

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta aplikovaných věd

Katedra mechaniky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Výpočtové modelování zlomenin kosti křížové

Plzeň, 2020

Michaela Marešová

Prohlášení

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

V Plzni, 30.6.2020

Michaela Marešová

Poděkování

Za vedení bakalářské práce bych chtěla poděkovat Ing. Liborovi Loboškému, Ph.D. Dále také Ing. Tomáši Mandysovi, Ph.D., za jeho podporu, konzultace a přínosné rady při vytváření numerického modelu. Rovněž děkuji Ing. Aleně Jonášové, Ph.D., která mi v začátcích velmi pomohla zorientovat se v použitých programech DICOM2FEM a HyperMesh.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá srovnáním několika typů fixací vertikálních zlomenin sakrální kosti, které způsobují nestabilitu pánevního pletence. Cílem bylo vytvořit výpočtový model jak zdravé, tak zlomené pánve na základě CT snímků reálných modelů pánví z tvrzené pěny a provedení srovnání různých fixačních technik aplikovaných na jeden typ zlomeniny pánve. Konkrétně bylo porovnáno 9 fixačních technik zlomeniny pánve vytvořených použitím 4 různých druhů fixátorů.

Porovnání všech fixačních technik bylo provedeno na základě vypočteného poměru tuhosti, který se stanovoval z posuvu báze křížové kosti a výsledného aplikovaného vnějšího zatížení. Dále bylo provedeno srovnání jednotlivých fixačních technik v závislosti na chování lomové linie uvažované zlomeniny, které bylo popsáno pomocí relativních posuvů L-R bodů umístěných podél zlomeniny pánve. Rozložení posuvů na jednotlivých výpočtových modelech bylo navíc vizuálně srovnáno a bylo provedeno zhodnocení. Výsledky numerických simulací byly srovnány s daty z dříve provedených experimentů.

Klíčková slova: lidská pánev, křížová kost, osteosyntéza, transiliakální vnitřní fixátor, iliosakrální šroub, transiliakální dlaha, sakrální tyč

Abstract

The bachelor thesis focuses on the comparison of several types of fixations of unilateral transforaminal fracture of the sacral bone. The sacral bone fracture causes instability of the pelvic ring. The main aim of the work is a development of a computational model for both healthy and fractured bones of human pelvis based on CT scans of orthopaedic models made of polyurethane foam. Secondly, it is targeted on comparison of several fixation techniques applied to one type of pelvic fracture. Specifically, 9 sacral bone fixation techniques by means of 4 various types of fixators are investigated.

The comparison of all fixation techniques is based on the calculated stiffness ratio, which is determined from the displacement of the sacral base and the applied external load. The results of numerical simulations are compared with data from previously performed experiments. Furthermore, a comparison of individual fixation techniques based on the behavior of the fracture line is provided. Fracture line is described by relative displacements of the L-R points located along the pelvic fracture. In addition, the displacement distribution on the individual computational models was visually compared and evaluated. The results of numerical simulations were compared with data from previously performed experiments.

Keywords: human pelvis, sacral bone, osteosynthesis, transiliac internal fixator, iliosacral screw, transiliac plate, sacral bar

Obsah

1	Úvod	1
2	Anatomie	2
2.1	Stavba pánevního pletence	2
2.2	Typy zlomenin	4
2.2.1	Klasifikace podle Younga a Burgesse	4
2.2.2	Klasifikace podle Tilea	4
3	Materiálové vlastnosti kosti	6
4	Typy fixátorů pánve	10
4.1	Iliosakrální šrouby (ISS)	10
4.2	Transiliakální vnitřní fixátory (TIFI)	11
4.3	Sakrální tyče (SB)	12
4.4	Transiliakální dlahy (TP)	13
5	Výpočtový model lidské pánve	15
5.1	Tvorba geometrie výpočtové sítě pánve	16
5.2	Příprava výpočtového modelu	17
6	Srovnání několika typů fixací kosti křížové pomocí výpočtů metodou konečných prvků	25
6.1	Výsledky pro iliosakrální šrouby	27
6.2	Výsledky pro transiliakální vnitřní fixátory	29
6.3	Výsledky pro transiliakální dlahy	31
6.4	Výsledky pro sakrální tyče a transiliakální vnitřní fixátor s iliosakrálním šroubem	33
6.5	Vyhodnocení výsledků	35
6.6	Porovnání výsledků s experimentálními daty	37
7	Závěr	41

Seznam tabulek

1	Materiálové vlastnosti různých typů kostí.	8
2	Materiálové parametry.	17
3	Výsledky pro ISS-vertikální, ISS-horizontální při zatížení $F = 500$ N.	27
4	Výsledky pro TIFI, duální TIFI a supraacetabulární TIFI při zatížení $F = 500$ N.	30
5	Výsledky pro TP a dualTP při zatížení $F = 500$ N.	32
6	Výsledky pro SB aTIFIS při zatížení $F = 500$ N.	34
7	Srovnání poměrů tuhosti vypočtené z numerických simulací a z experimentálních měření pro zátěžnou sílu $F = 500$ N.	39

Seznam obrázků

1	Anatomie pánevního pletence.	3
2	Stavba sakrální kosti.	3
3	Makroskopická stavba kosti.	7
4	Mikroskopická stavba kosti.	7
5	Iliosakrální šrouby.	11
6	Transiliakální vnitřní fixátor.	12
7	Polyaxiální šroub.	12
8	Sakrální tyče.	13
9	Transiliakální dlahy.	14
10	Experimentální setup - uchycení ortopedického modelu pánve v kovovém stojanu a rozložení zatížení podél báze křížové kosti pomocí kovové destičky.	16
11	Okrajové podmínky.	18
12	Kontakt ve zlomenině.	19
13	Vazby šroubů.	19
14	Iliosakrální šrouby vertikálně uložené.	20
15	Iliosakrální šrouby horizontálně uložené.	20
16	Transiliakální vnitřní fixátor.	21
17	Supraacetabulární transiliakální vnitřní fixátor.	21
18	Transiliakální vnitřní fixátor - duální provedení.	22

19	Sakrální tyče.	22
20	Transiliakální dlaha.	23
21	Duální transiliakální dlaha.	23
22	Transiliakální vnitřní fixátor s iliosakrálním šroubem.	24
23	Vyznačení umístění bodů C1, C2 a jednotlivých L a R bodů.	25
24	Mapa posuvů pro variantu ISS-vertikální při zatížení $F = 500$ N.	28
25	Mapa posuvů pro variantu ISS-horizontální při zatížení $F = 500$ N.	28
26	Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro ISS horizontální a vertikální při zatížení $F = 475$ N.	29
27	Mapa posuvů pro variantu klasické TIFI při zatížení $F = 500$ N.	30
28	Mapa posuvů pro variantu duální TIFI při zatížení $F = 500$ N.	30
29	Mapa posuvů pro variantu supraacetabulární TIFI při zatížení $F = 500$ N.	31
30	Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro TIFI, duální TIFI a supraacetabulární TIFI při zatížení $F = 475$ N.	31
31	Mapa posuvů pro variantu TP při zatížení $F = 500$ N.	32
32	Mapa posuvů pro variantu duální TP při zatížení $F = 500$ N.	33
33	Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro TP a dualTP při zatížení $F = 475$ N.	33
34	Mapa posuvů pro SB při zatížení $F = 500$ N.	34
35	Mapa posuvů pro variantu TIFIS při zatížení $F = 500$ N.	35
36	Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro SB a TIFIS při zatížení $F = 475$ N.	35
37	Srovnání podle vypočteného poměru tuhosti.	37
38	Srovnání poměrů tuhosti vypočtených z numerických simulací a z experimentálních měření při zátěžné síle $F = 500$ N.	38
39	Srovnání posuvu bodu C1 při zatížení 475 N - experiment vs. výpočet.	39
40	Srovnání posuvu bodu C2 při zatížení 475 N - experiment vs. výpočet.	40

1 Úvod

Zlomeniny pánevních kostí tvoří asi 2 % všech zlomenin lidského pohybového aparátu [1]. Ačkoliv tento typ zlomenin není tak častý, patří k těm nejzávažnějším a je často doprovázen dalšími zraněními. V daném případě je takový stav nazýván polytrauma, což je zranění dvou a více orgánových systémů, které pacienta ohrožuje na životě. Obvykle ke vzniku zlomeniny pánve dochází přímým působením značné energie orientované přímo do pánevní oblasti. Za nejčastější příčiny vzniku zlomeniny lze označit dopravní nehody nebo pády z výšek.

Pánevní pletenec je bohatě cévně a nervově protkaná soustava, která se skládá z kostí křížové, kyčelní, stydké, sedací a kostrční. Vzhledem k tomu, že je pánev umístěna v blízkosti důležitých orgánů urogenitálního a gastrointestinálního systému, mohou její zlomeniny způsobit rozsáhlé vnitřní krvácení a jiná zranění, která vyžadují urgentní ošetření. Obvykle je nutné v daném případě přistoupit k chirurgickému zákroku s cílem provést fixaci zlomeniny [2]. To, jaký typ fixátoru pánve je při operaci použit, má jednak přímý vliv na délku operativního zákroku a množství ztáty krve, což u polytraumatizovaného pacienta může rozhodovat o šanci na přežití, tak také může ovlivňovat i délku následné rekonvalescence.

Tato bakalářská práce je zaměřena na problematiku zlomenin lidské pánve. Jejím cílem je vytvoření výpočtového modelu jak zdravé, tak zlomené pánve a provedení srovnání různých fixačních metod aplikovaných na jeden konkrétní typ zlomeniny pánve. Výsledky numerických simulací jsou srovnány s výsledky již dříve realizovaných experimentů v podobě srovnání tuhosti z jednotlivých uvažovaných případů a posuvů ve vybraných bodech na povrchu pánve.

2 Anatomie

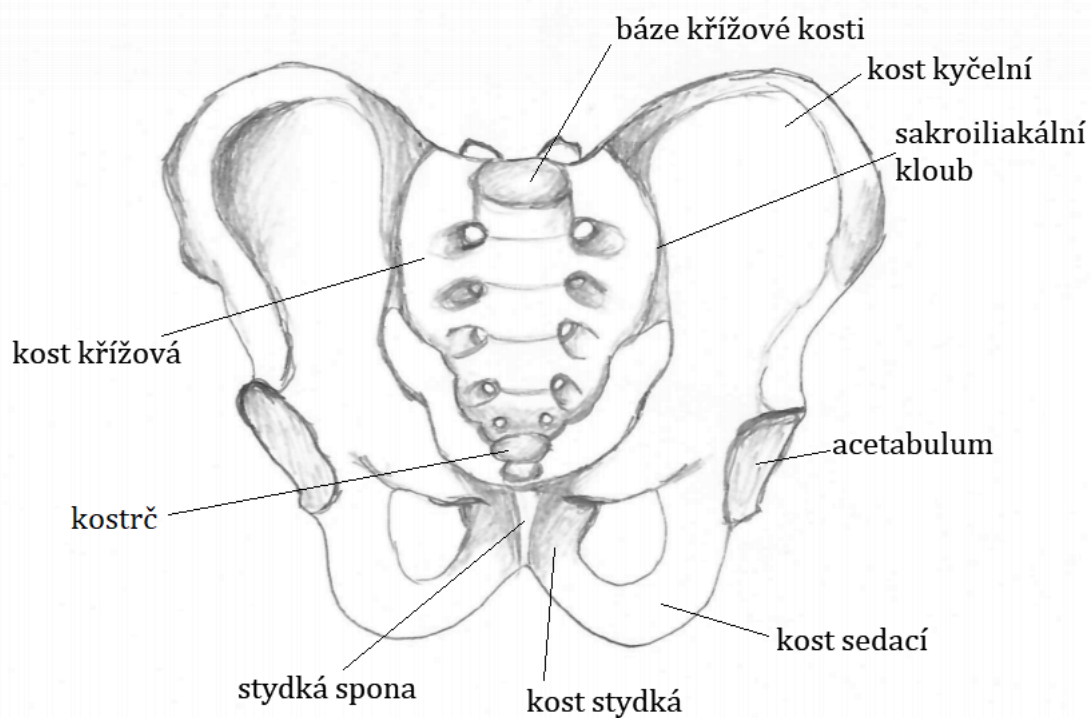
Pletenec pánevních kostí nese převážnou část hmotnosti lidského těla. Pánev (*pelvis*) je tvořena kostí křížovou, kostrčí a dvěma pánevními kostmi. Kloubní jamka (*acetabulum*) nacházející se v místě srůstu těchto kostí tvoří pouzdro pro hlavicí stehenní kosti (*femur*). Stavba pánve je znázorněna na obr. 1. Pánev je napojena shora na bederní páteř a v dolní části navazuje kloubním spojením na stehenní kost [3]. Kosti pánve plní funkci opory těla a zároveň také tvoří pevnou ochranu pro důležité orgány močového, trávicího a pohlavního ústrojí. Tvar pánve se obecně liší u ženy a muže. Pro účely této práce byla uvažována mužská pánev průměrného dospělého jedince.

2.1 Stavba pánevního pletence

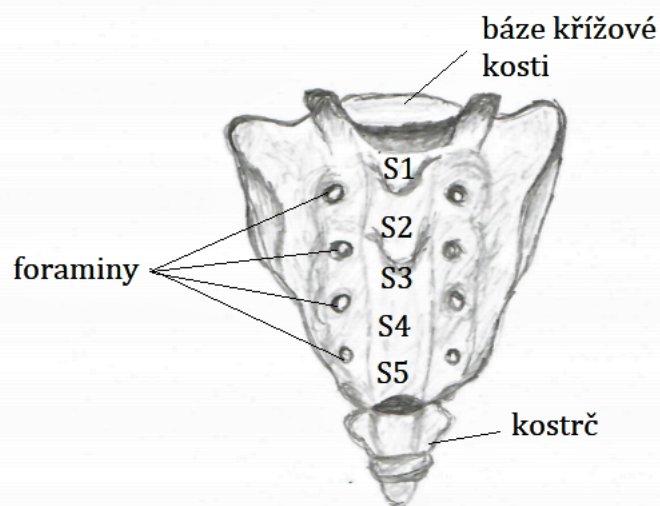
Pánevní kost (*os coxae*) je tvořena třemi jednotlivými kostmi, konkrétně kostí kyčelní (*os ilium*), stydkou (*os pubis*) a sedací (*os ischii*). Kyčelní kost je poměrně velká, plochá a navazuje z obou stran na křížovou kost. Stydká spona, jinak také symfýza, je vazivová chrupavka, která propojuje levou a pravou část pánve a uzavírá tak pánevní kruh. Představuje tak pružné spojení obou stydkých kostí. Sedací kosti tvoří spodní část pánve. Kloubní jamka pro hlavicí stehenní kosti je tvořena srůstem kyčelní, sedací a stydké kosti.

Kost křížová (*os sacrum*) plynule navazuje meziobratlovou ploténkou na páteř a tvoří ji 5 srostlých křížových obratlů (S1-S5), jak je znázorněno na obr. 2. Tato kost má trojúhelníkovitý tvar a je vsazena mezi dvě kyčelní kosti pomocí sakroiliakálních kloubů. Její hlavní funkcí je díky spojení s páteří přenos hmotnosti trupu na dolní polovinu těla. Obsahuje 4 páry otvorů (*foramina sacralia*), které jsou pozůstatky obratlů stejně tak jako hrbolky na zadní straně (*crista sacralis medianna*), které odpovídají trnovým výběžkům. Křížová kost je protkaná míšními nervy a proto mohou být její poranění velmi vážná.

Kostrč (*os coccygis*) je malá kůstka vzniklá srůstem posledních 3-5 obratlů. Kostrč je ke křížové kosti připojena chrupavkou, z původního vzhledu obratlů si ponechala pouze obratlové tělo. Přestože má oproti ostatním částem poměrně malý vzhled, upínají se na ni svaly tzv. pánevního dna, které mají velký vliv například na pohybový aparát.



Obrázek 1: Anatomie pánevního pletence.



Obrázek 2: Stavba sakrální kosti.

2.2 Typy zlomenin

Z anatomického hlediska se pánevní kruh dělí na dva segmenty, přední a zadní. Do předního segmentu se zahrnuje stydká spona a stydké kosti. Naopak do zadního segmentu spadá kost křížová, sakroiliakální klouby a kyčelní kosti. Stabilitu pánve zajišťuje několik silných vazů, které se upínají ke křížové kosti a na hlavici stehenní kosti. Porušení stability pánevního kruhu je častým problémem při poranění pánve [4]. Zlomeniny pánevního pletence lze rozdělit do několika skupin. Hlavními faktory pro posouzení jsou velikost a směr působící síly, směr, kterým se zlomenina šíří, a s tím související celková míra vzniklého poškození pánevního kruhu. Existuje mnoho různých klasifikací vzniklých zlomenin pánve jako například AO klasifikace, Tileho klasifikace, klasifikace podle Denise nebo klasifikace podle Younga-Burgesse [5]. Pro účely této práce jsou zde vzhledem ke studovanému typu zlomeniny podrobněji uvedeny klasifikace podle Younga-Burgesse a Tilea.

2.2.1 Klasifikace podle Younga a Burgesse

Young a Burgess rozdělují 3 základní skupiny zlomenin pánve podle směru působení síly a vzniku zlomeniny. Konkrétně APC (z anglického anteroposterior compression) - předozadní komprese, LC (lateral compression) - postranní komprese, VS (vertical shear) - svislé trhliny. Skupina CM (combined mechanism) je dodatečnou skupinou zahrnující rozsáhlá zranění pánve, která nelze zařadit do předchozích skupin. Typy zlomenin v této dodatečné skupině jsou kompletně nestabilní [6].

2.2.2 Klasifikace podle Tilea

Marvin Tile rozděлил zlomeniny do tří základních skupin v závislosti na stabilitě pánevního kruhu. Konkrétně se jedná o A-stabilní, B-rotačně nestabilní ale vertikálně stabilní, C-rotačně a vertikálně nestabilní [7]. Uvedené skupiny se vždy dále dělí do dalších tří podskupin, tedy např. A1, A2, A3, podle podrobnějšího typu vzniklého zranění.

Skupina A - stabilní

U těchto zlomenin není ovlivněna stabilita pánevního kruhu. Obvykle jsou způsobeny menší silou, nejsou tak závažné a často je lze řešit konzervativně, to znamená bez nutnosti operativního zákroku.

Skupina B - rotačně nestabilní, vertikálně stabilní

U tohoto typu zlomenin je nestabilita pouze v horizontální rovině. Zlomeniny se vyznačují úplným rozdělením stydké spony. Lom prochází předním i zadním segmentem a tím rozděluje pánevní kost na dvě části. Jedná se o nebezpečné zlomeniny, při kterých existuje velká pravděpodobnost vzniku dalších vnitřních zranění.

Skupina C - rotačně a vertikálně nestabilní

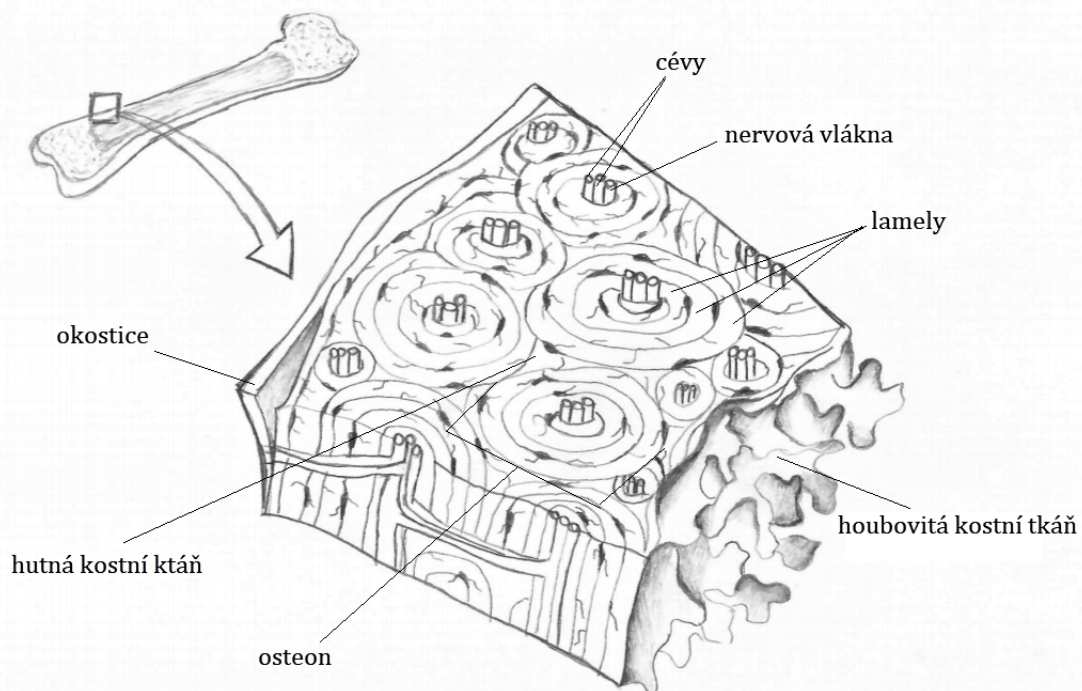
Tyto zlomeniny vykazují nestability v obou směrech (vertikálním i horizontálním). Levá i pravá polovina pánve je vertikálně posunuta. K úmrtí pacienta s tímto typem zlomeniny dochází v 5 – 20 % případů [8].

Pro účely této práce byla vzhledem ke studovanému typu zlomeniny využita klasifikace podle Tilea. Uvažovaná zlomenina pánve se dle této klasifikace řadí do skupiny C a podskupiny 1, konkrétně tedy C1. Dle daného rozdělení se jedná o rotačně a vertikálně nestabilní zlomeniny, konkrétně se jedná o jednostrannou transforaminální zlomeninu kosti křížové. V případě uvažování klasifikace podle Younga a Burgesse by daná zlomenina spadala do skupiny VS, tedy svislých trhlin.

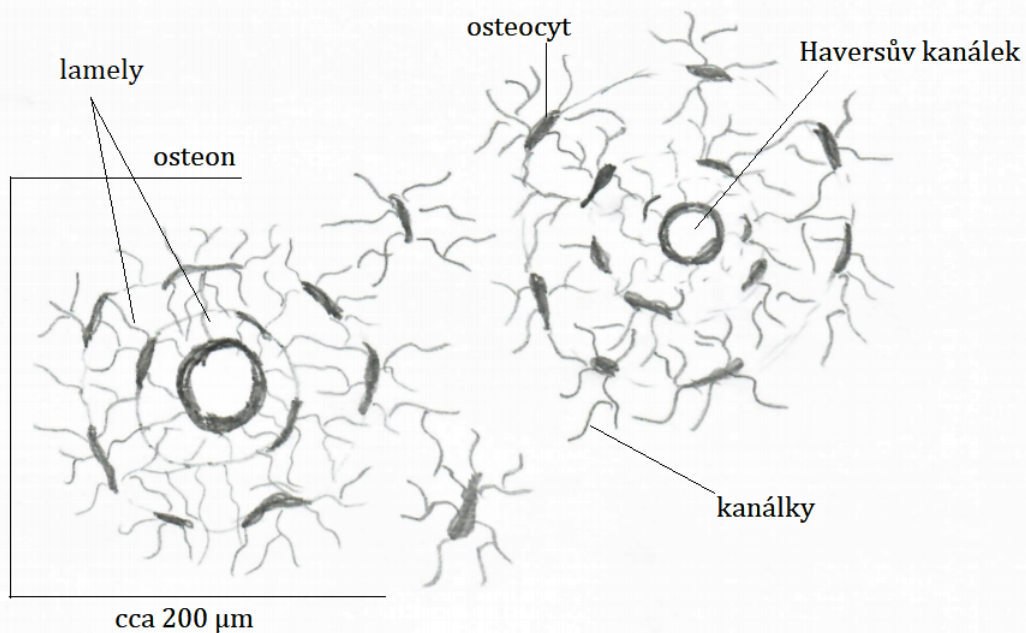
3 Materiálové vlastnosti kosti

Mechanické vlastnosti veškerých těles jsou dány jejich strukturou a materiálem, ze kterého jsou tvořeny. Kostní tkáň je nehomogenní anizotropní materiál. To znamená, že má různorodou strukturu a vykazuje v různých směrech různé vlastnosti. Kost představuje nejtvrďší a nejpevnější pojivo v lidském těle. Existují dva základní typy kostní tkáně. Jedná se o spongiozní kostní tkáň (houbovitá, trámčina) a kompaktní kostní tkáň (hutná). Ty se od sebe zásadně odlišují jak strukturou, tak mechanickými vlastnostmi. Makroskopická stavba kosti je znázorněna na obr. 3. Ve skutečnosti kost obsahuje vždy kombinaci obou typů kostní tkáně, jejich objemové rozložení však závisí především na druhu kosti (dlouhá, plochá, malá) a věku člověka. Obecně však platí, že hutná část se nachází na povrchu kosti a houbovitá část tvoří odlehčenou vnitřní výztuž kosti. Povrch kosti je pokryt vazivovou blánou - okosticí, která kost vyživuje. Tento způsob stavby kosti vytváří její již zmíněnou nehomogenitu.

Základní mikroskopickou stavební jednotkou kosti je osteon. Mikroskopická stavba kosti je znázorněna na obr. 4. Osteon se skládá z kostních buněk - osteocytů, centrálního Haversova kanálku, kterým prochází cévy a nervová vlákna, a periferních centricky uspořádaných lamel [9]. Lamely jsou tvořeny dlouhými kolagenními vlákny. Ty jsou relativně tuhá, málo poddajná a pevná v tahu. Mezibuněčná hmota je v kostech označována jako ossein. Z chemického hlediska tvoří organickou složku kosti. Vápník a další minerální látky tvoří anorganickou složku kosti. Osteony jsou vždy vystavěny tak, že jejich směr souhlasí se směrem hlavních napětí působících v kostech.



Obrázek 3: Makroskopická stavba kosti.



Obrázek 4: Mikroskopická stavba kosti.

Z mechanického hlediska je kost kompozitní materiál, který se skládá z kolagenních vláken a matrice. Kompozity jsou materiály, které se skládají ze dvou a více částí s rozdílnými vlastnostmi. Jejich spojením vzniká nový materiál, který má výhodnější vlastnosti, než jednotlivé komponenty samotné. Nejjednodušší materiálový model, který lze uvažovat například pro kostní tkáň, je homogenní izotropní lineárně pružný model. Jedná se o tzv. Hookovský model, určují ho dva základní parametry, konkrétně Youngův modul pružnosti v tahu E a Poissonovo číslo μ . Youngův modul je definován jako podíl normálového napětí (σ) a deformace (ϵ) vznikajících v materiálu. Poissonovo číslo udává podíl poměrné deformace ve směru kolmém na namáhání a poměrné deformace ve směru namáhání. Jedná se o bezrozměrnou veličinu, která u běžných materiálů nabývá obvyklých hodnot v rozsahu od 0 do 0,5. Pro účely numerických analýz zpracovaných v této práci byl též použit lineárně elastický materiálový model. Přestože tento model nerespektuje složitou stavbu kosti, je často využíván v numerických modelech kostí a při srovnání výsledků s experimentálními daty jsou s ním dosahovány dobré shody [10]. Pro srovnání jsou v tabulce 1 uvedeny přibližné hodnoty Youngova modulu pro různé typy kostí, příp. typy kostní tkáně, při uvažování izotropního materiálu.

Tabulka 1: Materiálové vlastnosti různých typů kostí.

Typ kosti	Youngův modul E
stehenní kost [11]	17,6 GPa
vřetení kost [11]	18,9 GPa
kortikální kost [12]	7-28 GPa
výpočet kortikální podélné [13]	43 GPa
výpočet kortikální příčné [13]	11 GPa

Jak již bylo řečeno, svou stavbou lze kost považovat za kompozitní materiál, tudíž lze zhruba vypočítat Youngův modul pružnosti kosti E_{ax} v axiálním směru a E_{tr} v transversálním směru. Například za použití Voightova modelu a směšovacího pravidla. Za předpokladu shodné deformace vláken i matrice bude platit

$$E_{ax} = f \cdot E_f + (1 - f) \cdot E_m, \quad (1)$$

$$E_{tr} = \left[\frac{f}{E_f} + \frac{(1 - f)}{E_m} \right]^{-1}, \quad (2)$$

kde f je objemový podíl vláken, E_f Youngův modul vláken a E_m Youngův modul matrice. Hodnota Youngova modulu pro suchý kolagen obvykle činí $E_f = 6$ GPa. Jako matrice se uvažují kostní minerály, jejichž Youngův modul dosahuje hodnoty $E_m = 80$ GPa [13]. Za předpokladu objemového podílu vláken v kortikální kosti $f = 0,5$ z rovnic 1 a 2 následně po dosazení vychází $E_{ax} = 43$ GPa a $E_{tr} = 11$ GPa. Z uvedených rovnic je patrné, že výsledek je přímo závislý na podílu kolagenních vláken ve vzorku. Z rovnic dále vyplývá, že kompozit bude tužší v axiálním směru než příčném, takže kortikální kost bude tužší ve směru rovnoběžném s osteony, což odpovídá experimentálnímu měření vlastností kosti uvedené v [14]. Vypočtené hodnoty lze snadno porovnat ve výše uvedené tabulce.

4 Typy fixátorů pánve

Existuje mnoho různých druhů fixátorů, které slouží ke stabilizaci poranění pánve. Jejich použití závisí především na typu zlomeniny, které byly popsány v kapitole 2. Další faktory, podle kterých se určuje vhodnost jednotlivých druhů fixátorů, jsou například celkový zdravotní stav pacienta, míra poškození okolní tkáně, další vnitřní zranění apod. U každého pacienta je tedy volba použitého fixátoru pánve individuální a závisí také na možnostech a zkušenostech chirurga. Tato práce se zabývá zlomeninou typu C1 podle Tileho klasifikace, od které se také odvíjel výběr fixační techniky a fixačních prostředků. Mezi C1 zlomeniny patří jednostranné zlomeniny kosti křížové, kyčelní a vertikální lomy. Z toho důvodu byly pro testování vybrány následující fixační techniky. Na jejich výběru se podílela Fakultní nemocnice Plzeň, LF Plzeň, Klinika ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí. Použité fixátory spadají do skupiny minimálně invazivních fixačních technik. Tyto fixátory umožňují stabilizaci zlomenin s malým poškozením okolních tkání. Tuto výhodu neměly dříve používané otevřené fixační techniky, které se z výše uvedeného důvodu nyní v lékařství již prakticky neužívají.

4.1 Iliosakrální šrouby (ISS)

Iliosakrální šrouby znázorněné na obr. 5 jsou typ fixátoru, který se běžně aplikuje při vertikálních zlomeninách kosti křížové. Standardně se k fixaci zlomeniny užívá jeden iliosakrální šroub. V některých případech lze použít dva ISS, které lze uložit nad sebou v kraniokaudálním směru, nebo vedle sebe v rovině paralelní s rovinou báze křížové kosti. Pro zjednodušení v následujícím textu označujeme první případ jako vertikální uložení a druhý případ jako horizontální uložení ISS. Iliosakrální šrouby jsou umístěny tak, aby vedly ze zadní části kyčelní kosti směrem do oblasti S1, případně S2, viz obr. 2. Zavedení šroubu se provádí pomocí počítačové navigace, důvodem je, aby nedošlo k poškození nervů a cév [15]. S ohledem na anatomii se aplikace, tj. místo a směr instalace šroubů, liší u každého pacienta a vyžaduje tak vždy individuální přístup. Používají se různé druhy projekce postižené části. Jednou z takových metod je CT kontrola. Výhodou této metody je, že kvalitně zobrazí požadovanou oblast a tím umožňuje přesné zavedení šroubu. Vystavuje však pacienta i personál vlivu ionizujícího záření. Další variantou je například předoperační skiagrafická kontrola [16]. Při aplikaci ISS mohou nejčastěji nastat komplikace v podobě poranění nervů v sakrálním kanálu nebo v přední větvi sakrálních foramin, nebo narušení velkých cév v pánevní oblasti [17].



Obrázek 5: Iliosakrální šrouby.

4.2 Transiliakální vnitřní fixátory (TIFI)

Další z fixačních technik, se kterou se lze běžně v chirurgii setkat, je transiliakální vnitřní fixátor. Používá se zejména při stabilizaci jednostranných zlomenin kosti křížové, případně při dislokacích sakroiliakálního kloubu. Konkrétní provedení transiliakálního fixátoru je znázorněno na obr. 6. V principu se jedná o dva polyaxiální šrouby, které jsou propojeny spojovací tyčí (příčnickem) a vytváří tak úhlově stabilní systém [8]. Polyaxiální šroub, viz obr. 7, je speciální typ šroubu, jehož hlavice je uložena v kulovém pouzdře. To umožňuje její široký rozsah pohybu podél několika různých os. Kulový kloub tak umožňuje vysokou flexibilitu při zavádění příčnicku a jeho následné fixaci stavěcími šrouby [18]. Výhodou použití tohoto typu fixace je minimální invazivnost celého zákroku [19].



Obrázek 6: Transiliakální vnitřní fixátor.

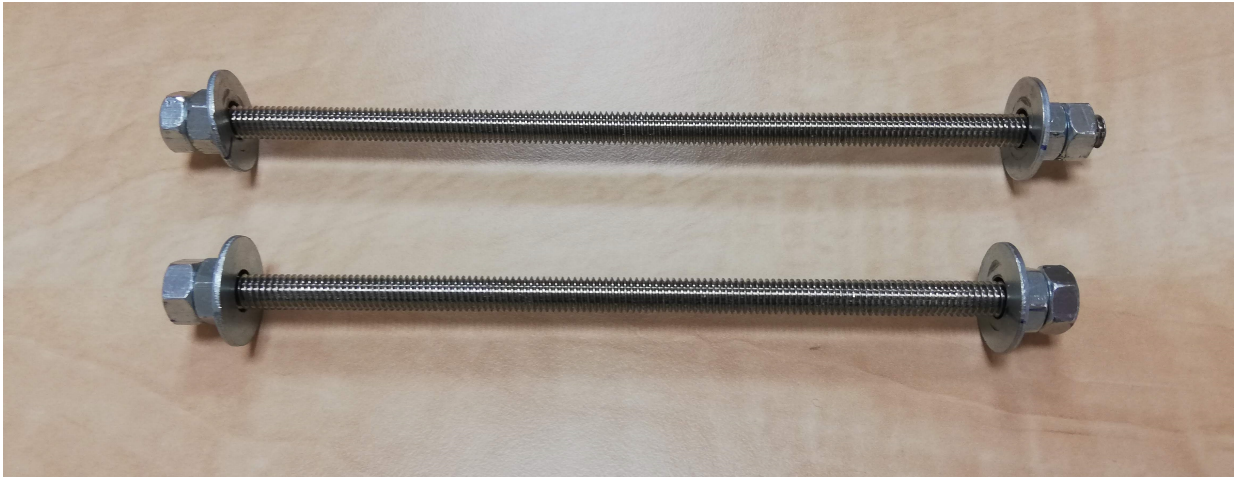


Obrázek 7: Polyaxiální šroub.

4.3 Sakrální tyče (SB)

Sakrální tyče, které jsou znázorněny na obr. 8, se používají při fixaci zadního pánevního segmentu a při zlomeninách křížové kosti. Na jiné zlomeniny pánevních kostí se využívají jen v kombinaci s dalšími fixátory. Princip tohoto fixátoru spočívá v tom, že se aplikují dvě celozávitové tyče, které vytvářejí most přes kost křížovou. Ze studie vyplývá, že vhodným místem pro zavedení sakrální tyče je zadní část lopaty kyčelní v úrovni skloubení obratlů L5/S1 [20]. Druhá tyč se aplikuje z důvodu zamezení nechtěné rotace zlomeniny. Správná délka sakrální tyče se odvíjí od velikosti konkrétní zlomené pánve a měla by odpovídat délce, kdy na obou

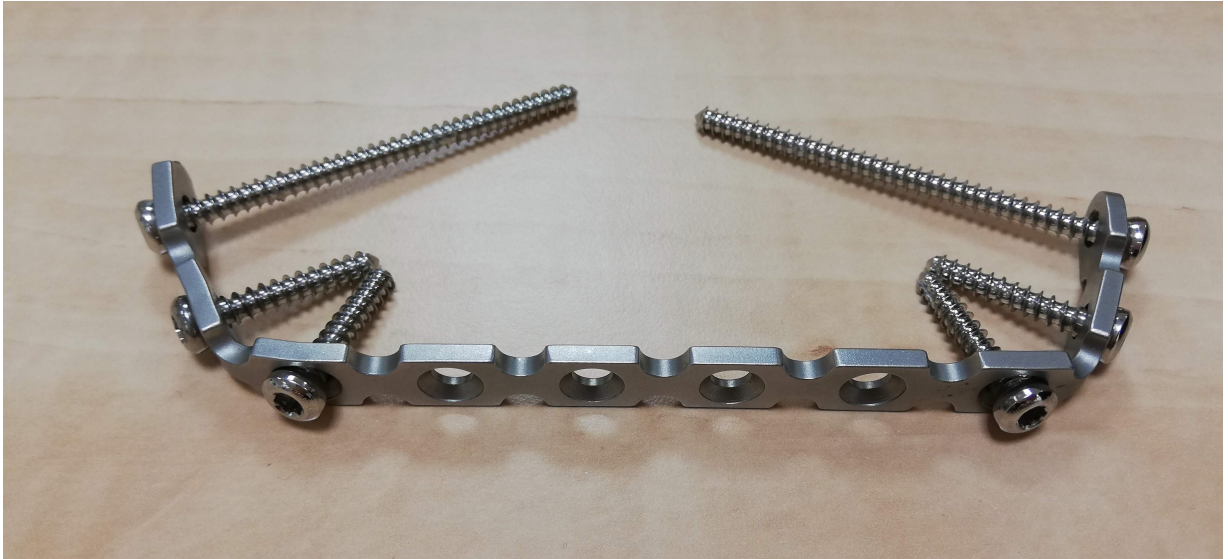
stranách kyčle tyč přesahuje o cca 25 – 30 mm. Mezi sakrální matku a kost se vkládají sakrální podložky, které zabráňují jejímu vtlačení do kortikální kosti. Matky se utahují tak, aby v kosti vytvořily kompresi pro udržení zlomeniny. Výhodou tohoto typu fixace je, že zaručuje zachování krevního zásobení křížové kosti a sakroiliakálních kloubů, čímž není narušeno prostředí zajišťující hojení kosti. Nejčastější komplikace způsobená SB fixátorem je nadměrná komprese v oblasti zlomeniny, která vede k chronickým bolestem v zadním segmentu pánve [21].



Obrázek 8: Sakrální tyče.

4.4 Transiliakální dlahy (TP)

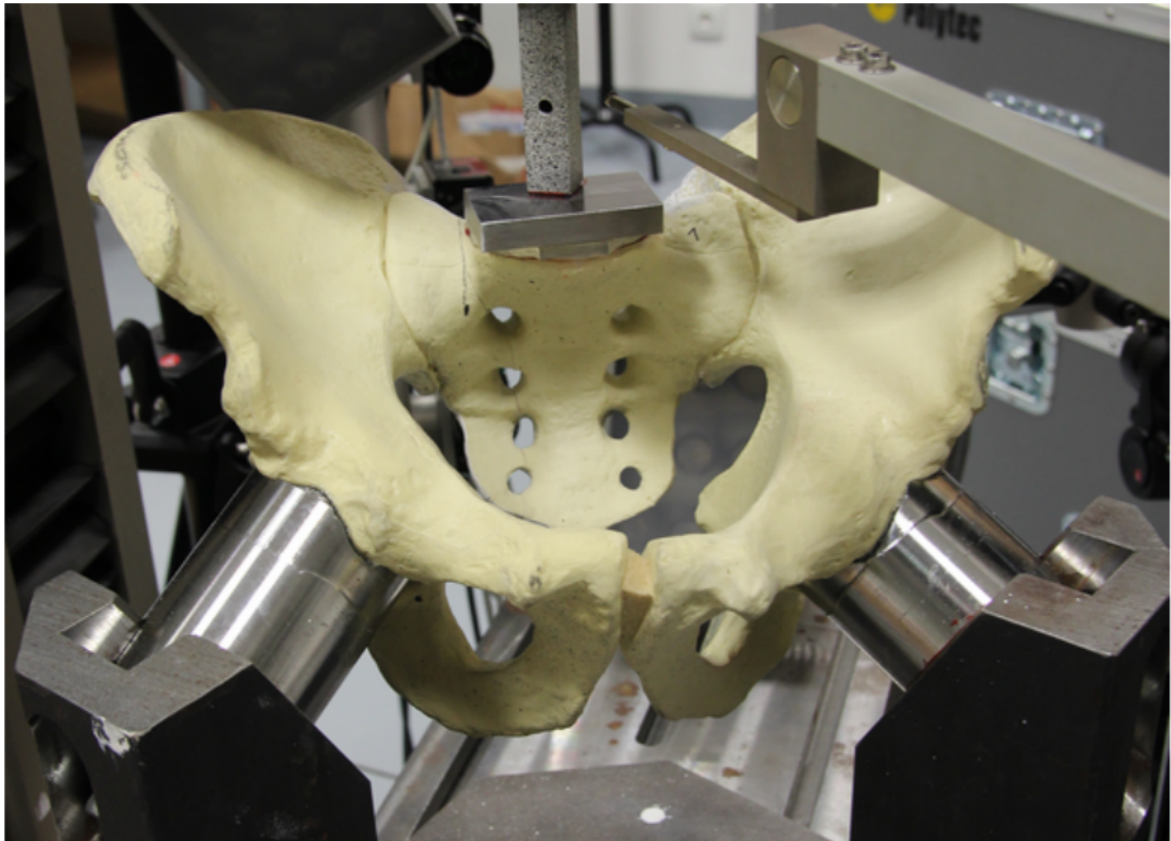
Jedná se o tenkou ocelovou dlahu s perforací pro umístění šroubů. Konkrétní provedení je znázorněno na obr. 9. Dlahy se upevňují pomocí 2-4 šroubů na každé straně, které procházejí skrz perforaci dlahy a připevňují ji tak ke kyčelní kosti. Před aplikací se musí TP vytvarovat na obou koncích podle tvaru pánve konkrétního pacienta tak, aby dosedala po celé své délce přímo na kyčelní kosti. Správné vytvarování dlahy je v tomto případě zásadní a vyžaduje podrobné CT snímky dané oblasti. Lze to považovat za jednu z nevýhod tohoto typu fixace. Transiliakální dlahy jsou vhodné na podélné zlomeniny křížové kosti, přičemž nevzniká velké riziko poranění nervů a cév [22].



Obrázek 9: Transiliakální dlahá.

5 Výpočtový model lidské pánve

Výpočtový model pánve je sestaven na základě experimentální studie, která se věnuje problému fixací vertikálních zlomenin křížové kosti. V této studii byly provedeny experimentální testy, jejichž výsledky jsou popsány v [23]. Numerické simulace popsané v této práci byly vytvořeny z důvodu ověření účinnosti jednotlivých fixačních technik vycházejících z experimentálních dat. Experimenty byly provedeny na modelech ortopedických pánví vyrobených z tvrzené polyurethanové pěny o vysoké hustotě, tzv. high density foam [24]. Materiálové vlastnosti byly identifikovány z testovacích vzorků. Zkoušky probíhaly na trhacím stroji ZWICK ROELL Z050, vnější silové působení bylo přenášeno na pánev přes zatěžovací prvek umístěný na bázi křížové kosti. Při zátěžových testech byl model pánve pevně spojen se stojanem přes kloubní jamky. Způsob realizace experimentu je znázorněn na obr. 10. Pro výpočet posuvů byla použita optická metoda digitální korelace obrazu. Toto měření bylo aplikováno pouze na zadní část křížové kosti. Testování bylo provedeno jak na modelu nezlomené pánve, tak na modelu s uvažovanou zlomeninou a s aplikovanými fixačními technikami. Výsledky z těchto experimentů byly použity pro verifikaci výpočtových modelů pánví s fixátory. Toto srovnání je uvedeno v kapitole 6.6.



Obrázek 10: Experimentální setup - uchycení ortopedického modelu pánve v kovovém stojanu a rozložení zatížení podél báze křížové kosti pomocí kovové destičky.

5.1 Tvorba geometrie výpočtové sítě pánve

Všechny výpočtové modely byly sestaveny na základě reálných snímků získaných z provedené výpočtové tomografie (tzv. CT snímky). CT vyšetření je zobrazovací metoda, která dokáže zobrazit rovinné řezy tělem pacienta pomocí rentgenového záření. Výpočtový model byl vytvořen z CT snímků ortopedického modelu pánve. CT řezy byly provedeny v transverzálním směru a vzdálenost mezi jednotlivými řezy byla 1,2 mm. Získané snímky byly dále zpracovávány v programu DICOM2FEM, ve kterém byla z těchto CT snímků vytvořena počítačová reprezentace prostorové geometrie pánve [25]. Vzhledem k tomu, že testované pojivo byla kostní tkáň, byla při vytváření modelu použita semiautonomní segmentace, která dokáže segmentovat oblasti CT snímků na základě kontrastu zobrazených sousedních tkání. Zpracované CT snímky jsou černobílé, nejsvětlejšími odstíny jsou zobrazeny kosti, středními tóny jsou orgánové soustavy z měkkých tkání a nejtmaší jsou dutiny, případně vnější prostředí. Výsledná virtuální

prostorová geometrie se skládá z cuboidů (tzv. voxelů), pro zlepšení kvality povrchové sítě byl aplikován Taubinův algoritmus pro vyhlazení 3D geometrie. Díky tomuto algoritmu bylo dosaženo uhlazení povrchu objektu při zachování jeho původního objemu. Přestože je pánevní pletenec tvořen jednotlivými kostmi, které jsou spojeny pomocí kloubů a chrupavek, ve výpočtovém modelu byl pánevní pletenec uvažován jako jedno spojitě těleso. To znamená, že jsou všechny části pánve pevně spojeny a tvoří jeden ucelený objekt.

Pro diskretizaci zpracované geometrie pánve z CT snímků byl použit software HyperMesh. Výpočtová síť uvažovaného modelu pánve se skládá z cca 300 000 objemových prvků, konkrétně se jedná o čtyřstěny s charakteristickou délkou hrany 2,44 mm. Počty prvků sítí jednotlivých výpočtových modelů zlomené pánve se částečně odlišovaly v závislosti na použití konkrétního způsobu fixace. Charakteristické délky hran prvků byly v daném případě uvažovány vždy shodně s výchozím modelem. Výpočtové sítě pánve byly následně importovány do konečno-prvkového programu Abaqus, kde bylo provedeno dodefinování výpočtové úlohy a následně realizovány výpočty společně se zpracováním a vyhodnocením výsledků.

5.2 Příprava výpočtového modelu

Pro celou geometrii pánve je uvažován stejný materiál, konkrétně se jedná o tvrzenou pěnu s materiálovými vlastnostmi experimentálně stanovenými ze vzorků modelů pánve pomocí tahových a tlakových zkoušek [14]. Pro modely fixátorů byly v závislosti na jejich konkrétním provedení uvažovány materiálové vlastnosti titanu nebo oceli. Všechny části byly uvažovány jako homogenní izotropní materiál. Mechanické vlastnosti jednotlivých materiálů jsou uvedeny v tabulce 2.

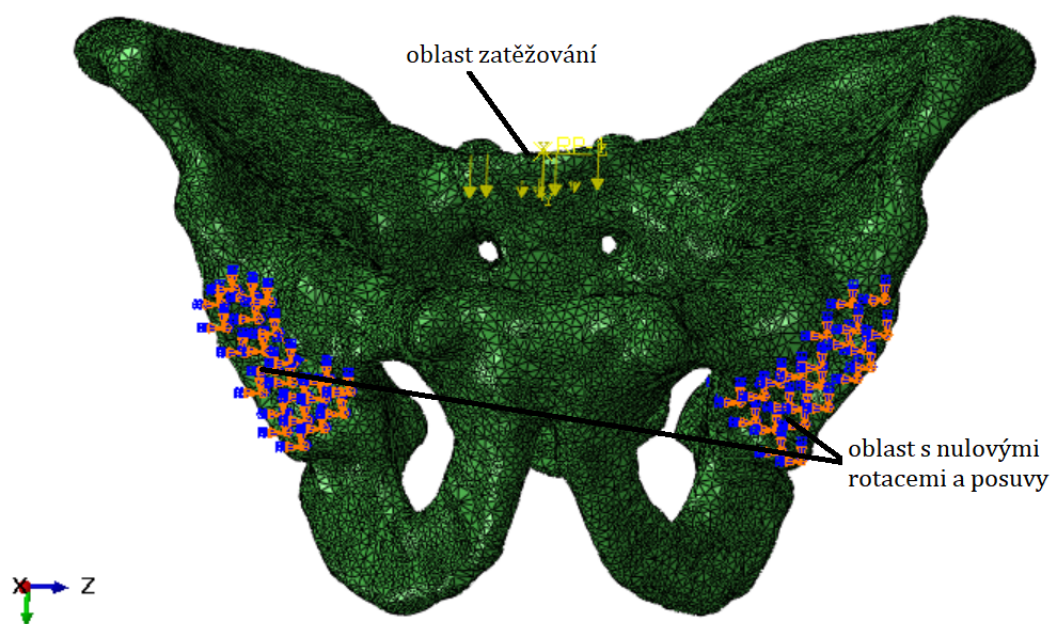
Tabulka 2: Materiálové parametry.

Materiál	Youngův modul E	Poissonova konstanta μ [-]	Hustota [kg/m^3]
tvrzená pěna	194 MPa	0,2	280
titan	120 GPa	0,33	4 500
ocel	210 GPa	0,3	7 850

Počátek souřadnicového systému byl umístěn do středu báze křížové kosti. Model byl v prostoru orientován tak, že rovina xz prochází bází křížové kosti a kladný směr osy y pak směřoval

svisle dolů. Zatížení modelu bylo uvažováno souběžně s osou y a jeho působiště bylo definováno na povrch báze křížové kosti. Statické zatížení bylo reprezentováno pomocí síly, která se za pomoci zadané vazby přenášela na zátěžnou oblast, tj. bázi křížové kosti (viz obr. 11). Ve skutečnosti nese báze křížové kosti $2/3$ hmotnosti těla, to odpovídá zhruba 50 kg v případě průměrného dospělého muže. Maximální zátěžná síla působící na bázi křížové kosti činila 500 N. V případě použitého modelu byla tato síla za využití vazby rovnoměrně rozdělena do cca 250 uzlů příslušících ploše báze křížové kosti.

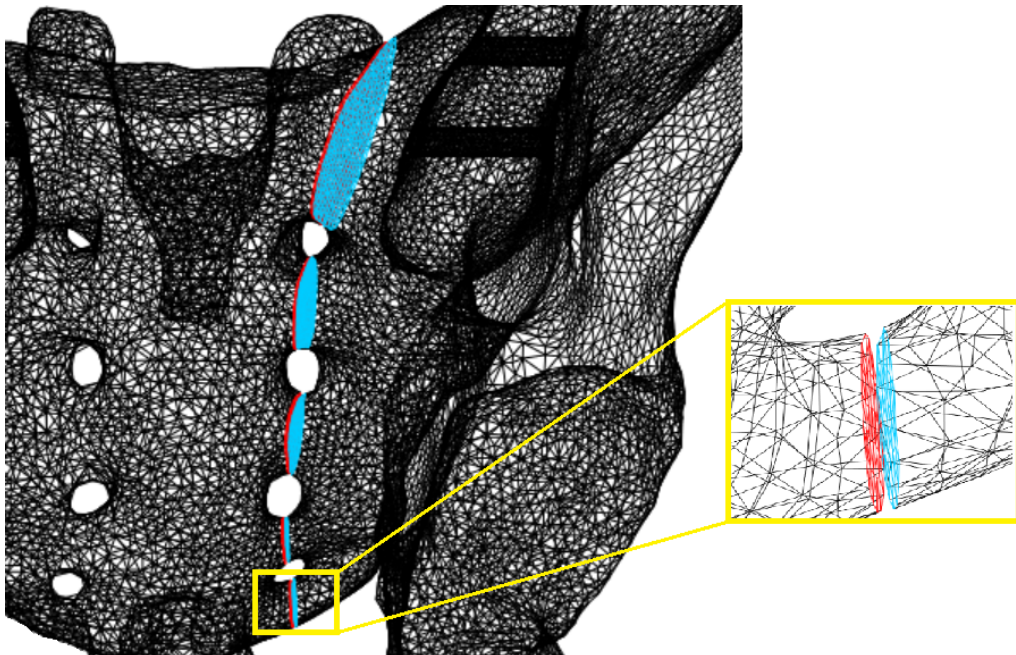
Okrajové podmínky byly pro všechny výpočtové modely uvažovány shodně a spočívaly v zamezení rotací a posuvů ve všech směrech na plochách kloubních jamek pánve. Okrajové podmínky byly aplikovány ve shodě s experimentem, kde byly pánve usazeny v měřícím stojanu, se kterým byly pevně spojeny právě přes kloubní jamky, viz obr. 10. Uzly výpočetní sítě, na které byly aplikovány příslušné okrajové podmínky, jsou znázorněny na obr. 11.



Obrázek 11: Okrajové podmínky.

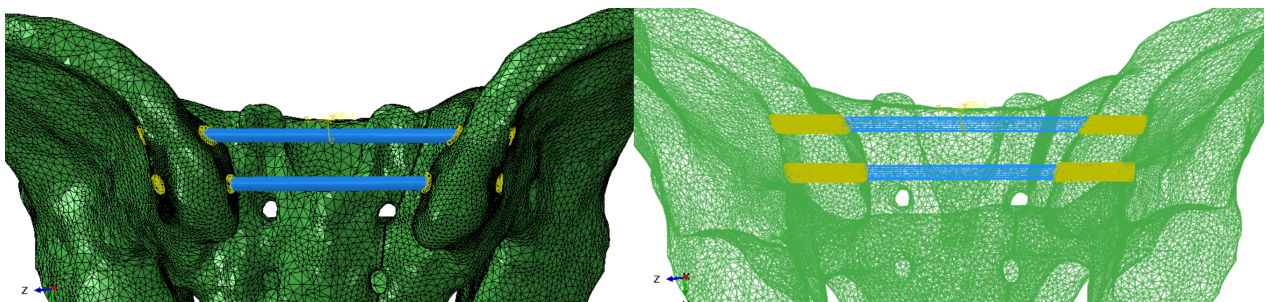
Vytvořená zlomenina sakrální kosti je znázorněna na obr. 12, šířka vzniklé zlomeniny byla uvažována shodně s experimentem a činila 0,7 mm. Směr a velikost zlomeniny byly vytvořeny shodně s experimenty. Tím, jak se sakrální kost rozdělila na dvě části, byl mezi plochami vytvořené zlomeniny uvažován kontakt, jehož úkolem bylo zabránit prolínání těchto dvou částí

během zatěžování (viz obr. 12). Mezi plochami zlomeniny, kde byl definován kontakt, bylo uvažováno tření o velikosti 0,8 [23].



Obrázek 12: Kontakt ve zlomenině.

Šrouby používané při experimentech byly samořezné a byly našroubované do pánve do předpřipravených děr o menším průměru. Výpočtové modely jednotlivých šroubů byly zjednodušeny tím, že byly vypuštěny jejich závitů a byly modelovány pouze s tzv. vnitřními průměry reálných šroubů. Plochy idealizovaných šroubů odpovídající délce závitů jednotlivých druhů šroubů byly po usazení do výpočtového modelu spojeny pevným kontaktem, tzv. slepením, s plochami předpřipravených otvorů v pánvi. Princip je znázorněn na obr. 13.



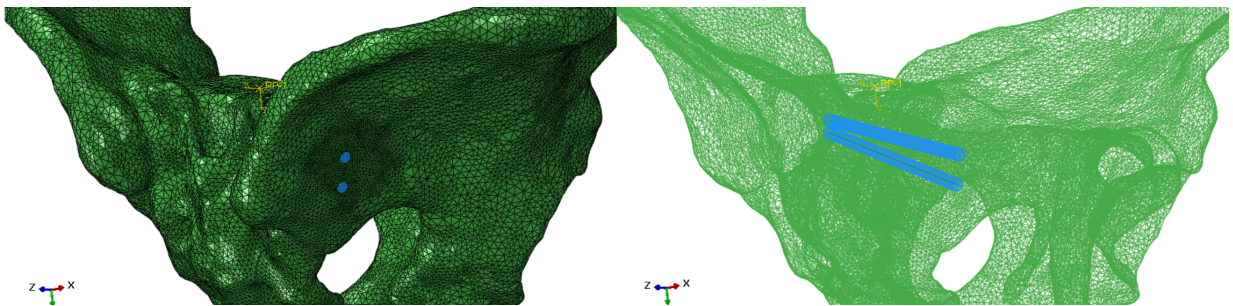
Obrázek 13: Vazby šroubů.

Modely fixátorů

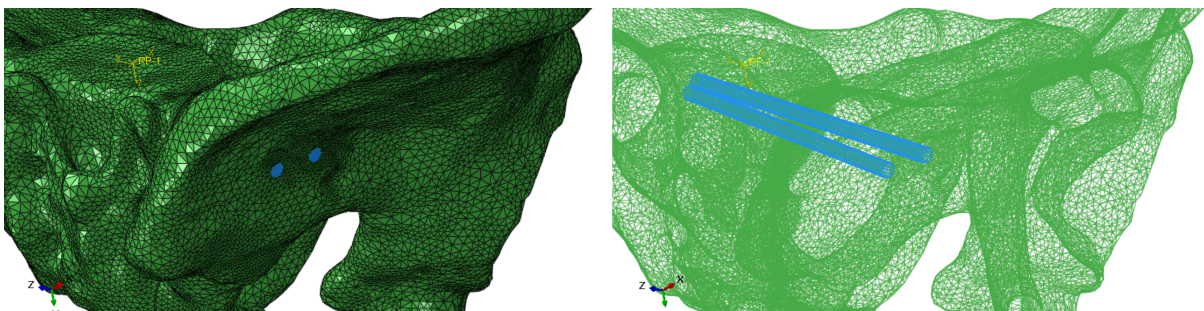
Výpočtové modely fixátorů byly idealizovány (viz výše) pomocí prutových a skořepinových prvků. Pro lepší vizualizaci, jak samotné idealizované geometrie, tak i získaných výsledků, bylo v práci dále použito vykreslení těchto zjednodušených 1D a 2D objektů do podoby objemových 3D těles dle příslušných přiřazených parametrů.

Iliosakrální šrouby (ISS)

Model iliosakrálních šroubů byl vytvořen pomocí 1D elementů typu prut s odpovídajícím průřezem o poloměru $r = 2,4$ mm. V případě, že je to možné, lze pro lepší stabilizaci zlomeniny použít dva šrouby současně. Byly tedy namodelovány dva šrouby se shodným průřezem ale odlišné délky $l_1 = 100$ mm a $l_2 = 95$ mm. Šrouby byly z titanu. Umístění a natočení šroubů v příslušném výpočtovém modelu odpovídá zjištěné pozici dle CT snímků. V praxi se rozlišují dvě polohy iliosakrálních šroubů. V prvním případě jsou šrouby umístěny v rovině kolmé na rovinu báze křížové kosti, tzv. ISS-vertikální. Konkrétní provedení je znázorněno na obr. 14. V opačném případě jsou šrouby napozicovány tak, že leží v rovině rovnoběžné sází, tzv. ISS-horizontální, provedení viz obr. 15.



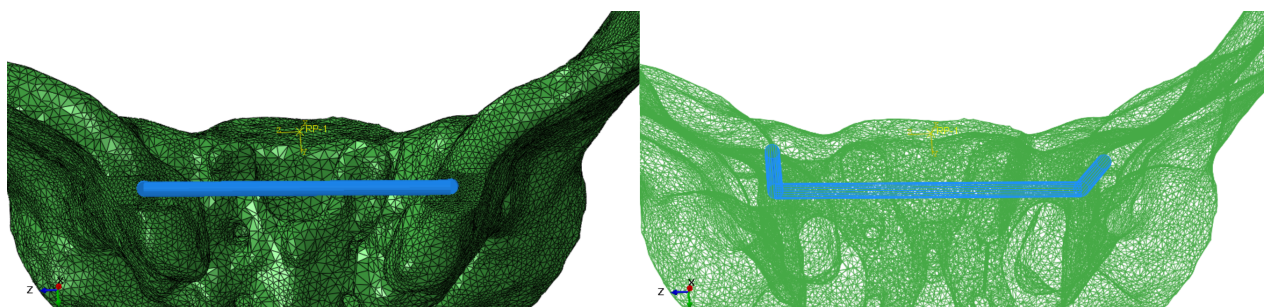
Obrázek 14: Iliosakrální šrouby vertikálně uložené.



Obrázek 15: Iliosakrální šrouby horizontálně uložené.

Transiliakální vnitřní fixátor (TIFI)

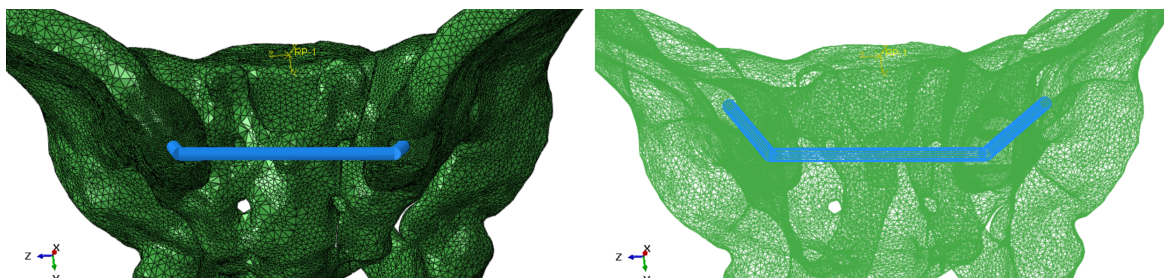
Model fixační techniky TIFI je v příslušném výpočtovém modelu tvořen dvěma šrouby o délce 61 mm, které jsou spojeny příčnickem o délce 105 mm. Model tohoto fixátoru a jeho umístění v pánvi je znázorněn na obr. 16. Všechny jeho části jsou modelovány za využití 1D prvků typu prut s uvažovaným poloměrem $r = 2,6$ mm a provedením z titanu. Koncový bod šroubu a příčnicku je vždy spojen pevnou vazbou (tie), která zajišťuje plynulý přenos zatížení po celém fixátoru. To v podstatě znamená, že se všechny tři části chovají jako jeden celek.



Obrázek 16: Transiliakální vnitřní fixátor.

Supraacetabulární transiliakální vnitřní fixátor (suprTIFI)

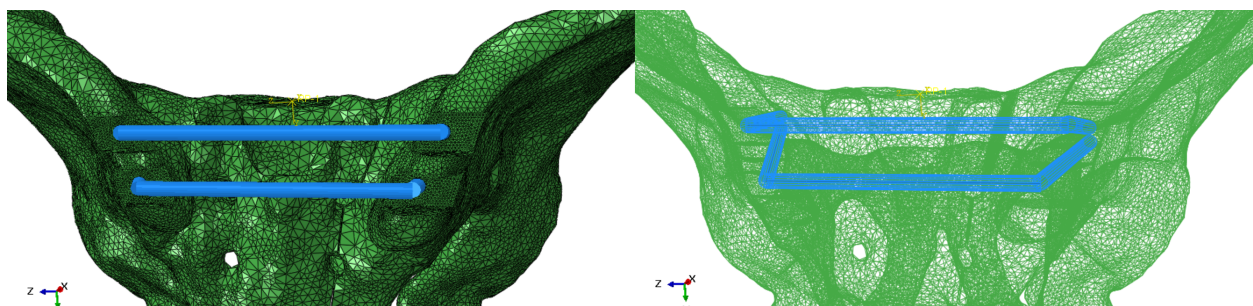
Model supraacetabulárního TIFI je též tvořen dvěma šrouby o délce 61 mm, spojuje je příčník o délce 92 mm, viz obr. 17. Poloměr všech částí je $r = 2,6$ mm. Opět se jedná o 1D prvky, kterým byly přiřazeny materiálové vlastnosti titanu.



Obrázek 17: Supraacetabulární transiliakální vnitřní fixátor.

Duální transiliakální vnitřní fixátor (dualTIFI)

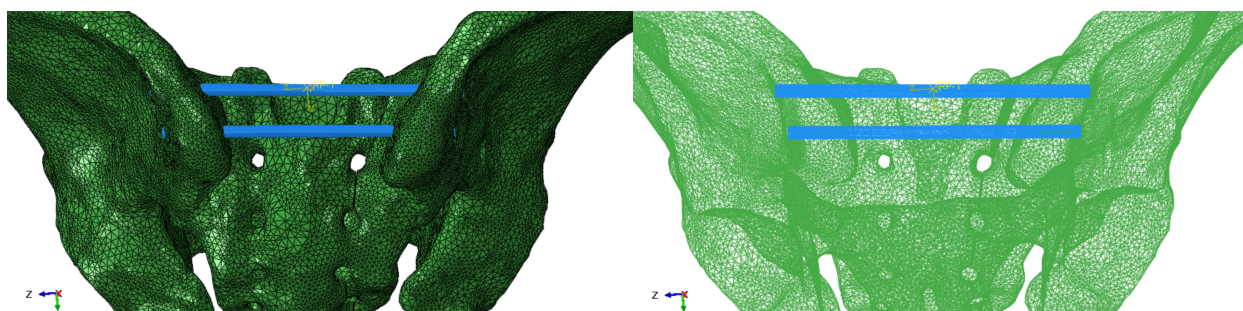
Model dualTIFI je tvořen dvěma TIFI, které jsou pozicované pod sebe. Konkrétní provedení je znázorněno na obr. 18. Součásti jsou opět nahrazeny 1D elementy s definovaným poloměrem $r = 2,6$ mm. Délky všech čtyř šroubů jsou 61 mm a jsou opět pevně spojeny vazbou s příčnicku. Délka horního příčnicku je 105 mm, spodního 92 mm. Všechny součásti jsou opět z titanu.



Obrázek 18: Transiliakální vnitřní fixátor - duální provedení.

Sakrální tyče (SB)

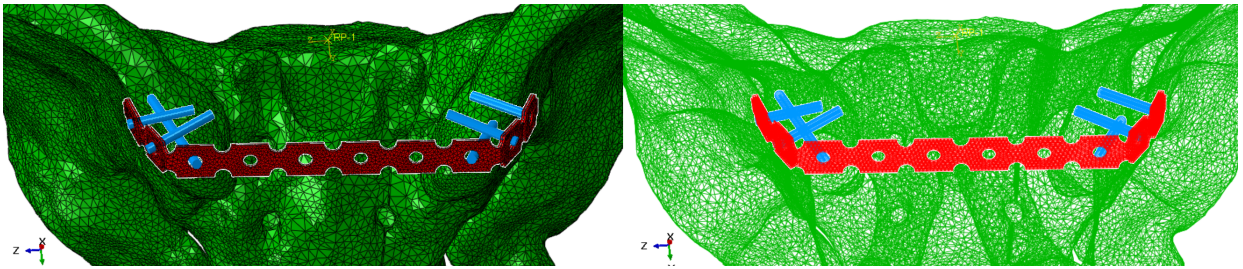
Opět se užívají párově a tvořeny jsou 1D prvky typu prut, viz obr. 19. Svrchní tyč o délce 128 mm a dolní o délce 119 mm. Poloměry tyčí činí $r = 2,5$ mm, materiál, ze kterého byly sakrální tyče provedeny, byla nerezová ocel. Ve fixátorech bylo během výpočtů uvažováno předpětí 200 N. Tato hodnota vyplývá z experimentálního měření a odpovídá kontrolovaným utahovacím momentům šroubů na koncích sakrálních tyčí.



Obrázek 19: Sakrální tyče.

Transiliakální dlahy (TP)

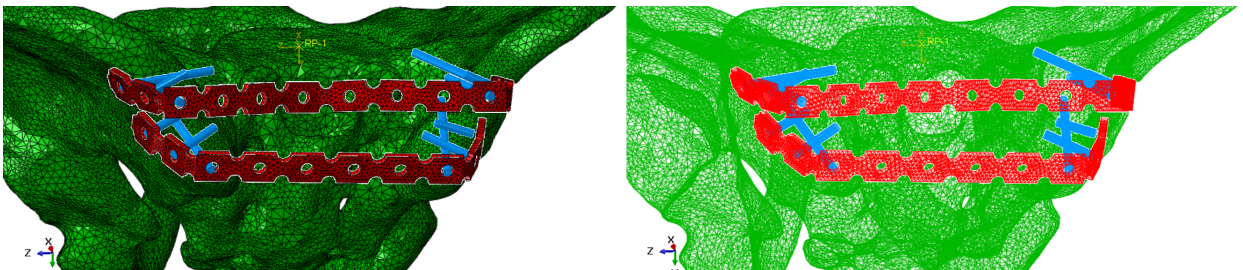
S ohledem na skutečné provedení tohoto fixátoru byl model transiliakální dlahy vytvořen pomocí 2D prvků s předepsanou konstantní tloušťkou 5 mm. Její geometrie byla podobně jako u pánve zpracována pomocí CT snímků a odpovídá tedy skutečnému provedení. Na každé straně je dlahy vazbou spojena se třemi šrouby, které jsou napozicovány do příslušných otvorů v pánvi. Poloměr šroubů je $r = 1,6$ mm, krajní šrouby mají délku 64 mm, další dva 21 mm. Všechny části tohoto fixátoru byly provedeny z titanu. Tento typ fixace je znázorněn na obr. 20.



Obrázek 20: Transiliakální dlaha.

Duální transiliakální dlaha (dual TP)

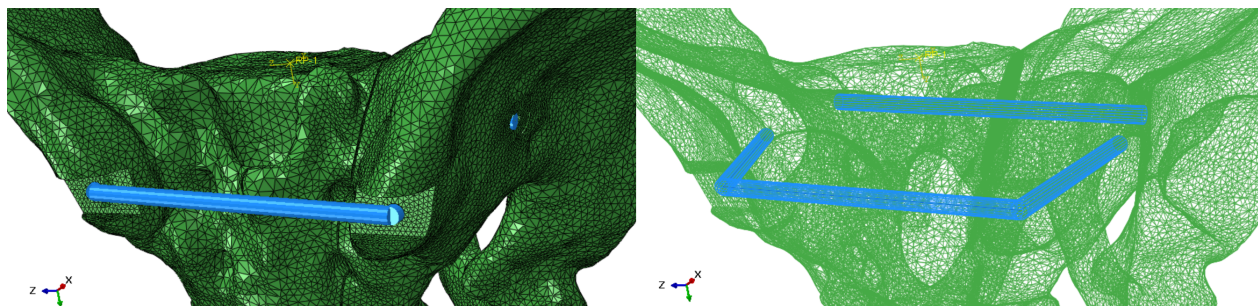
Jedná se o dvě TP, spodní dlaha byla namodelována stejně jako v předchozím odstavci. Horní dlaha je též definována jako skořepina s tloušťkou 5 mm. Celkem je upevněna třemi šrouby na pravé straně a třemi na levé. Šrouby mají poloměr $r = 1,6$ mm a jednotlivé délky šroubů činí směrem od kyčlí do středu sakrální kosti 36 mm, 15 mm a 54 mm. Provedení dlah i šroubů je opět uvažováno z titanu. Geometrie je patrná z obr. 21.



Obrázek 21: Duální transiliakální dlaha.

Transiliakální vnitřní fixátor s iliosakrálním šroubem (TIFIS)

V tomto případě se jedná o kombinaci TIFI a ISS. Konkrétní provedení je znázorněno na obr. 22. Konstrukce a způsob provedení modelů obou typů fixátorů byl již v této kapitole zmíněn. Délka iliosakrálního šroubu činí pro tento případ 100 mm. Rozměry TIFI viz výše.



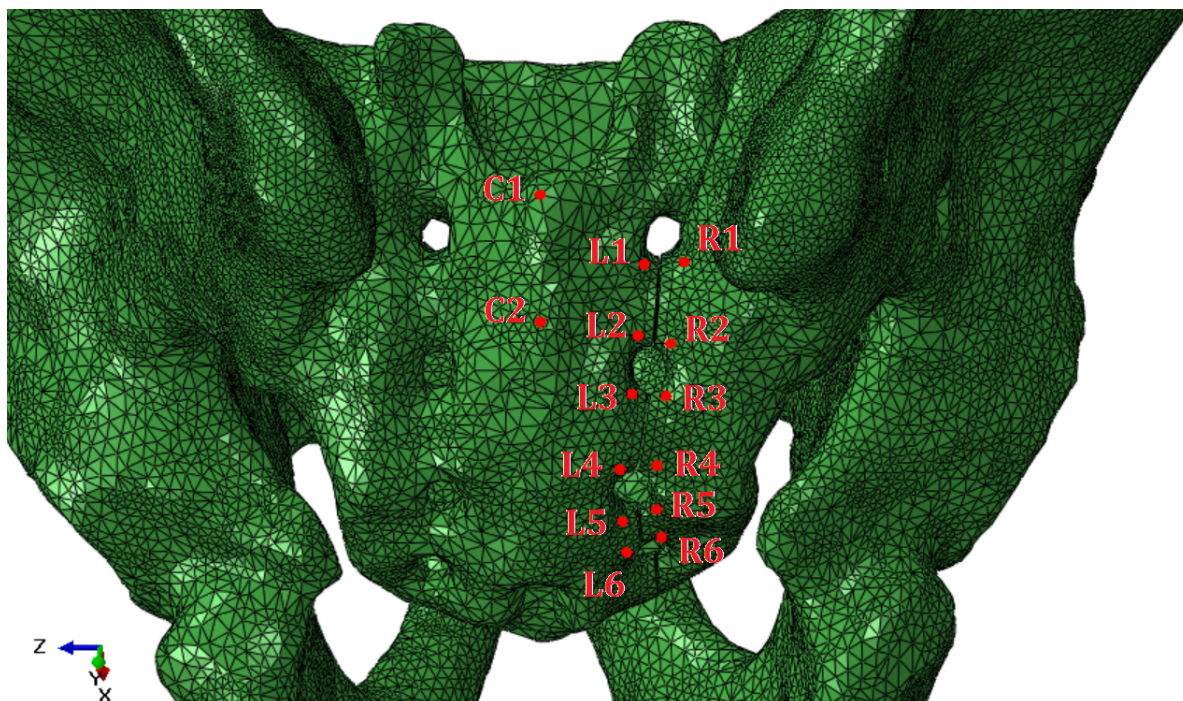
Obrázek 22: Transiliakální vnitřní fixátor s iliosakrálním šroubem.

6 Srovnání několika typů fixací kosti křížové pomocí výpočtů metodou konečných prvků

V rámci této práce bylo namodelováno a porovnáno 9 fixačních technik pro interní miniinvasivní fixaci zlomeniny křížové kosti. Těchto 9 možností fixace zlomeniny vzniklo kombinací čtyř fixátorů popsaných v kapitole 4. U jednotlivých výpočtových modelů byly provedenou analýzou pomocí metody konečných prvků zjištěny posuvy báze křížové kosti, na kterou bylo aplikováno zatížení, dále bodů C1, C2 na prvních dvou výběžcích středového hřebene kosti křížové a referenčních bodů podél lomové linie, které nesou číslované označení L nebo R dle toho, na které části zlomené kosti se vyskytují. Jednotlivé body a jejich poloha jsou znázorněny na obr. 23. Pro každý výpočtový model byla stanovena tuhost dle následujícího vzorce

$$k = \frac{F}{u^B} \text{ [N} \cdot \text{mm}^{-1}\text{]}, \quad (3)$$

kde F je vnější zátěžná síla působící kolmo na bázi křížové kosti a u^B je posuv báze křížové kosti podél osy rovnoběžné se směrem síly F . Tuhost k je fyzikální veličina, která udává schopnost tělesa odolávat zatížení [26].



Obrázek 23: Vyznačení umístění bodů C1, C2 a jednotlivých L a R bodů.

Při experimentálním testování byl pro každý typ fixace použit nový ortopedický model pánve. Tuhosti jednotlivých nepoškozených modelů se mírně lišily, což bylo přisuzováno nepatrným odlišnostem při jejich usazování do měřicího standu a případným výrobním odchylkám těchto modelů. Po odměření tuhosti bylo na každé z těchto pánví realizováno zlomení a následná fixace a to při zachování původního usazení ve standu. Změřené tuhosti na fixované pánvi byly vždy vztaženy na konkrétní tuhost původně nezlomené pánve. Z toho důvodu byly i v případě numerických výpočtů tuhosti fixovaných pánví vztahovány k tuhostem nezlomené pánve, jak tomu bylo při experimentech. Pro srovnání získaných výsledků byla zavedena bezrozměrná veličina vyjadřující poměr tuhosti a mající označení r , která je definovaná jako

$$r = \frac{k_F}{k_I} [-]. \quad (4)$$

V této rovnici odpovídá k_F tuhosti vypočtené na modelu zlomené kosti s příslušnou fixační technikou a k_I udává tuhost modelu nezlomené pánve. Výpočtový model nezlomené pánve byl oproti ostatním modelům zatěžován pouze silou $F = 300$ N, stejně jako tomu bylo při experimentálním měření. Pro model bez zlomeniny činila hodnota svislého posuvu báze křížové kosti $u_I^B = 0,419$ mm. Pak tuhost nezlomeného modelu činí

$$k_I = \frac{F}{u_I^B} = \frac{300}{0,419} = 714,6 \text{ N} \cdot \text{mm}^{-1}. \quad (5)$$

Tato hodnota byla následně použita ve všech výpočtech poměrů tuhosti jednotlivých fixátorů. O kvalitě fixační techniky také vypovídá chování lomové linie. K analýze takového chování slouží relativní posuvy bodů $L_i - R_i$ ($i = 1, 2, 3, 4, 5, 6$), které jsou v následujících podkapitolách zaměřených na vyhodnocení výsledků znázorněny v grafech. Aby bylo možné srovnání s experimentálními daty, byly zjištěné hodnoty posuvů vyhodnoceny pro zátěžnou sílu $F = 475$ N. Pro srovnání s experimentálními daty byly dále vypočteny celkové posuvy bodů C1 a C2.

Všech 9 fixačních technik popsaných v kapitole 5 bylo rozděleno do čtyř skupin. První skupinu tvoří ISS uložené horizontálně a vertikálně. Druhá skupina obsahuje TIFI, duální TIFI a supraacetabulární TIFI. Třetí skupinou jsou transiliakální dlahy - jednoduchá a duální. Do poslední skupiny spadají sakrální tyče a transiliakální vnitřní fixátor v kombinaci s iliosakrálním šroubem (TIFIS). V těchto skupinách byly fixátory vzájemně porovnány podle tuhosti vypočtené na základě posuvu báze při zatížení 500 N. Dále je pro ně uvedeno rozložení posuvů na modelech opět při zatížení 500 N. Posledním uváděným srovnáním je relativní posuv bodů L-R při zatížení $F = 475$ N (viz výše).

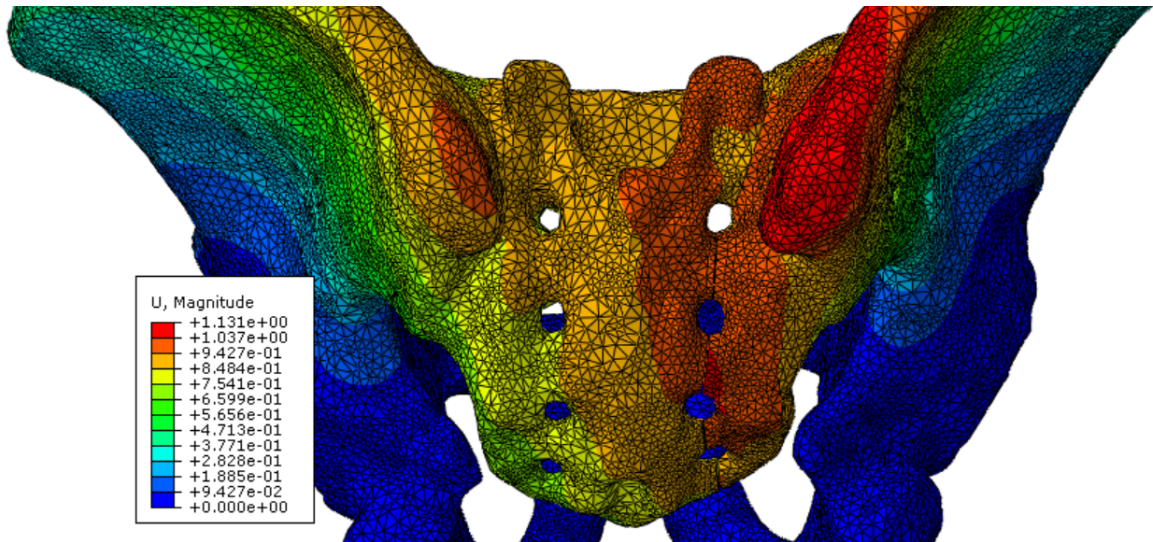
6.1 Výsledky pro iliosakrální šrouby

V této práci byly uvažovány dva typy umístění iliosakrálních šroubů, konkrétně se tedy jednalo o ISS-vertikální a ISS-horizontální variantu. Jejich rozdíly v uspořádání jsou popsány v kapitole 5.

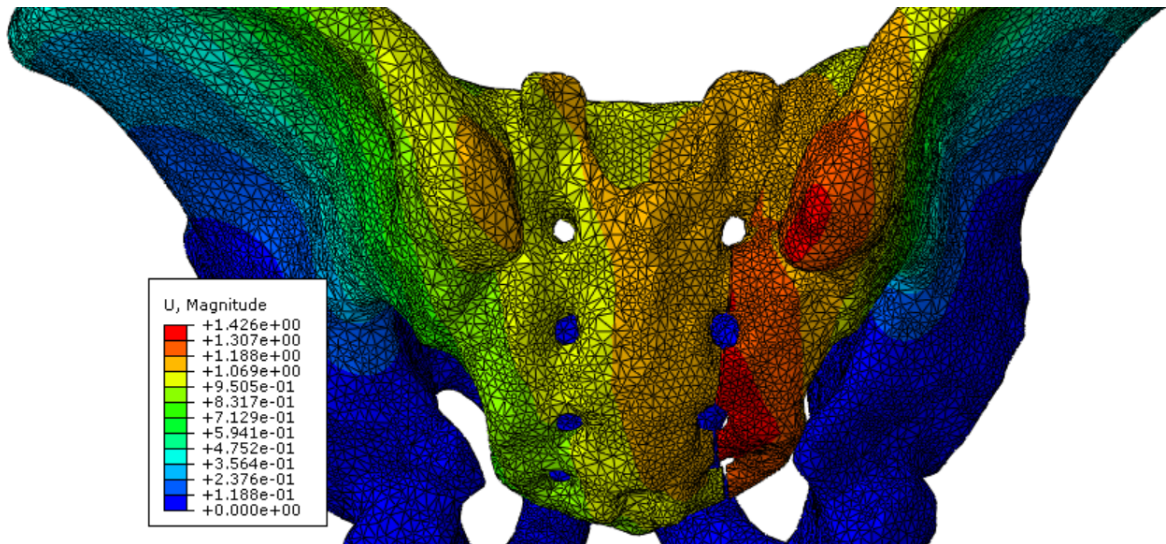
V tabulce 3 je uvedeno porovnání tuhostí pro obě uvažované varianty iliosakrálních šroubů. Z tabulky je patrný značný rozdíl mezi vypočteným poměrem tuhosti r obou variant, kde o cca 14 % vyšší tuhosti dosahuje varianta ISS-vertikální proti ISS-horizontální. Rozložení výsledných posuvů je pro obě varianty znázorněno na obr. 24 a obr. 25. Z map posuvů je viditelný rozdíl ve spodní části zlomeniny, kde v případě ISS-horizontální dochází k rozevření zlomeniny. Na obr. 26 je znázorněno porovnání relativních posuvů jednotlivých L-R bodů. I v tomto případě je dosaženo lepších výsledků v podobě nižších relativních posuvů v případě ISS-vertikální. Tento typ uložení snižuje otevírání zlomeniny při zatížení. V tomto případě má umístění šroubů významný vliv na celkovou tuhost modelu a chování lomové linie.

Tabulka 3: Výsledky pro ISS-vertikální, ISS-horizontální při zatížení $F = 500$ N.

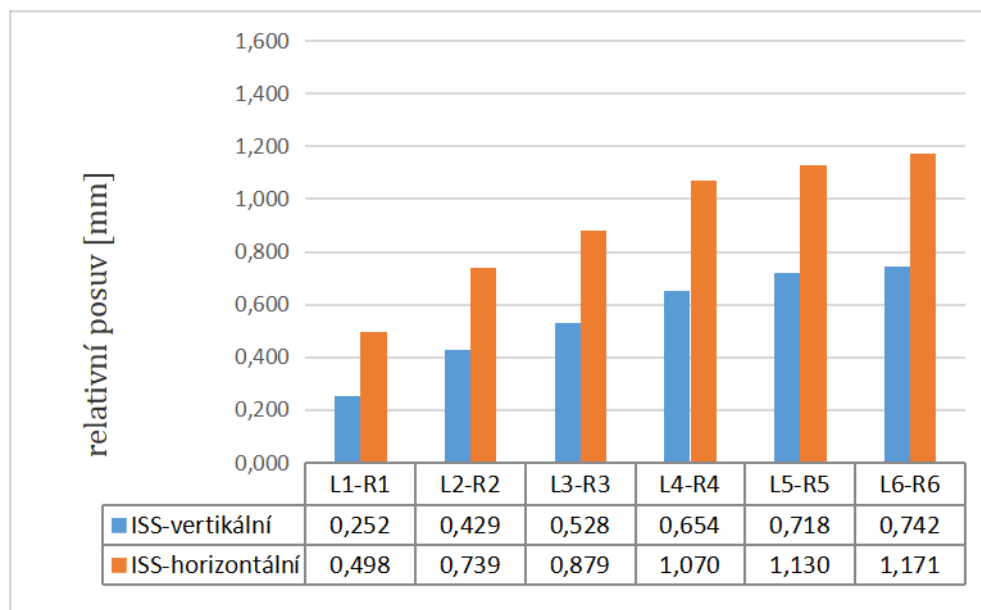
	nezlomená		ISS-vertikální			ISS-horizontální		
	u_I [mm]	k_I [Nmm ⁻¹]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [–]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [–]
báze	0,419	716,4	0,833	600,3	0,84	0,991	504,4	0,70



Obrázek 24: Mapa posuvů pro variantu ISS-vertikální při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 25: Mapa posuvů pro variantu ISS-horizontální při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 26: Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro ISS horizontální a vertikální při zatížení $F = 475$ N.

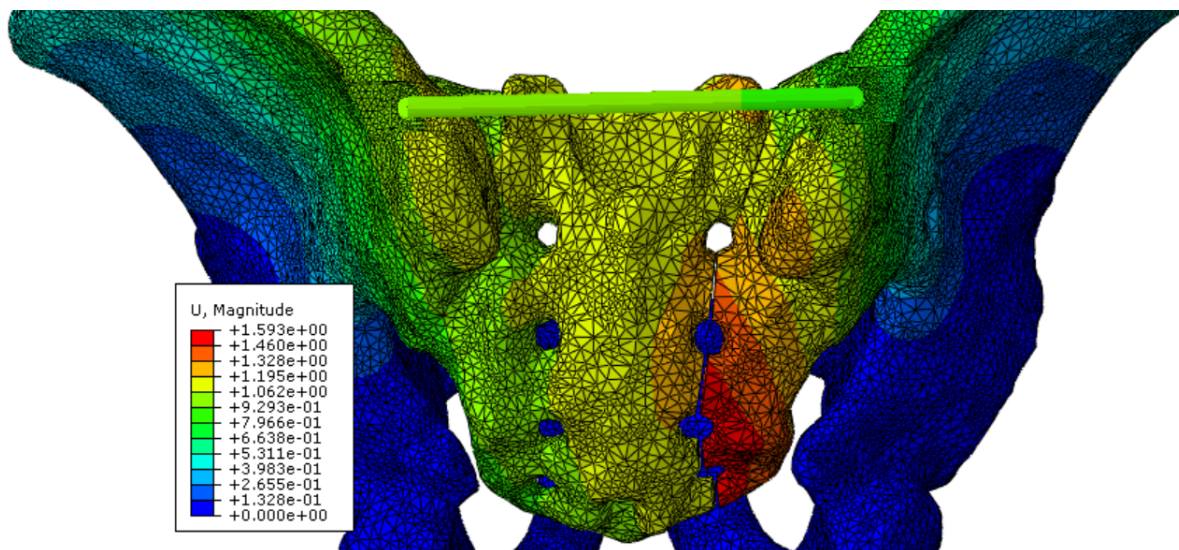
6.2 Výsledky pro transiliakální vnitřní fixátory

Další srovnání bylo provedeno mezi transiliakálními vnitřními fixátory za účelem určení nejeftivnějšího polohy TIFI. V prvním případě se jednalo o klasické TIFI umístěné na úrovni báze křížové kosti. V druhém případě se jednalo o duální TIFI (dualTIFI), které mělo horní transiliakální fixátor v úrovni báze křížové kosti shodně s klasickým TIFI a další transiliakální fixátor uložený supraacetabulárně. V posledním případě byl otestován samostatný supraacetabulárně zavedený fixátor (suprTIFI).

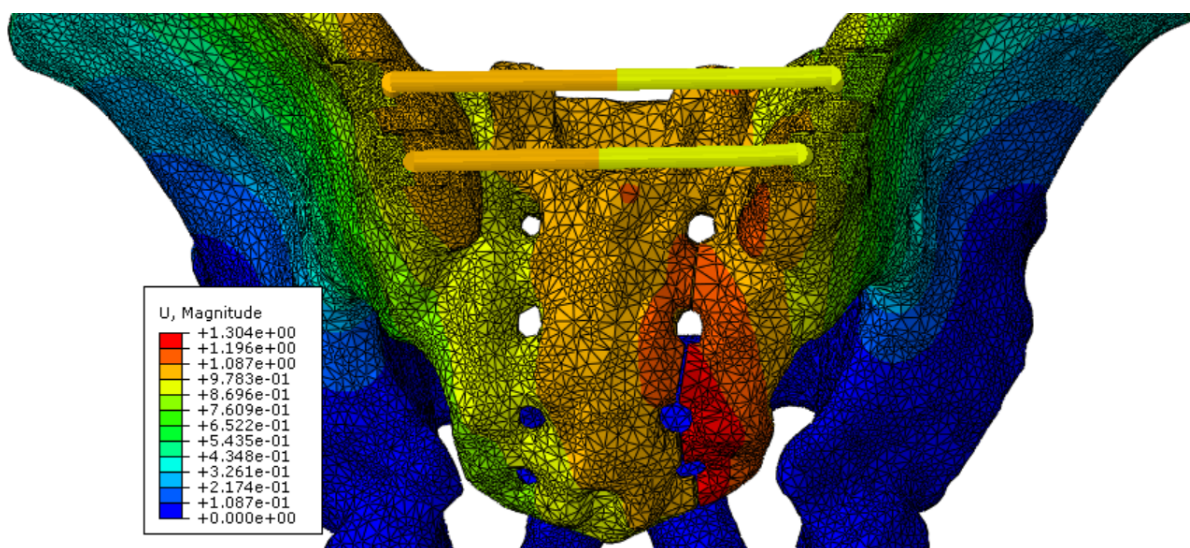
V tabulce 4 jsou uvedeny poměry tuhostí jednotlivých fixací. Z této tabulky je patrné, že vypočtené tuhosti pro duální TIFI a supraacetabulární TIFI jsou velmi podobné. Poměry tuhosti činí pro oba fixátory 0,73. Oproti těmto dvěma fixacím vykazuje klasické TIFI výsledný poměr tuhosti 0,62, tj. o 15 % nižší tuhost. Na obr. 27, 28, 29 jsou znázorněny mapy posuvů pro jednotlivé varianty TIFI fixátorů. Potvrzují se výsledky z tabulky 4, tedy že se duální TIFI podobá chováním supraacetabulárnímu TIFI. Chování lomové linie je popsáno relativními posuvy L-R bodů zobrazenými na obr. 30. Z výsledků je opět patrná shoda dualTIFI a suprTIFI.

Tabulka 4: Výsledky pro TIFI, duální TIFI a supraacetabulární TIFI při zatížení $F = 500$ N.

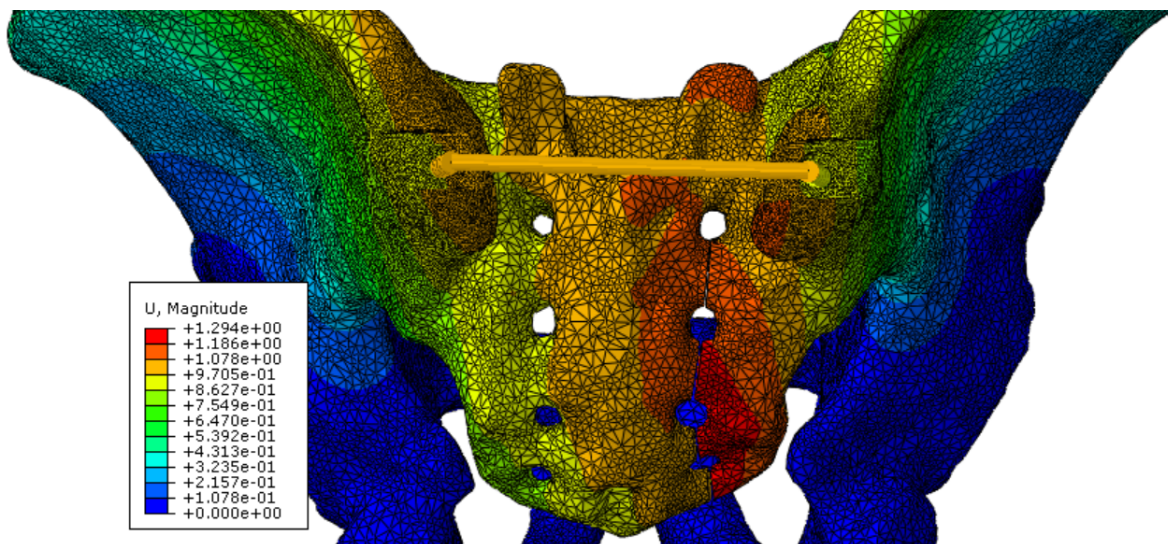
	nezlomená		TIFI			dualTIFI			suprTIFI		
	u_I [mm]	k_I [Nmm ⁻¹]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [-]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [-]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [-]
báze	0,419	716,4	1,120	446,4	0,62	0,952	525,2	0,73	0,955	523,5	0,73



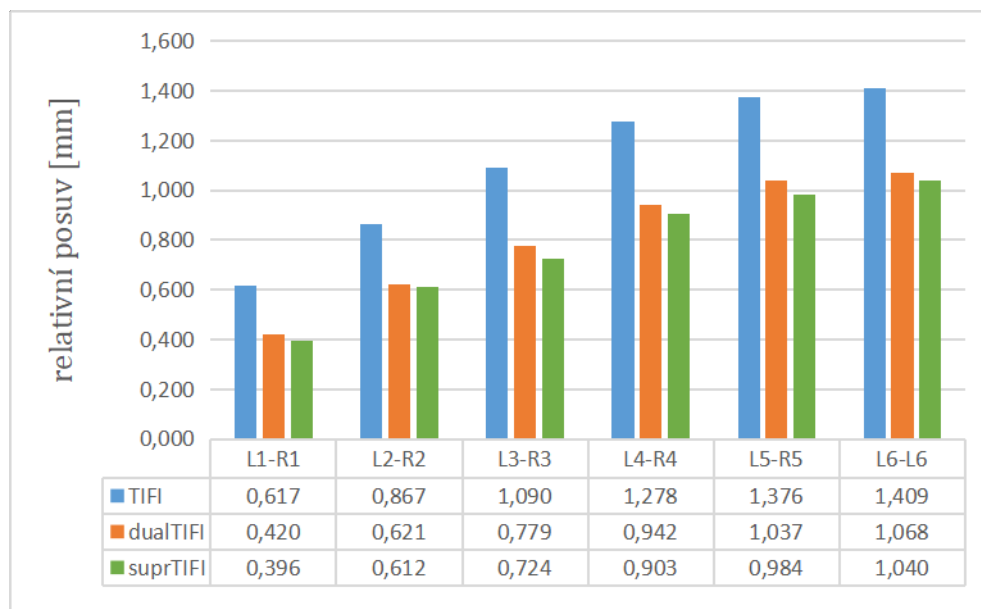
Obrázek 27: Mapa posuvů pro variantu klasické TIFI při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 28: Mapa posuvů pro variantu duální TIFI při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 29: Mapa posuvů pro variantu supraacetabulární TIFI při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 30: Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro TIFI, duální TIFI a supraacetabulární TIFI při zatížení $F = 475$ N.

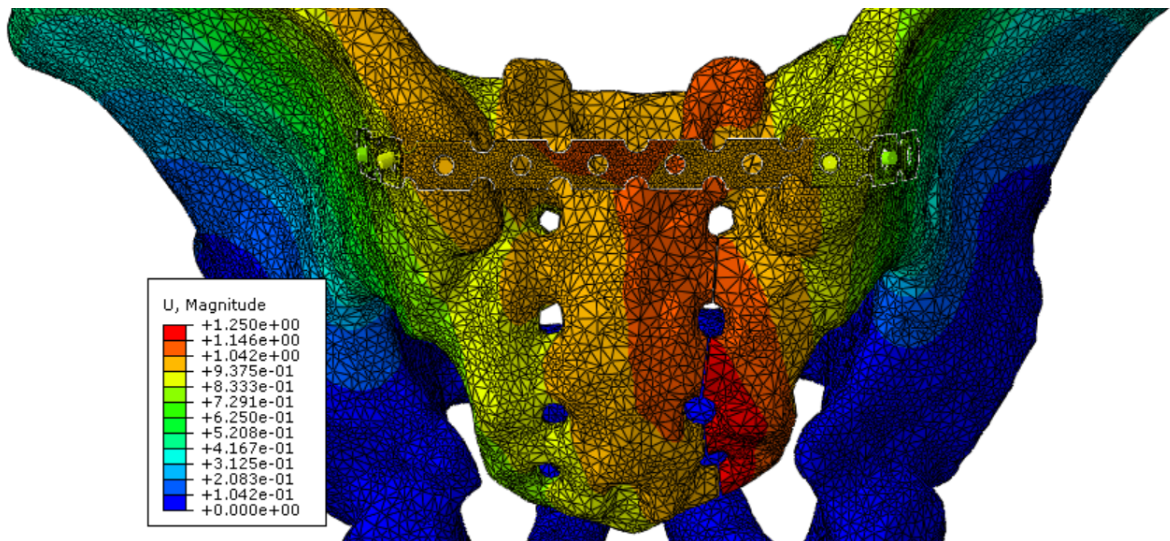
6.3 Výsledky pro transiliakální dlahy

Srovnání transiliakálních dlah bylo provedeno podobně jako u TIFI. V případě zavedení jedné transiliakální dlahy je tato dlahy zavedena supraacetabulárně. Při fixaci zlomeniny dvěma dlahami je pak jedna TP zavedena supraacetabulárně a druhá je od této zavedena kraniálně v úrovni báze křížové kosti. V tabulce 5 jsou uvedeny vypočtené poměry tuhostí, obě fixace vykazují ob-

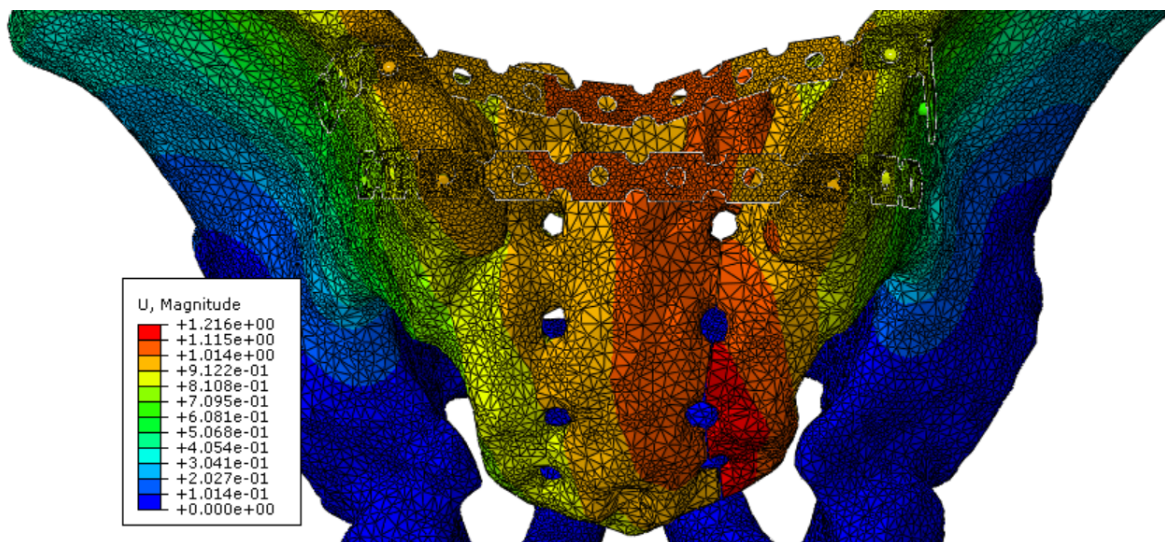
dobné tuhosti. Mapy posuvů pro obě fixační techniky jsou znázorněny na obr. 31 a 32. Zde je patrná analogie s případem duálního a supraacetabulárního TIFI. Jak pro dualTIFI, tak pro dualTP platí, že v případě použití supraacetabulární fixace jednostranné transforaminální zlomeniny nepřináší zavedení druhého fixátoru stejného typu (umístěného kraniálně nad supraacetabulárním fixátorem) žádné zlepšení ve smyslu tuhosti fixované pánve. Tento trend se potvrzuje i v případě poměrného posuvu L-R bodů, jejichž průběh je zobrazen na obr. 33.

Tabulka 5: Výsledky pro TP a dualTP při zatížení $F = 500$ N.

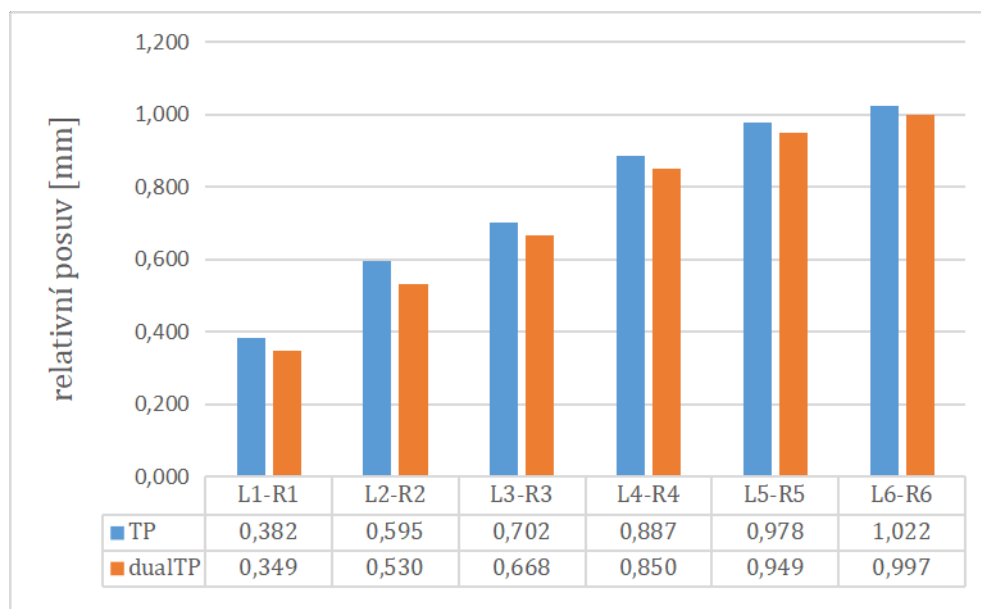
	nezlomená		TP			dualTP		
	u_I [mm]	k_I [Nmm ⁻¹]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [–]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [–]
báze	0,419	716,4	0,939	532,7	0,74	0,944	529,5	0,74



Obrázek 31: Mapa posuvů pro variantu TP při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 32: Mapa posuvů pro variantu duální TP při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 33: Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro TP a dualTP při zatížení $F = 475$ N.

6.4 Výsledky pro sakrální tyče a transiliakální vnitřní fixátor s iliosakrálním šroubem

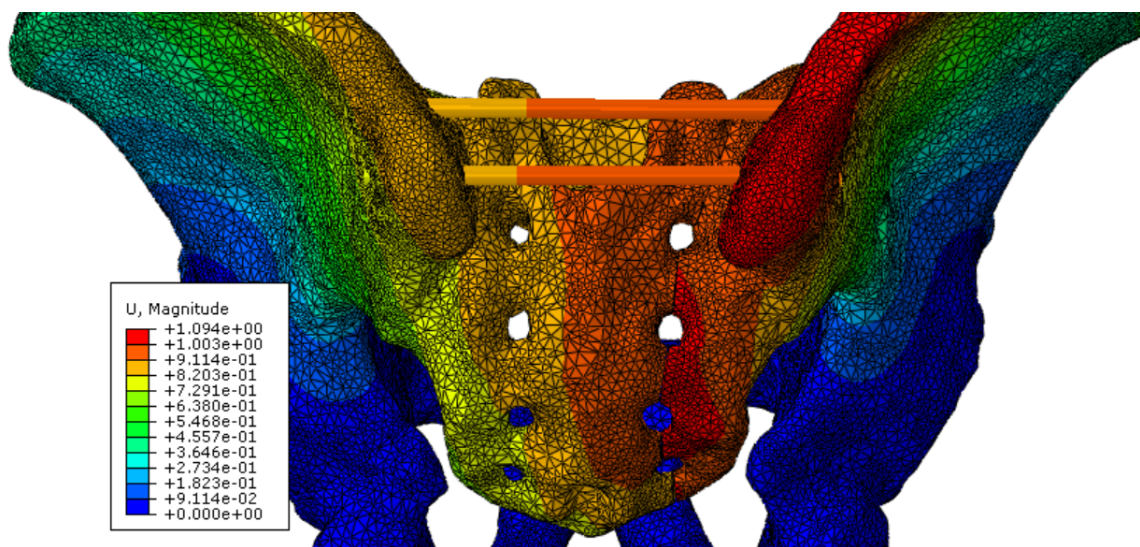
Sakrální tyče v podstatě tvoří samostatnou skupinu a z hlediska konstrukčního řešení a zejména pak způsobu aplikace je nelze zařadit do žádné z předešlých skupin. TIFIS lze teoreticky porovnávat s ISS variantami, případně s TIFI variantami. Vzhledem k tomu, že se jedná o kombinaci těchto dvou fixačních technik, lze očekávat vůči nim odlišné chování. Z toho důvodu byl tento

druh fixátoru vyhodnocen zvláště od jeho výchozích variant.

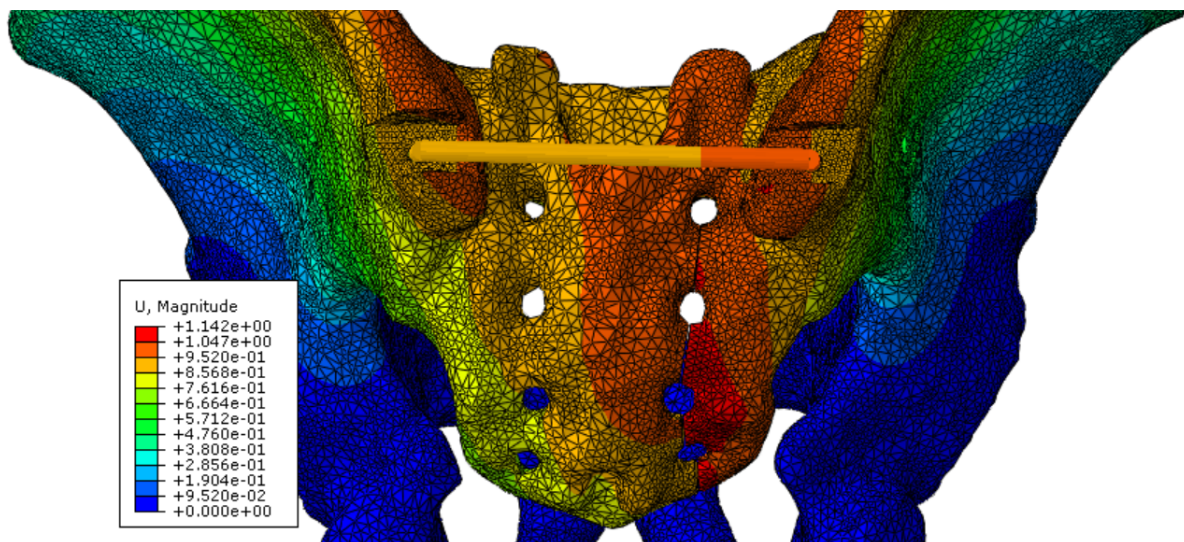
Vypočtené poměry tuhosti pro SB a TIFIS jsou uvedeny v tabulce 6. Z ní je patrný pouze malý rozdíl v tuhosti obou fixačních technik, kde lepší hodnota poměru tuhosti vychází pro SB a činí 0,81. Na obr. 34 a 35 jsou zobrazeny mapy posuvů obou fixačních technik. Rozložení posuvů v oblasti zlomeniny vychází pro oba modely obdobně. V případě SB je patrný výskyt nadměrného posuvu v oblasti zadní části kyčelní kosti, který vzniká v místě uložení těchto tyčí. Chování zlomeniny popisuje relativní posuv bodů L-R, který je znázorněn na obr. 36. I v případě relativního posuvu L-R bodů vychází menší posuvy pro SB.

Tabulka 6: Výsledky pro SB a TIFIS při zatížení $F = 500$ N.

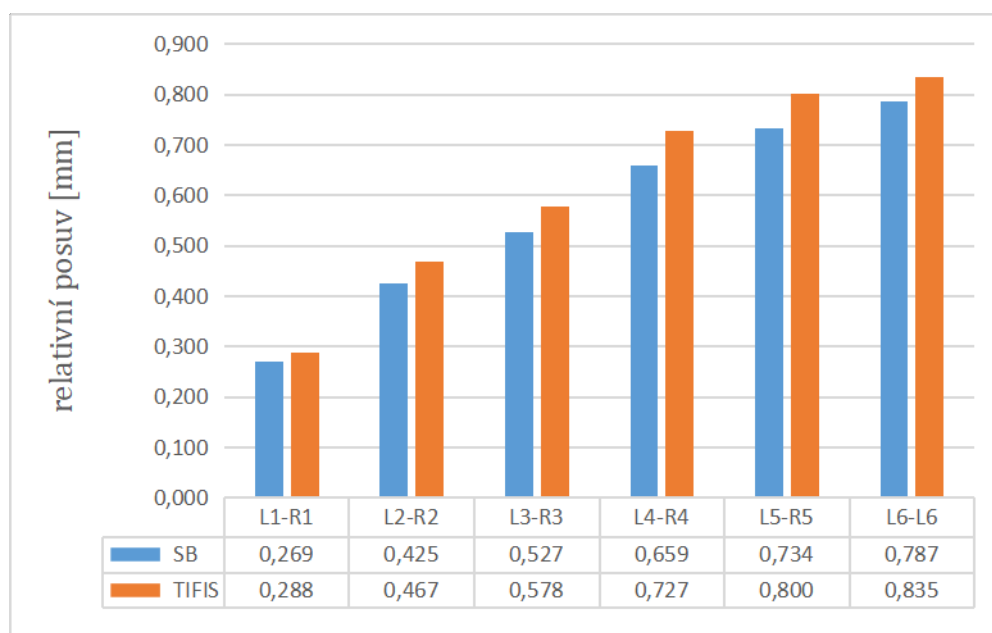
	nezlomená		SB			TIFIS		
	u_I [mm]	k_I [Nmm ⁻¹]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [—]	u_F [mm]	k_F [Nmm ⁻¹]	r [—]
báze	0,419	716,4	0,862	580,3	0,81	0,871	574,3	0,80



Obrázek 34: Mapa posuvů pro SB při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 35: Mapa posuvů pro variantu TIFIS při zatížení $F = 500$ N.



Obrázek 36: Srovnání relativního posuvu bodů L-R pro SB a TIFIS při zatížení $F = 475$ N.

6.5 Vyhodnocení výsledků

Výsledky numerických simulací ukazují významné rozdíly v mechanické odezvě pánevního kruhu v závislosti na způsobu fixace jednostranné transforaminální zlomeniny. Zásadní vliv na tuhost modelované pánve má nejen volba příslušné fixační techniky, ale i umístění a orientace jednotlivých fixátorů, což je velmi dobře patrné např. na výsledcích pro ISS. Výsledky pro ili-osakrální šrouby odhalily velký vliv umístění šroubů na tuhost modelu pánevního kruhu. Pro

šrouby umístěné v rovině rovnoběžné s bází křížové kosti (ISS-horizontální) byl poměr tuhosti výrazně nižší, než v případě ISS-vertikální.

Výsledky pro tři varianty transiliakálních vnitřních fixátorů ukázaly analogii mezi supraacetabulárním TIFI a duálním TIFI. V těchto případech vyšel shodný poměr tuhosti a jeho hodnota činila 0,73. Klasické TIFI oproti těmto dvěma variantám vykazovalo velmi špatné výsledky a ukázalo se jako nejméně účinný typ fixace vůbec. Z uvedených výsledků lze vyvodit závěr, že klasické zavedení TIFI, tedy ve výšce báze sakrální kosti, nezajišťuje dostatečnou stabilizaci zlomené kosti a zlomenina se zejména ve spodní části v důsledku zatěžování výrazně rozšiřuje. V případě duálního TIFI lze vzhledem ke shodným výsledkům se supraacetabulárním TIFI konstatovat, že použití svrchního TIFI je nadbytečné.

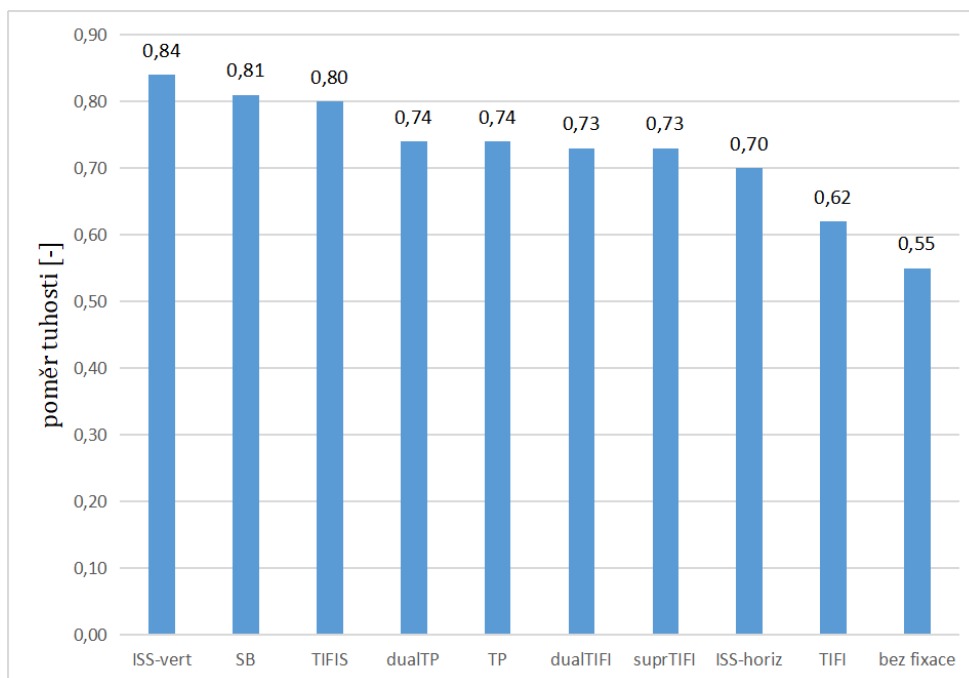
Stejně jako v případě TIFI, pro stabilizaci zlomeniny křížové kosti pomocí supraacetabulárně zavedené TP, vyšel poměr tuhosti shodně s poměrem tuhosti pro duální transiliakální dlahu. Z uvedených výsledků lze označit horní dlahu za nadbytečnou, nezvyšuje výslednou tuhost fixace pánve a má minimální vliv na stabilitu zlomeniny pánve při daném způsobu zatížení.

V případě stabilizace zlomeniny křížové kosti pomocí SB jsou dosaženy jedny z nejlepších výsledků stabilizace pánevního kruhu. Nicméně tohoto výsledku je dosaženo za ceny nadměrné komprese v oblasti zlomeniny. U reálného pacienta může tato komprese vést k poškození cévních a nervových tkáňových struktur.

Výsledky z numerické simulace pro transiliakální vnitřní fixátor v kombinaci s iliosakrálním šroubem byly očekávány lepší než pro jednotlivé TIFI nebo ISS, což se také potvrdilo. Hodnota poměru tuhosti činí 0,8 a řadí tento typ fixace na třetí místo v účinnosti fixace zlomeniny pánevního kruhu. Na rozdíl od SB nedochází při použití iliosakrálního šroubu ke kompresi v oblasti zlomeniny. Použití ISS zavedeného do obratle S1 a supraacetabulárně zavedeného TIFI spojuje výhody těchto dvou fixátorů v rámci jedné fixační techniky.

Srovnání podle poměru tuhosti je znázorněno na obr. 37, dosažené výsledky jsou podle účinnosti seřazeny sestupně. Nejlepší výsledky přinesla fixace pomocí iliosakrálních šroubů uložených vertikálně. Nicméně tato technika nelze vždy použít. Týká se především pacientů většího věku, kteří mají větší křížové obratle a tím pádem více prostoru pro zavedení dvou ISS nad sebe s minimálním rizikem poškození cév a nervových tkání. Z dosaženého poměru tuhosti vyplývá, že tuhost modelu pánve s dvojitým vertikálně uloženým ISS je zhruba na 84 % tuhosti modelu nezlomené pánve. Nejhorší výsledky byly získány z výpočtu pro klasicky zavedený transiliakální vnitřní fixátor, tj. v úrovni báze křížové kosti. Tato fixace dosahuje pouze 62 %

tuhosti modelu nezlomené pánve. Dle výsledků numerických simulací poklesne tuhost modelu pánve se zlomeninou křížové kosti, ale bez jakékoli fixace, na pouhých 55 %.

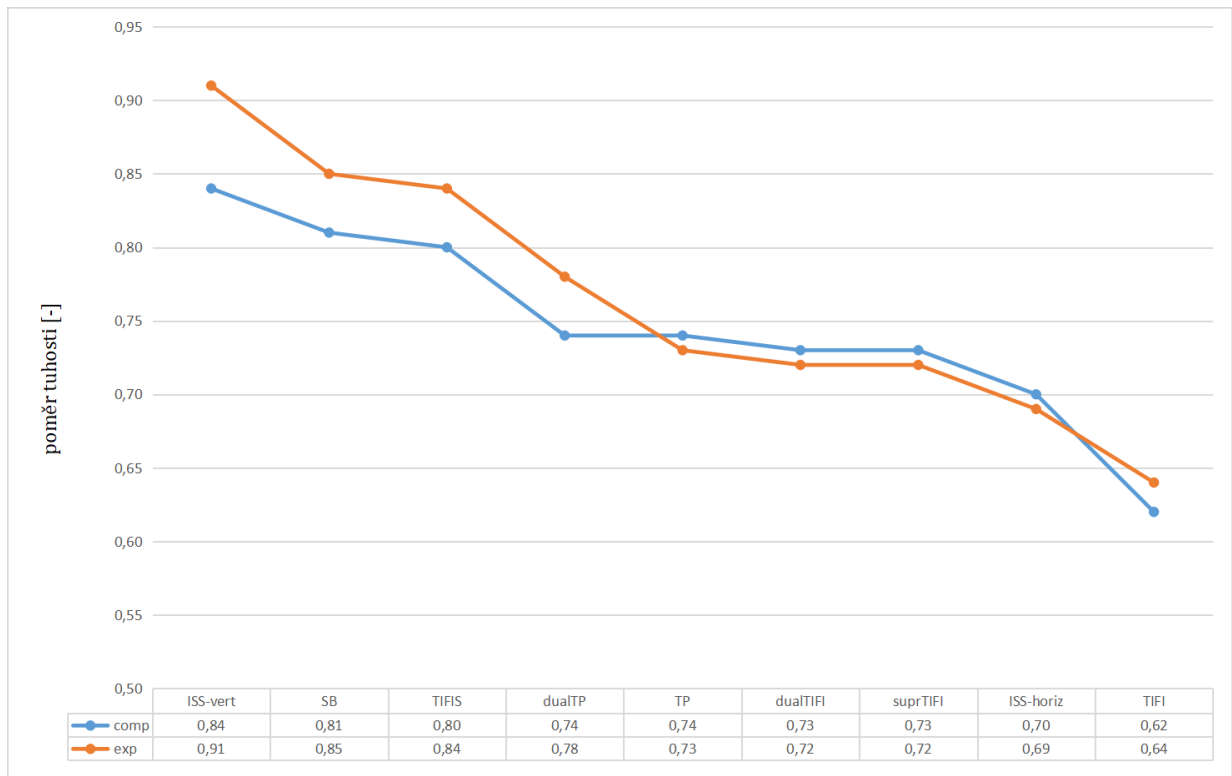


Obrázek 37: Srovnání podle vypočteného poměru tuhosti.

6.6 Porovnání výsledků s experimentálními daty

Výpočtový model byl sestaven a výsledky numerických simulací byly ověřeny na základě experimentálních měření, které jsou popsány např. v [14] a [23]. Hlavním kritériem pro srovnání výpočtových a experimentálních dat byla hodnota poměru tuhosti nezlomené a zlomené pánve s fixátorem. V případě experimentálních dat byla tuhost pánevního kruhu určena pomocí směrnice lineární části křivky závislosti síly na posuvu báze křížové kosti v rozsahu 150 – 300 N u nepoškozené pánve a v rozsahu 150 – 500 N u pánve fixované. Pro další kontrolu výsledků numerických výpočtů byly zvoleny dva kontrolní body na hřebeni kosti křížové C1 a C2 (viz obr. 23). Jak je patrné z obr. 38, mezi vypočetnými a experimentálně změřenými hodnotami poměru tuhosti je velmi dobrá shoda. Pořadí fixátorů podle účinnosti je stejné pro experiment i pro výpočet a výsledné hodnoty vykazují obdobný trend. V tabulce 7 jsou znázorněny procentuální rozdíly poměrů tuhosti vypočtených z numerických simulací a z experimentálních měření. Ve všech případech, až na jeden, je vzájemná odchylka numerických výsledků a experimentálních dat menší než 5 %. Nejlepší výsledek z pohledu stability fixace a zároveň největší odchylku vý-

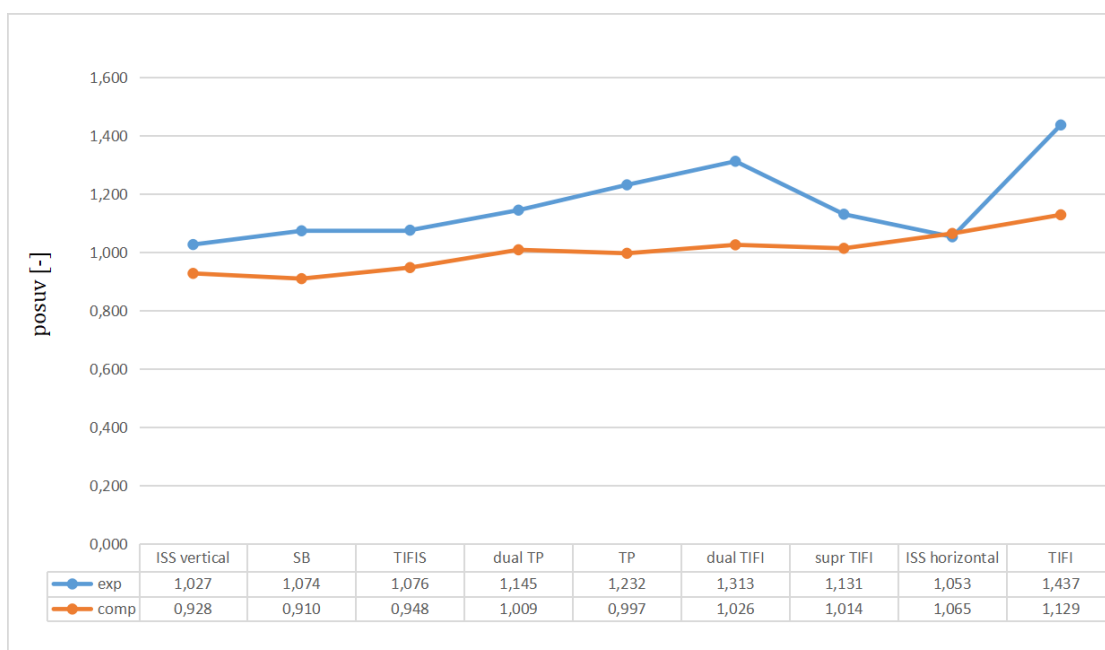
počtu od experimentu vykazoval model s vertikálně uloženými ISS (hodnota $r = 0,84$) a rozdíl mezi experimentem a výpočtem činil 8 %. Na obr. 39 a 40 je znázorněno srovnání posuvů bodů C1 a C2 pro numerické výpočty a experimentální měření. I při porovnání absolutních hodnot posuvů těchto bodů na povrchu křížové kosti je patrné, že jsou ve velmi dobré shodě výsledky numerických simulací s experimenty.



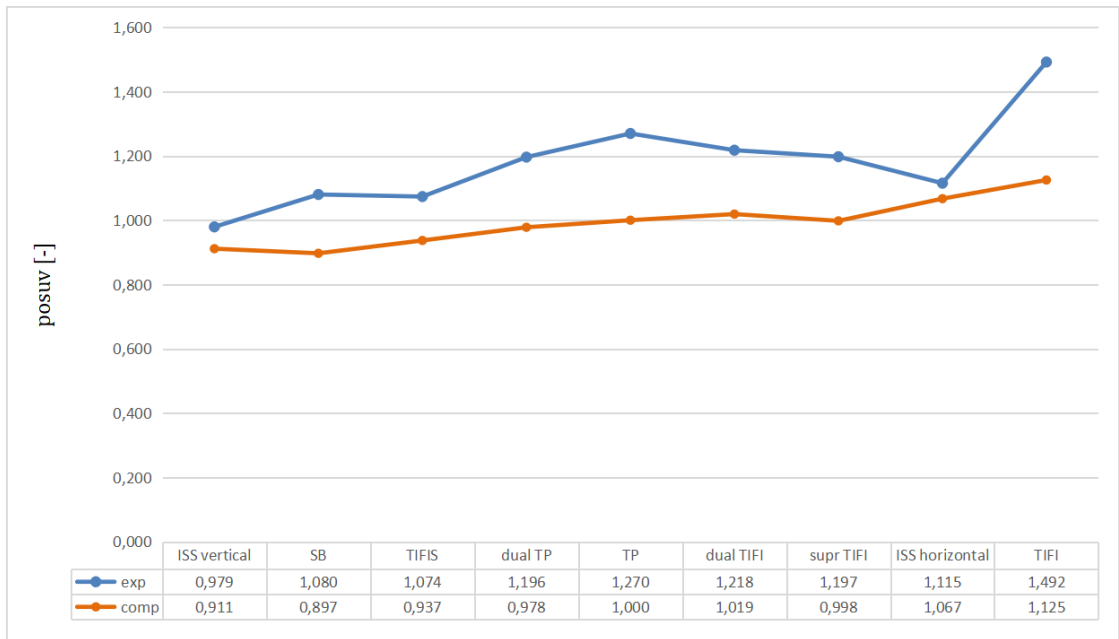
Obrázek 38: Srovnání poměrů tuhosti vypočtených z numerických simulací a z experimentálních měření při zátěžné síle $F = 500$ N.

Tabulka 7: Srovnání poměrů tuhosti vypočtené z numerických simulací a z experimentálních měření pro zátěžnou sílu $F = 500$ N.

Typ fixátoru	Numerická simulace	Experiment	Procentuální rozdíl
ISS-vert	0,84	0,91	7,69 %
SB	0,81	0,85	4,71 %
TIFIS	0,80	0,84	4,76 %
dualTP	0,74	0,78	4,93 %
TP	0,74	0,73	1,37 %
dualTIFI	0,73	0,72	1,39 %
suprTIFI	0,73	0,72	1,39 %
ISS-horiz	0,70	0,69	1,45 %
TIFI	0,62	0,64	3,13 %



Obrázek 39: Srovnání posuvu bodu C1 při zatížení 475 N - experiment vs. výpočet.



Obrázek 40: Srovnání posuvu bodu C2 při zatížení 475 N - experiment vs. výpočet.

7 Závěr

V rámci této práce byl vyvinut výpočtový model pánevního kruhu, který byl úspěšně využit k analýze fixace zlomenin kosti křížové. Tento model reflektuje vlastnosti ortopedického modelu pánve, který byl použit při experimentálních měřeních v předchozí studii. V teoretické části práce byla popsána anatomie pánevního pletence, materiálové vlastnosti kosti a všechny typy fixátorů společně s jejich technickými principy. V praktické části byla popsána příprava výpočtového modelu, který byl proveden na základě CT snímků experimentálního modelu pánve. Cílem této práce bylo srovnat 9 různých fixačních technik vertikální zlomeniny křížové kosti na základně vypočtené tuhosti, map posuvů a chování lomové linie. Pro výpočet posuvů byl použit konečnoprvkový software Abaqus. Srovnání poměrů tuhosti pro jednotlivé modely je uveden v kapitole 6. Na základě výsledků numerických simulací byly ověřeny výstupy experimentální studie a potvrzena mechanická odezva pánevního pletence pro jednotlivé typy fixačních technik.

Nejlepší výsledky přinesla fixace pomocí iliosakrálních šroubů uložených vertikálně. Z dosažených výsledků vyplývá, že tento typ fixace dokáže zajistit 84 % původní tuhosti nezlomené pánve. Nejhorší výsledky z pohledu tuhosti modelu byly získány z výpočtu pro transiliakální vnitřní fixátor zavedený klasickým způsobem, tj. zhruba v úrovni báze křížové kosti. Tato fixace dosahuje pouze 62 % tuhosti modelu nezlomené pánve, kdy pro model bez fixace zlomeniny vypočtená hodnota činí 55 %.

Z výše uvedených ověření je patrné, že numerický model byl vhodně sestaven a byly zvoleny vhodné parametry zajišťující chování tohoto modelu ve shodě s schováním experimentálního modelu. Maximální odchylka od experimentálních dat činí 8 % pro model s iliosakrálními šrouby uloženými vertikálně. Naopak nejmenší zjištěná odchylka byla 1 % a to hned ve čtyřech případech. Je však třeba mít na paměti, že tento výpočtový model reflektuje chování ortopedického modelu pánve, který je vyroben z homogenního izotropního materiálu. Proto je do budoucna plánováno rozšíření tohoto výpočtového modelu zahrnujícího reálnou strukturu kostní tkáně v pánevní oblasti, potažmo vliv tkáňových struktur v kloubních spojeních kostí pánevního kruhu.

Reference

- [1] Zeman, M., (2014). Speciální chirurgie - Třetí, doplněné a přepracované vydání. Galén. ISBN 978-80-7492-128-5
- [2] The American Academy of Orthopaedic Surgeons, (1995-2020). Pelvic Fractures. [online]. Dostupné z: <http://orthoinfo.aaos.org/en/diseases-conditions/pelvic-fractures/>
- [3] Čihák, R., (2011). Anatomie 1 - Třetí, upravené a doplněné vydání. Grada. ISBN: 978-80-247-3817-8
- [4] Dungal, P. a kolektiv, (2014). Ortopedie. 2., přepracované a doplněné vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [5] Haq, R.U., Dhammi, I.K., Srivastava, A., (2014). Classification of pelvic fractures and its clinical relevance. J Orthop Traumatol Rehabil [serial online], [cited 2020 Jun 26];7:8-13. Dostupné z: <http://www.jotr.in/text.asp?2014/7/1/8/133997>
- [6] Weatherford, B., (2020). Lineage Medical. Pelvic Ring Fractures. [online]. Dostupné z: <https://www.orthobullets.com/trauma/1030/pelvic-ring-fractures>
- [7] Pavelka, T., Džupa, V., Ryšavý, M., Grill, R., Báča, V., Skála-Rosenbaum, J., Chmelová, J., Otčenášek, T., (2006). Poranění pánevního kruhu. Souborný referát. Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologie Čechosl.
- [8] 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.
- [9] Fung Y.C., (1993). Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues (Second Edition).Springer-Verlag, New York.
- [10] Marcián, P., (2012). Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Zkrácená verze disertační práce. Vysoké učení technické v Brně.

- [11] Křen, J., Janíček, P., Rosenberg, J., (2001). Biomechanika. 2. vyd. Plzeň, Západočeská univerzita, ISBN 80-7082-792-0.
- [12] Balík, K., Suchý, T., (2015). Biokompozitní náhrady kostní tkáně. Akademie věd České republiky. Dostupné z:
https://www.irms.cas.cz/materialy/oddeleni/5/vkn_21web.pdf
- [13] University of Cambridge, (2004-2020). Mechanical properties of bone. Dostupné z:
https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php
- [14] Hartlová, J., (2015). Experimental analysis of sacral bone fixators. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [15] Gorczyca J.T., Varga E., Woodside T., Hearn T., Powell J., Tile M., (1996). The strength of iliosacral lag screws and transiliac bars in the fixation of vertically unstable pelvic injuries with sacral fractures. *Injury*. 27(8):561-564. doi:10.1016/s0020-1383(96)00078-2.
- [16] 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.
- [17] Salášek, M., Pavelka, T., Křen, J., Weisová, D., Jansová, M., (2015). Miniinvazivní stabilizace poranění zadního pánevního segmentu transiliakálním vnitřním fixátorem a dvěma iliosakrálními šrouby: srovnání funkčních výsledků. Dostupné z:
<http://www.achot.cz/detail.php?stat=732>
- [18] United States Patent 5520690. Anterior spinal polyaxial locking screw plate assembly. Dostupné z:
<http://www.freepatentsonline.com/5520690.html>
- [19] Dienstknecht, T., Berner, A., Lenich, A., Nerlich, M., Füchtmeier, B., (2011). A Minimally Invasive Stabilizing System for Dorsal Pelvic Ring Injuries. *Clinical orthopaedics and related research*, 469(11), doi: 10.1007/s11999-011-1922-y.
- [20] Ebraheim, N.A., Coombs, R., Hoeflinger, M.J., Zeman, C., Jackson, W.T., (1991). Anatomical and radiological considerations in compressive bar technique for posterior pelvic disruptions. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 5(4). ISSN 0890-5339.

- [21] SYNTHES. Sakrální tyče. Fixace zadní oblasti pánve u zlomenin a dislokací sakroiliakálního kloubu. Operační postup. [online]. Dostupné z:
<http://www.tomjedlicka.com/portfolio/source/126.000.740.pdf>
- [22] Suzuki, T., Hak, D.J., Ziran, B.H., et al., (2009). Outcome and complications of posterior transiliac plating for vertically unstable sacral fractures. *Injury*, 40(4). doi:10.1016/j.injury.2008.06.039.
- [23] Hartlová, J. (2017). Biomechanical Study of Sacral Bone Fixation Techniques. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [24] <https://www.sawbones.com/full-male-pelvis-large-solid-foam-w-sacrum-1301.html>
- [25] Lukeš, V., Dokumentace DICOM2FEM 01 [on-line]. Dostupné z:
<http://sfepy.org/dicom2fem/>
- [26] IS MUNI. Studijní materiály. [online]. Dostupné z:
https://is.muni.cz/el/1451/jaro2016/bp1854/um/9_Reologie_O_mechanicke_vlastnosti_biomaterialu_upraveno.txt