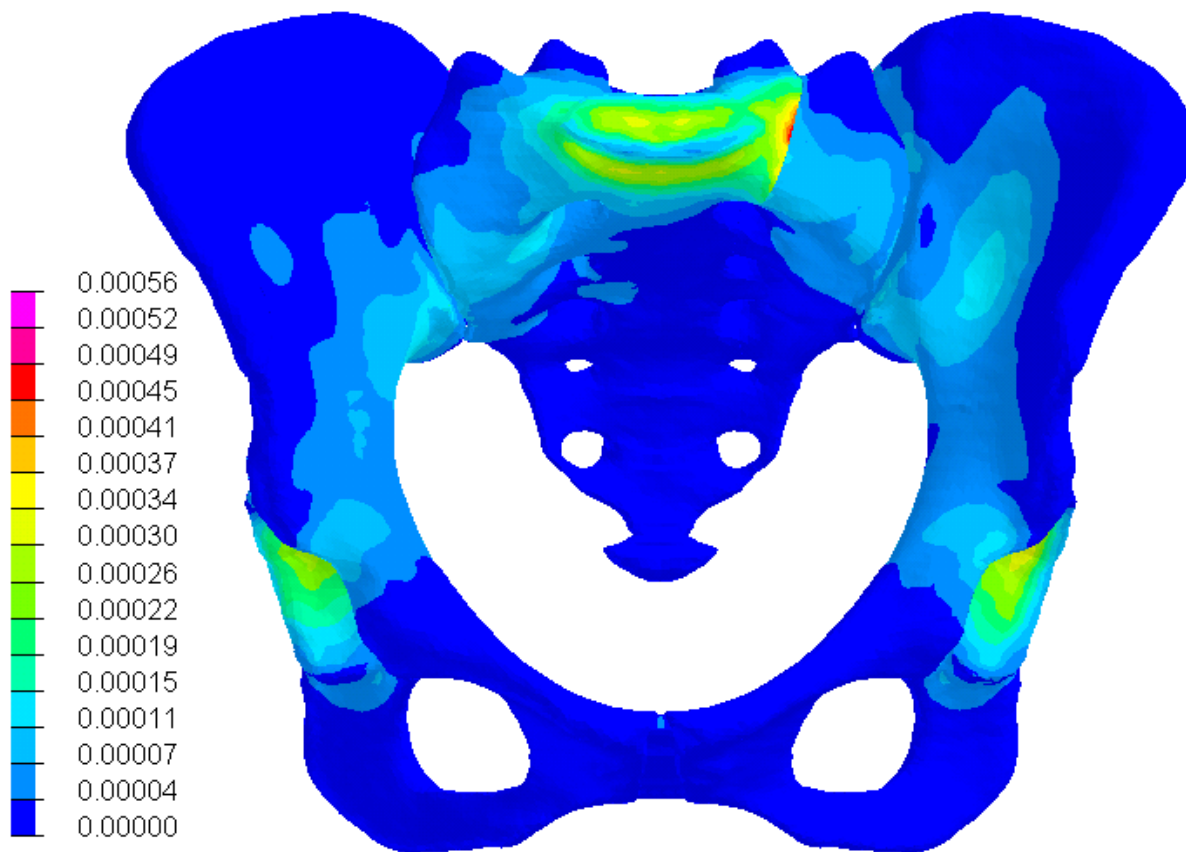
Obr. 5.2.2.1-2



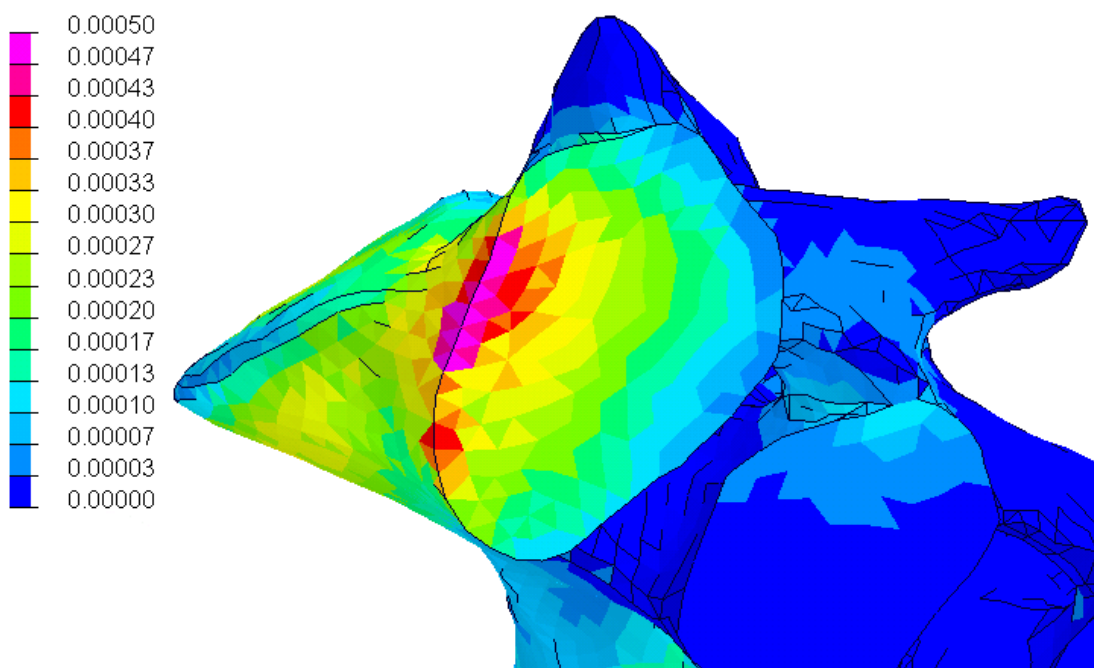
Rozložení napětí v PA projekci (obr. 5.2.2.2), TIFI není vizualizován, je patrné **zvýšené napětí v oblasti vstupu polyaxiálních šroubů** do zadní části lopaty kosti kyčelní. Simulována vertikální zátěž 500 N na bázi kosti křížové, dílky na stupnici vyjádřeny v GPa.

Rozložení mechanického napětí na předozadní projekci (obr. 5.2.2.1-3), je vidět **oblast maximálního napětí v oblasti báze kosti křížové**, zobrazená červeně a oranžově. Dále působí **zvýšené napětí i v oblasti obou acetabul**. TIFI byl pro lepší přehlednost z obrázku odstraněn. Stupnice cejchována v GPa, dané hodnoty odpovídají vertikální zátěži 500 N do oblasti báze kosti křížové.

Obr. 5.2.2.1-3



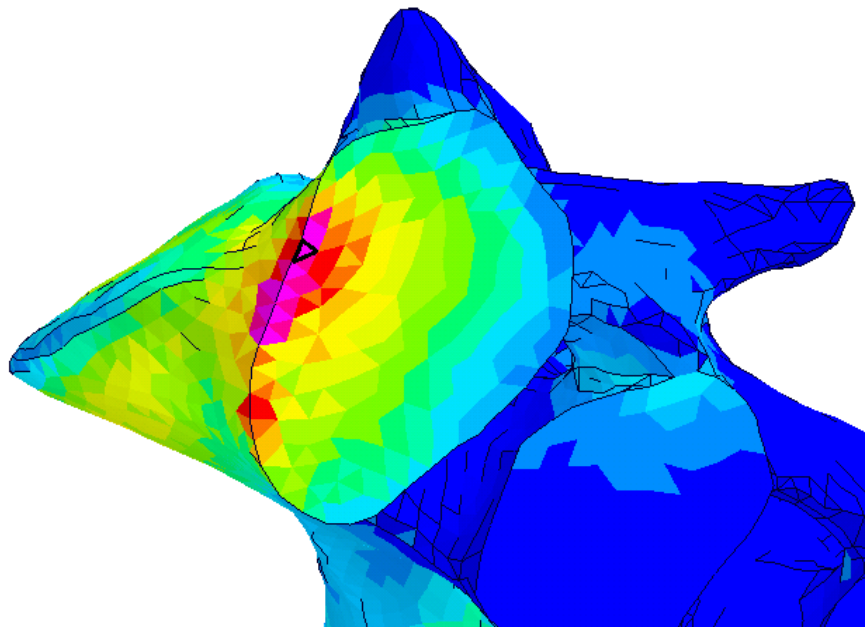
Obr. 5.2.2.1-4



Laterální projekce na mediální plochu lomné linie, část L hemipelvis, která leží laterálně od levostranné transforaminální zlomeniny, nebyla

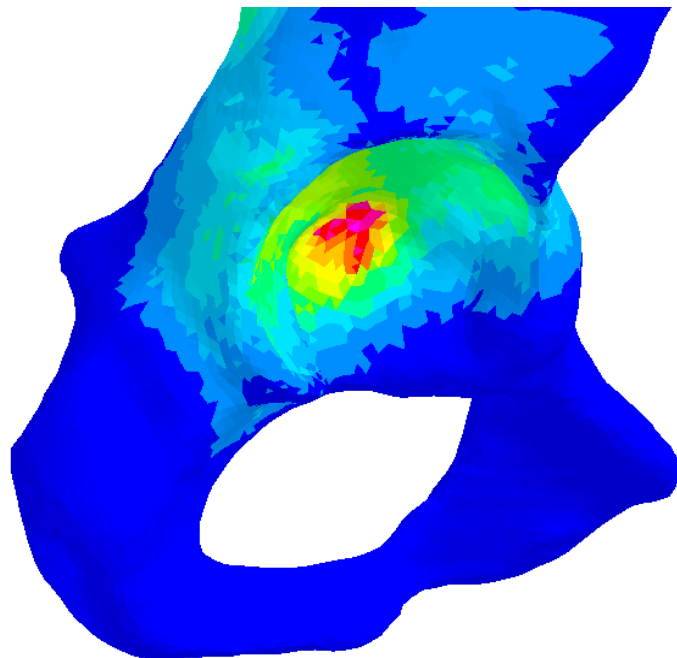
pro lepší přehlednost zobrazena, nejvyšší napětí je zobrazeno fialově (stupnice v GPa), zobrazeno rozložení napětí při vertikální zátěži 500 N (obr. 5.2.2.1-4).

Obr. 5.2.2.1-5



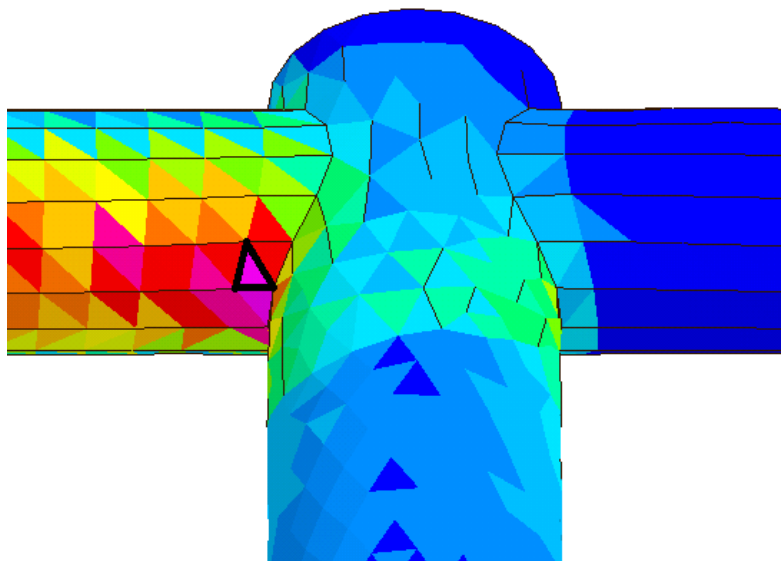
Zobrazení místa maximálního napětí v oblasti segmentu S1, při bázi kosti křížové (obr. 5.2.2.1-5), v oblasti ohraničené tučnou čarou (trojúhelník ve fialově zbarvené zóně) byla provedena analýza pro zpracování do grafů.

Obr. 5.2.2.1-6



Zobrazení napětí na laterální projekci na P acetabulum (obr. 5.2.2.1-6), kde je dobře vidět zóna zvýšeného napětí v oblasti kraniodorzální plochy fossa acetabuli.

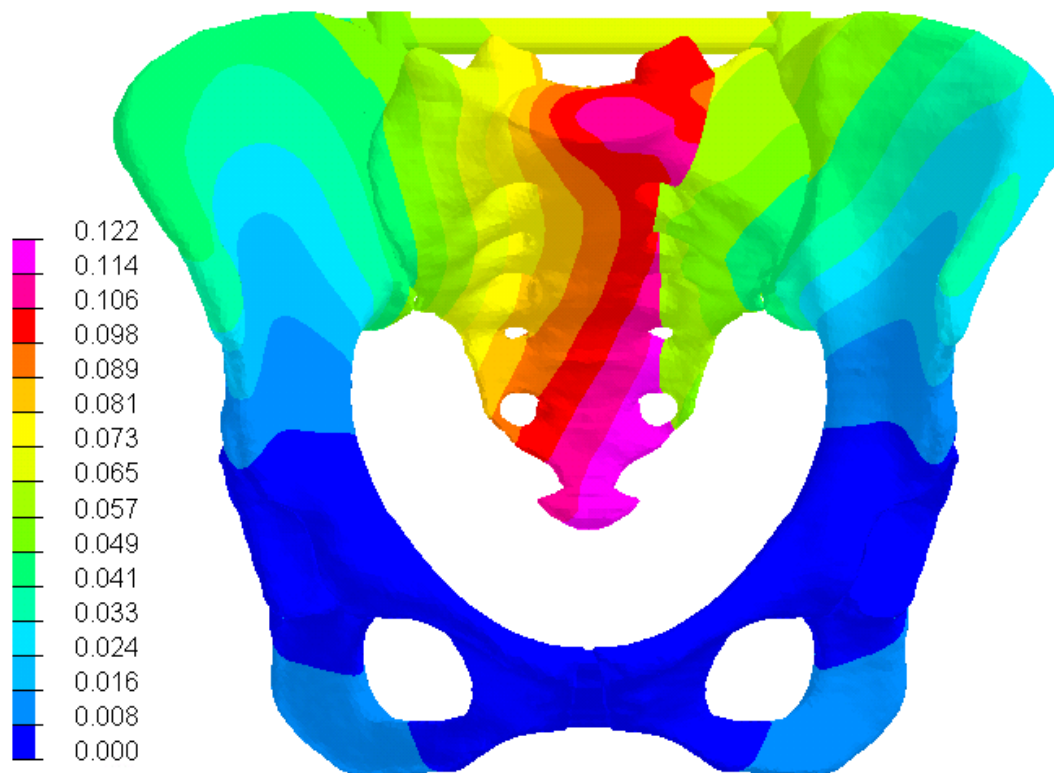
Obr. 5.2.2.1-7



Detailní zobrazení napětí v oblasti upevnění příčnicku do hlavičky polyaxiálního šroubu v PA projekci (obr. 5.2.2.1-7), **maximální napětí bylo prokázáno v oblasti příčnicku mediálně od polyaxiálního šroubu, kontralaterálně od zlomeniny**, daný prvek je označen tučnou čarou.

5.2.2.2 Barevné mapování dislokace u modelu TIFI

Obr. 5.2.2.2



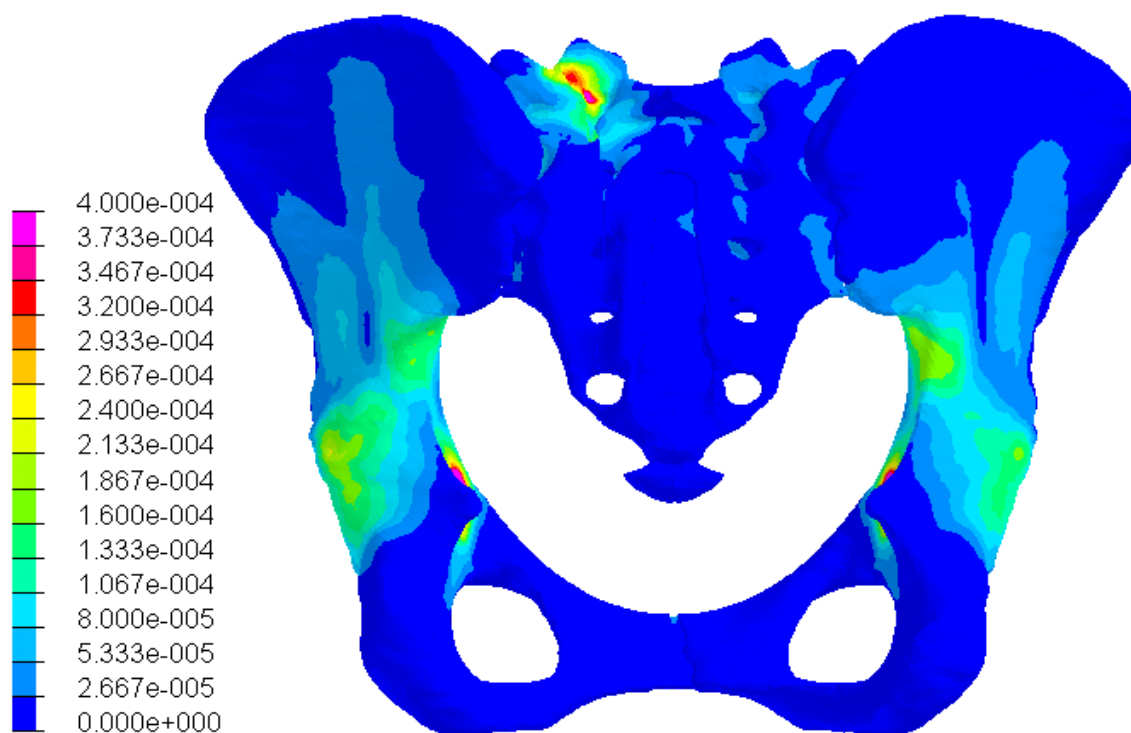
Na předozadním barevném mapování dislokace (obr. 5.2.2.2) jsou patrné oblasti zvýšeného posunu jednak v oblasti báze kosti křížové, jednak v oblasti kaudální části kosti křížové a sakrokokcygeálního spojení. **Maximum dislokace leží v parakokeygeální oblasti při kaudálním konci transforaminální linie** (zobrazeno fialově). Stupnice dislokace je uvedena v mm, na bázi kosti křížové je aplikována vertikálně působící zátěž o velikosti 500 N.

5.2.3 Barevné mapování u konečnoprvkového modelu IS

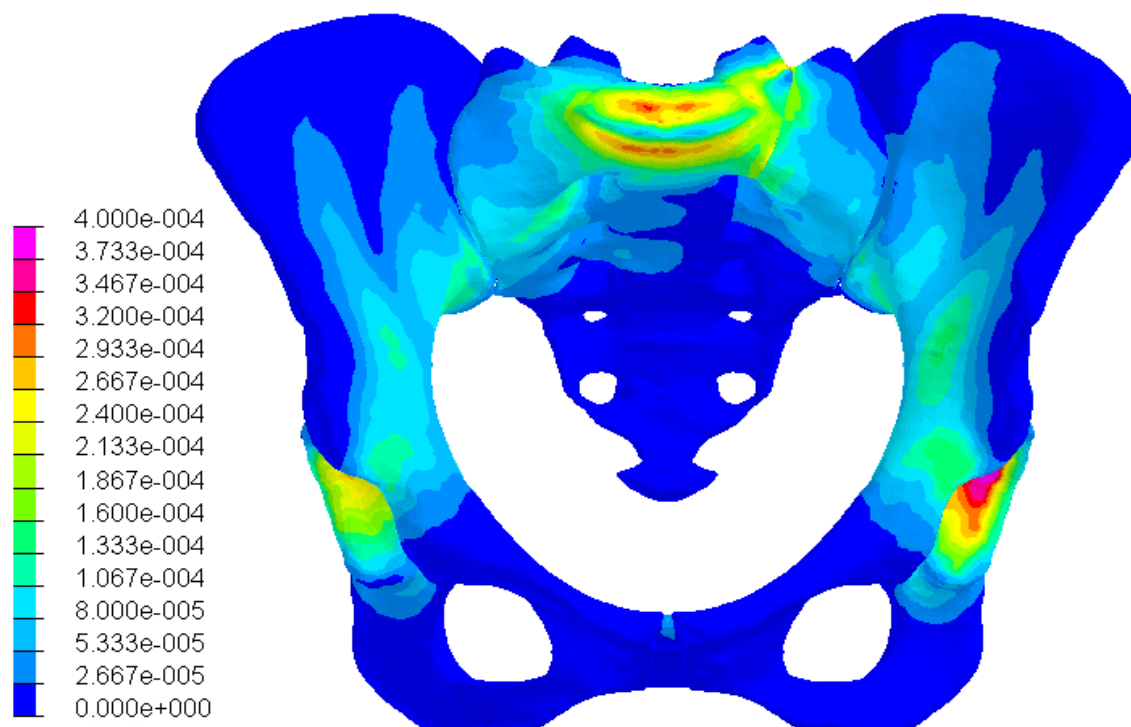
Stejně jako u TIFI budou uvedeny postupně barevná mapování mechanického napětí a dislokace. Levostranné transforaminální zlomeniny zde byly fixovány 2 IS, které byly zavedeny paralelně do segmentu S1 (až do jeho centrální oblasti).

5.2.3.1 Barevné mapování napětí u IS

Obr. 5.2.3.1-1

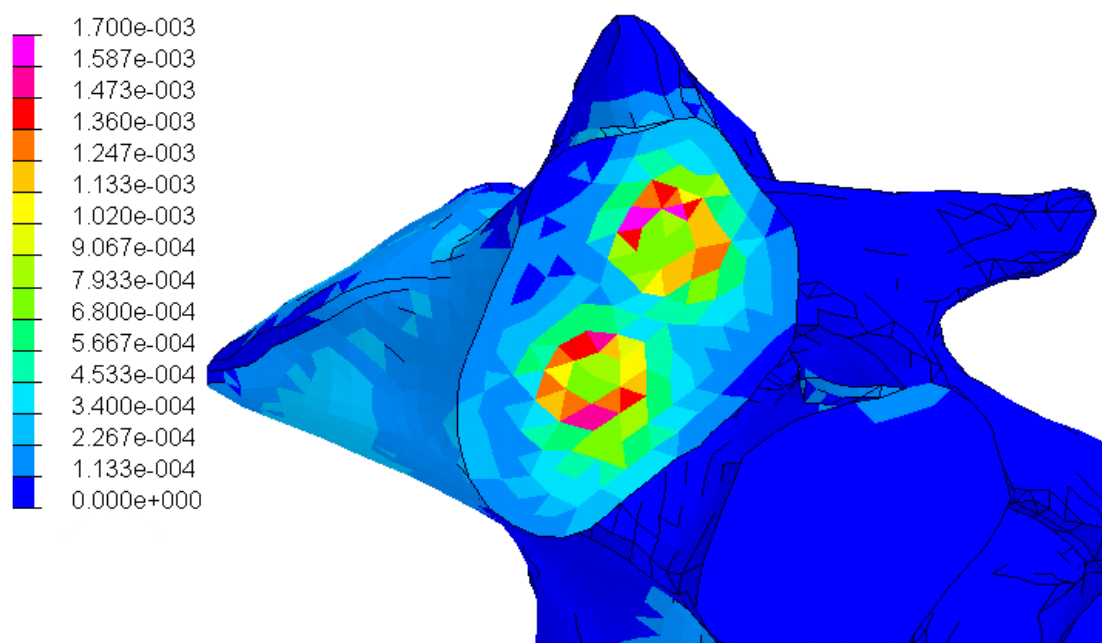


Obr. 5.2.3.1-2



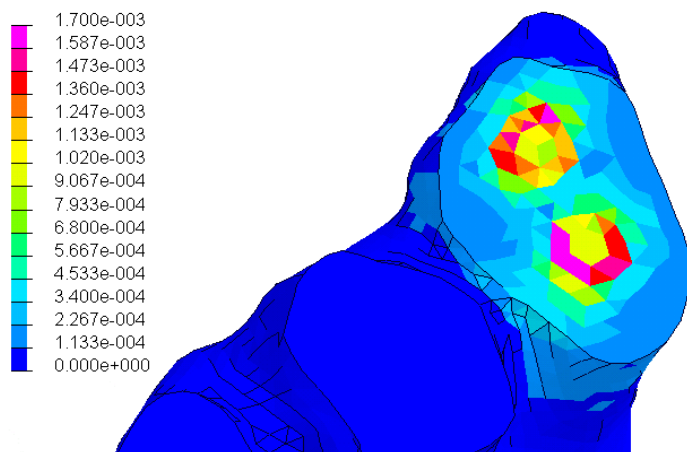
Na obrázcích v zadopřední (obr. 5.2.3.1-1) a předozadní projekci (obr. 5.2.3.1-2) je **patrná oblast zvýšeného napětí v oblasti bázi kosti křížové a dále bilat. acetabulárně**, stupnice v GPa, vertikální zátěž o velikosti 500 N působí na bázi kosti křížové.

Obr. 5.2.3.1-3



Laterální projekce - pohled na mediální plochu transforaminální linie (L hemipelvis laterálně od zlomeniny není vizualizovaná), stupnice v GPa, báze kosti křížové zatížena ve vertikálním směru 500 N (obr. 5.2.3.1-3).

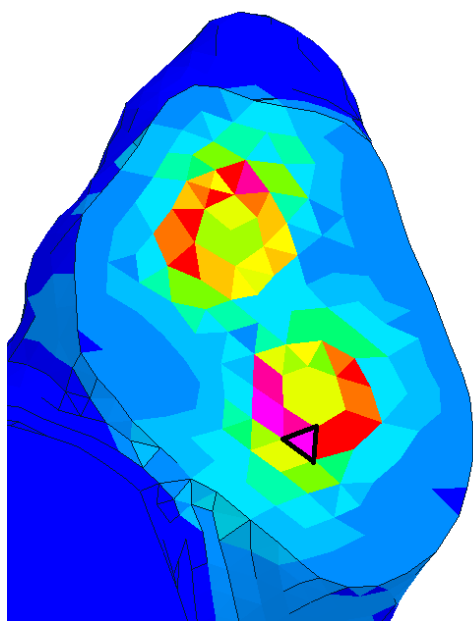
Obr. 5.2.3.1-4



Laterální projekce – pohled na laterální plochu transformální linie (vizualizovaná jen levá hemipelvis laterálně od zlomeniny), obr. 5.2.3.1-4. Stupnice dislokace opět v GPa, vertikální zátěž 500 N

(na bázi kosti křížové) Obě laterální projekce dokumentují oblasti vysokého mechanického napětí v oblasti šroubů a jejich blízkého okolí.

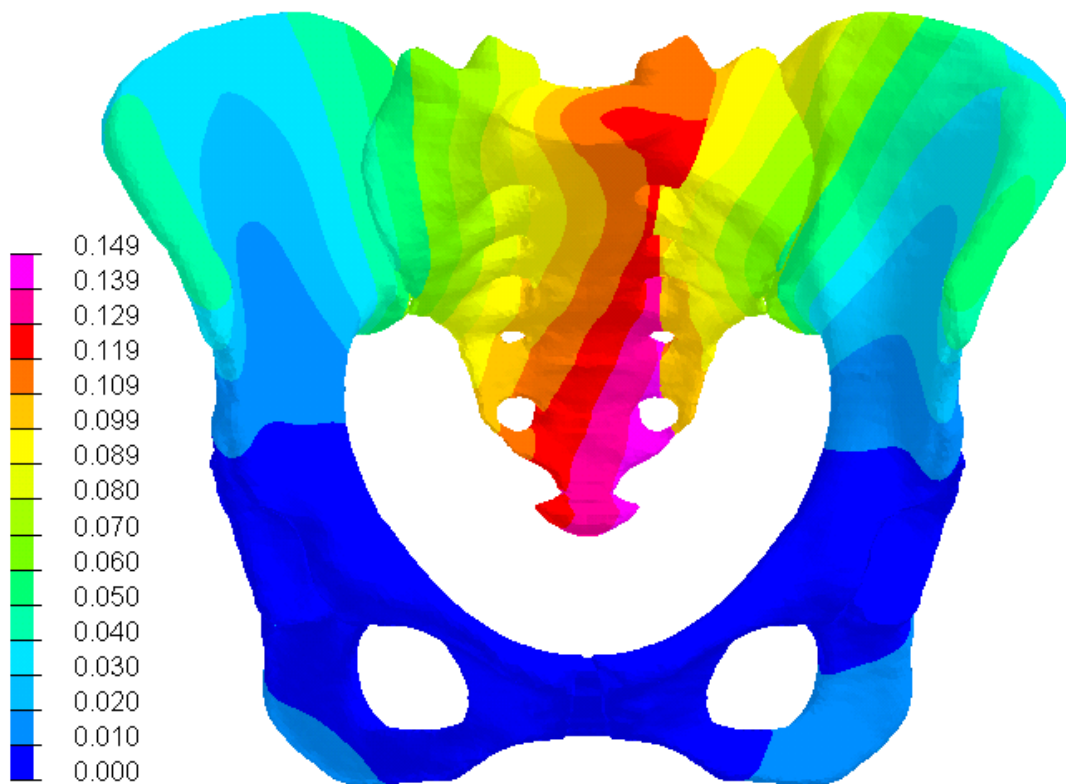
Obr. 5.2.3.1-5



Detail laterální projekce na laterální plochu zlomeniny (obr. 5.2.3.1-5), který **ukazuje místo maximálního napětí** u kaudálněji umístěného šroubu (tučnou čarou vyznačený prvek), v tomto prvku bylo dále analyzováno napětí u IS.

5.2.3.2 Barevné mapování dislokace u IS

Obr. 5.2.3.2-1



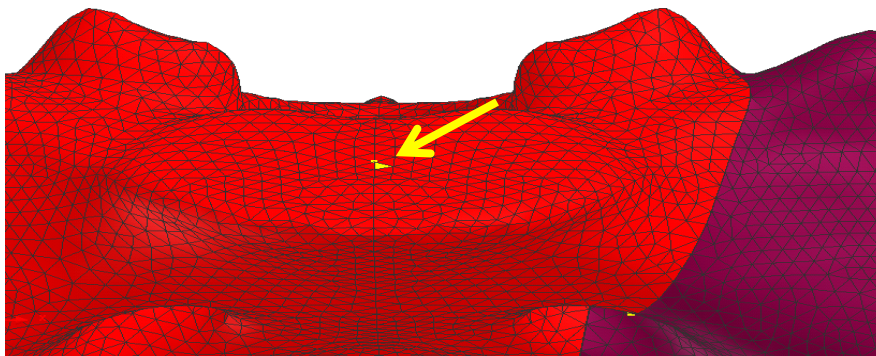
Při barevném mapování velikosti dislokace IS v předozadní projekci (obr. 5.2.3.2-1) jsou patrné **opět zóny zvýšené dislokace v oblasti báze kosti křížové, kde je výraznější komprese než u TIFI**, dále v místě kaudální části kosti křížové, přičemž **maximální dislokace se opět vyskytuje parakocygeálně** (fialově zbarvená zóna). Stupnice dislokace je uvedena v mm, na bázi kosti křížové je aplikována vertikálně působící zátěž 500 N.

5.2.4 Grafické zobrazení výsledků dislokace

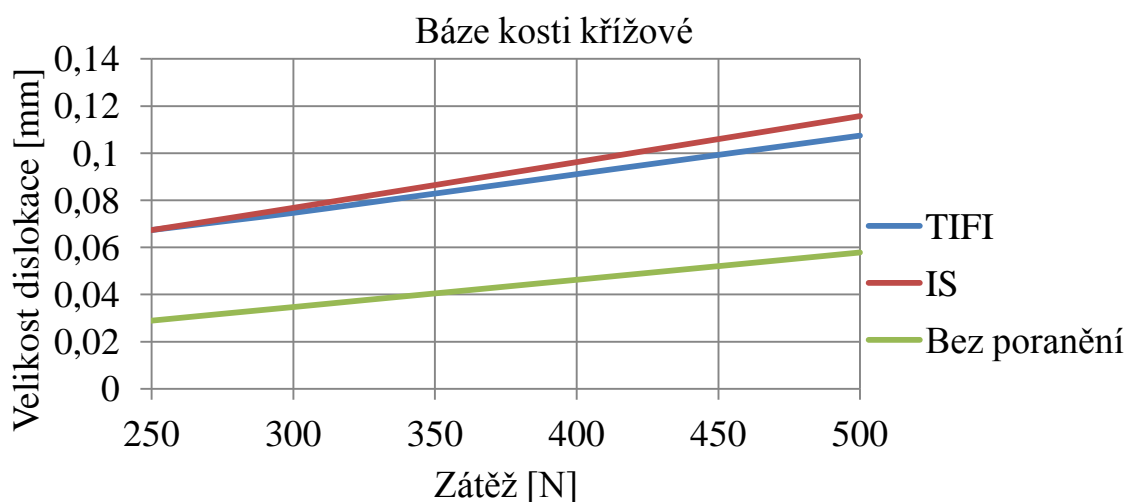
5.2.4.1 Graf velikosti dislokace v oblasti báze kosti křížové

Graf celkové velikosti dislokace v sakrální bázi byl získán z dat měřených v prvku, který je na modelu uložen ve střední části centrální části báze, přesné místo měření je zobrazené na níže uvedeném obrázku žlutou šipkou (obr. 5.2.4.1).

Obr. 5.2.4.1



Graf 5.2.4.1

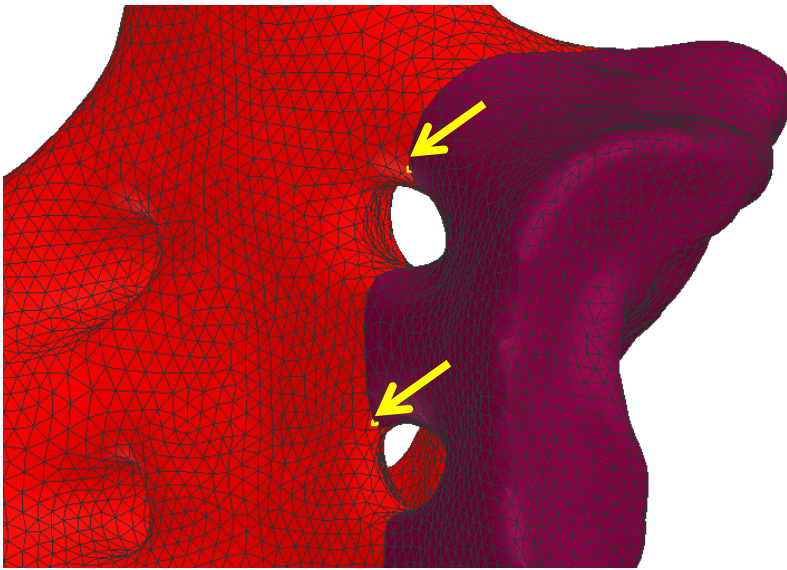


Z grafu je patrná lineární závislost zátěže na velikosti dislokace u všech modelů (graf 5.2.4.1), v případě TIFI je zřetelná mírně vyšší tuhost fixace ve srovnání s IS (tuhost odpovídá směrnici přímek, které popisují závislost zátěže a velikosti dislokace, tj. inverzní funkce k zobrazenému grafu). V případě TIFI činil poměr tuhosti 71,71 % (95% CI 70,86-72,55), zatímco u IS byla tuhost nižší, kdy její poměrná velikost dosahovala 59,68 % (95% CI 59,45-59,87) tuhosti neporaněné pánve. Koeficienty spolehlivosti u všech 3 závislostí prokázaly linearitu ($R_{TIFI}^2 = 0,9997$, $R_{IS}^2 = 1,0000$, $R_0^2 = 1,0000$).

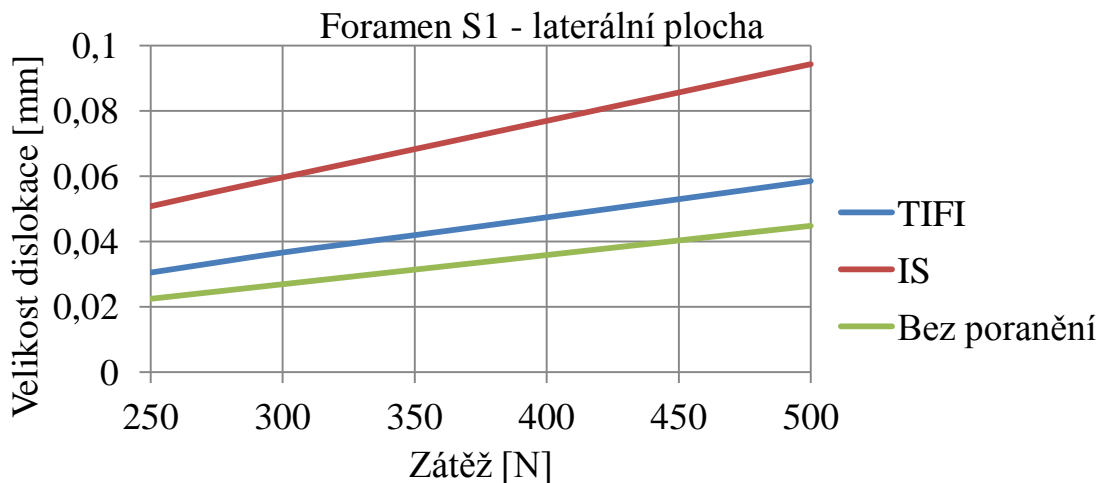
5.2.4.2 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S1

Graf celkové velikosti dislokace v oblasti foramen S1 byl měřen na kraniálním okraji foramen sacrale anterius I, přesné místo provedení výpočtu dislokace opět ukazuje následující obrázek, kde je zobrazeno i místo pro foramen S2. Obě místa pro výpočet dislokace leží v oblasti transforaminální linie lomu (označena žlutými šipkami, obr. 5.2.4.2).

Obr. 5.2.4.2



Graf 5.2.4.2

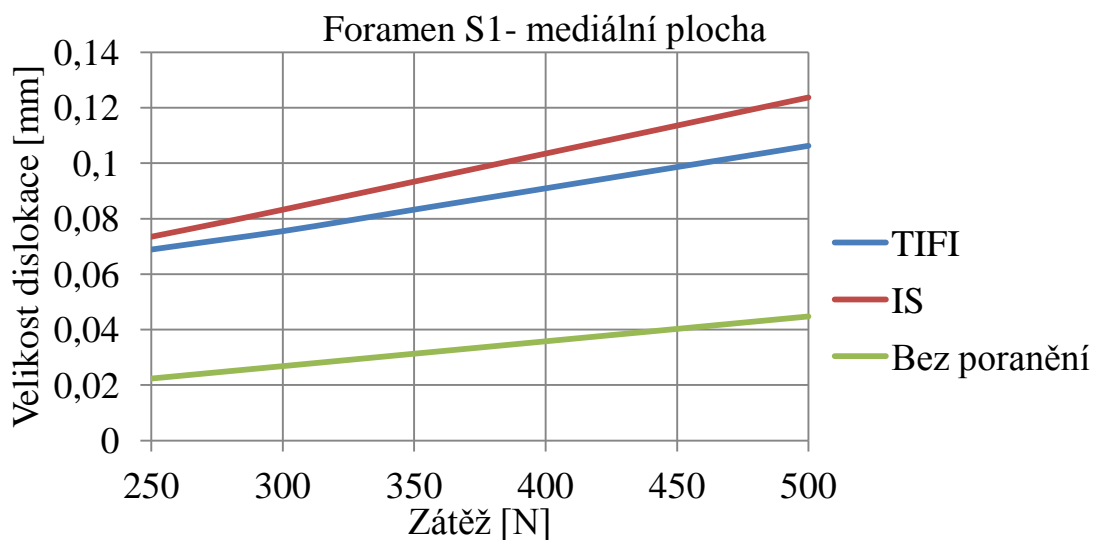


Z grafického znázornění dat vyplývá opět lineární závislost u všech 3 modelů (graf 5.2.4.2), vyšší tuhost v případě modelu **TIFI** je charakterizována poměrem tuhosti **80,71 %** (95% CI 79,77-81,64), u **IS** byla při lineární regresní analýze vypočtena hodnota **jen 51,59 %** (95% CI 51,49-51,70).

5.2.4.3 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S1

Místo pro měření je uvedeno již na obrázku v předchozí kapitole, jediná odlišnost je ve výpočtu dat na mediální ploše transforaminální linie (tj. směrem k centrální zóně kosti křížové).

Graf 5.2.4.3

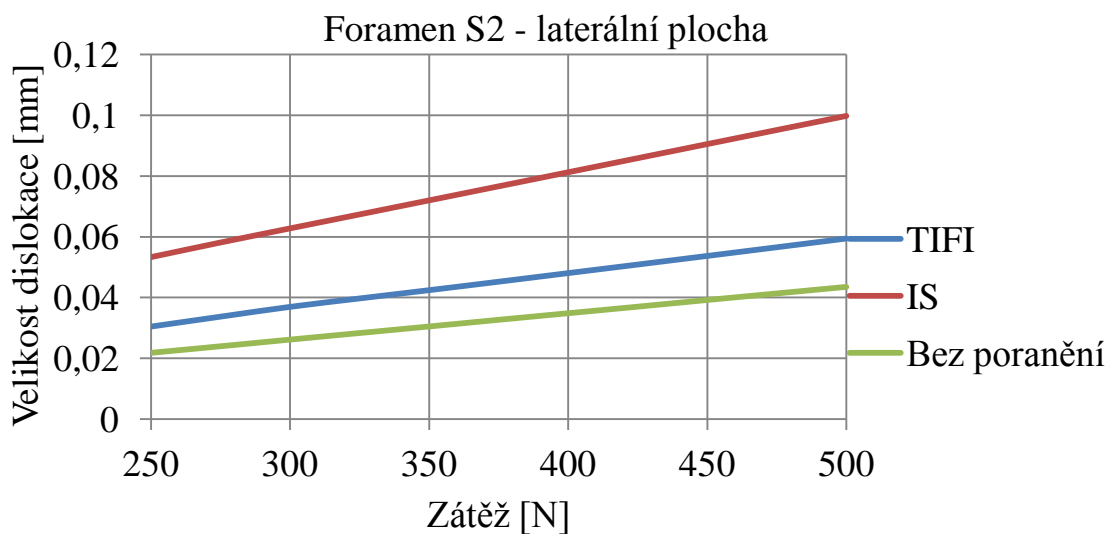


TIFI opět vykazuje vyšší tuhost, i když rozdíly mezi směrnicemi daných závislostí jsou i z grafu méně patrné, všechny závislosti mají v tomto případě lineární průběh (graf 5.2.4.3). Při regresi byl určen pro **TIFI poměr tuhosti 59,19 %** (95% CI 58,31-60,08), **pro IS 44,43 %** (95% CI 44,27-44,60).

5.2.4.4 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S2

Jak je patrné z obrázku, leží při měření foramen S2 oblast zájmu na kraniiálním okraji foramen sacrae anterius II (při transforaminální linii).

Graf 5.2.4.4

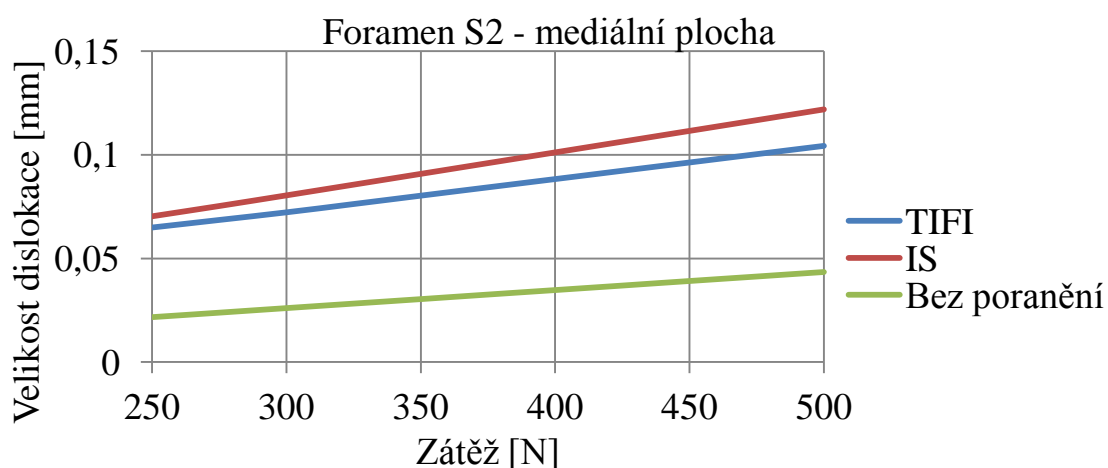


I v laterální části lomné linie při S2 je lineární závislost u všech měřených skupin (graf 5.2.4.4), což umožňuje zpracování dat lineární regresní analýzou. V případě TIFI byl zaznamenán poměr tuhosti 76,02 % (95% CI 74,91-77,12), zatímco u IS byl jen 46,94 % (95% CI 46,88-47,00).

5.2.4.5 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S2

Místo měření je tentokrát na mediální ploše foramen sacrae anterior secundum. Průběh dislokace je, stejně jako na laterální rovině, lineární u všech 3 modelů, jak ukazuje následující graf 5.2.4.5.

Graf 5.2.4.5

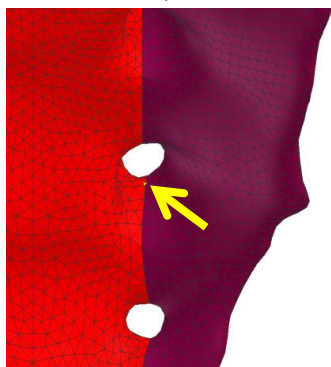


I když rozdíly v tuhosti obou fixací jsou nižší, jsou z poměru tuhostí – u TIFI 55,04 % (95% CI 54,58-55,51), u IS 42,09 % (95% CI 42,02-42,17) – stále patrné i z grafického zpracování dat.

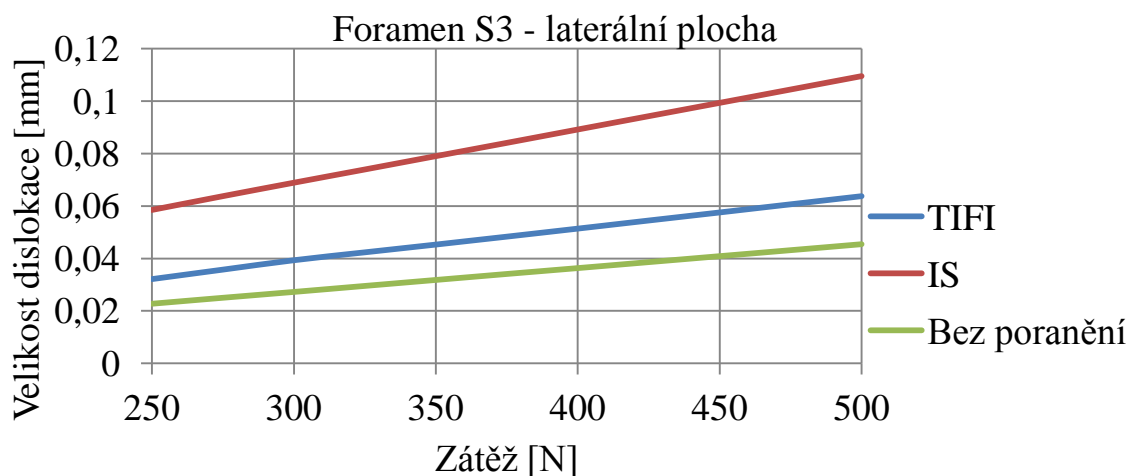
5.2.4.6 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S3

Místo pro výpočet dislokace leželo na kaudálním okraji foramen anterior III, na laterální ploše lomné linie, jak ukazuje žlutá šipka na následujícím obrázku (obr. 5.2.4.6)

Obr. 5.2.4.6



Graf 5.2.4.6

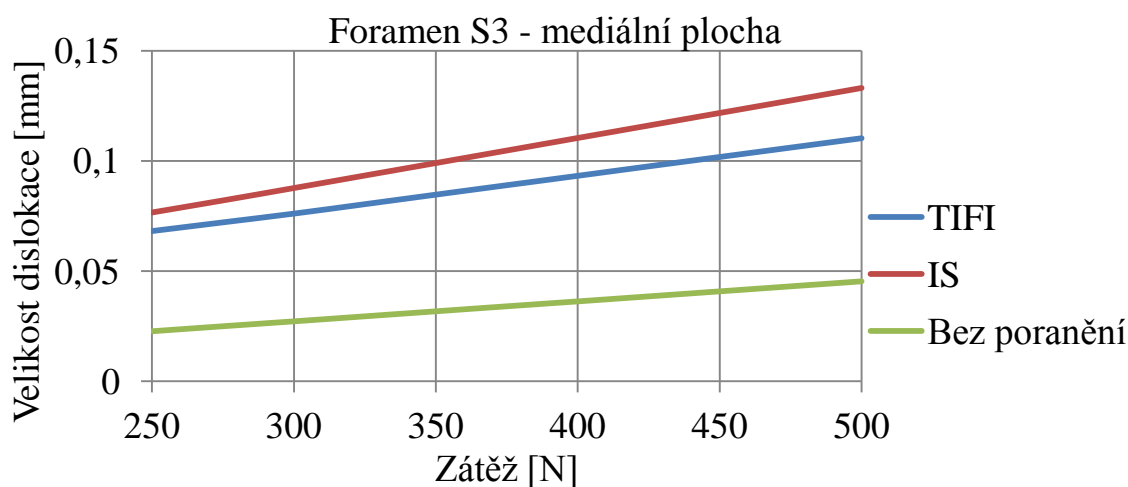


U TIFI byl poměr tuhosti **72,89 %** (95% CI 71,68-74,09), u IS byl nižší – jen **44,59 %** (95% CI 44,56-44,63), průběh lineární závislosti ukazuje graf 5.2.4.6.

5.2.4.7 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S3

Místo pro výpočet dislokace je na kaudálním okraji foramen S3 mediálně. Byly zaznamenány následující poměry tuhosti: **TIFI 53,47 %** (95% CI 53,12-53,82), **IS 40,04 %** (95% CI 40,00-40,09), toto dokládá vyšší tuhost TIFI i na mediální ploše lomné linie v úrovni foramen S3 (viz níže následující graf 5.2.4.7).

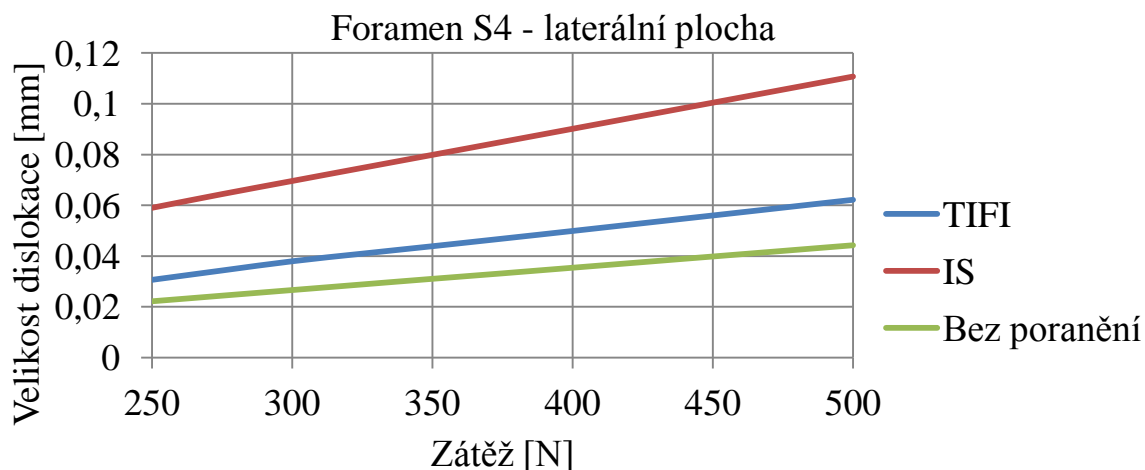
Graf 5.2.4.7



5.2.4.8 Graf velikosti dislokace v laterální části lomné linie v oblasti foramen S4

Místo pro analýzu dat bylo na kaudálním okraji foramen sacrale anterius IV, na laterální ploše lomné linie. Poměr tuhosti **TIFI** byl **71,26 %** (95% CI 69,82-72,69), u **IS** byla **hodnota výrazně nižší - 43,03 %** (95% CI 42,95-43,11). Průběh lineárních závislostí je patrný na následujícím grafu (graf 5.2.4.8).

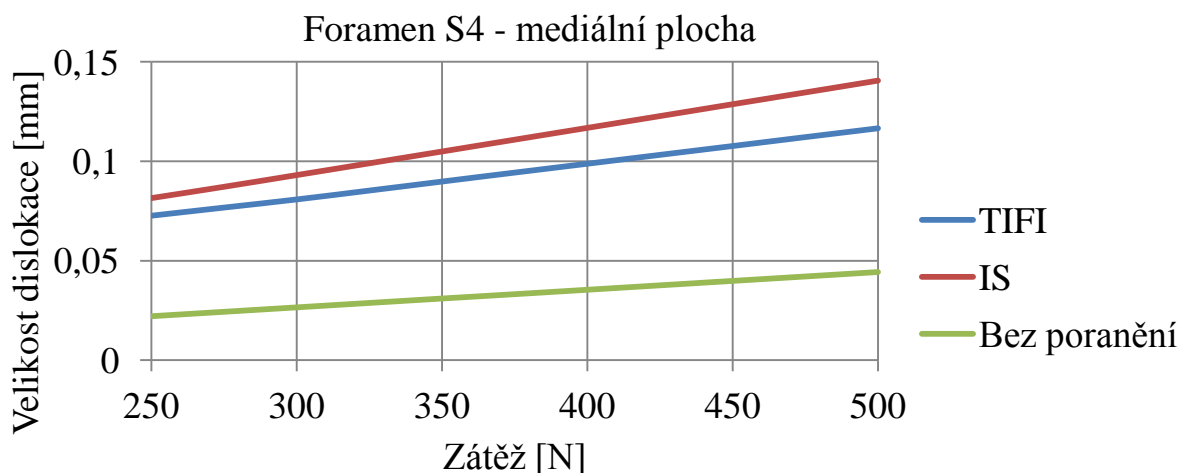
Graf 5.2.4.8



5.2.4.9 Graf velikosti dislokace v mediální části lomné linie v oblasti foramen S4

Místo pro analýzu dat bylo na kaudálním okraji foramen sacrale anterius IV, na mediální ploše lomné linie (graf 5.2.4.9).

Graf 5.2.4.9



Pro poměry tuhosti byly vypočteny hodnoty – pro **TIFI 49,97 %** (95% CI 49,58-50,36) a pro **IS 37,45 %** (95% CI 37,39-37,50). **V oblasti mediální plochy lomné linie foramen S4 tak obě fixace vykazují nejnižší tuhost v % srovnání s neporaněnou pánví.**

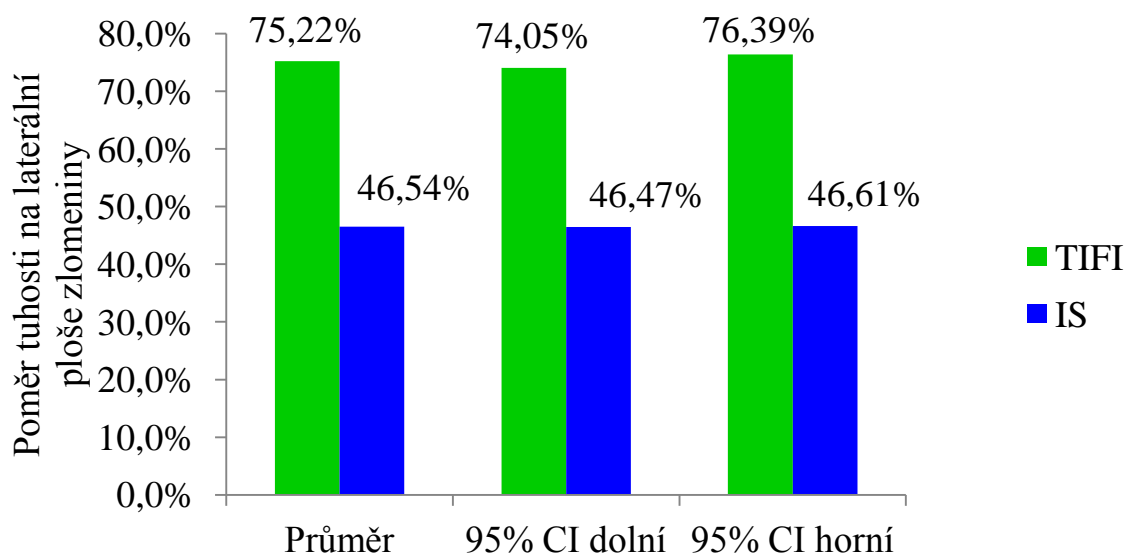
5.2.4.10 Graf průměrného poměru tuhosti v oblasti laterální plochy transformaminální zlomeniny

Poměr tuhosti % byl určen tak, že hodnoty tuhosti získané jako směrnice z lineární regrese byly vyděleny tuhostí neporaněné pánve a vynásobeny 100. Z jednotlivých hodnot byl stanoven aritmetický průměr, významnost rozdílů byla vyhodnocena Studentovým t-testem a F-testem pro rozptyl. U modelu **TIFI byl průměrný poměr tuhosti 75,22 % (95% CI 74,05-76,39)**, zatímco **u IS byl poměr tuhosti nižší - 46,54 % (95% CI 46,47- 46,61)**. Dané rozdíly byly **velmi vysoce statisticky významné (p = 0,00005)**. Data ukazuje i následující tabulka a graf (Mag1-F odpovídá foramen S1, Mag2-F S2, Mag3-F S3 a Mag4-F foramen S4, vždy na laterální ploše linie lomu, graf 5.2.4.10, tab. 5.2.4.10).

Tab. 5.2.4.10

Poměr tuhosti %	TIFI	95% CI		IS	95% CI	
Mag1-F	80,71	79,77	81,64	51,59	51,49	51,70
Mag2-F	76,02	74,91	77,12	46,94	46,88	47,00
Mag3-F	72,89	71,68	74,09	44,59	44,56	44,63
Mag4-F	71,26	69,82	72,69	43,03	42,95	43,11
Aritmetický průměr	75,22	74,05	76,39	46,54	46,47	46,61
Směrodatná odchylka	3,60032	3,77451	3,42831	3,23219	3,21625	3,24829
F- test pro rozptyl	F = 1,24077		F = 1,37727		F = 1,11391	
	p = 0,86346		p = 0,79879		p = 0,93142	
Studentův t-test	t = 10,26628		t = 9,63176		t = 10,92052	
	p = 0,00005		p = 0,00007		p = 0,00003	

Graf 5.2.4.10



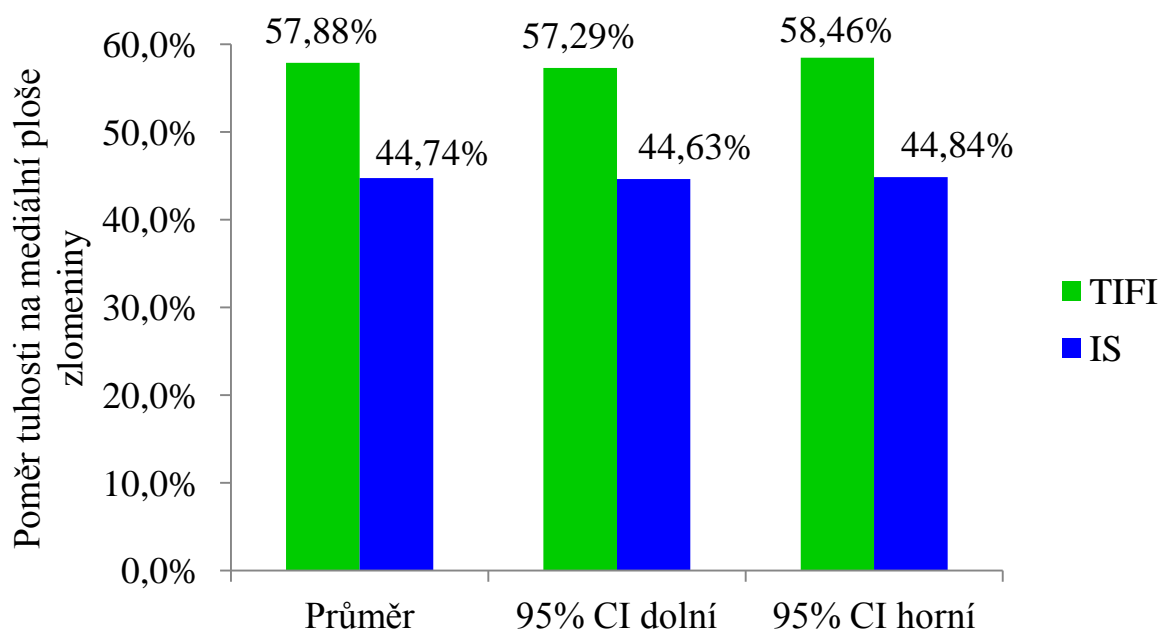
5.2.4.11 Graf průměrného poměru tuhosti v oblasti mediální plochy transformaminální zlomeniny

V modelu TIFI byl v tomto případě zaznamenán průměrný poměr tuhosti **57,88 %** (95% CI 57,29-58,46), u modelu IS byla průměrná hodnota opět nižší, jednalo se o **44,74 %** (95% CI 44,63-44,84). Porovnání rozdílů Studentovým t-testem prokázalo statisticky významné rozdíly (**p = 0,03996**). Mag1 – Mag4 odpovídají lokalizaci výpočtu od foramen S1 po S4, Mag-B je v oblasti báze kosti křížové. Data jsou v níže uvedené tabulce a grafu (tab. a graf 5.2.4.11).

Tab. 5.2.4.11

Poměr tuhosti %	TIFI	95% CI		IS	95% CI	
Mag-B	71,71	70,86	72,55	59,68	59,49	59,87
Mag1-S	59,19	58,31	60,08	44,43	44,27	44,60
Mag2-S	55,04	54,58	55,51	42,09	42,02	42,17
Mag3-S	53,47	53,12	53,82	40,04	40,00	40,09
Mag4-S	49,97	49,58	50,36	37,45	37,39	37,50
Aritmetický průměr	57,88	57,29	58,46	44,74	44,63	44,84
Směrodatná odchylka	7,52241	7,34116	7,70621	7,81778	7,76795	7,86768
F-test pro rozptyl	F = 0,92586		F = 0,89313		F = 0,95937	
	p = 0,94229		p = 0,91542		p = 0,96890	
Studentův t-test	t = 2,42198		t = 2,36815		t = 2,47347	
	p = 0,03996		p = 0,04538		p = 0,03850	

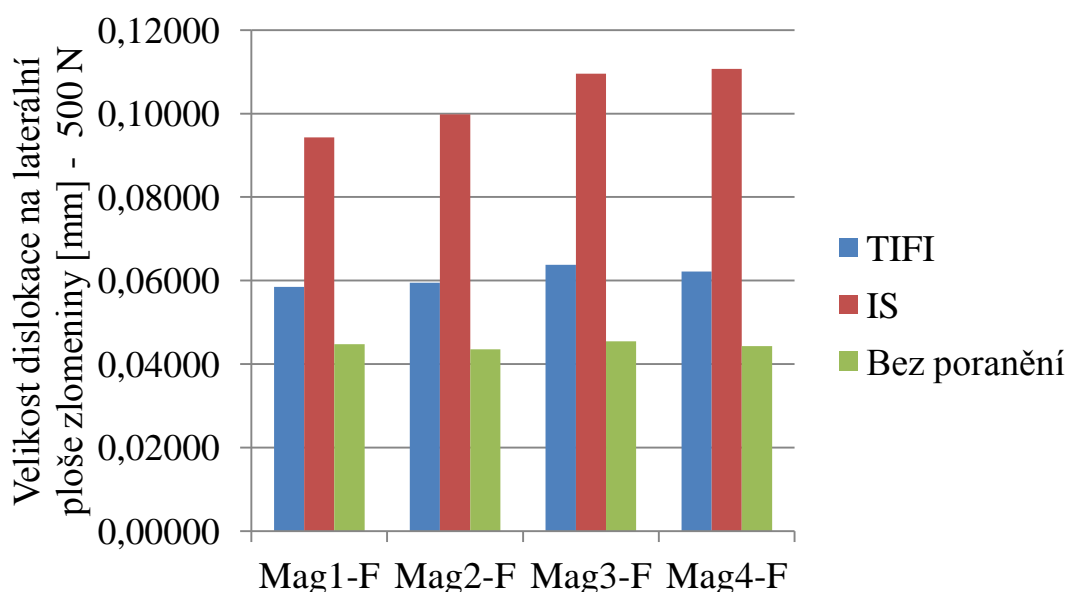
Graf 5.2.4.11



5.2.4.12 Graf srovnání velikosti dislokace na laterální ploše transforaminální zlomeniny při zátěži 500 N

V níže uvedeném grafu jsou uvedeny velikosti dislokace na laterální ploše zlomeniny. Z grafu (5.2.4.12) a následující tabulky (tab. 5.2.4.12) je **patrná nejnižší dislokace v oblasti foramen S1 (Mag1-F) u modelu TIFI i IS** a dále maximum dislokace, které leží **při foramen S3 (Mag3-F) v případě TIFI a při foramen S4 v případě IS**. IS ve všech, v grafu uvedených oblastech vykazuje vyšší dislokaci než TIFI.

Graf 5.2.4.12



Tab. 5.2.4.12

Dislokace [mm] při zátěži 500 N	TIFI	IS	Bez poranění
Mag1-F	0,05852	0,09428	0,04477
Mag2-F	0,05946	0,09984	0,04351
Mag3-F	0,06374	0,10958	0,04541
Mag4-F	0,06220	0,11068	0,04429

5.2.4.13 Graf srovnání velikosti dislokace na mediální ploše transforaminální zlomeniny při zátěži 500 N

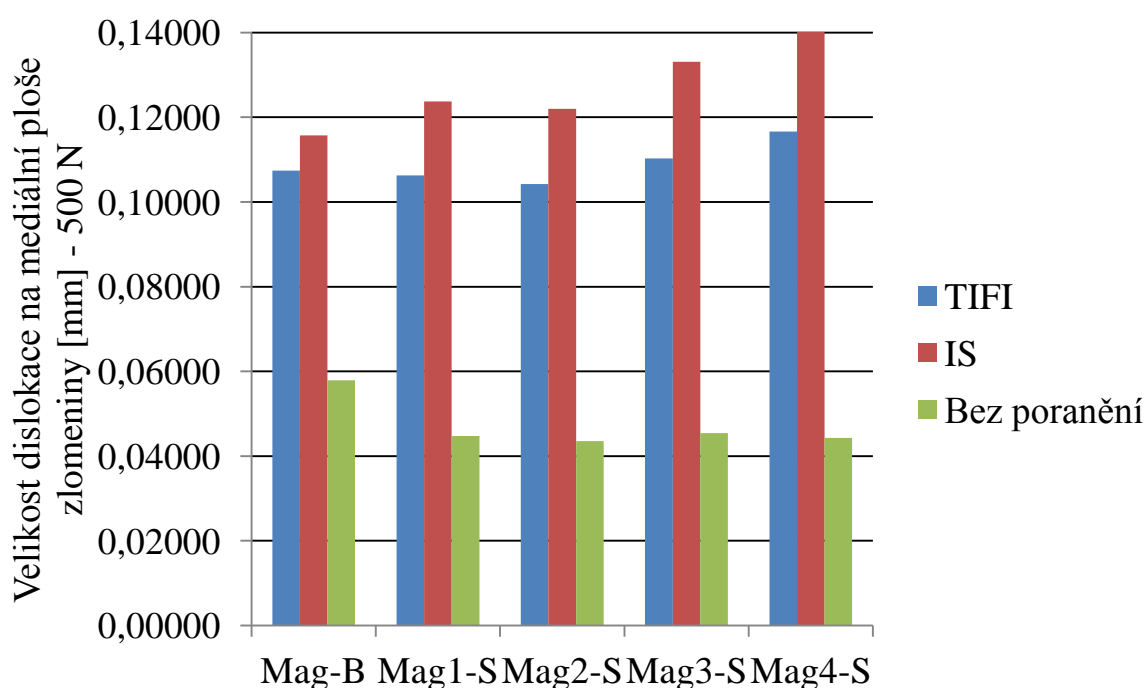
V níže uvedeném grafu jsou zachyceny velikosti dislokace na mediální ploše zlomeniny. **Minimální dislokace byla u obou modelů určena v místě foramen S2 (Mag2-S), zatímco maximální posun byl vypočten při foramen S4 (Mag4-S)**. Data uvádí přehledně i tabulka (tab. 5.2.4.13). Rozdíly mezi dislokacemi u modelu TIFI a IS jsou sice na mediální ploše zlomeniny méně patrné, nicméně i zde je viditelný nárůst dislokace

v kraniokaudálním směru, který je patrný již při barevném mapování dislokace.

Tab.5.2.4.13

Dislokace [mm] při zátěži 500 N	TIFI	IS	Bez poranění
Mag-B	0,10741	0,11574	0,05788
Mag1-S	0,10631	0,12372	0,04477
Mag2-S	0,10424	0,12196	0,04351
Mag3-S	0,11029	0,13310	0,04541
Mag4-S	0,11662	0,14053	0,04429

Graf 5.2.4.13

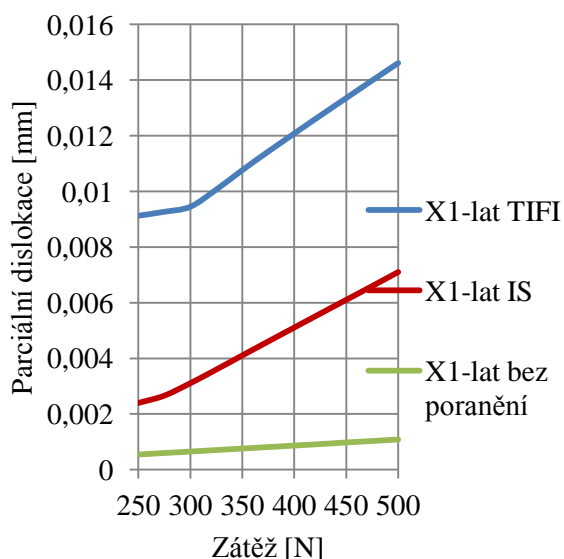


5.2.4.14 Grafy parciálních dislokací ve směru osy x na laterální ploše transforaminální zlomeniny

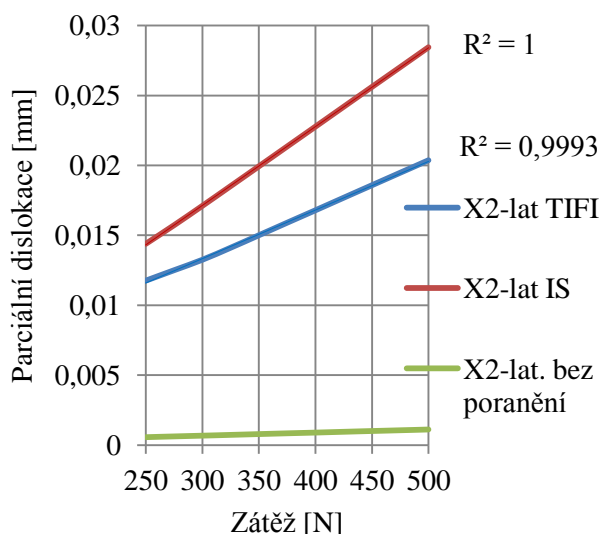
Grafy parciálních dislokací ve směru osy x ukazují závislost vypočtené translace ve směru osy x (tj. mediolaterální posun), **kladná hodnota odpovídá laterálnímu posunu, záporná hodnota mediálnímu posunu**, ve kterém byl prováděn výpočet. Legendy u grafů: 1-foramen S1, 2-foramen S2, 3-foramen S3 a 4-foramen S4, lat-laterální plocha. Místa výpočtů jsou stejná jako při určení velikosti dislokace. V oblasti foramen S1 je patrný laterální posun u obou typů fixací, u TIFI je vyšší než u IS. Lineární závislost parciální dislokace je u obou fixací až od 300 N, **do 300 N u TIFI a do 275 N**

u IS je patrná nelineární závislost parciální dislokace ve směru osy x na zátěži (graf 5.2.4.14-1). Naopak v oblasti foramen S2, S3 a S4 byla u TIFI parciální dislokace ve směru osy x nižší než u IS. Lineární závislost parciální dislokace x byla patrná u obou modelů, jak dokládají koeficienty spolehlivosti pro lineární trend závislosti. Porovnáním velikosti dislokace při 500 N v jednotlivých grafech je patrná narůstající velikost laterálního posunu v kraniokaudálním směru (grafy 5.2.4.14-2 až 5.2.4.14-4).

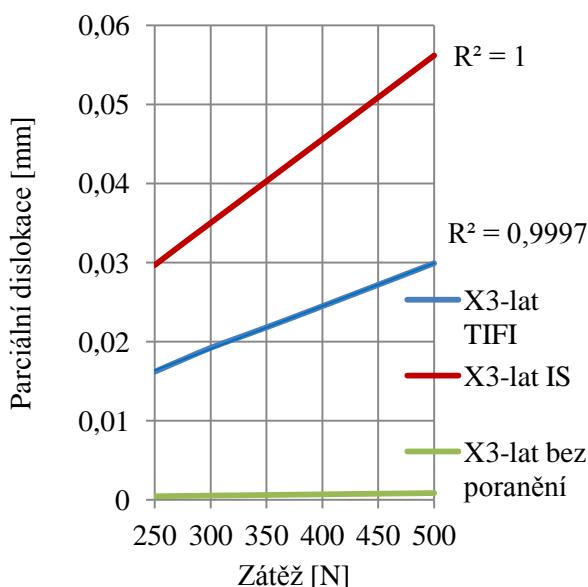
Graf 5.2.4.14-1



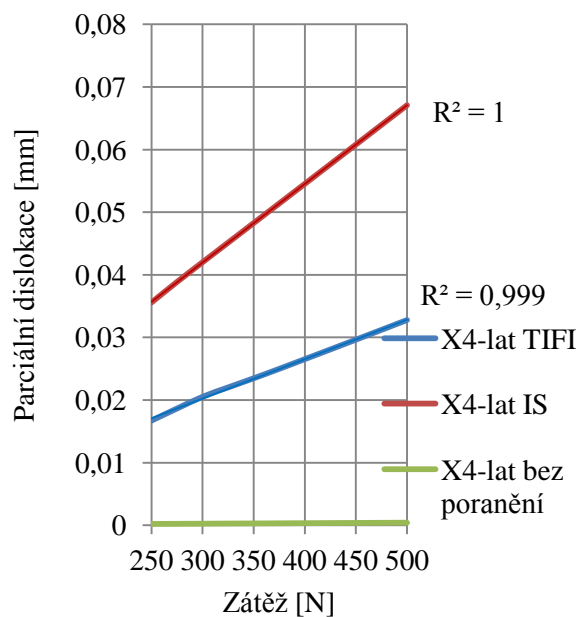
Graf 5.2.4.14-2



Graf 5.2.4.14-3



Graf 5.2.4.14-4

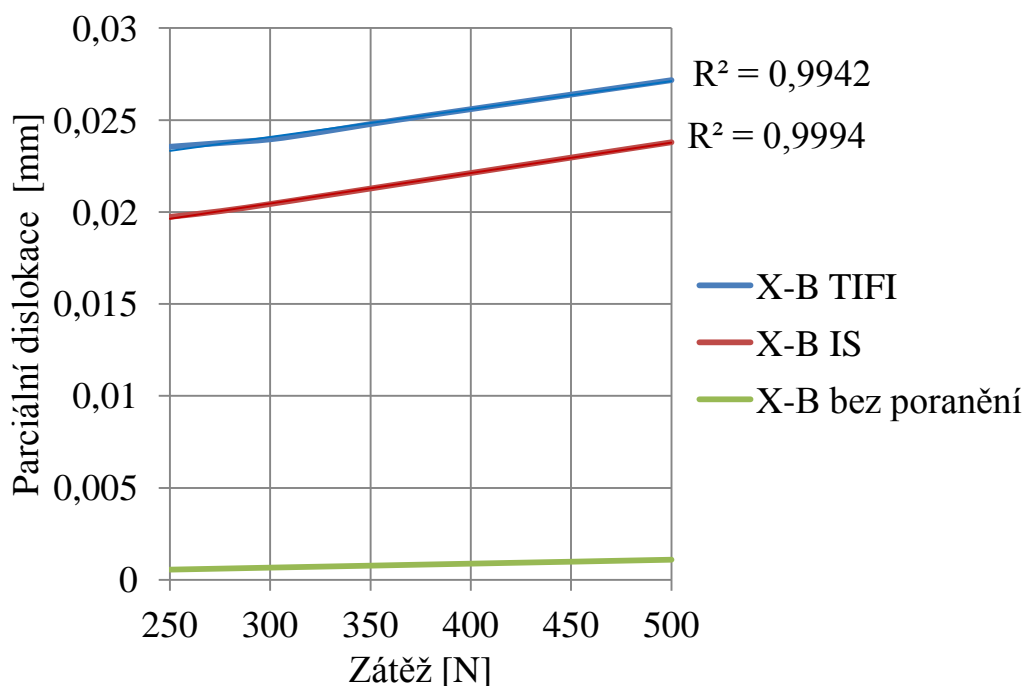


5.2.4.15 Grafy parciálních dislokací ve směru osy x na mediální ploše transforaminální zlomeniny

Legendy u grafů: B-báze kosti křížové, 1-foramen S1, 2-foramen S2, 3-foramen S3 a 4-foramen S4, med-mediální plocha. Místa výpočtů jsou stejná jako při určení velikosti dislokace.

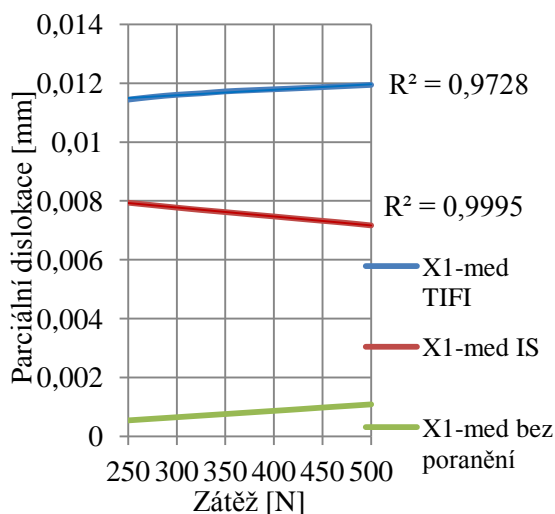
V oblasti báze je vidět ve směru osy x **laterální posun** u obou modelů, **u TIFI je parciální dislokace ve směru osy x mírně vyšší než u IS**. Koeficienty spolehlivosti dokladují **lineární průběh závislosti** v daném rozsahu zátěže od 250 N do 500 N (graf 5.2.4.15-1).

Graf 5.2.4.15-1

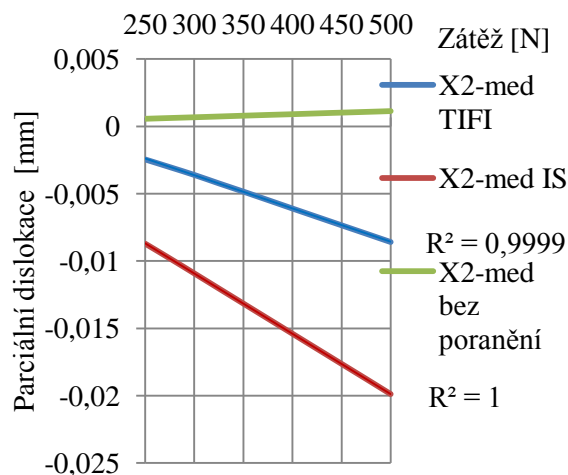


V oblasti foramen sacrale anteriorius I je u TIFI vyšší **parciální dislokace ve směru osy x**, dle trendu je v daném rozsahu zátěže vidět **laterální posun**, naopak u modelu IS je nápadný mírný mediální posun (odpovídající kompresi na mediální ploše lomné linie). Zatímco **závislost parciální dislokace x u TIFI je nelineární ($R^2 < 0,99$)**, u IS vykazuje **mírná mediální translace lineární pokles** (graf 5.2.4.15-2).

Graf 5.2.4.15-2

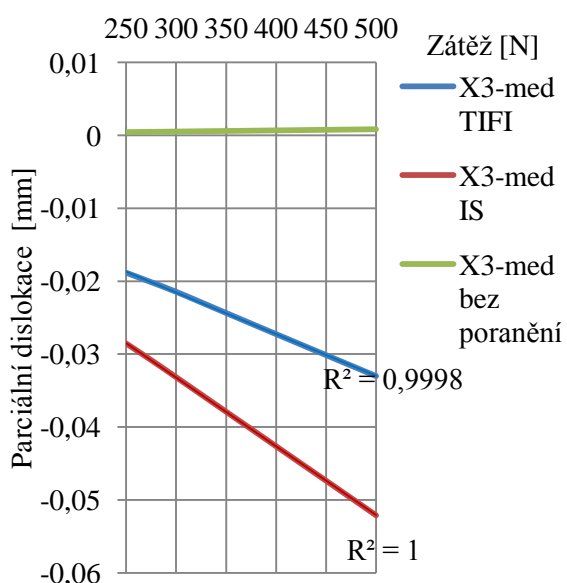


Graf 5.2.4.15-3

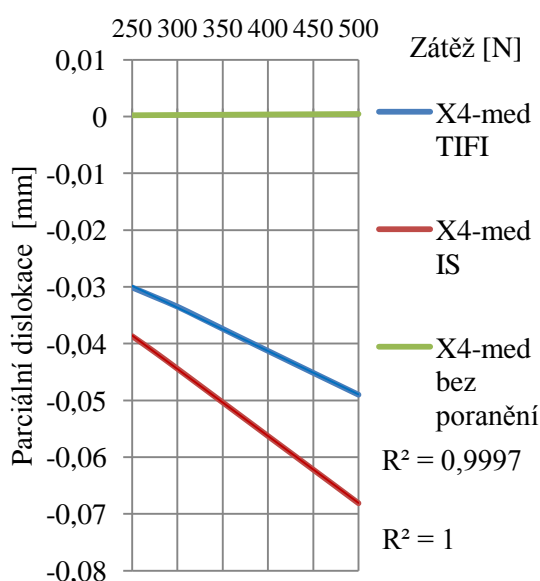


Na grafech parciálních dislokací ve směru osy x je v oblasti foramin S2 až S4 patrná lineární závislost na zátěži jak u TIFI, tak u IS. Ve všech těchto případech je **parciální dislokace x u TIFI nižší než u IS**, díky umístění průběhu v záporné oblasti je **doložen mediální posun na mediální ploše lomné linie**. Parciální dislokace u modelu pánve **bez poranění** naopak vykazuje **mírný laterální posun** na mediální lomné ploše. Stejně jako na laterální ploše lomné linie i mediálně je trend k narůstání velikosti parciální dislokace x v kraniokaudálním směru (grafy 5.2.4.15-3 až 5.2.4.15-5).

Graf 5.2.4.15-4



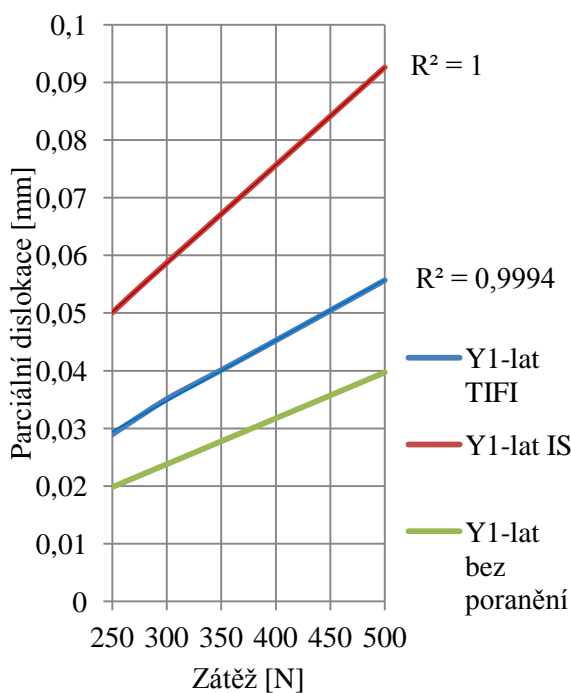
Graf 5.2.4.15-5



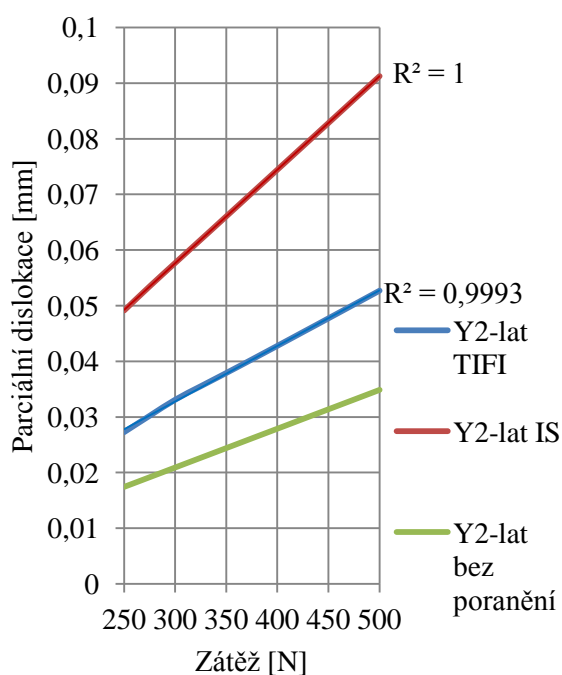
5.2.4.16 Grafy parciálních dislokací ve směru osy y na laterální ploše transforaminální zlomeniny

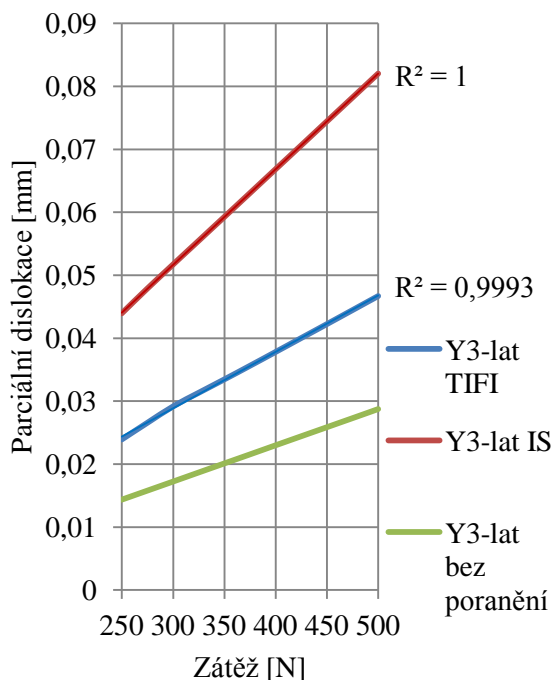
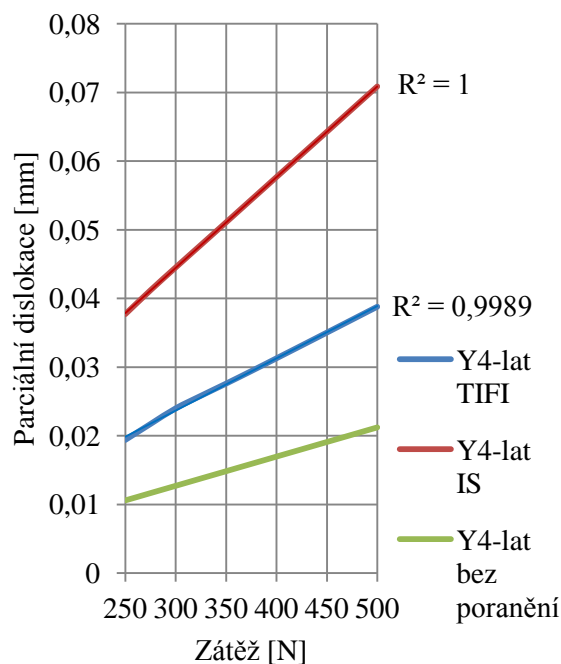
Parciální dislokace ve směru osy y popisuje anterioposteriorní posun, při translaci ventrálně byla v modelu zaznamenávána záporná hodnota, zatímco při posunu dorzálně kladná hodnota. Zkratky u grafů jsou stejné jako v předcházejících 2 kapitolách. V celé oblasti zájmu (tj. od foramina S1 po S4) je parciální dislokace y u modelu TIFI nižší než u IS. Lineární průběh závislosti parciální dislokace ve směru osy y na zátěži ukazují koeficienty spolehlivosti vyšší než 0,99. Na rozdíl od parciálních dislokací ve směru osy x (kde byla patrná narůstající dislokace od S1 po S4), v případě osy y je trend opačný, tj. dochází k mírnému poklesu dislokace od foramen S1 po S4. Tento trend vykazuje jak model TIFI, tak IS i srovnávací model bez poranění (grafy 5.2.4.16-1 až 5.2.4.16-4).

Graf 5.2.4.16-1



Graf 5.2.4.16-2

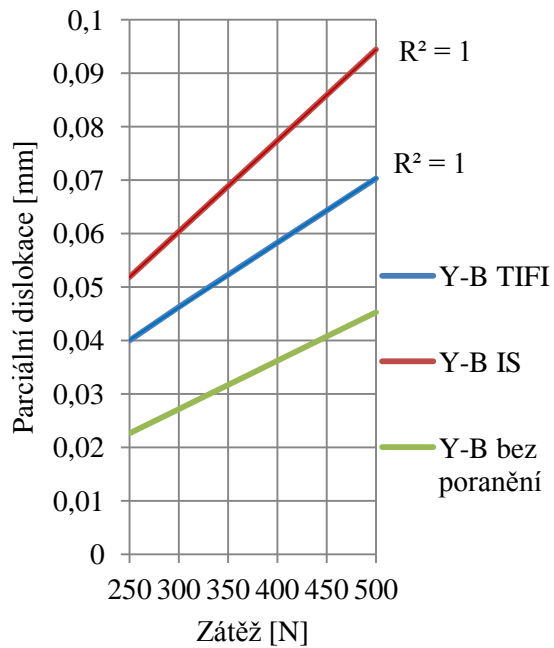


Graf 5.2.4.16-3**Graf 5.2.4.16-4**

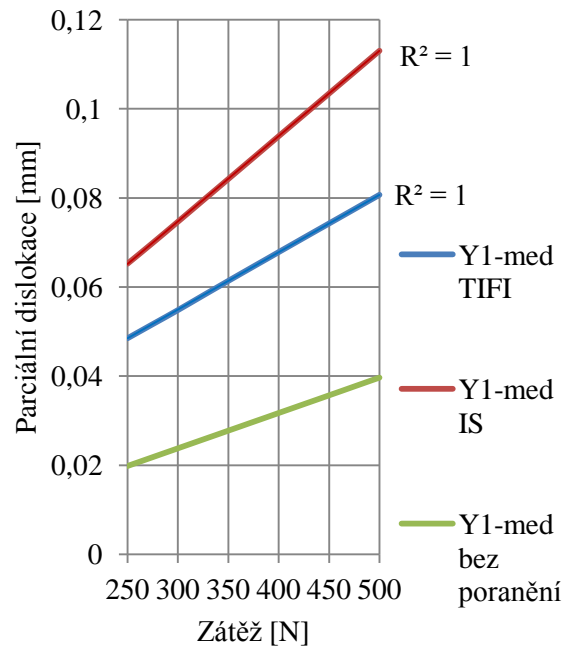
5.2.4.17 Grafy parciálních dislokací ve směru osy y na mediální ploše transforaminální zlomeniny

Na mediální ploše transforaminální linie lomu je ve všech oblastech zájmu (tj. od báze po foramen S4) **patrná nižší dislokace v případě modelu TIFI**. Průběh závislosti parciální dislokace ve směru osy y na působící zátěži je **lineární**, u všech 3 modelů docházelo **k dorzálnímu posunu**. V případě modelu **TIFI a IS je mírný vzestup**, u modelu neporaněné pánve je naopak **mírný pokles parciální dislokace y** v kraniokaudálním směru (grafy 5.2.4.17-1 až 5.2.4.17-4). Linearitu dat dokládají i zobrazené koeficienty spolehlivosti u jednotlivých grafů (zobrazeny jen hodnoty pro modely TIFI a IS).

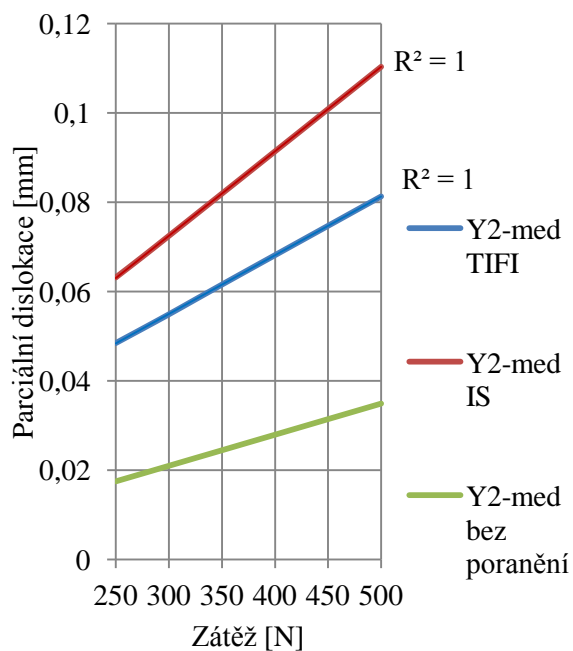
Graf 5.2.4.17-1



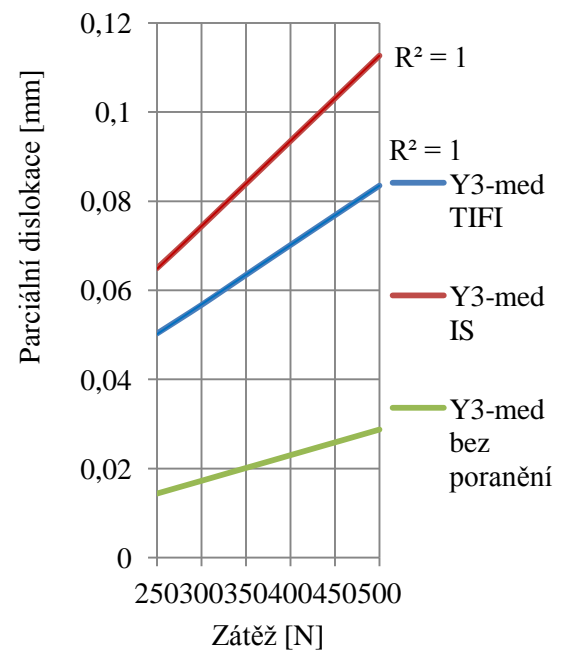
Graf 5.2.4.17-2



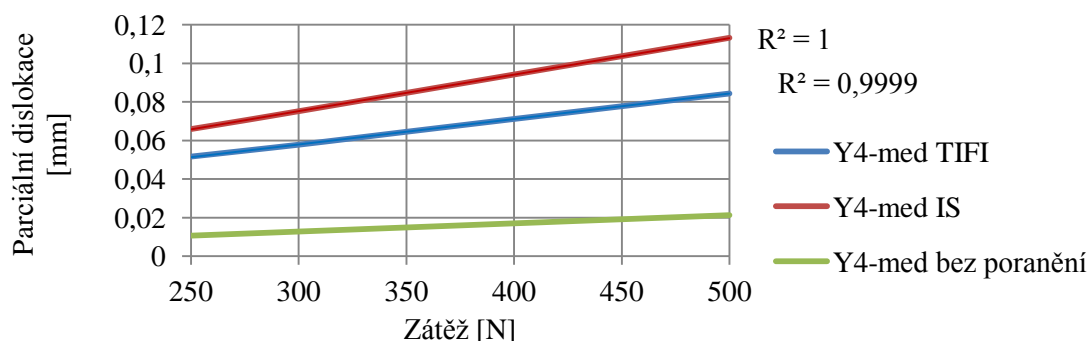
Graf 5.2.4.17-3



Graf 5.2.4.17-4



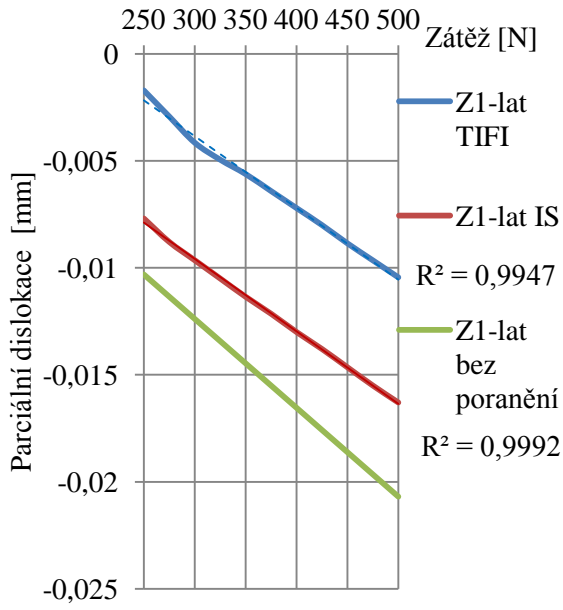
Graf 5.2.4.17-5



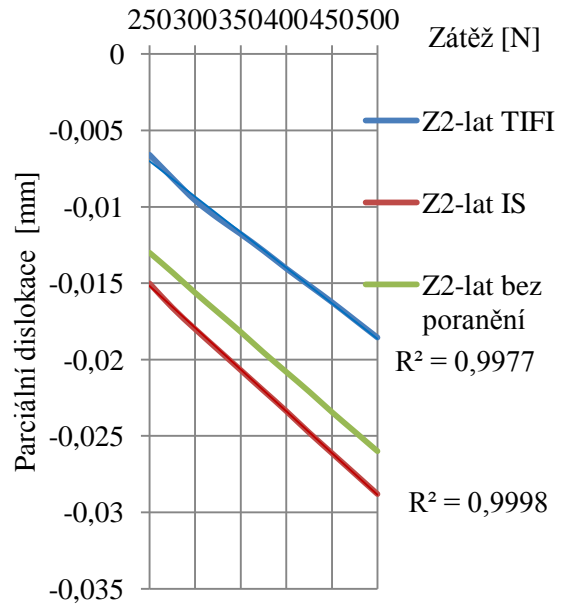
5.2.4.18 Grafy parciálních dislokací ve směru osy z na laterální ploše transforaminální zlomeniny

Při výpočtu parciální dislokace ve směru **osy z** kladné hodnoty vypovídaly o kraniálním posunu, zatímco záporné hodnoty byly přiřazeny při kaudální translaci. Oblasti zájmu byly stejné jako v případě os x a y, tj. foramen sacrale anterius I, II, III, IV, na laterální ploše lomné linie. **U všech parciálních dislokací ve směru osy z byla u TIFI vypočtena v modelu nižší hodnota než u IS. Lineární závislost parciální dislokace z na působící zátěži byla prokázána v oblasti foramen S2 (graf 5.2.4.18-2), S3 (graf 5.2.4.18-3) a S4 (graf 5.2.4.18-4) a dále v případě modelu IS i ve foramen S1. U TIFI v oblasti foramen S1 byla závislost od 250 N do 300 N zátěže nelineární, jak je vidět na grafu níže (graf 5.2.4.18-1), přerušovanou čarou je naznačena spojnice trendu pro lineární závislost. Ve všech 3 modelech byl zaznamenán kaudální posun. Velikost kaudálního posunu vykazuje narůstající trend v kraniokaudálním směru.**

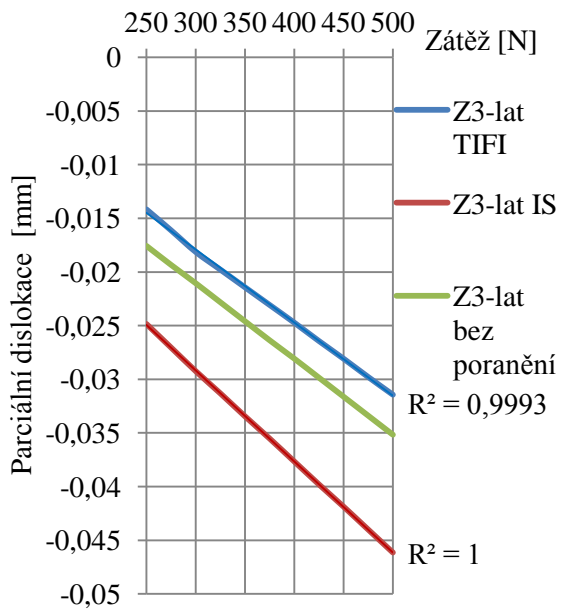
Graf 5.2.4.18-1



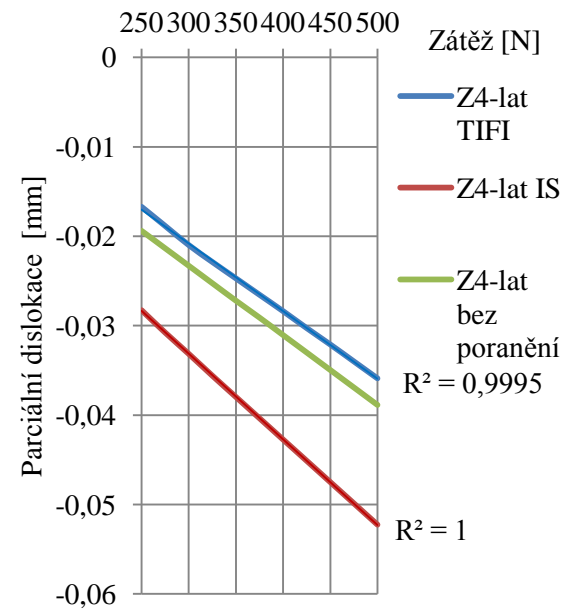
Graf 5.2.4.18-2



Graf 5.2.4.18-3



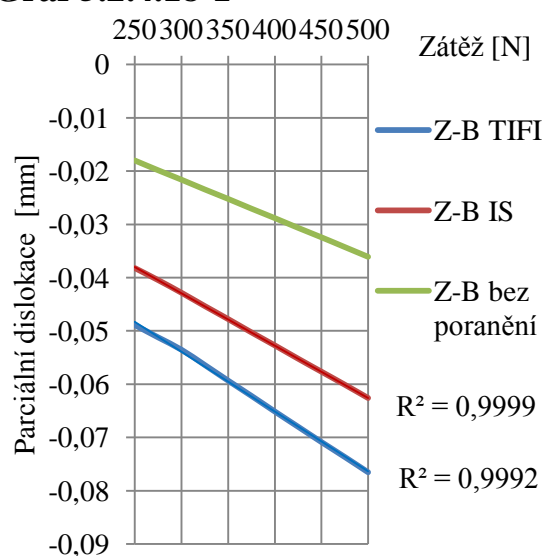
Graf 5.2.4.18-4



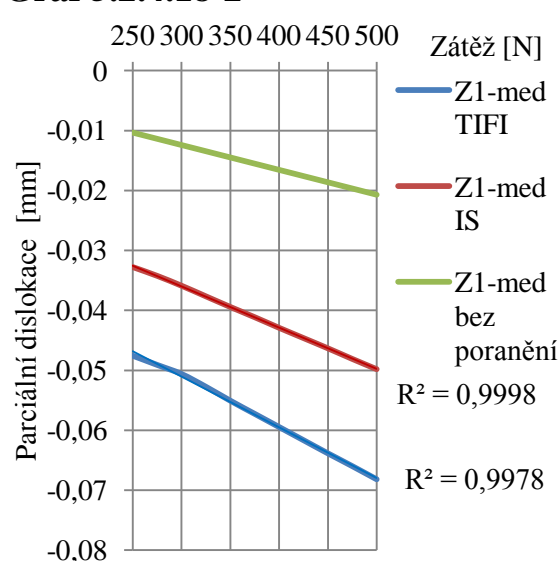
5.2.4.18 Grafy parciálních dislokací ve směru osy z na mediální ploše transforaminální zlomeniny

Na mediální ploše zlomeniny je situace opačná – ve všech měřených oblastech vykazuje nižší parciální dislokaci ve směru osy z model IS. Jsou patrné lineární závislosti jak u modelu TIFI, tak u IS. Jak u modelu TIFI, tak u modelu IS je patrné mírné snižování parciální dislokace ve směru osy z v kraniokaudálním směru, naproti tomu u modelu neporaněné pánve je vidět mírný nárůst této parciální dislokace v kraniokaudálním směru (grafy 5.2.4.18-1 až 5.2.4.18-5).

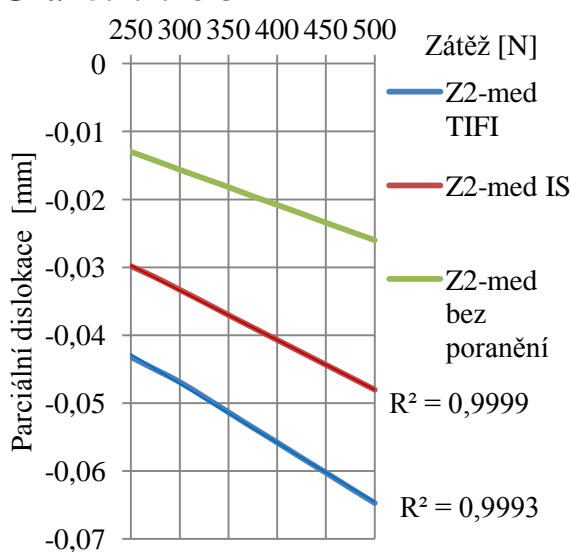
Graf 5.2.4.18-1



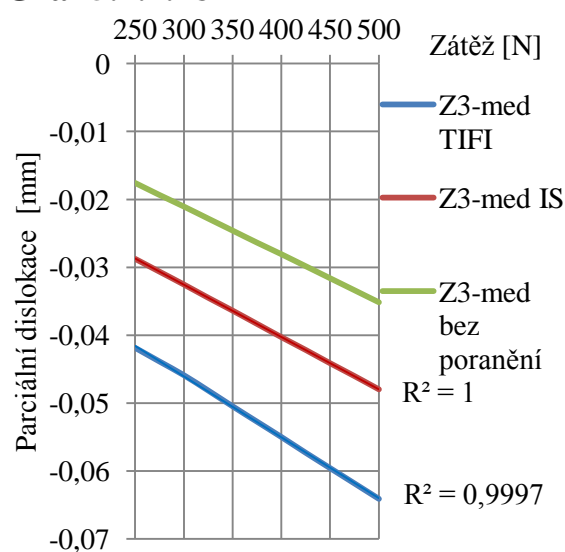
Graf 5.2.4.18-2



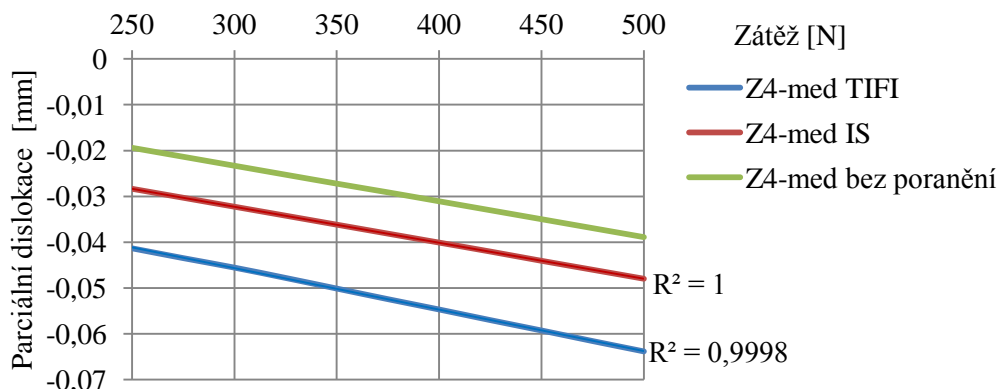
Graf 5.2.4.18-3



Graf 5.2.4.18-4



Graf 5.2.4.18-5



5.2.4.19 Srovnání významnosti rozdílů v parciálních dislokacích

Vzhledem k rozdílnému typu závislosti u jednotlivých grafů bylo srovnání velikosti dislokací provedeno jen kvalitativně, tj. jako nižší a vyšší parciální dislokace. 27 výše uvedených grafů bylo rozděleno do 3 skupin podle os x, y a z. Následně byly v jednotlivých skupinách vytvořeny tabulky 2x2, jejichž data byla vyhodnocena Fisherovým exaktním testem.

Při hodnocení grafů parciálních dislokací ve směru osy x (mediolaterální posun) byla nižší dislokace u TIFI nalezena 6krát, zatímco u IS jen 3krát, tyto rozdíly nicméně při Fisherově exaktním testu nedosáhly statistické významnosti ($p = 0,34694$). Naopak v případě parciálních dislokací ve směru osy y (anterioposteriorní translace) byla ve všech 9 vyhodnocovaných grafech nižší parciální dislokace u TIFI, což potvrdila velmi vysoká statistická významnost ($p = 0,00004$). U parciální dislokace ve směru osy z (kaudokraniální posun) byly hodnoty u TIFI nižší jen ve 4 grafech, takže IS měly lepší pozici ve směru osy z v 5 případech, nicméně rozdíly byly statisticky nevýznamné ($p = 1,00000$). Data ukazuje také následující tabulka (tab. 5.2.4.19).

Tab. 5.2.4.19

Kvalitativní vyhodnocení dislokací	Parciální dislokace x		Parciální dislokace y		Parciální dislokace z		Celkem	
	TIFI	IS	TIFI	IS	TIFI	IS	TIFI	IS
Nižší	6	3	9	0	4	5	19	8
Vyšší	3	6	0	9	5	4	8	19
Fisherův exaktní test	$p = 0,34694$		$p = 0,00004$		$p = 1,00000$		$p = 0,00597$	

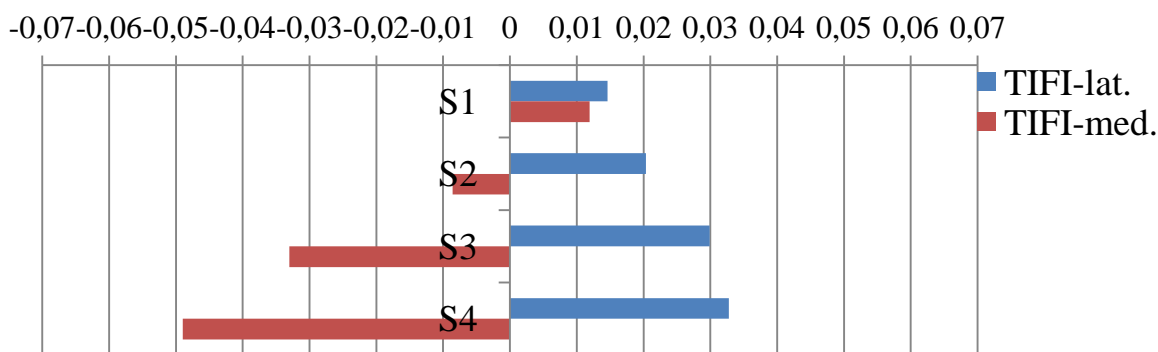
Z výše uvedené tabulky také vyplývá, že **IS měly lepší pozici jen v 8 vyhodnocovaných grafech: parciální dislokace x v oblasti báze, v oblasti foramen S1, dále parciální dislokace z také v oblasti báze a na mediální ploše lomné linie od foramen S1 po S4. TIFI tak při parciálních dislokacích vykazoval nižší parciální dislokaci v 19 grafech, což bylo při Fisherově exaktním testu statisticky významné ($p = 0,00597$).**

5.2.4.20 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy x při zátěži 500 N

Srovnání hodnot parciálních dislokací ve směru osy x ukazuje při zátěži 500 N v případě TIFI v celém porovnávaném rozsahu (od S1 po S4) mírnou distrakci, na rozdíl od IS je i v oblasti S1 velikost translace na laterální ploše větší než na mediální ploše, takže **nedochází ke kompresi na lomné linii** (graf 5.2.4.20-1).

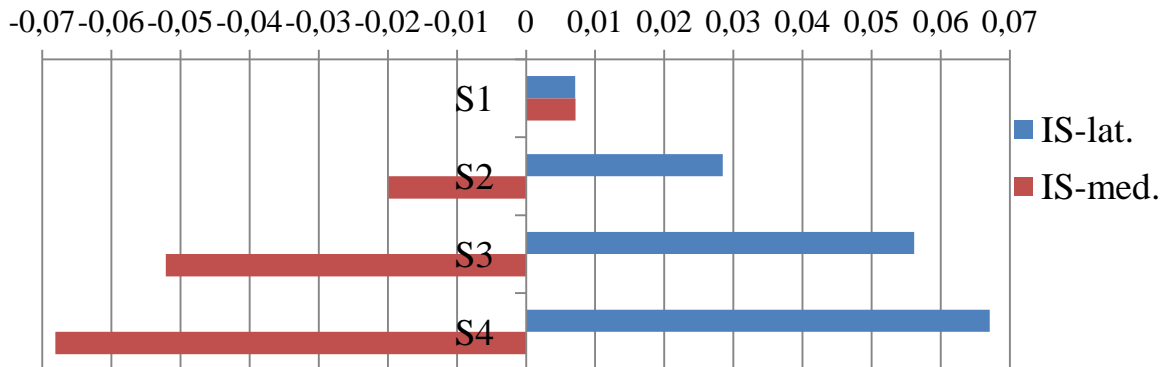
Graf 5.2.4.20-1

Parciální dislokace ve směru osy x [mm] při zátěži 500 N



Graf 5.2.4.20-2

Parciální dislokace ve směru osy x [mm] při zátěži 500 N

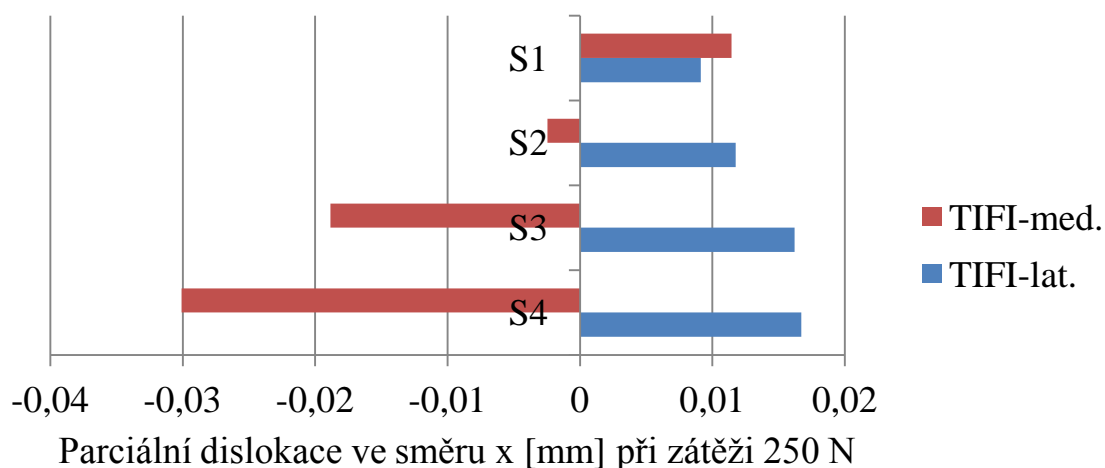


Na grafu parciální dislokace x u **modelu IS je v oblasti foramen S1 při zátěži 500 N patrná komprese** (na mediální ploše je posun laterálně větší než na laterální ploše, graf 5.2.4.20-2).

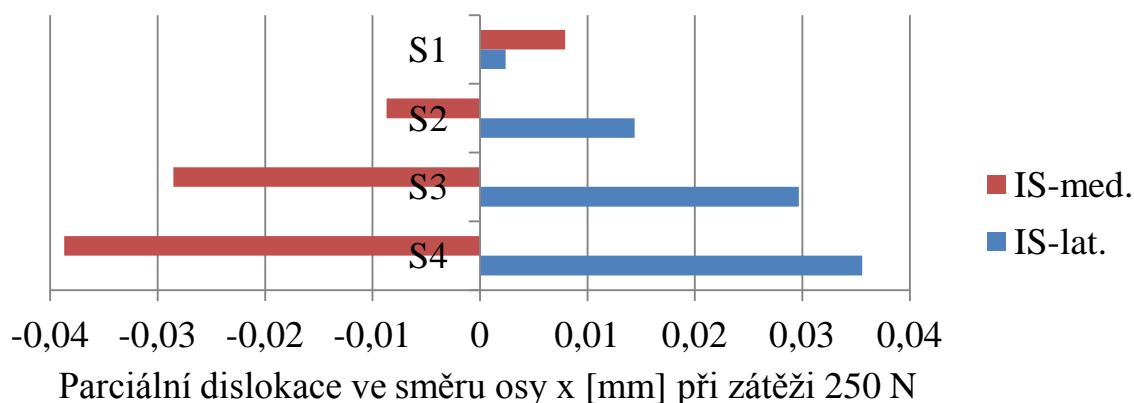
5.2.4.21 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy x při zátěži 250 N

Při zátěži 250 N, která odpovídá chůzi s významným odlehčováním o berlích, byla u obou modelů v oblasti foramen S1 patrná komprese – v případě TIFI byla vypočtená komprese v oblasti lomné linie 0,00231 mm, naopak u modelu IS byla určena komprese -0,00554 mm. Při srovnání obou hodnot χ^2 testem pro dobrou shodu byly **rozdíly ve velikosti komprese při 250 N vysoce významné** ($p = 0,00004$). V oblastech foramin S2 až S4 docházelo, stejně jako při zátěži 500 N, k distrakci v oblasti lomné linie u obou typů fixace, což dokládají i dále uvedené grafy (pro TIFI graf 5.2.4.21-1 a pro IS graf 5.2.4.21-2). Tyto rozdíly v oblasti foramen S1 vyniknou lépe, pokud pro zobrazení bude do grafu místo parciálních dislokací vynesena jejich rozdíl Δx , tj. $\Delta x_{TIFI} = x_{TIFI}(\text{lat}) - x_{TIFI}(\text{med})$ [mm] pro TIFI, respektive $\Delta x_{IS} = x_{IS}(\text{lat}) - x_{IS}(\text{med})$ [mm] pro rozdíl u IS. Kladné hodnoty poté odpovídají distrakci v oblasti lomné linie, zatímco záporné hodnoty kompresi v oblasti zlomeniny (graf 5.2.4.21-3). Oblast distrakce je zvýrazněna světle zelenou barvou.

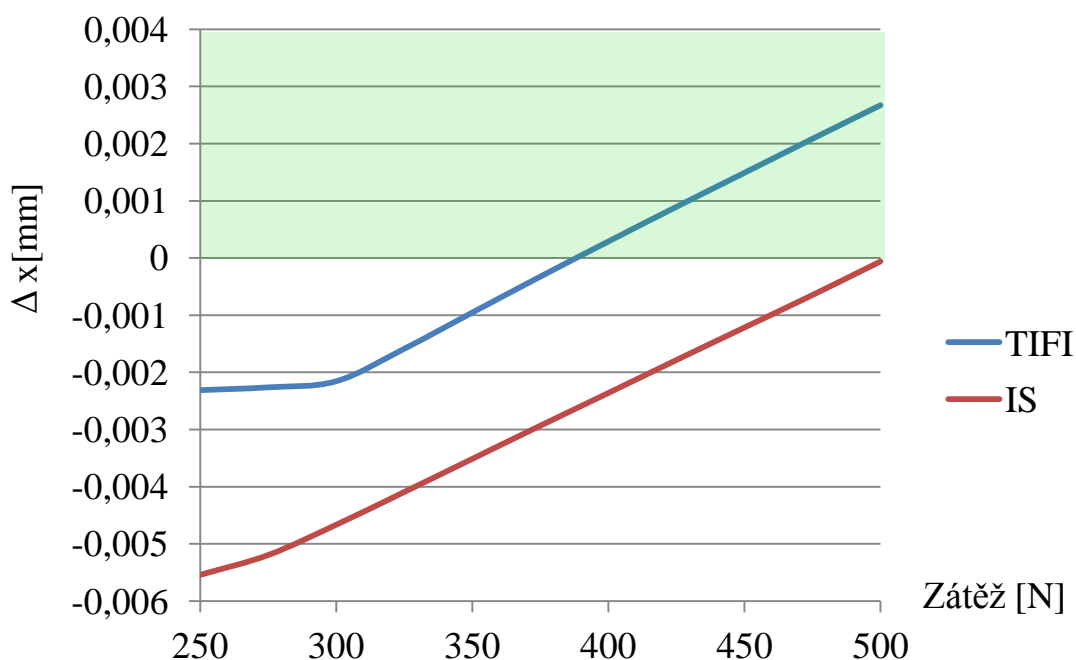
Graf 5.2.4.21-1



Graf 5.2.4.21-2



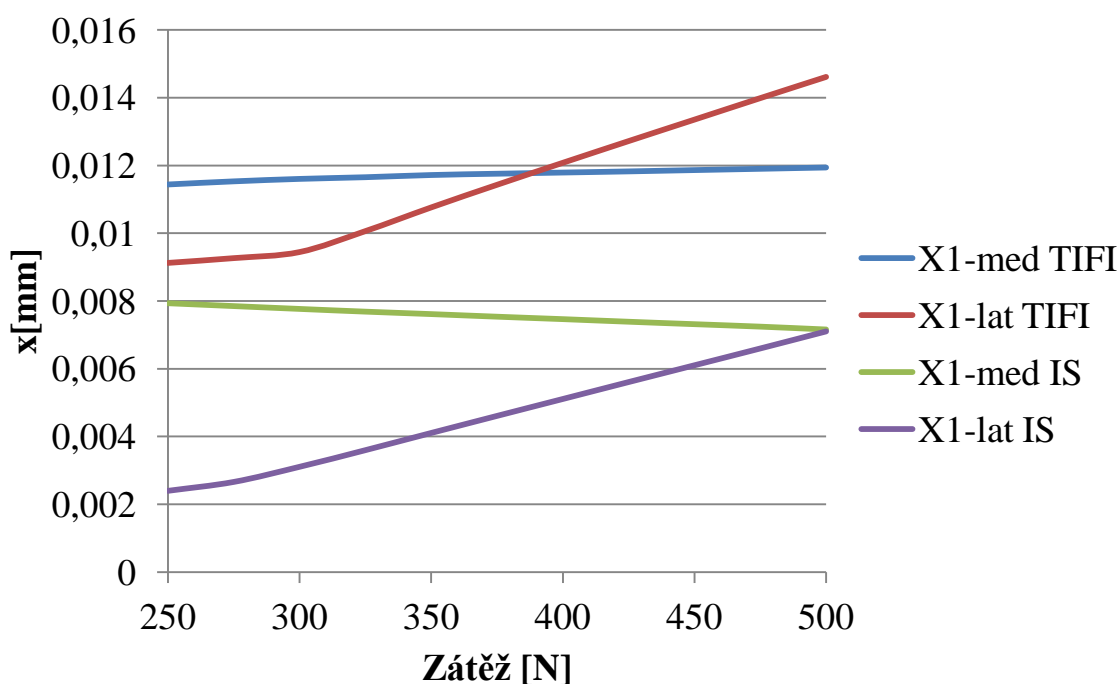
Graf 5.2.4.21-3



Vzhledem k tomu, že oblast, kde přechází dané závislosti rozdílů parciálních dislokací přes nulové hodnoty, má lineární závislost na zátěži, byla použita opět lineární regresní analýza pro určení průsečíků s osou x, tj. určení velikosti zátěže, ve které jsou parciální dislokace x totožné na mediální i laterální ploše. V případě TIFI byl zaznamenán tento průsečík v oblasti zátěže 388,9 N (95% CI 382,8-395,1), zatímco u IS byl průsečík již za oblastí testované zátěže – 502,8 N (95% CI 502,3-503,3). Data, včetně velikostí příslušných dislokací, jsou uvedena i v tabulce a grafu (tab. 5.2.4.21, graf 5.2.4.21-4).

Tab. 5.2.4.21

Souřadnice průsečíku	TIFI		IS	
	Zátěž [N]	x [mm]	Zátěž [N]	x [mm]
	388,9	0,01177	502,8	0,00716
95 % CI	395,1	0,01166	503,3	0,00713
	382,8	0,01187	502,3	0,00719

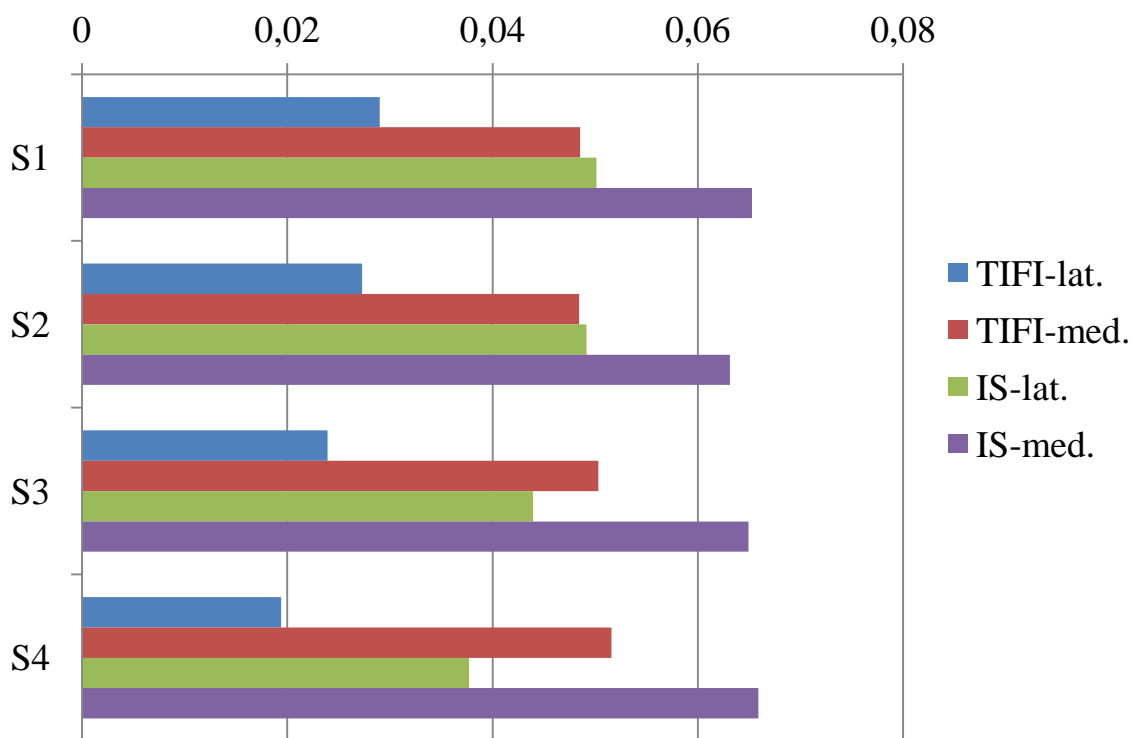
Graf 5.2.4.21-4

5.2.4.22 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy y při zátěži 250 N a 500 N

Na rozdíl od parciálních dislokací ve směru osy x u parciálních dislokací ve směru osy y byl průběh posunů obdobný u obou modelů – docházelo k mírnému dorzálnímu posunu, který byl větší na mediální ploše a měl narůstající tendenci při srovnání grafů při zátěži 250 N a 500 N. Ve všech oblastech od foramen S1 po S4 vykazoval TIFI nižší parciální dislokaci (grafy 5.2.4.22-1 a 5.2.4.22-2).

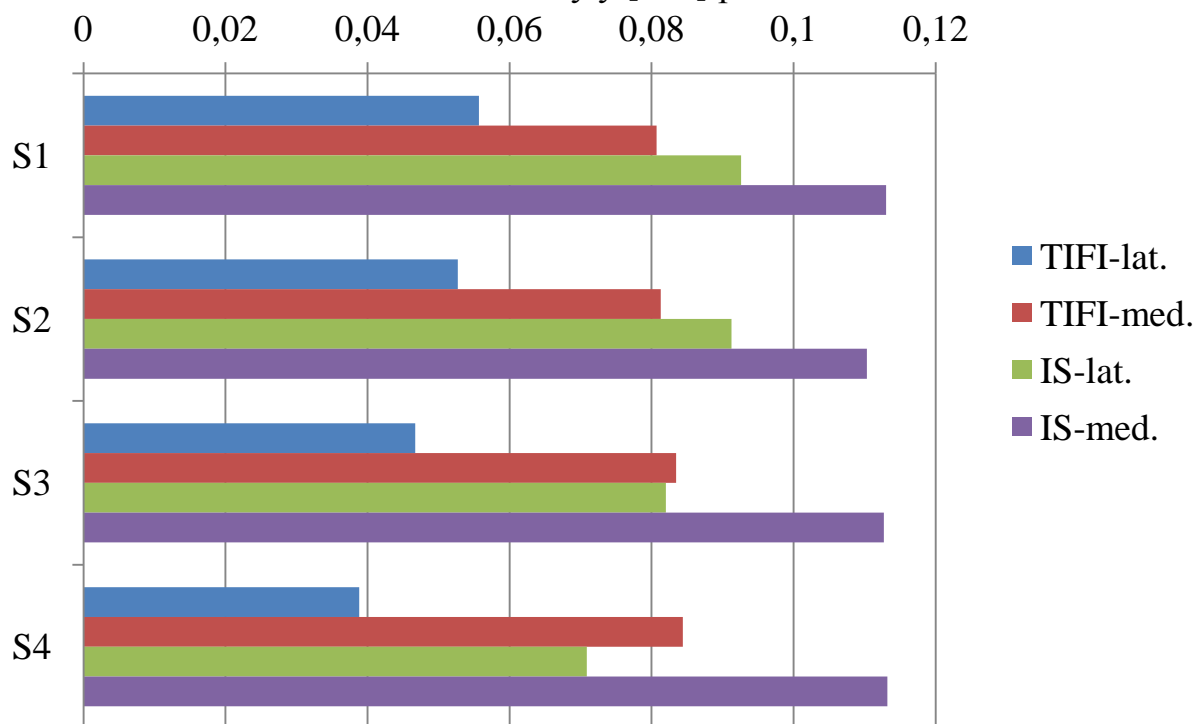
Graf 5.2.2.22-1

Parciální dislokace ve směru osy y [mm] při zátěži 250 N



Graf 5.2.2.22-2

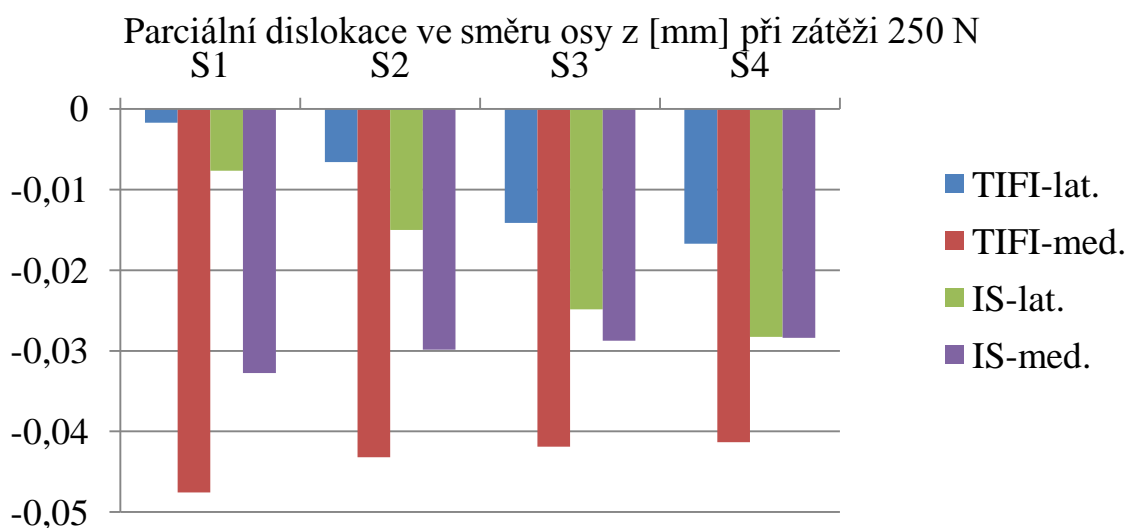
Parciální dislokace ve směru osy y [mm] při zátěži 500 N



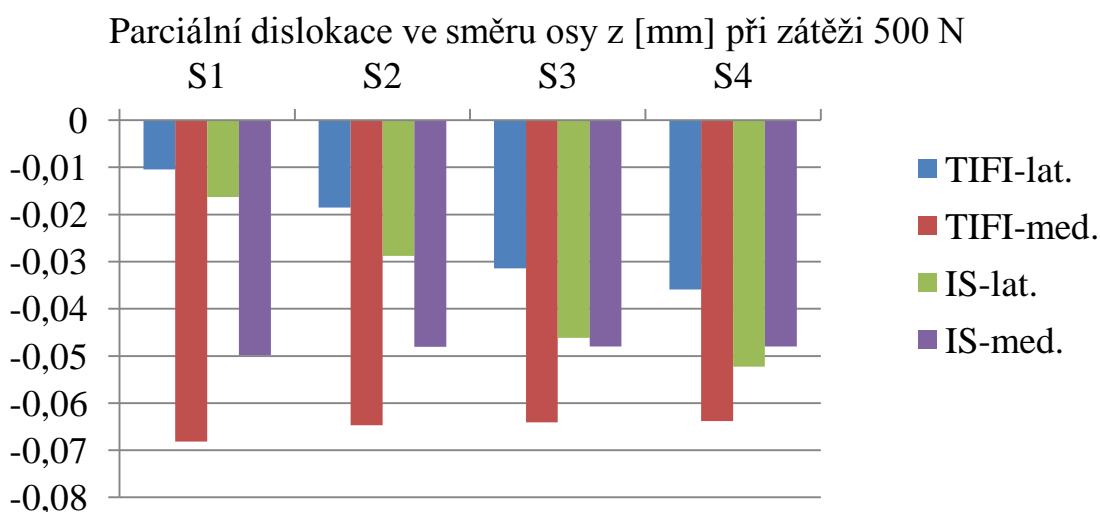
5.2.4.23 Grafy srovnání velikostí parciálních dislokací ve směru osy z při zátěži 250 N a 500 N

Při vzájemném srovnání parciálních dislokací ve směru osy z byl u obou modelů zaznamenán **kaudální posun** (tomu odpovídají záporné hodnoty na ose z). Kaudální posun byl **větší na mediální ploše lomné linie**, opět byl prokázán **trend vzrůstající parciální dislokace z se zvyšující se zátěží** (graf 5.2.4.23-1 pro zátěž 250 N a graf 5.2.4.23-2 pro 500 N). **TIFI** sice vykazoval nižší dislokaci **na laterální ploše** linie lomu, **nicméně IS** zase dosahovaly **nižší dislokace na mediální ploše zlomeniny**.

Graf 5.2.4.23-1



Graf 5.2.4.23-2



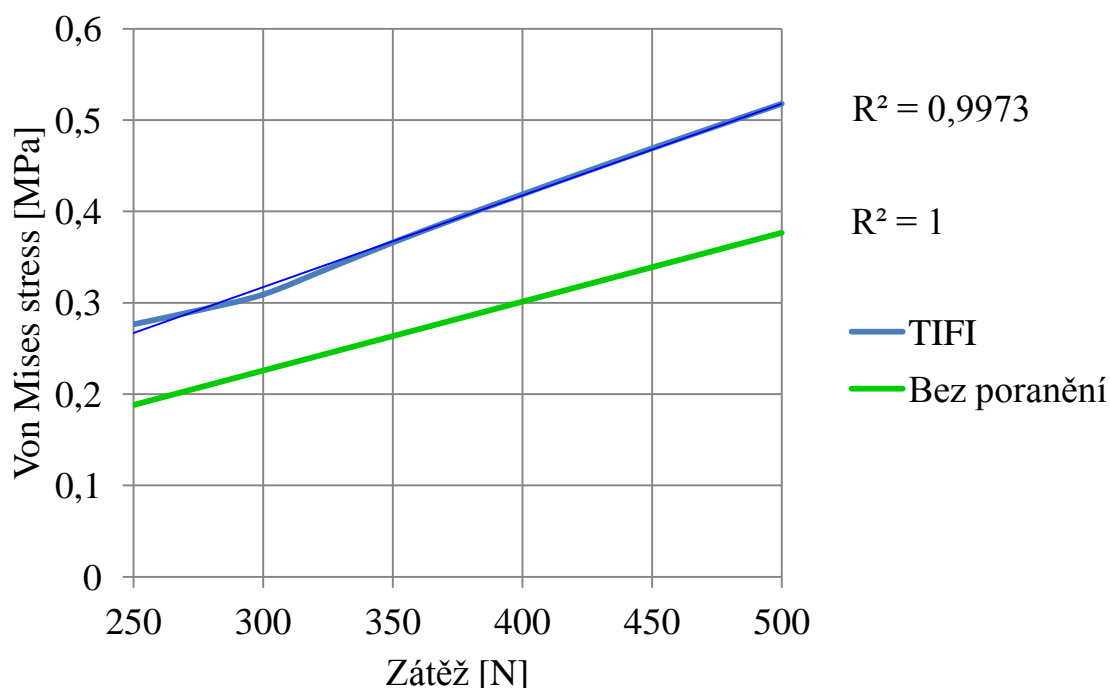
5.2.5 Grafické vyhodnocení napětí

5.2.5.1 Vyhodnocení napětí u modelu TIFI

Napětí bylo měřeno v těch místech, kde dosahovalo nejvyšší hodnoty. U TIFI bylo **nejvyšší intraoseální napětí zaznamenáno v oblasti segmentu S1, v jeho ventrální části, při bázi kosti křížové, na mediální ploše lomné linie** (jak je vidět při barevném mapování). Naopak **nejvyšší extraoseální napětí bylo určeno v oblasti příčnicku mediálně od polyaxiálního šroubu, a to na pravé straně, tj. kontralaterálně od zlomeniny** (jak je patrné i na barevném mapování v kapitole 5.2.2.1).

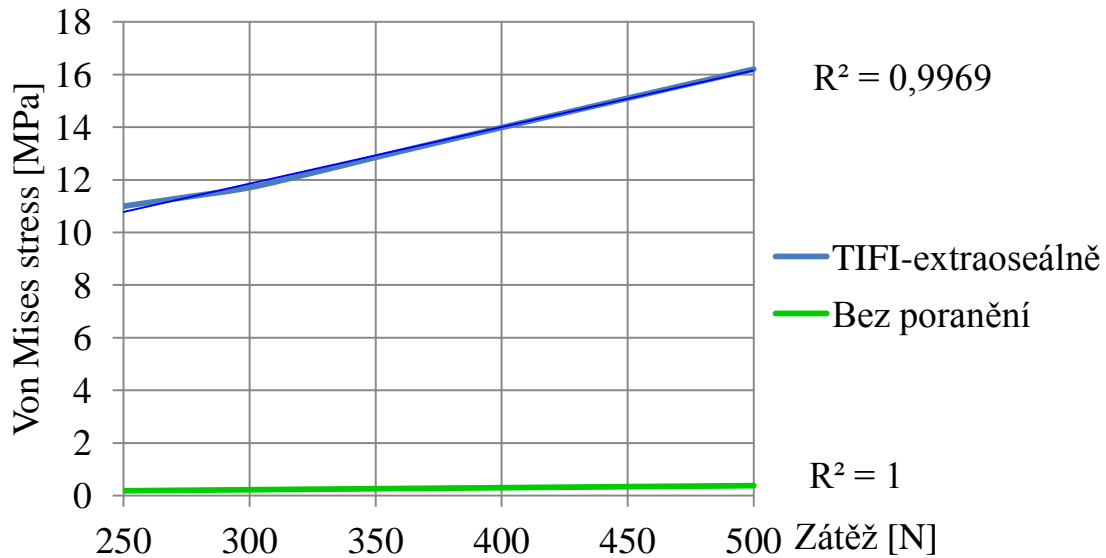
Intraoseální napětí v oblasti segmentu S1 vykazovalo v modelu TIFI **lineární závislost v rozsahu zátěže od 300 do 500 N**, což je dobře patrné z následujícího grafu (graf 5.2.5.1-1).

Graf 5.2.5.1-1



Při hodnocení průběhu extraoseálního napětí v oblasti příčnicku, mediálně od hlavičky kontralaterálního šroubu byla zaznamenána lineární závislost napětí na zátěži také jen v rozsahu od 300 do 500 N. Velikost extraoseálního napětí řádově vyšší - průměrně 38,9krát vyšší než v intraoseální oblasti TIFI. Závislost napětí extraoseální části TIFI je uvedena v následujícím grafu (graf 5.2.5.1-2).

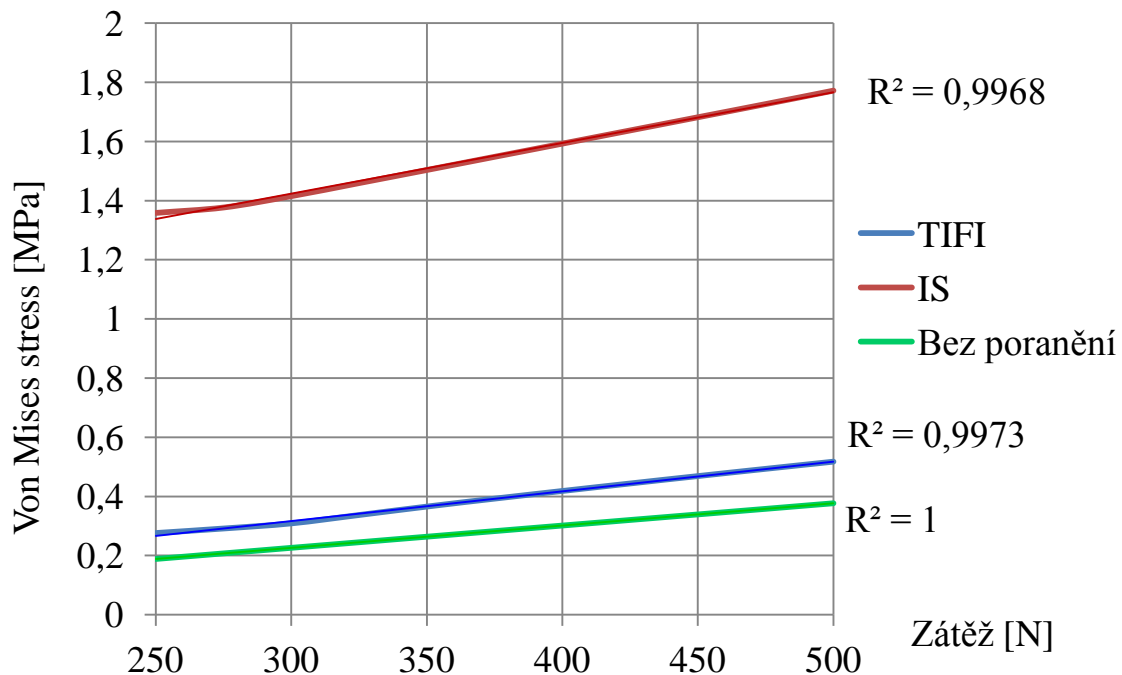
Graf 5.2.5.1-2



5.2.5.2 Vyhodnocení napětí u modelu IS

V případě **IS** je maximální napětí dosaženo v **centrální části segmentu S1** v těsném okolí obou šroubů, přičemž místo s maximálním napětím je na **laterální části lomné linie, v oblasti při kaudálněji uloženém šroubu**. V rozsahu od 250 do 300 N je, stejně jako v případě TIFI, patrná nelineární závislost napětí na zátěži. Velikost intraoseálního napětí IS je tak významně vyšší, než je intraoseální napětí u TIFI (graf 5.2.5.2).

Graf 5.2.5.2



5.2.5.3 Vyhodnocení poměru napětí v %

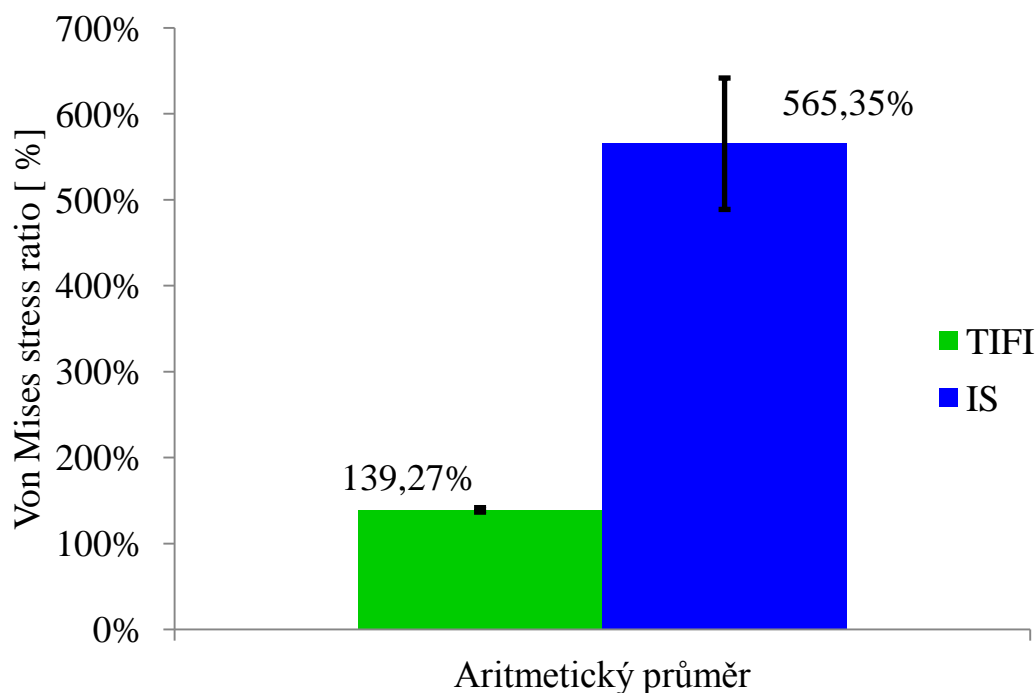
Jak u modelu TIFI, tak u IS byl dále hodnocen poměr napětí (Von Mises stress ratio) jako podíl naměřeného Von Mises stress u TIFI, resp. IS a napětí u modelu pánve bez poranění, který byl vynásoben 100 (pro hodnotu v %). Ze získaných hodnot byl určen aritmetický průměr a významnost rozdílů byla zhodnocena Studentovým t-testem.

Vyhodnocení dat Von Mises stress ratio přineslo v oblasti báze kosti křížové průměrnou hodnotu u **TIFI 139,27 %** (s rozmezím 136,81-146,82), zatímco u IS byla tato hodnota vyšší - **565,35 %** (rozmezí 470,57-721,92). Porovnání Studentovým t-testem prokázalo **velmi vysoce významné rozdíly v intraoseálním napětí TIFI a IS ($p < 0,00001$)**. Data ukazuje následující tabulka a graf (tab. 5.2.5.3, graf 5.2.5.3).

Tab. 5.2.5.3

Von Mises stress ratio %	TIFI	IS
Aritmetický průměr	139,27	565,35
Minimum	136,81	470,57
Maximum	146,82	721,92
F-test pro rozptyl	F = 0,00114	p < 0,00001
Studentův t-test	t = 17,61107	p < 0,00001

Graf 5.2.5.3



6 Diskuze

6.1 Diskuze ke klinické části studie

Miniinvazivní metody se stále více uplatňují i při ošetřování zlomenin pánevního kruhu. Pro miniinvazivní vnitřní fixaci zadního pánevního segmentu se u dospělých pacientů používají iliosakrální šrouby, svorníky, podvlečené dorzální LCP, popř. DCP dlahy a transiliakální vnitřní fixátor.

Nevýhodou iliosakrálních šroubů je riziko neurovaskulárního poranění během jejich implantace (poranění kořenů S1, S2, léze a. glutea superior). Riziko se snižuje při využití navigace s 2D či 3D RTG zesilovačem nebo CT navigace [7], [42], [43], [61], [139], [140], [141]. Další nevýhodou je u transforaminálních sakrálních zlomenin s tříštivou zónou nebezpečí nadměrné komprese, a tím poranění nervů vystupujících z foramin. **V našem souboru IS se vyskytlo iatrogenní neurologické poranění dvakrát (6,3 %).** V případě nedokonalé repozice se výrazně zužuje prostor bezpečného zavedení, a proto se významně zvyšuje riziko iatrogenních neurovaskulárních poškození. **Dislokace o cca 5 mm snižuje velikost bezpečné zóny o 30 % - Reilly et al. 2003 [99]**, proto by při nedokonalé repozici neměly být šrouby použity. Vždy však záleží na kvalitě kontroly repozice peroperačně.

První zkušenosti s využitím TIFI poprvé publikovali *Füchtmeier et al.* v roce 2004 [37]. Ve svém souboru 31 pacientů s poraněním pánve typu C popsali dvakrát infekci v ráně a jedenkrát redislokaci jednoho šroubu. Doba sledování byla u všech pacientů nejméně dva roky. V souboru nebylo žádné iatrogenní neurovaskulární poranění a nevyskytlo se nesprávné zavedení šroubů. Také v našem souboru, který je srovnatelný velikostí i spektrem zlomenin, jsme nezaznamenali neurovaskulární komplikace, pouze jedenkrát redislokaci na podkladě nedokonalé repozice (u transforaminální zlomeniny kosti křížové).

Mezi používané implantáty pro fixaci TIFI patří Legacy®, USS®, Colorado®, Coral® a další typy implantátů pro vnitřní páteřní fixaci. *Füchtmeier et al.* využili ve své práci implantáty USS®, na našem pracovišti jsme dávali přednost implantátům z instrumentaria Legacy®, dále se používaly i implantáty z instrumentaria Colorado®, příp. Coral® pro relativně snazší umístění příčnicku u těchto šroubů. *Füchtmeier et al.* preferovali šrouby USS®, zejména pro menší velikost jejich hlaviček a nižší riziko jejich prominence. Na našem pracovišti zanořujeme hlavičky, abychom minimalizovali riziko jejich prominence.

Mezi komplikace, které jsou spojeny s fixací zadního pánevního segmentu s využitím transiliakálního vnitřního fixátoru, patří bolesti v oblasti zavedení. Bolesti, které jsou nejčastěji lokalizovány v gluteální a křížové krajině, ve většině případů souvisí s nevhodným zavedením polyaxiálních

šroubů. Při úhlu zavedení vyšším než 30° v sagitální rovině totiž vzniká riziko prominence těchto šroubů, přičemž posléze dochází k iritaci podkoží těmito šrouby. Vyšší riziko prominence šroubů i subfasciálně uloženého příčnicku je dále u astenických pacientů [24], [37]. V souboru TIFI se významná prominence implantátů vyskytla jednou u astenického polytraumatizovaného pacienta.

K selhání implantátů a redislokaci v zadním pánevním segmentu dochází jednak při nedokonalé peroperační repozici, jednak při samostatném využití TIFI při bilaterálním poranění zadního segmentu, zejména při typech C3.3. Prevencí této komplikace je doplnění fixace TIFI iliosakrálními šrouby, alespoň na jedné straně. U bilaterálních zlomenin kosti křížové (C3.3, typ IV dle Pohlemanna) je vhodnější využití spinopelvické fixace. Ta je také indikována u poranění s neurologickým deficitem, kde je nutné provést revizi a dekompresi nervových struktur z dorzálního přístupu, dále u poranění centrální části kosti křížové, kde je přítomná i horizontální linie lomu.

Infekční komplikace, obdobně jako při jiných operacích pánevního kruhu, lze rozlišit na povrchové ranné infekce a hluboké pánevní infekce. Obecně jsou infekční komplikace vzácné, díky miniinvazivnímu přístupu. Hluboké pánevní infekce se vyskytují po implantaci TIFI mnohem méně často než při metodě ORIF, v souboru TIFI i IS byla jedna ranná infekce. TIFI lze, díky miniinvazivnímu přístupu, zavádět i v akutním období, výjimečně i urgentně (jako alternativu C-svorcky). Urgentní naložení TIFI bylo v popisovaném souboru provedeno jen jednou.

6.1.1 Srovnání velikosti souborů a % vyplnění dotazníků Pelvic Outcome Score

Pro posouzení validity dat při srovnání výsledků dle Pelvic Outcome Score byly hodnoceny počty vyplněných dotazníků u jednotlivých studií TIFI. **Mezi všemi 3 studii byly vysoce významné rozdíly v počtu hodnocených pacientů ($p = 0,00002$), nicméně při srovnání dvojic dat se ukázal daný rozdíl statisticky významný jen pro Dienstknechtovu studii ($p = 0,0007$), avšak nevýznamný pro Füchtmeierovu studii ($p = 0,68028$).** Uvedená data ukazuje následující tabulka (tab. 6.1.1-1).

Tab. 6.1.1-1

Velikost hodnoceného souboru	Počet pacientů	Teoretický počet	χ^2	Dienstknecht [24]	Füchtmeier [37]
TIFI	25	38,3	4,63768	$p = 0,00007$	$p = 0,68028$
Dienstknecht	62	38,3	14,61159	-	$p = 0,00034$
Füchtmeier	28	38,3	2,78551	$p = 0,00034$	-
χ^2 test dobré shody (3x2)			22,03478	$p = 0,00002$	

Kromě velikosti souboru bylo nutné vyhodnotit i zastoupení vyplnění dotazníků Pelvic Outcome Score ve všech souborech, vzhledem k nízkým hodnotám nevyplněných dotazníků v obou německých studiích byl pro srovnání rozdílů použit jen Fisherův exaktní test. Při srovnání dat v tabulce 3x2 (počty vyplněných vs. nevyplněných dotazníků) sice jak u studie Dienstknechta, tak Füchtmeiera bylo vyplnění dotazníků vyšší, ale nedosahovalo statistické významnosti ($p = 0,11553$), stejně tak byly nevýznamné rozdíly při porovnání dat v tabulce 2x2 ($p = 0,05199$, respektive $p = 0,30202$). Srovnání vyplnění dotazníků tak umožňuje validní srovnání všech 3 studií. Data jsou uvedena i v následující tabulce (tab. 6.1.1-2).

Tab. 6.1.1-2

Vyplnění dotazníků	+	-	Celkem	%	Fisherův exaktní test 2x2	
					Dienstknecht	Füchtmeier
TIFI	25	7	32	78,1	$p = 0,05199$	$p = 0,30202$
Dienstknecht	62	5	67	92,5	-	$p = 1,00000$
Füchtmeier	28	3	31	90,3	$p = 1,00000$	-
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,11553$						

6.1.2 Srovnání typu zlomenin kosti křížové

Mezi studii bylo srovnáváno zastoupení poranění zadního segmentu. Vzhledem k užití Pohlemannovy klasifikace v nynější studii a Denisovy klasifikace v Dienstknechtově i Füchtmeierově studii byly pro účely metaanalýzy doklasifikovány všechny zlomeniny Pohlemann IV také podle Denisovy klasifikace (v kategorii Pohlemann IV tak zastoupení 8 poranění odpovídá 16 zlomenin dle Denisovy klasifikace). **Při zhodnocení rozdílů poměrného zastoupení jednotlivých zlomenin kosti křížové nebyly při χ^2 testu v tabulce 3x3 nalezeny významné rozdíly ($p = 0,14923$), stejně tak byly nevýznamné změny v zastoupení mezi jednotlivými dvojicemi souborů ($p = 0,49411$ při srovnání s Dienstknechtovou studií, resp. $p = 0,32580$ při porovnání v tabulce 3x2 s Füchtmeierovou studií).** Data jsou zaznamenána v následující tabulce (tab. 6.1.2).

Tab. 6.1.2

Klasifikace sakrálních zlomenin	TIFI	Dienstknecht	Füchtmeier
Denis I	17	17	14
Denis II	19	32	7
Denis III	2	2	2
Fisherův exaktní test 3x2		$p = 0,49411$	$p = 0,32580$
χ^2 test 3x2		$\chi^2 = 0,61726$ $p = 0,73445$	$\chi^2 = 1,41909$ $p = 0,49187$
χ^2 test 3x3		$\chi^2 = 6,75815; p = 0,14923$	

6.1.3 Metaanalýza celkových klinických výsledků podle Pelvic Outcome Score

Se současnou klinickou studií TIFI lze **přímo srovnávat jen studie Füchtmeiera et al.** z roku 2004 a **Dienstknechta et al.** publikovanou v roce 2011. Vyhodnocení zastoupení jednotlivých kategorií mezi uvedenými studii bylo provedeno χ^2 testem v tabulce 4x3, dále byly porovnány i jednotlivé dvojice studií mezi sebou pomocí χ^2 i Fisherova exaktního testu v tabulce 4x2. Při hodnocení celkových rozdílů **nebyly zaznamenány statisticky významné změny v zastoupení jednotlivých kategorií** výsledků Pelvic Outcome Score ($p = 0,62479$), při dílčím srovnání současné studie souboru TIFI s Dienstknechtovou studií ($p = 0,92088$) a TIFI s Füchtmeierovou studií ($p = 0,63583$) byly rozdíly také nevýznamné, **což potvrzuje plně srovnatelné celkové klinické výsledky současné a výše uvedených studií**. Data ukazuje přehledně i následující tabulka (tab. 6.1.3), včetně zobrazení vypočtených hodnot χ^2 testu.

Tab. 6.1.3

Klinické výsledky dle Pelvic Outcome Score	TIFI 2014		Dienstknecht et al. 2011		Füchtmeier et al. 2004	
	Počet	%	Počet	%	Počet	%
Výborné	7	28,0	19	30,6	4	14,3
Dobré	5	20,0	16	25,8	7	25,0
Uspokojivé	12	48,0	25	40,3	15	53,6
Neuspokojivé	1	4,0	2	3,2	2	7,1
Fisherův exaktní test 4x2			p = 0,92088		p = 0,63583	
χ^2 test 4x2		$\chi^2 = 0,56845$	p = 0,90362		$\chi^2 = 1,65367$	p = 0,64728
χ^2 test 4x3		$\chi^2 = 4,38450$; p = 0,62479				

6.1.4 Metaanalýza radiologických výsledků podle Pelvic Outcome Score

Při metaanalýze radiologických výsledků hodnocených podle Pelvic Outcome Score byly mezi poměrným zastoupením jednotlivých kategorií nalezeny **statisticky významné rozdíly (p = 0,00189)**. Dále byly testovány rozdíly v zastoupení u jednotlivých dvojic studií: v případě srovnání se studií **Dienstknechta et al. byly rozdíly nadále statisticky významné** ($p = 0,02006$), avšak při **porovnání s Füchtmeierovou prací byly rozdíly statisticky nevýznamné** (při Fisherově exaktním testu 3x2, $p = 0,02883$).

Současná studie tak má **radiologické výsledky srovnatelné s Füchtmeierovou studií**, nicméně vzhledem k Dienstknechtově studii byly současné výsledky horší (jedná se především o vyšší zastoupení kategorie

s 1 bodem). Srovnání kategorií radiologických výsledků dle Pelvic Outcome Score u jednotlivých studií přináší následující tabulka (tab.6.1.4).

Tab.6.1.4

Radiologické výsledky	TIFI 2014		Dienstknecht et al. 2011		Füchtmeier et al. 2004	
	Počet	%	Počet	%	Počet	%
3 body	17	53,1	45	72,6	11	39,3
2 body	10	31,3	16	25,8	16	57,1
1 bod	5	15,6	1	1,6	1	3,6
Fisher 3x2		p = 0,02006			p = 0,07968	
χ^2 test 3x2		$\chi^2=7,92966$		p = 0,01897	$\chi^2 = 7,09297$	p = 0,02883
χ^2 test 3x3		$\chi^2 = 17,04874$; p = 0,00189				

6.1.5 Metaanalýza výsledků společenského začlenění dle Pelvic Outcome Score

Při vzájemném srovnání kategoriálních dat společenského začlenění dle Pelvic Outcome Score **nebyly zaznamenány mezi studii statisticky významné rozdíly** ($p = 0,49472$). Stejně jako v případě radiologických a klinických výsledků bylo i společenské začlenění dále hodnoceno vždy mezi 2 studii Fisherovým exaktním testem a χ^2 testem. Současná studie neprokázala významné rozdíly ve společenském uplatnění ani u jedné ze srovnávaných studií ($p = 0,60901$ pro srovnání TIFI vs. Dienstknecht a $p = 0,18813$ pro testování TIFI vs. Füchtmeier). **Výsledky společenského začlenění současné studie jsou tak srovnatelné s předchozími 2 studii.** Data ukazuje následující tabulka (tab. 6.1.5).

Tab. 6.1.5

Společenské začlenění	TIFI 2014		Dienstknecht et al. 2011		Füchtmeier et al. 2004	
	Počet	%	Počet	%	Počet	%
3 body	14	56,0	28	45,2	9	32,1
2 body	6	24,0	22	35,5	12	42,9
1 bod	5	20,0	12	17,9	7	22,3
Fisherův exaktní test 3x2		p = 0,60901			p = 0,18813	
χ^2 test 3x2		$\chi^2 = 1,16739$		p = 0,55783	$\chi^2 = 3,26093$	p = 0,19584
χ^2 test 3x3		3,39052		p = 0,49472		

6.1.6 Srovnání neurovaskulárních a infekčních komplikací

V souboru TIFI se ve shodě s dříve publikovanými soubory Dienstknecht et al. 2011 a Füchtmeier et al. 2004 **nevyskytlo žádné iatrogenní neurovaskulární poranění** ($p = 1,00000$).

Infekční komplikace se vyskytla v souboru TIFI jednou (3,1 %), v souboru Dienstknechta et al. byly zaznamenány 4 ranné infekce (6,0 %) a Füchtmeier et al. popsali 2 infekce (6,5 %). Při srovnání Fisherovým exaktním testem v tabulce 3x2 nebyly rozdíly statisticky významné ($p = 0,88844$). Data ukazuje i následující tabulka (tab. 6.1.6).

Tab. 6.1.6

	TIFI 2014	Dienstknecht et al.	Füchtmeier et al.
Infekce v ráně	1	4	2
%	3,1	6,0	6,5
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,88844$			
Neurovaskulární komplikace	0	0	0
%	0,0	0,0	0,0
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 1,00000$			

6.1.7 Srovnání výskytu tromboembolické nemoci (TEN)

V souboru TIFI ani IS se nevyskytla žádná z forem TEN, zatímco v souboru Dienstknechta byla popsána 2x plicní embolie na podkladě hluboké žilní trombózy dolních končetin (3,0 %) a v souboru Füchtmeiera jednou plicní embolie (také jako komplikace HŽT dolních končetin, 3,2 %). Při Fisherově exaktním testu v tabulce 3x2 byly rozdíly v zastoupení TEN nevýznamné ($p = 0,80224$). Díky důsledné tromboprofylaxi nízkomolekulárním heparinem u všech pacientů s poraněním pánevního kruhu je nízký výskyt TEN ve všech souborech. Data výskytu TEN uvádí i následující tabulka (tab. 6.1.7).

Tab. 6.1.7

	TIFI 2014	Dienstknecht et al.	Füchtmeier et al.
Výskyt TEN	0	2	2
%	0,0	3,0	3,2
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,80224$			

6.1.8 Srovnání plicních komplikací

V obou německých souborech bylo uváděno zastoupení těžkých plicních komplikací charakteru ARDS, v souboru TIFI bylo zaznamenáno celkem 5 plicních komplikací (15,6 %), z čehož se 3krát jednalo o akutní respirační insuficienci (9,4 %) a 2krát o bronchopneumonii (6,3 %). Dienstknecht uvedl 13krát výskyt ARDS (19,4 %), zatímco Füchtmeier popsal ARDS u 9 pacientů (29,0 %). Vzhledem k neuvedení přesné etiologie

plicních komplikací ve srovnávaných německých studiích bylo provedeno srovnání jen celkového výskytu plicních komplikací Fisherovým exaktním testem, kdy rozdíly nebyly statisticky významné ($p = 0,39958$). Data ukazuje i níže uvedená tabulka (tab. 6.1.8).

Tab. 6.1.8

	TIFI 2014	Dienstknecht et al.	Füchtmeier et al.
Celkový výskyt plicních komplikací	5	13	9
%	15,6	19,4	29,0
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,39958$			

6.1.9 Srovnání klinických výsledků se srovnávací studií transiliakální dlahy a iliosakrálních šroubů

Chen et. al. publikovali v roce 2013 studii, která srovnávala klinické výsledky fixace zlomenin kosti křížové transiliakální dlahou a iliosakrálními šrouby [64]. Bez ohledu na typ zlomeniny (ve studii použita Denisova klasifikace) nebyly zaznamenány v klinických výsledcích hodnocených dle Majeedova skóre významné rozdíly. Přestože se jednalo o retrospektivní studii a transiliakální dlahy představuje jiný typ fixace, je možné nepřímé srovnání se současnou studií TIFI. V případě **transiliakální dlahy získali průměrné Majeedovo skóre 80 bodů** (62-93), 6 výborných výsledků a 9 dobrých výsledků, zatímco v souboru iliosakrálních šroubů Chen popsal průměrné skóre 82,3 bodu (71-94), přičemž se jednalo o 6 výborných a 10 dobrých výsledků. Klinické výsledky transiliakální dlahy byly porovnány s výsledky TIFI, při použití χ^2 testu dobré shody pro průměrné hodnoty skóre **byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,95973$), stejně tak byly nevýznamné rozdíly i při vzájemném srovnání fixace iliosakrálními šrouby ($p = 0,89819$, tab. 6.1.9-1).

Tab. 6.1.9-1

Chen et. al.	Průměrné Majeedovo skóre	TIFI 2014	Průměrné Majeedovo skóre
Transiliakální dlaha	80	TIFI	80,64
IS	82,3	IS	80,67
χ^2 test dobré shody		$\chi^2 = 0,0025$	$p = 0,95973$
		$\chi^2 = 0,0164$	$p = 0,89819$

Dále bylo porovnáváno i zastoupení jednotlivých kategorií dat mezi oběma soubory, v případě komparace **TIFI a transiliakální dlaha** se poměrné zastoupení jednotlivých **kategorií statisticky významně lišilo** ($p = 0,01518$), avšak při srovnání obou **souborů IS byly rozdíly statisticky nevýznamné** ($p = 0,10454$). Vzhledem k nevýznamnému rozdílu průměrných hodnot Majeedova skóre je významnost poměru jednotlivých kategorií u TIFI daná náhodnou fluktuací dat, podíl na získané významnosti může mít i rozdílná celková velikost srovnávaných souborů. Data ukazují i následující 2 tabulky (tab. 6.1.9-2 a 6.1.9-3).

Tab.6.1.9-2

Kategorie výsledků dle Majeedova skóre	TIFI		Transiliakální LCP	
	Počet	%	Počet	%
Výborné	14	56,0	6	40,0
Dobré	4	16,0	9	60,0
Uspokojivé	5	20,0	0	0,0
Neuspokojivé	2	8,0	0	0,0
Fisherův exaktní test 4x2 p = 0,01518				

Tab.6.1.9-3

Kategorie výsledků dle Majeedova skóre	IS		IS Chen et al. 2013	
	Počet	%	Počet	%
Výborné	9	50,0	6	37,5
Dobré	5	27,8	10	62,5
Uspokojivé	2	11,1	0	0,0
Neuspokojivé	2	11,1	0	0,0
Fisherův exaktní test 4x2 p = 0,10454				

6.1.10 Srovnání epidemiologických dat souboru TIFI s multicentrickou studií doc. Džupa et al. 2011

Pro srovnání epidemiologických dat souboru TIFI byla použita multicentrická prospektivní studie doc. Džupa et al., která byla publikovaná v roce 2011 [28]. Daná studie měla dobu dispenzarizace pacientů 1 rok, popisovala kategoriální data χ^2 testem, Fisherův exaktní test pro data s nízkou četností zde použit nebyl.

Rozdíly v zastoupení mužů (85) a žen (66) byly při srovnání se souborem TIFI Fisherovým exaktním testem nevýznamné ($p = 0,56052$), stejně tak **nebyly významné rozdíly ve velikosti průměrného věku** v celém souboru (při χ^2 testu dobré shody $p = 0,59289$). Oba soubory se tak významně **neliší ani zastoupením žen a mužů ani průměrným věkovým složením**, což dokládá i následující tabulka (tab. 6.1.10-1).

Tab.6.1.10-1

	Průměrný věk v letech	Muži:ženy
Džupa et al.	42,7	85:66
TIFI	37,9	16:16
χ^2 test dobré shody	$\chi^2 = 0,28586$ $p = 0,59289$	Fisherův exaktní test 2x2 $p = 0,56052$

Při porovnání etiologie poranění byly pro účely komparace vytvořeny 3 základní kategorie: dopravní nehody, pády z výšky a jiná etiologie. Při srovnání jednotlivých kategorií **nebyly zaznamenány při Fisherově exaktním testu v tabulce 3x2 statisticky významné rozdíly** ($p = 0,14451$), což dokládá převažující vysokoenergetickou etiologii poranění v dopravních nehodách. Porovnání zastoupení jednotlivých kategorií, včetně % z celkových souborů, přináší následující tabulka (tab. 6.1.10-2).

Tab.6.1.10-2

Etiologie poranění	TIFI		Džupa et al.	
	Počet	%	Počet	%
Dopravní nehody	20	62,5	83	55,0
Pády z výše	10	31,3	37	24,5
Jiná	2	6,3	31	20,5
Fisherův exaktní test 3x2 $p = 0,14451$				

Při vzájemném srovnání přidružených poranění byly zjištěny také vysoce významné rozdíly ($p = 0,00002$), což je dáno opět zařazením souboru všech pacientů (bez ohledu na způsob léčby) do multicentrické studie. Data jsou v níže uvedené tabulce (tab. 6.1.10-3).

Tab.6.1.10-3

Přidružená poranění	TIFI		Džupa et al.	
	Počet	%	Počet	%
Hlava	15	46,9	59	39,1
Hrudník	16	50,0	43	28,5
Břicho	15	46,9	13	8,6
Páteř	16	50,0	16	10,6
Končetiny	14	43,8	83	55,0
Fisherův exaktní test 5x2 p = 0,00002				

6.1.11 Srovnání epidemiologických dat se studii Füchtmeiera a Dienstknechta

Srovnání zastoupení mužů a žen je možné jen u souboru Dienstknechta et al., neboť u Füchtmeierovy studie není uvedeno. Dienstknecht et al. popsali 38 mužů a 29 žen, při srovnání Fisherovým exaktním testem **jsou rozdíly vzhledem k souboru TIFI statisticky nevýznamné** ($p = 0,66646$). Při porovnání průměrného věku 54,3 let jsou **rozdíly také nevýznamné** ($p = 0,08764$, tab. 6.1.11-1).

Tab. 6.1.11-1

	Průměrný věk v letech	Muži:ženy
Dienstknecht et al.	54,3	38:29
TIFI	37,9	16:16
χ^2 test dobré shody	$\chi^2 = 2,91714$	Fisherův exaktní test 2x2 $p = 0,66646$
	$p = 0,08764$	

Při srovnání etiologie poranění v tabulce 3x3 **nebyly rozdíly χ^2 při testu statisticky významné** ($p = 0,94654$), toto dokládá ekvivalentní zastoupení vysokoenergetické etiologie vzhledem k současnému souboru TIFI. Všechna data jsou uvedena v následující tabulce (tab. 6.1.11-2).

Tab. 6.1.11-2

Etiologie poranění	TIFI		Dienstknecht et al.		Füchtmeier et al.	
	Počet	%	Počet	%	Počet	%
Dopravní nehody	20	62,5	36	53,7	17	54,8
Pády z výše	10	31,3	26	38,8	12	38,7
Jiná	2	6,3	5	7,5	2	6,4
χ^2 test 3x3 $\chi^2 = 0,73820$; $p = 0,94654$						

Dále byl srovnán výskyt přidružených poranění, tento byl uveden jen u Füchtmeierovy studie. Jednotlivé kategorie byly vybrány z výsledků tak, aby byly shodné u obou studií. Při porovnání vzájemného zastoupení jednotlivých kategorií v tabulce 6x2 **nebyly při χ^2 testu rozdíly statisticky významné** ($p = 0,07749$). Data přináší následující tabulka (tab. 6.1.11-3).

Tab. 6.1.11-3

Přidružená poranění	TIFI		Füchtmeier et al.	
	Počet	%	Počet	%
Hlava	15	46,9	9	29,0
Hrudník	16	50,0	10	32,3
Břicho	15	46,9	9	29,0
Páteř	16	50,0	6	19,4
HK	11	34,4	13	41,9
DK	11	34,4	20	64,5
χ^2 test 6x2	$\chi^2 = 9,92149$		$p = 0,07749$	

6.1.12 Srovnání doby expozice RTG

Porovnána byla doba expozice RTG záření v s (vyjádřená jako cumulative fluoroscopy time). Jak studie **Dienstknechta et. al.**, tak studie **Füchtmeiera et al.** uvedla **průměrnou dobu expozice 18 s** (s rozmezím 6 až 60 s), v současné studii **byla průměrná expozice 29,3 s** (rozpětí 8 až 98 s). Velikosti průměrných hodnot byly porovnány pomocí χ^2 testu v tabulce 2x2 (test dobré shody), přičemž **nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly** ($p = 0,10037$, tab. 6.1.12). Nicméně porovnání jen doby expozice bez uvedení velikosti kumulativního plošného dávkového produktu RTG záření v cGycm^2 , který nebyl v porovnávaných studiích uveden, představuje **jen orientační srovnání** peroperační RTG zátěže. I přesto jsou ale naměřené hodnoty u všech 3 studií **významně nižší než doba expozice u nenavigované implantace IS** (blíže srovnání TIFI a IS v kapitole 5.1.3.5).

Tab. 6.1.12

Doba RTG expozice v s	TIFI	Dienstknecht et al.
Aritmetický průměr	29,3	18
Minimum	8	6
Maximum	98	60
χ^2 test 2x2	$\chi^2 = 2,69958$	$p = 0,10037$

6.1.13 Srovnání komplikací při vynětí implantátů

V porovnávaných studiích Dienstknechta et al. a Füchtmeiera et al. **nebyly** uvedeny **komplikace**, které by souvisely s **vynětím implantátů**. **Toto je ve shodě s výsledky i současné studie TIFI**, kde nebyla zaznamenána při extrakci TIFI žádná komplikace. V tomto ohledu bylo zaznamenáno významně více komplikací při extrakci IS, zejména se jednalo o ponechání části implantátů (podložky). V současnosti je již k dispozici instrumentarium pro obtížnou extrakci podložek iliosakrálních šroubů, zatím však není na našem pracovišti k dispozici. Obtížnou extrakci s využitím originálního instrumentária popsali Langfitt et al. 2013 [76].

6.1.14 Diskuze k designu klinické studie

Pro současnou studii byl zvolen **prospektivní sběr dat** (na rozdíl od studie Füchtmeiera et al. a Dienstknechta et al., ve shodě s multicentrickou studií Džupy et al.). **Randomizace nebyla prováděna** vzhledem **k nutnosti pronační polohy** pro implantaci TIFI. Stejně tak **nebyla prováděna kontrola placebem, tj. konzervativním postupem léčby**. Konzervativní léčba poranění typu C je spojena nejen s vysokým rizikem komplikací (včetně rozvoje pánklobu zadního segmentu [30]), ale i **dlouhodobě horšími funkčními výsledky**. Horší výsledky v Majeedově skóre při konzervativní léčbě u nestabilních poranění pánevního kruhu popsali v recentní studii např. Chen et al. 2013 [63], kteří provedli srovnání funkčních výsledků při stabilizaci iliosakrálními šrouby a při konzervativním způsobu léčby.

6.1.15 Srovnání vybraných parametrů TIFI a IS

Porovnání TIFI a IS ukazuje následující tabulka (tab. 6.1.15), tučně jsou zobrazeny výhodné vlastnosti. TIFI vykazuje výhodné vlastnosti zejména u kominutivních sakrálních zlomenin, kde by nadměrná komprese mohla vést ke vzniku iatrogenního neurologického deficitu.

Tab. 6.1.15

	TIFI	IS
Poranění a. glutea superior	velmi nízké riziko	vyšší riziko
Poranění kořene L5, S1	velmi nízké riziko	vyšší riziko
Komplikované extrakce	velmi nízké riziko	vyšší riziko
Nadměrná komprese	nízké riziko	vyšší riziko
Implantace při těžkém poranění hrudníku a břicha	nemožná (v akutní fázi ošetření)	možná
Operační poloha	pronační poloha nutná	supinační i pronační
Použití při kominutivních zlomeninách kosti křížové	možné	relativní kontraindikace, nutné užití šroubů se závitem po celé délce
Urgentní stabilizace	možná	možná

6.1.16 Srovnání indikací a kontraindikací TIFI, resp. IS

Srovnání jednotlivých indikací a kontraindikací u poranění typu C ukazuje následující tabulka (tab. 6.1.16-1).

Tab. 6.1.16-1

Typ poranění dle AO	TIFI	IS
C1.1 – zlomeniny lopaty k. kyčelní typu I	absolutní kontraindikace	kontraindikace
C1.1 – zlomeniny lopaty k. kyčelní typu II	kontraindikace	relativní kontraindikace, možné použití jen jako doplnění např. dlahové fixace
C1.1 – zlomeniny lopaty kosti kyčelní typ III	kontraindikace	indikace jen u zlomenin bez kominutivní zóny
C1.2	indikace	indikace
C1.3 – Pohlemann I	indikace	indikace
C1.3 – Pohlemann II	indikace	relativní indikace jen u zlomenin bez kominutivní zóny
C1.3 – Pohlemann III	indikace	relativní kontraindikace pro nekominutivní, absolutní pro kominutivní zlomeniny
C2.1	absolutní kontraindikace	relativní indikace, použití jen společně s jinou fixací
C2.2	indikace	indikace
C2.3 - Pohleman IV	indikace	indikace (vhodnost použití klesá od transalární po centrální zónu)
C3.1	absolutní kontraindikace	relativní kontraindikace, možné použití jen jako doplnění jiné fixace
C3.2	absolutní kontraindikace	relativní kontraindikace, možné použití jen jako doplnění jiné fixace
C3.3 – Pohlemann IV, bez transverzální linie	relativní indikace, vhodné doplnění fixace na 1 straně (např. kombinace s IIS)	relativní indikace, vhodné doplnění další fixací
C3.3 – vertikální zlomeniny s transverzální linií v kraniální části k. křížové	kontraindikace (není stabilizován LS přechod)	kontraindikace

6.2 Diskuze k biomechanické části studie

6.2.1 Biomechanická studie Dienstknechta et al.

Biomechanice TIFI se poprvé věnovali Dienstknecht et al., kteří prováděli studii na anatomickém preparátu pánevního kruhu [25]. Ve své studii simulovali poranění 61-C1.2 ve formě kompletní SI luxace a symfyzeolýzy. Vytvořené modelové poranění bylo stabilizováno postupně 2 předními dlahami 4,5 DCP (Synthes), 2 iliosakrálními šrouby 6,5 mm (Synthes) a TIFI s polyaxiálními šrouby 6 mm a 5 mm příčnickem (z instrumentária USS), symfýza byla fixována 4děrovou dlahou DCP 3,5. Zátěž byla aplikována přes obratel L5 a na poraněné straně byla neutralizována modelem hlavice femuru (pro ni byla využita femorální komponenta TEP s hlavičkou o průměru 28 mm). Při srovnání posunu **ve směru os x a y nebyly** mezi jednotlivými fixacemi nalezeny statisticky významné **rozdíly**, naopak při posunu **ve směru osy z** (vertikální dislokační pohyby) **byl posun při TIFI významně nižší** než u 2 IS a 2 dlah, velikost vertikálního posunu při TIFI byla srovnatelná s neporaněnou pánví. FEM analýza v této studii prováděna nebyla, stejně tak zde nebyly obsaženy výsledky komparační studie na plastovém modelu (dle metodiky byl použit pro srovnání úvodních měření na anatomickém modelu). Ve studii nebyla prováděna denzitometrická analýza daného preparátu (DXA, popř. kvantitativní CT denzitometrie), takže nelze doložit fyziologickou kostní strukturu daných preparátů, přestože byly popisovány intaktní ligamentózní struktury. Ve studii nebyly testovány zlomeniny kosti křížové.

6.2.2 Biomechanická studie Chena et al.

Biomechanikou miniinvazivních fixací při stabilizaci vertikálních nestabilních zlomenin kosti křížové (typ 61-C1.3) se v recentní studii zabývali Chen H.W. et al. [62]. Ve své práci se zaměřili **na modelování jednostranných zlomenin v transalární, transforaminální a centrální oblasti** (typy Pohlemann I, II a III). Studie měla dvě základní části: klinickou a biomechanickou. Pro fixaci daných zlomenin byly použity jednak iliosakrální šrouby, jednak transiliakální dlahy (ve studii použita rekonstrukční dlahy). Klinické výsledky obou typů fixací se bez ohledu na typ zlomeniny významně nelišily. Biomechanická část studie byla provedena na **FEM modelu pánevního kruhu, který byl vytvořen nejen na základě CT skenů, ale i MRI skenů pánve**. Testována byla vertikální zátěž 500 N a dále kombinace vertikální zátěže s momentem 10 N.m ve smyslu flexe (moment působící anteriorní rotaci kosti křížové v sagitální rovině) a laterálního ohybu (byla testována pravostranná laterální rotace). Zatímco

při fixaci zlomenin v transalární (Denis I), resp. transforaminální zóně (Denis II) nebyly nalezeny významné rozdíly v maximální dislokaci zadního segmentu, naopak při osteosyntéze centrálních zlomenin kostí křížové (Denis III) byla prokázána superiorita fixace transiliakální dlahou nad iliosakrálními šrouby.

6.2.3 Biomechanická studie Bodzaye et al.

Biomechaniku transiliakální dlahy ve formě DCP popsali i *Bodzay et al.* [11]. Svou studii prováděli na anatomickém modelu. Bylo modelováno poranění 61-C1.3 v transalární zóně (Denis I), v oblasti předního segmentu byla kompletní symfyzeolýza. Fixace zadního segmentu byla provedena postupně jednak dvěma 3děrovými předními rekonstrukčními dlahami, jednak transiliakální dlahou 4,5 (nízkoprofilová 12děrová DCP dlahy), přední pánevní segment byl stabilizován 4děrovou dlahou (úzkoprofilová DCP dlahy). Zátěž byla přenášena na obratel L5 a neutralizována v oblasti ipsilaterálního femuru, který byl pevně fixován. Dislokační pohyby byly měřeny extenzometrem umístěným na přední ploše lomné linie os sacrum, byla simulována cyklická jednostranná zátěž při chůzi (vertikální zátěž o velikosti 100 až 250 N), která odpovídá částečné zátěži končetiny při zahájení pooperační mobilizace. Při srovnání výsledků Anova testem **nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly mezi transiliakální DCP 4,5 a 2 předními pánevními rekonstrukčními dlahami.**

6.2.4 Srovnání výsledků současné biomechanické studie

Naše studie jako první popisuje analýzu deformací a napětí TIFI na konečnoprvkovém modelu. Výhodou FEM analýzy je možnost výpočtu mechanického napětí a celkových i parciálních dislokací jak při vybraných velikostech zátěže, tak ve vybraných oblastech modelu. Navíc je možné sledovat změny odděleně na mediální a laterální ploše lomné linie. Na rozdíl od výše uvedené studie Dienstknechta et al. [25], která ukázala významné rozdíly jen při parciální vertikální dislokaci (ve směru osy z), **prokazuje současná studie významné rozdíly v celkové dislokaci v transforaminální zóně, bez ohledu na plochu linie, dále v případě parciální dislokace ve směru osy y. Naopak srovnání parciálních dislokací ve směru os x a z neukázalo významné rozdíly.** Biomechanika TIFI a transiliakální dlahy umožňuje také jen nepřímé srovnání, i když příčnick je v jistém smyslu analogií transiliakální dlahy. Zavedení jisticích šroubů u dlahy je výrazně odlišné od zavedení polyaxiálního šroubu, takže lze předpokládat i odlišné biomechanické vlastnosti. Zatím se však žádná studie nezabývala přímým srovnáním TIFI a transiliakální dlahy na FE modelu.

Srovnáním prostorového rozložení napětí TIFI se ani jedna z výše zmíněných studií nezabývala. V naší studii bylo prokázáno vysoce významně vyšší napětí v oblasti transforaminální linie při fixaci 2 IS ve srovnání s TIFI. Zvýšené napětí při fixaci transforaminálních zlomenin 2 IS prokázala i výše zmíněná studie Chena et al., která dále uvádí i tendenci ke vzrůstajícímu napětí v lateromediálním směru, tj. od transalárních zlomenin k centrálním zlomeninám [62].

6.2.5 Poznámky k designu biomechanické studie

Ve shodě se studií Chena et al. [62] byly pro vytvoření konečnoprvkového modelu **použity 2D CT skeny**. Na rozdíl od čínské studie byly v našem modelu SI klouby považovány za rigidní strukturu, aby byl zjednodušen výpočet pro jednotlivé simulace. Vytvoření modelu jen na základě CT skenů vykazuje sice nižší kvalitu rekonstrukce měkkých tkání než při použití kombinace CT a MRI skenů pro rekonstrukci 3D konečnoprvkového modelu, nicméně je přesnější než vytvoření modelu jen na základě geometrického modelování (ve formě zjednodušeného modelu pánevního kruhu), které využili ve své studii bilaterálních sakrálních zlomenin Bodzay et al. 2013[11] nebo Sztrinkai et al. 2014 [122].

Tetraedrické konečné prvky byly použity vzhledem k dostupnosti vhodného specializovaného softwaru, který podporoval utváření povrchových sítí se čtyřstěny. Vyšší kvalitu modelu by sice umožňovala **hexaedrická síť** (konečné prvky ve formě krychliček), nicméně **její vytvoření je pro simulaci významně náročnější**.

Použití % poměrů jak v případě tuhosti, tak v případě napětí určeného jako Von Mises stress umožnilo přímé srovnání s modelem neporaněné pánve a zároveň byl omezen vliv chyb měření (vzhledem k předpokladu rigidních křížokyčelních kloubů). **Dynamická zátěž 500 N** byla zvolena ve shodě s obdobnými studii Bodzaye et al. 2012 a 2013 [10], [11] tak, aby odpovídala zatížení zadního segmentu při normální bipední chůzi. Dynamické zatížení při běžné chůzi ukáže případné dislokační pohyby lépe než při testování zátěže jen na 1 končetině, popř. při částečné zátěži (simulace odlehčování o berlích – kterou využívá Bodzay et al. ve studii z roku 2011[9]). **Navíc při postupném zatížení** (od 250 N do 500 N) lze studovat nejen velikost celkových a parciálních dislokací, resp. napětí (Von Mises stress), ale i jejich **závislost na působící zátěži**. V použitém modelu byl vytvořen lineární model pro Von Mises stress, tj. **napětí uvnitř jednoho konečného prvku** (tj. v daném konečném čtyřstěnu) **bylo považováno za konstantní**. Lineární model napětí byl zvolen pro usnadnění výpočtu při simulacích.

7 Závěr

Transiliakální vnitřní fixátor (TIFI) představuje jednu z možností fixace poranění zadního pánevního segmentu typu C. Mezi jeho **výhody patří miniinvazivní zavedení, krátká operační doba, velmi nízké riziko iatrogenního neurovaskulárního poranění, malé krevní ztráty, nízké riziko infekčních komplikací.**

Jednoznačnou **nevýhodou TIFI je nutnost implantace v pronační poloze**, což omezuje využití u polytraumatizovaných pacientů s poraněním hrudníku a břicha v akutním období ošetření. K nevýhodám lze dále zařadit nemožnost ošetření neurovaskulárních struktur při miniinvazivním přístupu, **nutnost doplnění fixace při bilaterálních poraněních zadního segmentu.**

Výhodná je implantace TIFI zejména u transforaminálních a centrálních zlomenin kosti křížové (Denis II, III, resp. Pohlemann II, III), kde na rozdíl od IS je TIFI spojen s nízkým rizikem nadměrné komprese foramin a následného rozvoje iatrogenního neurologického poranění. Navíc je možná implantace TIFI i při mírné reziduální dislokaci, kdy je snižená velikost bezpečné zóny pro implantaci IS. **Rozdíly klinických a radiologických výsledků TIFI a IS byly při hodnocení celých souborů nevýznamné, TIFI vykazoval superioritu pro fixaci jednostranných transforaminálních zlomenin (Pohlemann II) v hodnocení dle Majeedova skóre. IS byly provázeny vyšším procentem komplikací nejen při primární implantaci, ale i při jejich extrakci, kdy bylo významně vyšší ponechání části implantátů (podložek šroubů).**

Jak fixace TIFI, tak 2 IS poskytují dostatečnou stabilitu pro miniinvazivní stabilizaci transforaminálních zlomenin. Nicméně z dat biomechanické deformačně-napjatostní analýzy na konečnoprvkovém modelu **vyplývá významně vyšší tuhost fixace TIFI a zároveň nižší velikost napětí (vyjádřeného jako Von Mises stress) v oblasti segmentu S1, takže je nižší riziko nadměrné komprese v oblasti lomné linie ve srovnání s 2 IS.** Zejména se to týká těch zlomenin, u nichž je přítomná **kominutivní zóna.** Nadměrná komprese transforaminální linie může být spojena s dislokací intraforaminálních fragmentů, což vede ke snížení objemu foramin. Díky zmenšenému prostoru foramin dochází k útlaku nervových kořenů, který může být příčinou iatrogenního neurologického poškození.

TIFI vykazuje jak klinickou, tak biomechanickou superioritu pro fixaci jednostranných transforaminálních zlomenin.

Seznam použité literatury

1. AKAGI, M., IKEDA, N., FUKIAGE, K. a NAKAMURA, T. A modification of the retrograde medullary screw for the treatment of bilateral pubic ramus nonunions, a case report. *J Orthop Trauma*. 2002 Jul, **16**(6), 431-3. ISSN 0890-5339.
2. ALTMAN, D.T., JONES, C.B. a ROUTT ML JR. Superior gluteal artery *Injury* during iliosacral screw placement. *J Orthop Trauma*. 1999 Mar-Apr, **13**(3), 220-7. ISSN 0890-5339.
3. ANTEKEIER, S.B., ANTEKEIER, D.P., CRAWFORD, C.H. a MALKANI, A.L. Accuracy of computer assisted percutaneous placement of iliosacral screws, a cadaveric study. *Comput Aided Surg*. 2003, **8**(4), 198-203. ISSN 1097-0150.
4. ATLÍHAN, D., BOZKURT, M., TURANLÍ, S., DOĞAN, M., TEKDEMIR, I. a ELHAN, A. Anatomy of the posterior iliac crest as a reference to sacral bar insertion. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Jan, (418), 141-5. ISSN 1528-1132.
5. BÁČA, V, BÁČOVÁ, T., GRILL, R., OTČENÁŠEK, M., KACHLÍK, D., BARTOŠKA, R. a DŽUPA, V. Pudendal nerve in pelvic bone fractures. *Injury*. 2013 Feb 2. doi:pii, S0020-1383(12)00537-2. 10.1016/j.Injury.2012.12.004. ISSN 0020-1383.
6. BARRICK, E.F., O'MARA, J.W., LANE, H.E. Iliosacral screw insertion using computer-assisted CT image guidance, a laboratory study. *Comput Aided Surg*. 1998, **3**(6), 289-96. ISSN 1097-0150.
7. BECK, M., KRÖBER, M. a MITTLMEIER, T. Intraoperative three-dimensional fluoroscopy assessment of iliosacral screws and lumbopelvic implants stabilizing fractures of the os sacrum. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2010 Nov, **130**(11), 1363-9. ISSN 0936-8051.
8. BELLABARBA, C., STEWART, J.D., RICCI, W.M., DIPASQUALE, T.G. a BOLHOFNER, B.R. Midline sagittal sacral fractures in anterior-posterior compression pelvic ring injuries. *J Orthop Trauma*. 2003 Jan, **17**(1), 32-7. ISSN 0890-5339.
9. BODZAY, T., FLÓRIS, I. a VÁRADI, K. Comparison of stability in the operative treatment of pelvic injuries in a finite element model. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2011 Oct, **131**(10), 1427-33. ISSN 0936-8051.
10. BODZAY, T., SZITA, J., MANÓ, S., KISS, L., JÓNÁS, Z., FRENYÓ, S. a CSERNÁTONY, Z. Biomechanical comparison of two stabilization techniques for unstable sacral fractures. *J Orthop Sci*. 2012 Sep, **17**(5), 574-9. doi: 10.1007/s00776-012-0246-4. ISSN 0949-2658.
11. BODZAY, T., SZTRINKAI, G., GÁL, T., SIMONOVICS, J. a VÁRADI, K. How bilateral iliolumbar fusion increases the stability of horizontal osteosynthesis in unstable pelvic ring injuries? *Arch Orthop Trauma Surg*. 2013 Jul, **133**(7), 947-52. doi: 10.1007/s00402-013-1762-1. ISSN 0936-8051.
12. BÖHME, J., SHIM, V., HÖCH, A., MÜTZE, M., MÜLLER, C. a JOSTEN, C. Clinical implementation of finite element models in pelvic ring surgery for prediction of implant behavior, A case report. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2012, **27**(9), 872-8. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.06.009. ISSN 0268-0033.
13. BÖHME, J., STEINKE, H., HUELSE, R., HAMMER, N., KLINK, T., SLOWIK, V. a JOSTEN, C. [Complex ligament instabilities after "open book"-fractures of the pelvic ring – finite element computer simulation and crack simulation]. *Z Orthop Unfall*. 2011 Jan, **149**(1), 83-9. ISSN 1864-6743.

14. BRIEM, D., RUEGER, J.M., BEGEMANN, P.G., HALATA, Z., BOCK, T., LINHART, W. a WINDOLF, J.[Computer-assisted screw placement into the posterior pelvic ring, assessment of different navigated procedures in a cadaver trial]. *Unfallchirurg*. 2006 Aug, **109**(8), 640-6. German. ISSN1433-044X.
15. BUMBASIREVIĆ, M., LESIĆ, A., ZAGORAC, S. a COBELJIĆ, G. [Martin Kirschner (1879-1942), the founder of modern trauma clinics and emergency medicine]. *Srp Arh Celok Lek*. 2009 Jul-Aug, **137**(7-8), 449-53. Serbian. ISSN 0370-8179.
16. CASEY, D., MIRRA, J. a STAPLE, T.W. Parasymphyseal insufficiency fractures of the os pubis. *AJR Am J Roentgenol*. 1984 Mar, **142**(3), 581-6. ISSN 0361-803X.
17. CLEMENTS, J.P., MORIATY, N., CHESSER, T.J., WARD, A.J. a CUNNINGHAM, J.L. Determination of pelvic ring stability, a new technique using a composite hemi-pelvis. *Proc Inst Mech Eng H*. 2008 Jul, **222**(5), 611-6. ISSN 2041-3033
18. COSKER, T.D., GHANDOUR, A., GUPTA, S.K. a TAYTON, K.J. Pelvic ramus fractures in the elderly, 50 patients studied with MRI. *Acta Orthop*. 2005 Aug, **76**(4), 513-6. ISSN 1745-3674.
19. CULEMANN, U., OESTERN, H.J. a POHLEMANN, T. [Current treatment of pelvic ringfractures].*Unfallchirurg*. 2014 Feb, **117**(2), 145-59, quiz 160-1. doi:10.1007/s00113-014-2558-7. German. ISSN1433-044X.
20. CULEMANN, U., POHLEMANN, T., HÜFNER, T. a GÄNSSLEN, A.[3-dimensional movement analysis after internal fixation of pelvic ring fractures. A computer simulation]. *Unfallchirurg*. 2000 Nov, **103**(11), 965-71. German. ISSN1433-044X.
21. ČIHÁK R. et al. Anatomie. Praha, Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
22. DAY, A.C., KINMONT, C., BIRCHER, M.D. a KUMAR, S. Crescent fracture-dislocation of the sacroiliac joint, a functional classification. *J Bone Joint Surg Br*. . 2007 May, **89**(5), 651-8. ISSN 2044-5377
23. DAY, A.C., STOTT, P.M. a BODEN, R.A. The accuracy of computer-assisted percutaneous iliosacral screw placement. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Oct, **463**, 179-86. ISSN 1528-1132.
24. DIENSTKNECHT, T., BERNER, A., LENICH, A., NERLICH, M. a FUECHTMEIER, B. A minimally invasive stabilizing system for dorsal pelvic ring injuries. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Nov, **469**(11), 3209-17. ISSN 1528-1132.
25. DIENSTKNECHT, T., BERNER, A., LENICH, A., ZELLNER, J., MUELLER, M., NERLICH M a FUECHTMEIER B. Biomechanical analysis of a transiliac internal fixator. *Int Orthop*. 2011 Dec, **35**(12), 1863-8. ISSN 1432-5195.
26. DODGE, G., BRISON, R. Low-impact pelvic fractures in the emergency department. *CJEM*. 2010 Nov, **12**(6), 509-13. ISSN 1481-8035.
27. DUWELIUS, P.J., VAN ALLEN, M., BRAY, T.J. a NELSON, D. Computed tomography-guided fixation of unstable posterior pelvic ring disruptions. *J Orthop Trauma*. 1992, **6**(4), 420-6. ISSN 0890-5339.
28. DŽUPA, V. CHMELOVÁ, J., PAVELKA, T., OBRUBA, P., WENDSCHE, P., ŠIMKO, P. a CISP INVESTIGATORS. [Multicentric study of patients with pelvic Injury, overview of clinical outcomes and permanent sequelae]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2011, **78**(2), 120-5. Czech. ISSN 0001-5415.
29. DŽUPA, V., HAVRÁNEK, P., MATOUŠKOVÁ, E. a DITTERTOVÁ, L. Surgical treatment the sacral fracture in childhood, case report and literature overview. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2005 Jul, **125**(6), 426-9. ISSN 0936-8051.

30. DŽUPA, V., PAVELKA, T., TALLER, S. et al. *Léčba zlomenin pánve a acetabula*. Praha, Galén, 2013. ISBN 9788072629824.
31. EBRAHEIM, N.A., COOMBS, R., HOEFLINGER, M.J., ZEMAN, C. a JACKSON, W.T. Anatomical and radiological considerations in compressive bar technique for posterior pelvic disruptions. *J Orthop Trauma*. 1991, **5**(4), 434-8. ISSN 0890-5339.
32. EBRAHEIM, N.A., COOMBS, R., JACKSON, W.T. a RUSIN, J.J. Percutaneous computed tomography-guided stabilization of posterior pelvic fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1994 Oct, (307), 222-8. ISSN 1528-1132.
33. EBRAHEIM, N.A., RUSIN, J.J., COOMBS, R.J., JACKSON, W.T. a HOLIDAY, B. Percutaneous computed-tomography-stabilization of pelvic fractures, preliminary report. *J Orthop Trauma*. 1987, **1**(3), 197-204. ISSN 0890-5339.
34. EICHENSEER, P.H., SYBERT, D.R., COTTON, J.R. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011 Oct 15, **36**(22), E1446-52. ISSN 1528-1159.
35. ELABJER, E., NIKOLIĆ, V., MATEJČIĆ, A., STANCIĆ, M. a KUZMANOVIĆ ELABJER, B. Analysis of muscle forces acting on fragments in pelvic fractures. *Coll Antropol*. 2009 Dec, **33**(4), 1095-101. ISSN 0350-6134.
36. FRANSSEN, B.B., SCHUURMAN, A.H., VAN DER MOLEN, A.M. a KON, M. One century of Kirschner wires and Kirschner wire insertion techniques, a historical review. *Acta Orthop Belg*. 2010 Feb, **76**(1), 1-6. ISSN 0001-6462.
37. FÜCHTMEIER, B., MAGHSUDI, M., NEUMANN, C., HENTE, R., ROLL, C. a NERLICH, M. [The minimally invasive stabilization of the dorsal pelvic ring with the transiliacal internal fixator (TIFI)--surgical technique and first clinical findings]. *Unfallchirurg*. 2004 Dec, **107**(12), 1142-51. German. ISSN1433-044X.
38. GÄNSSLEN, A., HÜFNER, T. a KRETTEK, C. Percutaneous iliosacral screw fixation of unstable pelvic injuries by conventional fluoroscopy. *Oper Orthop Traumatol*. 2006 Sep, **18**(3), 225-44. English, German. ISSN 1439-0981.
39. GARDNER, M.J. a CHIP ROUTH JR., M.L. The antishock iliosacral screw. *J Orthop Trauma*. 2010 Oct, **24**(10), e86-9. ISSN 0890-5339.
40. GARDNER, M.J., KENDOFF, D., OSTERMEIER, S., CITAK, M., HÜFNER, T., KRETTEK, C. a NORK, S.E. Sacroiliac joint compression using an anterior pelvic compressor, a mechanical study in synthetic bone. *J Orthop Trauma*. 2007 Aug, **21**(7), 435-41. ISSN 0890-5339.
41. GOODE, A., HEGEDUS, E.J., SIZER, P., BRISMEE, J.M., LINBERG, A. a COOK, C.E. Three-dimensional movements of the sacroiliac joint, a systematic review of the literature and assessment of clinical utility. *J Man Manip Ther*. 2008, **16**(1), 25-38. ISSN 2042-6186.
42. GRAS, F., MARINTSCHEV, I., WILHARM, A., KLOS, K., MÜCKLEY, T. a HOFMANN, G.O. 2D-fluoroscopic navigated percutaneous screw fixation of pelvic ring injuries--a case series. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010 Jul 7, **11**, 153. ISSN1471-2474.
43. GROSSTERLINDEN, L., RUEGER, J., CATALA-LEHNEN, P., RUPPRECHT, M., LEHMANN, W., RÜCKER, A. a BRIEM, D. Factors influencing the accuracy of iliosacral screw placement in trauma patients. *Int Orthop*. 2011 Sep, **35**(9), 1391-6. ISSN 1432-5195.
44. GUADERRAMA, N.M., LIU, J., NAGER, C.W., PRETORIUS, D.H., SHEEAN, G., KASSAB, G. a MITTAL, R.K. Evidence for the innervation of pelvic floor muscles by the pudendal nerve. *Obstet Gynecol*. 2005 Oct, **106**(4), 774-81. ISSN 1873-233X.

45. HAO, T., CHANGWEI, Y. a QIULIN, Z. Treatment of posterior pelvic ring injuries with minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis. *Int Orthop*. 2009 Oct, **33**(5), 1435-9. ISSN 1432-5195.
46. HEFZY, M.S., EBRAHEIM, N., MEKHAIL, A., CARUNTU, D., LIN, H. a YEASTING, R. Kinematics of the human pelvis following open book injury. *Med Eng Phys*. 2003 May, **25**(4), 259-74. ISSN1873-4030
47. HIESTERMAN, T.G., HILL, B.W. a COLE, P.A. Surgical Technique, A Percutaneous Method of Subcutaneous Fixation for the Anterior Pelvic Ring, The Pelvic Bridge. *Clin Orthop Relat Res*. 2012 Aug, **470**(8), 2116-23. ISSN 1528-1132.
48. HONG, H.X., HONG, Z.H., CHEN, H.X., LIN, L. a ZHU, Z. Iliosacral screw fixation of transforaminal sacral fractures using local anesthesia and CT. *J Am Coll Surg*. 2010 Aug, **211**(2), e7-12. ISSN 1879-1190.
49. HONG, J., SPIRE, W.J. a SIMMONS, N.E. Mini-open Stabilization of a Sacral Fracture. *Neurosurgery*. 2013 Mar, **72**(1 Suppl Operative), 99-103. ISSN 1524-4040
50. HOU, Z., RIEHL, J.T., SMITH, W.R., STROHECKER, K.A. a MALONEY, P.J. Severe postpartum disruption of the pelvic ring, report of two cases and review of the literature. *Patient Saf Surg*. 2011 Jan 13, **5**(1), 2. ISSN 1754-9493.
51. [http, //cit.vfu.cz/statwelf/WELF/Teorie/Predn3/Ftest.htm](http://cit.vfu.cz/statwelf/WELF/Teorie/Predn3/Ftest.htm)
52. [http, //cit.vfu.cz/statwelf/WELF/Teorie/Predn3/ttest.htm](http://cit.vfu.cz/statwelf/WELF/Teorie/Predn3/ttest.htm)
53. [http, //en.wikipedia.org/wiki/Fisher's_exact_test](http://en.wikipedia.org/wiki/Fisher's_exact_test)
54. [http, //math.hws.edu/javamath/ryan/ChiSquare.html](http://math.hws.edu/javamath/ryan/ChiSquare.html)
55. [http, //mathworld.wolfram.com/FishersExactTest.html](http://mathworld.wolfram.com/FishersExactTest.html)
56. [http, //www.atlasloveka.upol.cz/](http://www.atlasloveka.upol.cz/)
57. [http, //www.medscape.com/viewarticle/461096_3](http://www.medscape.com/viewarticle/461096_3)
58. [http, //www.vassarstats.net/tab2x2.html](http://www.vassarstats.net/tab2x2.html)
59. [http://en.wikipedia.org/wiki/Bland %E2 %80 %93Altman_plot](http://en.wikipedia.org/wiki/Bland_%E2%80%93Altman_plot)
60. http://en.wikipedia.org/wiki/Odds_ratio
61. CHEN, B., ZHANG, Y., XIAO, S., GU, P. a LIN, X. Personalized image-based templates for iliosacral screw insertions, a pilot study. *Int J Med Robot*. 2012 Aug 15. doi: 10.1002/rcs.1453.
62. CHEN, H.W., LIU, G.D., FEI, J., YI, X.H., PAN, J., OU, S. a ZHOU, J.H. Treatment of unstable posterior pelvic ring fracture with percutaneous reconstruction plate and percutaneous sacroiliac screws, a comparative study. *J Orthop Sci*. 2012 Sep, **17**(5), 580-7. doi: 10.1007/s00776-012-0257-1. ISSN 0949-2658.
63. CHEN, P.H., HSU, W.H., LI, Y.Y., HUANG, T.W., HUANG, T.J. a PENG, K.T. Outcome analysis of unstable posterior ring injury of the pelvis, comparison between percutaneous iliosacral screw fixation and conservative treatment. *Biomed J*. 2013 Nov-Dec, **36**(6), 289-94. doi: 10.4103/2319-4170.112757. ISSN 2320-2890.
64. CHEN, W., HOU, Z., SU, Y., SMITH, W.R., LIPORACE, F.A. a ZHANG, Y. Treatment of posterior pelvic ring disruptions using a minimally invasive adjustable plate. *Injury*. 2013 Jul, **44**(7), 975-80. doi: 10.1016/j.Injury.2013.04.008. ISSN 0020-1383.
65. CHIU, Y., WONG, T.C. a YEUNG, S.H. Haemodynamic instability secondary to minimally displaced pubic rami fractures, a report of two cases. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2009 Apr, **17**(1), 100-2. ISSN 1022-5536.
66. CHMELOVÁ, J., DŽUPA, V., PAVELKA, T. et al. *Diagnostika zlomenin pánve a acetabula*. Praha, Galén, 2010. ISBN 9788072626212.

67. CHMELOVÁ, J., DŽUPA, V., PROCHÁZKA, B., SKÁLA-ROSENBAUM, J. a BÁČA, V. Zlomeniny příčných výběžků L5 u poranění pánevního kruhu. *Acta Chi. Orthop Traum Cech.* 2011, **78**, 46-48. ISSN 0001-5415.
68. CHMELOVÁ, J., SÍR, M. a JECMÍNEK, V. CT-guided percutaneous fixation of pelvic fractures. Case reports. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub.* 2005 Jun, **149**(1), 177-81. ISSN 1213-8118.
69. IGUCHI, T., OGAWA, K., DOI, T., MIYASHO, K., MUNETOMO, K., HIRAKI, T., OZAKI, T. a KANAZAWA, S. Computed tomography fluoroscopy-guided placement of iliosacral screws in patients with unstable posterior pelvic fractures. *Skeletal Radiol.* 2010 Jul, **39**(7), 701-5. ISSN 1432-2161.
70. KAKU, N., TSUMURA, H., TAIRA, H., SAWATARI, T. a TORISU, T. Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model. *J Orthop Sci.* 2004, **9**(3), 264-9. ISSN 0949-2658.
71. KARAHARJU, E.O. a SLÄTIS, P. External fixation of double vertical pelvic fractures with a trapezoid compression frame. *Injury.* 1978 Nov, **10**(2), 142-5. ISSN 0020-1383.
72. KHOURY, A., KREDER, H., SKRINSKAS, T., HARDISTY, M., TILE, M. a WHYNE, C.M. Lateral compression fracture of the pelvis represents a heterogeneous group of complex 3D patterns of displacement. *Injury.* 2008 Aug, **39**(8), 893-902. ISSN 0020-1383.
73. KIM, J.E., LI, Z., ITO, Y., HUBER, C.D., SHIH, A.M., EBERHARDT, A.W., YANG, K.H., KING, A.I. a SONI, B.K. Finite element model development of a child pelvis with optimization-based material identification. *J Biomech.* 2009 Sep 18, **42**(13), 2191-5. ISSN 1873-2380.
74. KOBBE, P., HOCKERTZ, I., SELLEI, R.M., REILMANN, H. a HOCKERTZ, T. Minimally invasive stabilisation of posterior pelvic-ring instabilities with a transiliac locked compression plate. *Int Orthop.* 2012 Jan, **36**(1), 159-64. ISSN 1432-5195.
75. KUTTNER, M., KLAIBER, A., LORENZ, T., FÜCHTMEIER, B. a NEUGEBAUER, R. [The pelvic subcutaneous cross-over internal fixator]. *Unfallchirurg.* 2009 Jul, **112**(7), 661-9. German. ISSN1433-044X.
76. LANGFITT, M.K., BEST, B.J. a CARROLL, E.A. A useful tool for retained washer retrieval when removing iliosacral screws. *J Surg Orthop Adv.* 2013 Winter, **22**(4), 330-2. ISSN 1548-825X
77. LAU, T.W. a LEUNG, F. Occult posterior pelvic ring fractures in elderly patients with osteoporotic pubic rami fractures. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2010 Aug, **18**(2), 153-7. ISSN 1022-5536.
78. LI, Z., J.-E. KIM, J.S. DAVIDSON, B.S. ETHERIDGE, J.E. ALONSO a A.W. EBERHARDT. Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts, A finite element study. *J Biomech*, 2007, **40** (12), 2758-2766. ISSN 1873-2380.
79. LI, Z., KIM, J.E., DAVIDSON, J.S., ETHERIDGE, B.S., ALONSO, J.E. a EBERHARDT, A.W. Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts, a finite element study. *J Biomech.* 2007, **40**(12), 2758-66. ISSN 1873-2380.
80. LINSTROM, N.J., HEISERMAN, J.E., KORTMAN, K.E., CRAWFORD, N.R., BAEK, S., ANDERSON, R.L., PITT, A.M., KARIS, J.P., ROSS, J.S., LEKOVIC G.P. a DEAN, B.L. Anatomical and biomechanical analyse of the unique and

- consistent locations of sacral insufficiency fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009 Feb, **34**(4), 309-15. ISSN 1528-1159.
81. LOUPASIS, G., ANASTOPOULOS, G. a ASIMAKOPOULOS, A. Pure bilateral sacroiliac dislocation with intact anterior pelvis. *Injury*. 2005 Nov, **36**(11), 1379-82. ISSN 0020-1383.
 82. Lytle, W.J. Inguinal anatomy. *J Anat*. 1979 May, **128**(Pt 3), 581-94.
 83. MANSON, T.T., NASCONE, J.W. a O'TOOLE, R.V. Traction vertical shear pelvic ring fracture, a marker for severe arterial *Injury*? A case report. *J Orthop Trauma*. 2010 Oct, **24**(10), e90-4. ISSN 0890-5339.
 84. MATTA, J. a SAUCEDO, T. Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1989, **242**, 83-87. ISSN 1528-1132.
 85. MATTA, J.M. a TORNETTA, P. Internal fixation of unstable pelvic ring injuries. *Clin Orthop Relat Res*. 1996, **329**, 129-140. ISSN 1528-1132. ISSN 1528-1132.
 86. MEHLING, I., HESSMANN, M.H. a ROMMENS, P.M. Stabilization of fatigue fractures of the dorsal pelvis with a trans-sacral bar. Operative technique and outcome. *Injury*. 2012 Apr, **43**(4), 446-51. ISSN 0020-1383.
 87. MILLER, D.L., BALTER, S., WAGNER, L.K., CARDELLA, J., CLARK, T.W., NEITHAMER JR., C.D., SCHWARTZBERG, M.S., SWAN, T.L., TOWBIN, R.B., RHOLL, K.S. a SACKS, D. SIR Standards of Practice Committee. Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record. *J Vasc Interv Radiol*. 2004 May, **15**(5), 423-9. ISSN 1535-7732.
 88. MOED, B.R. a GEER, B.L. S2 iliosacral screw fixation for disruptions of the posterior pelvic ring, a report of 49 cases. *J Orthop Trauma*. 2006 Jul, **20**(6), 378-83. ISSN 0890-5339.
 89. MOSHEIFF, R. a LIEBERGALL, M. Maneuvering the retrograde medullary screw in pubic ramus fractures. *J Orthop Trauma*. 2002 Sep, **16**(8), 594-6. Review. ISSN 0890-5339.
 90. MOSHEIFF, R., LIEBERGAL, M., FRIDMAN, A., SAGIV, S. a SEGAL, D. [Immediate posterior stabilization of pelvic fractures using threaded compression rods]. *Harefuah*. 1996 Oct, **131**(7-8), 217-21, 296. Hebrew. ISSN 0017-7768.
 91. NELSON, D.W. a DUWELIUS, P.J. CT-guided fixation of sacral fractures and sacroiliac joint disruptions. *Radiology*. 1991 Aug, **180**(2), 527-32. ISSN 1527-1315.
 92. OSTERHOFF, G., OSSENDORF, C., WANNER, G.A., SIMMEN, H.P. a WERNER, C.M. Percutaneous iliosacral screw fixation in S1 and S2 for posterior pelvic ring injuries, technique and perioperative complications. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2011 Jun, **131**(6), 809-13. ISSN 0936-8051.
 93. PASCARELLA, R., DEL TORTO, M., POLITANO, R., COMMESSATTI, M., FANTASIA, R. a MARESCA, A. Critical review of pelvic fractures associated with external iliac artery lesion, a series of six cases. *Injury*. 2014 Feb, **45**(2), 374-8. doi: 10.1016/j.Injury.2013.10.011. ISSN 0020-1383.
 94. PEKMEZCI, M. a YAZICI, M. [Salter osteotomy, an overview]. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2007, **41** Suppl 1, 37-46. Review. Turkish. 1017-995X
 95. PEL, J.J., SPOOR, C.W., POOL-GOUDZWAARD, A.L., HOEK VAN DIJKE, G.A. a SNIJDERS, C.J. Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces. *Ann Biomed Eng*. 2008 Mar, **36**(3), 415-24. ISSN 1573-9686.
 96. PONSEN, K.J., JOOSSE, P., VAN DIJKE, G.A. a SNIJDERS, C.J. External fixation of the pelvic ring, an experimental study on the role of pin diameter, pin position,

- and parasymphseal fixator pins. *Acta Orthop.* 2007 Oct, **78**(5), 648-53. ISSN 1745-3674.
97. POOL-GOUDZWAARD, A., VAN DIJKE, G.H., VAN GURP, M., MULDER, P., SNIJDERS, C. a STOECKART, R. Contribution of pelvic floor muscles to stiffness of the pelvic ring. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004 Jul, **19**(6), 564-71. ISSN 0268-0033.
 98. REFF, R.B. The use of external fixation devices in the management of severe lower-extremity trauma and pelvic injuries in children. *Clin Orthop Relat Res.* 1984 Sep, (188), 21-33. ISSN 1528-1132
 99. REILLY, M.C., BONO, C.M., LITKOUHI, B., SIRKIN, M. a BEHRENS, F.F. The effect of sacral fracture malreduction on the safe placement of iliosacral screws. *J Orthop Trauma.* 2003 Feb, **17**(2), 88-94. ISSN 0890-5339.
 100. RISKKA, E.B., VON BONSDORFF, H., HAKKINEN, S., JAROMA, H., KIVILUOTO, O. a PAAVILAINEN, T. Operative control of massive haemorrhage in comminuted pelvic fractures. *Int Orthop.* 1979, **3**(2), 141-4. ISSN 1432-5195.
 101. ROBERTS, M.M. Neurophysiology in neurourology. *Muscle Nerve.* 2008 Jul, **38**(1), 815-36. ISSN 1097-4598
 102. ROMMENS, P.M., WAGNER, D. a HOFMANN, A. Surgical management of osteoporotic pelvic fractures, a new challenge. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2012 Oct, **38**(5), 499-509. ISSN 1863-9941.
 103. ROMMENS, PM. Is there a role for percutaneous pelvic and acetabular reconstruction? *Injury.* 2007 Apr, **38**(4), 463-77. ISSN 0020-1383.
 104. ROSATELLI, A. L., AGUR, A. M. a CHHAYA, S. Anatomy of the interosseous region of the sacroiliac joint. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006 Apr, **36**(4), 200-8. ISSN 1938-1344.
 105. ROUTT JR., M.L. a SIMONIAN, P.T. Closed reduction and percutaneous skeletal fixation of sacral fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Aug, (329), 121-8. ISSN 1528-1132.
 106. ROUTT JR., M.L., KREGOR, P.J., SIMONIAN, P.T. a MAYO, K.A. Early results of percutaneous iliosacral screws placed with the patient in the supine position. *J Orthop Trauma.* 1995 Jun, **9**(3), 207-14. ISSN 0890-5339.
 107. ROUTT JR., M.L., SIMONIAN, P.T. a GRUJIC, L. The retrograde medullary superior pubic ramus screw for the treatment of anterior pelvic ring disruptions, a new technique. *J Orthop Trauma.* 1995 Feb, **9**(1), 35-44. ISSN 0890-5339.
 108. ROUTT JR., M.L., SIMONIAN, P.T., AGNEW, S.G. a MANN, F.A. Radiographic recognition of the sacral alar slope for optimal placement of iliosacral screws, a cadaveric and clinical study. *J Orthop Trauma.* 1996, **10**(3), 171-7. ISSN 0890-5339.
 109. ROUTT, M.L., MEIER, M. a KREGOR, P. Percutaneous iliosacral screws with the patient supine technique. *Oper. Tech. Orthop.* 1993, **3**, 35-45. ISSN 1558-3848.
 110. RUSU, M.C., CERGAN, R., DERMENGIU, D., CURCĂ, G.C., FOLESCU, R., MOTOC, A.G. a JIANU, A.M. The iliolumbar artery-anatomic considerations and details on the common iliac artery trifurcation. *Clin Anat.* 2010 Jan, **23**(1), 93-100. ISSN 1098-2353.
 111. RUSU, M.C., CERGAN, R., MOTOC, A.G., FOLESCU, R. a POP, E. Anatomical considerations on the corona mortis. *Surg Radiol Anat.* 2010 Jan, **32**(1), 17-24. ISSN 1279-8517.
 112. RYŠAVÝ, M., PAVELKA, T., KHAYARIN, M. a DŽUPA, V. Iliosacral screw fixation of the unstable pelvic ring injuries. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2010 Jun, **77**(3), 209-14. ISSN 0001-5415.

113. SA-NGASOONGSONG, P., SIRISREETREERUX, N., CHANPLAKORN, P., WORATANARAT, P., SUPHACHATWONG, C. a MULPRUEK, P. Modification of spinal pedicle screw-plate fixation for bilateral pediatric pelvic ring *Injury* in 2-year-old girl. *J Orthop Sci.* 2014 Jan 6. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 24390637. ISSN 0949-2658.
114. SARKAR SD. Unstable hemipelvic fractures with internal rotation displacement. *J Trauma.* 1976 May, **16**(5), 402-5. ISSN 0022-5282.
115. Sciulli, R.L., Daffner, R.H., Altman, D.T., Altman, G.T. a Sewecke, J.J. CT-guided iliosacral screw placement: technique and clinical experience. *AJR Am J Roentgenol.* 2007 Feb, **188**(2), W181-92. ISSN 1546-3141.
116. SCHEYERER, M.J., ZIMMERMANN, S.M., OSTERHOFF, G., TIZIANI, S., SIMMEN, H.P., WANNER, G.A. a WERNER, C.M. Anterior subcutaneous internal fixation for treatment of unstable pelvic fractures. *BMC Res Notes.* 2014 Mar 8, 7, 133. doi: 10.1186/1756-0500-7-133. ISSN 1756-0500.
117. SIMONIAN, P.T., ROUTT JR., M.L., HARRINGTON, R.M. a TENCER, A.F. Internal fixation of the unstable anterior pelvic ring, a biomechanical comparison of standard plating techniques and the retrograde medullary superior pubic ramus screw. *J Orthop Trauma.* 1994 Dec, **8**(6), 476-82. ISSN 0890-5339.
118. SMITH, H.E., YUAN, P.S., SASSO, R., PAPADOPOULOS, S. a VACCARO, A.R. An evaluation of image-guided technologies in the placement of percutaneous iliosacral screws. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006 Jan, **31**(2), 234-8. ISSN 1528-1159.
119. STEINKE, H., HAMMER, N., LINGSLEBE, U., HÖCH, A., KLINK, T. a BÖHME, J. Ligament-induced sacral fractures of the pelvis are possible. *Clin Anat.* 2014 Jan 22. doi:10.1002/ca.22312. ISSN 1098-2353.
120. STÖCKLE, U., GÖING, T., KÖNIG, B., HAASE, N., DUDA, G. a HAAS, N.P. [Dorsal oblique pelvic fixator, development and biomechanical testing]. *Unfallchirurg.* 2000 Aug, **103**(8), 618-25. German. ISSN1433-044X.
121. STOCKS, G.W., GABEL, G.T., NOBLE, P.C., HANSON, G.W. a TULLOS, H.S. Anterior and posterior internal fixation of vertical shear fractures of the pelvis. *J Orthop Res.* 1991 Mar, **9**(2), 237-45. ISSN 554-527X.
122. SZTRINKAI, G., BODZAY, T., PAJOR, S., ERDÖS, P., VENDÉGH, Z., JÓNÁS, Z. a VÁRADI, K. Further development of our finite element pelvic model to compare fixation methods for pelvic fractures. *Eklek Hastalik Cerrahisi.* 2014 Apr, **25**(1), 8-14. doi:10.5606/ehc.2014.03. ISSN 1309-0313.
123. TAKAO, M., NISHII, T., SAKAI, T. a SUGANO, N. Navigation-aided visualization of lumbosacral nerves for anterior sacroiliac plate fixation, a case report. *Int J Med Robot.* 2013 Nov 6. doi: 10.1002/rcs.1556. ISSN 1478-596X.
124. TAKAO, M., NISHII, T., SAKAI, T., YOSHIKAWA, H. a SUGANO, N. Iliosacral screw insertion using CT-3D-fluoroscopy matching navigation. *Injury.* 2014 Jun, **45**(6), 988-94. doi: 10.1016/j.Injury.2014.01.015. ISSN 0020-1383.
125. TALLER, S. a ŠRÁM, J. Pakloub po longitudinální zlomenině centrální zóny sakra s kónickou instabilitou pánevního kruhu. *Acta Chir Orthop Traum Cech.* 2011, **78**, 82–85. ISSN 0001-5415.
126. TALLER, S., LUKÁŠ, R. a ŠRÁM, J. [Single cannulated screws for stabilisation of pelvic ring and acetabular fractures]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2011, **78**(6), 568-77. Czech. ISSN 0001-5415.
127. TALLER, S., LUKÁŠ, R., ŠRÁM, J. a BERAN, J. [100 CT-guided pelvic operations]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2003, **70**(5), 279-84. Czech. ISSN 0001-5415.

128. TILE, M. Pelvic fractures, operative versus nonoperative treatment. *Orthop Clin North Am.* 1980 Jul, **11**(3), 423-64. ISSN 1558-1373.
129. TONETTI, J., CARRAT, L., LAVALLEÉ, S., PITTET, L., MERLOZ, P. a CHIROSSEL, JP. Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Sep, (354), 103-10. ISSN 1528-1132.
130. TONETTI, J., VADCARD, L., GIRARD, P., DUBOIS, M., MERLOZ, P. a TROCCAZ, J. Assessment of a percutaneous iliosacral screw insertion simulator. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 Nov, **95**(7), 471-7. ISSN 1877-0568.
131. TSUKUSHI, S., KATAGIRI, H., NAKASHIMA, H., SHIDO, Y. a WASA, J. Computed tomography-guided screw fixation of a sacroiliac joint dislocation fracture, a case report. *J Orthop Sci.* 2003, **8**(5), 729-32. ISSN 0949-2658.
132. VAIDYA, R., KUBIAK, E.N., BERGIN, P.F., DOMBROSKI, D.G., CRITCHLOW, R.J., SETHI, A. a STARR, A.J. Complications of Anterior Subcutaneous Internal Fixation for Unstable Pelvis Fractures, A Multicenter Study. *Clin Orthop Relat Res.* 2012 Aug, **470**(8), 2124-31. doi: 10.1007/s11999-011-2233-z. ISSN 1528-1132.
133. VANDERSCHOT, P., MEULEMAN, C., LEFÈVRE, A., BROOS, P. Trans iliac-sacral-iliac bar stabilisation to treat bilateral lesions of the sacro-iliac joint or sacrum, anatomical considerations and clinical experience. *Injury.* 2001 Sep, **32**(7), 587-92. ISSN 0020-1383.
134. VANDERSCHOT, P.M., BROENS, P.M., VERMEIRE, J.I. a BROOS, P.L. Trans iliac-sacral-iliac bar stabilization to treat bilateral sacro-iliac joint disruptions. *Injury.* 1999 Nov, **30**(9), 637-40. ISSN 0020-1383.
135. VARGA, E., DUDAS, B. a TILE, M. Putative proprioceptive function of the pelvic ligaments, biomechanical and histological studies. *Injury.* 2008 Aug, **39**(8), 858-64. ISSN 0020-1383.
136. www.quantitativeskills.com/sisa/statistics/fiveby2.htm
137. YINGER, K., SCALISE, J., OLSON, S.A., BAY, B.K. a FINKEMEIER, C.G. Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. *J Orthop Trauma.* 2003 Aug, **17**(7), 481-7. ISSN 0890-5339.
138. YOON, W., KIM, J.K., JEONG, Y.Y., SEO, J.J., PARK, J.G. a KANG, H.K. Pelvic arterial hemorrhage in patients with pelvic fractures, detection with contrast-enhanced CT. *Radiographics.* 2004 Nov-Dec, **24**(6), 1591-605, discussion 1605-6. Review. ISSN 0271-5333.
139. ZHENG, Z., ZHANG, Y., HOU, Z., HAO, J., ZHAI, F., SU, Y. a PAN, J. The application of a computer-assisted thermoplastic membrane navigation system in screw fixation of the sacroiliac joint - A clinical study. *Injury.* 2012 Apr, **43**(4), 495-9. doi: 10.1016/j.Injury.2011.12.022. ISSN 0020-1383.
140. ZWINGMANN, J., KONRAD, G., KOTTER, E., SÜDKAMP, N.P. a OBERST, M. Computer-navigated iliosacral screw insertion reduces malposition rate and radiation exposure. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jul, **467**(7), 1833-8. ISSN 1528-1132.
141. ZWINGMANN, J., KONRAD, G., MEHLHORN, A.T., SÜDKAMP, N.P. a OBERST, M. Percutaneous iliosacral screw insertion, malpositioning and revision rate of screws with regards to application technique (navigated vs. conventional). *J Trauma.* 2010 Dec, **69**(6), 1501-6. ISSN 0022-5282.

Obrazová příloha

Seznam obrázků

Obr. 1a.....	- 2 -
Obr. 1b.....	- 2 -
Obr. 1c.....	- 3 -
Obr. 2a.....	- 4 -
Obr. 2b.....	- 4 -
Obr. 2c.....	- 5 -
Obr. 3a.....	- 6 -
Obr. 3b.....	- 6 -
Obr. 3c.....	- 7 -
Obr. 4a.....	- 8 -
Obr. 4b.....	- 8 -
Obr. 4c.....	- 9 -
Obr. 5a.....	- 10 -
Obr. 5b.....	- 10 -
Obr. 5c.....	- 11 -
Obr. 6a.....	- 12 -
Obr. 6b.....	- 12 -
Obr. 6d.....	- 13 -
Obr. 7a.....	- 14 -
Obr. 7c.....	- 14 -
Obr. 8a.....	- 16 -
Obr. 8b.....	- 16 -
Obr. 8c.....	- 17 -
Obr. 9a.....	- 18 -
Obr. 9b.....	- 18 -
Obr. 9c.....	- 19 -
Obr. 10a.....	- 20 -
Obr. 10b.....	- 20 -
Obr. 10c.....	- 21 -
Obr. 11a.....	- 22 -
Obr. 11b.....	- 22 -

Popisky obrázků

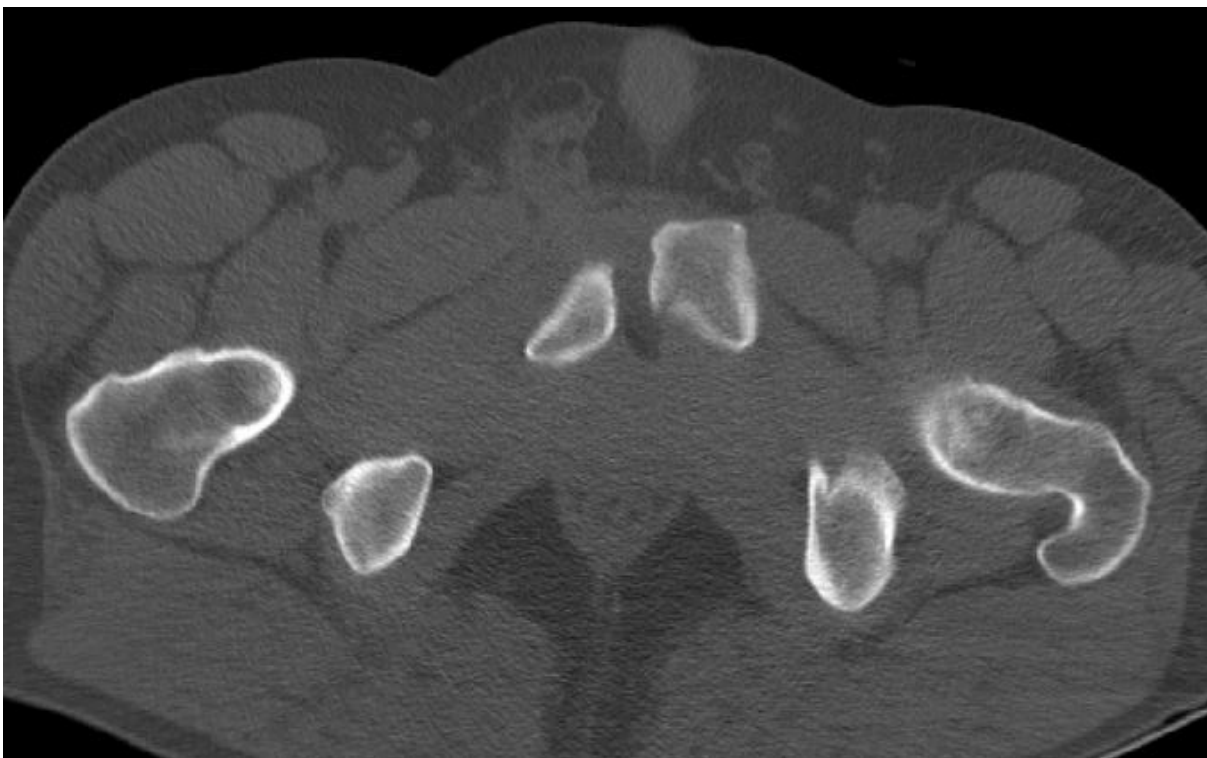
Obr. 1.....	- 3 -
Obr. 2.....	- 5 -
Obr. 3.....	- 7 -
Obr. 4.....	- 9 -
Obr. 5.....	- 11 -
Obr. 6.....	- 13 -
Obr. 7.....	- 15 -
Obr. 8.....	- 17 -
Obr. 9.....	- 19 -
Obr. 10.....	- 21 -
Obr. 11.....	- 23 -

CT a RTG dokumentace byla použita s laskavým svolením Kliniky zobrazovacích metod LF UK a FN Plzeň.

Obr. 1a



Obr. 1b



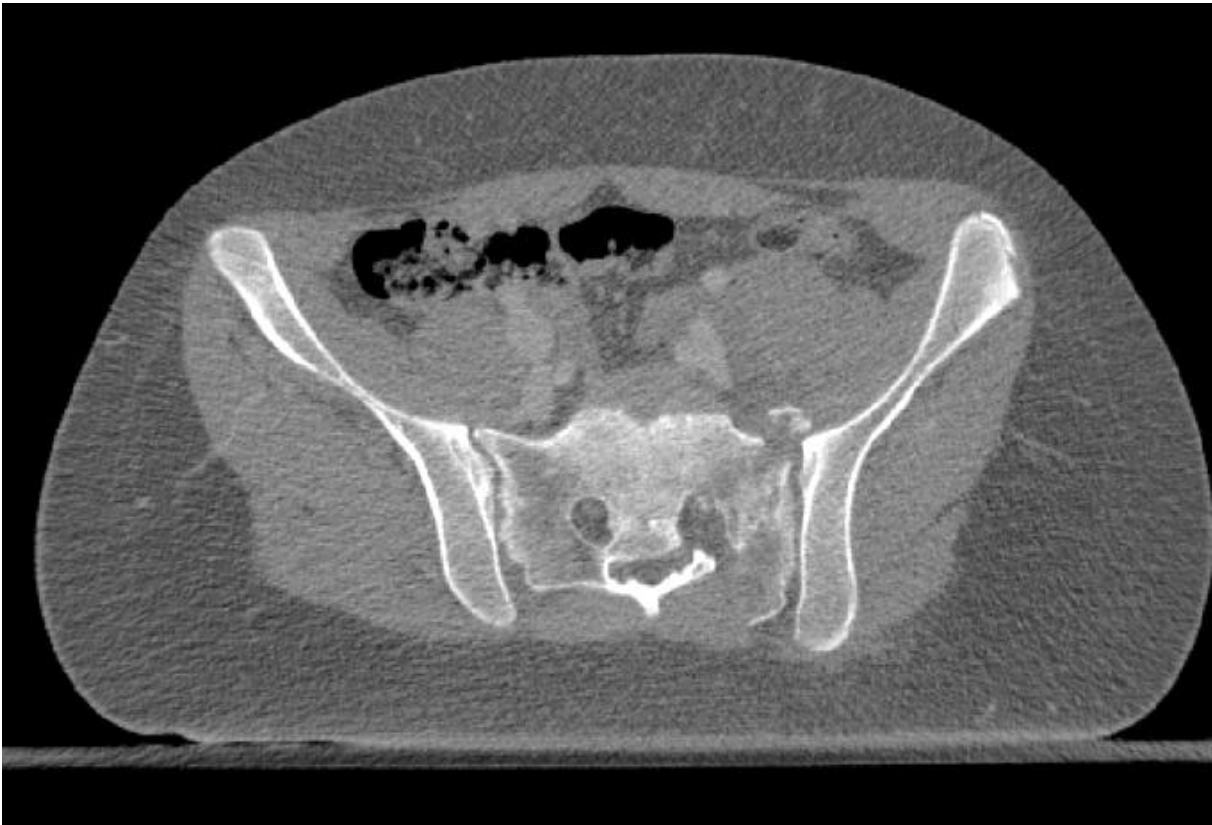
Obr. 1c



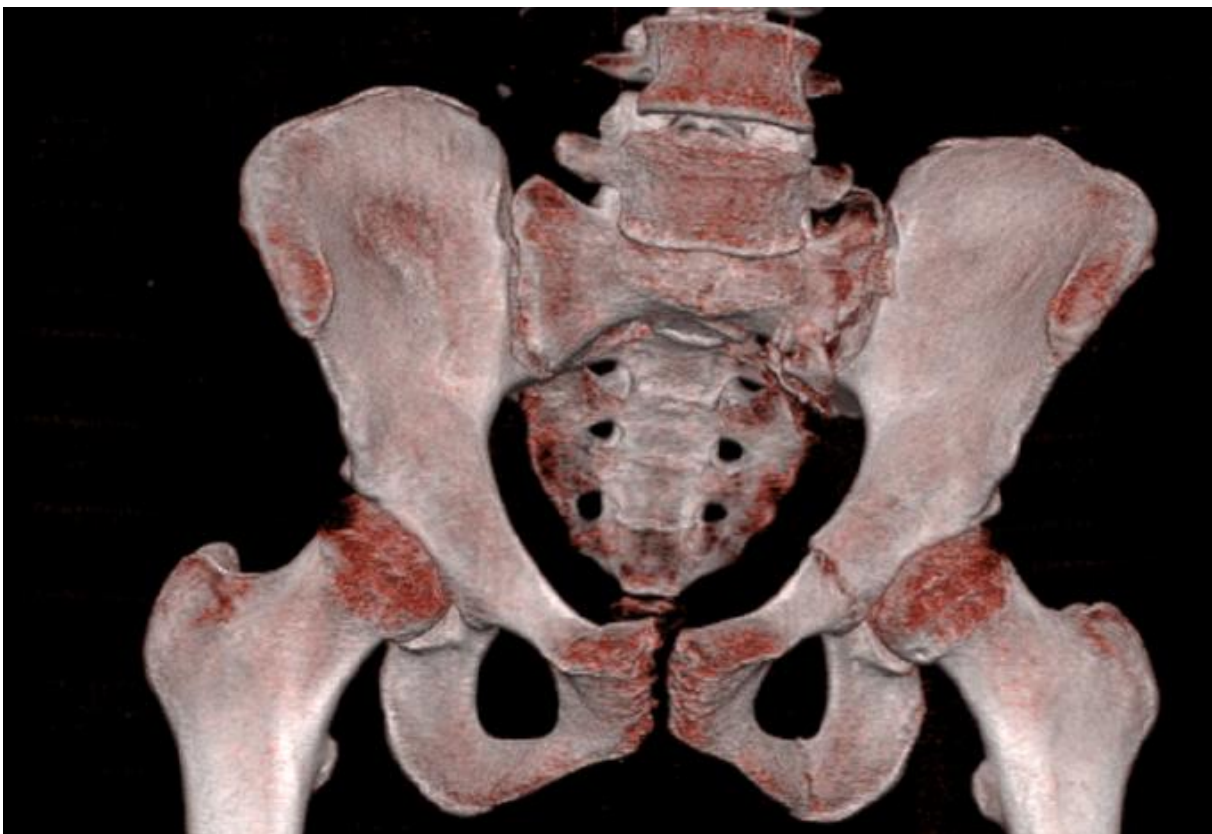
Obr. 1

29letý pacient po nehodě na čtyřkolce, **61-C1.2**, SI dislokace vlevo (na axiálním CT skenu zadního segmentu obr. 1a) , symfyzeolýza s okrajovou zlomeninou horního raménka k. stydké vlevo (na skenu předního segmentu - obr. 1b). TIFI a Mattova dlahá na kontrolním RTG před vynětím implantátů, poranění zhojeno (obr. 1c).

Obr. 2a



Obr. 2b



Obr. 2c



Obr. 2

15letá pacientka utrpěla poranění 61-C1.3, Pohlemann I při autonehodě (spolujezdce), na axiálním CT patrná kominutivní transalární zlomenina kosti křížové vlevo (obr. 2a), na 3D CT je dále vidět symfýzeolýza, zlomenina obou ramének kosti stydké vlevo a parasymfýzeální zlomenina kosti stydké vpravo (obr. 2b). Po zhojení poranění je TIFI i fixace předního segmentu Mattovou dlahou a retrográdním pubickým šroubem v dobré pozici (obr. 2c).

Obr. 3a



Obr. 3b



Obr. 3c



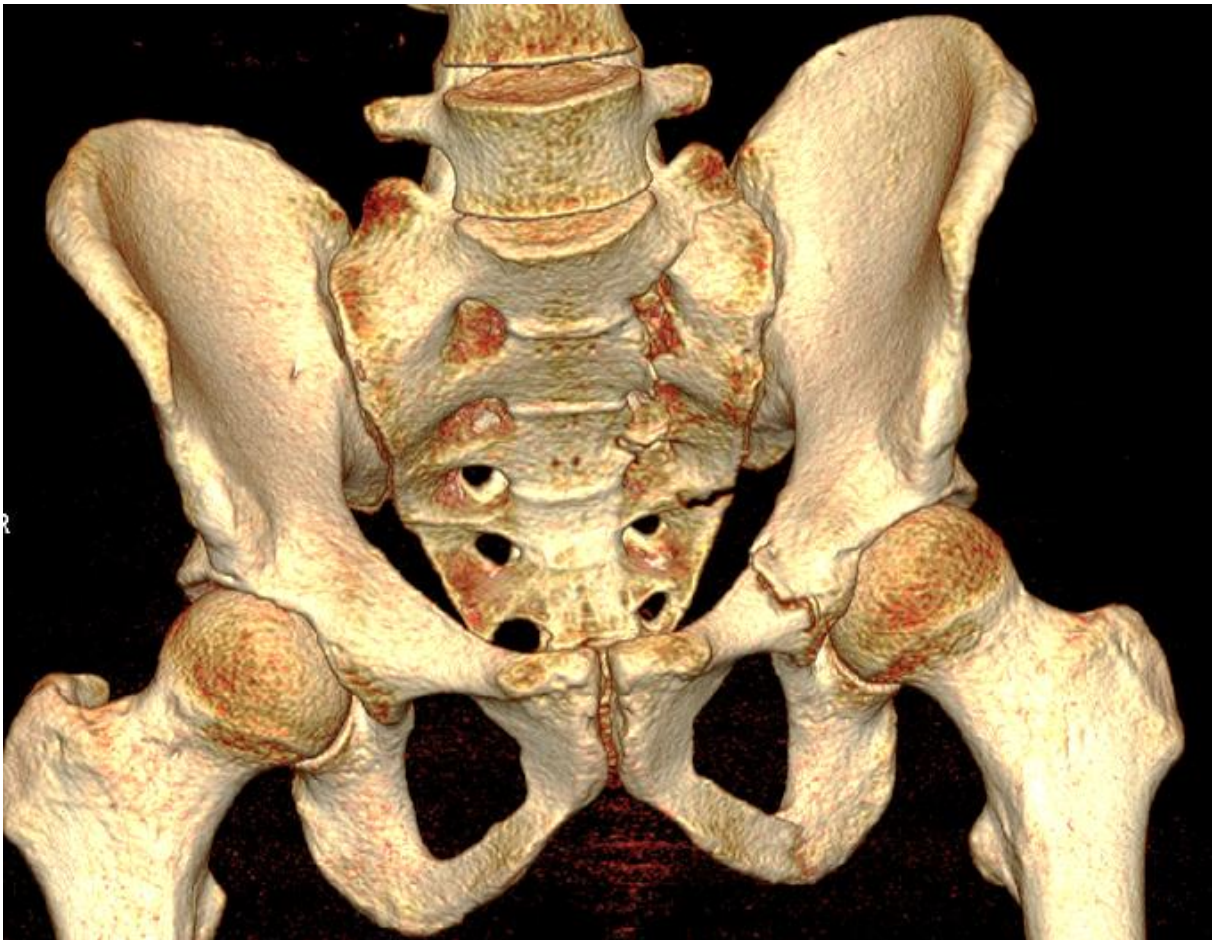
Obr. 3

Pacient po pádu z výše, poranění C1.3, Pohlemann II, na axiálním CT patrná transforaminální zlomenina vlevo (obr. 3a). Na AP RTG je symfyzeolýza s vertikální dislokací, dále zlomenina krčku femuru vlevo (obr. 3b). Kontrolní RTG před vynětím implantátů – TIFI, pánevní rekonstrukční dlaha 3,5, DHS in situ (obr. 3c).

Obr. 4a



Obr. 4b



Obr. 4c



Obr. 4

29letý pacient poraněný při pádu z korby nákladního auta v zaměstnání, poranění 61-C1.3. Na axiálním CT je dobře patrná transforaminální zlomenina vlevo (obr. 4a), kterou prokazuje i 3D CT, dále je vidět zlomenina obou ramének kosti stydké vlevo, přičemž zlomenina horního raménka zasahuje do předního pilíře acetabula (obr. 4b). Před vynětím implantátů jsou všechny zlomeniny zhojeny v dobré pozici, TIFI in situ (obr. 4c).

Obr. 5a



Obr. 5b



Obr. 5c



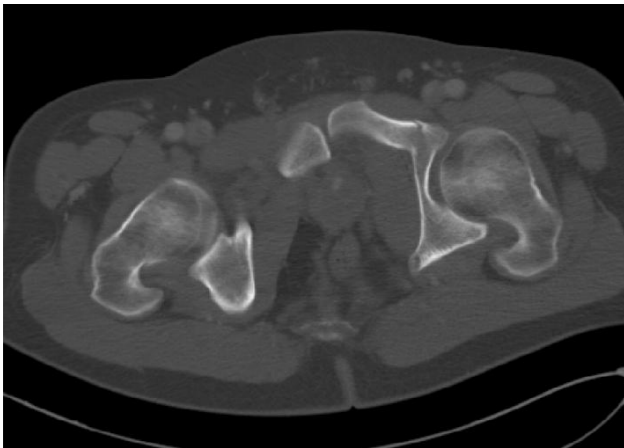
Obr. 5

18letá pacientka poraněná při autonehodě, poranění 61-C2.3, Pohlemann IV. Zlomenina centrální části křížové kosti, zasahující i do transforaminální zóny vpravo je patrná jak na 3D CT (obr. 5a), tak na axiálním skenu (obr. 5b), v oblasti předního segmentu parasymfyzeální zlomenina vlevo, zlomenina dolního raménka kosti stydké vpravo. Před vynětím implantátů je zhojení všech zlomenin v dobré pozici, TIFI použit samostatně (obr. 5c).

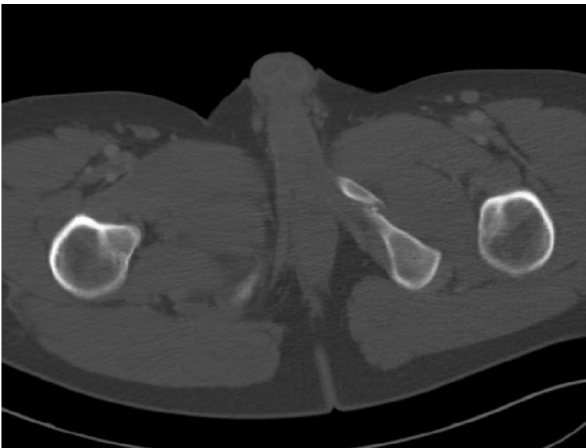
Obr. 6a



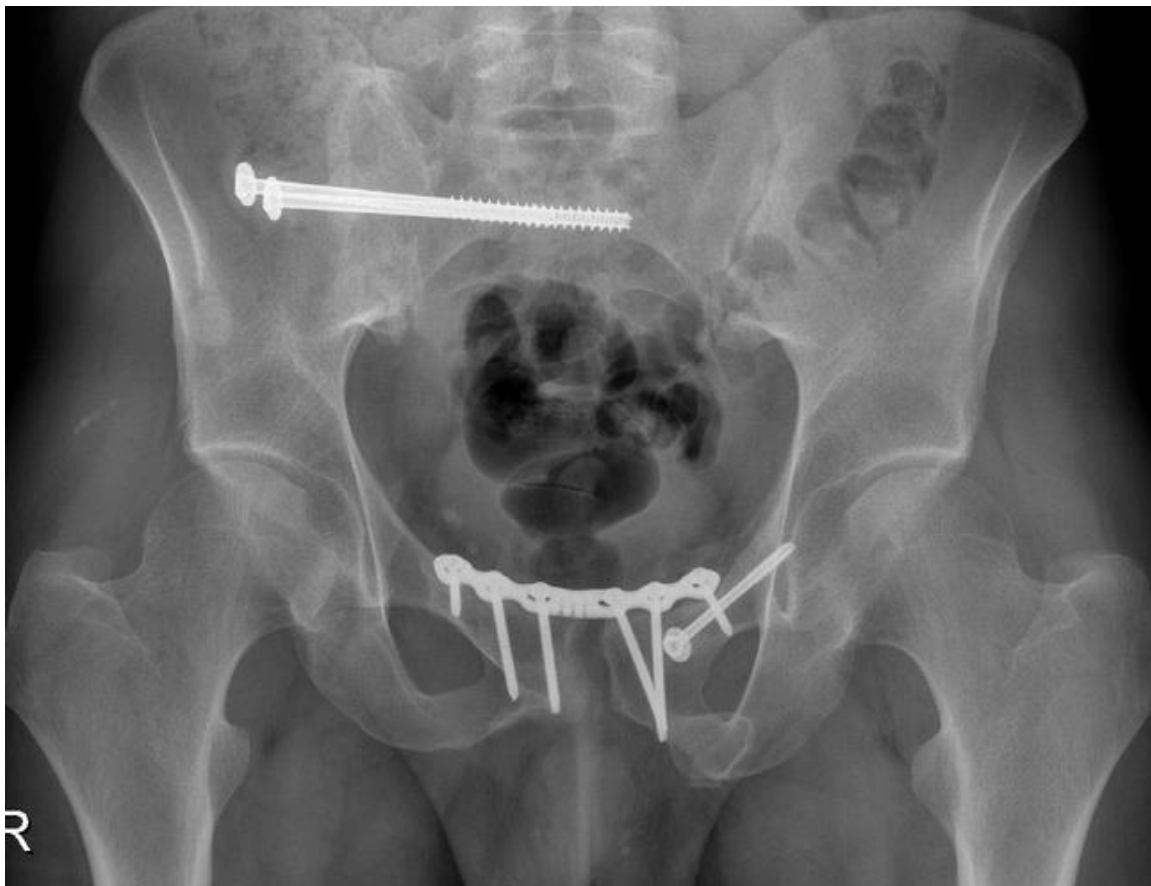
Obr. 6b



Obr. 6c

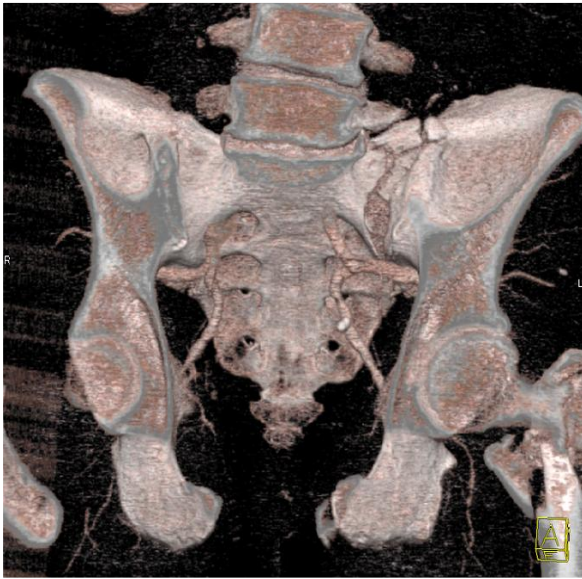


Obr. 6d



Obr. 6

27letý pacient zasypán při práci do výkopu po oblast pánve, poranění 61-C1.2, na CT znázorněna SI luxace vpravo s okrajovou zlomeninou zadní části lopaty kyčelní (typ III) zasahující do SI kloubu (obr. 6a), v oblasti předního segmentu symfyzeolýza a zlomenina obou ramének kosti stydké vlevo (sken na horní raménka na obr. 6b, na dolní raménka na obr. 6c). Kontrolní RTG 3 měsíce po stabilizaci 2 IS a pánevní rekonstrukční dlahou s plazivým šroubem (obr. 6d).



Obr. 7a

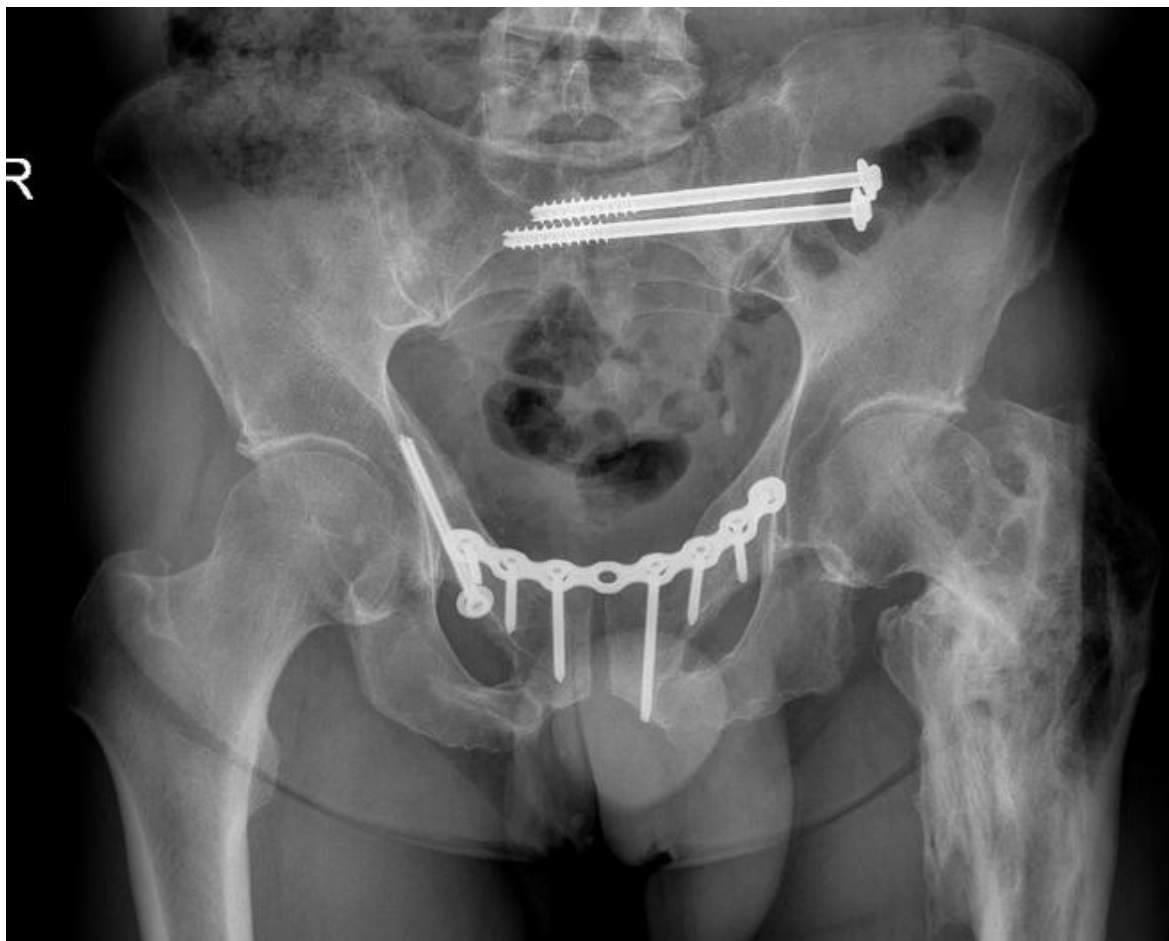


Obr. 7b

Obr. 7c



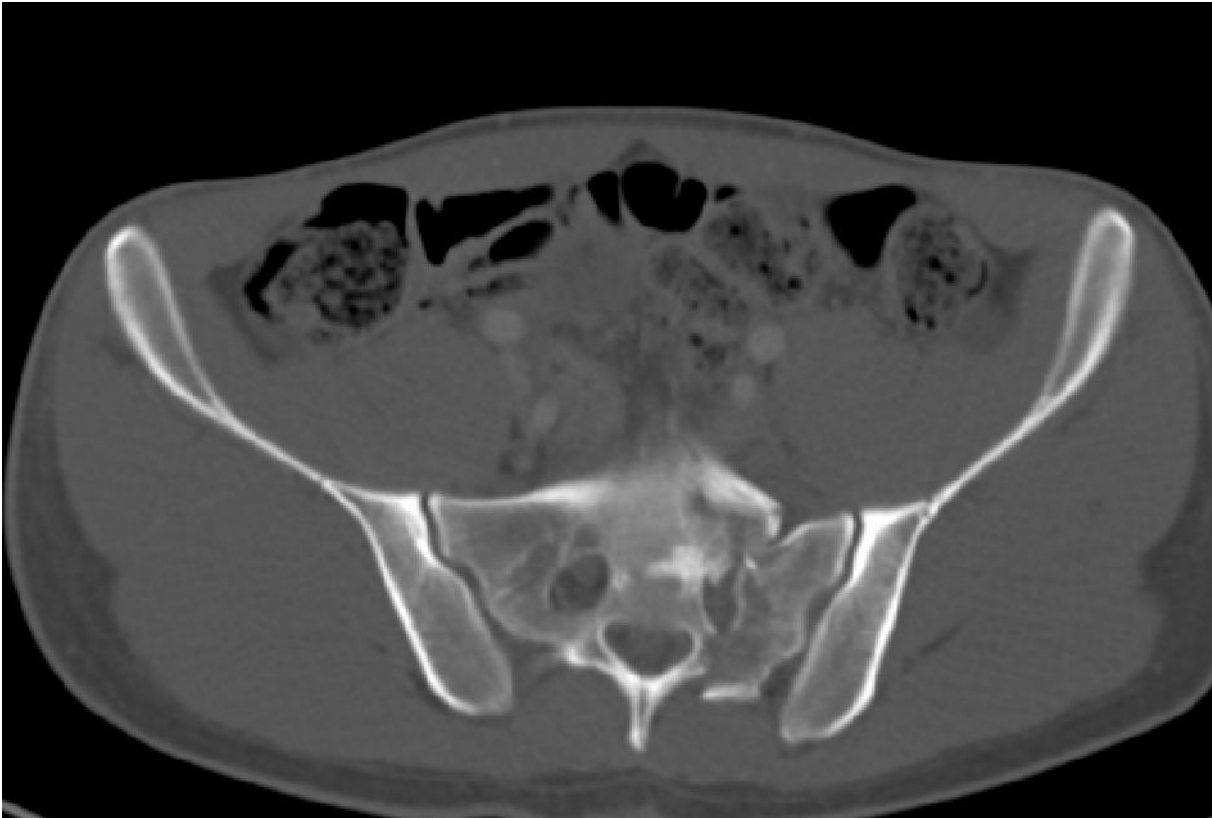
Obr. 7d



Obr. 7

57letý pacient zraněný při autonehodě, poranění 61-C1.3, Pohlemann I, transalární zlomenina vlevo (na 3D CT na obr. 7a, na axiálním skenu na obr. 7c), zlomenina ramének kosti stydké vlevo, dále dolního raménka k. stydké vpravo. Vlevo dále patrná kominutivní pertrochanterická zlomenina (ve 3D CT – obr. 7b). Kontrolní RTG před vynětím implantátů po stabilizaci 2 IS, pánevní rekonstrukční dlahou s plazivým šroubem, dále patrný stav po pertrochanterické zlomenině vlevo, kde již implantáty byly extrahovány (obr. 7d).

Obr. 8a



Obr. 8b



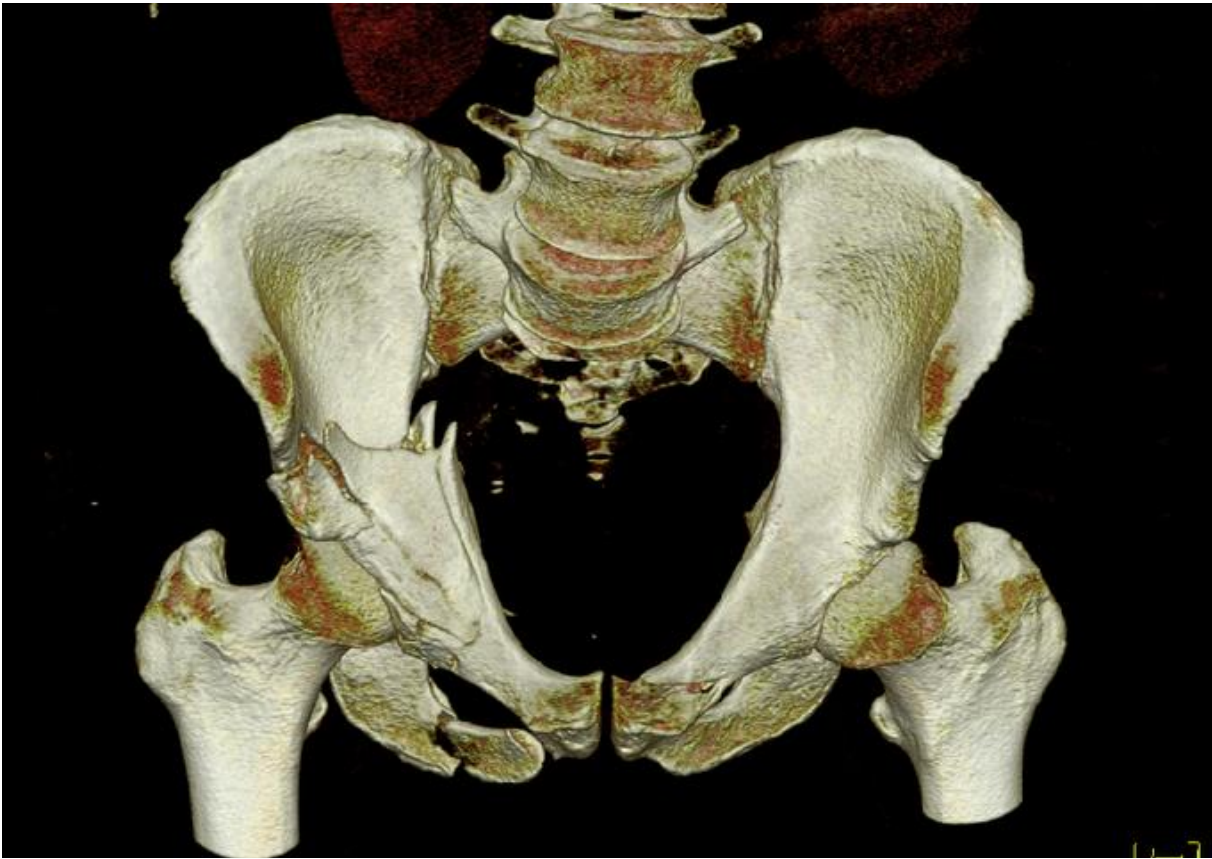
Obr. 8c



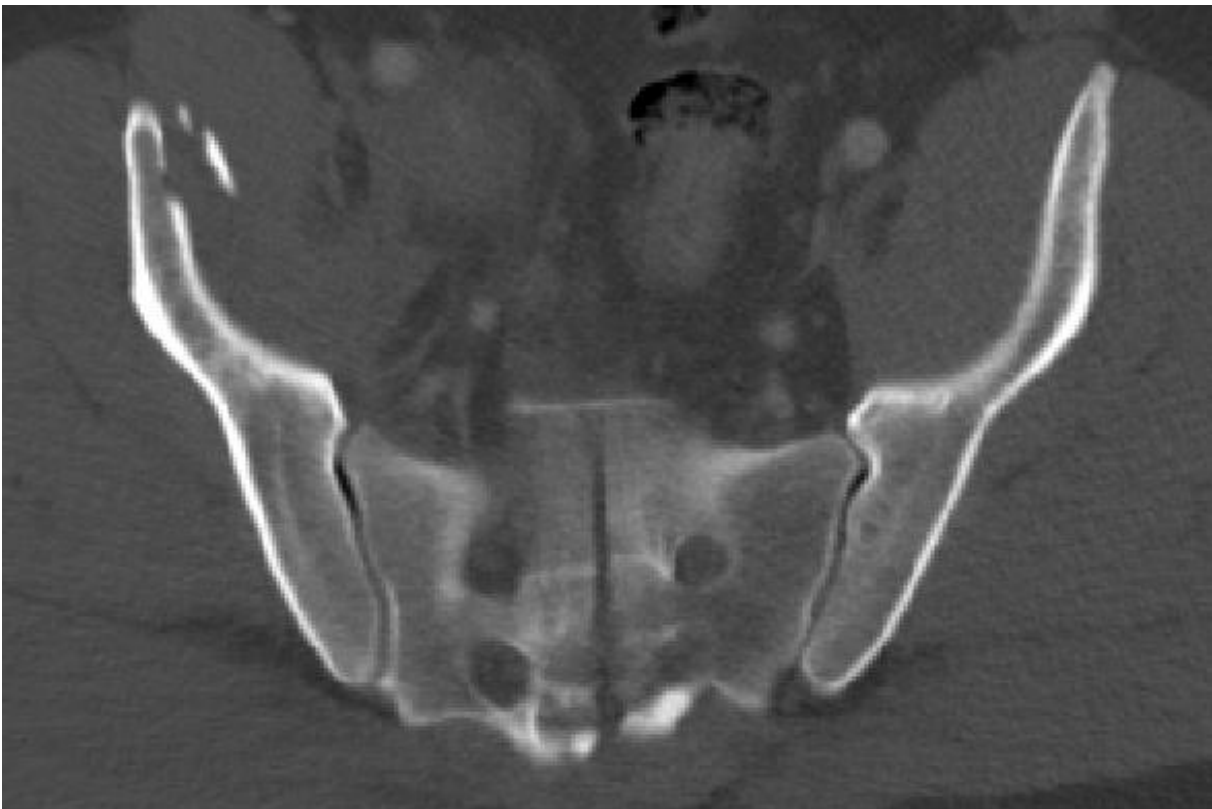
Obr. 8

23letý pacient sražen osobním autem, poranění 61-C1.3, Pohlemann II, levostranná transforaminální zlomenina je dobře patrná na axiálním CT (obr. 8a), naopak málo patrná na vstupním AP RTG, kde je dobře znázorněna vertikální dislokace zlomenin obou ramének kosti stydké vlevo (obr. 8b). Kontrolní RTG před vynětím implantátů ukazuje 1 IS a pánevní rekonstrukční dlahu po zhojení zlomenin v dobré pozici (obr. 8c).

Obr. 9a



Obr. 9b



Obr. 9c



Obr. 9

30letý pacient po pádu z koně, poranění 61-C1.3, Pohlemann III, na 3D VRT CT ve vchodové projekci je patrná vertikální zlomenina v centrální zóně kosti křížové v distrakci, dále zlomenina obou ramének kosti stydké vpravo (obr. 9a). Ipsilaterálně přítomná i kominutivní zlomenina obou pilířů acetabula, zasahující nízko do lopaty kosti kyčelní (62-C2.3). Na axiálním skenu je lépe viditelná distrakce v centrální zóně kosti křížové (obr. 9b). Po osteosyntéze prodlouženým IS zleva a stabilizací obou pilířů P acetabula z kombinovaného přístupu, kontrolní RTG 6 týdnů po osteosyntéze (obr. 9c).

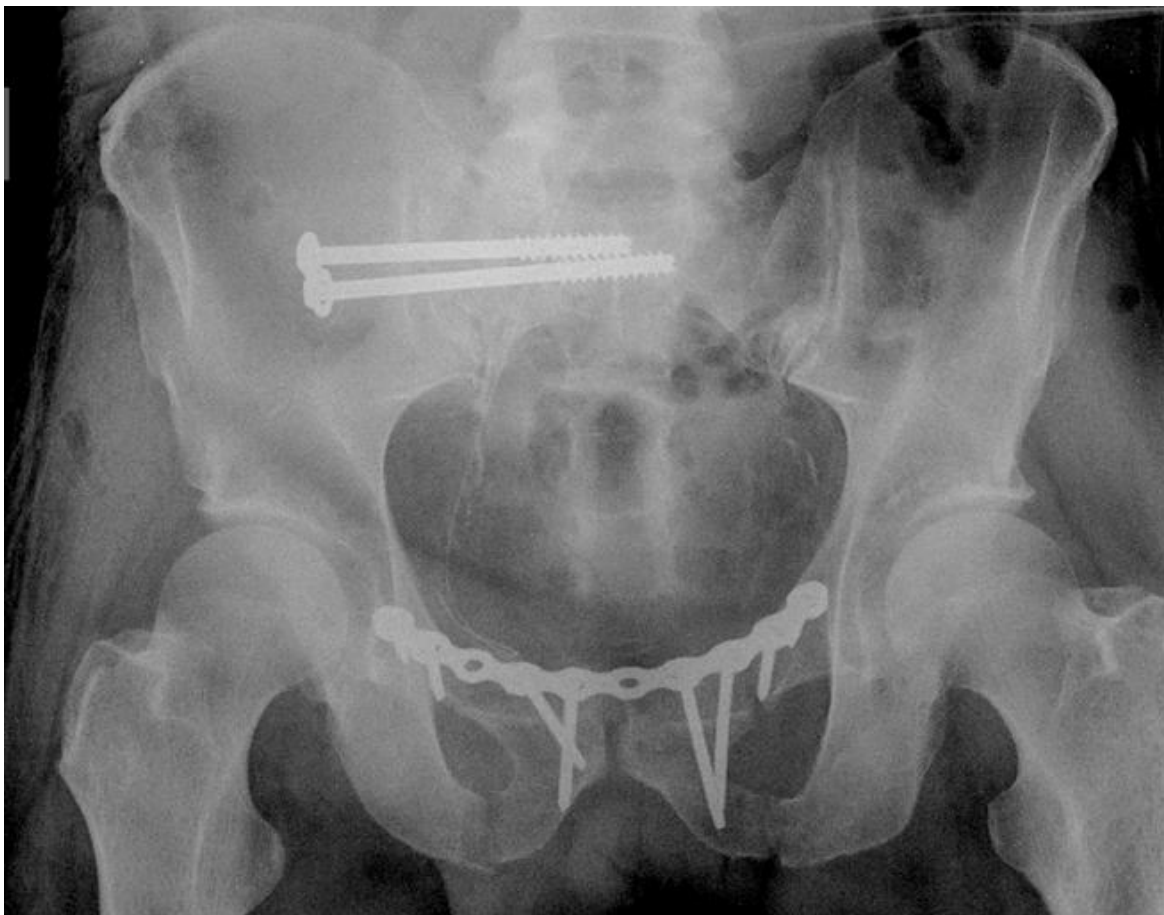
Obr. 10a



Obr. 10b



Obr. 10c



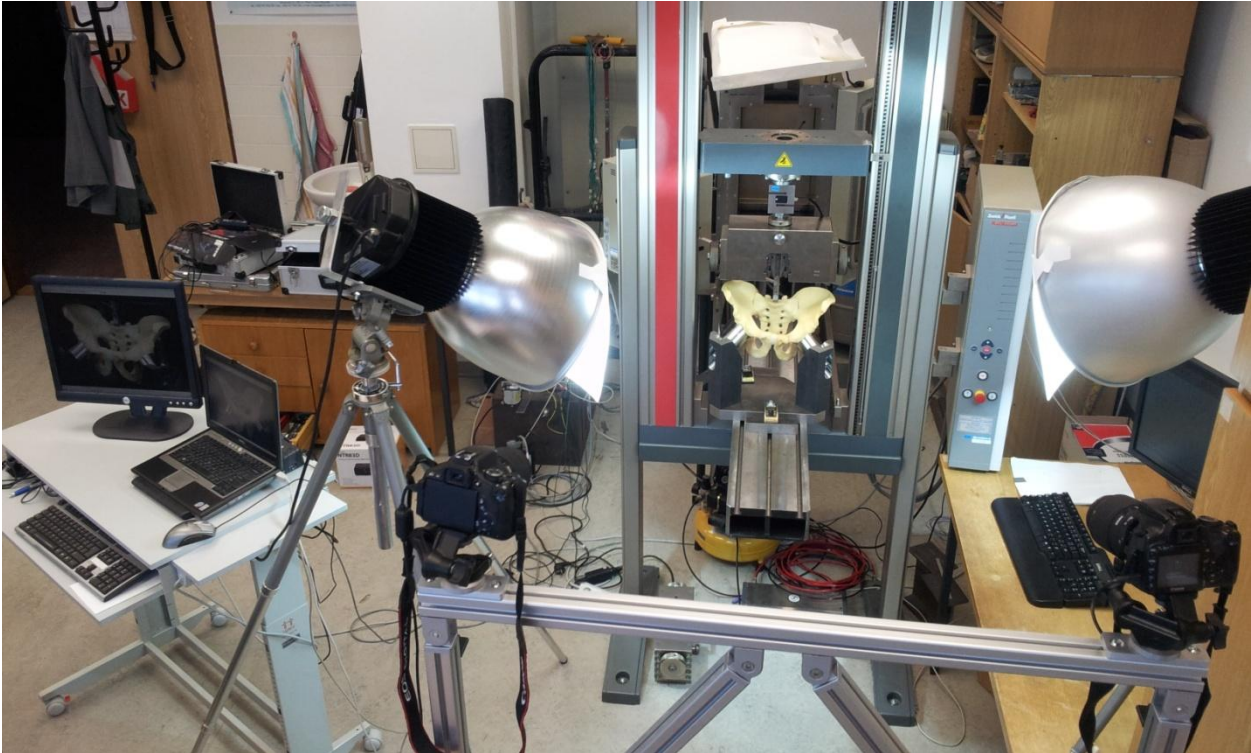
Obr. 10

Pacient po sražení motorovým vlakem, poranění C2.3, Pohlemann IV, kompletní vertikální transforaminální zlomenina vpravo, incompletní vlevo (na axiálním CT skenu na obr. 10a). Po urgentním naložení C-svorky, kde jsou patrné bilaterální zlomeniny ramének kosti stydké (obr. 10b). Kontrolní RTG 3 týdny po osteosyntéze ukazuje fixaci 2 IS a pánevní rekonstrukční dlahou v dobré pozici (obr. 10c).

Obr. 11a



Obr. 11b



Obr. 11

Konečnoprvkový model, který byl vytvořen podle plastového modelu pro analýzu velikosti celkové dislokace (obr. 11a). Dále je patrné připevnění plastového modelu v testovacím stroji, rozmístění digitálních kamer a způsob osvětlení bílým světlem při stereofotogrammetrické analýze (obr. 11b).