



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TELES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

BIOMECHANICKÁ STUDIE PROXIMÁLNÍ ČÁSTI FEMORÁLNÍHO NITRODŘEŇOVÉHO HŘEBU

BIOMECHANICAL STUDY OF THE PROXIMAL PART OF THE FEMORAL INTERMEDULLARY NAIL

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. JAN HRDLIČKA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Jan Hrdlička

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Biomechanická studie proximální části femorálního vnitrodřeňového hřebu

v anglickém jazyce:

Biomechanical study of the proximal part of the femoral intermedullary nail

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

U zlomenin dlouhých kostí je v současné době preferovaná urgentní stabilizace zlomeniny, nejlépe zavřenou osteosyntézou vnitrodřeňovým zajišťovacím hřebem. Tato metoda je velmi progresivní. Na intermedulární hřeb jsou kladeny značné nároky, související s omezením jeho velikosti, hmotnosti a intenzitou zatěžování.

Diplomová práce se bude zabývat proximální částí femorálního intermedulárního hřebu, která významně ovlivňuje aplikaci a funkci hřebu.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření výpočtového modelu femuru s aplikovaným femorálním hřebem pro vybrané konfigurace femorální části.
3. Výpočtové řešení modelu femuru s aplikovaným femorálním hřebem.
4. Analýza výsledků řešení.

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [3] Dungl, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005,
ISBN 80-247-0550-8
- [4] <http://www.synthes.com/sites/intl/CZ/czech/Documents/126.000.351.pdf>
- [5] <http://www.medin.cz/hreby-m/>
- [6] <http://www.extera.com.br/osc/download/pf.pdf>

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 19.11.2014

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá stanovením deformačně napěťových stavů v proximálním femuru s aplikovanými systémy PFN (*Proximal Femoral Nail*) a PFT (*Proximal Femoral Tele-Screw*). Tyto systémy jsou používány k léčbě intertrochanterických zlomenin a zlomenin krčku femuru. V některých případech však dochází k selhání fixátoru. V práci je popsána tvorba výpočtového modelu a porovnání rozložení napětí v implantátech a rozložení přetvoření v kostní tkáni získané výpočtovým modelováním.

Z reálných objektů byly vytvořeny trojrozměrné modely geometrie implantátů, model femuru se zlomeninou krčku byl vytvořen ze série CT snímků. Zatížení bylo stanoveno na základě silových výslednic uvolněné dolní končetiny z podmínek statické rovnováhy. Numerický výpočet byl proveden v programovém prostředí Ansys Workbench v15.0.

Systém PFN dosahuje nižších hodnot redukovaného napětí ve skluzných šroubech, než je tomu u systému PFT, z důvodu aplikace dvou skluzných šroubů se stejně velkými průřezy. Hodnoty přetvoření kostní tkáně, při použití tohoto systému, jsou maximální v místě zlomeniny a v oblasti závitů skluzného šroubu. U systému PFT jsou maximální hodnoty přetvoření pouze v místě zlomeniny.

KLÍČOVÁ SLOVA

Proximální femur

Nitrodřeňový hřeb

Skluzný šroub

Metoda konečných prvků

ABSTRACT

The presented Master Thesis is focused on the structural analysis of the proximal femur on which the Proximal Femoral Nail (PFN) and Proximal Femoral Tele-Screw (PFT) systems are applied. These systems are used for a treatment of the intertrochanteric and femoral neck fractures. However, in some cases a loss of stability of the systems may be expected. The presented thesis describes a development of numerical models in which stress distribution of implants and strain distribution of bone tissue are compared.

Numerical models were created from real objects. The model of femur geometry was created by using the Computed Tomography (CT). Boundary conditions of the model were estimated from the force equilibrium of the lower limb. All numerical models were processed in the commercial package ANSYS Workbench v15.0.

It is shown that the hip screws of the PFN system result in lower equivalent stresses than the screws of the PFT system. Maximal strains of the bone tissue, when using the PFN system, are situated near the fracture, close the hip screw thread. For the PFT system, the maximal strains are only near the area of fracture.

KEYWORDS

Proximal femur

Intramedullary nail

Hip screw

Finite elements method

PROHLÁŠENÍ

Tímto prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma *Biomechanická studie proximální části femorálního nitrodřeňového hřebu* vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce, doc. Ing. Zdeňkem Florianem, CSc., a s využitím odborné literatury, odborných článků a dalších informačních zdrojů, které jsou uvedeny na konci této práce.

V Brně dne: 27.5.2015

.....

(Bc. Jan Hrdlička)

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

HRDLIČKA, J. *Biomechanická studie proximální části femorálního nitrodřeňového hřebu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 107 s.
Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce panu doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc., za jeho trpělivost, ochotu, vstřícnost a věnovaný čas při psaní této diplomové práce. Jeho letité zkušenosti s touto problematikou byly pro mě velikým přínosem.

Dále bych chtěl poděkovat panu Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za pomoc při vytváření výpočtového modelu, bez kterého by tato práce nemohla ani vzniknout.

Poděkování patří také panu Ing. Luboši Žilkovi za cenné rady, připomínky a postřehy z praxe.

V neposlední řadě bych chtěl poděkovat mým nejbližším, především rodičům, kteří mi umožnili studium na vysoké škole a za jejich podporu v nelehkých chvílích, nejen při psaní této práce.

Obsah

1	Úvod	17
2	Problémová situace.....	19
3	Formulace problému.....	21
4	Metoda řešení	23
5	Rešeršní studie.....	25
5.1	Způsoby fixace zlomenin femuru	25
5.2	Klasifikace zlomenin	25
5.3	Model materiálu	26
5.4	Výpočtového modelování v oblasti řešeného problému	26
6	Anatomie	27
6.1	Anatomické názvosloví.....	27
6.1.1	Anatomické roviny	28
6.1.2	Anatomické směry.....	28
6.1.3	Osy otáčení lidského těla.....	29
6.2	Tvary kostí	29
6.3	Skladba kostí.....	30
6.3.1	Kostní tkáň.....	30
6.3.1.1	Kortikální kostní tkáň.....	31
6.3.1.2	Spongiosní kostní tkáň	32
6.3.1.3	Remodelace kostní tkáň.....	32
6.4	Cévní zásobení dlouhých kostí	33
6.4.1	Zásobení diafýzy.....	34
6.4.2	Zásobení epifýzy.....	34
6.5	Anatomie kyčelního kloubu.....	35

6.5.1	Acetabulum	36
6.5.2	Femur	36
6.6	Kolemkloubní svaly	38
6.7	Zlomeniny proximálního femuru a jejich klasifikace	39
6.7.1	Zlomeniny proximálního femuru	40
6.7.2	Klasifikace zlomenin proximálního femuru	41
6.7.2.1	Evansova klasifikace	41
6.7.2.2	Pauwelsova klasifikace	42
6.7.2.3	AO klasifikace podle Müllera.....	42
6.7.3	Způsoby léčby intertrochanterických zlomenin	44
6.7.3.1	Neinvazivní léčba	44
6.7.3.2	Osteosyntéza	45
7	Fixátory pro ošetření zlomenin femuru.....	47
7.1	Femorální dlahy.....	47
7.2	Lanový cerklážní systém a přidavné dlahy	50
7.3	Nitrodřeňové hřeby.....	50
7.3.1	Proximal Femoral Nail.....	55
7.3.2	Proximal Femoral Tele-Screw	56
8	Systém podstatných veličin.....	57
8.1	Topologie a geometrie.....	57
8.2	Vazby k okolí	57
8.3	Aktivace objektu.....	57
8.4	Ovlivnění objektu	57
8.5	Vlastnosti prvků struktury objektu	58
8.6	Projevy objektu.....	58
8.7	Důsledky projevů	58

9	Software pro tvorbu geometrie	59
10	Tvorba výpočtového modelu	61
10.1	Model dekompozice	61
10.2	Model geometrie	61
10.2.1	Femur.....	61
10.2.1.1	Zlomenina B1	64
10.2.2	Nitrodřeňový hřeb	64
10.2.3	Skluzné šrouby	65
10.2.4	Antirotační pin.....	65
10.2.5	Zajišťovací šroub.....	66
10.2.6	Sestavení fixátorů	66
10.3	Geometrie výpočtového modelu	67
10.4	Model topologie	68
10.5	Model zatížení	69
10.6	Modely materiálů	72
10.7	Kostní tkáň	73
10.7.1	Kortikální kostní tkáň	73
10.7.2	Spongiosní kostní tkáň	73
10.7.3	Materiál implantátu.....	74
10.7.4	Součinitelé tření.....	75
10.8	Materiálové vlastnosti	76
10.9	Model mezních stavů	76
10.10	Výpočtový model	77
10.10.1	Typ prvků.....	77
10.10.2	Tvorba konečnoprvkové sítě.....	78
10.10.3	Kontaktní prvky	79

10.10.4	Vazby a zatížení	80
10.10.5	Nastavení řešiče.....	81
11	Prezentace a analýza výsledků.....	83
11.1	Redukované napětí.....	83
11.2	Redukované přetvoření.....	86
11.2.1	Hlavice femuru.....	86
11.2.2	Trochanterická část femuru.....	88
11.3	Deformační posuvy.....	91
11.4	Simulace srůstání zlomeniny	92
11.4.1	Deformační posuvy	92
11.4.2	Redukované napětí.....	93
12	Závěr	95
	Použité zdroje.....	97
	Seznam použitých zkratk a symbolů.....	107

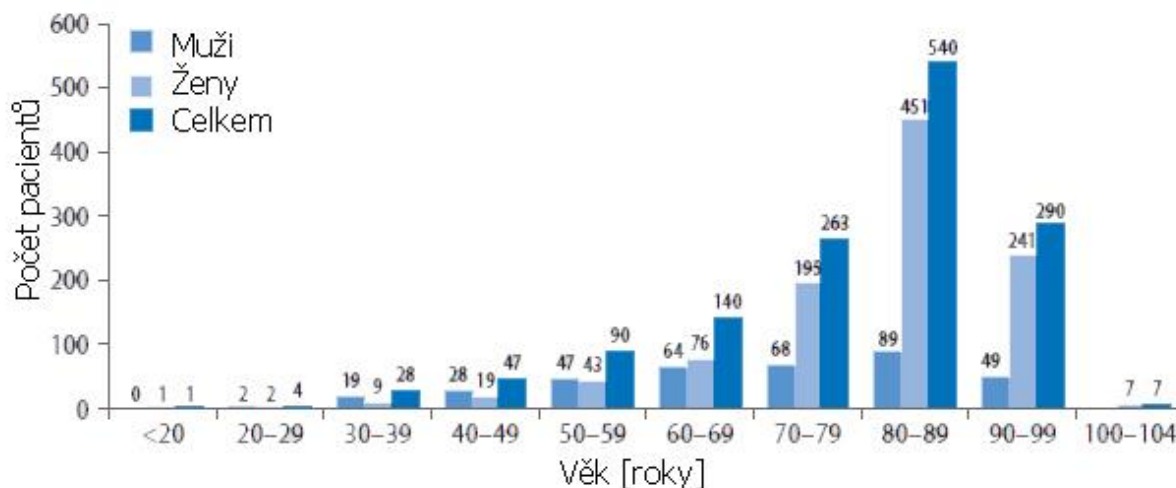
1 Úvod

Dnešní doba se vyznačuje rozvojem vědních oborů a prohlubování lidských znalostí a poznání. Tomu napomáhá pokrok ve vývoji výpočetní techniky, který se odráží v rozmachu nebo ve vzniku nových vědních a technických oborů. Výše uvedené se také významně týká medicíny a s medicínou souvisejících oborů, včetně zdravotnické techniky.

Pohybová soustava lidského těla je tvořena souborem chrupavek, vazů a 209 až 214 volně nebo trvale spojených kostí, které tvoří oporu těla a upínají se na ně svaly. Některé kosti mají ochrannou funkci. Životně důležité orgány chrání například lebka, hrudní koš a další. Všechny kosti mají svůj specifický tvar, velikost a délku. To je důležité pro správné zajištění jejich lokalizace a funkce. Pokud dojde k fraktuře, kost přestává plnit svoji funkci a člověk obvykle trpí velkými bolestmi a sníženou pohyblivostí. Již v dávných dobách lidé věděli, že zlomenou končetinu musí znehybnit a zafixovat. Stejným způsobem se ošetřují zlomeniny i dnes. Používá se provizorní fixace. Například po pádu na lyžích či na kole je zlomená končetina nejčastěji vložena do vakuové dlahy, aby nedocházelo při manipulaci s pacientem k jejímu posunu a následným bolestem. Pokud není v dosahu záchranářský tým, může si i laik takovouto fixaci vytvořit sám. Vytvoří např. dřevěnou oporu - provizorní dlahu, kterou přiloží podél poraněné končetiny. Po transportu a následném vyšetření ve zdravotnickém zařízení je možné zlomeniny fixovat sádrovým obvazem, zevní fixací nebo operativní cestou zavedením extramedulární dlahy nebo intramedulárního hřebu. Sádrový obvaz, patřící mezi konzervativní způsoby ošetření, omezí pohyby, ale nezabrání jim úplně. Proto může dojít k posunutí zlomených částí končetiny a tím k nesprávnému srůstu, vytvoření tzv. pakloubu. Při použití fixátorů zaváděných operativní cestou, tzn. dlah a nitrodřeňových hřebů, se riziko špatného srůstu snižuje. Nitrodřeňové hřeby se používají u zlomenin dlouhých kostí, kde se implantát zavádí do jejich duté střední části. Skluzné šrouby procházející hřebem umožňují svojí konstrukcí pohyb jedné ze zlomených částí tak, že v místě zlomeniny na sebe tlačí kostní tkáň a tímto tlakovým kontaktem dochází k rychlejšímu srůstu končetiny a návratu do běžného života bez bolestí a omezení pohybů.

Zlomeniny proximálního femuru postihují všechny věkové kategorie. V mladém věku jsou tyto zlomeniny způsobovány vysokoenergeticky. To znamená, že dochází k jejich vzniku při úrazu, např. při pádu z kola, při dopravní nehodě v automobilu, atd. Ve starším věku nebo

u žen po menopauze tento druh zlomenin vzniká nízkoenergeticky, např. při pouhém upadnutí. Tyto zlomeniny totiž úzce souvisí s kvalitou kostní tkáně, která se postupem věku zhoršuje. Přiložený graf (Obr. 1.1) udává, že mezi 80 – 89. rokem dochází k výraznému nárůstu počtu pacientů se zlomeninami proximální části femuru.



Obr. 1.1: Počet pacientů se zlomeninami proximální části femuru [28]

Vývoj fixátorů proximálního femuru úzce souvisí s biomechanikou, kde jsou využívány poznatky z inženýrské mechaniky při řešení medicínských problémů. S využitím výpočtového modelování dostáváme informace o deformačně napěťových stavech v daném fixátoru nebo kosti samotné, při zahrnutí všech podstatných veličin v dané soustavě.



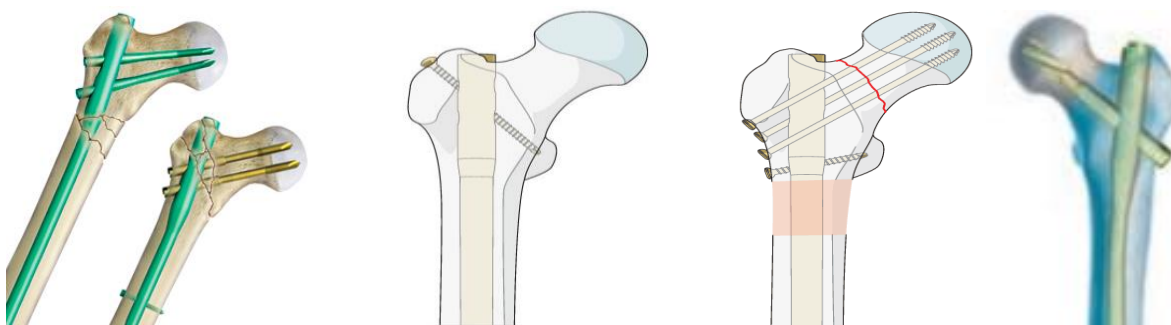
Obr. 1.2: Příklady fixace zlomenin (vlevo nahoře - sádrový obvaz [80], vlevo dole – vakuová dlaha [81], vpravo - extramedulární dlaha [70])

2 Problémová situace

Jedním ze způsobů léčby zlomenin proximálního femuru je zavedení intramedulárního hřebu do dřevnaté dutiny. Hřeb je s kostí spojen zajišťovacími šrouby, které se zavádějí z laterální strany, a skluznými šrouby, které procházejí přes krček femuru do její hlavičky. Konstrukce se skluznými šrouby zajišťují skluzný (výsuvný) pohyb. Tím dochází ke stlačování (kompresi) kostních částí rozdělených zlomeninou. Napomáhají tak jejímu dřívějšímu zhojení. Funkci konstrukce intramedulárního hřebu ovlivňuje celá řada parametrů. Zaměříme se tedy na parametry bezprostředně související s deformací a napjatostí soustavy. Z informativních obrázků je patrné, že hřeby jednotlivých výrobců se liší počtem a tvarem závitů skluzných šroubů, délkou hřebů, průměry proximální, distální části a pozicí zajišťovacích šroubů.

Konstrukce jednotlivých výrobců se od sebe odlišují především v proximální části hřebu, kde hřebem procházejí skluzné šrouby. Použitím pouze jednoho skluzného šroubu není zajištěna rotační stabilita zlomeniny. Použití jednoho skluzného šroubu a antirotačního šroubu nebo pinu tuto stabilitu zajišťuje. Další variantou, se zajištěním rotační stability, jsou hřeby využívající dva skluzné šrouby. U všech variant musejí být vhodně voleny délky skluzných šroubů, aby nedocházelo k jejich proříznutí do kloubní plochy nebo ztrátě fixace a jejich lomům.

V odborné literatuře jsou popisovány operační časy a zkušenosti s jednotlivými fixátory, ale samotné porovnání jednotlivých řešení z biomechanického hlediska se téměř nevyskytuje. Proto bude v rámci této diplomové práce provedena studie používaných fixátorů a následně budou porovnána vybraná konstrukční řešení.



Obr. 2.1: Příklady fixací nitrodřeňovými hřeby [77, 70, 53]

3 Formulace problému

Vytvoření biomechanické studie proximálního femuru z hlediska řešení zlomenin v této oblasti. Provedení deformačně napěťové analýzy fraktury proximálního femuru fixované nitrodřeňovými hřeby dvou odlišných konstrukcí.

4 Metoda řešení

K provedení deformačně napěťové analýzy femuru s aplikovaným nitrodřeňovým hřebem je nutné určit deformaci a napětí soustavy, které lze stanovit výpočtovým nebo experimentálním modelováním. U řešení současných významných problémů je nutná kombinace obou modelů, z důvodu dosažení vysoké věrohodnosti výsledků.

Vzhledem k problémům souvisejícím s vytvoření biologického modelu, charakteru diplomové práce, zaměření a vybavení ÚMTMB bude řešení formulovaného problému provedeno výpočtovým modelováním.

5 Rešeršní studie

Provedením rešeršní studie bude získán náhled na řešený problém a získány vstupní veličiny potřebné při tvorbě výpočtového modelu. Samotné provedení této kapitoly bude rozděleno do dílčích podkapitol, které se budou zabývat jednotlivými potřebnými informacemi.

5.1 Způsoby fixace zlomenin femuru

V článcích [13, 14, 18, 23, 32, 33, 41, 56] je pojednáváno o různých typech fixátorů používajících nejen pro fixaci proximálního femuru. U trochanterických zlomenin a zlomenin krčku femuru jsou nejčastěji používány soustavy dlah a hřebů. Autoři jednotlivých článků popisují své zkušenosti s daným implantátem z klinického hlediska.

Porovnání fixace extramedulárním a intramedulárním fixátorem je provedeno v [48, 27], kde obě studie doporučují použití intramedulární fixace, ale taktéž nevylučují použití systému DHS (*Dynamic Hip Screw*).

Článek [46] porovnává systém DCS (*Dynamic Condylar Screw*) a PFNA (*Proximal Femoral Nail Antirotation*) z hlediska místa, rychlosti zavedení a ztráty krve při chirurgickém zákroku. Při porovnání fixátorů pro léčbu nestabilních zlomenin proximálního femuru měl nejlepší výsledky systém PFNA. Porovnání systému DHS a PFNA je uvedeno v [47]. Z této studie opět vychází nejlépe systém PFNA. Studie [45], která doporučuje systém dlahy se skluznými šrouby, také uvádí problémy, které se vyskytly během klinického zkoumání tohoto fixátoru, jako byla zlomenina v oblasti proximálního šroubu, avaskulární nekrózy nebo zavlečení infekce do operačního přístupu.

Problémem špatného srůstu nebo vytvoření tzv. pakloubu při pozdním nebo nesprávném zavedení implantátu se zabývá článek [7]. Články dále pojednávají o způsobu zavedení zajišťovacích šroubů, zda zavést vrut do oválného otvoru a tím umožnit pohyb fraktury (dynamické jištění), či ji zajistit staticky a neumožnit žádný pohyb.

5.2 Klasifikace zlomenin

Klasifikací zlomenin je celá řada. Pro klasifikaci zlomenin v oblasti proximálního femuru, především trochanterických zlomenin, se osvědčila metoda podle Evanse, která je zpracována

v [18]. Rozdíly a porovnání jednotlivých klasifikací a jejich jednoznačnost rozebírá článek [60].

5.3 Model materiálu

Zjištění materiálových charakteristik kostní tkáně je velmi obtížné, jelikož se jedná o živou tkáň, která umožňuje svoji přestavbu. Postupem času biomechanika a výpočtové modelování dosáhly výrazného pokroku a postupně přibližují modely materiálu kostní tkáně reálnému chování. Hustota spongiosní kostní tkáně je získávána z analýzy CT snímků a následně přepočítávána na její mechanické vlastnosti. Článek [21] se zabývá přepočtem mezi hustotou kostní tkáně a modulem pružnosti.

Práce [63] se zabývá modelováním femuru s aplikovaným dřikem totální endoprotézy, kde byly modelům kortikální a spongiosní kostní tkáně předepsány anizotropní elastické vlastnosti. Článek [64] se zaměřuje na výpočtové modelování s použitím nehomogenního modelu materiálu a jeho ověřením experimentálním modelováním.

Elasto-plastické chování kostní tkáně rozebírají články [19, 27]. První z uvedených článků se zabývá zkoumáním tlakového působení na kostní tkáň a druhý simuluje chování tohoto materiálového modelu na malém výřezu spongiosní kostní tkáně získaném z CT řezu.

5.4 Výpočtového modelování v oblasti řešeného problému

Studie [43] provádí výpočtové srovnání zavedeného intramedulárního hřebu PFN a aplikované dlahy DHS. Z této práce vyplývá, že při použití jednotlivých fixátorů je zatížení podobné nezlomené stehenní kosti. Z tohoto důvodu autoři tyto dva typy fixace doporučují. Deformačně napěťovým analýzám se věnují také články [63, 22]. První z uvedených článků rozebírá jednotlivé zátěžné stavy Gamma hřebu, při různě dislokovaných zlomeninách v oblasti proximálního femuru. Druhý z článků porovnává mechanické projevy čtyř konstrukčních řešení intramedulárního hřebu (skluzný hřeb, PFN-A, Gamma hřeb, Targon PF). Z výsledků vyplývá, že systém Targon PF předčil ostatní systémy.

Vytrhávání zajišťovacích kostních vrutů je zpracováno v [66]. Autoři zde provádějí experimenty třemi způsoby. Používají modely syntetické kosti, skutečné kosti a výpočtový model počítaný metodou MKP, kde zjišťují potřebné síly, smyková napětí a energii potřebnou pro vytržení šroubu.

6 Anatomie

Soustava, na které se bude provádět řešení této diplomové práce, se skládá ze stehenní kosti (*femur*), nitrodřeňového hřebu s jedním skluzným šroubem a antirotačním pinem, který zabraňuje rotačnímu pohybu zafixované zlomeniny, nebo nitrodřeňového hřebu společně se dvěma skluznými šrouby. V soustavě je také jeden nebo dva samořezné zajišťovací vruty procházející otvory na intramedulárním hřebu a kosti. Tyto vruty zajišťují hřeb proti axiálnímu posuvu hřebu v dřeňové dutině a tím zabraňují špatnému srůstu fraktury. Pro získání co nejsprávnějších výsledků musíme znát geometrii fixátorů, stehenní kosti, interakci mezi nimi a vazby s okolím. Potřebujeme správně porozumět kinematice pohybu dolní končetiny, která začíná v kyčelním kloubu a končí u nohy. Tato diplomová práce se bude zabývat převážně stehenní kostí, budou zjišťovány zatěžovací stavy jak v kyčelním kloubu, tak na samotném femuru. Simulované zlomeniny proximální části femuru za využití získaných zatěžových stavů. Jednotlivé zlomeniny budou blíže popsány v příslušné kapitole. Pro správné vyřešení zadaného úkolu si rozdělíme řešenou soustavu do malých podoblastí počínaje výčtem anatomickým pojmů, tvary jednotlivých kostí a jejich osifikace, přes pletenec dolní končetiny až po stehenní kost samotnou, včetně cévního zásobení a svalů obklopujících tuto kost.

6.1 Anatomické názvosloví

Pro správné mezinárodní dorozumívání mezi lékaři vzniklo anatomické názvosloví jednotlivých částí, směrů a rovin lidského těla. Názvosloví vychází z latiny a je od roku 1960 nazývané jako Pařížské (P. N. A. - *Parisiensia Nomina Anatomica*). Tento anatomický slovník byl v průběhu let dále upravován, aniž by byl přejmenován. V následujících několika odstavcích budou vysvětleny základní anatomické roviny a směry. Ke správnému určení těchto rovin a směrů je třeba vymezit také základní anatomickou polohu lidského těla. Tato poloha se určuje na člověku, který stojí vzpřímeně, ruce má volně svěšeny podél trupu a dlaně otočeny dopředu (*ventrálně*), kde jsou obě předloketní kosti (kost loketní – *ulna*, kost vřetení – *radius*) rovnoběžně vedle sebe. Takto určujeme roviny a směry bez ohledu na to, v jaké poloze se pacient právě nachází. Pro úplnou jednoznačnost a zjednodušení názvosloví používáme také speciální názvy směrů a rovin. [11,82]

6.1.1 Anatomické roviny

Na lidském těle rozeznáváme čtyři základní anatomické roviny, kterými jsou:

- **mediální** (střední) rovina – prochází předozadně a dělí lidské tělo na dvě symetrické poloviny - pravou a levou
- **sagitální** rovina – všechny roviny rovnoběžné s mediální rovinou
- **frontální** rovina – rovina kolmá na rovinu mediální a rozděluje tělo na horní a dolní polovinu
- **transverzální** rovina – rovina kolmá na rovinu mediální i frontální a dělí lidské tělo na přední a zadní polovinu

6.1.2 Anatomické směry

Základní anatomické směry lidského těla:

- **Vertikální:** na těle: kraniální (*cranium*-lebka) – směr k hlavě
kaudální (*cauda*-ocas) - směr k pánevnímu konci
dolní - *inferior*
horní – *superior*

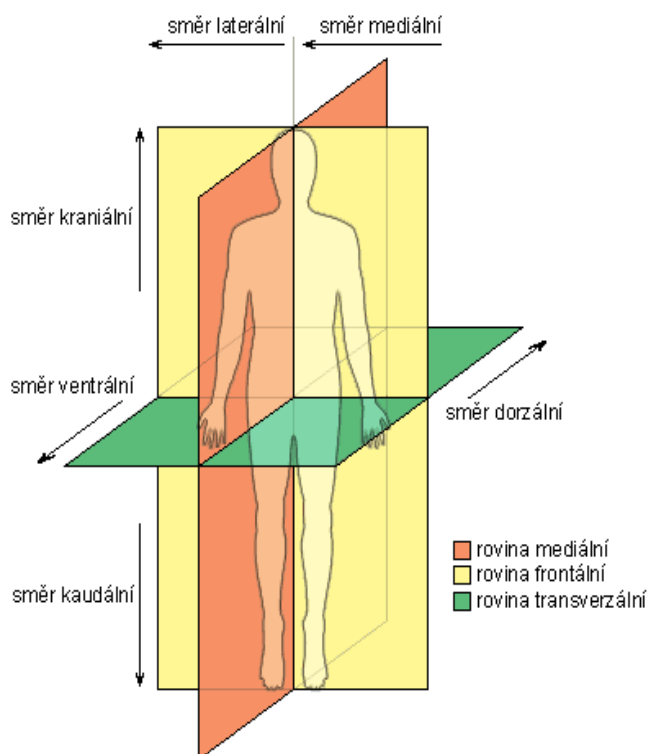
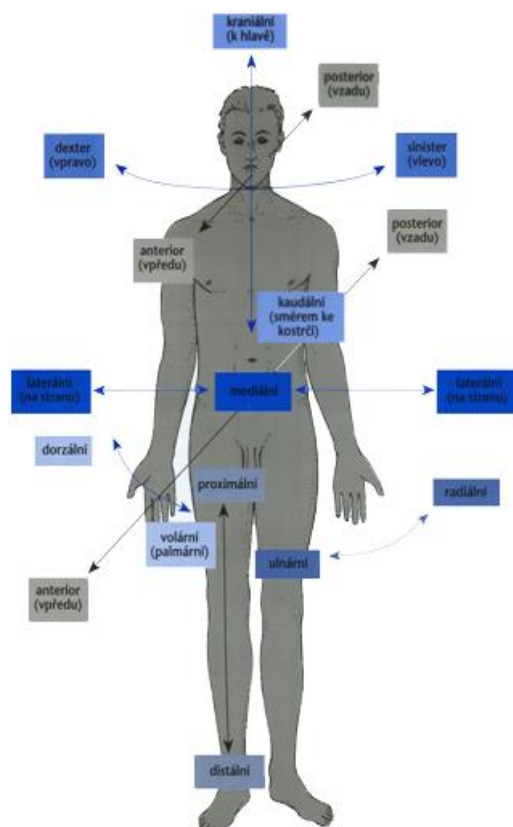
na končetinách: proximální (*proximalis*) - směrem k trupu
distální (*distalis*) - směrem od trupu

- **Přezadní:** ventrální (*ventralis*) - směr přední, směr k břišní dutině
anterior - přední
dorzální (*dorsalis*) - směr dozadu, směr k zádkám
posterior - zadní
- **Horizontální:** mediální (*medialis*) – vnitřní, směr ke střední rovině
laterální (*lateralis*) – vnější, směr od střední roviny ke stranám
dexter - napravo, pravý
sinister - nalevo, levý

6.1.3 Osy otáčení lidského těla

Lidské tělo protínají tyto osy otáčení:

- **frontální:** probíhá mediálně/laterálně
- **sagitální:** probíhá *anterior/posterior*
- **vertikální:** probíhá *superior/inferior*



Obr. 6.1: Anatomické roviny a směry [82, 69]

6.2 Tvary kostí

Kosti v lidském těle rozeznáváme podle různých kritérií. Těmito kritérii jsou tvar, způsob osifikace a speciální oblast tvoří kosti pneumatizované [11].

Podle tvaru rozeznáváme tři druhy:

- **dlouhé** kosti – mají tělo a na obou koncích kloubní části (např. kost stehenní, pažní, kosti bérce, ...)
- **krátké** kosti – mají nepravidelný tvar a nepravidelné kloubní plochy (např. články prstů horní a dolní končetiny, ...)
- **ploché** kosti – mají plochý tvar (kost lebeční, hrudní, lopatka, ...)

Kosti se od sebe odlišují nejenom tvarem a stavbou, ale také funkčním zabudováním do svalově kosterního systému, způsobem a průběhem tvorby kosti během vývoje a růstu lidského těla.

6.3 Skladba kostí

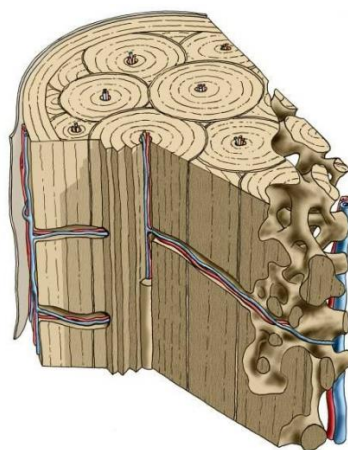
Makroskopicky je na řezu kostí je možné rozeznat několik vrstev kostní tkáně. Diafýza neboli střední část dlouhých kostí je tvořena z velké části hutnou kostní tkání (*substantia compacta*). Tento druh kostní tkáně vytváří silný plášť obklopující dutinu ve středu dlouhých kostí, která je nazývána dřeňovou dutinou (intramedulární dutina). Tato intramedulární dutina je vyplněna kostní dřeví, která během života mění svoji barvu. Nejdříve má tato dřevina ve všech kostech barvu červenou, v době dospívání se mění na žlutou a ve stáří má barvu šedou. V epifýzách, koncových částí, dlouhých kostí se nachází houbovitá kostní tkáň (*substantia spongiosa*) tvořena funkčně orientovanými kostními tramečkami a při makroskopickém pohledu mají vždy jinou orientaci. Kostní dřevina se nachází také mezi jednotlivými tramečkami spongiózní kosti. Celou kost pokrývá tenká kompaktní vrstva (*substantia corticalis*). Tato vazivová vrstva nemá konstantní tloušťku, která se mění v závislosti na místě, kde se na kosti nachází. V místech, kde se ke kosti připojují svalové úpony, tato vrstvička schází. Na koncích, kde se nacházejí kloubní plochy, je kortikální kostní tkáň tenčí. O jednotlivých kostních tkáních bude podrobněji pojednáno v níže uvedených odstavcích zaměřených na toto téma [5, 11].

6.3.1 Kostní tkáň

Každá kost je vytvářena s co nejmenší spotřebou materiálu a zároveň vykazuje co největší pevnost. Základní stavbu každé kosti zajišťují kostní tkáně, které se v lidském těle vyskytují ve dvou základních formách. Jednu formu tvoří kostní tkáň hutná (kompaktní) – kortikální, která z větší části tvoří nejvíce zatěžované kosti (mají silnější vrstvu než méně zatěžované kosti). Druhou formu tvoří spongiózní kostní tkáň, jež má tramečky a tím je přizpůsobena pro větší zatížení. Uspořádání trameček není nahodilé, jsou uspořádány do různých trajektorií, které jsou kolmé na směr působících sil. Tento jev je zřetelně vidět při sledování sousedících kostí, které společně tvoří funkční celek. Nejzřetelněji je tato architektonika pozorována na kostech dolní končetiny, protože nesou tíhu celého lidského těla [36, 5, 11].

6.3.1.1 Kortikální kostní tkáň

Kortikální kostní tkáň tvoří zpravidla povrchovou vrstvu a také celou diafýzu dlouhých kostí. Na počátku vývoje ji označujeme jako kost primární (*prehaverskou*). V prenatalním období a během celého života je tato tkáň přestavována na sekundární (*haverskou*). Přeměna probíhá i z nutričního hlediska, protože haverská kostní tkáň je více cévně zásobená, než je kost primární. Z biomechanického hlediska mají tkáně podobné mechanické vlastnosti, převážně hodnoty pevnosti. Postup přestavby začíná aktivním vrůstáním cévních pupenů z dřevné dutiny kolmo do vnitřních vrstev kompakty. Z pupenů se postupně oddělují sestupné a vzestupné větve ve směru hlavní osy dlouhé kosti. Oddělené větve navazují na kapiláry původního primárního cévního řečiště. Při svém postupu pupeny ignorují architekturu kosti. Z toho plyne, že původní kostní tkáň odbourávají. Buňky, osteoblasty, přikládají koncentrické kostní lamely na stěny širokých kanálů kolem vzniklých cév. Tímto způsobem dojde k postupnému zúžení kanálu, ze kterého vznikne *osteon*. Takto dochází k přestavbě kostní tkáně až k povrchu kosti.

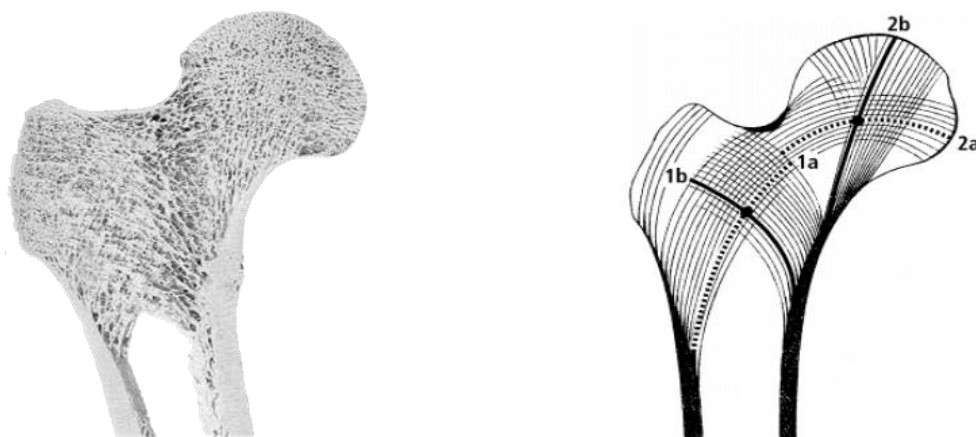


Obr. 6.2: Haversovy kanálky [73]

Kortikální kostní tkání je tvořena střední část stehenní kosti – diafýza, jež zaujímá trubkovitý (trubicovitý) tvar. Tento tvar je z mechanického hlediska výhodný pro různé způsoby namáhání oproti tvaru plnému. Celá proximální část femuru je pokryta tenkou vrstvou hutné kostní tkáně kromě míst úponů svalů a kloubní hlavice. Výjimkou je mediální část krčku, která je výrazně zesílena. Tato část je nazývána jako Adamsův oblouk, který je hojně využívaný při zavádění skluzných šroubů při zlomeninách proximálního femuru.

6.3.1.2 Spongiosní kostní tkáň

Tvoří přibližně 20% lidské kostry a její prostorové uspořádání může na první pohled připomínat náhodnou neuspořádanou spleť kostních trámců – trabekul. Opak je ale pravdou. Tyto trámce probíhají ve směru působících tahových a tlakových napětí a jsou neustále remodelovány (odbourávány a nově tvořeny). Díky remodelaci, kterou kostní tkáň reaguje na zatěžující vlivy, a stárnutí kostní tkáně jsou kostní trámce složeny z různých typů mineralizovaných lamel. Konkrétně u proximálního femuru jsou nejmenší trámce (lamely) v okolí kloubní hlavice a směrem k dřevové dutině se zesilují. Podle těchto trabekul zjišťujeme hustotu kostní tkáně. Při nízké hustotě jsou komůrky tvořeny otevřenou sítí prutů a naopak při vyšší hustotě přechází v zavřenou síť plotének. Toto chování popisuje tzv. Wolfův transformační zákon, který říká: „Zevní tvar, vnitřní struktura i funkční zatížení kosti jsou ve vzájemné harmonii. Při jakékoli změně dochází k přestavbě kosti, jejímž cílem je dosažení původní harmonie.“ Při bližším prozkoumání struktury proximálního femuru můžeme pozorovat několik výrazných trajektorií. Tyto trajektorie odpovídají směrům hlavních tahových a tlakových napětí (Obr. 6.3) [59, 29, 5].



Obr. 6.3: Proximální femur (vlevo – rozložení trámců [73]; vpravo – směry trajektorií [14])

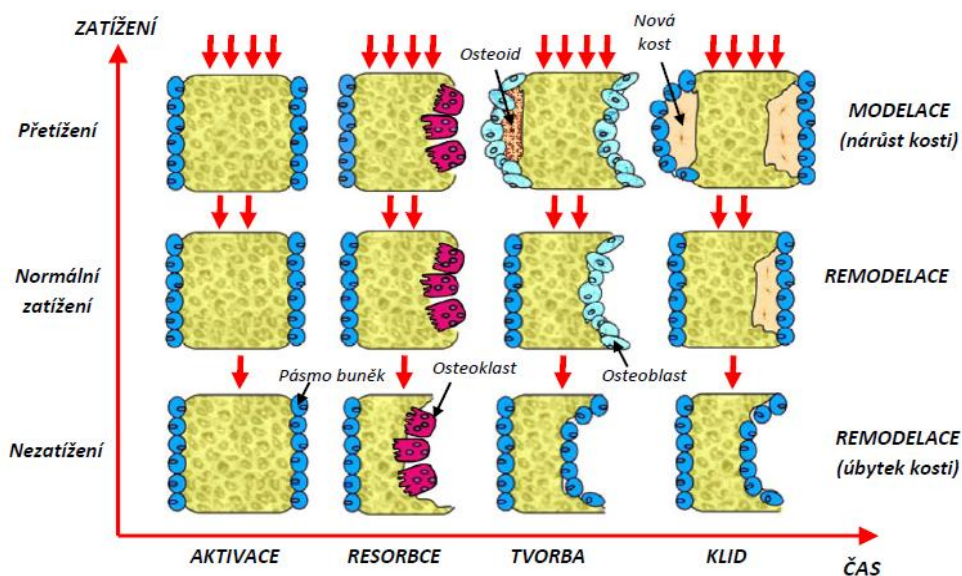
6.3.1.3 Remodelace kostní tkáně

Kostní tkáň je zajímavý živý materiál, který je specifický z mnoha důvodů. Jak již bylo nastíněno v předchozích kapitolách, struktura kostní tkáně je schopna se přizpůsobovat mechanickému zatěžování. Tato vlastnost se se zvyšujícím věkem snižuje a u starých lidí může probíhat až 4 krát pomaleji než u mladého jedince. Tuhost a pevnost kostí je dána minerály obsaženými v matici. [36, 11, 5]

Přestavba kostní tkáně je možná díky dvěma typům buněk, které kostní tkáň tvoří nebo ji resorbují (rozebírají). Tvorba tkáně je umožněna aktivními buňkami – osteoblasty. Tyto buňky jsou aktivovány mechanickým zatížením kostní tkáně, které v kosti vyvolá určitou hodnotu přetvoření v $\mu\epsilon$. Nezáleží na způsobu zatěžování (tahové či tlakové), ale na hodnotě přetvoření. Není-li kost zatěžována, dochází k resorpci kostní tkáně. Tento úkol připadá na druhý typ aktivních buněk – osteoklasty. Můžeme tedy říci, že kostní tkáň podléhá i krátkodobému působení mechanických vlivů [25, 36, 11].

Postup remodelace kostní tkáně můžeme shrnout do čtyř po sobě jdoucích bodů. Tento cyklus probíhá neustále a reaguje tak na vnější zatěžování kostní tkáně. Jeho posloupnost je nastíněna v následujících bodech včetně grafického znázornění (Obr. 6.4) [36].

- Aktivace – osteocity aktivují osteoklasty
- Resorpce – osteoklasty vstřebávají starou kostní tkáň
- Tvorba kosti a mineralizace – aktivace osteoblastů, mineralizace kosti – stanovuje se hustota kostních minerálů
- Klidová fáze – v kosti neprobíhají žádné změny



Obr. 6.4: Remodelace kostní tkáně [36]

6.4 Cévní zásobení dlouhých kostí

Růst, vývoj, přestavba a hojení kostní tkáně by nemohlo probíhat bez cévního zásobení, tedy bez přísunu živin a potřebných minerálů. Cévní zásobení rostoucí kostní tkáně dlouhé kosti

vyžaduje také patřičný vývoj. Díky přítomnosti růstové chrupavky se cévní zásobení rozděluje na zásobení diafýzy a epifýzy. Po ukončení vývoje dlouhé kosti zanikne růstová chrupavka a dojde ke spojení samostatných zásobovacích sítí. Můžeme tedy říci, že mají několik zdrojů tepenného zásobení

6.4.1 Zásobení diafýzy

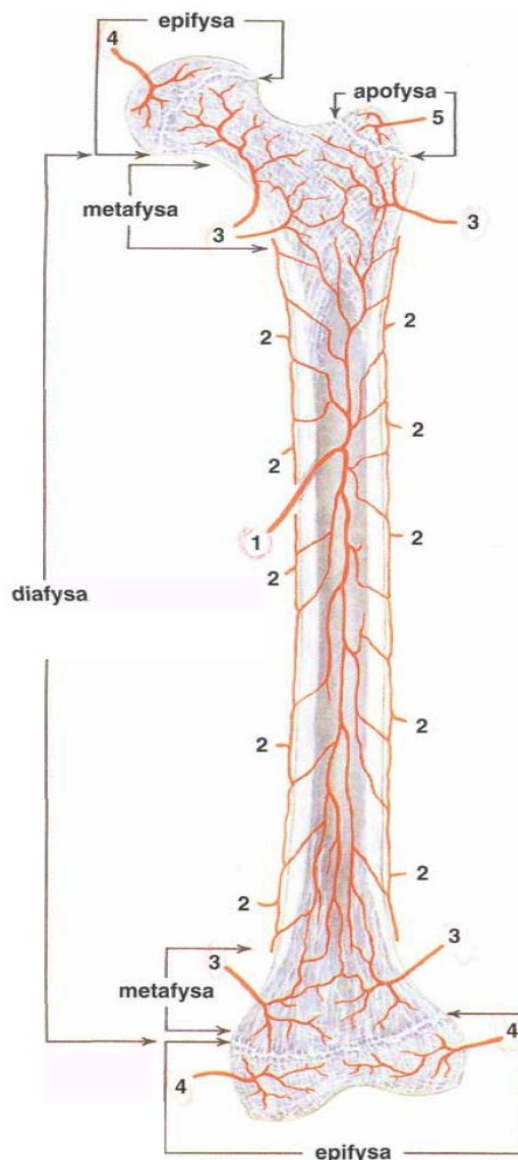
Do střední části (diafýzy) kosti stehenní vstupují tři výživové cévy, ale každá má za úkol zásobovat jinou část.

- **Arteriae nutricia** jsou dvě silnější cévy, které vstupují do kosti stehenní. Vzniká z cévy, která jako první vnikala do vnitřku kosti při osifikaci diafýzy. Průběh větví vyživuje kostní dřev a napojuje se na cévy v kostní tkáni v Haversových kanálcích. Díky kanálkům je kostní tkáň velmi dobře vyživována. Dále je napojena na cévní řečiště v periostu, proto při zániku arteriae nutricia je kostní tkáň i nadále dobře zásobena. Podle této cévy můžeme nalézt počátek osifikace.
- **Periostální cévy** zastupují největší počet cév vstupujících do kosti drobnými *Volksmanovými kanálky*. V kostní tkáni probíhají nezávisle na směru lamel a napojují se na Haversovy kanálky.
- **Arteriae metaphysariae** jsou samostatné silnější cévy nacházející se převážně na kloubních pouzdrech na obou koncích diafýzy v místech, kde se sloupcovitý úsek těla rozšiřuje. Konec diafýzy, který je samostatně cévně zásobovaný, se nazývá metafýza. Tento úsek má některé odlišné vlastnosti vyplývající ze samostatného zásobení. Arteriae metaphysariae se rozvětňuje hluboko ve spongiose, čímž vyživuje kostní tkáň a zároveň kostní dřev. [11, 5]

6.4.2 Zásobení epifýzy

Výživa epifýzy stehenní kost je zajištěna samostatnými cévami.

- **Arteriae epiphysariae** skupina malých tepének (menších cév) z nejbližšího okolí, převážně z kloubních cévních řečíšť, tedy v koncových částech kosti stehenní.



Obr. 6.5: Cévní řečiště stehenní kosti [11]

6.5 Anatomie kyčelního kloubu

Kloub (*articulatio synovialis*) je pohyblivé spojení dvou nebo více kostí, které se dotýkají svými styčnými plochami potaženými hyalinní chrupavkou. Artikulující kosti tvoří skelet kloubu, na jejich povrchu se nacházejí kloubní plochy, které umožňují funkčně významný rozsah pohybů artikulujících kostí. [5]

Každý kloub je složitá funkční jednotka, na jejímž vytvoření se podílí řada struktur:

- **artikulující kosti** – tvoří skelet kloubu a na svém povrchu nesou kloubní plochy

- **kloubní chrupavka** – hyalinní chrupavka nacházející se na kontaktních či artikulujících plochách
- **kloubní pouzdro** – složeno ze dvou vrstev (vnitřní a vnější), spojuje artikulující kosti po obvodu kloubní štěrbiny, čímž odděluje kloub od okolních tkání
- **kloubní vazy** – pruhy hustého vaziva spojující kosti
- **kolemkloubní svalstvo** – zajišťuje činnost svalů, bez kterých by nebyl možný aktivní pohyb v kloubech
- **přídavná zařízení kloubní** – patří mezi ně burzy, retinakula, šlachové pochvy, menisky a disky
- **kloubní cévy** – v oblasti každého kloubu odstupují z magistralních cév z regionální cévy drobnějšího rozměru
- **kloubní nervy** – inervaci zajišťují: *n. femoralis*, *n. obturatorius*, *n. ischiadicus*, *n. gluteus superior*

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je jednoduchý kulový omezený kloub (*articulatio spherioidea enarthrosis*) s hlubokou jamkou, o jejíž okraje se zastavuje pohyb. Kyčelní kloub je tvořen centrální částí kosti pánevní (*acetabulum*) a proximální konec kosti stehenní, která je zakončena femorální hlavicí (*caput femoris*).

6.5.1 Acetabulum

Kloubní jamka má tvar duté polokoule o přibližném poloměru 25 mm. Nachází se na styku tří pánevních kostí. Kost kyčelní (*os ilium*), tvoří horní část (strop) jamky a podílí se na rozsahu jamky přibližně 2/5. Sedací kost (*os ischii*) vytváří dolní zadní část a udává rozsah více než 2/5. Poslední kostí je kost stydká (*os pubis*), představuje dolní přední část jamky. Na rozsahu pohybu se podílí zbývající necelou 1/5. Vlastní kloubní plocha (*facies lunata*) je pokryta kloubní chrupavkou. [11, 5]

6.5.2 Femur

Stehenní kost (*femur*) je největší a nejsilnější kostí v lidském těle. Spadá do skupiny dlouhých kostí, na které můžeme najít proximální část, tělo (*diafýzu*) a distální část femuru.

V proximální části najdeme tři základní části, kterými jsou:

- **Hlavice** (*caput femoris*): je přímé pokračování krčku při správném fyziologickém stavu. Jeho podélná osa prochází středem hlavice. Povrch je jako kloubní plocha, která odpovídá přibližně 2/3 povrchu koule o střední hodnotě poloměru 25 mm a tloušťce kloubní chrupavky od 1 do 3 mm. Ne vždy má hlavice tvar koule, ale může být v kraniokaudálním (shora dolů) směru nepatrně zploštělá – tvar rotačního elipsoidu. Z mediální strany je patrná malá prohlubeň (*fovea capitis femoris*) v níž se upíná intraartikulární vaz kyčelního kloubu (*ligamentum capitis femoris*) [5].
- **Krček** (*collum femoris*) je spojnice trochanterického masivu a hlavice femuru. U dospělého člověka dosahuje délky okolo 40 až 50 mm. Jeho průřez je oválný kvůli předozadnímu oploštění. Na horní ploše ve frontální rovině je jeho tvar konkávní a spodní plocha je téměř rovná. Krček s tělem femuru (*corpus femoris*) svírá tzv. kolodifysární úhel. Hodnota tohoto úhlu se s věkem snižuje a v dospělosti dosahuje hodnoty 125°. Dopředně je torzně pootočen vůči ventrální rovině o 10°, tato rovina je dána postavením kondylů kolenního kloubu. Tento úhel nazýváme úhlem anteverze [5].
- **Trochanterický masiv** je tvořen malým a velkým chocholíkem (*trochanter minor a trochanter major*). Ventrálně je spojuje *linea intertrochanterica* a dorzálně *crista intertrochanterica*. Trochanter major je mohutná kostní vyvýšenina, která svojí čtyřhrannou bází dosedá na horní plochu přechodu diafýzy v krček, vybíhající kranálně. Jeho vrchol dorzální části dosahuje přibližně výšky středu hlavice. Na zevní ploše velkého trochanteru najdeme malý hrbolek *tuberculum innominatum*, na který se upíná sval *gluteus medius* a začíná šlacha *m. vastus lateralis*. Z chirurgického hlediska jde o velmi významný orientační bod. Na velký trochanter a přilehlou *fossa trochanterice* se upíná řada menších svalů. Malý trochanter má kuželovitý tvar a směřuje svým vrcholem mediálně a trochu dorzálně. Svojí oválnou základnou vychází z dorzomediální plochy diafýzy femuru. Dorzálně volně přechází do diafýzy femuru. Zde je upnutý jediný sval *musculus iliopsoas* [5].

Dalšími částmi femuru jsou diafýza a distální konec, které jsou z hlediska tématu řešené diplomové práce méně podstatné, než proximální část, do které jsou zaváděny nosné části fixátorů. Z tohoto důvodu jim nebude věnována taková pozornost.

- Tělo femuru (*corpus femoris*) je lehce prohnuté dopředu a vede od trochanterického masivu šikmo mediokaudálně. Diafýza má trubicovitý tvar. V jeho středu se nachází dřeňová dutina (*cavitas medularis*), která je vyplněna kostní dřeví.
- Distální konec femuru se rozšiřuje do dvou kondylů (*condylus medialis* a *lateralis*), které jsou součástí kolenního kloubu.

6.6 Kolemkloubní svaly

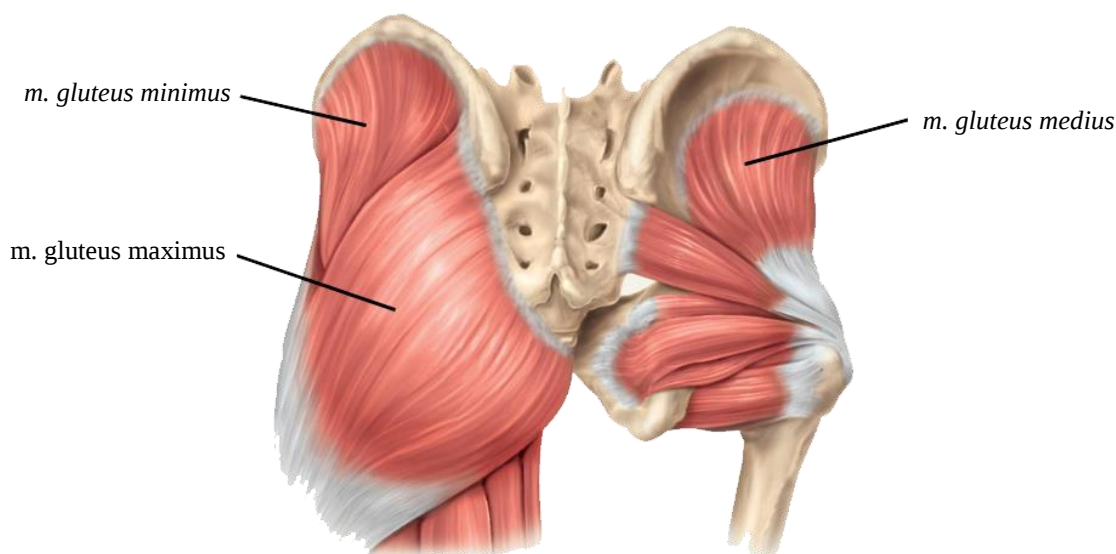
Pohyb v kyčelním kloubu je realizován pomocí dvaceti dvou svalů. Tyto svaly mají různý tvar, mohutnost a průřez, lze je rozdělit do dvou kategorií a to [5]:

- **svaly kyčelní:** vnitřní
vnější
- **svaly stehenní:** přední: *m. sartorius*, *m. femoris*
mediální: *m. pectineus*, *m. adductor longus*, *brevis* a *magnus*, *m. gracilis*, *m. obturatorius externus*
zadní: *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. biceps femoris*

Dále svaly rozdělujeme podle funkce, která u nich převládá a to na flexory, extenzory, krátké zevní rotátory, adduktory a abduktory. Z pohledu řešené diplomové práce jsou pro nás nejdůležitější kyčelní adduktory a abduktory. Mezi kyčelní extenzory patří *musculus gluteus maximus*, také ho lze zařadit mezi tzv. gluteální svaly. Extenzory jsou skupina svalů, které se dokáží protahovat v kyčelním kloubu. Jejich snopce se upínají na pánevních kostech a vedou až na kost stehenní.

Začátek gluteálních svalů je upnut téměř na celé zevní ploše lopaty kosti kyčelní i kosti křížové. Jejich druhý konec se upínají v oblasti velkého trochanteru a počátku iliotibiálního traktu. Znalost těchto svalů a jejich inervace je z hlediska operativního ošetření zlomenin velmi důležitá, protože většina přístupů vede právě touto cestou, aby nedošlo k jejich poškození.

- **Musculus gluteus minimus** (malý sval hýžd'ový) tvoří nejvnitřnější vrstvu a upíná se na ventrální okraj velkého trochanteru.
- **Musculus gluteus medius** (střední sval hýžd'ový) vytváří střední vrstvu a jeho konec se upíná na velkém trochanteru, dorzálněji a distálněji než *m. gluteus minimus*.
- **Musculus gluteus maximus** (velký sval hýžd'ový) začíná na lopatě kosti kyčelní (dorzálně od linea glutea posterior), kosti křížové a kostrční. Upíná se na drsnatině kosti stehenní, velkém trochanteru a část snopců se upíná do *tractus iliotibialis* (zesílený šlachovitý pruh umístěný na zevní a laterální straně stehna, do kterého se zezadu *musculus gluteus maximus*).



Obr. 6.6: Kolemkloubní svaly [75]

6.7 Zlomeniny proximálního femuru a jejich klasifikace

Zlomeniny proximálního femuru u mladších ročníků jsou zpravidla následkem nějaké nehody, ať jsou to třeba automobilové nehody, pády na kole či při jiném sportu. Můžeme tedy říci, že jsou způsobeny následkem vysokoenergetického zranění. U lidí staršího věku jde v převážné většině případů o nízkoenergetická zranění, která jsou způsobená třeba pouhým pádem. Tomuto skutku napomáhá fakt, že s přibývajícím věkem kost ztrácí svoji kvalitu, dochází k řidnutí kosti – osteoporóze. V kostech se vytvářejí dutiny (póry), ubývá obsah minerálů, především vápník. Osteoporózu nemusí způsobovat pouze věk, může to být také nedostatek pohybu, podvýživa nebo menopauza u žen.

6.7.1 Zlomeniny proximálního femuru

Zlomeniny proximálního konce stehenní kosti lze rozdělit do tří částí [22]:

- **zlomeniny hlavice**
- **zlomeniny krčku**
- **zlomeniny trochanterické.**

Fraktury **hlavice** stehenní kosti jsou obtížně fixovatelné. Naštěstí se nevyskytují příliš často.

Zlomeniny **krčku** stehenní kosti zabírají přibližně $\frac{1}{2}$ (některé literatury udávají 45%) zlomenin v oblasti proximálního femuru. Způsob fixace těchto fraktur se odvíjí především od pacientova věku. U mladého pacienta je snaha o zachování kyčelního kloubu, z tohoto důvodu se volí osteosyntéza za pomoci dvou až tří spongiózních šroubů nebo pomocí dlah DHS (*Dynamic Hip Screw*). Na hojení zlomeniny má vliv směr lomové linie a velikosti úlomků. Čím je zlomenina laterálnější, tím je předpoklad lepšího hojení a nižšího rizika avaskulární nekrózy (degradace chrupavky). Délka spongiózních šroubů je taková, aby jejich konec byl co nejblíže subchondrální kosti, která je pevnější než spongiózní kostní tkáň. Nesmějí být však delší, aby nedošlo tzv. proříznutí šroubů do kloubní plochy. Z tohoto důvodu je repozice úlomků a délka použitých šroubů kontrolována během operace pomocí RTG snímků.

Trochanterické zlomeniny můžeme dále dělit na [22]:

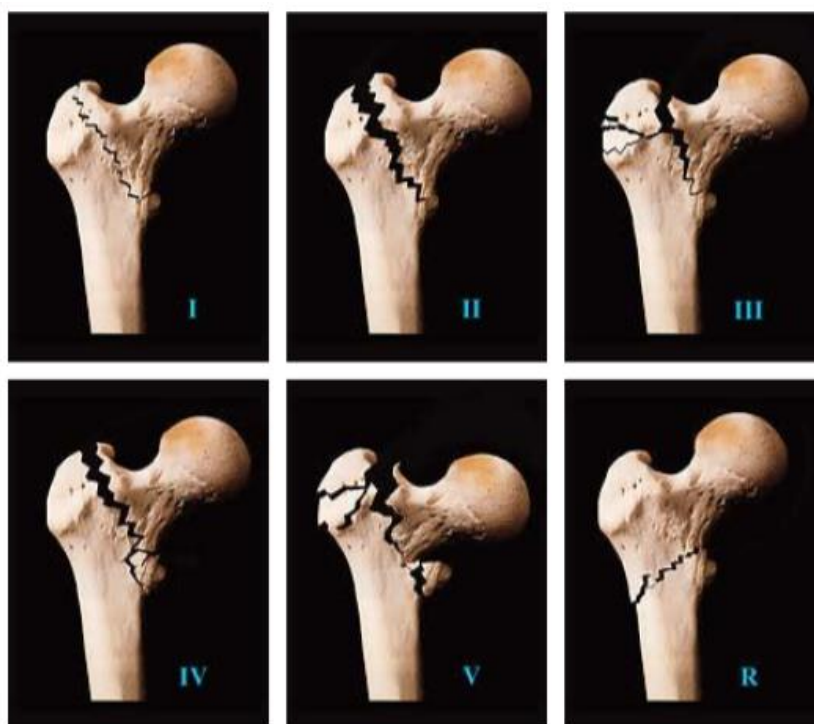
- **zlomeniny pertrochanterické:** linie lomu vede přes trochanterický masiv. Takováto zlomenina má dobré předpoklady správného hojení, které závisí na kvalitě kostní tkáně, umístění zlomeniny.
- **zlomeniny intertrochanterické:** linie lomu se nachází mezi velkým a malým trochanterem
- **zlomeniny subtrochanterické:** tyto zlomeniny nebývají řazeny mezi zlomeniny proximálního femuru, ale do zlomenin diafýzy., přestože linie lomu často zasahuje až k trochanterickému masivu. K fixaci této zlomeniny je používán nitrodřeňový hřeb.

6.7.2 Klasifikace zlomenin proximálního femuru

Z lékařského pohledu bylo třeba sjednotit určování typu zlomeniny a klasifikovat místo výskytu, aby mohlo docházet ke správnému popisu těchto zlomenin, protože subtrochanterické fraktury tvoří přibližně polovinu všech zlomenin. Byl vytvořen popisový systém, který jednak popisoval lokaci zlomeniny, ale také její stabilitu, která byla nezbytnou součástí při volbě metody ošetření [60]. Klasifikačních metod je celá řada, proto bude v následujících odstavcích udělán výběr několika z nich.

6.7.2.1 Evansova klasifikace

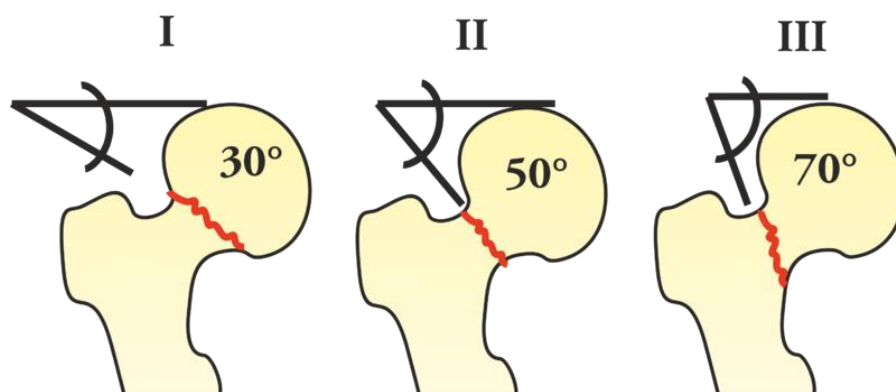
První odborně přijatou klasifikaci vytvořil E. M. Evans, v roce 1949. Intertrochanterické zlomeniny rozčlenil do pěti částí. Jednotlivé části se označují římskými číslicemi, tedy I, II, III, IV, V. Do třídy I jsou zahrnuty zlomeniny se dvěma úlomky. Třída II, která navíc oproti předcházející skupině, zahrnuje oddělení obou fragmentů. Zlomeniny z části III zahrnují tři fragmenty, které se od sebe oddělují. Odděluje se velký trochanter a tím dochází ke ztrátě postlaterální stability. Na tuto třídu navazuje třída IV, která také obsahuje tři úlomky, ale nyní se odděluje malý trochanter, dochází tedy ke ztrátě mediální podpory. Do této třídy zlomenin patří také fraktury v oblasti Adamsova oblouku. Do poslední skupiny, tedy třídy V, patří zlomeniny, které oddělují velký a malý trochanter [30].



Obr. 6.7: Evansova klasifikace intertrochanterických zlomenin[29]

6.7.2.2 Pauwelsova klasifikace

Další klasifikací, tentokrát zabývající se zlomeninami krčku stehenní kosti, je Pauwelsova metoda klasifikace, která je založena na průběhu biomechanických sil. Toto členění posuzuje lomovou linii zlomeniny a její úhel. Je rozdělena do tří skupin. První skupinou, označované jako Pauwels I, je lomová linie dosahující sklonu do 30° . Při této zlomenině převažují tlakové síly. Druhá skupina, Pauwels II, je určena úhlem v rozmezí od 30° do 50° . U této fraktury působí jak tlakové síly, tak i významnější smykové síly. Tyto síly způsobují vyšší nestabilitu zlomeniny. Poslední skupinou, která popisuje zlomeniny probíhající pod úhlem větším než je 50° , je Pauwels III. Zde převládají smykové síly, které jsou výrazné. Tato fraktura je nestabilní [15].



Obr. 6.8: Pauwelsova klasifikace [82]

6.7.2.3 AO klasifikace podle Müllera

Pro sjednocení a logickou návaznost, dále pro využití počítačového vyhodnocení výsledků klinické studie, byla ve Švýcarsku vytvořena AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*) klasifikace. Tuto inovativní myšlenku představil v roce 1987 Müller, Nazarian a Koch. Od roku 1990 se v traumatologii pohybového ústrojí používá zkrácená verze (*The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*). Vychází ze dvou hlavních údajů.[15, 13]

- **Lokalizace zlomeniny:** lokalizaci zlomeniny určují první dvě čísla. První číslo odkazuje na danou kost (femuru odpovídá číslo 3). Druhé číslo v pořadí nabývá hodnot 1-3 (proximální části dlouhé kosti odpovídá hodnota 1) [31].

- **Morfologické charakteristiky:** zlomeniny daného segmentu jsou rozděleny do třech typů, které jsou označovány písmeny A, B, C a zaujímají třetí místo v popisu zlomeniny dle AO klasifikace. **A** označuje jednoduchou zlomeninu se dvěma fragmenty, **B** zastupuje vícefragmentovou frakturu s klínem a znak **C** představuje víceúlomkové komplexní zlomeniny. U zlomenin postihujících proximální a distální část kosti (1 a 3) označení **A** určuje čistě extraartikulární (mimo kloubní) zlomeniny, **B** zlomeniny zasahující částečně do kloubní plochy a **C** jsou fraktury intraartikulární (nitrokloubní). Závažnost zlomeniny určuje čtvrtá pozice, kde nalezneme dané číslo (1 až 3). Doplnující informace o zlomenině jsou uvedeny za tečkou [31].

3 1 A 2 . 1

Obr. 6.9: Příklad AO klasifikace (3 – femur, 1-proximální část, A – extraartikulární, 2 – pertrochanterická, .1 – jednofragmentová)



Obr. 6.10: AO klasifikace podle Müllera [29]

Zlomeniny typu A1 jsou označovány jako stabilní zlomeniny (se dvěma úlomky), kde linie zlomeniny probíhá od velkého trochanteru po Adamsův oblouk. Skupina jde blíže

rozdělit, určení pomocí čísla za desetinou tečkou, na další tři podkategorie. Zlomenina končící nad malým trochanterem (A1.1), protínající malý trochanter (A1.2) a končící pod malým trochanterem (A1.3). Fraktury označené jako A2 mají stejnou trajektorii jako zlomeniny A1, tedy prochází od velkého trochanteru až po Adamsův oblouk, liší se pouze v počtu vedlejších úlomků v oblasti oblouku. Zlomeniny s jedním vedlejším fragmentem označujeme A2.1, se dvěma vedlejšími úlomky jako A2.2 a A2.3 jsou označeny zlomeniny s více vedlejšími úlomky. Poslední skupina trochanterických zlomenin je označována jako A3. Fraktury v této skupině probíhají z laterální strany pod velkým trochanterem až k mediální straně femuru, tedy k malému trochanteru. Opětovné dělení do tří skupin specifikuje daný typ zlomeniny. A3.1 probíhá příčně pod určitým úhlem, A3.2 probíhá příčně k mediální straně a A3.3 má směr příčný s odděleným malým trochanterem. Skupiny zlomenin A2 a A3 jsou uváděny jako zlomeniny nestabilní.

6.7.3 Způsoby léčby intertrochanterických zlomenin

Tato podkapitola bude pojednávat o možnostech léčby intertrochanterických zlomenin, které se v lékařské praxi vyskytují. Způsoby léčby je možné rozdělit do dvou základních skupin – neinvazivní (bezoperativní) léčba a invazivní (osteosyntéza - operativní léčba).

6.7.3.1 Neinvazivní léčba

Způsob bezoperační (konzervativní) léčby zlomenin proximálního femuru byl využíván především v dobách, kdy nebyly k dispozici fixátory na tyto zlomeniny. Léčba tedy spočívala v tom, že pacient musel být v klidu, bez pohybu, aby zlomenina srostla sama přirozenou cestou. Vzhledem k tomu, že ke srůstu došlo až po několika měsících, musela následovat vleklá rehabilitace, která byla velmi nepříjemná, protože pacient se po celou dobu srůstání kosti nemohl hýbat. Docházelo tedy ke ztrátě svalové hmoty. Následovaly možnosti špatného srůstu končetiny (vytvoření tzv. pakloubu) či k varozitě končetiny v důsledku ochabnutí svalů. U pacientů vyššího věku klid na lůžku s sebou nesl jak možnost proleženin, tak možnost trombóz (následnému ucpání některé z důležitých cév). Pokud k něčemu takovému došlo, vedlo to většinou k úmrtí daného pacienta. S rozvíjející se lékařskou praxí, poznání nových věcí a technologií, přicházely nové druhy fixátorů, které je snaha i v dnešní době modernizovat (inovovat) a vylepšovat. Tento trend se týká také operačních přístupů.

6.7.3.2 Osteosyntéza

Výhodou takovéto léčby je zavedení určitého druhu fixátoru na patřičné místo v lidském těle. Nejdříve je třeba zavést fixátor, zlomeninu zreponovat a zafixovat fragmenty zlomeniny ve správné fyziologické pozici, tím umožnit pacientovi dřívější návrat do běžného života. Po takovéto operaci se může dotyčný pacient pohybovat s berlemi. Touto cestou odpadají související problémy, které s sebou nesla neinvazivní léčba, a to jak nesprávný srůst, tak proleženiny a možnost vzniku trombóz.

Značnou nevýhodou, především v dřívější době, je možnost zavlečení infekce do lidského těla operační cestou. Také tu je riziko, že lidské tělo nepřijme cizí předmět a začne s ním soupeřit – degradace kostní tkáně, záněty, aj. U některých pacientů není možné provést operační léčbu a to z důvodu dalšího poranění, či vysokého věku, kdy by musel být uveden do narkózy, která by mohla zanechat neblahé následky. Proto je vždy způsob léčby volen ošetřujícím lékařem. Jednotlivé fixátory budou rozebrány v následující kapitole.

7 Fixátory pro ošetření zlomenin femuru

Následující kapitola se zabývá přehledem fixátorů k ošetření zlomenin proximálního femuru. Při základním rozdělení lze fixátory rozdělit na **vnitřní** a **vnější** [15].

Vnější typ fixace je prováděn tzv. zevními fixátory, které jsou umístěny vně lidské tělo. Jednotlivé fragmenty jsou fixovány pomocí Kirschnerových drátů (K-dráty) nebo Schvanzovy šrouby. Tento způsob se používá při mnohačetných zlomeninách diafýzy, prodlužování končetin nebo u malých dětí, kde není možné zavedení intramedulárního hřebu z důvodu poškození růstové ploténky.

Další způsob vnějšího ošetření se provádí znehybněním končetiny tak, že se uloží do sádrového obvazu a tím se zamezí výrazným pohybům fragmentů.

Vnitřní typ fixace můžeme dále rozdělit na implantáty:

- **extramedulární:** dlahy se přikládají na kostní tkáň a jsou k ní připevněny několika šrouby. Jejich velkou nevýhodou je poměrně velký řez při zavádění a tím možná komplikace ve formě infekce. Umožňují relativně velký posuv fragmentů zlomeniny, což může vést ke zkrácení končetiny.
- **interamedulární:** nitrodřeňové hřeby se vyznačují se tím, že se vkládají do kostní tkáně, konkrétně do dřeňové dutiny dlouhých kostí. Nezpůsobují zkrácení končetiny důsledkem relativně malých pohybů zlomeniny. Skluzné šrouby přenášejí menší ohybové napětí, než je tomu u extramedulárních dlah, díky kratšímu rameni, a tím je snížena pravděpodobnost dosažení mezního stavu porušení. Zavádění implantátu je prováděno incizí o velikosti 30 až 50 mm, jistící šrouby jsou zaváděny miniinvazivně v místě, které je přesně lokalizováno pomocí cílice, který je pevně spojený s hřebem. Ramena cílice jsou vyráběna z transparentního materiálu, který lze prosvítit RTG paprsky při zavádění implantátu, repozici a fixaci úlomků.

7.1 Femorální dlahy

Stabilizace zlomeniny probíhá pomocí dlahy, přiložené na povrch kostní tkáně (okostice), která přemostňuje zlomeninu. S kostí je pevně spojena kostními šrouby, které jsou vyráběny ve

dvou variantách. Samořezné (musí být předem předvrtaný otvor a závit je vyříznut samotným šroubem – není třeba závitník) nebo samovrtné (odpadá předvrtávání otvoru, potřebný otvor a závit je proříznut šroubem). Dle hlavy šroubu je lze dále rozdělit na uzamykatelné či jistící. Uzamykatelný zajišťovací šroub má nejčastěji kuželový tvar hlavy (může mít i jiný tvar), která se zašroubuje do kuželového otvoru v dlaze LCP (*Locking Compression Plate*), kde dojde k jeho zajištění proti povolení vzájemným rozepřením součástí. V důsledku zamknutí šroubu k dlaze není třeba LCP dlahu upevňovat k povrchu kosti. Takto upevněná dlahu nedosedá na kost a umožní vznik volného prostoru, který snižuje riziko porušení cévního zásobení a výrazně přispívá k úspěšnému zhojení fraktury. Neuzamykatelné kostní šrouby mají čokovitou hlavu. Dosedají do otvorů v dlaze, které mají tvar osmičky a negativu samotné hlavy. Díky této fixaci dochází k přenosu zatěžujících sil mezi samotným fixátorem, tedy dlahu – šroub, nebo dlahu-kost, šroub – kost.

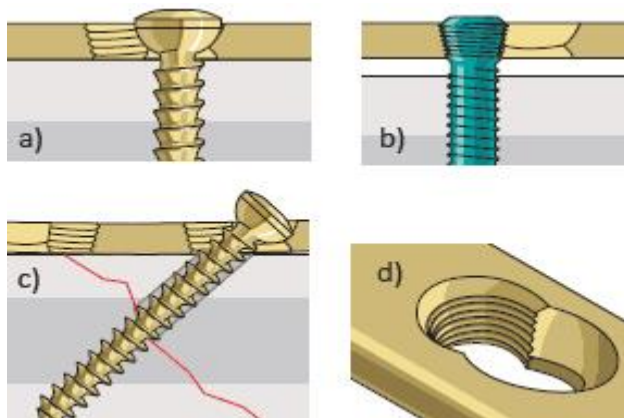
Samotné tvary dlah se od sebe odlišují dle lokalizace použití. Znamená to, že dlahu pro fixaci zlomenin proximálního femuru bude jiná, jak dlahu určená pro distální částci diafýzy stehenní kosti. Tuto odlišnost způsobuje tvar jednotlivých kostí nebo jejich částí. Základní rozdělení dlah je [15]:

- **Kompresivní dlahy:** také bývají označovány jako DCP (*Dynamic Compression Plate*) dlahy. Při fixaci zlomeniny touto dlahou je využíváno oválných otvorů na povrchu dlahy, které nám umožňují kompresi jednotlivých fragmentů zlomeniny utahujícími se šrouby.
- **Podpůrné dlahy:** zajišťuje pouze přemostění zlomeniny. Tímto způsobem je zajištěna mechanická opora fraktury. Při použití této dlahy nedochází ke kompresi, ale pouze k zafixování zreponovaných kostních úlomků.
- **Úhlově stabilní dlahy:** jsou to dlahy anatomicky tvarované, které jsou konstruovány pro konkrétní zlomeniny dle AO klasifikace. Tyto dlahy jsou ve většině případů opatřeny kuželovými otvory se závity pro použití zamykatelných zajišťovacích šroubů. Dále jsou otvory vedeny pod různými úhly, které mají za úkol zajišťovat co nejvíce fragmentů. Konkrétně na femuru můžeme tyto dlahy rozčlenit do tří skupin použitelnosti.

První skupinou jsou dlahy používané v oblasti proximální části, konkrétně při trochanterických zlomeninách. Dlahy je tvarována tak, aby co nejlépe kopírovala anatomický tvar velkého trochanteru. Pro zlomeniny krčku jsou používány tzv. kyčelní dlahy, v anglické literatuře je spíše nalezneme pod názvem DHS (*Dynamic Hip Screw*), které využívají skluzného šroubu. Skluzný šroub je zatěžovaný na ohyb mnohem více, než při použití u intramedulárního hřebu, protože přenášená síla působí na delším rameni. První fixátor připomínající skluzný šroub vyvinul v roce 1934 Robert Danis. Na jeho nápad navázal roku 1951 Ernst Pohl, jeho myšlenku využila firma Richards a patentovala koncem 50. let skluzný šroub pod názvem *Richards classic hip screw*. Počátkem 80. let přišla skupina AO s vlastní konstrukcí skluzného šroubu pod názvem DHS doplněného trochanterickou dlahou TSP (*Trochanteric Supporting Plate*), která byla určena převážně pro nestabilní zlomeniny. DHS se vyznačuje velkou variabilitou úhlů dlahy - skluzný šroub. Úhel se pohybuje v rozmezí od 125° až po 150°. Tento rozsah je odstupňovaný po 5°. [13]

Druhá skupina začleňuje dlahy fixující zlomeniny v oblasti diafýzy stehenní kosti. V převážné většině to bývají dlahy přímé úhlově stabilní obsahující opět uzamykatelné otvory.

Třetí skupina zahrnuje dlahy používající se pro léčbu zlomenin v oblasti distální části femuru. Z anatomického hlediska bývají mediálně prohnuté a různě tvarované pro zajištění co nejlepšího kontaktu s kostní tkání a zajištění co nejlepší stability zlomeniny.



Obr. 7.1: LCP dlahy (a) neuzamykatelný jistící šroub; b) uzamykatelný jistící šroub; c) šroub zavedený pod úhlem; d) otvor ve tvaru osmičky [70]



Obr. 7.2: Dlahy přímé a kyčelní [38, 39]

7.2 Lanový cerklážní systém a přídavné dlahy

U periprotetických zlomenin, kdy není možnost uchycení dlahy pomocí šroubů z důvodu osteoporotické kosti či nedostatku prostoru pro zavedení kostních šroubů, např. při zavedené totální endoprotéze kyčelního kloubu, když dřík endoprotézy zasahuje do míst zavedení jisticích šroubů, se používá systém lanové cerkláže (lanový systém) nebo přídavné dlahy (objímky). Princip přídavných dlah spočívá v tom, že objímka je pevně spojena s dlahou pomocí uzamykatelného šroubu a obklopuje kost tak, aby mohl být zaveden jisticí šroub do požadovaného místa a přitom minul dřík endoprotézy. Tato metoda je variabilní a operátor si může zvolit nejpříjemnější místo ke správnému zafixování fragmentů zlomeniny. Jisticí metoda lanovou cerkláží je založena na spojení kosti a dlahy pomocí ocelového lana. Lano je vedeno kolem kosti a prochází otvory v dlaze, čímž vytváří pevné spojení dlahy - kost. Ocelové lano je při zavádění napnuto a posléze zajištěno sponou, aby nedošlo k samovolnému povolení. Touto metodou jsou rovněž odbourány komplikace způsobené zaváděním jisticích šroubů do kostní tkáně.



Obr. 7.3: Aplikace přídavných dlah (vlevo - objímka Medin [38]; vpravo - přídavná dlahy Synthes [79])



Obr. 7.4: Cerklážní lanový systém [79]

7.3 Nitrodřeňové hřeby

Fixace nitrodřeňovými hřeby se využívá při zlomeninách dlouhých kostí. V 80. letech 20. století Grosse a Taglang vyvinuli Gama hřeb (Gamma nail), který umožňoval skluz šroubu v hřebu v laterálním směru. V roce 1997 skupina AO odstranila řadu nedostatků hřebu gama,

umožnila v distální oblasti hřebu dynamické zajištění, snížila pravděpodobnost zlomeniny v oblasti vrcholu hřebu. Gama hřeb se stal předlohou pro všechny výrobce intramedulárních hřebů označovaných PFN (*Proximal Femoral Nail*) [12, 15].

Podstata tohoto způsobu fixace spočívá v zavedení ocelového nebo titanového fixátoru do dřevnaté dutiny. V proximální části hřebu je jeden nebo dva otvory pro skluzné šrouby, které jsou zavedeny subchondrálně do femorální hlavičky tak, aby nedošlo k proříznutí do kyčelního kloubu. Procházejí nad Adamsovým obloukem, který vytváří oporu skluznému šroubu. V této části proximálního femuru je kvalitní kostní tkáň (kortikalis). Někteří výrobci proximální a distální skluzný šroub nahrazují antirotačním pinem a antirotačním šroubem. Při použití verze se dvěma skluznými šrouby, nebo s jedním skluzným šroubem a antirotačním pinem (antirotačním šroubem), je zvýšena rotační stabilita zlomeniny. Je-li třeba zabránit relativnímu skluznému pohybu těchto šroubů, je do hřebu přidán stavěcí šroub místo zátky, která chrání upínací části před oseointegrací (zarůstáním), pro případnou budoucí extrakci implantátu.

Na distální části hřebu jsou dva otvory. V lékařské terminologii jsou nazývány jako otvor statický a dynamický. Tyto otvory nám umožňují spojení implantátu s kostí a také kompresi zlomeniny. Dynamický otvor je oválný a umožňuje pohyb hřebu, potažmo pohyb zlomeniny. Lékaři ho využívají při repozici, kdy je jistící šroub zaveden na distální část tohoto otvoru, nebo v případě stabilní zlomeniny, kdy je přípustný její pohyb. Statický otvor neumožňuje žádný pohyb, protože má kruhový průřez. Diafýza femuru je pevně spojená s nitrodřevovým hřebem, využívá se v případě, kdy pohyb fraktury je nežádoucí. Vyžaduje-li to situace, jsou využity oba otvory. Dle povahy zlomeniny lékař na základě znalostí, zkušeností a intuice rozhodne, který z těchto otvorů použije.

Většina těchto implantátů jsou anatomicky tvarované, proto nemohou být při použití zaměněny na pravou a levou končetinu. Tvarově univerzální fixátor pro fixaci zlomenin proximálního femuru je krátký rekonstrukční hřeb. Zavedeným implantátem jsou fixovány jednotlivé fragmenty a zajišťují oporu při pohybu a tím je usnadněné hojení fraktury. Hřebování lze rozdělit do dvou typů a to:

- **Předvrtané implantáty:** při předozadní pohledu je vstupní otvor lehce laterálně od výběžku velkého trochanteru v prodloužení dřevnaté dutiny, kdy je mediolaterální úhel 6°. Otvor je předem vytvořený pomocí flexibilní frézy daného průměru. Při

přípravě otvoru a při zavádění implantátu nesmí dojít k poškození úponů gluteálních abduktorů. Takto zavedený hřeb zajišťuje lepší kontakt se stěnou kosti, a proto lze používat hřeby s většími průměry (až 15 mm). Jednou z hlavních výhod těchto implantátů je velmi dobrá fixace a stabilita segmentů fraktury. Nesmí být opomenuta ani výhoda brzké rehabilitace. Nevýhodou jsou následné pooperační komplikace typu tukové embolie, vytvoření tzv. pakloubu nebo samotné nezhojení zlomeniny, jež bývá způsobeno nesprávným zavedením implantátu. Používají se pro zlomeniny skupiny A nebo B dle AO klasifikace zlomenin. Lze říci, že jsou určeny pro fraktury s malým okolním pohmožděním měkkých tkání [15].

- **Nepředvrtané implantáty:** fixace nepředvrtanými implantáty je chápána jako fixace relativní. Je určena pro zlomeniny třídy C dle AO klasifikace nebo pro fraktury s velkým pohmožděním okolních měkkých tkání. Nedochází k porušení cévního zásobení, díky kterému dochází k rychlejšímu srůstu fragmentů kosti. Zafixované fragmenty se mohou mírně pohybovat a všechny úlomky jsou zajištěny šrouby. Nepředvrtané implantáty mají menší průměr (do 10 mm) kvůli snadnějšímu zavádění na potřebné místo [15].

Provedení intramedulárních hřebů je závislé na lokalizaci zlomeniny. Zlomeny v oblasti diafýzy nebo diafýzy a proximálního femuru jsou ošetřovány dlouhým femorálním hřebem, který je tvarován, aby co nejlépe kopíroval anatomický tvar stehenní kosti, která je frontálně prohnutá. Předchozí věta napovídá, že musí být speciální implantát pro pravou i levou stehenní kost. Zaváděn je, stejně jako převrtaný implantát, lehce laterálně od velkého trochanteru do předem připraveného otvoru vedoucí až k dřevné dutině, mediolaterálním úhlem 6°. Proximální část obsahuje otvory pro skluzné šrouby. V distální části jsou fixační otvory pro zajišťovací šrouby. V případě zlomeniny diafýzy a distálního konce femuru se používají femorální hřeby, které se zavádí retrográdně. Na tomto typu provedení schází otvory pro skluzné šrouby, ale jsou nahrazeny otvory, kterými prochází zajišťovací šrouby.

Stěžejní fixátor z hlediska této diplomové práce používaný při frakturách v oblasti proximálního femuru je krátký rekonstrukční hřeb, který lze použít jak pro levou, tak pravou končetinu, tedy není zde tvarová variabilita.

Fixace jedním šroubem

V následující tabulce je uveden přehled výrobků, které fixují zlomeninu pomocí pouze jednoho šroubu.

Tabulka 7.1: Výrobci fixátoru s jedním šroubem

Firma	Název	Materiál	CCD úhel	Úhel vyhnutí	Úhel anteverze	Průměr proximální části	Průměr distální části	Délka	Poznámka
			[°]	[°]	[°]	[mm]	[mm]	[mm]	
Zimmer	Cephalomedullary nail	SS, Ti	125; 130; 135	4	15	15,5	10; 11,5; 12; 13; 14,5	215	[67]
	ITST	SS, Ti	125; 130; 135	4	15	17	10; 11; 12; 13; 14; 15	180	[68]
Stryker	Gamma 3	Ti	125; 130	4	0	15,5	11	170; 180	[51]
	Gamma 3 U Blade lag screw	Ti	125; 130	4	0	15,5	11	170; 180	[52]

Fixace jedním šroubem a pinem, dvěma šrouby

Tabulka 7.2: Tabulka výrobců více prvkové fixace

Firma	Název	Materiál	CCD úhel	Úhel vyhnutí	Úhel anteverze	Průměr proximální části	Průměr distální části	Délka	Poznámky
			[°]	[°]	[°]	[mm]	[mm]	[mm]	
ChM	Trochanteric nail ChFN	Ti	120; 125; 130; 135			17	10; 11; 12;	180; 200	Možnost použití šroubu a antirotační šroub nebo dvou šroubů [24]
Tantum	Platon	Ti	125; 130;	4	0	17,5	11;	190	Antirotační pin spojený se šroubem [54]
B-Braun - Aesculap	Targon PFT	Ti	125; 130; 135	4; 7	0	16,5	10; 12	175; 220	Antirotační pin spojený s nitrodřeňovým hřebem [1]
Smith & nephew	Trigen intertan nail	Ti	120; 125; 130; 135	4	0	15,25	10; 11,5; 13	180; 200	Antirotační podpěrný šroub [49]
Synthes	PFN	Ti	125; 130; 135	6	0	17	10; 11; 12	240	Antirotační šroub [52]
	PFNA	Ti	125; 130; 135	6	0	17	10; 11; 12;	170; 200; 240	Fixace pomocí spirálního šroubu [53]
Medin	PFN	SS; Ti	125 ¹ ; 130; 135	6	0	15	11; 13;	200 ² ; 220 ³ ;	Fixace pomocí dvou šroubů, plné, kanalizované [38]

¹ pouze na objednávku² délka kanylovaného hřebu³ délka plného hřebu



Obr. 7.5: Způsoby distálního jištění nitrodřeňového hřebu [51]

V této diplomové práci budou porovnávány výrobky firmy Medin, a.s., která je jedním z předních výrobců lékařských nástrojů, implantátů a zevních fixátorů v České republice, a divizí Aesculap Targon, která spadá pod koncern B-Braun. Jednotlivé koncepce se od sebe odlišují jak po tvarové stránce, tak v použití fixačních částí. V následujících odstavcích bude proveden stručný popis jednotlivých výrobků.

7.3.1 Proximal Femoral Nail

Krátký rekonstrukční hřeb firmy Medin, a. s, je označován PFN (*Proximal Femoral Nail*). Celý hřeb je oválného tvaru a jeho proximální část má průměr 15 mm. Na tomto průměru jsou dva otvory pro skluzné šrouby o průměru 8 mm. Koncepce PFN používá dvou skluzných šroubů, které po aplikaci zaručují vyšší stabilitu zlomeniny po zafixování, ale je náročnější z hlediska zavádění skluzných šroubů. Šrouby procházejí tělem hřebu volně a tím je umožněn pohyb, který způsobuje kompresi v místě zlomeniny. V případě potřeby lze tento pohyb omezit pomocí stavěcího šroubu. Dále v této části je otvor se závitem a drážky pro připevnění cílícího zařízení, které napomáhá zavádění implantátu a jednotlivých šroubů. Pro ochranu okolních měkkých tkání, vedení frézy, vrtáků a šroubů jsou do cíliče jsou vkládány pouzdra. Za distálním otvorem pro skluzný šroub se průměr hřebu mění z průměru 15 mm na průměr 11 nebo 13 mm. Na distálním konci hřebu jsou dva otvory, které umožňují statické, dynamické a staticko-dynamické jištění. Dále jsou zde profrézované mělké drážky, které by měly snižovat nitrokostní tlak při zavádění. Také je možné použít kanylovaný hřeb, který je dutý a může se zavádět po K-drátu.



Obr. 7.6: Fixátor PFN (hřeb, skluzné šrouby, jistící šrouby, zaváděcí pouzdra, cílič) [38]

7.3.2 Proximal Femoral Tele-Screw

Firma Targon Aesculap nazývá krátký rekonstrukční hřeb zkratkou PFT (*Proximal Femoral Tele-Screw*). Tento hřeb se od předchozího hřebu odlišuje tím, že místo proximálního skluzného šroubu rotační stabilitu fixované zlomeniny zajišťuje antirotační pin. Antirotační pin je s intramedulárním hřebem spojen závitem M8 s jemným stoupáním. Utažením pinu dojde k vytvoření pevného spojení mezi hřebem a jistícím pinem. Na tomto závitu jsou vybroušeny dvě plošky, které jsou samořezné a prořezávají si potřebný otvor v kostní tkáni při zavádění. Pin je aplikován do předem předvrtaného otvoru o průměru 4 mm. Na špici jsou vyfrézovány samořezné drážky s ostrými hranami, které proříznou a kalibrují předem připravený otvor.

Pouzdro skluzného šroubu je zašroubováno do hřebu, což umožňuje relativní pohyb šroubu v axiálním směru mezi šroubem a pouzdem, aniž by docházelo ke kontaktu s okolní tkání. Tvar závitu je zaoblený a výrobce deklaruje, že touto úpravou dochází ke snížení napětí o 1/3 v oblasti závitu. Srovnání je prováděno s předchozím typem šroubu téhož výrobce.



Obr. 7.7: Hřbování Aesculap Targon PFT [1]

8 Systém podstatných veličin

Pro řešení problému, musíme v první řadě vymezit veličiny, které jsou z hlediska řešení podstatné. Tyto veličiny vstupují do řešení problému na daném objektu a podstatně ovlivňují jeho výsledky [25].

Soustavu, na které bude řešen daný problém, můžeme rozdělit na menší podsestavy. Na femur a implantát složený z hřebu, skluzných šroubů a zajišťovacích kostních šroubů.

8.1 Topologie a geometrie

Rozmístění a geometrie výpočtového modelu má 3D rozložení. Jedná se o tvar a velikost femuru a aplikovaný implantát. Stehenní kost byla vymodelována pomocí dvou objemových modelů, každému z nich byl přidán odlišný materiál – spongiosní a kortikální kostní tkáň. Samotný model femuru byl vytvořen ze série CT snímků a modely implantátů byly odměřeny z reálných výrobků.

8.2 Vazby k okolí

Vzájemné působení mezi objektem a okolím byla namodelována pomocí zamezení posuvů v distální části – v místě kondylů kolenního kloubu, a silovým působením na velkém trochanteru a hlavici femuru.

8.3 Aktivace objektu

Objekty jsou aktivovány silovým působením svalů, které se upínají k femuru v oblasti velkého trochanteru. Na femorální hlavici působí tlakové zatížení, které je vyvozováno kloubním spojením. Toto zatížení je modelováno jako osamělá síla.

8.4 Ovlivnění objektu

Objekt může být ovlivňován strukturou kostní tkáně a její kvalitou, ale také různými způsoby zatěžování (stoj na jedné dolní končetině, snožný stoj a různý pohyb).

8.5 Vlastnosti prvků struktury objektu

Do této skupiny spadají použité modely materiálů jednotlivých součástí. Pro všechny prvky soustavy byl použit homogenní izotropní model materiálu. Pro jeho popis stačí zadat modul pružnosti a Poissonův poměr. Další významnou hodnotou, pro určování mezního stavu pružnosti, je mez kluzu.

8.6 Projevy objektu

Projevy soustavy, i jednotlivých součástí, jsou dány polem deformačních posuvů, které jsou popsány tenzorem deformace, a polem napětí, která jsou popsány tenzorem napětí.

8.7 Důsledky projevů

Důsledkem projevu objektu může nastat mezní stav objektu.

9 Software pro tvorbu geometrie

K vytvoření geometrie modelu, potažmo na vytvoření výpočtového modelu, bylo použito několik softwarů, jejich přehled je uveden v následujících odstavcích.

Pro zobrazení CT (*Computer Tomography*) snímků ve formátu .dcm – DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) byl použit program SPIN (*Signal Processing In NMR*). Tento program umožňuje zobrazení snímků z různých pohledů a také umožňuje jejich různé úpravy.

K získání geometrie femuru byl použit program STLModelCreator, který byl vyvinut na ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky VUT v Brně.

Pro úpravu získané geometrie pomocí STLModelCreator bylo využito nástrojů, které jsou implementovány v uvedených CAD programech. Taktéž tyto softwary slouží pro tvorbu modelů geometrie. Byly použity následující programy: Autodesk Inventor 2011, SolidWorks 2012 a Catia V5R19 od společnosti Dassault Systems. Tyto programy umožňují export jednotlivých součástí do různých formátů, čehož bylo využito převážně pro tvorbu výpočtových modelů.

V neposlední řadě bylo využito konečno prvkového softwaru od společnosti ANSYS, konkrétně Ansys Workbench 15.0, kde byly vypočteny hodnoty napětí a přetvoření.

10 Tvorba výpočtového modelu

Výpočtový model se skládá z modelu geometrie, materiálu, zatížení a vazeb. Při vytváření výpočtového modelu je třeba vyřešit řadu dílčích problémů, například problém získání tvaru implantátu a femuru. Nezbytnou součástí je vhodně vytvořený model materiálu, uložení a zatížení.

10.1 Model dekompozice

Soustavu, na níž je problém řešen, je možné rozdělit na podsestavy – femur a implantát.

Femur můžeme dále rozdělit na 3 základní část - spongiosní kostní tkáň, kortikální kostní tkáň a intramedulární dutinu. Každou tuto část modelujeme odděleně a jejich složením dostaneme potřebný model.

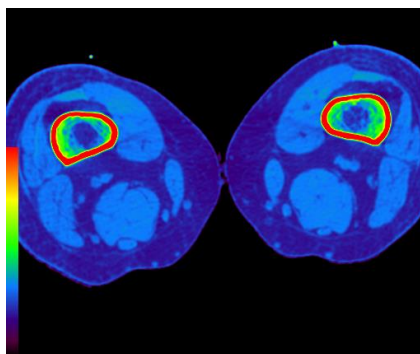
Implantát rozdělíme na intramedulární hřeb, jeden nebo dva skluzné šrouby, pin, který stabilizuje zlomeninu proti rotaci, a zajišťovací šroub.

10.2 Model geometrie

Soustava byla dekomponována na jednotlivé prvky, pro které je třeba vytvořit samostatný model geometrie.

10.2.1 Femur

Při tvorbě modelu bylo využito CT (*Computer thomgraphy* – počítačová tomografie) snímků ženského těla, které byly poskytnuty vedoucím této diplomové práce. Snímky byly získány z webových stránek americké univesity Univesity of Ioma [50]. Rozlišení snímků z počítačové tomografie nám poskytly dostatečnou přesnost pro vytvoření tvaru geometrie kosti.



Obr. 10.1: Selektivní výběr oblastí z CT snímků

Počítačová tomografie

Základem počítačové tomografie je rentgenovo záření, které objevil Wilhelm Conrad Röntgen. Na tento objev navázal anglický inženýr sir Godfrey Newbold Hounsfield společně s Allanem McLeod Cormackem, kteří se významným způsobem podíleli na vývoji a realizaci počítačové tomografie, za což obdrželi Nobelovu cenu.

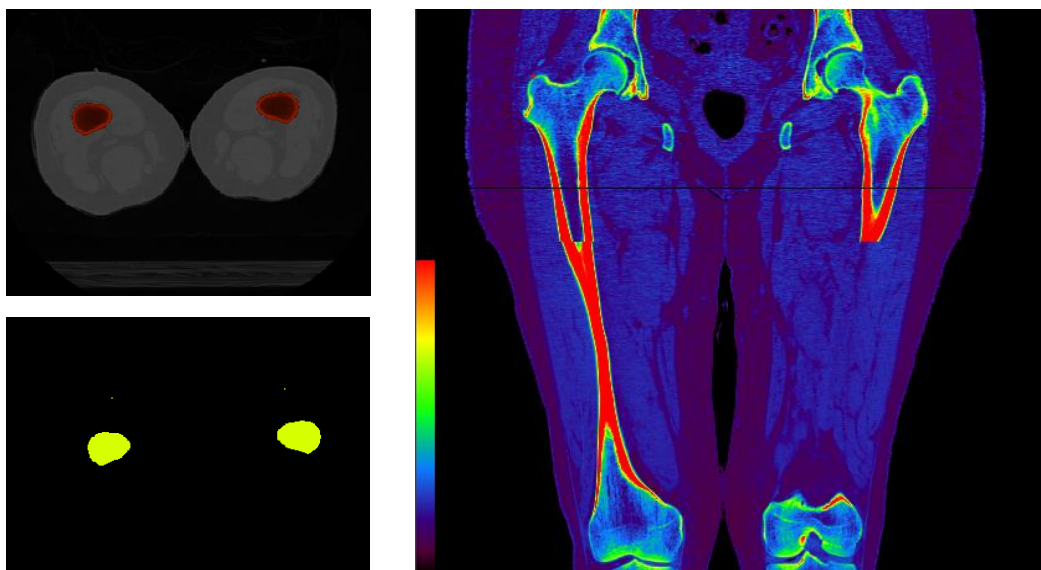
Objekt je v příčných řezech, pod různými úhly, prozařován rentgenovými paprsky. Intenzita rentgenových paprsků, po projití objektem, je snímána pomocí detektorů a následně zaznamenávána. Útlum intenzity rentgenových paprsků je závislý na hustotě prozařovaného materiálu, kterou mají různé tkáně lidského těla odlišnou, což umožňuje na základě informací z detekovaných dat provést rekonstrukci tkání v příčném průřezu. Ze série vzájemně posunutých příčných průřezů je možné provést rekonstrukci částí lidského těla. Velké množství detekovaných dat vyžaduje výpočtové zpracování [36].

DICOM a Metedata

Matematicky zrekonstruovaná data jsou ukládána do formátu DICOM (*Digital Imagin and Communucation in Medicine*). Tento formát je společný pro všechny výrobce této zobrazovací techniky, což umožňuje komunikaci mezi jednotlivými pracovišti a různými stanicemi od různých výrobců.

Metedata, která jsou součástí každého souboru DICOM, obsahují důležité informace o snímku samotném (velikost a intenzitu voxelu, polohu jednotlivých řezů, hloubku barev, atd.) a také informace o pacientovi (osobní data, čas pořízení snímků, atd.). Informace z metedat jsou důležité pro tvorbu geometrie modelu. [36]

Samotná tvorba modelu geometrie femuru spočívala v segmentaci tvaru v příslušném CT snímku. Segmentace byla provedena v programu STLModelCreator, který byl vyvinut na Ústavu mechaniky těles a biomechaniky na VUT v Brně. Můžeme si zvolit z automatické segmentace či z ručního výběru tvaru. Taktéž je možné upravovat barvy a sytost voxelů, což napomáhá automatické segmentaci při určování oblasti. Následným spojením jednotlivých segmentů dostaneme 3D geometrii femuru, která byla uložena ve formátu *.stl (*STereoLithography*), vytvoření povrchu tělesa složeného z trojúhelníkové sítě. Obdobným způsobem byla vytvořena geometrie dřeňové dutiny.



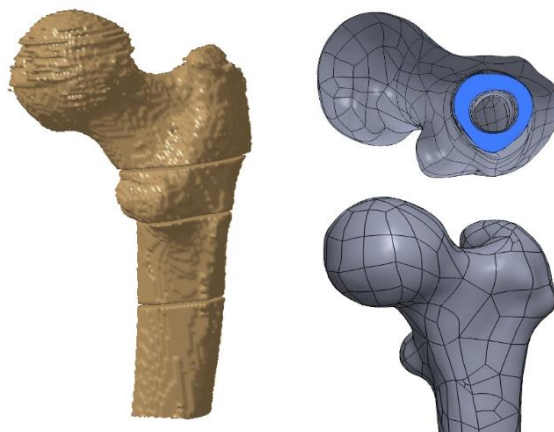
Obr. 10.2: *Postup segmentace kostní tkáně při různých pohledech. Snímek vlevo nahoře - selekce kostní tkáně, vlevo dole vybraná kostní tkáň, vpravo frontální pohled*

Získané geometrie pomocí segmentace z CT snímků nemá dostatečnou kvalitu povrchové sítě. Taktéž byla objevena chyba ve snímcích – snímky byly posunuty a některé chyběly úplně, tudíž na sebe plně nenavazovaly. Z tohoto důvodu v získaném modelu byla těla proximálního a distálního femuru posunuta. V konstrukčním programu Catia od Dassault Systems bylo využito funkcí k odstranění sítě, posunu součástí, zalepení děr a vyhlazování sítě. Takto upravená geometrie byla opět uložena ve formátu *.stl.

Opravený model naimportován do modelářského programu SolidWorks od stejné společnosti, jako byl software Catia, tedy Dassault Systems. Pomocí průvodce úpravou sítě byla geometrie upravena a pomocí funkce průvodce tvorbou geometrie byl vytvořen objemový model. Stejným způsobem vytvořen objemový model interamedulární dutiny. Sestavením femuru a dutiny a následnému odečtení těchto dvou objemů vznikla geometrie femuru.

Do takto vytvořeného objemového modelu byl vložen, při tvorbě modelu, fixátor PFN a u druhého modelu fixátor PFT. Pomocí Booleovských operací byly vytvořeny objemy prvků řešené soustavy a závity ve femuru.

Na povrchu proximální části femuru byla vytvořena odsazená plocha, které bude při výpočtovém modelování přiřazena tloušťka 1,5 mm a bude představovat kortikální kostní tkáň. Distální část femuru touto vrstvou nebyla potažena, protože z hlediska řešeného problému fixace proximální části je nevýznamná. Navíc diafýza femuru je tvořena pouze kortikální kostní tkání.

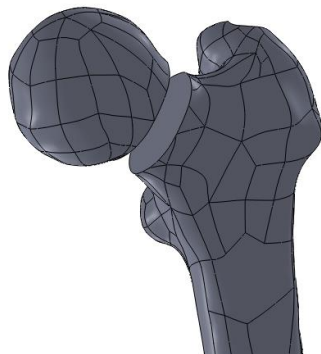


Obr. 10.3: Tvorba modelu femuru (vpravo - model vytvoření selekcí z CT snímků; vlevo - model po úpravě a odečtení kostní dutiny)

10.2.1.1 Zlomenina B1

Pro jednoduchost a názornost byla fraktura modelována jako rovinná nespojitost v oblasti proximálního femuru, konkrétně v oblasti krčku. Při vytváření zlomeniny bylo přihlédnuto k rozdělení AO klasifikace podle Müllera.

Jedná se o stabilní zlomeninu, která byla do modelu zavedena jako rovinná plocha rozdělující krček na dva fragmenty. S hlavními anatomickými rovinami svírá následující úhly: s mediální rovinou 35° , s frontální 90° a s transverzální 45° .



Obr. 10.4: Model zlomeniny krčku stehenní kosti

10.2.2 Nitrodřeňový hřeb

V této diplomové práci jsou porovnávány dva typy fixátorů zlomenin proximálního femuru, od různých výrobců. Každý z výrobců používá jinou konstrukci a způsob jištění. Proto nelze jednotlivé součásti sestavení společně zaměňovat.

Modely nitrodřeňových hřebů, na základě dostupných dat, byly vytvořeny v konstrukčním programu Inventor od společnosti Autodesk.

U intramedulárního hřebu divize Aesculap Targon spadající pod koncern B-Braun, bylo ještě využito Booleovských operací, v programu SolidWorks, pro vytvoření vnitřních závitů. Tyto závitů slouží k pevnému spojení hřebu s pinem a hřebu s pouzdem skluzného šroubu. Tyto operace má



Obr. 10.5: Vytvořený model geometrie nitrodřeňových hřebů (vlevo - PFN; vpravo - PFT)

10.2.3 Skluzné šrouby

Model geometrie skluzných šroubů byl vytvořen v softwaru Autodesk Inventor. Všechny potřebné rozměry, včetně profilu závitů, byly zjištěny všemi dostupnými inženýrskými metodami z reálných součástí.



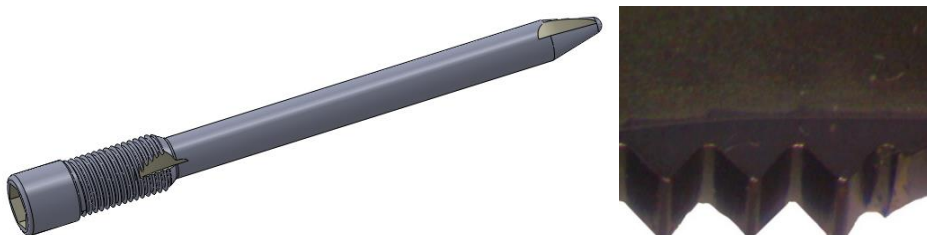
Obr. 10.6: Vytvořený model skluzných šroubů Antiotační pin

10.2.4 Antiotační pin

Antiotační pin se používá u fixátoru od firmy Aesculap k rotační stabilizaci fragmentů zlomeniny. Pin prochází hřebem do hlavice femuru.

Tvar jisticího pinu byl modelován podle reální součásti a informačního materiálu tohoto výrobce. Pro upřesnění rozměrů a tvarů při modelování součásti byly využity všechny dostupné prostředky. Tvar a velikost závitů, který slouží k pevnému spojení s nitrodřeňovým hřebem, nebylo možné odměřit. Proto byla pořízena detailní fotografie. Následným obkreslením byl zjištěn tvar závitů, který odpovídal metrickému závitů M8 s jemným stoupáním.

Model geometrie pinu byl vytvořen v konstrukčním programu Autodesk Inventor.

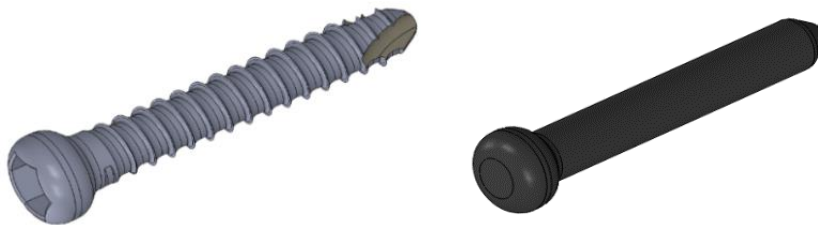


Obr. 10.7: Model geometrie antirotačního pinu (vpravo - detail závitu)

10.2.5 Zajišťovací šroub

Nezbytnou součástí fixace nejen zlomenin proximálního femuru, ale i ostatních zlomenin, jsou zajišťovací šrouby. Tyto šrouby mají význam pro spojení kosti a hřebu, zamezení pohybu zafixované zlomeniny v axiálním směru a uchycení fragmentů kosti.

Zajišťovací šrouby byly vytvořeny stejným způsobem, jako skluzné šrouby, v programu Autodesk Inventor. S ohledem na analýzu výsledků v oblasti proximálního femuru, byl model zjednodušen. Zajišťovací šrouby jednotlivých fixátorů mají obdobný tvar, ale odlišný průměr v oblasti velkého průměru závitu.



Obr. 10.8: Model zajišťovacího šroubu (vlevo skutečný zajišťovací šroub, vpravo zjednodušený zajišťovací šroub)

10.2.6 Sestavení fixátorů

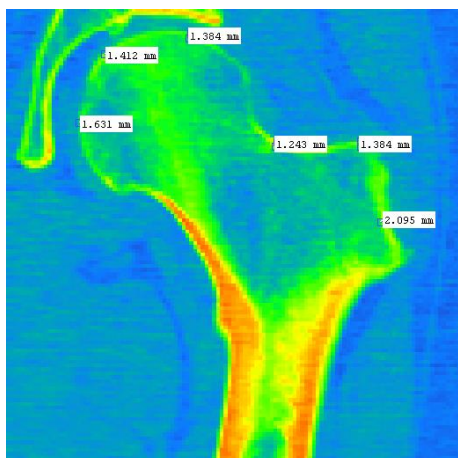
Dalším krokem vytváření výpočtového modelu je sestavení fixátoru, tedy nitrodřeňového hřebu a skluzných šroubů. Sestavení bylo provedeno v programu Inventor. Bylo využito dokumentu, který je přímo určený pro tvorbu strojních sestav. Po vytvoření sestavy byl model uložen ve formátu Parasolid (*.x_b) pro další zpracování v softwaru SolidWorks. Vzhledem k tomu, že obě výrobní firmy mají odlišný způsob konstrukce hřebů, musela být sestava vytvořena pro každé řešení samostatně.



Obr. 10.9: Sestava fixátorů (vlevo - PFN od Medin, a.s., vpravo - PFT)

10.3 Geometrie výpočtového modelu

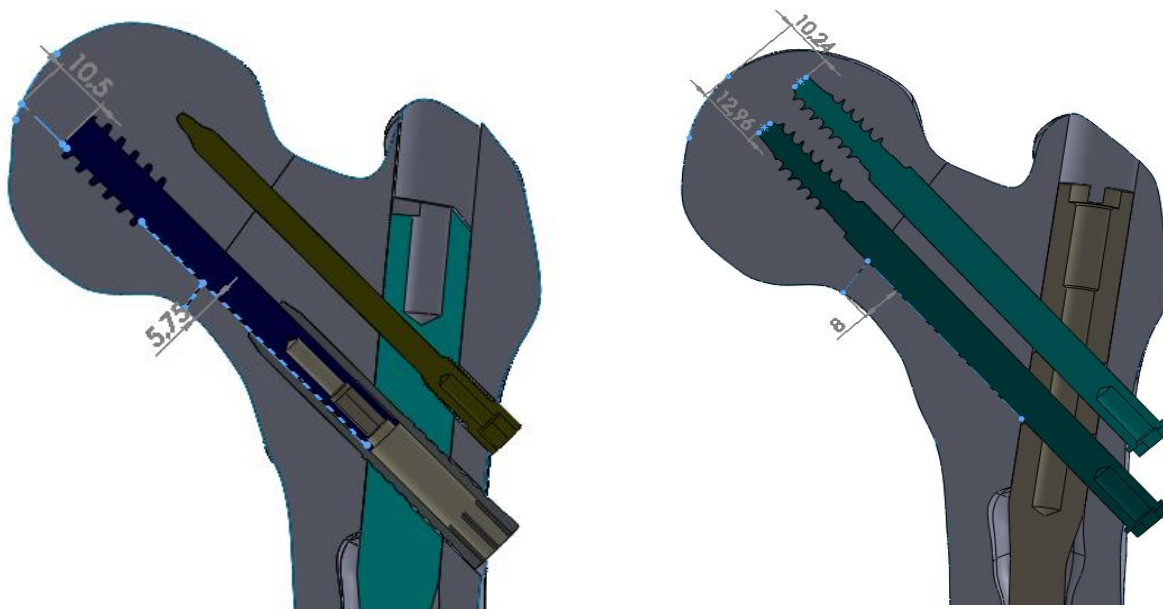
Geometrie výpočtového modelu vznikla kombinací sestavy fixátoru a vytvořené geometrie stehenní kosti. Otvory pro nitrodřeňový hřeb, skluzné a jistící šrouby ve spongiosní kostní tkáni byly vytvořeny pomocí Booleovských operací v softwaru SolidWorks. Takto vytvořená sestava byla opět uložena do formátu Parasolid (*.x_b) a naimportována do výpočtového programu Ansys Workbench v15.0, kde příslušným dílům sestavy byly přidány mechanické vlastnosti. Plochám, které představují kortikální kostní tkáň, byla přidána tloušťka 1,5 mm, kterou jsme zjistili odměřením z CT snímků v programu STL Model Creator (Obr. 10.10). Tato hodnota byla stanovena aritmetickým průměrem ze všech naměřených hodnot a uvažována tak, že je po celé ploše proximální části femuru konstantní. Toto zjednodušení můžeme provést, jelikož z hlediska řešení a výsledků diplomové práce je tato kortikální část celkem nepodstatná.



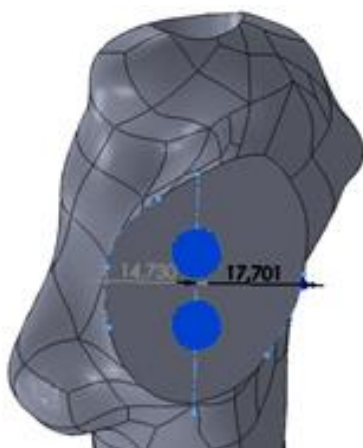
Obr. 10.10: Tloušťka kortikální kosti na proximálním femuru

10.4 Model topologie

Tato podkapitola bude zaměřena na vytvoření topologie výpočtového modelu zahrnující všechny prvky soustavy. Nejzávažnějším problémem je správné zavedení fixátoru do kostní dutiny. Různé zdroje se ve správném postupu zavedení nitrodřeňového hřebu od sebe odlišují. Správné zavedení fixátoru zabrání možnému proříznutí skluzného šroubu do jamky kyčelního kloubu. Také záleží na vzdálenosti od Adamsova oblouku, který tvoří významnou nosnou část. Z tohoto důvodu bude v této práci postupováno dle operačního návodu firmy Medin, a. s. [38], kde jsou zmíněny obě potřebné vzdálenosti. Správné zavedení distálního skluzného šroubu je takové, že prochází ve vzdálenosti 2 – 5 mm nad Adamsovým obloukem a jeho plochá část sahá 3 – 5 mm od povrchu kosti.



Obr. 10.11: Zavedené implantáty (vlevo - Targon PFT; vpravo - PFN)



Obr. 10.12: Pozice skluzných šroubů

10.5 Model zatížení

Silový přenos na dolní končetině zajišťuje celá řada svalů. Při tvorbě výpočtového modelu musíme tuto soustavu zjednodušit tím, že budeme uvažovat pouze některé hlavní svaly, které se podílejí na pohybu dolní končetiny. Těmito svaly jsou kyčelní adduktory. Skládají se ze tří hlavních svalů *gluteus maximus*, *medius* a *minimus*. Uvedené svaly jsou funkční při stoji na jedné dolní končetině. Toto postavení nám zajistí statickou rovnováhu problému.

Pro určení zatěžujících sil femuru musíme nejprve uvolnit dolní končetinu. Toto uvolnění spočívá v tom, že uvažujeme pacienta při stoji na jedné noze. V této poloze jsou aktivovány gluteální svaly. Nositelky tíhové síly, způsobené vlastní hmotností pacienta, a reakční síly od podložky jsou v jedné přímkě. Můžeme tedy říci, že velikosti tíhové síly a síly od podložky jsou stejně velké, ale opačně orientované. Na dolní končetinu působí síla od podložky, síla v kloubu, sílu ve svalu a vlastní tíhu dolní končetiny, které jsou ve statické rovnováze (Obr. 10.13).

Ze získaných CT snímků nebylo možné zjistit věk, ani hmotnost pacientky. Jelikož byly snímky získány z webových stránek americké univerzity [58], byla zjištěna průměrná hodnota váhy žen v Americe v letech 1960-2002. Zlomeniny proximálního femuru postihují především pacienty ve vyšším věku života. V tomto období života jsou zlomeniny obecně spojeny s kvalitou kostní tkáně. Z článku [42] organizace NHANES (*National Health and Nutrition Examination Survey*) zjistila průměrnou hmotnost amerických žen ve věku 60-74 let. Uvedená hodnota hmotnosti žen $m = 74,9 \text{ kg}$ bude použita v dalších výpočtech.



Obr. 10.13: Uvolněná dolní končetina [80]

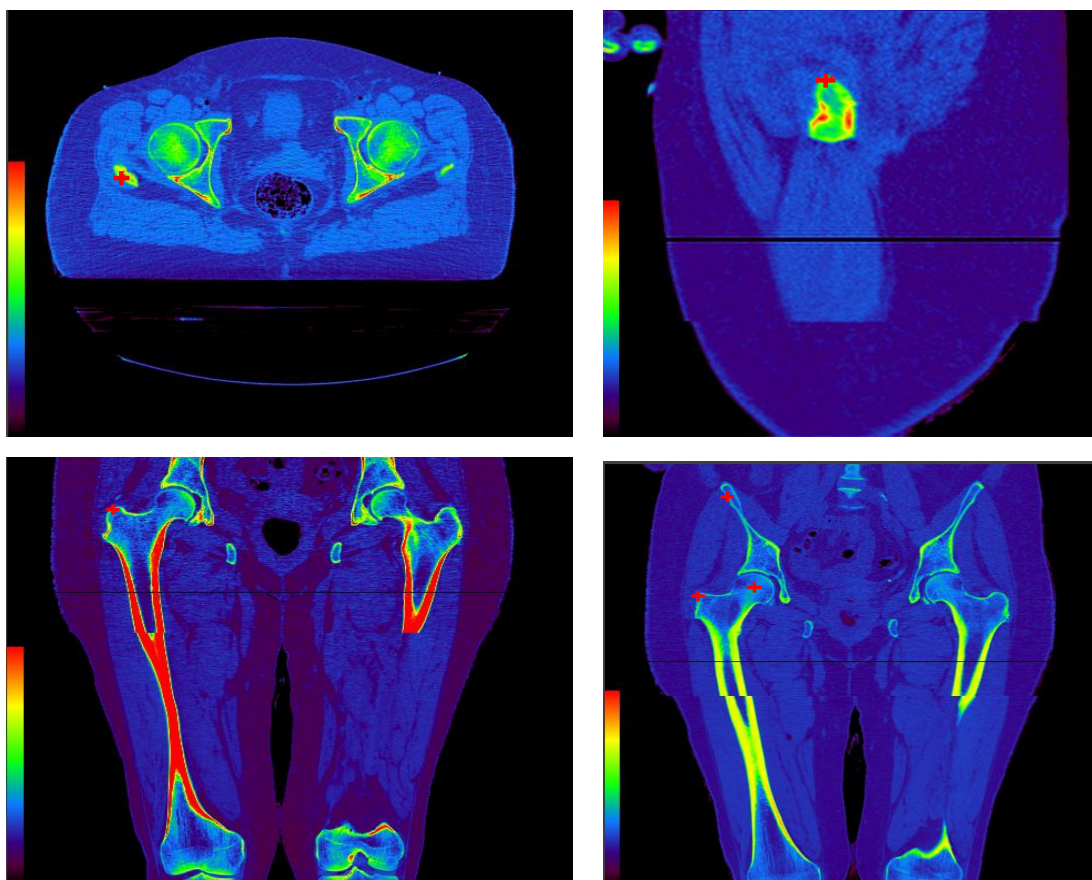
Velikost tíhové síly:

$$F_g = m \cdot g = 74,9 \cdot 9,81 = 734,769 \text{ N}$$

Do rovnic statické rovnováhy bude zahrnuta síla, kterou způsobuje hmotnost dolní končetiny. Tato hmotnost se udává jako 18,6% hmotnosti celého těla pacienta. Z tohoto vyplývá, že síla způsobená vlastní tíhou dolní končetiny je

$$F_d = F_g \cdot 18,6\% = F_g \cdot 0,186 = 734,769 \cdot 0,186 = 136,667 \text{ N}$$

Pro další výpočty a určení silového působení na uvolněné stehenní kosti je třeba ještě určit místa úponu svalu *gluteus medius* na velkém trochanteru a na pánevní kosti. Dále zjistíme působíště síly v kyčelním kloubu, které je přibližně v těžišti kulové hlavice. Přibližné souřadnice úponů těchto svalů získáme odměřením z CT snímků v místech vyznačených na Obr. 10.14.



Obr. 10.14: Vyznačená místa úponu svalu *gluteus medius*

Řešení sil grafickou metodou spočívá ve vynesení tíhové síly, kterou způsobuje hmotnost pacienta $\mathbf{F_g}$, a reakční síly od podložky $\mathbf{F_a}$. Jak již bylo zmíněno výše, tyto síly jsou stejně velké, opačně orientované a leží na ose procházející středem lidského těla (body $\mathbf{A}$ a $\mathbf{E}$). Tyto dvě síly známe celé, tedy působíště, směr i velikost.

Síla, která je vyvozena od hmotnosti dolní končetiny, $\mathbf{F_d}$ působí v těžišti dolní končetiny (bod $\mathbf{T}$). Tato síla je rovnoběžná se silou $\mathbf{F_a}$, proto složením těchto dvou sil získáme sílu ekvivalentní, která nám zmíněné síly nahradí.

Dále známe působíště síly $\mathbf{F_s}$ (bod $\mathbf{B}$), kterou způsobuje sval *gluteus medius*. V tomto místě je sval uchycen k velkému trochanteru. K určení směru nositelky síly od svalu je potřeba ještě zjistit druhý bod, kterým tato nositelka prochází. Tento bod (bod $\mathbf{D}$) nalezneme na pánevní kosti v místě upnutí kyčelního adduktoru. Spojením těchto dvou bodů získáváme směr nositelky síly vyvozené svalem. V místě, kde se protnou nositelky sil $\mathbf{F_a}$ a $\mathbf{F_s}$ získáme bod $\mathbf{E}$. Dále je znám bod působíště reakční síly v kyčelním kloubu (bod $\mathbf{C}$). Spojením průsečíku nositelek $\mathbf{F_a}$ a $\mathbf{F_s}$ a bodu $\mathbf{D}$ dostaneme směr nositelky síly působící v kloubu $\mathbf{F_k}$.

Velikost jednotlivých sil získáme ze silového trojúhelníku uzavření ve směru šipek. Změřené délky úseček, vynásobené daným měřítkem, odpovídají velikostem jednotlivých sil.

Tyto hodnoty sil ještě ověříme početně ze silových a momentových podmínek statické rovnováhy. Rovnice statické rovnováhy jsou tedy:

$$F_x: \quad F_{S_x} - F_{k_x} = 0$$

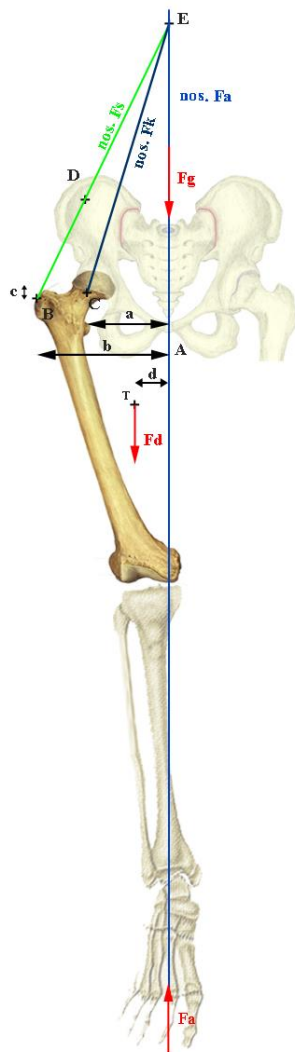
$$F_z: \quad F_{S_y} - F_{k_y} + F_a - F_d = 0$$

$$M_{cy}: \quad F_a \cdot a - F_{S_x} \cdot c - F_{S_y} \cdot (b - a) - F_d \cdot d = 0$$

Dosazením příslušných hodnot do uvedených rovnic získáme hodnoty zatěžujících sil femuru, které zadáme do výpočtového programu Ansys Workbench v15.0. Síly jsou rozepsány do složek:

$$F_s = (586,0,1612) \text{ N}$$

$$F_k = (676,0,2210) \text{ N}$$



Obr. 10.15: Grafické určení sil působících na dolní končetinu [78, 80, 74]

10.6 Modely materiálů

Důležitými parametry výpočtového modelování jsou materiály jednotlivých objektů, na kterých jsou prováděny pevnostní výpočty. Na vhodné rozlišovací úrovni zadáme model materiálu, který musí zcela úplně nebo s dostatečnou přesností popisovat chování reálného materiálu. Počet materiálových konstant a mechanických vlastností, které zadáváme pro popis chování námi zvoleného modelu, se liší v závislosti na volbě tohoto výpočtového modelu.

Izotropní homogenní materiál (také Hookovský materiál) se vyznačuje tím, že má ve všech na sebe kolmých směrech stejné mechanické vlastnosti, proto nám pro úplný popis chování stačí pouze dva materiálové parametry. Těmito parametry jsou Youngův modul

pružnosti E [MPa] a Poissonův poměr μ [-]. Tento model je nejnižším materiálovým modelem [36].

10.7 Kostní tkáň

Modelování kostních tkání, či kterékoli tkáně v lidském těle, je ve velmi složité. Ani jedna z kostních tkání nevykazuje lineární homogenní izotropní chování, ale vykazuje směrovou závislost materiálových parametrů. Proto by se nabízela možnost použití vyššího materiálového modelu. Vzhledem k povaze řešené diplomové práce a k možnostem získání potřebných materiálových parametrů byly zvoleny materiálové modely kostních tkání jako lineární homogenní izotropní. Bylo přihlédnuto i k faktu, že se tento model často používá [3, 9, 63].

10.7.1 Kortikální kostní tkáň

Model materiálu kortikální kostní tkáně byl zvolen jako lineární izotropní, z již výše uvedených důvodů. Proto musely být zjištěny mechanické hodnoty kortikální kostní tkáně. Tyto hodnoty byly převzaty z různých odporných článků a publikací. Výčet některých z nich je uveden v tabulce 8.1.

Tabulka 10.1: Mechanické vlastnosti kortikální kostní tkáně

Kortikální kostní tkáň			
	Modul pružnosti	Poissonovo číslo	Zdroj
	[MPa]	[-]	
1	19 000	0,3	[4]
2	15 000	0,25	[3]
3	$17\,730 \pm 220$	0,2 - 0,4	[57]
4	14 200	0,3	[8]
5	17 000	0,3	[63]

10.7.2 Spongiosní kostní tkáň

Stejným způsobem byl také určen model materiálu spongiosní kostní tkáně. Ve skutečnosti je tato kostní tkáň strukturně velmi složitá a tento zvolený model materiálu tuto složitost nezohledňuje. Její snížená hustota kostní tkáně je zohledněna ve sníženém Youngova modulu pružnosti. Opět z odborných publikací a článků byly zjištěny hodnoty modulu pružnosti a

Poissonova poměru a jsou uvedeny v tabulce 8.2. Tyto hodnoty byly vloženy do softwaru Ansys Workbench v15.0 při vytváření vlastního modelu materiálu.

Tabulka 10.2: Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně

Spongiózní kostní tkáň			
	Modul pružnosti	Poissonovo číslo	Zdroj
	[MPa]	[-]	
1	774±360	-	[66]
2	100 - 500	0,3	[16]
3	382 ± 182	0,16 ± 0,05	[27]
4	345	0,31	[61]
5	1500	0,29	[65]

10.7.3 Materiál implantátu

Materiálů na výrobu kostních implantátů není mnoho, protože jsou na ně kladeny velké nároky. Nezbytnou vlastností těchto materiálů je dostačující mechanická pevnost, biokompatibilita – biologicky pro lidské tělo přijatelné, což znamená nezpůsobovat degradaci kostní tkáně. Biokompatibilita znamená, že je schopen plnit svoji funkci v živém organismu, aniž by na to organismus jakkoli negativně reagoval. Implantát se po čase spojí s kostí, což je nazýváno oseointegrací. Tento ideální stav nemusí být vždy pravdou a mohou nastoupit i nepříznivé reakce organismu na vložený implantát. To nastává, pokud se implantát integruje do kostní tkáně a tělo jej nepřijme. Pak může dojít k infekci, zánětům různého původu, nevhojení implantátu, či jeho uvolnění, což může vést až k degradaci kostní tkáně. Nesmějí být závadné pro celý organismus, karcinogenní, toxické, atd. [29].

V dřívějších dobách toto portfolio vyplňovaly implantáty vyrobené z korozi-vzdorné implantátové oceli splňující normu ISO 58321E-1, které výborně plnily výše uvedené podmínky pro správnou funkci implantátu. Tento materiál se vyznačoval velkou pevností, spolehlivostí a korozní odolností. Jeho hlavní nevýhodou byla vysoká hustota, potažmo velká hmotnost výrobku, a ne všechny tyto materiály splňovaly rezistenci vůči magnetickému poli – byly magnetické. Pacient tedy nemohl podstoupit vyšetření pomocí magnetické rezonance, aby nedošlo vlivem magnetického pole k zahřátí implantátu a následnému popálení pacienta během vyšetření nebo vlivem vysoké teploty k degradaci kostní tkáně. I přes tuto nevýhodu a fakt, že je tento materiál mezi implantáty na ústupu, jsou v dnešní době zastoupeny na trhu se zdravotnickými prostředky. Výrobky z implantátové oceli nalezneme také mezi sortimentem

výrobců fixátorů, například jeden z největších výrobců těchto implantátů v České republice firma Medin, a. s. nebo světová firma Synthes. Jelikož o tomto materiálu není dostatek informací, budou výpočty prováděny na používanějším materiálu, a to na titanové slitině Ti6Al4V, která splňuje obdobnou normu a to ISO 58321E-3 [38, 53].

Titan a jeho slitiny je jedním z nejrozšířenějších materiálů k výrobě implantátů, i když byl původně vyvinut pro letecké a kosmické účely, kvůli jeho dobré biokompatibilitě.

Vzhledem k nedostatečným mechanickým vlastnostem čistého titanu se používají titanové slitiny Ti6Al4V nebo Ti6Al7Nb, které mají vysokou pevnost, nízkou měrnou hustotu a výborné antikorozi vlastnosti. Přibližně 50% produkce titanových slitin představuje zmíněná slitina Ti6Al4V. Tato slitina patří do tzv. α/β slitin. Tyto materiály obsahují vyšší podíl β stabilizujících prvků. Hliník, který je obsažen ve slitině 6%, má za úkol snížit hustotu slitiny a stabilizuje fázi α . Vyšší podíl fáze β stabilizujících prvků má za následek zvýšení pevnostních podmínek. Tato slitina se vyznačuje vysokou mezí pevnosti, korozní odolností, odolností vůči creepu a únavovým lomům. Jeho hlavní nevýhodou je nižší pevnost ve stříhu a vysoký koeficient tření. V tabulce 8.3 jsou uvedeny hodnoty zjištěné z vybraných odborných publikací. Hodnoty materiálových parametrů se od sebe odlišují díky tomu, že neznáme přesné složení použitých materiálů pro implantáty. V této diplomové práci budou porovnány výrobky od firem Medin a.s. a B-Braun Aesculap, které jsou vyrobeny z již avizované titanové slitiny Ti6Al4V [5, 44].

Tabulka 10.3: Mechanické parametry titanové slitiny Ti6Al4V

Titanová slitina				
	Modul pružnosti	Poissonovo číslo	Mez kluzu	Zdroj
	[MPa]	[-]	[MPa]	
1	110 000	0,29	-	[34]
2	113 800	0,342	924	[72]
3	113 000	0,342	1 345	[35]
4	113 800	0,342	880	[71]
5	110 000	0,31	-	[55]

10.7.4 Součinitel tření

Nedílnou součástí výpočtového modelu jsou kontaktní dvojice, které slouží ke správnému namodelování reálného chování zavedeného fixátoru ve stehenní kosti. Kontaktní dvojice,

kteře budou blíže rozebrány v následující kapitole, musejí obsahovat pokud možno správné koeficienty tření.

Nejčastější úpravou implantátu je anodizace povrchu, což je chemická úprava povrchu, která spočívá v oxidační anodizaci ve vhodném prostředí, kde látky reagují s pasivní vrstvou. Tato povrchová vrstva zaručuje lepší biointegraci implantátu do kostní tkáně. V literárních zdrojích nejsou uvedeny koeficienty tření pro takto upravený povrch. Proto byla uvažována titanová slitina Ti6Al4V, u které jsou koeficienty tření, dle zdrojů [9, 44, 29], přibližně 0,3. Zde je zřetelně vidět velký rozdíl mezi používanými materiály, titanovou slitinou a ocelí, kde se u oceli koeficient statického tření pohybuje okolo hodnoty 0,1.

Součástí výpočtového modelu jsou také kostní tkáně. Součinitele tření byly zjišťovány mezi kostními tkáněmi, konkrétně mezi spongiosní a kortikální kostní tkání, a mezi kostní tkání a implantátem. Podle [30] je pro spojení kost-kost a kost-implantát uveden součinitel tření 0,4.

10.8 Materiálové vlastnosti

Hodnoty materiálových vlastností a koeficientů tření, které byly použity v kontaktních dvojicích, jsou uvedeny v tabulce 8.4. Pro všechny modely materiálu byl použit lineární izotropní model materiálu.

Tabulka 10.4: Zadávané materiálové parametry

Materiál	E	μ	f_{titan}	$f_{\text{spongiosa}}$	f_{kortika}
	[MPa]	[-]	[-]	[-]	[-]
Titan	113 800	0,342	0,3	0,4	0,4
Spongisa	14 500	0,3	0,4	0,4	0,4
Kortika	114 000	0,3	0,4	0,4	0,4

10.9 Model mezních stavů

Při zatěžování jednotlivých součástí soustavy může dojít k několika mezním stavům. U kostní tkáně může docházet k meznímu stavu deformace a u implantátu k meznímu stavu pružnosti a porušení. Mezní stav pružnosti u titanového implantátu je určen mezí kluzu, která byla vzata jako aritmetický průměr mezí kluzu uvedených v tabulce 8.3, její hodnota je 1050 MPa. Mezní stav deformace kostní tkáně je dána Frostovou podmínkou, kde je mezní přetvoření

dáno hodnotou $2500 \cdot 10^{-6}$ [-]. Hodnota mezního přetvoření je pouze orientační, protože kvalita každé kostní tkáně je zcela jiná, ale při vyhodnocování výsledků je brána za hodnotu mezní. Posledním mezním stavem, který může u řešené soustavy nastat, je mezní stav únavového porušení. Zavedený fixátor je díky pohybu pacienta namáhán dynamicky (cyklicky), proto by měla být známa hodnota únavového porušení. Výpočtové řešení zadaného problému je provedeno pouze staticky [25].

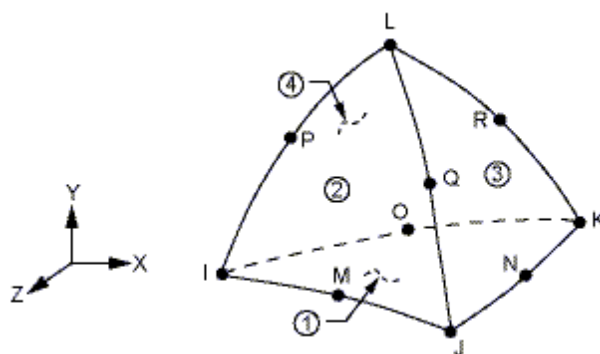
10.10 Výpočtový model

Tato kapitola se bude zabývat popisem zvolených prvků, kontaktů mezi jednotlivými částmi modelu proximálního femuru a tvorbě konečnoprvkové sítě, která je nezbytná pro výpočtové řešení diplomové práce. Dále bude popsáno nastavení řešiče.

Z důvodu posuzování dvou typů implantátů na rozložení pole napětí (deformace) při několika zátěžných stavech, budou modely rozděleny do několika dílčích úloh, ve kterých bude simulován vliv měnícího se svalku během srůstání zlomeniny. Mechanické vlastnosti svalku byly na počátku voleny jako 10% hodnoty modulu pružnosti spongiosní kostní tkáně. Dále byly zvyšovány po 10% až do srůstu kosti (hodnoty svalku a spongiosní kostní tkáně si byly rovny).

10.10.1 Typ prvků

Konečnoprvková síť byla vytvořena pomocí tetraedrických kvadratických prvků SOLID187, které jsou schopny popsat složité tvary geometrie. Prvek je tvořen čtyřstěnem s deseti uzlovými body, které se nacházejí v jeho vrcholech a ve středu jeho stran, umožňujících posuvy ve všech osách x , y , z . Dále jsou v úloze použity kontaktní prvky CONTA174 a TARGET170. Silové zatížení je realizováno pomocí prvků SURF154.



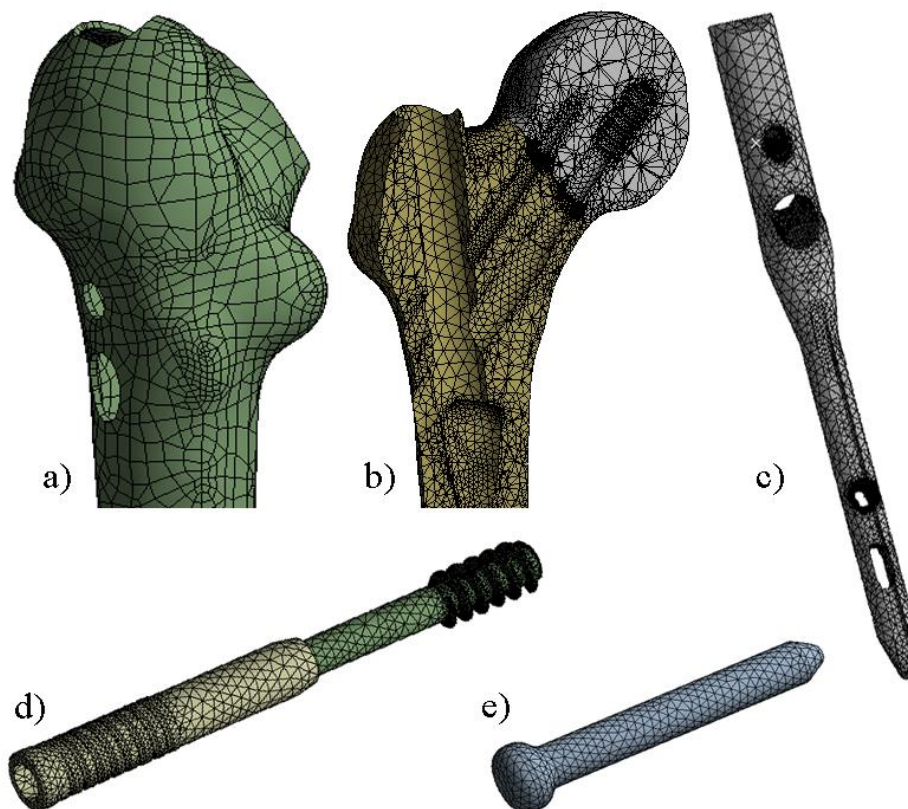
Obr. 10.16: Prvek SOLID187 [2]

10.10.2 Tvorba konečnoprvkové sítě

Řešení pomocí metody konečných prvků (MKP) vyžaduje diskretizaci vytvořeného modelu na soubor prvků konečné velikosti. Pro diskretizaci, jak bylo zmíněno v předchozím odstavci, bylo použito čtyřstěnných kvadratických prvků SOLID187.

Před vytvořením konečnoprvkové sítě bylo využito nástroje „*Virtual Cell*“, který je součástí výpočtového programu Ansys, konkrétně v modulu Mechanical. Tento nástroj umožňuje zjednodušení složitých ploch a slučuje je do větších celků. Složitě a malé plochy vyžadují proložení velmi malými prvky a tím zvyšují jejich celkový počet a prodlužují výpočetní čas.

Jednotlivým povrchovým plochám byly definovány velikosti prvků, pomocí příkazu „*Face Sizig*“, pro co nejlepší kontrolu nad konečnoprvkovou sítí a gradienty napětí. Hluboko pod těmito plochami, kde nebyly vyhodnocovány výsledky, byly prvky ponechány hrubší. Tímto způsobem byl ušetřen počet použitých prvků celkové sítě a snížení výpočtového času. Výsledná síť byla omezena maximální a minimální velikostí prvku. Maximální prvek nastaven na hodnotu velikosti 10 mm a minimálnímu prvku byla definována velikost 1 mm.



Obr. 10.17: Ukázka konečnoprvkové sítě (a - kortikála, b - spongiosa proximálního femuru, c - nitrodřeňový hřeb, d - skluzný šroub včetně pouzdra, e - zajišťovací vrut)

Počet prvků výsledné konečnoprvkové sítě (Tabulka 10.5) jednotlivých výpočtových řešení při uvažování zlomeniny B1 a srůstání zlomeniny s uvažováním svalku.

Tabulka 10.5: Počet prvků výsledné konečnoprvkové sítě jednotlivých výpočtových modelů

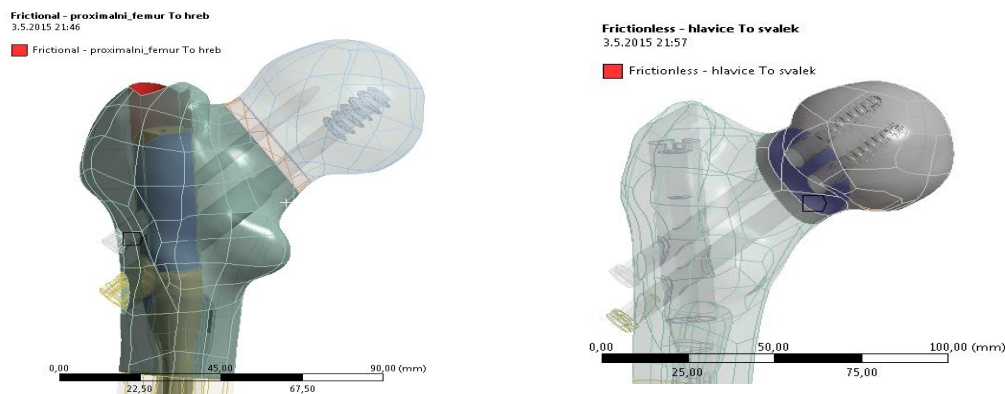
Zlomenina B1			Zlomenina B1 vč. svalku		
	PFT	PFN		PFT	PFN
Hřeb	61 953	21 669	Hřeb	27 606	21 748
Skluzný šroub/pin	19 980	47 826	Skluzný šroub/pin	18 876	38 033
Dist. Skluzný šroub	35 612	49 806	Dist. Skluzný šroub	29 454	38 668
Zajišťovací šroub	4 333	4 333	Zajišťovací šroub	4 387	4 387
Hlavice femuru	33 410	198 249	Hlavice femuru	41 873	174 516
Proximální femur	42 585	49 269	Proximální femur	41 592	48 915
Diafýza femuru	96 798	101 386	Diafýza femuru	112 921	99 984
Kortika hlavice	1 135	1 148	Svalek	3 093	4746
Kortika prox. femur	2 251	2 364	Kortika hlavice	1 172	1 806
Pouzdro	10815	-	Kortika prox. femur	2073	3 499
Celkem	308 872	476 050	Kortika svalek	139	268
			Pouzdro	23 529	-
			Celkem	306 715	436 570

10.10.3 Kontaktní prvky

Mezi jednotlivými součástmi musely být zavedeny také kontaktní prvky, které byly různého charakteru. V prvním kroku byly kontakty nastaveny jako lineární, aby byl odladěn výpočet a vyřešeny problémy s konvergencí. Ze začátku byly nastaveny kontakty typu *BONDED*. Postupem času byly změněny všechny kontakty na *FRICITIONLESS*. Když úloha konvergovala, byly změněny všechny kontakty, vyjma kontaktu mezi kostí a zajišťovacím šroubem a v místě zlomeniny, na *FRICITIONAL*, ve kterých se nastavují koeficienty statického tření, které jsou uvedeny v kapitole 10.7.4.

Modely diafýzy a trochanterické části femuru byly spojeny pomocí příkazu „From New Part“ v modulu Design Modeler v softwaru Ansys Workbench 15.0. Toto spojení odstraňuje definování kontaktní dvojice mezi těmito dvěma součástmi. Dojde tedy ke spojení ploch objemových modelů. Tento příkaz usnadňuje následnou tvorbu konečnoprvkové sítě, kdy to software Ansys Workbench považuje za jedno souvislé objemové těleso. Při simulování srůstání dolní končetiny, tedy vytváření svalku a jeho osifikace, byly všechny součásti spojeny tímto příkazem a postupně zatěžovány. Kontakt mezi spongiosní kostí a

intramedulárním hřebem, skluznými šrouby (antirotčním pinem), nebo mezi samotným hřebem a procházejícími skluznými šrouby byl nastaven kontakt typu *FRictionAL*, zde byly nastaveny příslušné koeficienty statického tření, jež uvedeny v tabulce 8.4.



Obr. 10.18: Příklad kontaktu *FRictionAL* a *FRictionLESS*

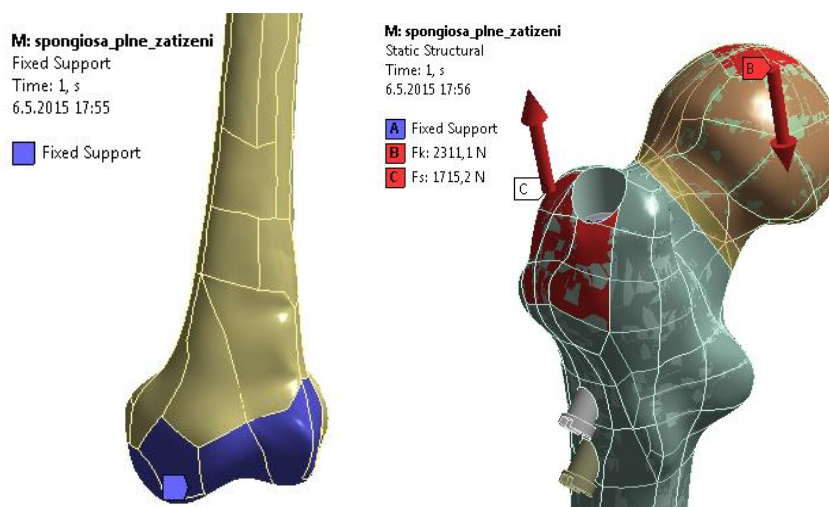
Mezi kortikální kostí v oblasti diafýzy femuru a zajišťovacím šroubem byla ponechána kontaktní dvojice typu *BONDED*. Tento typ kontaktu simuluje pevné spojení obou součástí a zamezuje tím relativnímu vzájemnému pohybu obou součástí. Samozřejmě tímto řešením dochází k určitému zjednodušení modelu a nepřesnosti výpočtu. Z hlediska diplomové práce, pro kterou je podstatné rozložení pole napětí v proximální části femuru a implantátu, je výpočetní nepřesnost způsobená zavedením tohoto typu kontaktu zanedbatelná.

Na plochy, představující průběh zlomeniny krčku stehenní kosti, byla použita kontaktní dvojice typu *FRictionLESS*. Tento kontaktní člen přenáší pouze tlakové zatížení, pohyb ve směru tečny k oběma plochám je volný, tedy nezadáujeme hodnoty statického tření. Takto nasimulovaná zlomenina je brána jako ideální a její vzájemné pohyby jsou maximální. Proto jsou získané hodnoty napětí, posuvů a přetvoření vyšší a při vyhodnocování se tedy pohybujeme na nebezpečné straně.

10.10.4 Vazby a zatížení

Ve výpočtovém programu Ansys 15.0 bylo nutné definovat zatížení a vazby. Na distálním konci femuru, v místě kolenních kondylů, bylo zamezeno všem posuvům (Obr. 10.19) pomocí příkazu „*Fixed support*“. Silové zatížení, které nahrazuje činnost svalu *gluteus medius*, je zadáváno na plochu náležící velkému trochanteru. Zatížení hlavice femuru bylo realizováno

osamělou silou na její ploše. Obě silová zatížení byla zadána příkazem „Force“. Hodnoty zadávaných silových účinků byly popsány v kapitole 10.5.



Obr. 10.19: Vazba s okolím (vlevo) a model zatížení (vpravo)

Po konzultaci s MUDr. Radkem Veselým, Ph.D., z Úrazové nemocnice v Brně, bylo zatížení sníženo na poloviční hodnoty, z důvodu odlehčování končetiny krátce po zavedení fixátoru. Hodnoty tedy byly:

$$Fs = (293,0,806) \text{ N}$$

$$Fk = (338,0,1105) \text{ N}$$

10.10.5 Nastavení řešiče

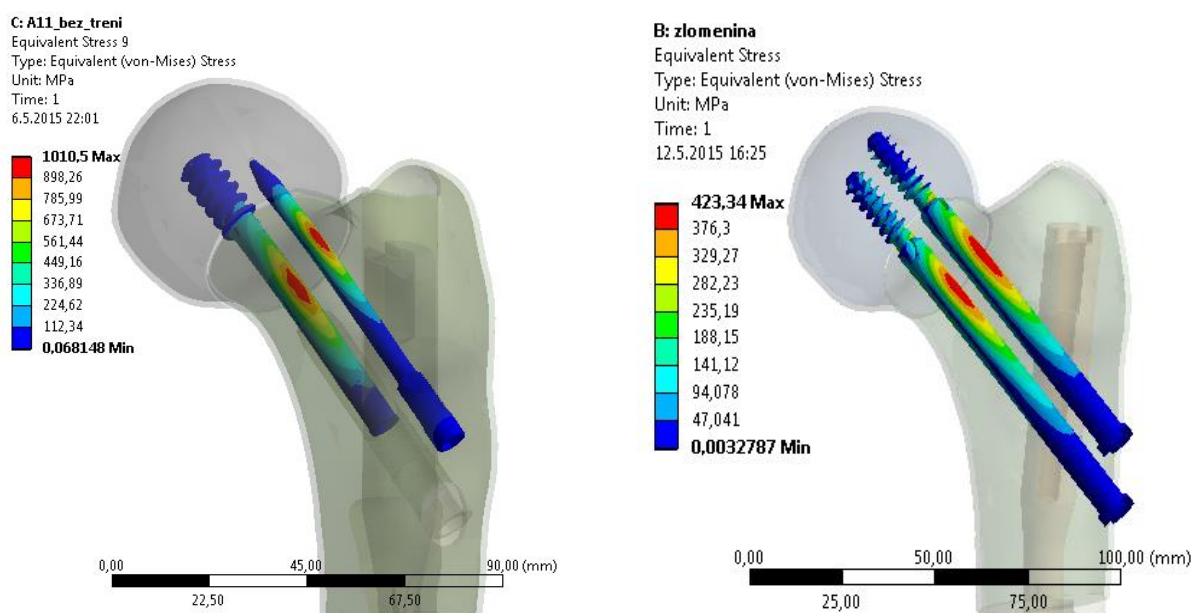
Ve výpočtovém programu ANSYS se nacházejí dva typy řešičů – přímý a iterační. Pro vyšší počet elementů a nelineární úlohu a byl zvolen iterační řešič PCG (*Preconditioned Conjugate Gradient*) a nastavena tolerance $1 \cdot 10^{-5}$. Dále byl nastaven větší počet „substepů“ pro zdárné vyřešení úlohy a bylo provedeno zapnutí nelinearit. Ostatní nastavení byla ponechána ve výchozím stavu [2].

11 Prezentace a analýza výsledků

Tato kapitola se bude zabývat vyhodnocením výsledků deformačně napěťové analýzy řešené úlohy. Bude vyhodnocován především deformovaný tvar, redukované napětí σ_{HMH} a redukované přetvoření ε_{HMH} . Redukované napětí je důležité z hlediska posouzení mezního stavu pružnosti implantátu. Redukované přetvoření je důležité z pohledu kostní tkáně, kdy se hodnoty přetvoření budou porovnávat s Frostovou podmínkou. Dále bude porovnán vliv svalu při srůstání zlomeniny a jeho osifikace, především hodnoty deformace a redukovaného napětí fixátoru a kostní tkáně.

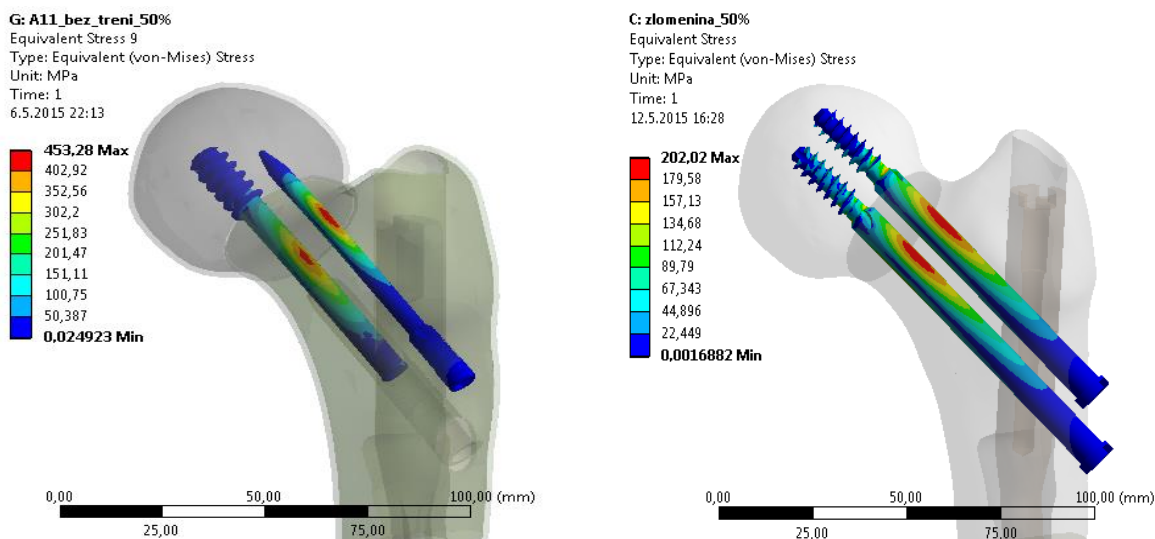
11.1 Redukované napětí

Redukované napětí σ_{HMH} (von Misses) v systému PFT, tedy ve skluzném šroubu a antirotačním pinu, při plném zatížení dosahují maximálních hodnot okolo 1000 MPa, což jsou hodnoty dosahující téměř meze kluzu, která je 1050 MPa. U provedení PFN jsou hodnoty redukovaného napětí poloviční. V dřících skluzných šroubů dosahuje maximální napětí hodnoty 445 MPa. Toto jsou hodnoty redukovaného napětí v okamžiku, kdy by pacient na dolní končetinu došlápnul plnou váhou krátce po zavedení – ještě neprobíhá hojení.



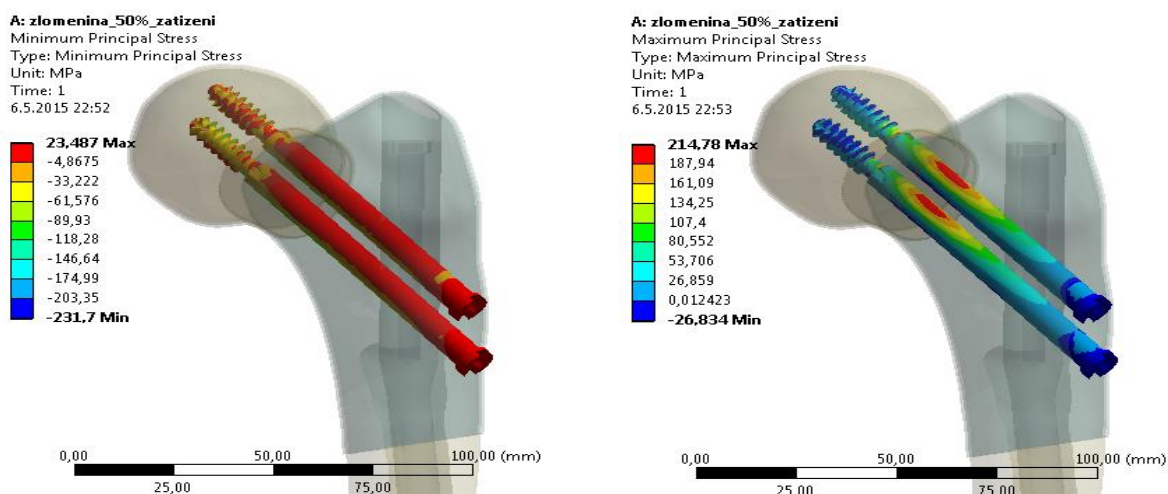
Obr. 11.1: Redukované napětí při plném zatížení (vlevo - PFT, vpravo PFN)

Při uvažování odlehčování při chůzi, převážně v době po aplikaci fixátoru, kdy pacient chodí o berlích, dostaneme hodnotu zatížení, která je rovna přibližně polovině celkového zatížení (Obr. 11.2). Rozložení redukovaného napětí u jednotlivých systémů je obdobné jako při plném zatížení. U systému PFT je maximální hodnota napětí v porovnání s PFN zhruba dvojnásobná, dosahuje maximální hodnoty 453 MPa. U PFN je maximální hodnota napětí 202 MPa. Při tomto zatížení nedojde k meznímu stavu pružnosti.



Obr. 11.2: Rozložení redukovaného napětí při polovičním zatížení (vlevo - PFT, vpravo PFN)

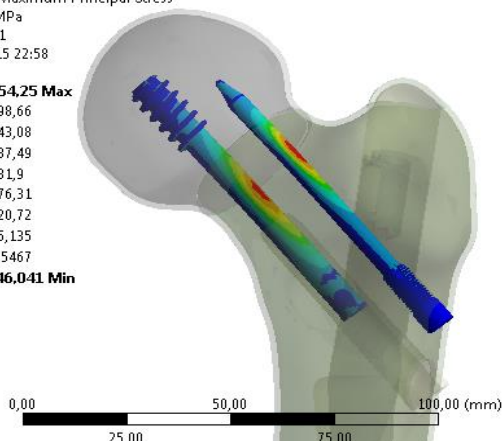
Na základě analýzy vykreslených maximálních (σ_1) a minimálních (σ_3) hlavních napětí (Obr. 11.3 a Obr. 11.4) docházíme k závěru, že skluzné šrouby jsou namáhané na ohyb.



Obr. 11.3: Průběh minimálního hlavního napětí σ_3 (vlevo) a maximálního hlavního napětí σ_1 (vpravo) systému PFN při polovičním zatížení

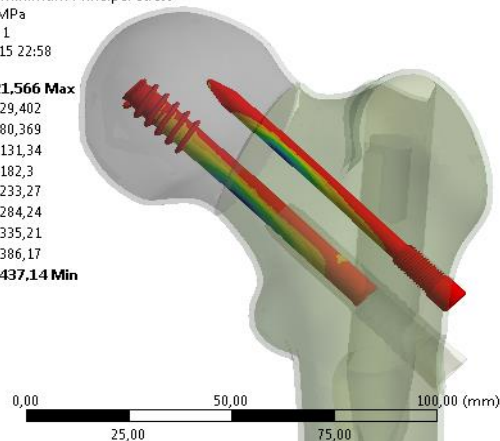
F: A11_bez_treni_50%
Maximum Principal Stress
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
6.5.2015 22:58

454,25 Max
398,66
343,08
287,49
231,9
176,31
120,72
65,135
9,5467
-46,041 Min



F: A11_bez_treni_50%
Minimum Principal Stress
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
6.5.2015 22:58

21,566 Max
-29,402
-80,369
-131,34
-182,3
-233,27
-284,24
-335,21
-386,17
-437,14 Min

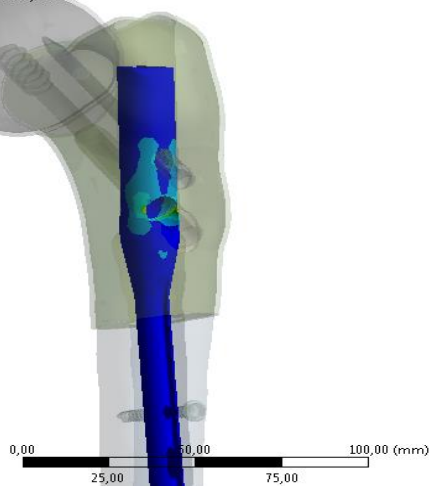


Obr. 11.4: Průběh maximálního hlavního napětí σ_1 (vlevo) a minimálního hlavního napětí σ_3 (vpravo) systému PFT při polovičním zatížení

Hodnoty redukovaného napětí v oblasti nitrodřeňového hřebu systému PFT jsou přibližně trojnásobně nižší než u systému PFNí, maximální hodnota napětí je 44 MPa. U systému PFN maximální napětí dosahuje hodnoty 114 MPa.

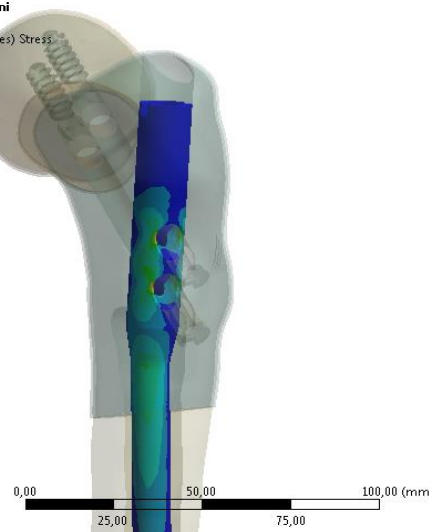
F: A11_bez_treni_50%
Equivalent Stress 7
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
6.5.2015 23:16

44,283 Max
39,363
34,442
29,522
24,602
19,681
14,761
9,8407
4,9203
9,9593e-7 Min



A: zlomenina_50%_zatizeni
Equivalent Stress 4
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
6.5.2015 23:16

113,62 Max
101
88,373
75,748
63,124
50,499
37,874
25,249
12,625
5,0927e-6 Min



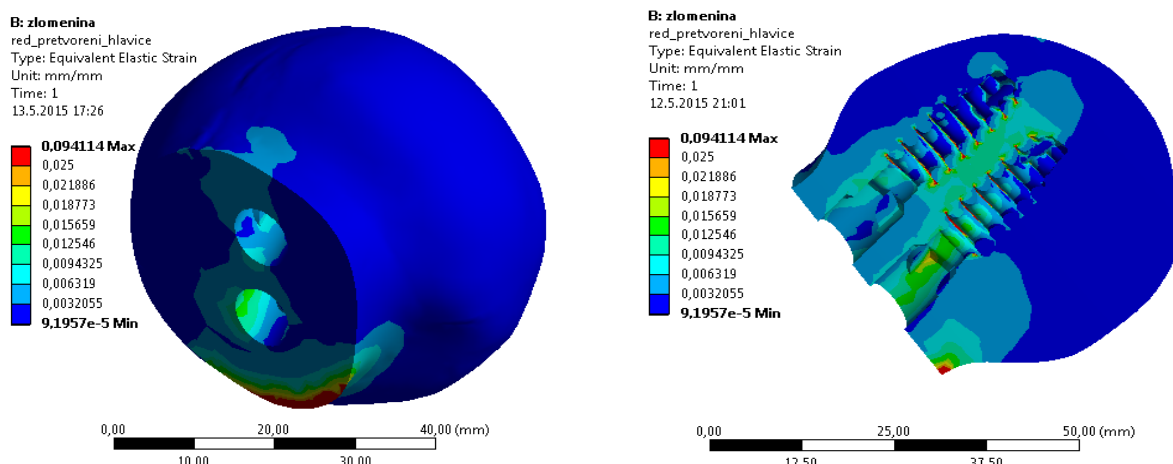
Obr. 11.5: Rozložení redukovaného napětí na nitrodřeňových hřebech (vlevo - PFT, vpravo - PFN)

11.2 Redukované přetvoření

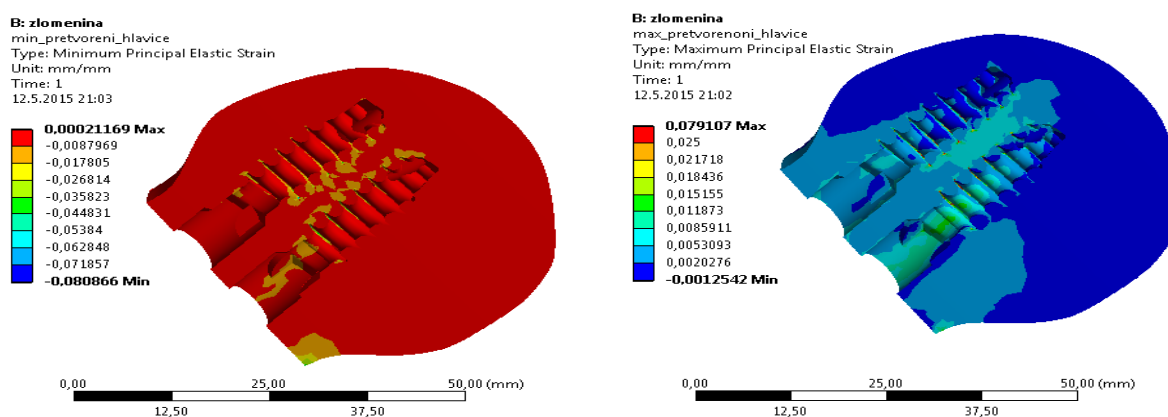
Hodnoty vypočítaného redukovaného přetvoření budou porovnávány s kritickou hodnotou přetvoření kostní tkáně, kterou představuje Frostova podmínka, kde je hodnota maximálního přetvoření $25\,000 \cdot 10^{-6}$ [-]. Pro lepší znázornění přetěžovaných míst kostní tkáně je stupnice nastavena tak, že přetěžované oblasti jsou červené.

11.2.1 Hlavice femuru

Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} (Obr. 11.6) v hlavici femuru, při aplikovaném systému PFN, je maximální na povrchu krčku v místě zlomeniny a v oblasti vrcholu závitů skluzných šroubů, kde maximální přetvoření dosahují hodnoty $94\,114 \cdot 10^{-6}$ [-]. Z toho vyplývá, že v oblasti závitů je kostní tkáň lokálně přetěžovaná, což je způsobeno ostrou hranou závitů skluzného šroubu.

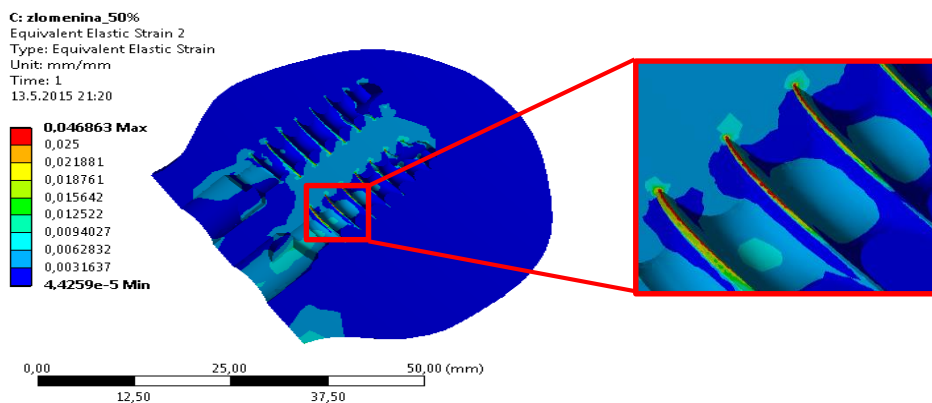


Obr. 11.6: Rozložení ε_{HMH} ve spongiósní kosti hlavice femuru při plném zatížení systému PFN



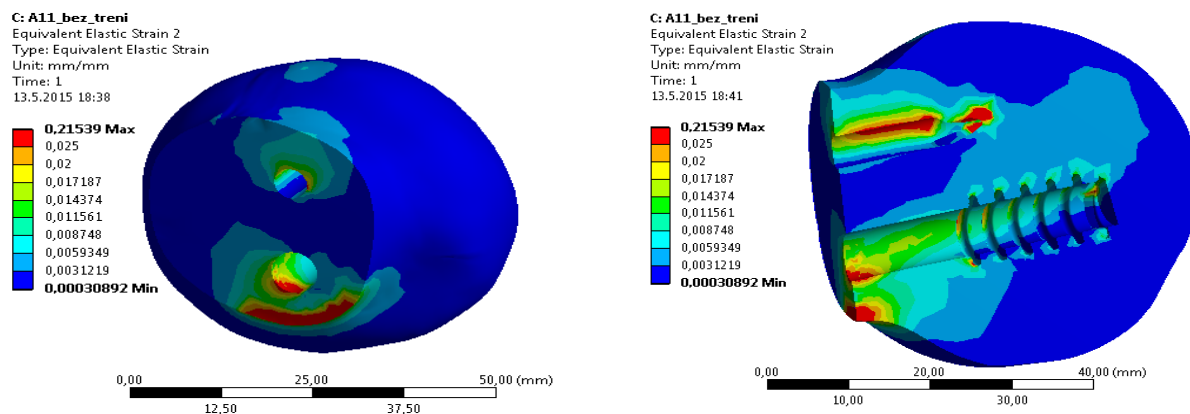
Obr. 11.7: Maximální a minimální hlavní přetvoření při plném zatížení systému PFN
(vlevo - minimální hlavní přetvoření ε_3 ; vpravo - maximální hlavní přetvoření ε_1)

Při polovičním zatížení se vyskytuje lokální přetěžování pouze v oblasti vrcholu závitů skluzných šroubů. Kromě vrcholu závitů je intenzita přetvoření menší jak $25 \cdot 10^{-6}$ [-] a nedochází k přetěžování kostní tkáně.

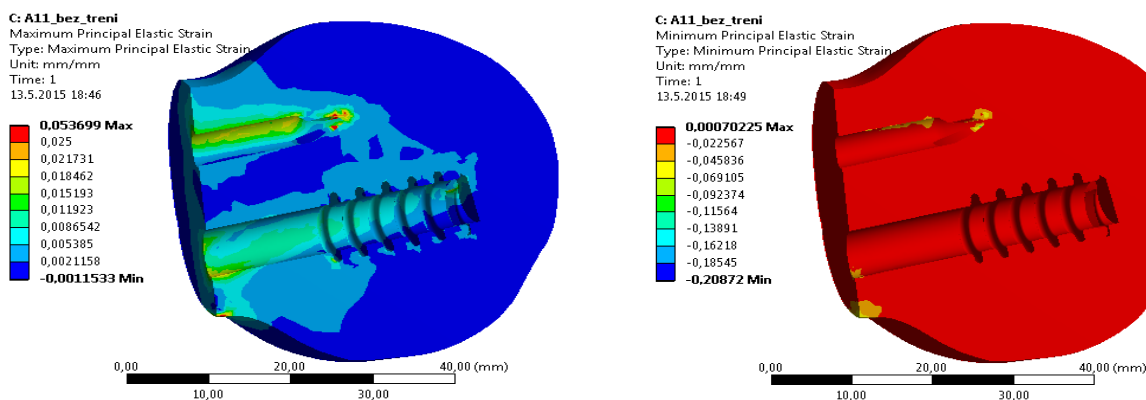


Obr. 11.8: PFN - redukované přetvoření při polovičním zatížení

Maximální redukované přetvoření ε_{HMH} v hlavici femuru, při aplikovaném systému PFT (Obr. 11.9), dosahuje hodnoty $215 \cdot 10^{-6}$ [-] v oblasti povrchu krčku, šroubu i pinu.

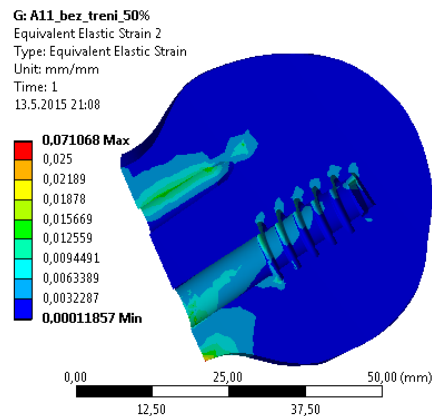


Obr. 11.9: Rozložení ε_{HMH} ve spongiosní kosti hlavice femuru při plném zatížení systému PFT



Obr. 11.10: Maximální a minimální hlavní přetvoření při plném zatížení systému PFN

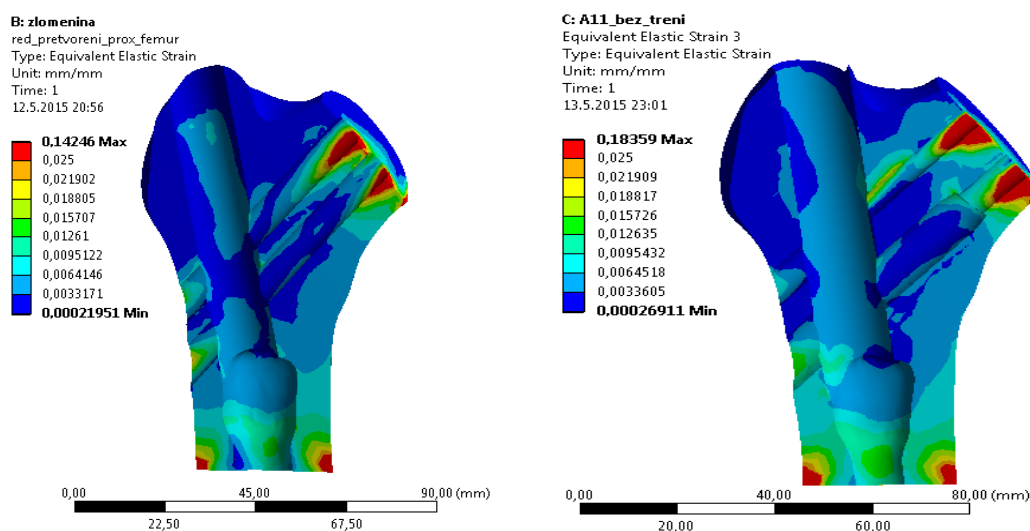
Při uvažování polovičního zatížení je maximální hodnota ε_{HMH} $71\,068 \cdot 10^{-6}$ [-] pouze na povrchu krčku femuru. V oblasti antirotačního pinu a skluzného šroubu je hodnota přetvoření menší jak $25\,000 \cdot 10^{-6}$ [-].



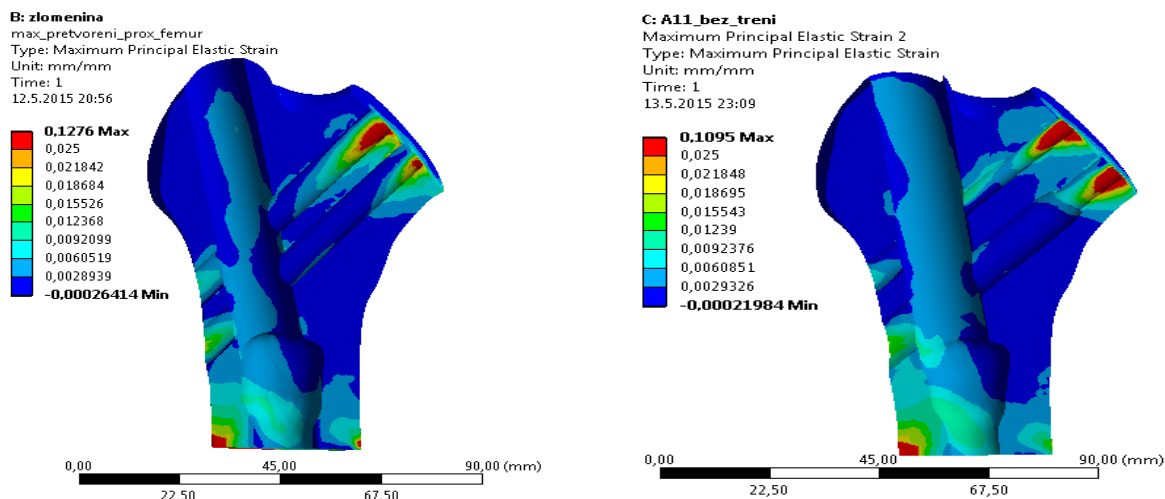
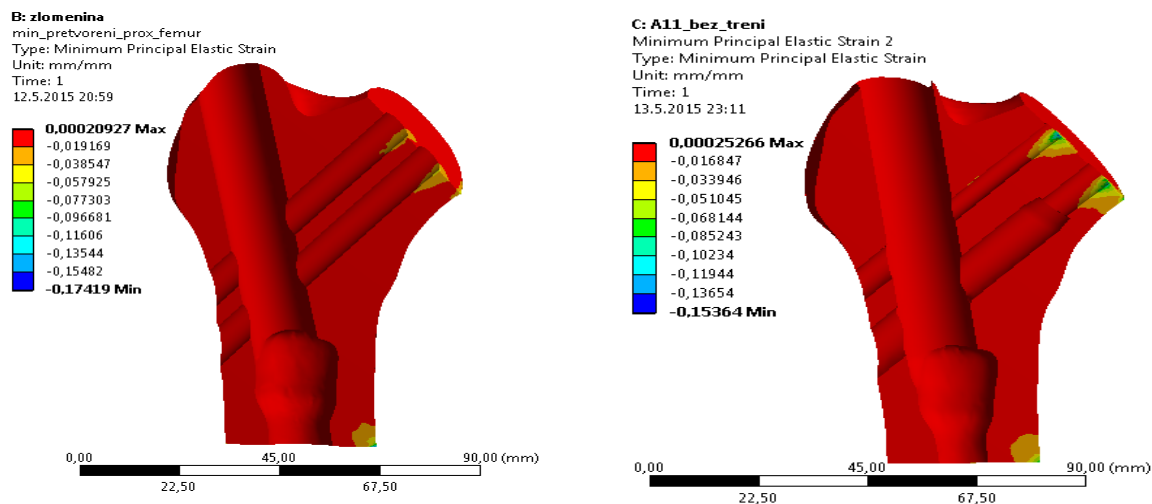
Obr. 11.11: PFT - redukované přetvoření při polovičním zatížení

11.2.2 Trochanterická část femuru

Rozložení pole redukovaného přetvoření ε_{HMH} (Obr. 11.12) v oblasti trochanterické části, při plném zatížení zlomeniny s aplikovanými fixátory, je maximální v oblasti zlomeniny v místech, kde prochází dřík skluzného šroubu zlomeninou. Obr. 11.12 znázorňuje přetěžovaná místa kostní tkáně. V oblasti přechodu proximální části v diafýzu vzniká kritické přetvoření vlivem skokové změny mechanických vlastností jednotlivých modelů. Aplikovaný systém PFT dosahuje vyšších hodnot přetvoření, tj. $183\,590 \cdot 10^{-6}$ [-], než systém PFN, kde je maximální hodnota přetvoření $142\,460 \cdot 10^{-6}$ [-].

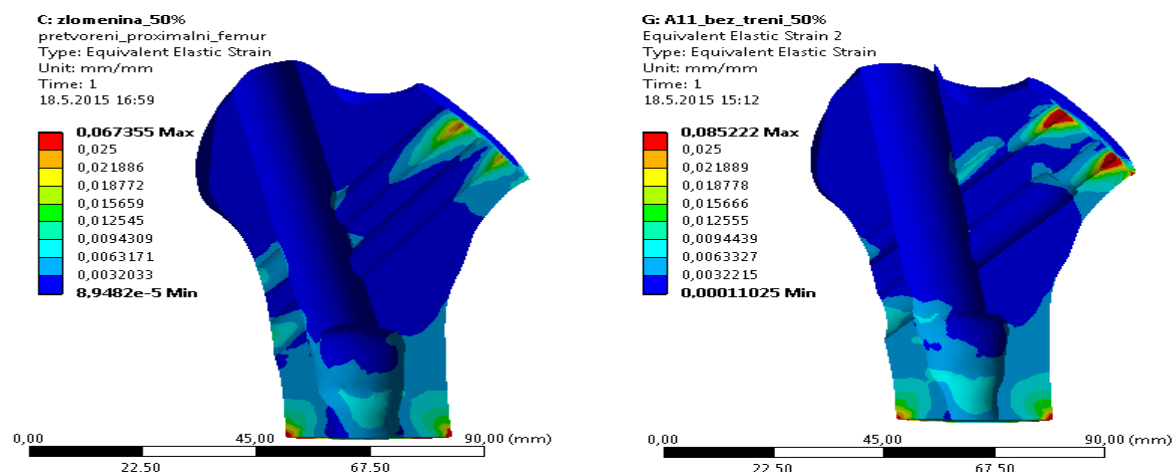
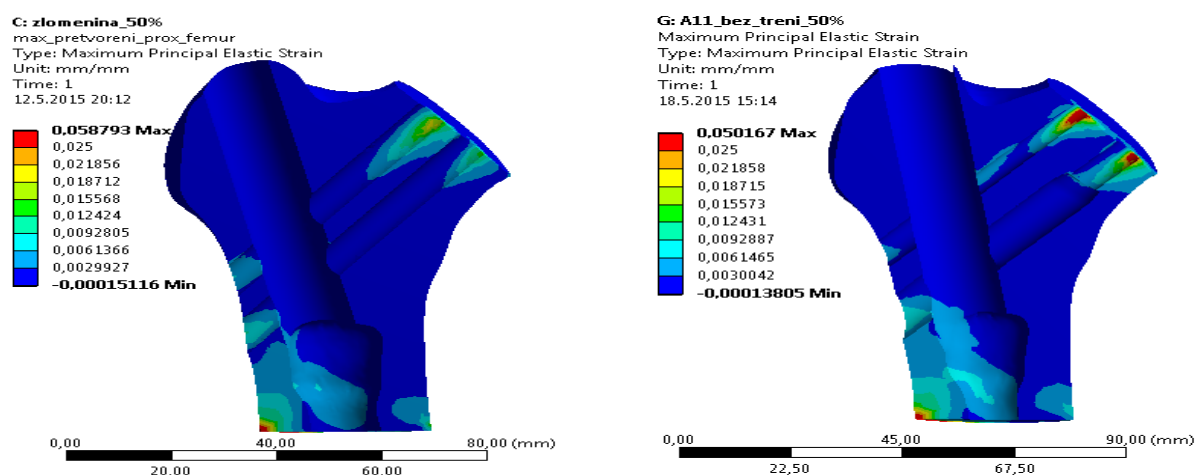
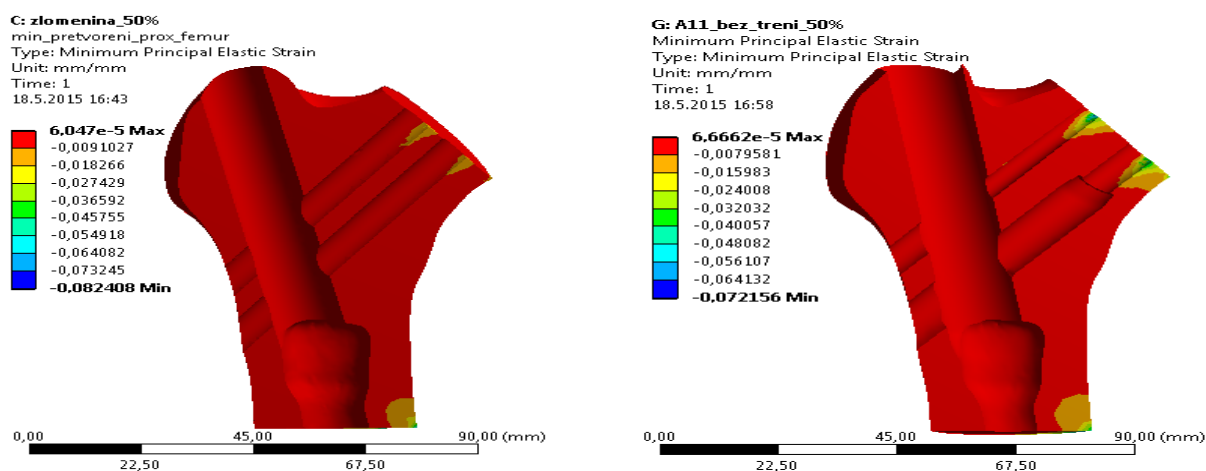


Obr. 11.12: Redukované přetvoření ε_{HMH} při plném zatížení (vlevo - PFN; vpravo PFT)

Obr. 11.13: Redukované přetvoření ε_{HMH} (vlevo – PFN; vpravo – PFT)Obr. 11.14: Minimální hlavní přetvoření ε_3 (vlevo – PFN; vpravo – PFT)

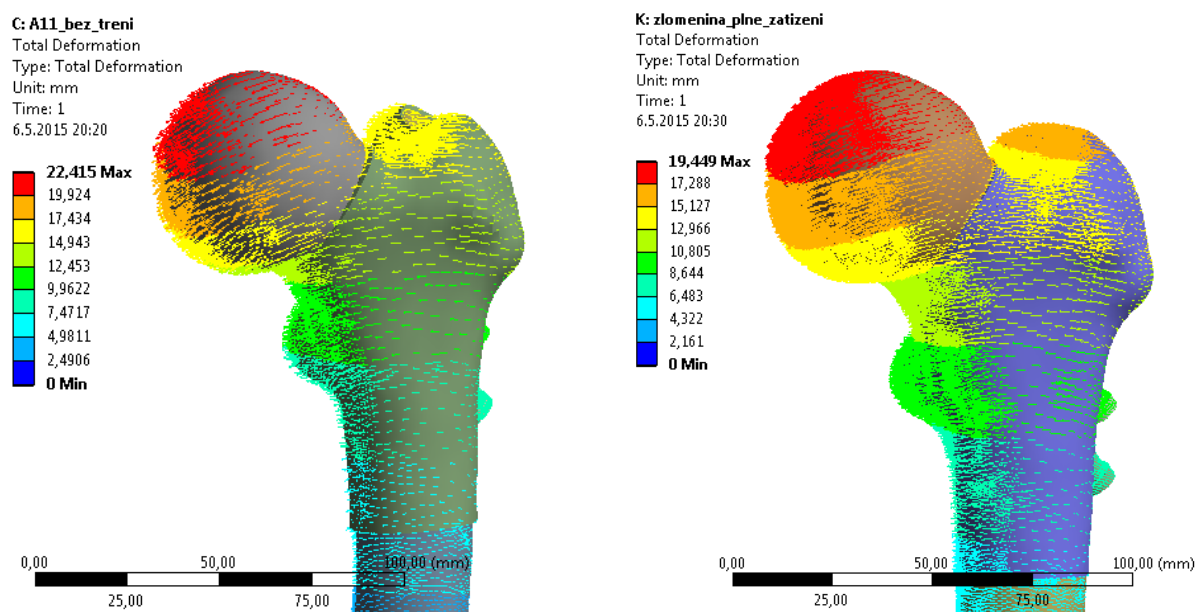
Při polovičním zatížení k přetěžování kostní tkáně dochází pouze u aplikovaného fixátoru PFT v místech, kde dřík pinu a skluzného šroubu prochází zlomeninou. Systém PFN v místě zlomeniny nevykazuje kritické přetvoření (Obr. 11.15 a Obr. 11.16).

Obr. 11.15 znázorňuje redukované hodnoty přetvoření ε_{HMH} u obou koncepcí. V oblasti přechodu proximální části v diafýzu femuru se vyskytuje kritické přetvoření, které způsobuje skoková změna materiálových vlastností.

Obr. 11.15: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} (vlevo - PFN; vpravo - PFT)Obr. 11.16: Maximální hlavní přetvoření ε_1 (vlevo - PFN; vpravo PFT)Obr. 11.17: Minimální hlavní přetvoření ε_3 (vlevo - PFN; vpravo - PFT)

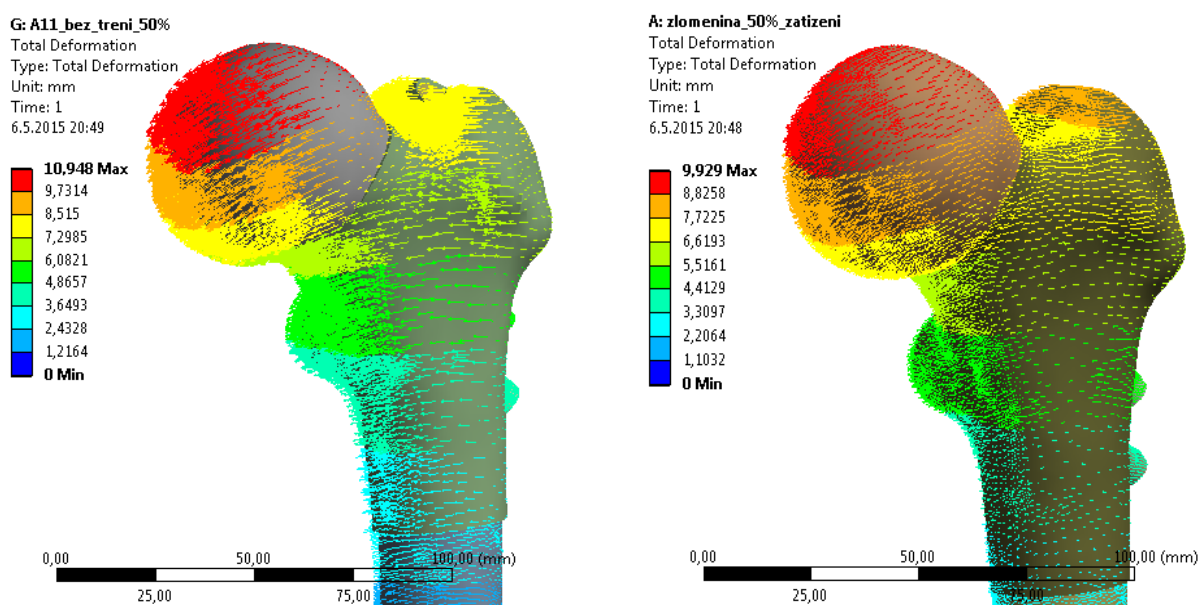
11.3 Deformační posuvy

Deformační posuvy obou řešených variant fixátorů při plném zatížení se od sebe odlišují přibližně o 15%. Tedy hodnoty posuvů u systému PFT jsou vyšší, což bylo vzhledem ke konstrukčnímu provedení očekáváno, a to kvůli nosnému průřezu antirotačního pinu, který je oproti průřezu skluzného šroubu menší.



Obr. 11.18: Deformační posuvy [mm] (vlevo - PFT, vpravo - PFN)

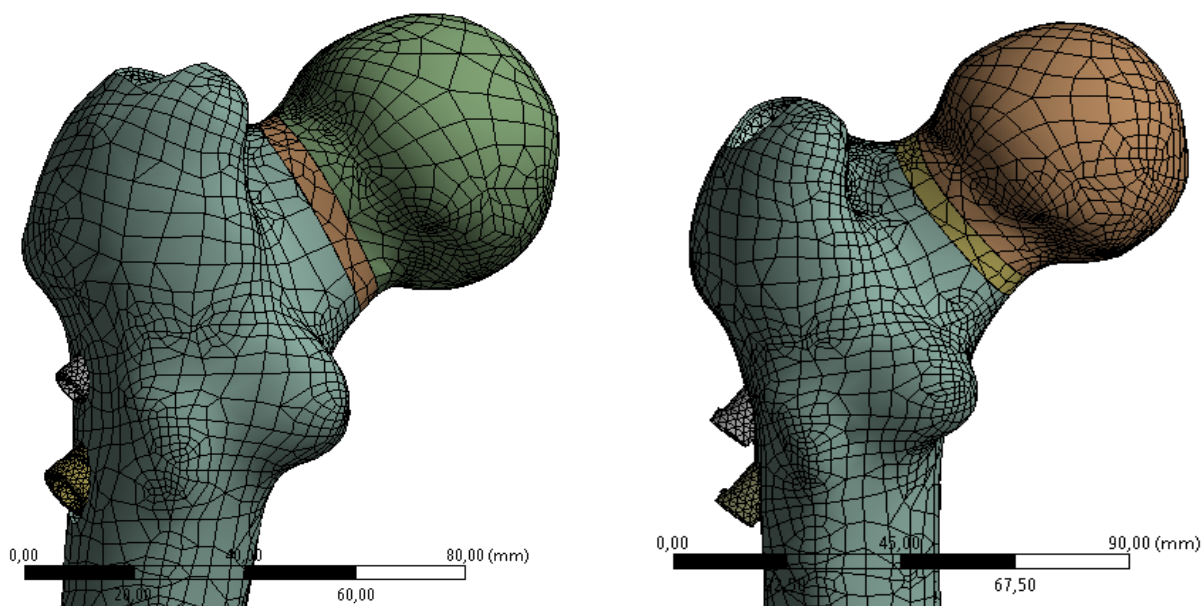
Při polovičním zatížení je rozdíl deformačních posuvů nižší, rozdíl je 10%. Nadále zůstávají hodnoty posuvů vyšší u systému PFT (Obr. 11.19).



Obr. 11.19: Deformační posuvy při zatížení 50% (vlevo - PFT, vpravo - PFN)

11.4 Simulace srůstání zlomeniny

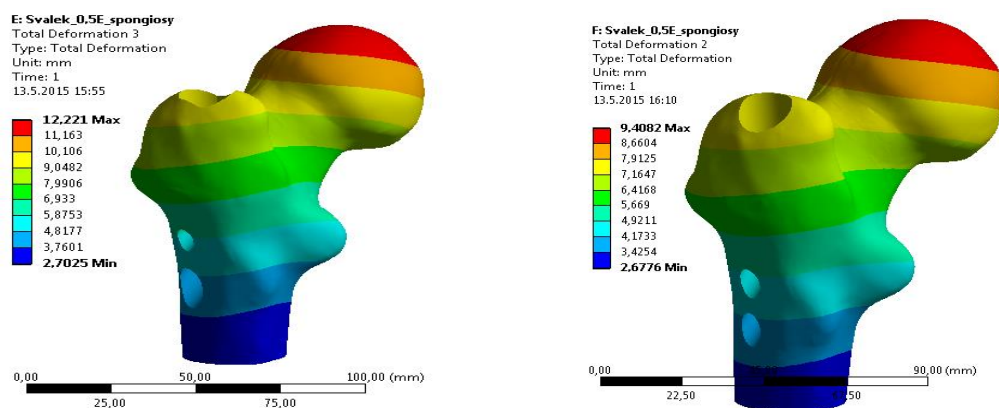
V této podkapitole budou porovnány deformační posuvy a maximální napětí v částech jednotlivých fixátorů. Model materiálu svalku byl měněn od 10 do 100% modulu pružnosti spongiosní kostní tkáně, tedy od 80 MPa do 800 MPa, kde už je svalěk plně osifikován. Svalěk byl namodelován jako objemové těleso se šířkou 5 mm.



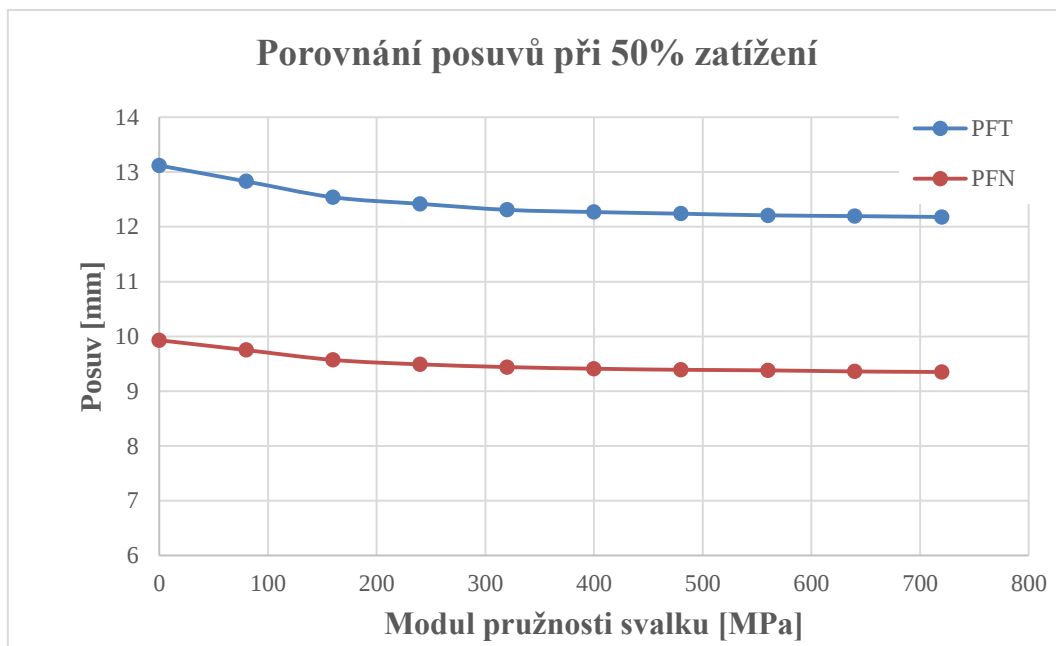
Obr. 11.20: Výpočtový model včetně svalku (vlevo - PFT; vpravo - PFN)

11.4.1 Deformační posuvy

U této simulace bylo po celou dobu srůstu kosti uvažováno poloviční zatížení dolní končetiny. Graf 11.1 znázorňuje průběh hodnot deformačních posuvů při každém řešeném stavu. U provedení PFN jsou hodnoty deformačních posuvů přibližně o 2,5-3 mm nižší, což se shoduje s prvotními předpoklady. U systému PFT, jehož součástí je antirotací pin, je menší celkový nosný průřez.



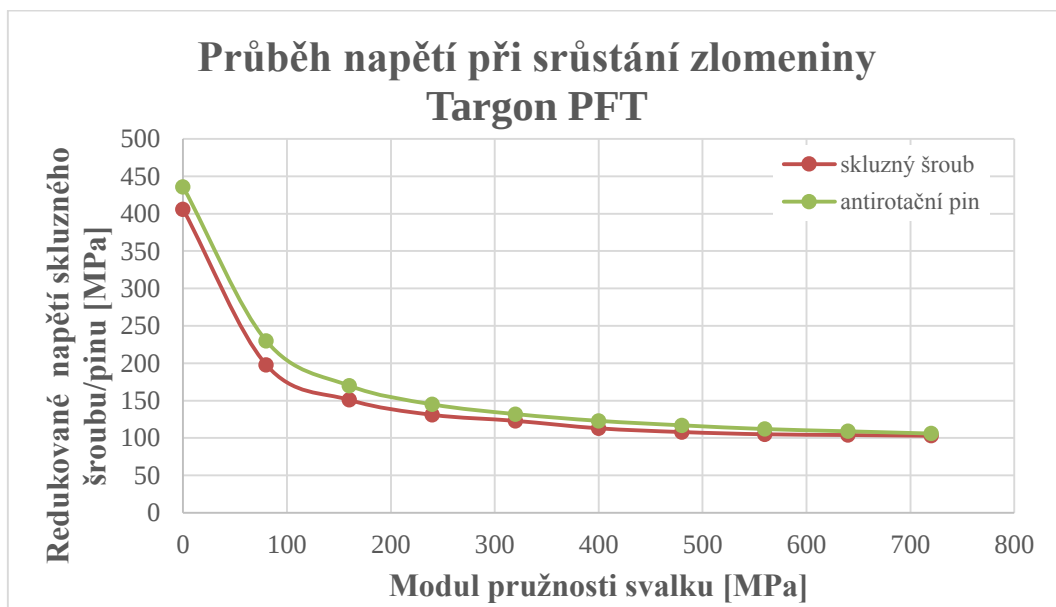
Obr. 11.21: Příklad deformačních posuvů při modulu pružnosti svalku 400 MPa



Graf 11.1: Průběh deformačních posuvů při polovičním zatížení

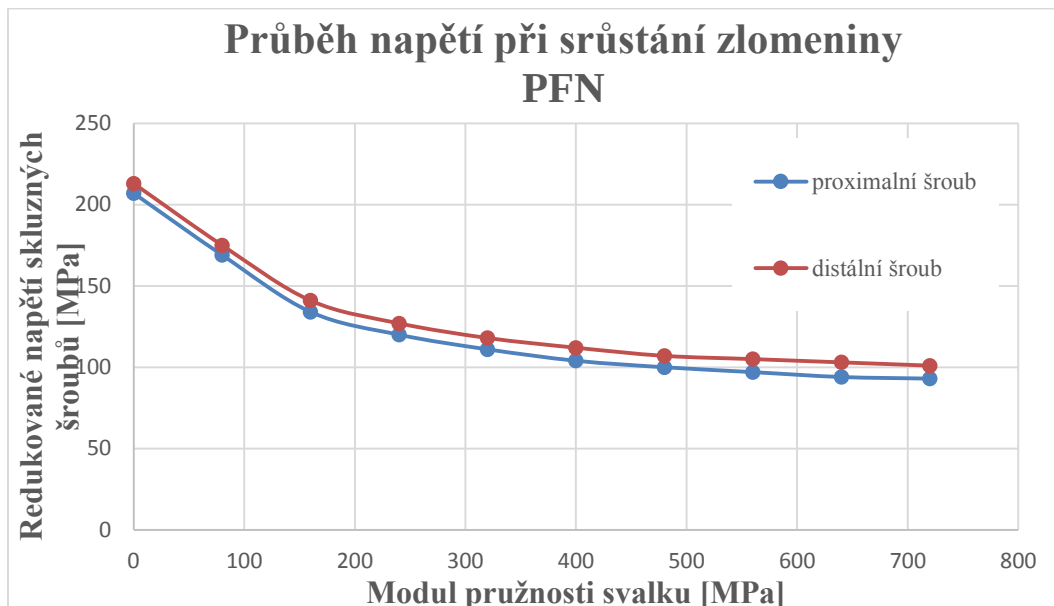
11.4.2 Redukované napětí

Graf 11.2 zobrazuje průběh hodnot maximálního redukovaného napětí na skluzném šroubu a antirotačním pinu systému PFT. Z průběhu grafu je patrné, že se od sebe hodnoty napětí na jednotlivých komponentech příliš neliší.



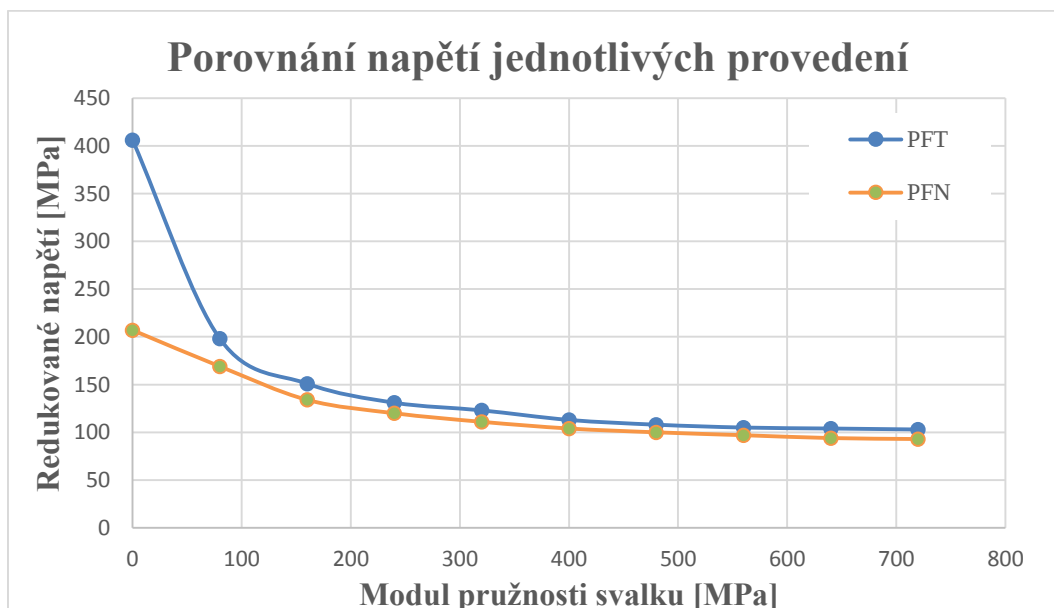
Graf 11.2: Provedení PFT - průběh redukovaných napětí ve skluzném šroubu a antirotačním pinu

Graf 11.3 udává průběh maximálních redukovaných napětí skluzných šroubů během simulace srůstání zlomeniny. U implantátu PFN se jednotlivá napětí proximálního a distálního šroubu od sebe téměř neliší.



Graf 11.3: PFN - průběh redukovaných napětí ve skluzných šroubech

Srovnání jednotlivých systémů bude provedeno na skluzných šroubech. Graf 11.3 vyobrazuje průběh redukovaného napětí skluzných šroubů jednotlivých řešení, kde lze pozorovat největší rozdíl posuvů v okamžiku, kdy není vytvořený ještě žádný svalek. Po vytvoření prvotního svalku jsou hodnoty napětí téměř stejné.



Graf 11.4: Srovnání maximálních redukovaných napětí skluzných šroubů

12 Závěr

Provedená deformačně napěťová analýza, uvedená v kapitole 11, dává představu o chování posuzovaných soustav. Soustava byla zatěžována statickým silovým působením. Simulovaný stoj na zlomené končetině s využitím opory výrazně ovlivnil výsledky řešených soustav, kdy hodnoty redukovaných napětí klesly zhruba o polovinu.

Při použití systému PFT a plném zatížení, to znamená při simulaci došlápnutí plnou vahou na končetinu s frakturou, maximální redukované napětí dosáhne hodnoty 1010 MPa. To je 96% meze kluzu titanové slitiny Ti6Al4V. Systém PFN dosáhne při tomto zatížení maximálního napětí 423 MPa, tedy pouze 41% meze kluzu. Můžeme říci, že při zatížení plnou vahou, v krátké době po zavedení implantátu, je systém PFN výhodnější (Obr. 11.1). Po uvažování polovičního zatížení se hodnoty maximálních napětí (Obr. 11.2) u obou systémů sníží přibližně na polovinu. Při vytvoření prvotního svalku dojde k výraznému poklesu hodnot napětí u systému PFT. Od tohoto okamžiku až k celkové osifikaci svalku je průběh hodnot napětí v jednotlivých systémech přibližně stejný (Graf 11.4).

Rozložení pole přetvoření v hlavici femuru při aplikovaném fixátoru PFN udává, že je spongiosní kostní tkáň přetěžována převážně v oblasti závitů skluzných šroubů. To pravděpodobně způsobuje tvar závitů, kde se nachází ostrá hrana na fazetě šroubovice. Maximální hodnoty redukovaného přetvoření při plném zatížení jsou v intervalu $25\,000 \cdot 10^{-6}$ – $94\,114 \cdot 10^{-6}$ [-] (Obr. 11.6), při polovičním zatížení klesne rozmezí maximálních hodnot na $25\,000 \cdot 10^{-6}$ – $46\,863 \cdot 10^{-6}$ [-] (Obr. 11.8). U systému PFT dochází k přetěžování kostní tkáně v místě, kde skluzný šroub prochází zlomeninou. Dále je výrazné přetěžování v místě zavedení antirotačního pinu, kde se hodnoty redukovaného přetvoření při plném zatížení pohybují v rozmezí $25\,000 \cdot 10^{-6}$ – $215\,390 \cdot 10^{-6}$ [-] (Obr. 11.9), při polovičním zatížení již nedochází ke kritickému přetvoření v okolí závitů skluzného šroubu (Obr. 11.11).

Přetvoření v trochanterické části femuru při uvažování plného zatížení u obou fixátorů dosahuje maximálních hodnot v místech, kde procházejí skluzné šrouby (antirotační pin) zlomeninou. U systému PFN jsou hodnoty přetvoření přibližně o 30% nižší (Obr. 11.12). Při polovičním zatížení se hodnoty kritického přetvoření vyskytují pouze u fixátoru PFT, kde dosahují hodnot $25\,000 \cdot 10^{-6}$ – $85\,222 \cdot 10^{-6}$ [-] (Obr. 11.15).

Při simulaci srůstání zlomeniny, za předpokladu odlehčování končetiny během doby hojení zlomeniny, byly deformační posuvy u fixátoru PFT přibližně o 3 mm vyšší než u

systému PFN (Graf 11.1). Vznikne-li prvotní svalek, hodnoty maximálních napětí ve skluzných šroubech, fixátorů PFN a PFT, jsou téměř stejné (Graf 11.4).

Na základě provedených analýz lze říci, že u soustavy s aplikovaným implantátem PFT, při plném zatížení dosahuje napětí vysokých hodnot a je na hranici mezního stavu pružnosti, kdežto u systému PFN jsou hodnoty redukovaných napětí podstatně nižší. Rozložení přetvoření v kostní tkáni je u obou systémů obdobné, včetně lokálních extrémů. Z pohledu srůstání zlomeniny je výhodnější implantát PFN. Vykazuje menší deformační posuvy díky dvěma skluzným šroubům, které zvýší nosnou plochu. Z klinického hlediska bude zavedení skluzného šroubu a pinu menšího průměru u PFT jednodušší než zavádění dvou skluzných šroubů systému PFN.

Deformačně napěťová analýza proximálního femuru s aplikovanými fixátory PFN a PFT byla provedena pro dva zátěžné stavy, které byly následně analyzovány z hlediska mechanického chování řešené soustavy. Cíle práce byly splněny.

Použité zdroje

- [1] AESCULAP. *Targon PFT*. [online]. Vydáno: 2011, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: <http://www.bbraun.de/cps/rde/xchg/bbraun-de/hs.xsl/products.html?prid=PRID00005391>.
- [2] ANSYS. *V15.0 product help*.
- [3] APICELLA, A., et al. *A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, roč. 9, č. 4, 191–196, 1998.
- [4] ASGHARPOUR, Z., et. al. *Development of a strain rate dependent material model of human cortical bone for computer-aided reconstruction of injury mechanisms*. Forensic Science International. 2014, 236: 109-116. DOI: 10.1016/j.forsciint.2013.11.010. ISSN 03790738.
- [5] BARTONÍČEK, Jan. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [6] BHADESHIA, H. K. D. H. *Metallurgy of Titanium and its Alloys* [on-line]. Vydáno: 2003, [citováno 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.msm.cam.ac.uk/phase-trans/2004/titanium/titanium.html>.
- [7] BIBER, R., et. al. *Lateral cortical notching in specific cases of delayed unions or nonunions after intertrochanteric and reversed fractures*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. 2013, 133(4): 495-501. DOI: 10.1007/s00402-013-1683-z. ISSN 0936-8051.
- [8] BOYER, R., WELSCH, G., COLLINGS, E. W. *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*. ASM International, Materials Park, OH, 1994.
- [9] BUDINSKI, K. G. *Tribological properties of titanium alloys*. Wear, roč. 151, č. 2, 203–217, 1991.

- [10] CHEN, W.-P., et al. *Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis*. Clinical Biomechanics. 2004, 19(3): 255-262. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2003.12.003. ISSN 02680033.
- [11] ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
- [12] DOKLÁDAL, M., PÁČ, L. *Anatomie člověka I: Pohybový systém*. Masarykova univerzita, lékařská fakulta, Brno, 1991, 257 s.
- [13] DOUŠA, P., J. BARTONÍČEK, T. PAVELKA a L. LUŇÁČEK. *Ipsilaterální zlomeniny proximálního konce a diafýzy femuru*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 2010, 77: 378 - 388 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=396>.
- [14] DOUŠA, P., O. ČECH, M. WEISSINGER a V. DŽUPA. *Trochanterické zlomeniny femuru*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 2013, 80: 15-26 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=603>.
- [15] DUNGL, P. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [16] FÜTTERLING S., KLEIN, R., STRASSER, W., WEBER, H. *Automated finite element modeling of a human man-dible with dental implants*, WSCG (1998)
- [17] EVANS, E. M. *The treatment of trochanteric fractures of the femur*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, roč. 31, 190–203, 1949.
- [18] GÄNSSLEN, A., et al. *Femoral Shaft Fractures in Adults: Treatment Options and Controversies*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 2014, 81: 108-117 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=681>.
- [19] GUILL'EN, T., et al. *Compressive behaviour of bovine cancellous bone and bone analogous materials, microct characterisation and fe analysis*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, roč. 4, č. 7, 1452–1461, 2011.

- [20] HELGASON, B., et al. *Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review*. Clinical Biomechanics, roč. 23, č. 2, 135-146, 2008.
- [21] HELWIG, P., et al. *Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture*. Injury, roč. 40, č. 3, 288-295, 2009.
- [22] HOZA, P., HÁLA, T., PILNÝ, J. Zlomeniny proximálního femuru a jejich řešení. Medicína pro praxi. 2008, 5 (10). s. 393 – 397.
- [23] HRUBINA, M., M. SKOTÁK a J. BĚHOUNEK. *Komplikace operační léčby zlomenin proximálního femuru metodou DHS*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 2010, 77: 395-401 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=398>.
- [24] CHM. *Trochanteric nail ChFN*. [on-line]. Vydáno: 2015, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: <http://chm.eu/sciagnij/348/chfn-femur-nail-c-pdf>.
- [25] JANÍČEK, P. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007, s. 683-1234 , [67] s. ISBN 978-80-7204-556-32.
- [26] KANEKO, T., et al. *Mechanical properties, density and quantitative ct scan data of trabecular bone with and without metastases*. Journal of Biomechanics, roč. 37, č. 4, 523–530, 2004.
- [27] KELLY, N., MC GARRY, J. P. *Experimental and numerical characterisation of the elastoplastic properties of bovine trabecular bone and a trabecular bone analogue*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, roč. 9, 184–197, 2012.
- [28] K.-K. DITTEL, K.-K.M a in collaboration with W. Abendschein . et al. *The double dynamic Martin screw (DMS): adjustable implant system for proximal and distal femur fractures*. Heidelberg: Steinkopff, 2008. ISBN 978-379-8518-414

- [29] KOHOUTEK, J. Deformačně napěťová analýza proximálního konce femuru se skluzovým hřebem. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 83 s.
- [30] KOKOROGHIANNIS, C., et al. *Evolving concepts of stability and intramedullary fixation of intertrochanteric fractures - a review*. Injury, roč. 43, č. 6, 686–693, 2012.
- [31] KOLDITZOVÁ, H. *Ošetrovatelská péče o nemocné se zlomeninou proximálního konce stehenní kosti (Porovnání péče v ČR s SRN)*. Univerzita Palackého v Olomouci, Pedagogická fakulta, Katedra antropologie a zdravotní vědy, Olomouc, 2011. 100 s.
- [32] KOPP, L., et al. *Rizikové faktory úmrtí seniorů operovaných pro zlomeninu proximálního femuru*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 76: 41-46 [cit. 2015-05-16]. Dostupné také z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=241>.
- [33] LEIN, T., P. BULA, J. JEFFRIES, K. K. ENGLER a F. BONNAIRE. *Fractures of the Femoral Neck*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 2011, 78: 10-19 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=427>.
- [34] LI, D. S., et al. *Three-Dimensional Finite Element Analysis of Un-Cemented and Cemented Femoral Prostheses Implanted under Different Bone Densities*. Applied Mechanics and Materials. 2014, 510: 302-306. DOI: 10.4028/www.scientific.net/amm.510.302.
- [35] LUO, K.Y., J.Z. LU, Q.W. WANG, M. LUO, H. QI a J.Z. ZHOU. *Residual stress distribution of Ti-6Al-4V alloy under different ns-LSP processing parameters*. Applied Surface Science. 2013, 285: 607-615. DOI: 10.1016/j.apsusc.2013.08.100. ISSN 01694332.
- [36] MARCIAN, P., FLORIAN, Z., MRAZEK, M. *Stomatologická biomechanika*[on-line]. Vydáno: 2010, [citováno 2015-04-02]. Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=comcontent&view=category&layout=blog&id=38&Itemid=56&lang=cs>.

- [37] MEDIN, a. s. *Dlahy úhlově stabilní*. [on-line]. Vydáno: 2013, [citováno 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/upload/katalogy/katalog-traumatologie-dlahy-uhlove-stabilni.pdf>.
- [38] MEDIN, a. s. *Dlahy*. [on-line]. Vydáno: 2013, [citováno 2015-04-29]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/upload/katalogy/katalog-traumatologie-dlahy.pdf>.
- [39] MEDIN, a. s. *Krátký rekonstrukční hřeb*. [on-line]. Vydáno: 2013, [citováno 2015-04-29]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/upload/operacni-postupy/op014cs-r02-hreb-rekonstrukcni-kratky-pfn-full.pdf>.
- [40] MORAVEC, H., J. FOJT, V. FILIP a L. JOSKA. *Modifikace povrchu titanu pro medicínské aplikace*. Chemické listy. 2014, (108): 40-45.
- [41] MUÑOZ-MAHAMUD, E., G. BORI, J. CUNÉ, L. FONT, A. DOMINGO a S. SUSO. *Results of Treatment of Subtrochanteric Femoral Fractures with the AO/ASIF Long Trochanteric Fixation Nail (LTFN)*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 76: 451 - 459 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=318>.
- [42] OGDEN, C. L., et al. *Mean body weight, height, and body mass index, united states 1960-2002*. Advance Data, č. 347, 1–17, 2004.
- [43] OKEN, O. F., et al. *Performance of modified anatomic plates is comparable to proximal femoral nail, dynamic hip screw and anatomic plates: Finite element and biomechanical testing*. Injury. 2011, 42(10): 1077-1083. DOI: 10.1016/j.injury.2011.03.014. ISSN 00201383.
- [44] PANJWANI, B., SATYANARAYANA, N., SINHA, S. K. *Tribological characterization of a biocompatible thin film of uhmwpe on ti6al4v and the effects of pfpe as top lubricating layer*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, roč. 4, č. 7, 953–960, 2011.

- [45] PARKER, M. J. a Hans-Werner STEDTFELD. *Internal fixation of intracapsular hip fractures with a dynamic locking plate: Initial experience and results for 83 patients treated with a new implant.* Injury. 2010, 41(4): 348-351. DOI: 10.1016/j.injury.2009.09.004. ISSN 00201383.
- [46] ŞAHİN, Emrah Kemal, at. al. *Comparison of proximal femoral nail antirotation (PFNA) with AO dynamic condylar screws (DCS) for the treatment for unstable peritrochanteric femoral fractures.* European Journal of Orthopaedic Surgery. 2014, 24(3): 347-352. DOI: 10.1007/s00590-013-1195-0. ISSN 1633-8065.
- [47] SEHMISCH, S., J. RIECKENBERG a K. DRESING. *Osteosynthese von per- und subtrochantären Femurfrakturen mit dem proximalen Femurnagel.* Operative Orthopädie und Traumatologie. 2013, 25(1): 63-84. DOI: 10.1007/s00064-012-0226-z. ISSN 0934-6694.
- [48] SCHIPPER, I. B., MARTI, R. K., VAN DER WERKEN, C. *Unstable trochanteric femoral fractures: Extramedullary or intramedullary fixation: Review of literature.* Injury, roč. 35, č. 2, 142–151, 2004.
- [49] SMITH&NEPHEW. *Trigen Intertan.* [citováno 2015-04-30] Dostupné z: <http://www.smith-nephew.com/key-products/trauma/trigen-intertan-intertrochanteric-antegrade-nail/>.
- [50] STRYKER. *Gamma3: Trochanteric nail 170&180.* [on-line]. Vydáno: 2013, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: http://www.osteosynthesis.stryker.com/medias/pdf/2013109_Rev_0_Gamma3_Trochanteric_Nail_180_and_170_Optech.pdf.
- [51] STRYKER. *Gamma3: RC Lag Screw.* [on-line]. Vydáno: 2014, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: http://www.osteosynthesis.stryker.com/medias/pdf/G3-ST-2_Rev_1_Gamma3_U-Blade_RC_LagScrewOptech.pdf.
- [52] SYNTHES. *PFN.* [online]. Vydáno: 2005, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: <http://www.osteosynthese.dk/PROXIMAL%20FEMORAL%20NAIL%20PFN.pdf>.
- [53] SYNTHES. *PFNA.* [online]. Vydáno: 2007, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: <http://www.synthes.com/sites/intl/CZ/czech/Documents/126.000.398.pdf>.

- [54] TANTUM. *Platon*. [online]. Vydáno: 2015, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: http://www.tantum-ag.de/uk/files/platon_b_03_16.2_or_manual.pdf.
- [55] THE INSTITUTE OF MATERIALS: Titanium Alloys: Physical Properties [online]. 2002 [cit. 2015-05-22]. 2013. Dostupné z: <http://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1341>.
- [56] TOMÁŠ, T., L. NACHTNEBL a P. OTIEPKA. *Periprotetická zlomenina distálního femuru - klasifikace a terapie*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 2010, 77: 194 - 202 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=375>.
- [57] TURNER, CH. H., at. al. *The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques*. Journal of Biomechanics. 1999, 32(4): 437-441. DOI: 10.1016/S0021-9290(98)00177-8. ISSN 00219290.
- [58] UNIVERSITY OF IOWA. *Visible Human Project CT Datasets* [on-line]. Vydáno: 2012, [citováno 2015-05-22]. Dostupné z: <https://mri.radiology.uiowa.edu/visible-human-datasets.html>.
- [59] VALENTA, J. a S. KONVIČKOVÁ. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém*. Díl II. Praha: ČVUT, 1997.
- [60] VAN EMBDEN, D., S.J. RHEMREV, S.A.G. MEYLAERTS a G.R. ROUKEMA. *The comparison of two classifications for trochanteric femur fractures: The AO/ASIF classification and the Jensen classification*. Injury. 2010, 41(4): 377-381. DOI: 10.1016/j.injury.2009.10.007. ISSN 00201383.
- [61] VINCENT, J. F. *Biological ceramics*. In: Vincent JF, ed. *Structural biomaterials*. Princeton: Princeton University Press, 1992; 164–203.
- [62] VIŠŇA, P., BEITL, E., ŠMÍDL, Z., KALVACH, J. a PILNÝ, J. *Řešení intrakapsulárních zlomenin krčku femuru pomocí proximálního femorálního hřebu*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca [online]. 74: 29-36 [cit. 2015-05-16]. Dostupné také z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=76>.

- [63] WANG, C. J., et al. *Finite element analysis of a gamma nail within a fractured femur*. Medical Engineering and Physics, roč. 20, č. 9, 677–683, 1998.
- [64] YOSIBASH, Z., TRABELSI, N., MILGROM, C. *Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations*. Journal of Biomechanics, roč. 40, č. 16, 3688–3699, 2007.
- [65] ZARONE, F., APICELLA, A., NICOLAIS, L., AVERSA, R., SORRENTINO, R. *Mandibular flexure and stress build-up in mandibular fullarch fixed prostheses supported by osseointegrated implants*. Clin Oral Implants Res 2003; 14:103–114.
- [66] ZDERO, R, M. OLSEN, H BOUGHERARA a E H SCHEMITSCH. *Cancellous bone screw purchase: a comparison of synthetic femurs, human femurs, and finite element analysis*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2008, vol. 222, issue 8, s. 1175-1183.
- [67] ZIMMER. *Cephalomedullary nail*. [on-line]. Vydáno: 2013, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/trauma/zimmer-natural-nail-system-cephalomedullary-nail-surgical-technique-standard.pdf>.
- [68] ZIMMER. *ITST*. [on-line]. Vydáno: 2013, [citováno 2015-04-30] Dostupné z: <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/trauma/Zimmer-ITST-Intertrochanteric-Subtrochanteric-Fixation-System-MIS-Standard-Surgical-Technique-97-2257-202-00-rev3-09-2011.pdf>.

Obrázky:

- [69] ANATOMICKÉ SMĚRY. [online]. [citováno 2015-04-30]. Dostupné z: <http://gb3c.wz.cz/vyuka/biologie/smery.gif>.
- [70] AO FOUNDATION. [online]. [citováno 2015-04-30]. Dostupné z: <https://www2.aofoundation.org/>.
- [71] ASM. *Ti6Al4V*. [online]. [citováno 2015-04-30]. Dostupné z: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP643>.

- [72] EFUNDA. *Ti6Al4V*. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: http://www.efunda.com/materials/alloys/titanium/show_titanium.cfm?ID=T18_AB&show_prop=all&Page_Title=Ti-6Al-4V.
- [73] CUNI. *Femur*. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://anat.lf1.cuni.cz/souhrny/lekzs0102b.pdf>.
- [74] DOLNÍ KONČETINA. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://media0.jex.cz/images/media0:4b323ae40dfc9.png/Doln%C3%AD%20kon%C4%8Detina.png>.
- [75] MEDISH WEBBOEK. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://www.medischwebboek.nl/welke-spier-is-het-sterkst/>.
- [76] MEMORIZE. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://memorize.com/femur/ruvamaki>.
- [77] ORTHOFIX. *Veronail Titanium Trochanteric Nail*. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://web.orthofix.com/Products/Pages/Veronail.aspx?catid=21>.
- [78] PÁNEV. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: http://www.mojestarosti.cz/poradna/images/mconsult/images/1343160456_sakroiliakalni-skloubeni-obrazek-fotografie.jpg.
- [79] SYNTHES. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://www.synthes.com/sites/intl/cz/czech/documents/126.000.peri.pdf>.
- [80] SÁDROVÝ OBVAZ. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://cz.hartmann.info/images/fix04.jpg>.
- [81] VAKUOVÁ DLAHA. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://www.eshop.supportmed.cz/image/cache/data/vdov01-700x700.jpg>.
- [82] WIKISKRIPTA. [online]. [citováno 2015-04-30].
Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu>.

Seznam použitých zkratek a symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
E	[MPa]	Youngův modul pružnosti
μ	[-]	Poissonův poměr
σ_k	[MPa]	Mez kluzu
f	[-]	Koeficient statického tření
σ_{HMH}	[MPa]	Redukované napětí
ε_{HMH}	[-]	Redukované přetvoření
ε_{krit}	[-]	Kritické přetvoření – mezní hodnota Frostovy podmínky