

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta aplikovaných věd

Katedra mechaniky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Výpočtové modelování miniinvazivních fixací zadního
segmentu lidské pánve

Plzeň, 2022

Bc. Michaela Marešová

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla veškerou použitou literaturu, ze které jsem čerpala.

V Plzni, 30.5.2022

Michaela Marešová

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat Ing. Tomáši Mandysovi, Ph.D. za vedení mé diplomové práce, za jeho trpělivost, ochotu a přátelský přístup. Za odborné konzultace děkuji svému školiteli Ing. Liborovi Lobovskému, Ph.D. Dále bych chtěla poděkovat kolegům z Kliniky ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí FN Plzeň za jejich cenné připomínky z praxe. Velké poděkování patří také mé rodině, partnerovi a přátelům za podporu po celou dobu studia.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zaměřuje na výpočtové modelování zlomenin kosti křížové a jejich fixace, čímž svým obsahem navazuje na dříve vypracovanou bakalářskou práci [1]. Současný výpočtový model se skládá z pánve, čtvrtého bederního obratle (L4), pátého bederního obratle (L5) a dvou meziobratlových plotének. Výpočtový model pánve byl sestaven na základě CT snímků ortopedického modelu pánve. Výpočtové modely obou obratlů byly sestaveny na základě CT snímků konkrétního anonymního pacienta s aplikovanou spinopelvickou fixací. Meziobratlové ploténky byly umístěny mezi obratlem L4 a L5 a mezi obratlem L5 a bází křížové kosti. Takto sestavený výpočtový model umožňuje simulaci miniinvazivních fixačních technik, konkrétně spinopelvických fixací. Celkem byly uvažovány 3 typy zlomenin a to konkrétně lineární transforaminální vertikální zlomenina, kominutivní vertikální zlomenina a bilaterální kominutivní vertikální zlomenina. V této práci jsou srovnány nejčastěji používané spinopelvické fixace na základě posuvu báze křížové kosti při shodném zatížení. Dalším krokem bylo vytvoření výpočtového modelu kompozitní pánve, který svou vnitřní stavbou více odpovídá struktuře kosti. K jeho sestavení byl využit ortopedický model kompozitní pánve, který byl vyroben z epoxidového potahu a pěnového polyuretanového jádra. Ověření materiálových parametrů potahu a jádra je jednou z podkapitol této práce, tyto parametry byly následně použity ve výpočtovém modelu kompozitní pánve. Vybrány byly fixační techniky používané již v předchozích výpočtech a byly aplikovány na lineární zlomeninu kompozitního modelu pánve. Následně bylo provedeno srovnání jednotlivých fixací na základě posuvu báze křížové kosti.

Klíčová slova: lidská pánev, osteosyntéza, miniinvazivní fixace, iliosakrální šroub, transiliakální vnitřní fixátor, spinopelvická fixace, kompozitní model pánve

Abstract

The diploma thesis focuses on computational modeling of sacral bone fractures and their fixations. The presented computational model consists of the pelvis, the 4th and the 5th lumbar vertebrae and two intervertebral discs. The computational model of male pelvis is based on the model published in the bachelor thesis [1]. The model geometry of both vertebrae is constructed using CT images of an anonymous patient with spinopelvic fixation. There is an intervertebral disc placed between L4 and L5 vertebrae and the second intervertebral disc is placed in between L5 vertebra and sacral base. The computational model is designed so that it allows simulations of mini-invasive fixation techniques, spinopelvic fixations specifically. A total of three types of fractures were considered, namely linear unilateral transforaminal fracture, comminuted unilateral transforaminal fracture and comminuted bilateral transforaminal fracture. A comparison of the most commonly used spinopelvic fixation techniques is presented based on displacements of the sacral base under physiological loading. Furthermore, a computational model of a composite orthopaedic model of male pelvis was created. This model reflects the bone structure by distinguishing the trabecular and the compact bone. Verification of material properties of material parameters of the coating and the core is one of the subchapters of this work, these parameters were subsequently used in the computational model of the composite pelvis. Several fixation techniques were selected and applied to a linear fracture of the pelvic composite model. Subsequently, a comparison of individual fixations was performed.

Key words: human pelvis, osteosynthesis, minimally invasive fixation techniques, iliosacral screw, transiliac internal fixator, spinopelvic fixation, composite pelvic models

Obsah

Úvod	1
1 Současný stav problematiky	3
2 Anatomie	5
2.1 Stavba obratle	6
2.2 Spojení obratlů	7
3 Miniinvazivní fixační techniky	10
3.1 Iliosakrální šrouby - ISS	11
3.2 Transiliakální vnitřní fixátory - TIFI	13
3.3 Spinopelvické fixace	14
4 Parametrická studie	17
5 Výpočtový model pánve se spinopelvickými fixacemi a srovnání výsledků	21
5.1 Vytvoření výpočtového modelu	21
5.2 Vyhodnocení výsledků	24
6 Konečnoprvková studie kompozitního modelu pánve	32
6.1 Identifikace materiálových parametrů kompozitního modelu	33
6.1.1 Tahová zkouška potahu	33
6.1.2 Tlaková zkouška jádra	34
6.1.3 Tříbodový ohyb sendvičového nosníku	35
6.2 Výpočtový model kompozitního modelu pánve	37
Závěr	42

Seznam tabulek

5.1	Materiálové parametry.	23
5.2	Velikosti posuvů báze křížové kosti pro linerární (LIN), kominutivní (KOM) a bilaterální kominutivní (DKOM) zlomeninu pro všechny sledované fixace s příčnickem.	26
5.3	Velikosti posuvů báze křížové kosti pro linerární (LIN), kominutivní (KOM) a bilaterální kominutivní (DKOM) zlomeninu pro všechny sledované fixace bez příčnicku.	26
6.1	Materiálové parametry kompozitního modelu.	37

Seznam obrázků

2.1	Počítačová CT rekonstrukce vyšetřované oblasti.	6
2.2	Stavba obratle - bederní část páteře, převzato z [19], popisky přeloženy do češtiny.	7
2.3	Vazivová spojení obratlů, převzato z [19], popisky přeloženy do češtiny. . .	8
2.4	Stavba meziobratlové ploténky, převzato z [24], popisky přeloženy do češtiny.	9
3.1	Reálné provedení vybraných miniinvazivních fixací - zleva: iliosakrální šrouby, transiliakální vnitřní fixátor, spinopelvická fixace.	11
3.2	Bezpečné koridory pro zavedení ISS do oblasti S1 vyznačené do 3D rekonstrukce CT snímků pánevního pletence [33].	12
3.3	Bezpečný koridor pro zavedení ISS do oblasti S2 vyznačený do 3D rekonstrukce CT snímků pánevního pletence [33].	12
3.4	RTG snímek zavedení TIFI [36].	13
3.5	Schématické znázornění účinku triangulace [39].	14
3.6	Zavedení spinopelvické fixace s iliakálními šrouby: A - dorzální pohled, B - kaudální pohled [14].	15
3.7	Zavedení triangulární fixace do L5 v kombinaci s ISS [35].	15
3.8	Zavedení spinopelvické fixace s S2AI šrouby: A - dorzální pohled, B - kaudální pohled [14].	16
4.1	Realizované zlomeniny.	18
4.2	Výsledné srovnání jednotlivých fixací na základě poměru tuhosti pro lineární zlomeninu, výsledky pro násobky původního Youngova modulu $E=194$ MPa.	19
4.3	Výsledné srovnání jednotlivých fixací na základě poměru tuhosti pro komutivní zlomeninu, výsledky pro násobky původního Youngova modulu $E=194$ MPa.	20

5.1	3D rekonstrukce CT snímků anonymního pacienta. Zdroj: Klinika zobrazovacích metod FN Plzeň.	22
5.2	Geometrie pánve s bilaterální kominutivní zlomeninou.	23
5.3	Realizace výpočtového modelu pro spinopelvickou fixaci s příčnickem a ilio-sakrálním šroubem, stínované zobrazení výpočtové sítě (nahore), zobrazení samotných hran výpočtové sítě (dole).	25
5.4	Grafické znázornění tabulky 5.2.	27
5.5	Rozložení posuvů na celém výpočtovém modelu pro fixaci kominutivní zlomeniny pomocí L4L5+ISS s příčnickem.	28
5.6	Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci kominutivní zlomeniny pomocí L4L5+ISS s příčnickem.	29
5.7	Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci kominutivní zlomeniny pomocí L5 s příčnickem.	29
5.8	Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci bilaterální kominutivní zlomeniny pomocí L4L5+ISS s příčnickem.	30
5.9	Posuv křížové kosti pro model s fixací L4L5+ISS znázorněný pomocí vektorů.	30
5.10	Posuv křížové kosti pro model s fixací L5 znázorněný pomocí vektorů.	31
5.11	Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci bilaterální kominutivní zlomeniny pomocí L5 s příčnickem.	31
6.1	Kompozitní ortopedický model od firmy Sawbones [44], vlevo skutečné provedení, vpravo 3D rekonstrukce CT snímků.	32
6.2	Průběh tahové zkoušky potahu, vlevo zahájení zkoušky, vpravo porušení vzorku v oblasti čelisti.	34
6.3	Graf závislosti síly na posuvu při tahové zkoušce potahu.	34
6.4	Průběh tlakové zkoušky pěnového jádra, vlevo zahájení zkoušky, vpravo maximální uvažované stlačení vzorku 4 mm.	35
6.5	Graf závislosti síly na posuvu pro tlakovou zkoušku.	35
6.6	Průběh ohybové zkoušky kompozitního sendviče až do porušení.	36
6.7	Graf závislosti síly na posuvu pro ohybovou zkoušku kompozitního sendviče.	36
6.8	Realizace výpočtového modelu pro ohyb kompozitního sendviče, vlevo výpočtový model kompozitního sendviče, vpravo výsledná mapa posuvů.	37
6.9	Vizualizace nekonstantní tloušťky potahu na kompozitním modelu pánve ve vybraných sagitálních řezech.	38
6.10	Srovnání jednotlivých fixací podle svislého posuvu báze křížové kosti.	39

6.11	Mapa posuvů pro kompozitní model nezlomené pánve.	40
6.12	Mapa posuvů pro kompozitní model zlomené pánve s dvěma iliosakrálními šrouby.	40

Úvod

Cílem této diplomové práce je pomoci chirurgům a inženýrům porozumět biomechanice osteosyntézy pánevních kostí. Zhodnotit každou fixační techniku je pro lékaře kvůli rozdílům v kvalitě kosti, anatomii kosti, tvaru zlomeniny a umístění fixace často velmi obtížné. Vytvoření konečnoprvkového modelu je tedy jednou z užitečných technologií, která těmto variacím zabraňuje. Výpočtový model lze použít k simulaci různých fixačních technik a různých typů poranění pánve.

Tato práce tématicky navazuje na předchozí bakalářskou práci autorky [1] zaměřenou na numerické ověření chování polyuterhanových ortopedických modelů pánví. Při té příležitosti bylo vytvořeno 9 výpočtových modelů fixačních technik lineární transforaminální vertikální zlomeniny křížové kosti. Konkrétně se jednalo o tyto fixace: dvojitě zavedení iliosakrálních šroubů, kde v prvním případě byly šrouby zavedeny vertikálně (ISS-vert) a v druhém případě horizontálně (ISS-horiz), transiliakální vnitřní fixátor v klasickém zavedení (TIFI), v supraacetabulárním zavedení (suprTIFI) a v duálním provedení (dualTIFI), transiliakální dlahy v supraacetabulárním zavedení (TP) a v duálním provedení (dualTP), kombinace iliosakrálního šroubu a transiliakálního vnitřního fixátoru zavedeného supraacetabulárně (TIFIS) a sakrální tyče (SB). Pořadí fixačních technik dle účinnosti velmi dobře korespondovalo s experimentálním vyšetřením a stanovením nejlepší fixace pro simulovanou zlomeninu, které bylo publikováno v [2, 3].

V rámci této diplomové práce byly uvažovány dva rozdílné typy zlomenin kosti křížové. Jednalo se o lineární zlomeniny, které se vyznačují úzkou lomovou linií, a kominutivní zlomeniny (tříštivé). Kominutivní zlomenina je zlomenina nebo rozštěpení kosti na více než dva fragmenty. Nejčastěji se jedná o jednostranné nebo oboustranné tříštivé zlomeniny křížové kosti nebo příčné zlomeniny křížové kosti, které způsobí porušení pánevního kruhu.

V současnosti je k dispozici řada fixačních technik pro poranění pánve. Předkládaná práce se zaměřuje pouze na minimálně invazivní fixační techniky. Konkrétní výběr fixačních technik byl proveden ve spolupráci s lékaři z Kliniky ortopedie a traumatologie pohybo-

vého ústrojí FN Plzeň v závislosti na jejich zkušenostech.

Obsah této diplomové práce je rozčleněn do 6 kapitol. Současnou problematikou se zabývá první kapitola, ve které je uvedeno několik užitečných studií, které se zaměřují na osteosyntézu pánevních kostí. Druhá kapitola je věnována stručnému popisu anatomie pánevního pletence a páteře. Dále jsou v ní popsány druhy spojení obratlů. Třetí kapitola pojednává o miniinvazivních fixačních technikách a jejich rozdělení a konkrétním použití. Čtvrtá kapitola obsahuje parametrickou studii, která byla aplikována na výpočtový model vytvořený v [1]. Parametrem této studie byl zvolen Youngův modul pružnosti polyuretanové pěny. Pátá kapitola se věnuje sestavení výpočtového modelu pánve s bederními obratli L4 a L5 pro aplikaci spinopelvických fixací na vybrané typy zlomenin. Cílem této kapitoly bylo srovnat spinopelvické fixace dle účinnosti v závislosti na konkrétním typu zlomeniny. Šestá a poslední kapitola pojednává o kompozitním modelu pánve, konkrétně experimentálnímu stanovení materiálových parametrů potahu a jádra a sestavení výpočtového modelu na základě CT snímků ortopedického kompozitního modelu pánve. Srovnání intaktního modelu, modelu s lineární zlomeninou bez fixace a modelu s vybranými druhy fixací je též součástí této kapitoly.

Kapitola 1

Současný stav problematiky

Chian-Her Lee et al. [4] se ve své studii zabýval komplexním výpočtovým modelem pánevního pletence s bederními obratli a kyčelními kostmi. Jimi vytvořený výpočtový model navíc zahrnoval vliv svalů a vazů, kde jejich funkce byla modelována pomocí pružinových prvků. Na tomto výpočtovém modelu byla uvažována zlomenina v oblasti sakroiliakálního kloubu a byla provedena repozice třemi fixačními technikami, jejichž vliv byl srovnán následovně. Fixace pomocí iliosakrálních šroubů vykazovala relativně lepší stabilitu a nižší riziko selhání implantátu než fixace sakrální tyčí nebo fixace pomocí kompresní transiliakální dlahy. Současně byly v dané práci provedeny biomechanické testy k ověření číselných výsledků pomocí ortopedických modelů pánví. Berber et al. ve své práci [5] popisují experimentální měření na umělé pánvi, ve kterých simulovali stoj na jedné noze. Na modelech byla vytvořena nestabilní zlomenina (Tile typ C [1]) spojená se sakrální transforaminální zlomeninou. Cílem bylo porovnat stabilitu při aplikaci různých typů fixačních technik. Srovnání fixací zlomenin pánevního pletence na konkrétních pacientech provedli [6, 7, 8]. Na pacienty s nestabilními zlomeninami pánve u skeletálně nezralých pacientů, tedy dětí, se zaměřuje práce [9]. Byl proveden retrospektivní přehled pacientů s nestabilní zlomeninou pánve (Tile typu B nebo C [1]). Následně byli pacienti hodnoceni na základě přehledu jejich zdravotních záznamů, modifikovaného skóre závažnosti poranění, standardizovaného vyšetření a dalších vyšetření. Výsledky byly poté použity k posouzení rozdílu mezi pacienty, kteří byli léčeni operativně, a těmi, kteří byli léčeni neoperativně, tj. konzervativně. Závěrem této práce je, že nestabilní zlomeniny pánve u dětí mohou vést k dlouhodobé morbiditě a funkčním problémům. Otázkou, zda je vhodné použití aretačních implantátů na nestabilní zlomeniny zadního pánevního kruhu se zabývá [10]. Diensknecht ve své práci [11] zkoumal na lidských kadaverech použití transiliakálního vnitřního fixátoru jako alternativu pro iliosakrální šrouby a ventrální dlahy. Srovnávací analýzu fyziologického,

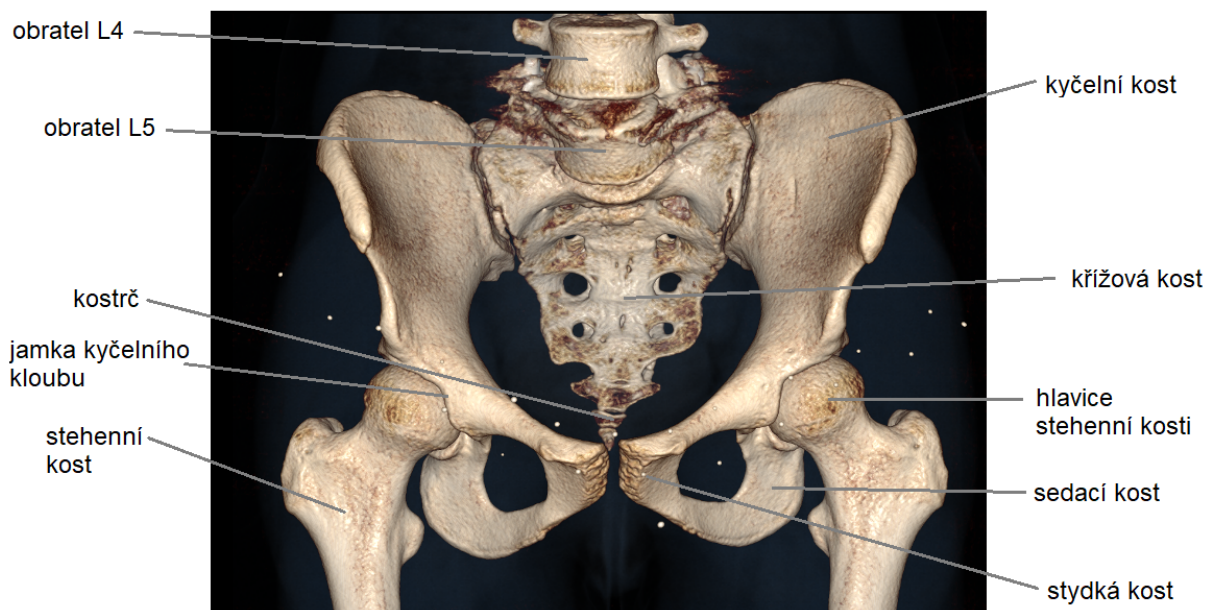
degenerativního a pooperačního stavu samotné bederní páteře pomocí výpočtového modelování provedla ve své diplomové práci Krejbychová [12]. Na základě provedených analýz bylo zjištěno, že degenerativní stavy mají velký vliv na rozložení napětí v meziobratlových ploténkách i v jednotlivých bederních obratlích. Komplexních studií na srovnání spinopelvických fixací není mnoho, avšak srovnání spinopelvických fixací s použitím iliakálního vs S2AI šroubu provedli ve své studii Ramos et al. [13] a Burns et al. [14]. Obě studie naznačují, že S2AI mohou být u dospělých pacientů lepší volbou fixace než iliakální šrouby. Avšak šroub iliakální a S2AI nevykazují žádný statistický rozdíl v tuhostech pánevních pletenců. Hasan et al. [15] se zaměřili na studium rozdílů v míře komplikací mezi iliakálními šrouby a S2AI šrouby prostřednictvím souhrnné analýzy dostupných srovnání mezi S2AI a iliakálními šrouby. Výsledky jejich studie ukázaly, že šrouby S2AI mají významný vliv na snížení komplikací spojených s konvenčními iliakálními šrouby. Srovnání pomocí konečnoprvkového modelu bylo provedeno v článku [16]. Tato studie si kladla za cíl porovnat biomechanické charakteristiky, konkrétně riziko selhání šroubů a přilehlých kostí u fixace S2AI šroubem a iliakálním šroubem, v závislosti na délce šroubu a úhlu natočení hlavy šroubu.

Kapitola 2

Anatomie

Pletenec dolní končetiny tvoří kost pánevní (*os coxae*), která je kloubě spojena ke kosti křížové (*os sacrum*) a vpředu je přes stydkou sponu (*symphysis pubica*), což je chrupavčité spojení, připojena k druhé kosti pánevní a tím tvoří uzavřený pánevní kruh. Kost pánevní se skládá z kosti kyčelní (*os ilium*), která tvoří horní a největší část pánevní kosti, kosti sedací (*os ischii*) a kosti stydké (*os pubis*), které tvoří spodní část pánevní kosti. V oblasti srůstu těchto tří kostí je na zevní straně jamka kyčelního kloubu (*acetabulum*), která tvoří pouzdro pro hlavici stehenní kosti (*femur*). Takto je pánev kloubně spojena s dolními končetinami. K páteři je pánev připojena přes kost křížovou, která je tvořena 5 srostlými křížovými (sakraálními) obratli. Báze obratle S1 (*basis ossis sacri*) je horní plocha kosti křížové, na kterou přes meziobratlovou ploténku nasedá poslední bederní obratel L5. Křížová kost má trojúhelníkovitý tvar a zúžuje se směrem dolů, kde plynuje přechází v kostrč (*coccyx*). Na křížové kosti rozeznáváme 4 bilaterální otvory (*foramina*), kterými vedou míšní nervy [17].

Na obrázku 2.1 je znázorněna počítačová 3D rekonstrukce geometrie pánevních kostí anonymního pacienta na základě CT snímků, která byla vytvořena na Klinice ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí FN Plzeň.

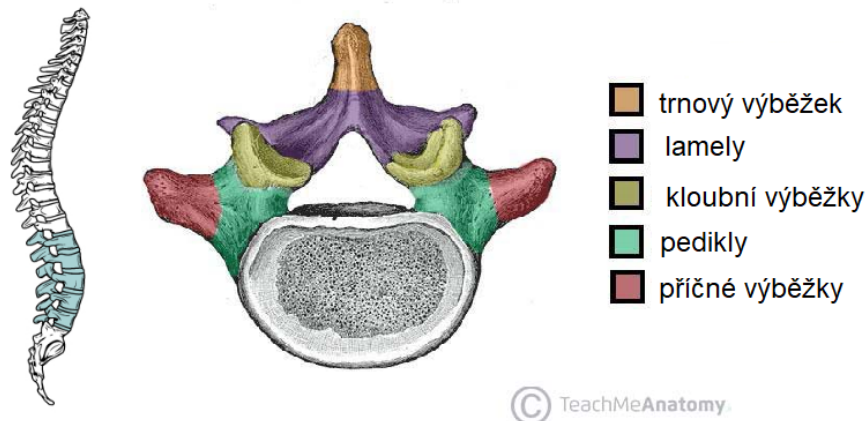


Obrázek 2.1: Počítačová CT rekonstrukce vyšetřované oblasti.

2.1 Stavba obratle

Páteř (*columna vertebralis*) je součástí osově kostry lidského těla. Skládá se z přibližně 33 obratlů (*vertebraes*), které jsou od sebe odděleny vazivovými meziobratlovými ploténkami. Jednotlivé obratle jsou pojmenovány podle jejich oblasti a polohy a mohou být použity jako anatomické orientační body. Konkrétně dělíme páteř na část krční (obratle C1-C7), hrudní (obratle T1-T7), bederní (obratle L1-L5), křížovou (obratle S1-S5 srostlé v křížovou kost) a kostrční (3-5 srostlých obratlů v kostrči). V páteři je uložen páteřní kanál, což je dutina chránící uvnitř procházející míchu. Za hlavní funkce páteře lze považovat právě oporu těla při pohybu a ochranu míchy.

V každé oblasti páteře se jednotlivé obratle liší svou velikostí a tvarem, nicméně jejich struktura je obdobná [18]. Z obrázku 2.2 je patrné, že každý jednotlivý obratel se skládá z těla obratle, oblouku obratle a výběžků [17].



Obrázek 2.2: Stavba obratle - bederní část páteře, převzato z [19], popisky přeloženy do češtiny.

Tělo obratle tvoří přední a největší část každého obratle a jeho velikost se zvětšuje směrem k pánvi. Těla jednotlivých obratlů jsou mezi sebou spojena pomocí meziobratlových plotének.

Zadní část každého obratle tvoří oblouk obratle, který se skládá ze čtyř částí, konkrétně z pravého a levého pediklu a pravé a levé lamely. Každý pedikl tvoří jednu z bočních stran obratlového oblouku. Pedikly jsou ukotveny na zadní straně obratlového těla. Každá lamina tvoří část zadní střechy obratlového oblouku. Velký otvor mezi obratlovým obloukem a tělem obratle se nazývá páteřní otvor. Páteřní kanál je prostor vzniklý spojením páteřních otvorů jednotlivých obratlů páteře a slouží jako kostní ochrana a průchod pro míchu. Zářezy na okrajích pediklů sousedních obratlů tvoří meziobratlové otvory, kterými míšní nervy vystupují z páteře [20]. Z obratlového oblouku vychází sedm výběžků, kde první pár příčných výběžků míří do stran a jsou na nich upevněny svaly. Další dva kloubní výběžky míří nahoru a dva dolů, jejich funkcí je pohyblivé spojení obratlů. Jediný trnový výběžek obratlů vyčnívá posteriorně ve střední linii zad.

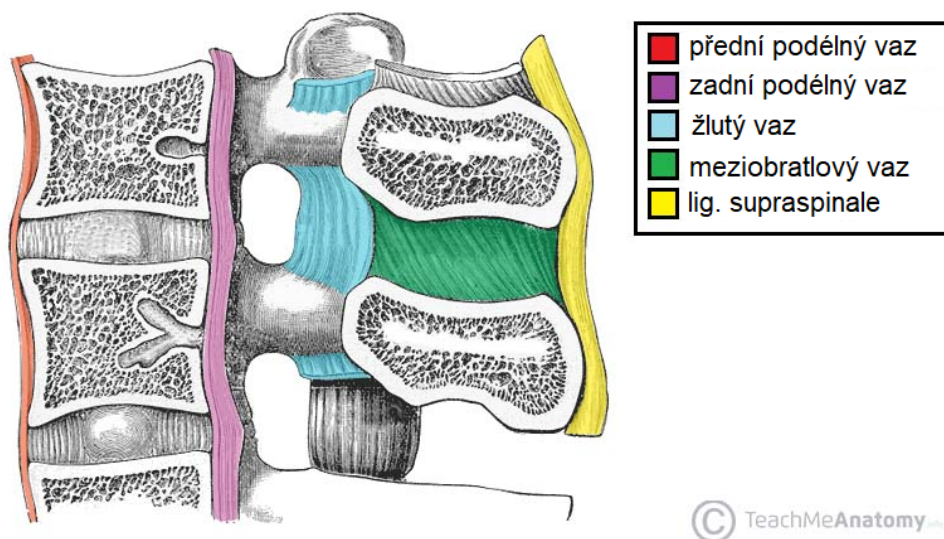
2.2 Spojení obratlů

Spoje mezi obratli zajišťují pohyblivost páteře a tedy i celého těla. Jednotlivé obratle jsou mezi sebou odděleny chrupavčitými ploténkami a vzájemně propojeny meziobratlovými klouby. Takto spojené obratle jsou proti vychýlení či rozpadnutí opatřeny vazy [17]. V pří-

padě spojení obratlů se hovoří o spojení kloubním, vazivovém a chrupavčitém.

U kloubního spojení obratlů zajišťují pohyb páteře meziobratlové klouby, které obsahují volná pouzdra. Konečný rozsah pohyblivosti obratlů v daném úseku páteře je dán zakřivením kloubních ploch a postavením kloubních výběžků jednotlivých obratlů vůči sobě [21]. Poloha a stavba kloubních výběžků je znázorněna na obrázku 2.2.

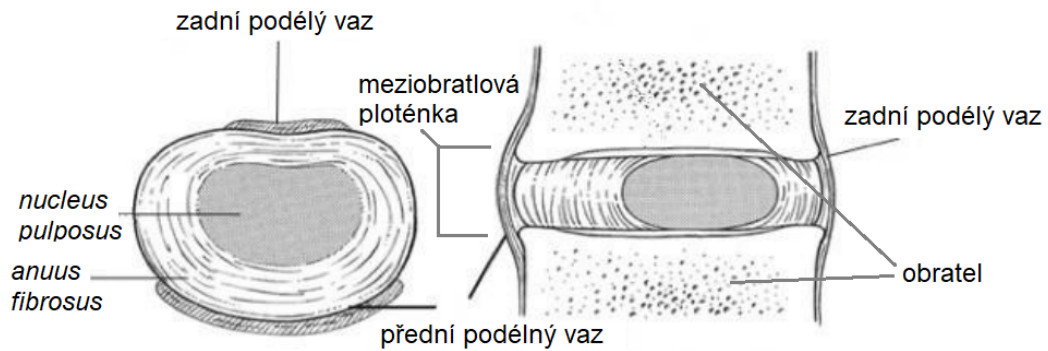
Zpevnění páteře zajišťují vazy, resp. vazivová spojení. Jejich úkolem je zabránit nedovoleným pohybům, které by mohly vést k poškození páteře. Vazy rozdělujeme na krátké a dlouhé. Krátké vazy se nachází mezi jednotlivými obratli, kde zajišťují spojení sousedních oblouků a výběžků. Mezi krátké vazy řadíme například žluté vazy (*ligamentum flavum*) spojující oblouky sousedních obratlů, meziobratlové vazy (*ligamentum interspinale*) spojující trnové výběžky jednotlivých obratlů a *ligamentum interspinale*, což je vaz probíhající u dorzálních okrajů trnových výběžků obratlů [22]. Oproti tomu se dlouhé vazy rozpínají po celé délce páteře. Jedná se v podstatě o dlouhé pruhy kolagenního vaziva a řadí se k nim přední (*ligamentum longitudinale anterius*) a zadní (*ligamentum longitudinale posterius*) podélný vaz [23]. Příklady krátkých a dlouhých vazů a jejich umístění na páteři je znázorněno na obrázku 2.3.



Obrázek 2.3: Vazivová spojení obratlů, převzato z [19], popisky přeloženy do češtiny.

Mezi chrupavčité spoje páteře patří meziobratlové ploténky (destičky) znázorněné na obrázku 2.4. Meziobratlová ploténka je vazivově chrupavčitý válec obalený tuhým kolagenním vazivem, který se nachází mezi obratli. Na plochách, kde ploténka dosedá na obratlová těla sousedních obratlů, je vrstva hyalinní chrupavky, která je k nim přirostlá. Hlavní funkcí meziobratlových plotének je zajištění dostatečné pružnosti páteře a poskytnutí tlumení nárazů. V bederní a hrudní oblasti mají ploténky klínovitý tvar, čímž

podporují přirozené zakřivení páteře [19]. Samotné meziobratlové ploténky se skládají z vnějšího fibrózního vazivového prstence (*anulus fibrosus disci intervertebralis*), který obklopuje vnitřní gelovité jádro (*nucleus pulposus*). Prstenec tvoří soustředné vrstvy (lamely) kolagenních vláken. Orientace vláken se v každé vrstvě střídá, což zvyšuje odolnost vůči víceměrným pohybům páteře. Jádro je umístěno ve středu meziobratlové ploténky a z hlediska objemu se skládá z 66-68 % vody a zbytek tvoří zejména kolagen typu II [24].



Obrázek 2.4: Stavba meziobratlové ploténky, převzato z [24], popisky přeloženy do češtiny.

Kapitola 3

Miniinvazivní fixační techniky

Zlomeniny pánevního kruhu tvoří pouze 6 % všech zlomenin dospělých pacientů, avšak představují závažná traumata v každém věku [25]. K jejich vzniku dochází zejména při autonechodách nebo při jiných vysokoenergetických nárazech. V případě osteoporotické kosti mohou být však způsobeny i při pádu ze stojné výšky [26]. Přibližně u 50 % pacientů se vyskytují nestabilní zlomeniny pánevního kruhu, které jsou často doprovázeny hemodynamickou nestabilitou obvykle způsobenou vysokoenergetickými poraněními, která často poškozují kostně-vazivové struktury a následně také způsobují vertikální nebo rotační nestabilitu pánve [27]. Přední kruh zajišťuje 30-40 % pánevní stability, zadní kruh se tedy podílí na stabilitě pánve z 60-70 % [25]. Zlomeniny zadního segmentu často vyžadují operační fixaci, protože konzervativní léčba obvykle nedosahuje dobrých výsledků [28]. Existuje velké množství různých klasifikací zlomenin pánevního pletence jako například AO klasifikace nebo klasifikace podle Denise. AO klasifikace je v současné době jednou z nejčastěji používaných klasifikací v lékařské praxi. Důvodem je, že udává poměrně přesné léčebně indikační schéma [29]. Tato klasifikace obecně rozděluje zlomeniny pánevního pletence celkem na 3 skupiny a to na stabilní poranění, rotačně nestabilní poranění a rotačně i vertikálně nestabilní poranění. Tyto skupiny se ještě dále dělí podle konkrétního typu. Denisova klasifikace kategorizuje vertikální zlomeniny křížové kosti podle lokalizace zlomeniny ve vztahu k sakrálním otvorům [2]. Mezi další typy klasifikací řadíme například klasifikaci zlomenin podle Tilea nebo Younga Burgessa [1].

Zlomeniny pánevního kruhu jsou často komplikované těžkými mnohočetnými traumaty a to je důvodem, proč neexistuje jednotný postup repozice. Zlomeniny pánevního pletence mohou být léčeny zevní fixací, otevřenou repozicí a vnitřní fixací nebo minimálně invazivní fixací. Zevní fixace je užitečná pro počáteční hemodynamickou stabilizaci a zahrnuje kratší operační čas a menší ztrátu krve než otevřená operace [30]. Otevřená repozice

má potenciální nevýhodu v rozsáhlé expozici (možnost vystavení se infekci), která nese riziko poškození neurovaskulárních struktur [30]. Mezi potenciální přínosy miniinvazivních fixací patří minimální disekce měkkých tkání, což umožňuje jejich rychlé provedení do několik desítek hodin od vzniku poranění. Mezi další výhody patří snížení infekcí v místě chirurgického zákroku a rychlejší rehabilitace pacienta. Obecně existují dva typy miniinvazivních fixátorů - fixace zajišťující vysokou kompresi a nízkou kompresi. Fixace s vysokou kompresí zahrnují iliosakrální šrouby (ISS), sakrální tyče (SB) nebo různé druhy svorníků. Mezi fixace s nízkou kompresí patří transiliakální vnitřní fixátory (TIFI), transiliakální dlahy (TP) a spinopelvické fixace [26]. Všechny části jednotlivých fixací by s ohledem na jejich umístění do živého organismu měly být biokompatibilní a kompatibilní s magnetickou rezonancí. Konkrétně se k výrobě fixačních technik využívá titan nebo ocel. V této práci je uvažováno několik typů fixací a jejich různých modifikací. Na obrázku 3.1 jsou znázorněny vybrané a dále v práci použité fixace, konkrétně iliosakrální šrouby, transiliakální vnitřní fixátor a spinopelvická fixace. Podrobnější popis těchto fixací je uveden v následujících podkapitolách. Výběr fixací nebyl náhodný, ale podíleli se na něm lékaři z Kliniky ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí FN Plzeň, kteří dlouhodobě spolupracují se ZČU na různých typech biomechanických studií.

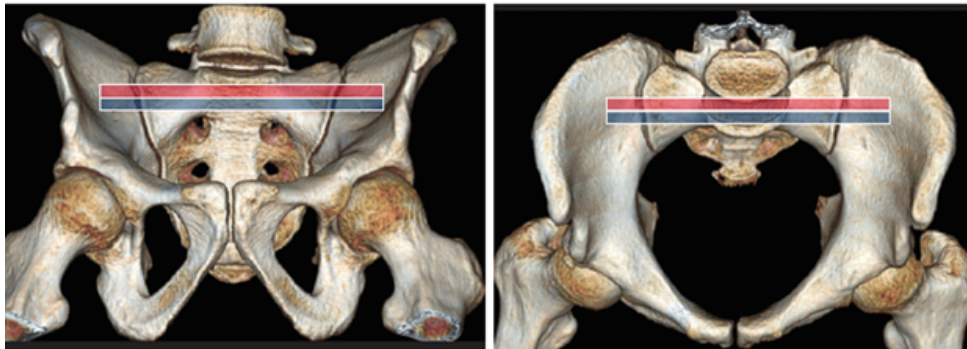


Obrázek 3.1: Reálné provedení vybraných miniinvazivních fixací - zleva: iliosakrální šrouby, transiliakální vnitřní fixátor, spinopelvická fixace.

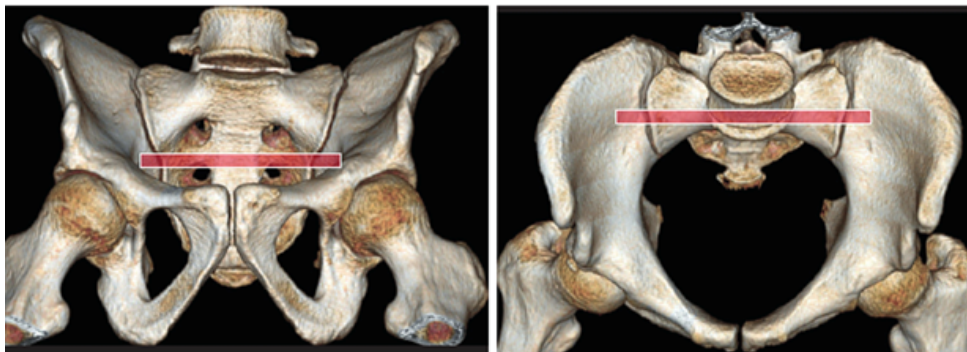
3.1 Iliosakrální šrouby - ISS

Iliosakrální šrouby jsou typ fixace, který se aplikuje zejména na vertikální zlomeniny křížové kosti [31]. ISS směřuje z laterální plochy těla kyčelní kosti do segmentu S1, případně S2 [32]. Při zavádění je, z důvodu poměrně úzkých koridorů pro šrouby, nutné využít navigačních technik. Kvalitní CT analýza je zásadní pro nalezení bezpečného a efektivního koridoru pro umístění ISS. Komplexní zobrazení demonstruje každé místo poranění, včetně jeho posunutí a známek nestability, stejně jako základní anatomické rysy včetně kvality a morfologie kosti. Právě anatomické rysy hrají v tomto případě velkou roli. Pokud

je podezření na možnost selhání fixace, je vhodné ji doplnit jedním nebo více z následujících řešení: 1 nebo 2 další šrouby (do úrovně S1 nebo do S2), doplnění zadní fixace (TP, TIFI), spinopelvicí fixace [33]. Na obrázku 3.2 jsou znázorněny bezpečné koridory pro zavedení ISS do oblasti S1, vlevo je zobrazen ventrální pohled a vpravo kaudální pohled na pánevní pletenec. U pacienta s běžnou anatomí kostí křížové lze ISS umístit do modrého koridoru. Pro zvýšení stability fixace lze přidat druhý šroub přes menší (zadní) červený kanál. V případě potřeby může být třetí šroub umístěn příčně kanálem do oblasti druhého sakrálního obratle S2, jak je uvedeno na obrázku 3.3, na kterém je umístěn vlevo ventrální pohled a vpravo kaudální pohled na pánevní pletenec. Obecně se používají dva typy délek šroubů. Kratší iliosakrální šroub končí již v segmentu S1 (příp. S2) a delší iliosakroiliakální šroub končí až v těle protější kyčelní kosti. V závislosti na rozsahu zlomeniny lze využít šrouby celozávitové nebo šrouby s částečným závitem, které se používají zejména v případě, kdy je žádoucí vytvořit kompresi. Obvykle se používají iliosakrální šrouby s průměrem 7.3 mm [31].



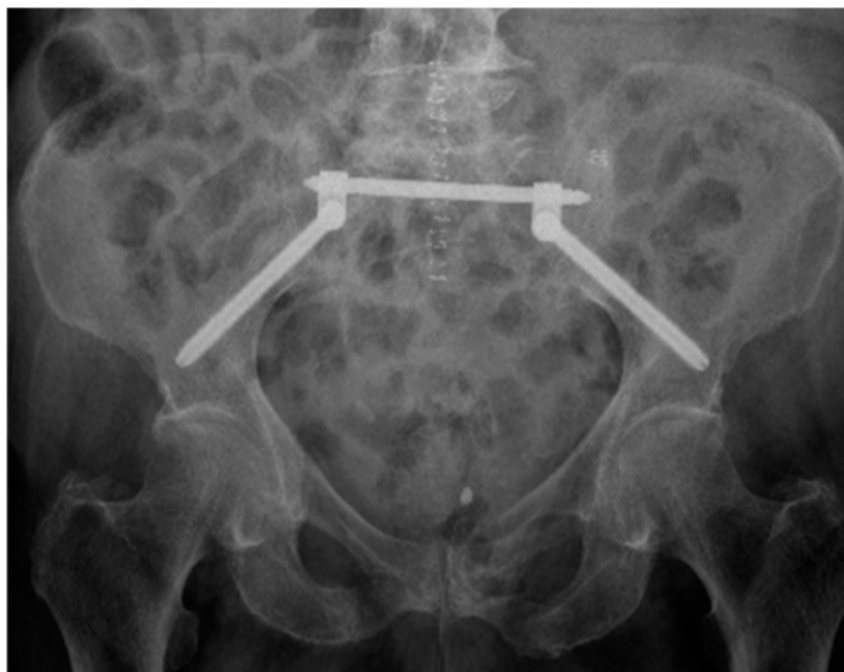
Obrázek 3.2: Bezpečné koridory pro zavedení ISS do oblasti S1 vyznačené do 3D rekonstrukce CT snímků pánevního pletence [33].



Obrázek 3.3: Bezpečný koridor pro zavedení ISS do oblasti S2 vyznačený do 3D rekonstrukce CT snímků pánevního pletence [33].

3.2 Transiliakální vnitřní fixátory - TIFI

TIFI se skládá ze dvou polyaxiálních šroubů, které jsou propojené spojovací tyčí. Tyto šrouby mají kulovou hlavu uzavřenou v pouzdře. Pokud je pouzdro uvolněné, kulový kloub umožňuje velký rozsah natočení vůči pouzdru [34]. Při zavádění polyaxiálních šroubů je nutné dlátem nebo pilou odstranit část kosti tak, aby alespoň polovina hlavy šroubu byla zanořena do zadní lopaty kyčelní kosti a zabránilo se tak podráždění měkkých tkání a prominence do podkoží [35]. Ta může pacientovi způsobovat bolesti a komplikace při hojení. Vstup polaxiálních šroubů do pánve je v oblasti zadního horního kyčelního trnu (*spina iliaca posterior superior*). Konec šroubu pomyslně směřuje supraacetabulárně, tj. na přední dolní trn kyčelní (*spina iliaca anterior inferior*). RTG snímek zavedení TIFI je znázorněn na obrázku 3.4. Nejčastěji se v praxi používají dva polyaxiální šrouby o průměru 7,5 mm a délce 60 mm s příčným o průměru 6 mm a dostatečné délce [26]. Lze použít i dvojitý transiliakální vnitřní fixátor. Jedná se o kombinaci 2 TIFI kraniokaudálně. První je zaveden supraacetabulárně tak, jak bylo popsáno výše, a druhý je zaveden cca 3 cm nad ním. Mezi největší výhody použití tohoto fixátoru patří nízké riziko neurovaskulárního poranění.



Obrázek 3.4: RTG snímek zavedení TIFI [36].

3.3 Spinopelvické fixace

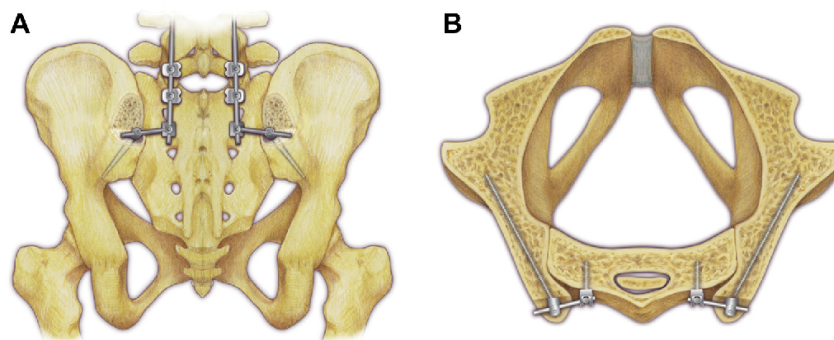
Fixace pro stabilizaci zadní části pánevního kruhu, tedy ISS a TIFI uvedené v podkapitolách 3.1 a 3.2, poskytují rotační stabilitu pánevního pletence. Z literatury [26] je však patrné, že například u kominutivních zlomenin jsou implantáty se zvýšenou kompresí kontraindikovány pro riziko vzniku iatrogení neurologické léze. Pro komplikovanější sakrální zlomeniny, tedy kominutivní, bilaterální (oboustranné) kominutivní nebo rotačně a vertikálně nestabilní zlomeniny, se používají spinopelvické fixace. Jedná se o fixaci, kde se šrouby zavádí jak do kyčelních kostí, tak do bederních obratlů a následně jsou podkožně propojeny spojovací tyčí. Pro zajištění dostatečné stability fixace je nutné dodržet správné cílení šroubů. Pedikulární šrouby v obratlích by měly směřovat mediálně a polyaxiální iliakální šrouby laterálně [37], čímž vzniká efekt triangulace, jehož účinek je schématicky znázorněn na obrázku 3.5. Efekt triangulace je úměrný stínované oblasti a z výsledků studie [12] je patrné, že úhel, který spolu šrouby svírají, ovlivňuje pravděpodobnost uvolnění fixace. Pedikulární šrouby se používají ve spinální chirurgii a tvoří je šroub s růžicovou hlavicí pro provlečení výztuhy [38]. Takto zavedené šrouby umožňují reponovat vertikální posun zlomeniny křížové kosti. Obvykle se fixují obratle L5, případně L4 i L5 v závislosti na rozsahu vznikající nestability pánevního pletence. Existuje několik druhů spinopelvických fixací a mezi ty nejčastěji používané patří lumbopelvická fixace s užitím iliakálních šroubů nebo S2 alárních-iliakálních šroubů a triangulární fixace.



Obrázek 3.5: Schématické znázornění účinku triangulace [39].

Lumbopelvická fixace s užitím iliakálních šroubů

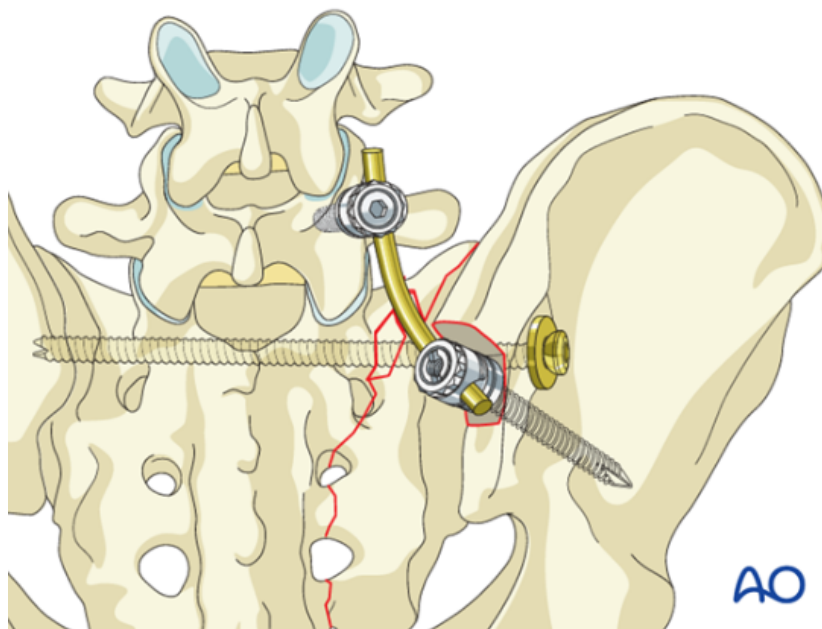
Pedikulární šrouby se umísťují do obratlů L4 a L5. Iliakální šrouby se zavádí bilaterálně do kyčelních kostí v úrovni zadního horního kyčelního trnu, stejně jako tomu bylo v případě TIFI. Na obou stranách jsou šrouby propojeny spojovací tyčí. Jednou z variant fixace je propojení tyčí příčnickem, který drží provedenou repozici. Zavedení spinopelvické fixace s použitím iliakálních šroubů je znázorněno na obrázku 3.6 [37].



Obrázek 3.6: Zavedení spinopelvické fixace s iliakálními šrouby: A - dorzální pohled, B - kaudální pohled [14].

Triangulární fixace

Jedná se o jednostrannou fixaci s pedikulárními šrouby zavedenými do těla obratle L4 a L5 a iliakálním šroubem. Všechny šrouby jsou propojeny spojovací tyčí. Tato fixace se kombinuje s další fixací jako je například ISS. Co se zavedení tyče, nejprve se umístí pedikulární šrouby do obratle, následuje zavedení ISS, protože jeho pozicování bývá komplikovanější. Poté se aplikuje iliakální šroub tak, aby se vyhnul ISS a nakonec se pedikulární šrouby a iliakální šroub propojí spojovací tyčí [35]. Příklad zavedení triangulární fixace je znázorněn na obrázku 3.7.

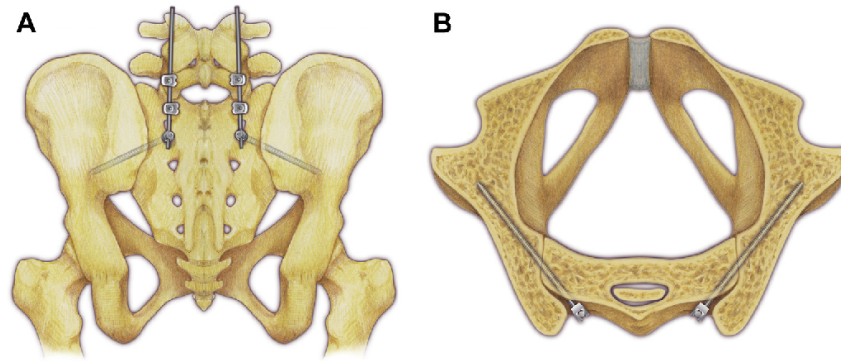


Obrázek 3.7: Zavedení triangulární fixace do L5 v kombinaci s ISS [35].

Lumbopelvická fixace s využitím S2 alárních-iliakálních šroubů

Do obratlů L4 a L5 jsou bilaterálně zavedeny pedikulární šrouby. Místo iliakálních šroubů jsou v tomto případě použity S2 alární-iliakální šrouby (S2AI). Ty se liší v pozicování,

konkrétně S2AI šrouby vstupují v oblasti S2 do křížové kosti přes sakroiliakální kloub do kyčelní kosti bilaterálně. Šrouby jsou propojeny spojovací tyčí stejně jako tomu bylo v předchozích případech a obě strany jsou spojeny příčnickem. Na obrázku 3.8 je znázorněno zavedení spinopelvické fixace s použitím S2AI šroubů. Rozdíl mezi fixací s využitím iliakálních šroubů a S2AI je patrný při srovnání obrázků 3.6 a 3.8.



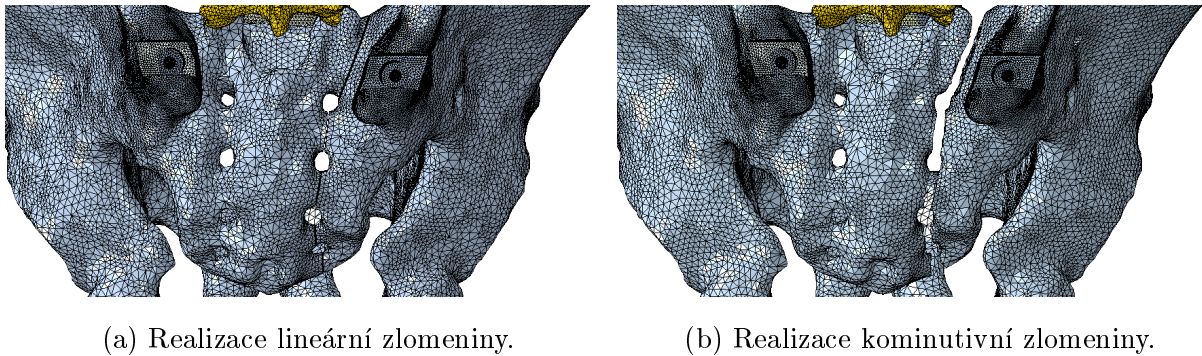
Obrázek 3.8: Zavedení spinopelvické fixace s S2AI šrouby: A - dorzální pohled, B - kaudální pohled [14].

Kapitola 4

Parametrická studie

Jak již bylo v úvodu zmíněno, tato diplomová práce se zaměřuje na spinopelvické fixace a kompozitní model pánve. Tomu však předcházela experimentální studie na ortopedických modelech pánve [2] a následné sestavení výpočtového modelu pánve [1]. Série experimentálních měření byla provedena na ortopedických modelech, které byly vyrobeny z polyurethanové pěny. Materiálové parametry modelu se svými hodnotami blížily materiálovým vlastnostem trámčité kosti. Pro upevnění modelu pro následné testování byl vyroben speciální stojan z oceli. Ten umožnil fixaci pánve v kyčelních jamkách a zajišťoval dostatečnou stabilitu během testování. Experimenty byly realizovány na testovacím stroji ZWICK ROELL Z050. Vnější síla byla přenášena na pánev prostřednictvím zatěžovacího prvku, který byl umístěn na bázi křížové kosti. Cílem studie bylo porovnat vůči sobě různé fixační techniky pro vertikální transforaminální zlomeniny (zlomenina typu C1 podle Tileho klasifikace). Sledované veličiny byly posuv báze křížové kosti a mapa posuvů na zadní straně křížové kosti. Pro každý typ fixace byla vypočtena tuhost k a poměr tuhosti pánevního pletence r , který dával do souvislosti fixovaný model s intaktním. Poměr tuhosti byl tedy vypočten jako podíl tuhosti zlomené ošetřené pánve a nezlomené pánve. Na základě takto vypočtených poměrů tuhosti bylo provedeno porovnání všech fixací. V návaznosti na experimentální měření byl vytvořen výpočtový model. Geometrie pánve byla sestavena na základě CT snímků ortopedického modelu pánve. K diskretizaci zpracované geometrie pánve byl použit software HyperMesh [40]. Výpočetní objemová síť modelu se skládá z cca 300 000 prvků s charakteristickou délkou hrany 2,44 mm. Samotný výpočet a vytvoření modelů jednotlivých fixátorů bylo provedeno v konečnoprvkovém programu Abaqus [41]. Pro účely numerické analýzy byl použit homogenní izotropní lineárně elastický model pánve. Ten je určen dvěma základními parametry: Youngovým modulem pružnosti v tahu E a Poissonovým číslem μ . Tyto materiálové parametry byly stano-

veny v experimentálním měření. Pro modely fixátorů byly použity 1D prvky typu prut s nadefinovanými průřezy a materiálovými parametry. Všechny fixace byly do výpočtů uvažovány z titanu, pouze v případě fixace pomocí SB se jednalo o ocel. Simulována byla transforaminální vertikální zlomenina (obrázek 4.1a) o šířce 0,7 mm, kde na povrchu obou vzniklých lomových ploch byl uvažován kontakt s koeficientem tření $f = 0,8$. Následně byly numericky vyšetřeny posuvy na bázi křížové kosti a mapy celkových posuvů. Postupem shodným s experimentálními měřeními, byla vypočtena tuhost a poměr tuhosti, kterými disponovaly jednotlivé fixace. Výsledky pro jednotlivé fixace a srovnání s experimenty jsou uvedeny v [1]. Mezi výpočtovým modelem a experimentem bylo dosaženo velmi dobré shody. Pořadí fixátorů dle účinnosti je stejné jak pro experimentální měření tak pro výpočtový model. Vzájemná odchylka experimentálních a numerických výsledků je od 1,37 % do 7,69 % [1].



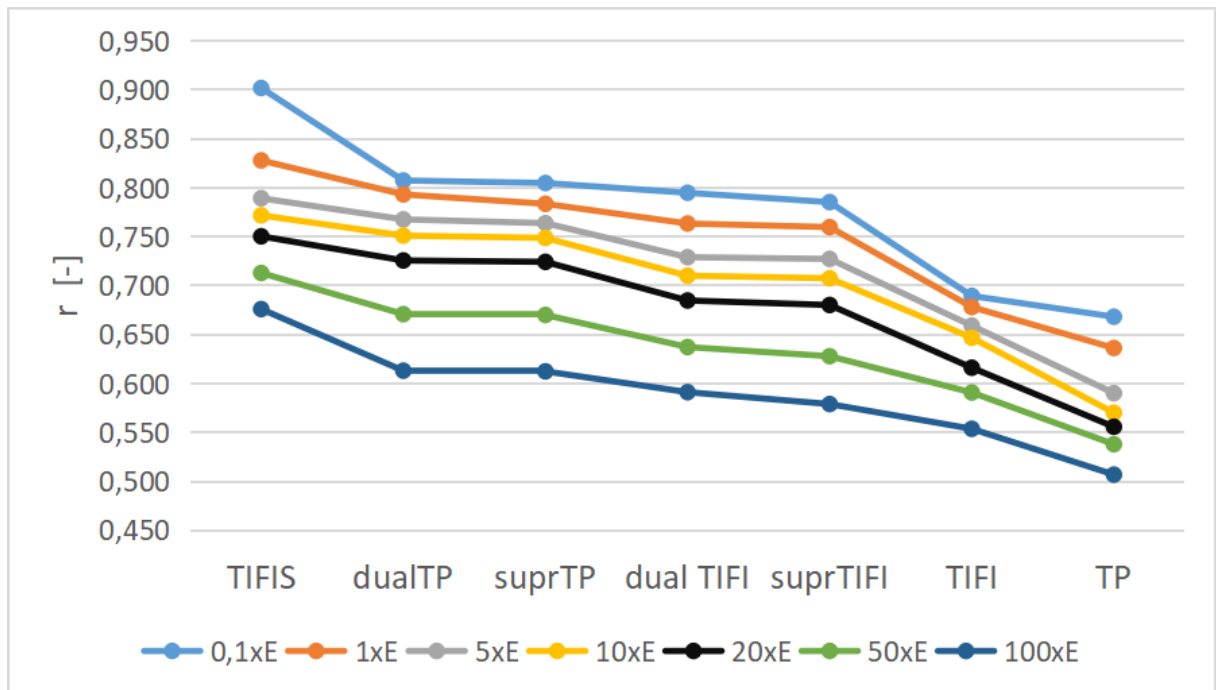
Obrázek 4.1: Realizované zlomeniny.

Pro parametrickou studii byly vybrány pouze tři modely. Konkrétně model s duálním transiliakálním vnitřním fixátorem, model s duální transiliakální dlahou a model kombinující transiliakální vnitřní fixátor s iliosakrálním šroubem (TIFIS). Dále byl na těchto modelech vytvořen další typ zlomeniny, konkrétně jednostranná kominutivní zlomenina (obrázek 4.1b) s přibližnou šířkou 7 mm, kdy plochy zlomeniny byly od sebe vzdáleny tak, že při zatížení modelu nedošlo k jejich kontaktu. Na těchto modelech pro lineární a kominutivní zlomeniny byly srovnány fixace pro duální transiliakální fixátor (dualTIFI), transiliakální fixátor (TIFI), supraacetabulární transiliakální fixátor (suprTIFI), duální transiliakální dlahy (dualTP), transiliakální dlahy (TP), supraacetabulární transiliakální dlahy (suprTP) a transiliakální vnitřní fixátor s iliosakrálním šroubem (TIFIS). Jednotlivé fixační techniky byly v daném případě vytvořeny pomocí objemových prvků.

Cílem této studie bylo zjištění efektivity jednotlivých fixací v závislosti na vlivu tuhosti materiálu, ze kterého byl model pánve vyroben, a následné vzájemné srovnání. Sledo-

vané parametry této studie byly materiálové parametry výpočtového modelu pánve, resp. Youngův modul pružnosti polyurethanové pěny. Reálná hodnota Youngova modulu pružnosti pro polyurethanový model činila 194 MPa a byly uvažovány jeho násobky 0,1, 5, 10, 20, 50, 100. Pro srovnání se hodnota Youngova modulu pro trámčitou kost pohybuje od 50 do 500 MPa a pro kompaktní kost od 7 do 30 GPa [42]. Snahou bylo přiblížit se ve výpočtových modelech těmto hodnotám a následně ověřit poskytovanou stabilitu jednotlivých fixací. Omezením zůstává to, že je model vytvořen z jednoho materiálu, tudíž uvažujeme, že kost tvoří pouze kompakta, což neodpovídá reálnému složení.

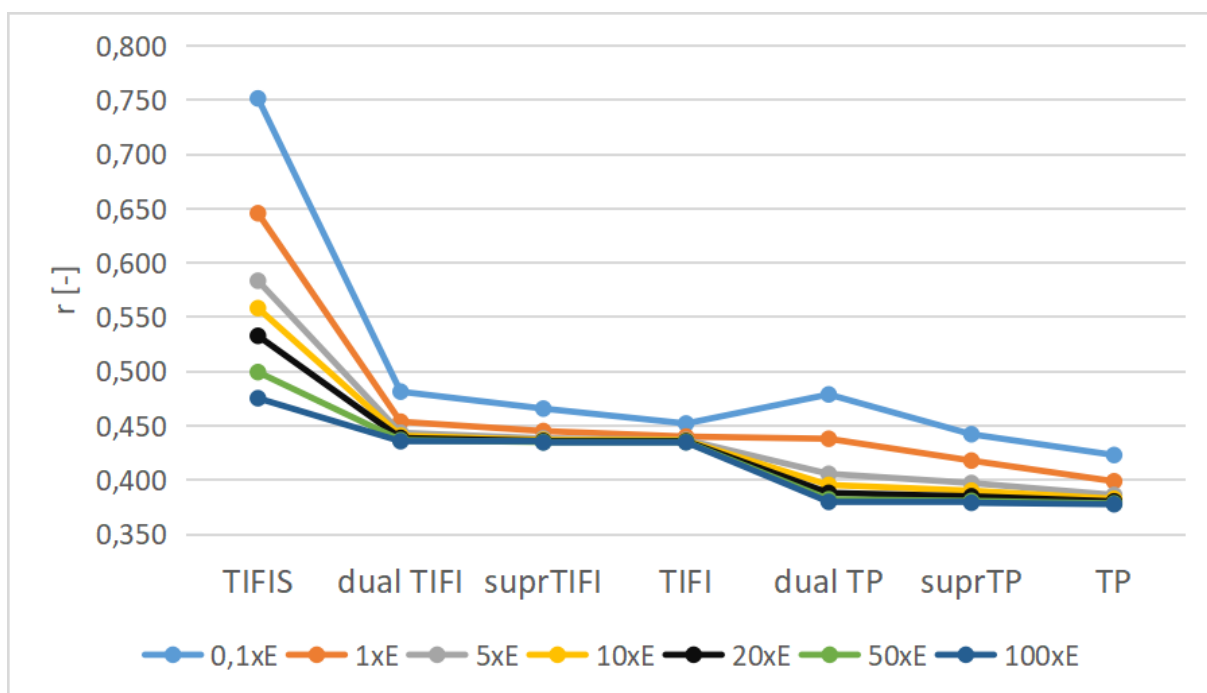
Obrázek 4.2 znázorňuje vliv změny Youngova modulu pružnosti modelu pánve na efektivitu fixací v případě lineární zlomeniny, kde na ose y je uveden vypočtený poměr tuhosti. Z grafu je patrné, že pro všechny sledované fixace zůstává trend nejlepší-nejhorší fixace shodný pro libovolný vybraný násobek Youngova modulu pružnosti.



Obrázek 4.2: Výsledné srovnání jednotlivých fixací na základě poměru tuhosti pro lineární zlomeninu, výsledky pro násobky původního Youngova modulu $E=194$ MPa.

Na obrázku 4.3 jsou znázorněny změny Youngova modulu pružnosti pro kominutivní zlomeniny. V tomto případě je situace odlišná než v případě uvažovaných lineárních zlomenin. Změna Youngova modulu pružnosti pro polyurethanovou pěnu nejvíce ovlivnila model s fixací TIFIS. Nejméně na materiálovém parametru závisí model s fixací TIFI, kde rozdíl mezi násobkem $0,1xE$ a $100xE$ jsou pouhá 4 %. Při zvětšující se tuhosti se zmenšuje vliv na jednotlivé fixace. Toto odlišné chování souvisí s faktem, že v tomto případě, tj. při

kominutivní zlomenině, nedochází ke kontaktu kostí v oblasti zlomeniny.



Obrázek 4.3: Výsledné srovnání jednotlivých fixací na základě poměru tuhosti pro kominutivní zlomeninu, výsledky pro násobky původního Youngova modulu $E=194$ MPa.

Kapitola 5

Výpočtový model pánve se spinopelvickými fixacemi a srovnání výsledků

5.1 Vytvoření výpočtového modelu

Geometrie výpočtového modelu pánve byla vytvořena na základě CT snímků anonymního pacienta s aplikovanou spinopelvickou fixací. V lékařské praxi lze požadované informace získat z dat ve formě jednotlivých řezů, nebo může být z jednotlivých řezů vytvořen 3D model. Pro představu je na obrázku 5.1 znázorněna jedna z vytvořených 3D rekonstrukcí konkrétního anonymního pacienta, která vznikla na Klinice zobrazovacích metod FN Plzeň. Data byla analyzována na základě CT snímků, které byly snímány v transversálních řezech po každých 0,75 mm, což umožnilo podrobnou analýzu dat. Ta byla provedena v programu 3D Slicer, který umožňuje 3D vizualizaci právě zpracovávaných dat. Tímto způsobem byla vytvořena geometrie obratle L4 a L5. Protože anonymním pacientem byl dospělý muž a jeho velikost pánve se shodovala s již dříve používaným ověřeným modelem pánve, byla použita geometrie modelu pánve validovaného v předchozí kapitole 4 a v bakalářské práci [1]. Pánevní pletenec byl opět považován za jedno spojitě těleso a kloubní i chrupavčitá spojení byla zanedbána. Konečnoprvková objemová síť obou obratlů byla vytvořena v programu Hypermesh. Pro tvorbu geometrie meziobratlových plotének byly CT snímky využity pouze nepřímo. Protože CT dobře nezobrazuje měkké tkáně, a to vazivové a ani chrupavčité, byly modely meziobratlových plotének vytvořeny vyplněním prostoru mezi těly obratlů L4 a L5 a mezi tělem obratle L5 a S1 (báze křížové kosti). Přibližný rozměr byl ověřen dle literatury. K vytvoření výpočtové sítě byl opět použit

program Hypermesh.

Poslední komponentou, která byla vytvořena na základě CT snímků, byla samotná fixace. Aby bylo možné provádět různé varianty spinopelvických fixací, jejichž popis a technický rozbor byl blíže uveden v podkapitole 3.3, byly všechny šrouby, spojovací tyče a příčníky namodelovány jako samostatné součásti. Výpočtové modely šroubů byly zjednodušeny a byly modelovány jako válcová tělesa s odpovídajícím průměrem v podobě vnitřních průměrů skutečných šroubů. Délky pedikulárních šroubů byly zvoleny na základě délky reálných šroubů a činily 60 mm. Délky polyaxiálních iliakálních šroubů byly 80 mm. Dále byl použit jeden iliosakrální šroub s délkou 100 mm. Průměr všech šroubů byl 5 mm. Speciálním případem byl model s bilaterální kominutivní zlomeninou, kde byl použit prodloužený iliosakrální šroub (iliosakroiliakální šroub), jehož délka byla 130 mm a průměr zůstal shodný s klasickým ISS.

Výpočtové sítě všech komponent byly vytvořeny z objemových prvků typu čtyřstěn s charakteristickou délkou hrany 1,13 mm pro model obratle L4, 1,61 mm pro model obratle L5 a model pánevního pletence měl charakteristickou délku hrany prvku 2,25 mm.



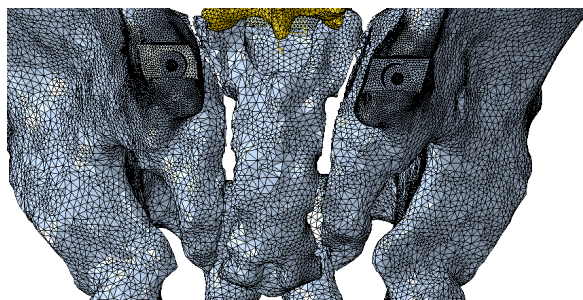
Obrázek 5.1: 3D rekonstrukce CT snímků anonymního pacienta. Zdroj: Klinika zobrazovacích metod FN Plzeň.

Sestavení kompletního výpočtového modelu bylo provedeno v programu Abaqus, ve kterém byly následně realizovány numerické simulace spolu s vyhodnocením výsledků. Pro model pánevního pletence a modely obratlů byly použity materiálové parametry polyurethanové pěny, které byly stanoveny v [2] z provedených tahových a tlakových zkoušek. Materiálové parametry pro meziobratlové ploténky byly převzaty z literatury [43], ta uvádí, že efektivní modul pružnosti ploténky by měl být v rozsahu 5,8-42,7 MPa a neměl

by překročit hodnotu 100 MPa. V rámci výpočtového modelu byla pro ploténky uvažována hodnota Youngova modulu pružnosti $E=30$ MPa. Pro modely jednotlivých fixací byly použity materiálové vlastnosti titanu. Hodnoty materiálových parametrů pro všechny komponenty, konkrétně moduly pružnosti E a Poissonova čísla μ , jsou uvedeny v tabulce 5.1. Všechna tělesa byla považována za homogenní a izotropní.

Materiál	Modul pružnosti E	Poissonova konstanta μ [-]
polyurethanová pěna	194 MPa	0,2
chrupavka	30 MPa	0,4
titan	120 GPa	0,33

Tabulka 5.1: Materiálové parametry.



Obrázek 5.2: Geometrie pánve s bilaterální kominutivní zlomeninou.

Souřadnicový systém byl ve výpočtovém modelu umístěn do středu báze křížové kosti tak, že osa z směřovala svisle dolů. Geometrické okrajové podmínky uložení modelu byly aplikovány v obou kloubních jamkách kyčelního kloubu, kde bylo zamezeno posuvům a rotacím ve všech směrech. Zatížení bylo aplikováno na bázi obratle L4, kde hodnota výsledného statického zatížení činila 500 N a působila kolmo na povrch báze. Statické zatížení bylo realizováno pomocí couplingové vazby, která zátěžnou sílu přenášela do jednotlivých uzlů výpočtové sítě na zvolené oblasti báze obratle L4. Velikost zatížení přibližně odpovídá fyziologickému zatížení pánve ve stoji dospělého muže.

V rámci numerických simulací byly uvažovány následující 3 typy zlomenin a to konkrétně jednostranná lineární transforaminální zlomenina, jednostranná vertikální kominutivní zlomenina a bilaterální kominutivní vertikální zlomenina. Princip modelování lineární a kominutivní zlomeniny byl již uveden na obrázku 4.1a a obrázku 4.1b. Realizace bilaterální kominutivní zlomeniny je znázorněna na obrázku 5.2. Šířky jednotlivých zlomenin byly uvažovány shodně s kapitolou 4. V praxi se však spinopelvicke fixace na lineární typy zlomenin nepoužívají, nicméně zde byly použity zejména pro potvrzení domněnky

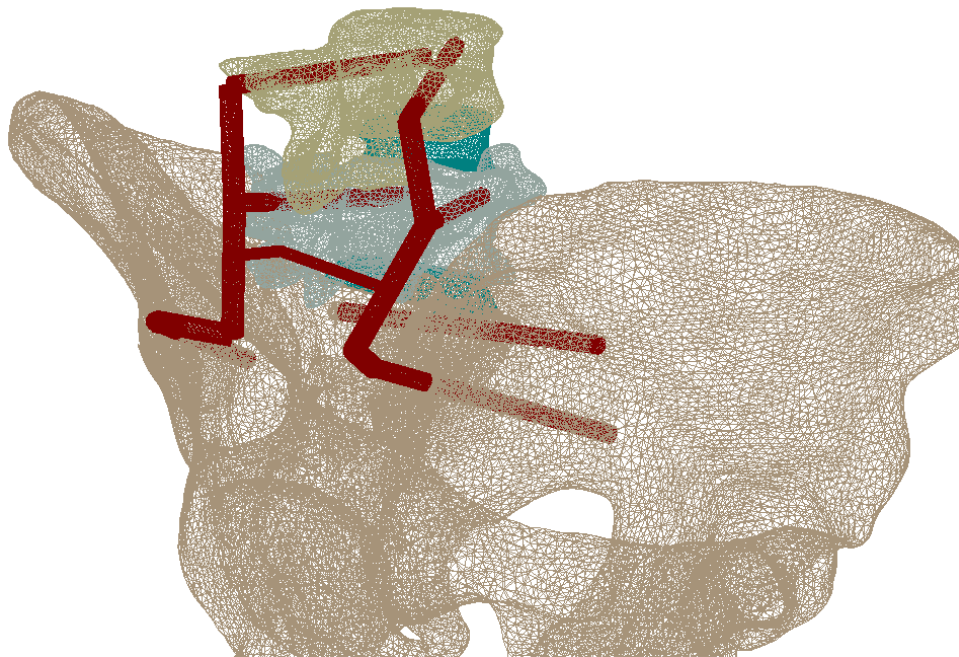
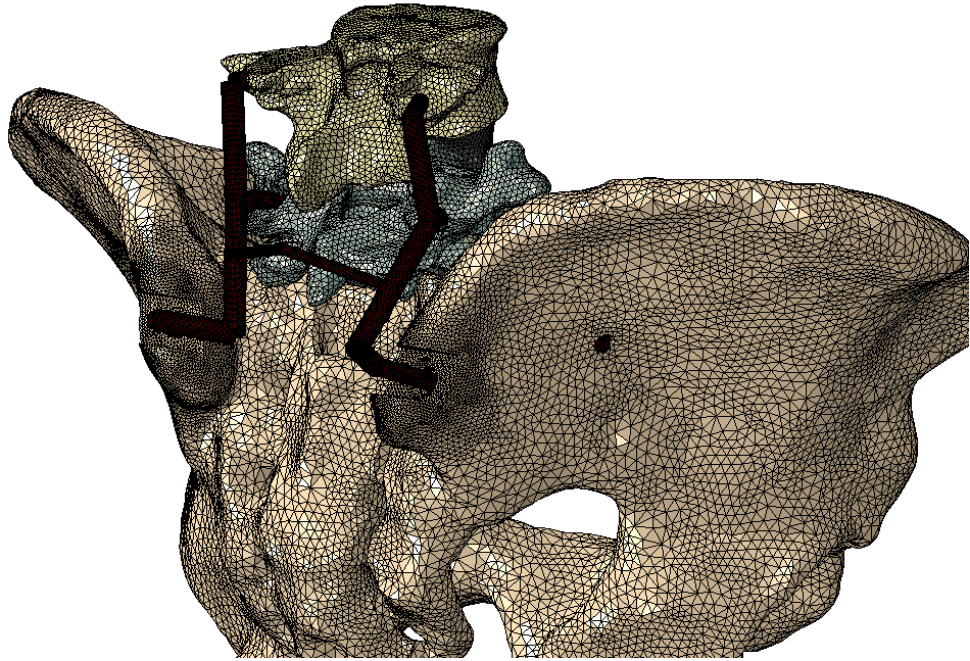
o nadbytečnosti těchto fixací aplikovaných na lineární zlomeniny. V této kapitole je tedy větší důraz kladen na kominutivní zlomeniny.

5.2 Vyhodnocení výsledků

Celkem bylo v této práci vytvořeno a srovnáno 13 spinopelvických fixačních technik:

- L4L5 s příčnickem
- L4 s příčnickem
- L5 s příčnickem
- L4L5 + ISS s příčnickem
- L4 + ISS s příčnickem
- L5 + ISS s příčnickem
- triangulární fixace
- L4L5 bez příčnicku
- L4 bez příčnicku
- L5 bez příčnicku
- L4L5 + ISS bez příčnicku
- L4 + ISS bez příčnicku
- L5 + ISS bez příčnicku.

Realizace výpočtového modelu, konkrétně model s aplikovanou fixací L4L5+ISS s příčnickem, je znázorněna na obrázku 5.3. Pro lepší představu je zde kromě stínovaného zobrazení modelu uvedeno i zobrazení samotných hran (tzv. drátový model), ze kterého je patrné pozicování fixace. Veličina, podle které byly jednotlivé fixační techniky srovnávány, byla velikost posuvu báze křížové kosti ve směru kolmém na bázi. Ta byla vypočtena jako průměrná hodnota posuvů jednotlivých uzlů na zvolené oblasti báze křížové kosti. Dalšími sledovanými parametry byla velikost posuvu báze L4, L5 a rozložení posuvů na jednotlivých částech modelu, tedy mapy celkových posuvů vznikajících při uvažovaném zatížení.



Obrázek 5.3: Realizace výpočtového modelu pro spinopelvicou fixaci s příčnickem a ili-
osakrálním šroubem, stínované zobrazení výpočtové sítě (nahore), zobrazení samotných
hran výpočtové sítě (dole).

	celkový posuv [mm]		
	LIN	KOM	DKOM
L4L5 + ISS	1,480	1,511	1,657
L4 + ISS	1,486	1,513	1,656
L5 + ISS	1,482	1,572	1,773
triang	1,757	1,892	2,216
L4L5	1,664	2,740	4,035
L4	1,640	2,889	4,476
L5	1,924	3,481	9,160

Tabulka 5.2: Velikosti posuvů báze křížové kosti pro linerární (LIN), kominutivní (KOM) a bilaterální kominutivní (DKOM) zlomeninu pro všechny sledované fixace s příčnickem.

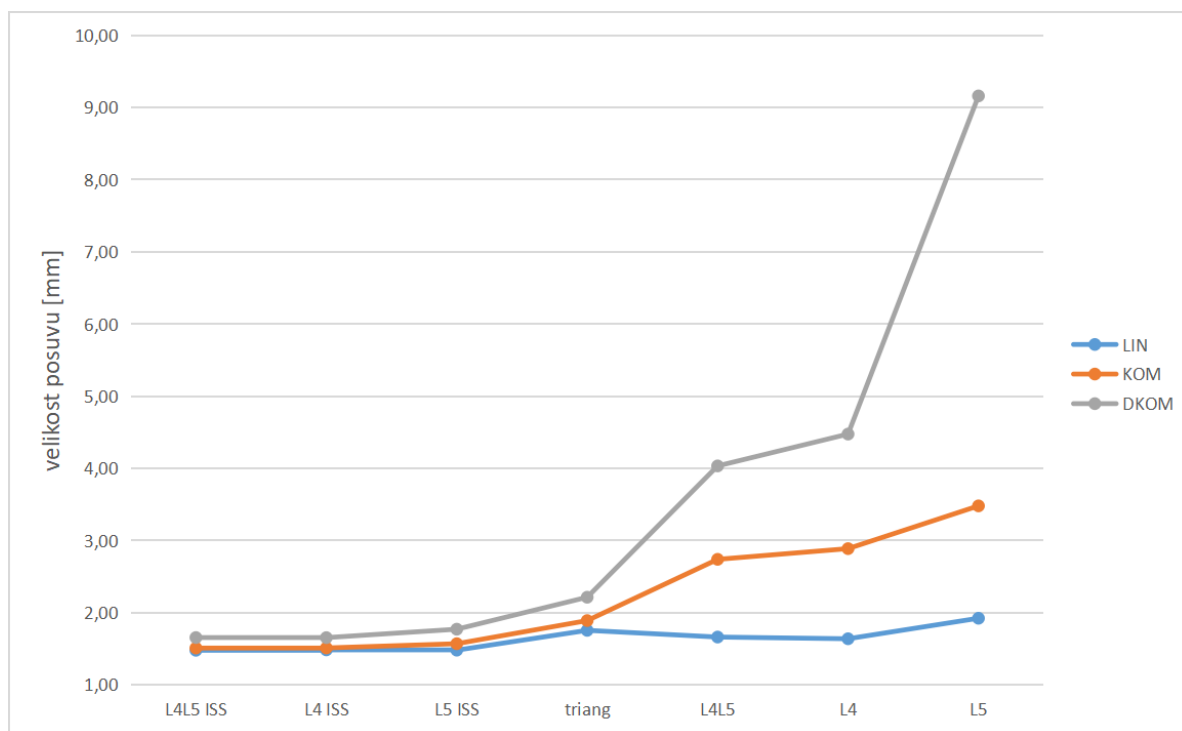
	celkový posuv [mm]		
	LIN	KOM	DKOM
L4L5 + ISS	1,682	1,734	2,026
L4 + ISS	1,734	1,791	2,151
L5 + ISS	1,651	2,302	2,113
L4L5	2,606	3,385	5,182
L4	3,085	3,958	6,283
L5	2,934	4,045	9,861

Tabulka 5.3: Velikosti posuvů báze křížové kosti pro linerární (LIN), kominutivní (KOM) a bilaterální kominutivní (DKOM) zlomeninu pro všechny sledované fixace bez příčnicku.

V tabulce 5.2 jsou shrnuty číselné hodnoty velikosti posuvů báze křížové kosti pro fixace s příčnickem a navíc pro triangulární osteosyntézu. V tabulce 5.3 jsou pak uvedeny hodnoty velikostí posuvů báze křížové kosti pro fixace bez příčnicku. Jednotlivé fixace jsou seřazené podle kominutivních zlomenin od nejmenšího posuvu po největší. Speciálním případem je triangulární fixace, která je jako jediná jednostranná, tudíž je zde přítomnost příčnicku vyloučena. Pro účely této práce bude triangulární fixace řazena do skupiny fixací s příčnickem.

Při srovnání tabulek 5.2 a 5.3 je patrné, že pořadí fixací od nejmenšího po největší posuv zůstává pro fixace s příčnickem i bez příčnicku stejné. Rozdíly mezi fixacemi pro kominutivní zlomeniny s příčnickem a bez příčnicku se pohybují od 13 % do 32 %, kde nejmenší rozdíl je

pro nejlepší fixaci L4L5+ISS a největší rozdíl je pro fixaci L5+ISS. Z hlediska biomechaniky pánevního kruhu je tedy nezbytná přítomnost transversálního příčnicku mezi oběma stranami fixace, který zajišťuje rotační stabilitu [37]. Grafické srovnání jednotlivých fixací s příčnickem (tabulka 5.2) je uvedeno na obrázku 5.4. Z něho je patrné, že pro lineární zlomeninu mají všechny typy spinopelvicových fixací obdobný vliv. V případě lineárních zlomenin se využívá jiných miniinvazivních technik (např. transiliakální vnitřní fixátory, iliosakrální šrouby, příp. jejich modifikace a kombinace) [37].

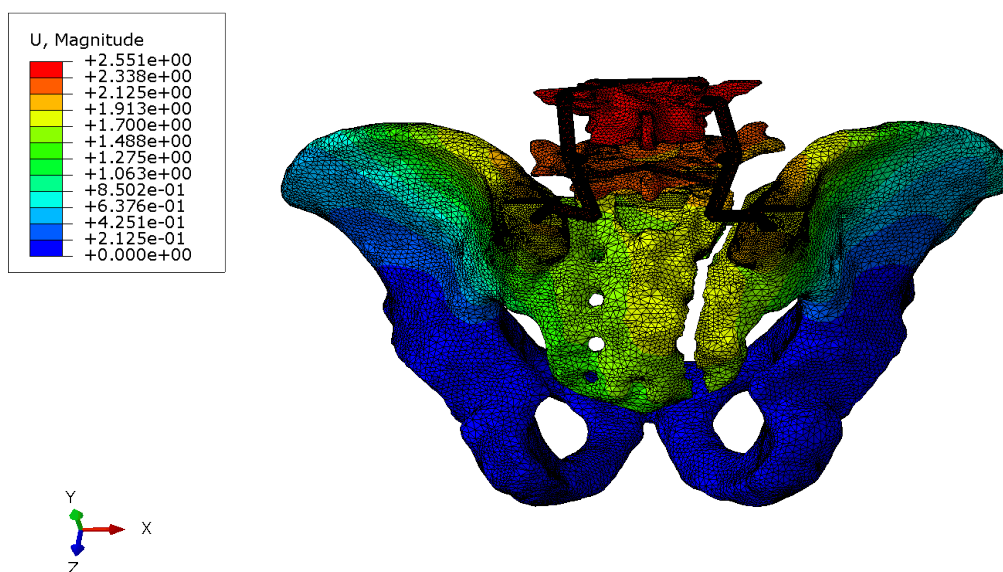


Obrázek 5.4: Grafické znázornění tabulky 5.2.

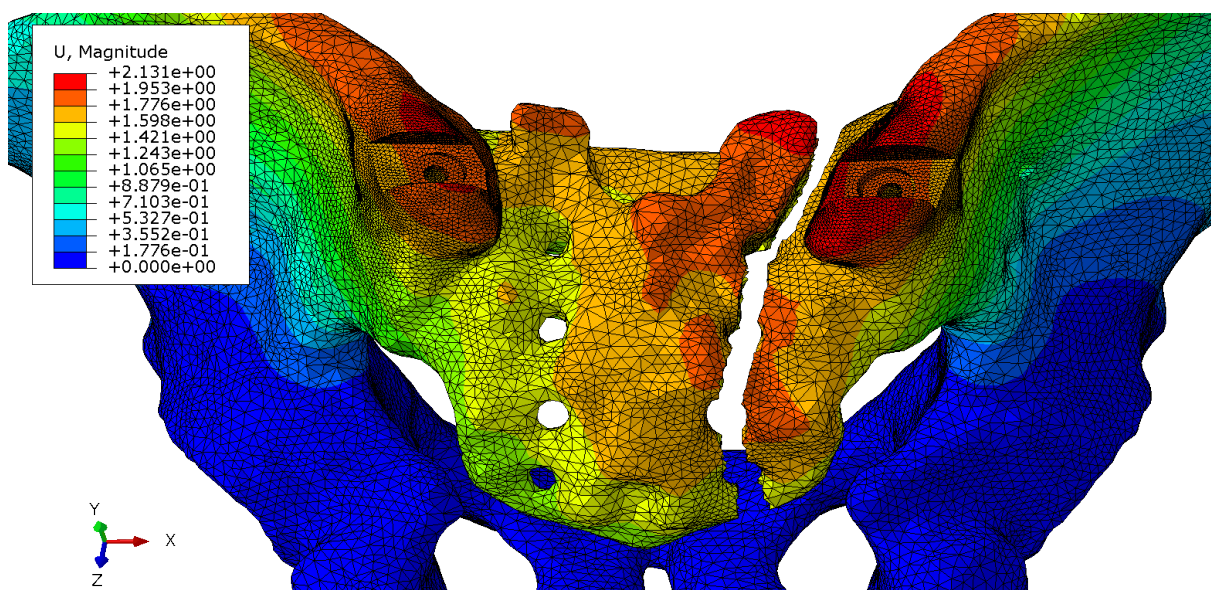
Výsledky pro všechny typy zlomenin ukazují, že v případě nepřítomnosti iliosakrálního šroubu je tuhost fixované pánve výrazně ovlivněna umístěním bederních pedikulárních šroubů. Nejméně efektivní způsob je fixace L5, zatímco fixace L4 a L4+L5 jsou zhruba srovnatelné. Dále je zřejmé, že pořadí fixací je shodné v případě s ISS i bez ISS, tedy od nejlepšího a to následovně v pořadí L4L5, L4 a L5. Triangulární osteosyntéza zde tvoří jakýsi přechodový stupeň mezi fixacemi s ISS a bez ISS. Je sice jednostranná, ale stabilitu ji dodává právě ISS, který je součástí této fixace. Dalším důležitým závěrem, který lze z obrázku 5.4 vyvodit je, že při použití iliosakrálního šroubu se chovají fixace L4L5, L4 a L5 obdobně a dokonce příliš nezáleží na tom, jaký typ zlomeniny je fixován. Například rozdíl ve velikosti posuvu báze křížové kosti pro fixaci lineární zlomeniny mezi fixací L4L5+ISS a fixací kominutivní zlomeniny stejnou fixační technikou jsou pouhá

2%. Rozdíl ve velikosti posuvu báze křížové kosti mezi fixací kominutivní zlomeniny opět pomocí L4L5+ISS a fixací bilaterální kominutivní zlomeniny činí 9%.

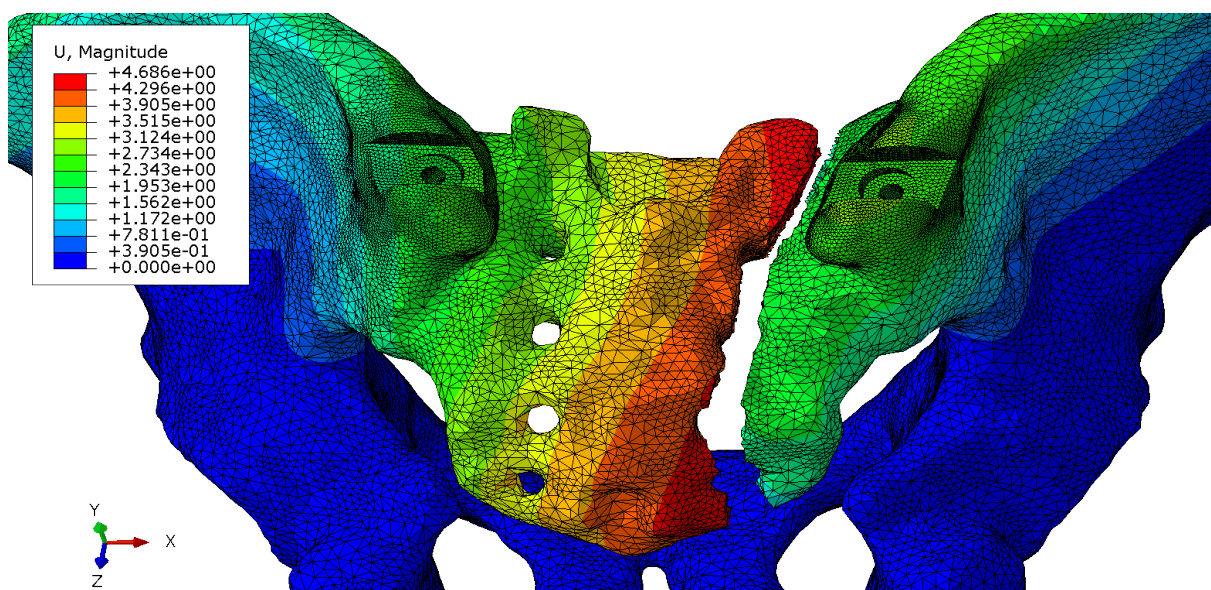
Chování vybraných výpočtových modelů je znázorněno na obrázku 5.5 - 5.11 pomocí map posuvů, kde každý obrázek má svou odpovídající škálu. Na obrázku 5.5 je pro představu znázorněn celý výpočtový model pro fixaci kominutivní zlomeniny pomocí L4L5+ISS s příčnickem. Na základě provedeného srovnání se jedná o nejlepší fixační variantu pro kominutivní zlomeniny, tedy posuv báze křížové kosti je v tomto případě nejmenší. Z mapy rozložení posuvů na obrázku 5.5 je patrné, že největší posuv vzniká v oblasti zatěžování, tedy na bázi obratle L4 a jeho hodnota činí přibližně 2.5 mm. Na následujícím obrázku 5.6 je na shodném modelu znázorněn detail oblasti zlomeniny, tedy křížová kost, kde byl pro lepší vizualizaci vynechán model fixace. Z mapy posuvů je patrné, že se obě strany zlomeniny posouvají souměrně. Z obrázku 5.7, kde je znázorněna mapa posuvů pro model s kominutivní zlomeninou fixovaný pomocí L5 s příčnickem, je vidět, že chování lomové linie má odlišný charakter. V tomto případě se křížová kost výrazně posouvá vůči pravé straně zlomeniny.



Obrázek 5.5: Rozložení posuvů na celém výpočtovém modelu pro fixaci kominutivní zlomeniny pomocí L4L5+ISS s příčnickem.

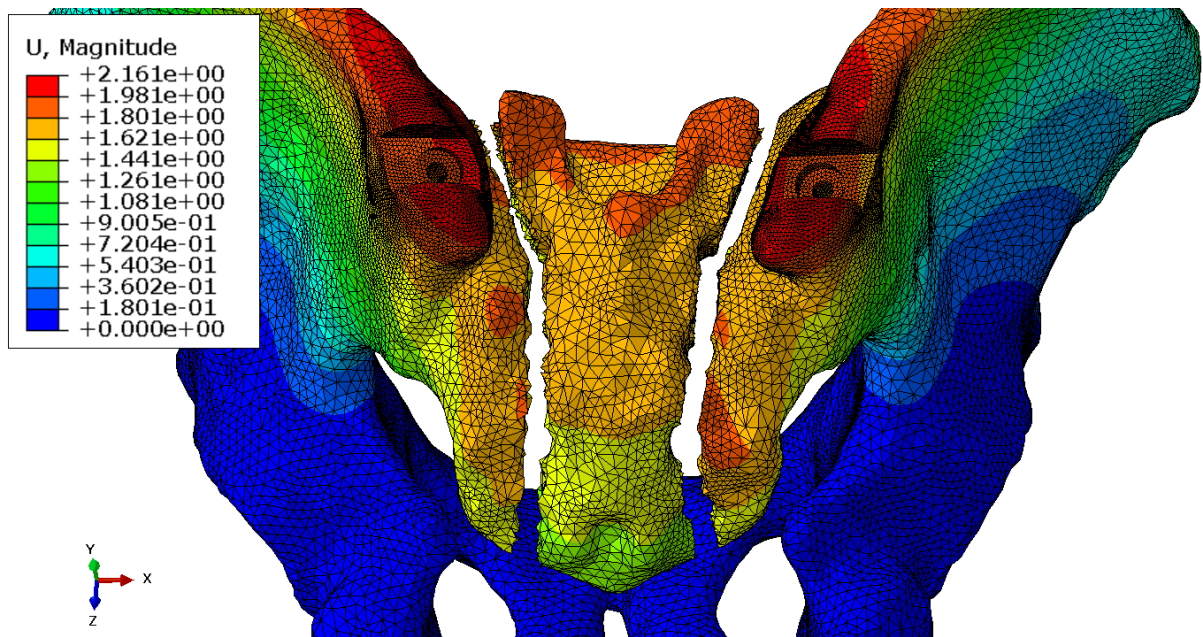


Obrázek 5.6: Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci kominutivní zlomeniny pomocí L4L5+ISS s příčnickem.

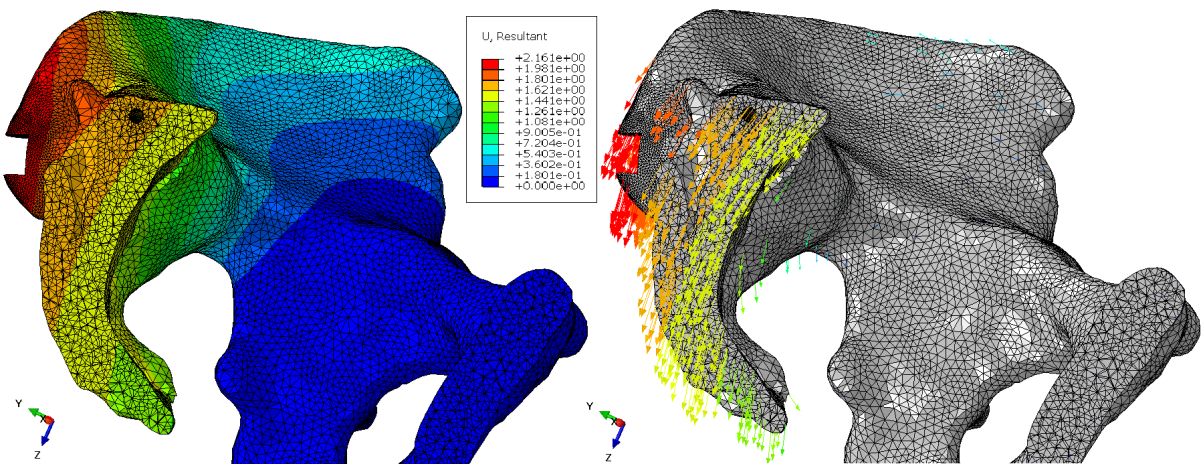


Obrázek 5.7: Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci kominutivní zlomeniny pomocí L5 s příčnickem.

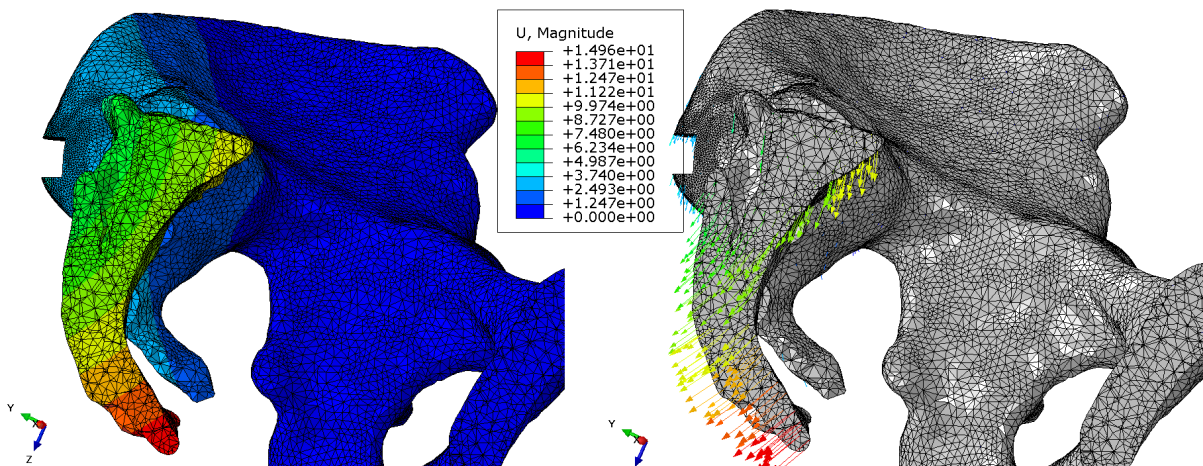
Na obrázku 5.8 je znázorněna mapa posuvů pro model s bilaterální kominutivní zlomeninou, na kterou byla aplikována fixace L4L5+ISS s příčnickem. Tato fixace je dle tabulky 5.2 nejlepší variantou fixace bilaterální zlomeniny. Naopak jako nejhorší fixace se jeví fixace pomocí L5 s příčnickem, jejíž výsledná mapa posuvů je znázorněna na obrázku 5.11. Na-prosto odlišné chování těchto fixací získáme porovnáním obrázku 5.9 a obrázku 5.10, kde je posuv křížové kosti znázorněn pomocí vektorů v mediálním řezu.



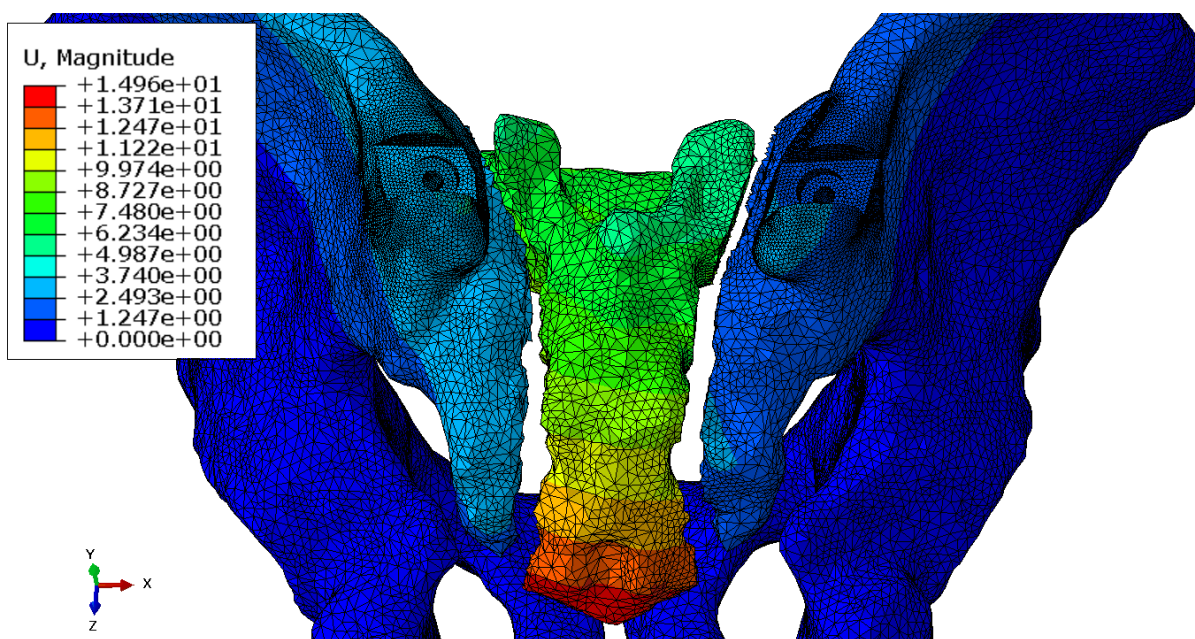
Obrázek 5.8: Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci bilaterální kominutivní zlomeniny pomocí L4L5+ISS s příčnickem.



Obrázek 5.9: Posuv křížové kosti pro model s fixací L4L5+ISS znázorněný pomocí vektorů.



Obrázek 5.10: Posuv křížové kosti pro model s fixací L5 znázorněný pomocí vektorů.

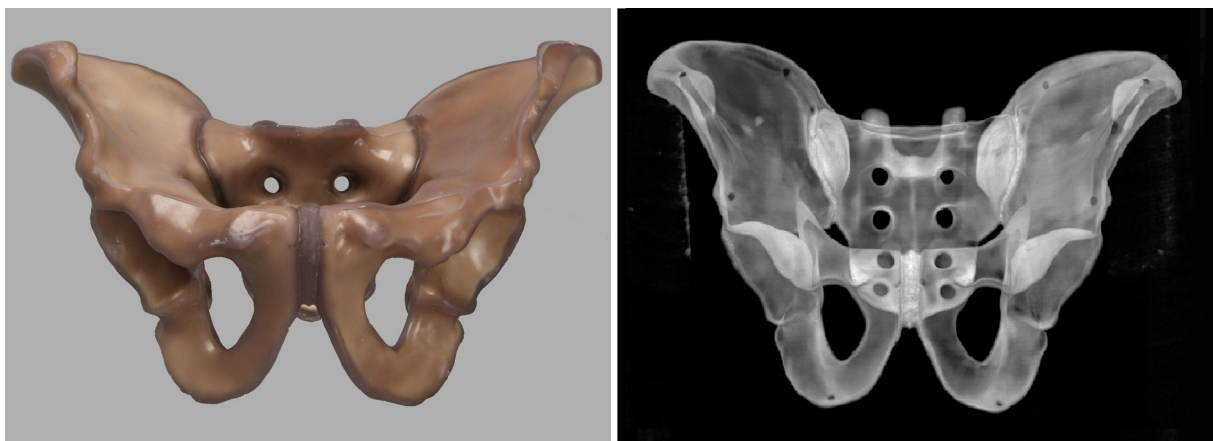


Obrázek 5.11: Rozložení posuvů v oblasti křížové kosti pro fixaci bilaterální kominutivní zlomeniny pomocí L5 s příčnickem.

Kapitola 6

Konečnoprvková studie kompozitního modelu pánve

Předlohou pro výpočtový model byl kompozitní ortopedický model pánve od firmy Sawbones [44], který je znázorněn na obrázku 6.1. Dále je na obrázku znázorněna provedená 3D rekonstrukce CT snímků tohoto modelu, která byla nutná pro další zpracování geometrie a vytvoření výpočtového modelu kompozitní pánve. Potah kompozitního ortopedického modelu byl vyroben z epoxidu vyplněného krátkými skleněnými vlákny. Tento materiál se používá k napodobení kortikální kosti. Jádro modelu tvoří polyurethanová pěna s uzavřenými buňkami a hustotou 17 PCF (pounds per cubic foot), který simuluje trámčitou kost. Tato skladba modelu umožňuje dobrou aproximaci reálné kosti.



Obrázek 6.1: Kompozitní ortopedický model od firmy Sawbones [44], vlevo skutečné provedení, vpravo 3D rekonstrukce CT snímků.

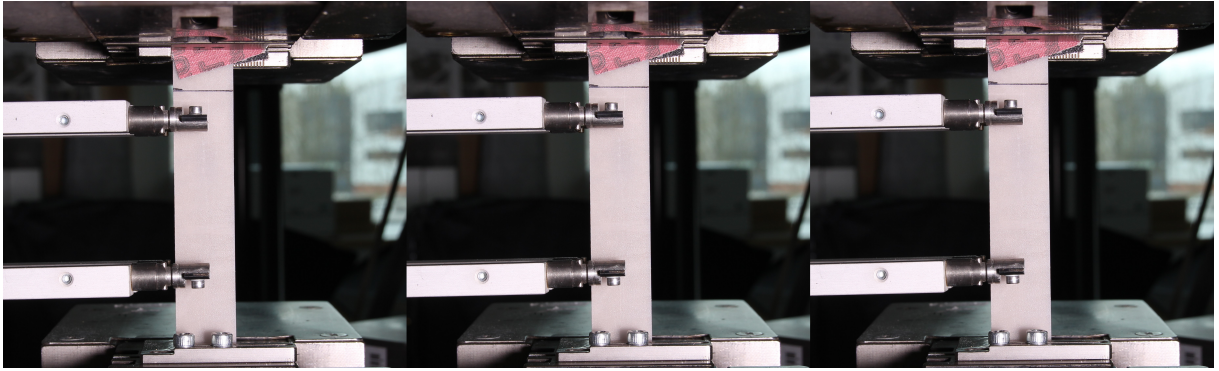
6.1 Identifikace materiálových parametrů kompozitního modelu

Youngův modul pružnosti materiálu, ze kterého je vyrobeno jádro a potah kompozitního modelu pánve, byl stanoven v sérii experimentálních měření na sendvičových deskách vyrobených ze stejných materiálů, které byly použity na výrobu ortopedických kompozitních modelů pánve.

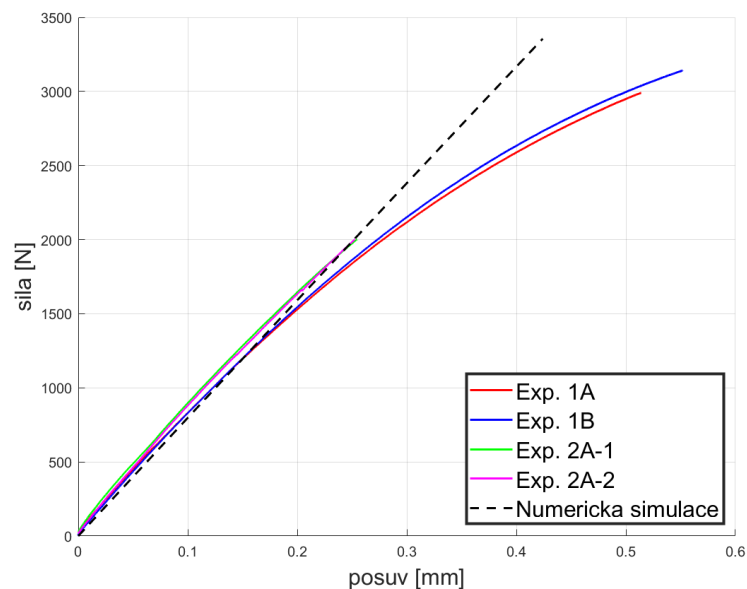
6.1.1 Tahová zkouška potahu

Pro experimentální určení Youngova modulu pružnosti potahu byla provedena tahová zkouška. Čtyři vzorky o rozměrech $170,0 \times 19,4 \times 2,15$ mm (délka \times šířka \times tloušťka) byly podrobeny tahové zkoušce na testovacím stroji ZWICK ROELL Z050. Rychlost zatěžování činila 2 mm/min. Vzorky byly do čelistí uchyceny přes smirkový papír, který zabraňoval pohybu vzorku v čelistech. Počáteční vzdálenost mezi čelistmi stroje byla 100 mm, v případě ramínek extenzometru 50 mm.

Průběh tahové zkoušky během zatěžování je zobrazen na obrázku 6.2. K poškození testovaných vzorků docházelo v oblasti hran čelistí. Tahový diagram je znázorněn na obrázku 6.3. Tahové vzorky označené 1A a 1B byly zatěžovány až do vzniku porušení. Dále byly pro jednotlivé vzorky vyjádřeny křivky závislosti napětí-deformace a jejich lineární části byly aproximovány přímkami pro určení materiálových parametrů podle normy ASTM D3039-M08. Na základě tečny ke každé z těchto přímek byl pro každý experiment stanoven Youngův modul pružnosti. Střední hodnota Youngova modulu pružnosti byla stanovena na 9,7 GPa. Pro ověření experimentálního měření a stanovených materiálových parametrů byl v programu Abaqus sestaven numerický model tahové zkoušky pro daný vzorek, závislost síly na posuvu z této simulace je srovnána s experimentálními hodnotami na obrázku 6.3.



Obrázek 6.2: Průběh tahové zkoušky potahu, vlevo zahájení zkoušky, vpravo porušení vzorku v oblasti čelisti.

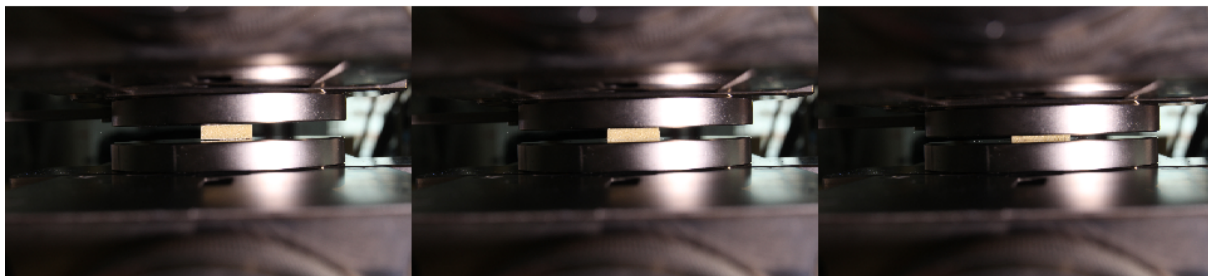


Obrázek 6.3: Graf závislosti síly na posuvu při tahové zkoušce potahu.

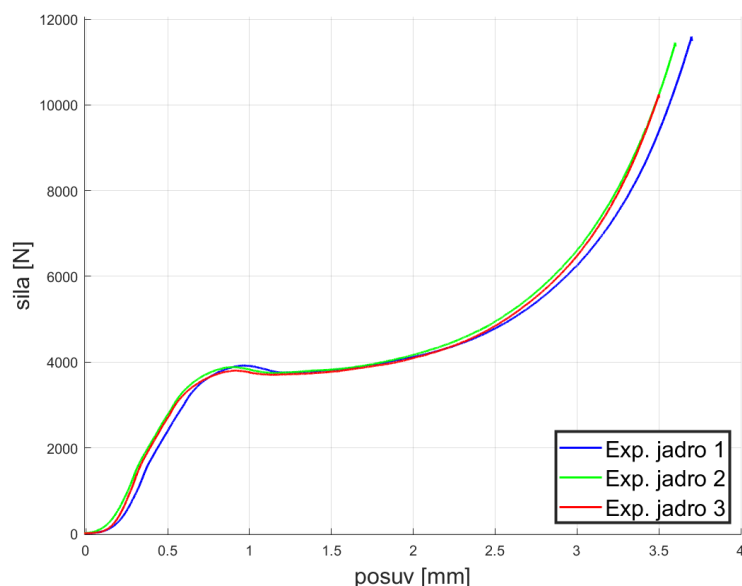
6.1.2 Tlaková zkouška jádra

Pro experimentální stanovení Youngova modulu pružnosti jádra byla provedena tlaková zkouška. Pro tlakové zkoušky byly využity 3 pěnové vzorky o průměrném průřezu $395,8 \text{ mm}^2$ a tloušťce $5,3 \text{ mm}$. Vzorky byly zatěžovány rychlostí 2 mm/min s uvažovanou mezní hodnotou posuvu 4 mm a to včetně vymezení vůlí mezi zatěžujícím členem a vzorkem. Průběh tlakové zkoušky v jednotlivých fázích zatěžování je znázorněn na obrázku 6.4. Závislost velikosti síly na posuvu je znázorněna na obrázku 6.5. Lineární části křivek napětí-deformace byly opět aproximovány přímkami. Aproximace byla provedena v lineární oblasti stanovené normou ASTM D3410-M08. Youngův modul byl stanoven na základě tečen aproxima-

čních přímek. Ze 3 uvažovaných vzorků byla vypočtena střední hodnota Youngova modulu pružnosti pro pěnové jádro, která činí 92 MPa.



Obrázek 6.4: Průběh tlakové zkoušky pěnového jádra, vlevo zahájení zkoušky, vpravo maximální uvažované stlačení vzorku 4 mm.

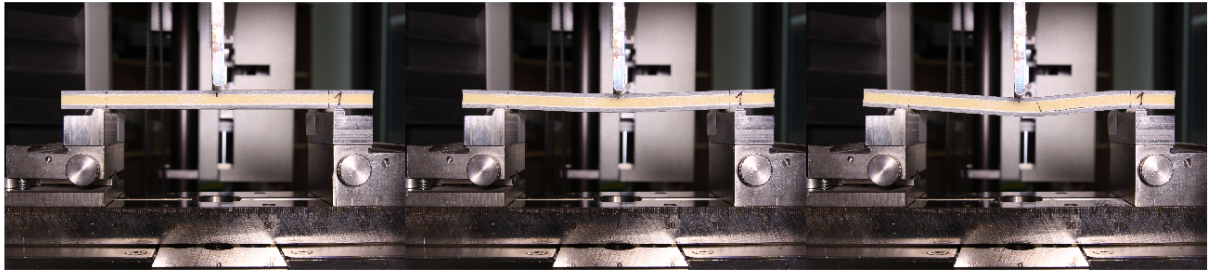


Obrázek 6.5: Graf závislosti síly na posuvu pro tlakovou zkoušku.

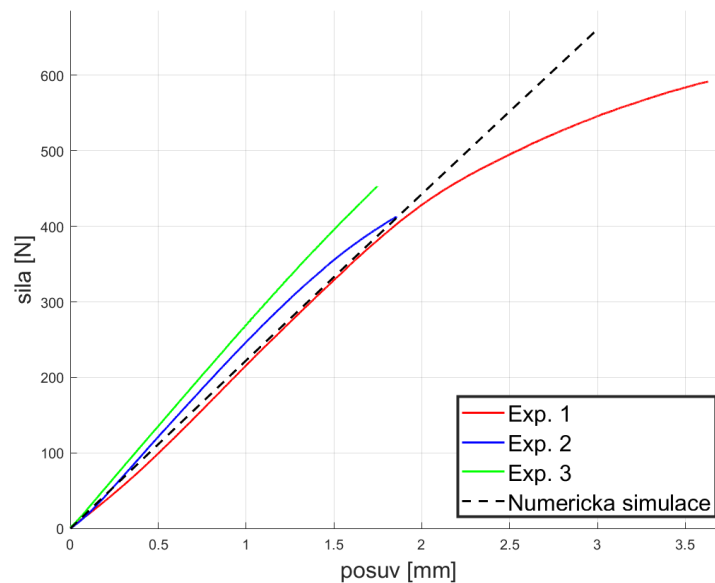
6.1.3 Tříbodový ohyb sendvičového nosníku

Na třech vzorcích sendvičového nosníku vyrobeného ze stejného potahu a jádra, které byly samostatně testovány v předešlých podkapitolách a ze kterých je vyrobená samotná kompozitní pánev, o rozměrech $170,0 \times 19,4 \times 10,4$ mm (délka \times šířka \times tloušťka) byla realizována zkouška tříbodového ohybu. Rychlost zatěžování činila 5,0 mm/min. Umístění sendvičového vzorku do testovacího stroje je znázorněno na obrázku 6.6. Vzdálenost spodních podpor testovacího přípravku o průměru 10 mm byla 120 mm, vzorek byl umístěn symetricky. Celkem byly testovány 3 vzorky, v prvním případě (vzorek Exp 1) byl za-

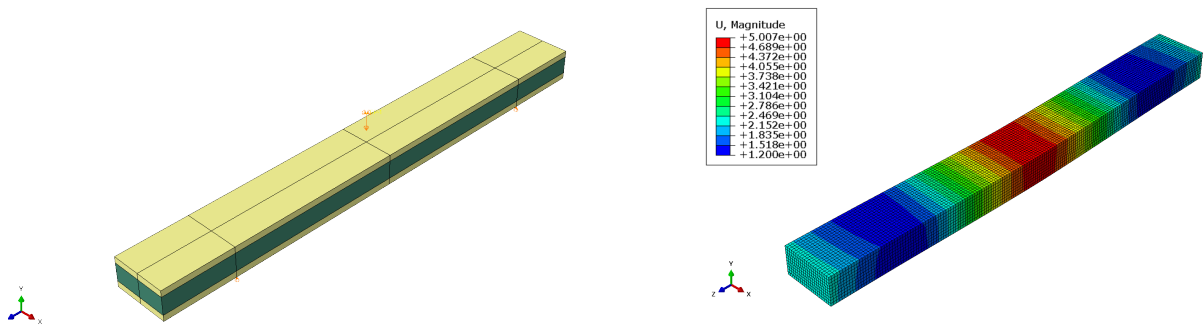
těžován do maximálního dosaženého posuvu (průhybu) 5 mm. Vlivem nadměrného ohybu vzorku došlo k jeho poškození v podobě vzniku lomu, který je patrný z obrázku 6.6, na němž je znázorněn průběh zatěžování při ohybové zkoušce. Průběh ohybové zkoušky je znázorněn na obrázku 6.6, kde je na posledním snímku vidět lom. Pro další dva vzorky (Exp 2 a Exp 3) byla snížena hodnota maximálního posuvu na 2 mm. Výsledné závislosti síly na posuvu pro všechny testované vzorky jsou znázorněny na obrázku 6.7.



Obrázek 6.6: Průběh ohybové zkoušky kompozitního sendviče až do porušení.



Obrázek 6.7: Graf závislosti síly na posuvu pro ohybovou zkoušku kompozitního sendviče.



Obrázek 6.8: Realizace výpočtového modelu pro ohyb kompozitního sendviče, vlevo výpočtový model kompozitního sendviče, vpravo výsledná mapa posuvů.

Experimentálně určených parametrů materiálu byl pro případ ohybové zkoušky vytvořena výpočtová simulace v konečnoprvkovém programu Abaqus. V něm byl namodelován sendvičový nosník příslušných rozměrů, realizace výpočtového modelu a výsledná mapa posuvů je znázorněna na obrázku 6.8. Pro potah a jádro sendvičové struktury byly použity výše identifikované moduly. Hodnoty Poissonova čísla byly převzaty od výrobce kompozitních modelů Sawbones [44]. Shrnutí použitých materiálových parametrů ve výpočtovém modelu kompozitního nosníku je uvedeno v tabulce 6.1. Na obrázku 6.7 je znázorněno porovnání výsledků numerické simulace s experimentálními daty v podobě závislosti síly na posuvu v místě zatížení.

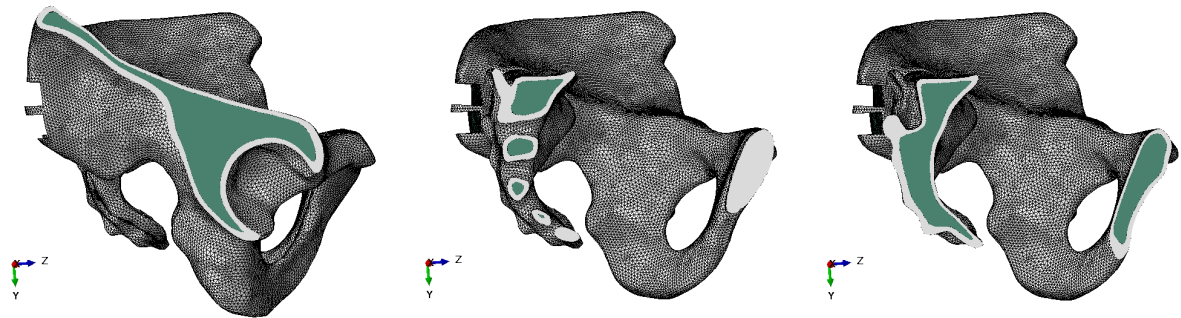
Materiál	Youngův modul E	Poissonova konstanta μ [-]
jádro	92 MPa	0,20
potah	9,7 GPa	0,26

Tabulka 6.1: Materiálové parametry kompozitního modelu.

6.2 Výpočtový model kompozitního modelu pánve

Geometrie výpočtového modelu ortopedické kompozitní pánve byla vytvořena shodně s podkapitolou 5.1. CT snímky byly zpracovány v programu 3D Slicer, výpočtové síť pro potah a jádro byly vytvořeny v programu Hypermesh. Sestavení celkového výpočtového modelu proběhlo v programu Abaqus, kde byly obě komponenty, tj. jádro a potah, spojeny pevným kontaktem. Charakteristická délka hrany prvku výpočtové sítě pro model jádra intaktního modelu pánve činila 2,16 mm a počet čtyřuzlových objemových prvků sítě (čtyřstěňů) byl cca 330 000. Pro potah intaktního modelu pánve činila charakteristická

délka hrany prvku 1,90 mm a počet prvků byl cca 300 000. Charakteristická délka hrany pro potah byla ovlivněna faktem, že tloušťka potahu v některých částech modelu dosahuje nízkých hodnot. Tloušťka potahu tedy není v celém modelu konstantní a jeho hodnota se odvíjí od konkrétního místa na pánvi, což je dobře patrné z obrázku 6.9 a odpovídá to i reálné struktuře kosti.



Obrázek 6.9: Vizualizace nekonstantní tloušťky potahu na kompozitním modelu pánve ve vybraných sagitálních řezech.

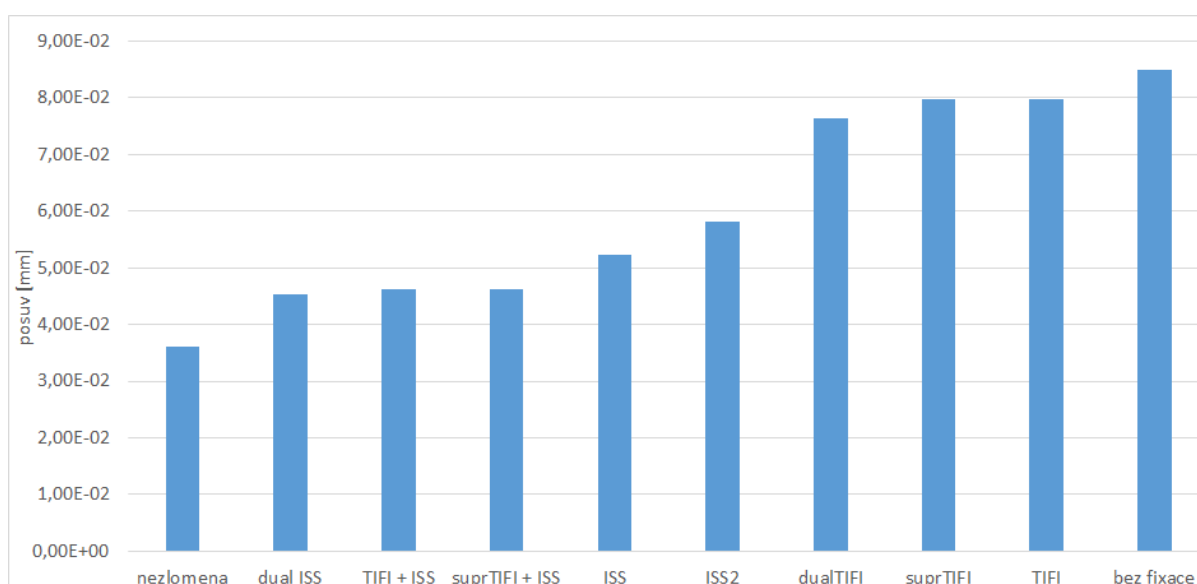
Zatížení 500 N bylo aplikováno na bázi křížové kosti. V kloubních jamkách v rámci okrajových podmínek bylo zamezeno posuvům a rotacím ve všech směrech a tím byl simulován souměrný stoj na obou nohách. Byly použity experimentálně stanovené hodnoty modulů pružnosti. Souhrn materiálových parametrů je uveden v tabulce 6.1 v předešlé podkapitole.

Prvním testovaným výpočtovým modelem byl model nezlomené pánve. V tomto případě činila hodnota svislého posuvu báze křížové kosti $3,61 \cdot 10^{-2}$ mm a tato hodnota byla použita jako referenční pro porovnání jednotlivých fixací. Rozložení posuvů na celém modelu nezlomené pánve je znázorněno na obrázku 6.11. Na vytvořeném výpočtovém modelu byla následně vytvořena lineární tranforaminální vertikální zlomenina křížové kosti o šířce cca 1 mm. Na výpočtovém modelu kompozitní pánve s výše uvedenou zlomeninou bez fixace činila hodnota posuvu báze křížové kosti ve směru zatěžování $8,50 \cdot 10^{-2}$ mm.

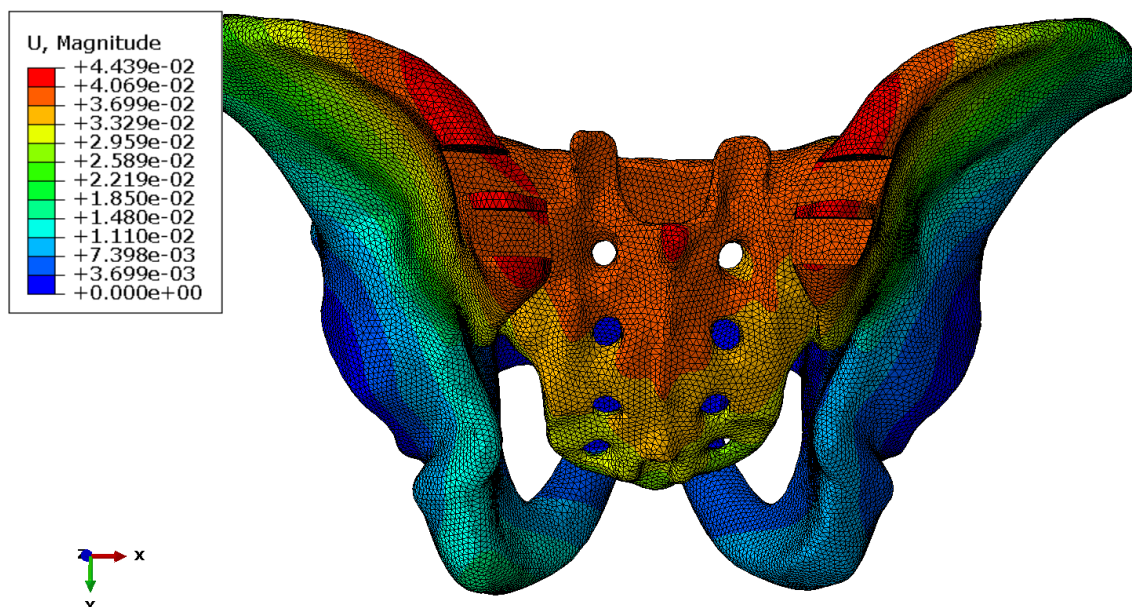
Pro modelování fixací lineární zlomeniny byly použity již dříve v práci uvažované fixační techniky, konkrétně se jednalo o iliosakrální šrouby, transiliakální vnitřní fixátor a jejich kombinace. Pozicování jednotlivých fixací bylo provedeno v souladu s obvyklým zavedením popsaným v kapitole 3 a bylo také konzultováno s chirurgy z FN Plzeň. Hlavním požadavkem a cílem pro zavedení bylo, aby šroub zůstal pokud možno po celé své délce v trámčité kosti (jádře) a nezasahoval do kortikální kosti (potahu). Výsledné rozložení posuvů na modelu pánve s aplikovanou fixací dvojitého ISS je znázorněno na obrázku 6.12, jedná se o fixační variantu s nejnižší hodnotou posuvu ve sledovaném místě v porovnání

s intaktním modelem pánve.

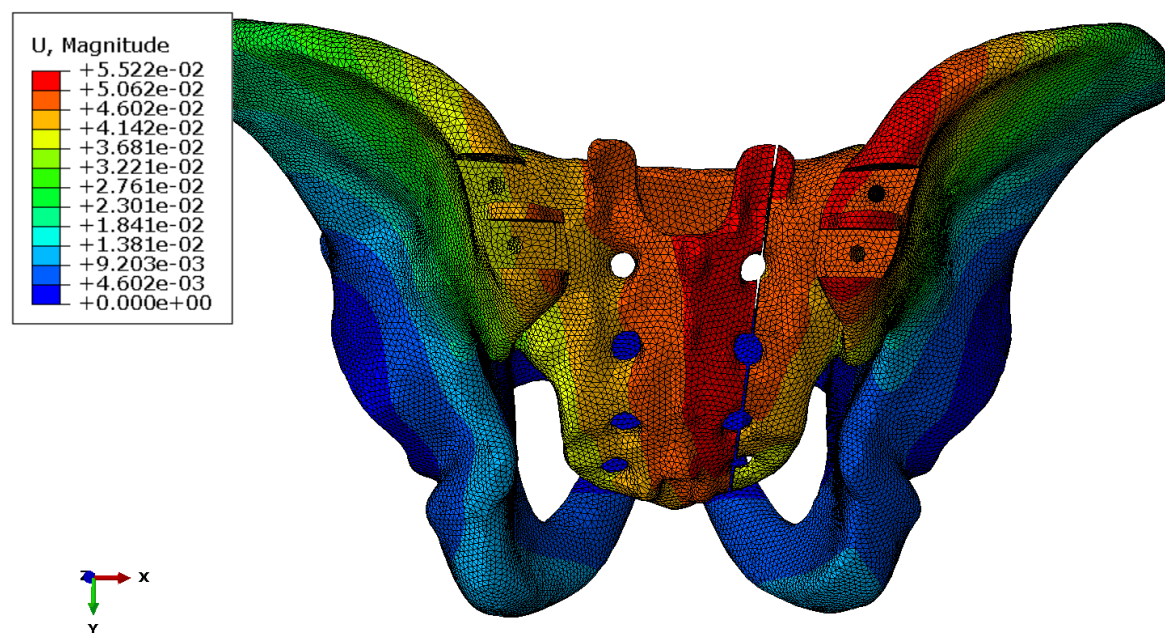
Srovnání jednotlivých fixačních technik na základě posuvu báze křížové kosti ve směru zatěžování je uvedeno na obrázku 6.10. Z porovnání je patrné, že nejlepší fixace zlomeniny je dosaženo použitím dvou iliosakrálních šroubů (dual ISS) případně jednoho iliosakrálního šroubu a transiliakálního vnitřního fixátoru zavedeného klasicky (TIFI+ISS) nebo supraacetabulárně (suprTIFI+ISS). Poměrně dobrou fixaci poskytuje iliosakrální šroub zavedený do oblasti druhého sakrálního obrátle (S2). Naopak nejhorších výsledků z pohledu svislého posuvu báze křížové kosti bylo dosaženo pomocí transiliakálních vnitřních fixátorů, z nichž dle očekávání nejlépe dopadla fixace využívající dva transiliakální fixátory (dualTIFI), následovalo supraacetabulární zavedení (suprTIFI) a poté jako nejhůře z celého porovnání skončilo klasické zavedení (TIFI), které se již hodnotou vzniklých posuvů na bázi křížové kosti velmi blížilo variantě zlomeného modelu bez použití fixace.



Obrázek 6.10: Srovnání jednotlivých fixací podle svislého posuvu báze křížové kosti.



Obrázek 6.11: Mapa posuvů pro kompozitní model nezlomené pánve.



Obrázek 6.12: Mapa posuvů pro kompozitní model zlomené pánve s dvěma iliosakrálními šrouby.

Závěr

Tato diplomová práce se zabývala numerickými simulacemi několika typů zlomenin kosti křížové a jejich následnou repozicí. V první kapitole byl stručně nastíněn současný stav problematiky fixačních technik pánevního pletence a v druhé kapitole byla uvedena anatomie pánevního pletence a páteře. Třetí kapitola se věnovala miniinvazivním fixacím, jejich technickému provedení a vhodnému pozicování. Čtvrtá kapitola byla věnována parametrické studii provedené na ověřených výpočtových modelech pánve. V této kapitole bylo provedeno srovnání jednotlivých fixací v závislosti na změně tuhosti materiálu polyurethanové pánve. V případě lineární zlomeniny zůstávalo pořadí fixačních technik v závislosti na změně parametru ovlivňujícím tuhost pánve shodné. Naopak pro kominutivní zlomeniny se trend v závislosti na změně parametru liší. Nejlepší fixace pro oba typy zlomenin zůstává fixace pomocí transiliakálního vnitřního fixátoru v kombinaci s iliosakrálním šroubem (TIFIS), avšak je velmi ovlivněn změnami parametru. Nejméně na materiálovém parametru v případě kominutivní zlomeniny závisí fixace transiliakálním vnitřním fixátorem (TIFI). Pátá kapitola se zabývala vytvořením výpočtového modelu pánevního pletence s bederními obratli L4 a L5 pro možnost použití spinopelvické fixace. Výsledky srovnání podle velikosti posuvu báze křížové kosti ukazují, že nejmenší posuvy jsou dosahovány obecně spinopelvickými fixacemi v kombinaci s iliosakrálním šroubem a to pro všechny tři typy uvažovaných zlomenin. V poslední šesté kapitole bylo popsáno sestavení výpočtového modelu kompozitní pánve, k jehož vytvoření byl využit reálný ortopedický model kompozitní pánve. Na vytvořeném výpočtovém modelu byla simulována lineární zlomenina. Pro její fixaci byly použity vybrané druhy fixačních technik, které byly následně srovnány podle posuvu báze křížové kosti. Ze srovnání je patrné, že vhodně zavedený iliosakrální šroub by mohl být dostatečnou fixací pro daný typ zlomeniny. Naopak v případě transiliakálních vnitřních fixátorů bez ohledu na variantu jejich provedení bylo dosaženo obdobných výsledků jako pro model pánve se zlomeninou bez jakékoli fixace.

V současné době výzkum zabývající se modelováním kompozitních pánví stále probíhá a jeho cílem je rozšíření používaných fixačních technik o další varianty fixací. Paralelně

s numerickými simulacemi jsou realizována experimentální měření na ortopedických kompozitních modelech pánví. Získaná data budou v budoucnu využita pro validaci jednotlivých výpočtových modelů.

Literatura

- [1] Marešová, M., (2020). Výpočtové modelování zlomenin kosti křížové. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [2] Hartlová, J., (2015). Experimental analysis of sacral bone fixators. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [3] Hartlová, J. (2017). Biomechanical Study of Sacral Bone Fixation Techniques. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [4] Lee, C. H., Hsu, C. C., Huang, P. Y., (2017). Biomechanical study of different fixation techniques for the treatment of sacroiliac joint injuries using finite element analyses and biomechanical tests. *Computers in biology and medicine*, 87, 250–257. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.06.007>
- [5] Berber O., Amis A. A., Day A. C. (2011). Biomechanical testing of a concept of posterior pelvic reconstruction in rotationally and vertically unstable fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 2011 93-B:2, 237-244. doi: 10.1302/0301-620X.93B2.24567.
- [6] Matta, J., Tornetta, P. (1996) Internal Fixation of Unstable Pelvic Ring Injuries, *Clinical Orthopaedics & Related Research: Volume 329 - Issue - p 129-140*. Dostupné z: https://journals.lww.com/clinorthop/Fulltext/1996/08000/Internal_Fixation_of_Unstable_Pelvic_Ring_Injuries.16.aspx.
- [7] Dulaev, A. K., Kazhanov I. V., Manukovsky, V. A., Petrov, A. V., Alikov Z. Yu., Mikityuk, S. I. (2017). Minimally invasive lumbopelvic fixation for stabilization of the posterior pelvic ring in victims with polytrauma. *Hir. Pozvonoc*; 14(3):40–46. In Russian. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2017.3.40-46>.
- [8] Chen, H., Liu, G., Fei, J., Yi, X., Pan, J., Ou, S., Zhou, J., (2012). Treatment of unstable posterior pelvic ring fracture with percutaneous reconstruction plate and

- percutaneous sacroiliac screws: A comparative study. *Journal of Orthopedic Science*, 17(5), 580-587.
- [9] Smith, W., Shurnas, P., Morgan, S., Agudelo, J., Luszko, G., Knox, E. C., & Georgopoulos, G. (2005). Clinical outcomes of unstable pelvic fractures in skeletally immature patients. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 87(11), 2423–2431. <https://doi.org/10.2106/JBJS.C.01244v>.
- [10] Culemann U, Seelig M, Lange U, et al. [Biomechanical comparison of different stabilisation devices for transforaminal sacral fracture. Is an interlocking device advantageous?]. *Der Unfallchirurg*. 2007 Jun;110(6):528-536. DOI: 10.1007/s00113-007-1236-4. PMID: 17318310.
- [11] Dienstknecht T., Berner A., Lenich A., Zellner J., Mueller M., Nerlich M., Fuechtmeier, B., (2011). Biomechanical analysis of transiliac internal fixator. *International orthopaedics* 35(12):1863-1868.
- [12] Krejbychová, A., (2020). Srovnávací analýza fyziologické, degenerativní a pooperační bederní páteře pomocí výpočtového modelování. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [13] De la Garza Ramos, R., Nakhla, J., Sciubba, D. M., Yassari, R. (2019). Iliac screw versus S2 alar-iliac screw fixation in adults: a meta-analysis. *Journal of Neurosurgery: Spine SPI* 30, 2, 253-258, available from: <https://doi.org/10.3171/2018.7.SPINE18710>; [cit. 2022-05-18].
- [14] Burns, C. B., Dua, K., Trasolini, N. A., Komatsu, D. E., & Barsi, J. M. (2016). Biomechanical Comparison of Spinopelvic Fixation Constructs: Iliac Screw Versus S2-Alar-Iliac Screw. *Spine deformity*, 4(1), 10–15. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2015.07.008>
- [15] Hasan, M. Y. et al. (2019). Postoperative complications of S2AI versus iliac screw in spinopelvic fixation: a meta-analysis and recent trends review, *The Spine Journal*. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2019.11.014>.
- [16] Shin JK, Lim BY, Goh TS, Son SM, Kim HS, et al. (2018) Effect of the screw type (S2-alar-iliac and iliac), screw length, and screw head angle on the risk of screw and adjacent bone failures after a spinopelvic fixation technique: A finite element analysis. *PLOS ONE* 13(8): e0201801. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201801>

- [17] Čihák, R., (2011). Anatomie 1 - Třetí, upravené a doplněné vydání. Grada. ISBN: 978-80-247-3817-8.
- [18] Fung, Y. C., Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues (Second Edition). Springer-Verlag, New York, 1993.
- [19] The Vertebral Column. Teach Me Anatomy [online]. [cit. 2022-05-20]. Dostupné z: <https://teachmeanatomy.info/back/bones/vertebral-column/>.
- [20] Anatomy and Physiology. Course Hero [online]. [cit. 2022-05-20]. Dostupné z: <https://www.coursehero.com/study-guides/nemcc-ap/the-vertebral-column/>.
- [21] Stavba páteře. Fyzioterapie pro [online]. [cit. 2022-05-20]. Dostupné z: <http://www.fyzioterapiepro.cz/stavba-patere/>.
- [22] Velký lékařský slovník [online]. [cit. 2022-05-20]. Dostupné z: <https://lekarske.slovníky.cz/pojem/ligamentum-suprascapulare>.
- [23] Fixační komponenty páteře - vazy. Fakulta tělesné výchovy a sportu [online]. [cit. 2022-05-20]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1550.html>.
- [24] Intervertebral disc. Physiopedia [online]. [cit. 2022-05-20]. Dostupné z: https://www.physio-pedia.com/Intervertebral_disc.
- [25] Bi C, Wang Q, Wu J, Zhou F, Zhang F, Liang H, et al. Modified pedicle screw-rod fixation versus anterior pelvic external fixation for the management of anterior pelvic ring fractures: a comparative study. J Orthop Surg Res. 2017;12(1):185. <https://doi.org/10.1186/s13018-017-0688-7>.
- [26] Salášek, M., Pavelka, T., Weisová, D., Toman, M., Lobovský, L., Hartlová, J., Křen, J., Tupný, R., Ferda, J., (2016). SOUČASNÉ MOŽNOSTI MINIINVAZIVNÍ FIXACE PORANĚNÍ ZADNÍHO PÁNEVNÍHO SEGMENTU. Plzeň. lék. Sborn., 82, 2016: 137–146.
- [27] Wong JM, Bucknill A. Fractures of the pelvic ring. Injury. 2017;48(4):795–802. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2013.11.021>.
- [28] Wu, S., Chen, J., Yang, Y. et al. Minimally invasive internal fixation for unstable pelvic ring fractures: a retrospective study of 27 cases. J Orthop Surg Res 16, 350 (2021). <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02387-5>.

- [29] Pavelka, T., Džupa, V., Ryšavý, M., Grill, R., Báča, V., Skála-Rosenbaum, J., Chmelová, J., Otčenášek, M., (2006). Poranění pánevního kruhu. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca*. Dostupné z: http://www.achot.cz/dwnld/0606_405.pdf.
- [30] Hung, C.C., Wu, J.L., Li, Y.T. et al. Minimally invasive treatment for anterior pelvic ring injuries with modified pedicle screw-rod fixation: a retrospective study. *J Orthop Surg Res* 13, 238 (2018). <https://doi.org/10.1186/s13018-018-0945-4>.
- [31] Salášek, M., (2014). Miniinvazivní stabilizace poranění zadního pánevního segmentu transiliakálním vnitřním fixátorem a dvěma iliosakrálními šrouby: srovnání funkčních výsledků a biomechaniky. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze.
- [32] Salášek, M., Jansová, M., Křen, J., Pavelka, T., Weisová, D., (2015). Biomechanical comparison of a transiliac internal fixator and two iliosacral screws in transforaminal sacral fractures: a finite element analysis. *Acta of bioengineering and biomechanics / Wroclaw University of Technology*. Dostupné z: 10.5277/ABB-00054-2014-02.
- [33] Iliosacral screw. Surgery reference [online]. [cit. 2022-05-06]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/pelvic-ring/basic-technique/iliosacral-screw-for-sacrum>.
- [34] Polyaxial screw. Wiktionary [online]. [cit. 2022-05-06]. Dostupné z: https://en.wiktionary.org/wiki/polyaxial_screw.
- [35] Triangular osteosynthesis. Surgery Reference [online]. [cit. 2022-05-06]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/pelvic-ring/basic-technique/triangular-osteosynthesis#iliac-pedicle-screw>.
- [36] Schmitz, P., Kerschbaum, M., Lamby, P., Lang, S., Alt, V., Worlicek, M., (2021). Iliac Bone Corridors to Host the Transiliac Internal Fixator—An Experimental CT Based Analysis. *Journal of Clinical Medicine*; 10(7):1500. <https://doi.org/10.3390/jcm10071500>.
- [37] Weisová, D., (2021). Spinopelvic fixace při řešení zlomenin pánevního kruhu (typy fixace, indikace, funkční výsledky, mechanické charakteristiky). Disertační práce. Univerzita Karlova. Lékařská fakulta v Plzni.

- [38] Pedikulární šrouby. Sandvik Coromat [online]. [cit. 2022-05-06]. Dostupné z: <https://www.sandvik.coromant.com/cs-cz/industrysolutions/medical/pedicle-screw/pages/default.aspx>.
- [39] Mohi Eldin, Mohamed, 2014, Lumbar Transpedicular Implant Failure: A Clinical and Surgical Challenge and Its Radiological Assessment. Asian spine journal. doi: 10.4184/asj.2014.8.3.281.
- [40] Altair Engineering Inc., Altair HyperMesh manual, 2019.
- [41] Dessault Systémed, Simulia Corp. Abaqus documentation, 2021.
- [42] Gerhardt, L. Ch., Boccaccini, A. (2010). Review - Bioactive Glass and Glass-Ceramic Scaffolds for Bone Tissue Engineering. Materials. 3. 10.3390/ma3073867.
- [43] Yang, H., Jekir, M.G., Davis, M.W., Keaveny, T.M. (2016). Effective modulus of the human intervertebral disc and its effect on vertebral bone stress. J Biomech. 2016;49(7):1134-1140. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.02.045.
- [44] Sawbones USA [online]. [cit. 2022-05-19]. Dostupné z: <https://www.sawbones.com/full-pelvis-large-4th-generation-composite-pelvis-fused-w-4th-generation-epoxy.html>