

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS
AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA PROXIMÁLNÍHO KONCE FEMURU SE SKLUZOVÝM HŘEBEM

STRAIN STRESS ANALYSIS OF PROXIMAL FEMUR WITH DYNAMIC HIP PLATE

DIPLOMOVÁ PRÁCE
DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. JAN KOHOUTEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2012

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Jan Kohoutek

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:

Deformačně napět'ová analýza proximálního konce femuru se skluzovým hřebem

v anglickém jazyce:

Strain stress analysis of proximal femur with dynamic hip plate

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Řešený problém je součástí klinického problému. Skluzový hřeb se používá ve spojení s kyčelní dlahou s označení DHS. Tento systém je určen pro operace proximálního femuru. Zlomeniny proximálního femuru patří v ortopedii a traumatologii k nejčastějším diagnózám. Zlomenina vždy znamená velkou zátěž pro pacienta, přináší s sebou riziko mnoha komplikací, zlomeniny proximálního femuru jsou tedy problémem nejen medicínským a biomechanickým, ale i sociálním a ekonomickým. Diplomová práce bude zaměřena na deformačně-napět'ovou analýzu proximálního femuru s aplikovaným skluzovým hřebem.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Vytvoření modelu geometrie proximálního femuru s aplikovaným skluzovým hřebem.
3. Provedení rozboru zatěžovacích stavů proximálního femuru.
4. Vytvoření výpočtového modelu proximálního femuru s aplikovaným skluzovým hřebem.
5. Provedení výpočtového řešení proximálního femuru s aplikovaným skluzovým hřebem.
6. Deformačně napět'ová analýza řešení proximálního femuru s aplikovaným skluzovým hřebem.

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] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [4] Hoza P., Hála T., Pilný J.: Zlomeniny proximálního femuru a jejich řešení, Med. Pro Praxi 2008; 5(10): 393–397

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2011/2012.

V Brně, dne 15.11.2011

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Předkládaná diplomová práce se zabývá stanovením deformačně napěťových stavů v proximálním femuru s aplikovanými systémy DHS a PCCP. Systém DHS je dlouhodobě a úspěšně používán k léčbě intertrochanterických zlomenin, v některých případech však dochází ke komplikacím spojeným s prořezáváním závitů skluzného hřebu a ztrátě stability implantátu. Tyto nedostatky má minimalizovat novější systém PCCP. V práci je popsána tvorba výpočtového modelu a porovnání rozložení napětí a přetvoření v implantátech a v kostní tkáni získané řešením pomocí metody konečných prvků.

Trojrozměrné modely geometrie implantátů byly vytvořeny na základě reálných objektů, model geometrie proximálního femuru, rozdělený stabilní a nestabilní zlomeninou podle AO klasifikace, byl vytvořen ze série CT snímků. Zatížení bylo určeno na základě podmínek statické rovnováhy uvolněné dolní končetiny. Výpočet proběhl v programovém prostředí Ansys Workbench v13.

Ve skluzných hřebech systému PCCP jsou patrné nižší hodnoty redukováného napětí, než je tomu u systému DHS. Hodnoty redukováného přetvoření v proximálním fragmentu femuru však v kombinaci se systémem PCCP dosahují až trojnásobných hodnot, což je patrně důsledek samořezného tvaru závitů skluzných hřebů tohoto implantátu.

Použitím systému PCCP je redukováno riziko vzniku mezního stavu pružnosti v implantátu, v proximálním fragmentu v okolí závitů však dochází k výraznějšímu přetěžování kostní tkáně než při použití systému DHS.

KLÍČOVÁ SLOVA

proximální femur
intertrochanterická zlomenina
Dynamic Hip Screw
Percutaneous Compression Plate
metoda konečných prvků

ABSTRACT

The presented Master's Thesis aims at determining stress and strain distribution in proximal femur with applied PCCP and DHS systems. The DHS system has been widely and successfully used for treating intertrochanteric fractures of proximal femur; in some cases, however, complications concerning implant cut-out and excessive fracture collapse occur. To minimize the risk of stabilization failure, the PCCP system was designed. In the Thesis, the process of creating the numerical model is described and the results obtained by employing Finite Element Method are presented.

The 3D models of implants' geometry were created based on the real objects. The model of proximal femur geometry was built by utilizing a series of CT scans and divided into two bodies with respect to the AO classification afterwards. The loading was obtained by solving the static equilibrium equations for the loose lower extremity. The computation was run in Ansys Workbench v13 software.

In the hip screws of the PCCP system, lower values of equivalent stress can be found when compared to the DHS system. However, the equivalent strain generated in the proximal fragment is 3-times higher when the PCCP system is employed than in case of DHS system which may be due to the self-cutting design of PCCP screws.

By employing PCCP system, the risk of implant failure is decreased. On the other hand, the bone tissue of the proximal fragment in close vicinity of the implant screws seems to be overloaded and prone to collapse.

KEYWORDS

proximal femur

intertrochanteric fracture

Dynamic Hip Screw

Percutaneous Compression Plate

Finite Element Method

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma *Deformačně napěťová analýza proximálního konce femuru se skluzovým hřebem* jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

V Brně dne

.....
(Jan Kohoutek)

KOHOUTEK, J. *Deformačně napěťová analýza proximálního konce femuru se skluzovým hřebem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 83 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

PODĚKOVÁNÍ

Panu Ing. Florianovi, CSc. na prvním místě
patří dík můj nesmělý,
za cenné rady, ochotu a vstřícnost,
za srdce ze zlata a za nervy z oceli. . .

Díky pánům inženýrům Marcianovi a Valáškově,
za přátelský vzduch, co se jim v kancelíku vždy tetelí,
za pomoc a povzbuzení
vše když zdálo se být v jeteli.

Děkuji své jedinečné sestře
za pár velmi pozdních večerek,
bez níž by asi z práce zbyla
spousta poházených písmenek.

Vřelé díky patří též
mé milované Tereze,
snad jsem příliš v posledních dnech
na nervy jí nelez'.

A vděkem svým buď zahrnuta
i má rodina, přátelé praví,
již mi, doufám, uchránili
zbytky duševního zdraví. . .

OBSAH

1	Úvod	1
2	Popis problémové situace	3
3	Formulace problému a cílů řešení	5
4	Stanovení systému podstatných veličin	7
4.1	Rozmístění prvků soustavy a jejich geometrie	7
4.2	Vazby objektu k okolí	7
4.3	Aktivace objektu	7
4.4	Ovlivnění objektu	8
4.5	Vlastnosti prvků struktury objektu	8
4.6	Projevy objektu	8
4.7	Důsledky projevů	8
5	Rešeršní studie	9
5.1	Rešeršní studie literatury zabývající se způsoby klasifikace zlomenin	9
5.2	Rešeršní studie literatury zabývající se způsoby modelování kostní tkáně .	9
5.3	Rešeršní studie literatury porovnávající různé typů fixátorů	10
5.4	Rešeršní studie literatury zabývající se výpočtovým modelováním	11
6	Analýza prvků řešené soustavy	13
6.1	Anatomie kyčelního kloubu	13
6.2	Anatomie stehenní kosti	14
6.3	Kolemkloubní svaly	16
6.4	Struktura kostní tkáně	17
6.4.1	Kortikální kostní tkáň	18
6.4.2	Spongiosní kostní tkáň	19
6.4.3	Remodelace kostní tkáně	20
6.5	Zlomeniny a jejich klasifikace	21
6.6	Způsoby léčby intertrochanterických zlomenin	22
6.6.1	Bezoperativní léčba	23
6.6.2	Osteosyntéza	24
6.6.3	Historický vývoj extramedulárních náhrad	24
6.6.4	DHS systém	25
6.6.5	PCCP dlaha	25
6.6.6	Další typy extramedulárních náhrad	26
6.6.7	Intramedulární náhrady	28
6.6.8	Aloplastika	29
7	Výběr metody řešení	31

8	Použitý software	33
9	Tvorba výpočtového modelu	35
9.1	Model dekompozice objektu	35
9.2	Model geometrie	35
9.2.1	Model geometrie fixátorů	36
9.2.2	Model geometrie dlahy	36
9.2.3	Model geometrie skluzných hřebů	37
9.2.4	Model geometrie samořezných vrutů	38
9.2.5	Výsledný model geometrie celé sestavy	38
9.2.6	Model geometrie proximálního femuru	38
9.2.7	Model geometrie intertrochanterické zlomeniny	42
9.3	Model topologie objektu	44
9.4	Model okolí a model vazeb objektu a okolí	46
9.5	Model aktivace objektu	47
9.6	Model vlastností struktury objektu	50
9.6.1	Homogenní izotropní model materiálu	51
9.6.2	Nehomogenní izotropní model materiálu	51
9.6.3	Ortotropní model materiálu	52
9.6.4	Transversálně ortotropní model materiálu	52
9.6.5	Anizotropní model materiálu	53
9.6.6	Materiál dlahy	53
9.6.7	Koeficienty tření	54
9.6.8	Shrnutí	54
9.7	Model mezních stavů objektu	54
10	Realizace řešení	55
10.1	Model kontaktů mezi prvky soustavy	55
10.2	Výběr typu prvků	58
10.3	Tvorba konečnoprvkové sítě	58
10.4	Vazby a zatížení	59
10.5	Nastavení řešiče	60
11	Prezentace výsledků	63
11.1	Deformační posuvy	63
11.2	Redukované napětí σ_{HMH}	64
11.3	Redukované přetvoření ε_{HMH}	67
12	Závěr	73
	Seznam použitých zdrojů a literatury	75
	Seznam použitých zkratk a symbolů	82

Kapitola 1

Úvod

Máloco dovede tolik charakterizovat dobu, v níž nyní žijeme, jako cesta, kterou lidstvo za poslední dekády urazilo na poli vědy a techniky. Významné objevy ve všech myslitelných vědních oborech a jejich zavádění do každodenního života neustále zvyšují jeho kvalitu a posouvají hranice lidských možností. Jedním z názorných ukazatelů pokroku je neustále rostoucí průměrná délka života, která např. ve Spojených státech amerických za posledních sto let vzrostla o 25 až 30 let, na čemž hlavní podíl nese zlepšování kvality zdravotní péče [42]. Stále se prodlužující průměrná délka života s sebou však vedle zjevných výhod přináší také nové problémy a výzvy. Kromě různých civilizačních chorob pramenících z hektického způsobu života, špatné životosprávy apod. je lidské tělo s přibývajícím věkem vystavováno různým degradačním procesům, které mimo jiné zvyšují riziko vzniku traumatických zlomenin. Svou početností a zejména závažností hrají důležitou roli zlomeniny proximálního femuru.

Zlomenin proximálního femuru může nastat několik druhů, které se podle anatomické lokalizace lomné linie dále dělí na zlomeniny femorální hlavičky, krčku femuru, zlomeniny pertrochanterické a intertrochanterické. Zlomeniny subtrochanterické, které jsou lokalizovány distálně od trochanterického masivu, bývají řazeny mezi zlomeniny diafýzy femuru [37]. Konkrétní mechanismus zlomeniny závisí na mnoha faktorech, mezi něž lze zahrnout věk pacienta, kvalitu jeho kostní tkáně, příčinu úrazu (vysokoenergetické nebo nízkoenergetické zlomeniny) a další [75]. Podle odhadů je v České republice ročně se zlomeninou proximálního femuru diagnostikováno přibližně 15 000 lidí, a to zejména žen v 7.-8. decenniu. Pro pacienty taková zlomenina představuje velmi vážné komplikace a rizika ohrožení života, mortalita zlomenin proximálního femuru je srovnatelná s mortalitou cévních mozkových příhod, do jednoho roku od utrpení zlomeniny umírá přibližně každý pátý pacient. Zlomeniny proximálního femuru jsou tak problémem nejen medicínským, ale též sociálním a ekonomickým [37].

Od typu zlomeniny se odvíjí způsob její léčby. Původní konzervativní, bezoperativní léčba je nejčastěji nahrazována léčbou operativní za použití osteosyntézy nebo aloplastiky. Vývoj implantátů a fixátorů pro léčbu zlomenin proximálního femuru za poslední dekády taktéž urazil dlouhou cestu a zejména v posledních letech úzce souvisí s rozvojem biomechaniky coby vědního oboru, který k řešení biologických a medicínských problémů využívá poznatků z oblasti inženýrské mechaniky. S její pomocí a s pomocí výpočtového modelování je pak možno posuzovat deformačně napěťovou odezvu kostní tkáně na zatěžování při použití různých typů fixace, jež je předmětem i předkládané práce.

Kapitola 2

Popis problémové situace

Jedním z možných způsobů léčby intertrochanterických zlomenin je použití tzv. extra-medulárních fixátorů. Jedná se o speciální dlahy, které se pomocí kostních vrutů fixují z laterální strany k diafýze femuru a umožňují výsuvný pohyb skluzných hřebů, jež jsou zavedeny do proximálního fragmentu kosti. Tento výsuvný pohyb zajišťuje stlačování obou fragmentů zlomeniny a tím napomáhá jejímu zhojení. Systém DHS (Dynamic Hip Screw) je úspěšným a oblíbeným nástrojem ortopedů a traumatologů, kteří jej v nezměněné podobě používají již po několik desetiletí. V některých případech, zejména je-li systém použit k fixaci nestabilních zlomenin, však může dojít k prořezání závitů skluzného hřebu nebo ke ztrátě fixace a následným lomům. Omezit rizika těchto jevů se snaží systém PCCP (Percutaneous Compression Plate), jenž používá dva skluzné hřeby a jež je navíc možno zavést za použití miniinvazivních technik. V odborné literatuře lze nalézt vědecké práce, které oba fixátory srovnávají z hlediska délky operačních časů, pravděpodobnosti komplikací a dalších faktorů. O jejich srovnání z biomechanického hlediska toho však stále mnoho napsáno nebylo, předkládaná práce si proto klade za cíl tuto mezeru pomoci zaplnit.

Z biomechanického hlediska nelze provést posouzení soustavy proximálního konce femuru s fixátorem bez deformačně napěťové analýzy na základě komplexního řešení. Vzhledem k možnostem na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky (dále jen ÚMTMB) bude řešení zaměřeno na výpočtové modelování a následné řešení Metodou konečných prvků (dále jen MKP). Výpočtový model MKP zahrnuje modely geometrie, materiálu, uložení a zatížení soustavy. Vzhledem k tvarové a materiálové náročnosti je při vytváření výpočtového modelu nutné vyřešit řadu dílčích problémů. Také uložení a zatížení jednotlivých prvků vytváří problémy. Můžeme tedy konstatovat, že vytvoření výpočtového modelu, jeho řešení a následná deformačně napěťová analýza proximálního femuru s DHS systémem, resp. PCCP systémem je problém.

Kapitola 3

Formulace problému a cílů řešení

Na základě popisu problémové situace je možné problém formulovat takto:

Provedení deformačně napěťového řešení proximálního konce femuru s aplikovaným systémem DHS a PCCP s následnou deformačně napěťovou analýzou.

Proces nalezení řešení pro daný problém byl dále rozdělen do dílčích úkolů, jež odpovídají cílům v zadání této práce:

- **Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému:** Pro získání potřebného vhledu do problematiky osteosyntézy pomocí extramedulárních fixátorů a vstupních dat pro následné výpočtové modelování bylo třeba provést rešeršní studii literatury, která se daného tématu dotýká. Tato je provedena v kapitole 5.
- **Vytvoření výpočtového modelu proximálního femuru s aplikovaným skluzným hřebem:** Pro řešení daného problému byla zvolena metoda výpočtového modelování, pro něž je nutno vytvořit výpočtový model. Proces jeho tvorby je popsán v kapitole 9.
- **Vytvoření modelu geometrie proximálního femuru s aplikovaným skluzným hřebem:** Vytváření modelu geometrie, jenž je jedním ze základních prvků modelu výpočtového, je věnována podkapitola 9.2.
- **Provedení rozboru zatěžovacích stavů proximálního femuru:** Rozbor zatěžovacích stavů je v rámci vytváření modelu aktivace objektu proveden v podkapitole 9.5.
- **Provedení výpočtového řešení proximálního femuru s aplikovaným skluzným hřebem:** V kapitole 10, jež pojednává o realizaci výpočtového řešení, je věnována pozornost nastavení kontaktů, vazeb, tvorbě konečnoprvkové sítě a nastavení řešiče.
- **Deformačně napěťová analýza řešení proximálního femuru s aplikovaným skluzným hřebem:** Výsledky deformačně napěťové analýzy jsou prezentovány v kapitole 11.

Kapitola 4

Stanovení systému podstatných veličin

Dříve, než bude přistoupeno k vlastnímu řešení problému, je třeba vymezit ty veličiny, které do procesu řešení problému na daném objektu vstupují a významně ovlivňují jeho výsledky, a stanovit tzv. systém podstatných veličin [43]. Jsou zde uvedeny veškeré veličiny, které byly při řešení problému na dané úrovni uvažovány.

Objekt, na němž bude daný problém řešen, se skládá z několika podobjektů, tj. z proximální části femuru (včetně jeho fragmentů v případě intertrochanterické zlomeniny) a DHS, resp. PCCP dlahy (tj. dlahy, skluzných hřebů a fixačních samořezných vrutů). Jednotlivé podmnožiny systému podstatných veličin na tomto objektu jsou popsány v následujícím textu.

4.1. Rozmístění prvků soustavy a jejich geometrie

Veličinami vyjadřujícími rozmístění prvků soustavy a jejich geometrie jsou prostorové uspořádání, tvar a velikost femuru a aplikované dlahy. U modelu geometrie femuru budou navíc uvažovány dva typy materiálu, tj. spongiosní a kortikální kostní tkáň; pro každý z nich bude vytvořen vlastní objemový model. Pro účely výpočtového modelování bude model geometrie femuru vytvořen na základě série CT snímků, model geometrie dlahy bude vyhotoven odměřením z jejich fyzických exemplářů.

4.2. Vazby objektu k okolí

Interakce mezi objektem a okolím budou modelovány pomocí zamezení posuvů v distálním konci femuru a silového působení popsaného v podkapitole 4.3. Vazby mezi jednotlivými podobjekty budou realizovány předepsáním kontaktních dvojic různé úrovně.

4.3. Aktivace objektu

Veličinami vyjadřujícími aktivaci objektu jsou silová působení od svalů, které se k femuru upínají v oblastech velkého trochanteru, a tlakové silové působení od kloubního spojení na stykové ploše femorální hlavice.

4. STANOVENÍ SYSTÉMU PODSTATNÝCH VELIČIN

4.4. Ovlivnění objektu

Objekt je ovlivňován strukturou kostní tkáně a její kvalitou (hustotou trámečků, minerálním složením apod.). Zahrnutí těchto vlivů do výpočtového modelu by znamenalo podstatné zvýšení úrovně modelu a náročnosti jeho vytvoření, v práci proto nebude uvažováno. Okolí dále ovlivňuje objekt různými způsoby zatěžování, tj. stojí-li pacient na ve stoji s nohama, na jedné dolní končetině, uvažujeme-li chůzi, běh apod. V práci bude uvažován pouze stoj na jedné dolní končetině.

4.5. Vlastnosti prvků struktury objektu

Veličiny vyjadřující vlastnosti prvků se odvíjejí od použitého modelu materiálu. Při tvorbě výpočtového modelu byl vybrán homogenní izotropní model materiálu, pro jehož určení je potřeba zadat moduly pružnosti a součinitele příčné kontrakce všech uvažovaných materiálů (kortikální a spongiosní kostní tkáň, titanová slitina). Mezi významné materiálové parametry z hlediska posouzení mezních stavů patří též meze pružnosti jednotlivých materiálů. Dále je potřeba do této podmnožiny podstatných veličin zahrnout i geometrické veličiny popisující tvar a rozměry jednotlivých podobjektů.

4.6. Projevy objektu

Projevy objektu popisuje pole deformačních posuvů popsané tenzorem deformace a pole normálových a smykových napětí popsané tenzorem napětí.

4.7. Důsledky projevů

Důsledkem může být vznik mezního stavu pružnosti některého z podobjektů, mezního stavu porušení spojitosti, příp. mezní stav některého typu lomu.

Kapitola 5

Rešeršní studie

Pro získání základní orientace v dané problematice a též potřebných vstupních údajů pro pozdější tvorbu výpočtového modelu je třeba provést rešeršní studii relevantní literatury. Články, které byly při psaní této práce použity, jsou stručně představeny v této kapitole a tematicky rozčleněny do čtyř podkapitol, které se po řadě týkají problematiky klasifikace intertrochanterických zlomenin, modelování kostní tkáně, porovnání různých typů fixátorů a výpočtového modelování.

5.1. Rešeršní studie literatury zabývající se způsoby klasifikace zlomenin

Mezi nejpoužívanější způsoby klasifikace intertrochanterických zlomenin proximálního femuru patří klasifikace podle Evanse [24] s modifikací podle Jensena [44] a klasifikace OTA (Orthopaedic Trauma Association) [5]. O obou klasifikacích je možno se více dozvědět např. v [58, 75]. Existují též vědecké články, jež se zabývají srovnáním jednotlivých způsobů klasifikace ve smyslu jednoznačnosti a reprodukovatelnosti dělení zlomenin do jednotlivých kategorií. Z jejich poznatků vyplývá, že tato jednoznačnost zůstává i nadále kontroverzní [86, 72].

5.2. Rešeršní studie literatury zabývající se způsoby modelování kostní tkáně

Jak bude uvedeno v dalších kapitolách, kostní tkáň je velmi obtížně modelovatelný materiál. Za poslední roky, kdy biomechanika a výpočtové modelování doznaly značného rozvoje, se postupně zvedá úroveň používaných modelů materiálu pro popis kostní tkáně. Mezi nejnovější trendy v této oblasti patří modelování spongiózní kostní tkáně jako nehomogenního izotropního materiálu, kdy jsou jeho mechanické vlastnosti korelovány s hustotou kostní tkáně získanou z analýzy CT snímků. Přehled a srovnání používaných převodních vzorců mezi hustotou tkáně a Youngovým modulem pružnosti lze nalézt v [32]. Ve studii [96] je pak pomocí výpočtového modelování provedena analýza celého proximálního femuru s použitým modelem nehomogenního izotropního materiálu a její výsledky jsou porovnány s výsledky experimentálního zatěžování skutečné kosti.

Jiné práce jsou zaměřeny na popis elasto-plastického chování kostní tkáně. V práci [47] je provedeno experimentální měření odezvy spongiózní kostní tkáně na tlakové zatěžování a její chování je porovnáváno s chováním polyuretanových pěnových materiálů. V [31] je elasto-plastický model materiálu aplikován na trojrozměrný model geometrie malého výřezu spongiózní tkáně zhotovený na základě mikro CT snímků. Výsledky numerického

5. REŠERŠNÍ STUDIE

výpočtu jsou následně porovnávány s výsledky experimentálních zkoušek na reálných vzorcích. Pro srovnání jsou tytéž analýzy provedeny na vzorcích z kovových slitin s podobně porézní strukturou, jaká je typická pro spongisu. Podobná analýza je provedena v [64], kde jsou výsledky výpočtu na trojrozměrném konečnoprvkovém modelu spongiy s uvažováním mikrostruktury porovnány s výsledky experimentálních zkoušek na reálných vzorcích.

Zajímavým článkem je též [84], v němž je na základě zkoušek mikrotvrdosti a pomocí akustické mikroskopie zjištěno, že na mikroúrovni vykazují trámce spongiy i lamely kompaktní kosti přibližně stejné mechanické vlastnosti.

5.3. Rešeršní studie literatury porovnávající různé typy fixátorů

Mezi první články srovnávající různé typy fixátorů patří [50]. Autoři se v této práci zaměřují na srovnání pooperačních stavů u 622 pacientů s intertrochanterickými zlomeninami léčenými pomocí Jewettova nebo Massieho hřebu. Na základě svých závěrů autoři doporučují používání Massieho hřebu, který umožňuje stlačování fragmentů a tím napomáhá k rychlejšímu hojení zlomeniny. Poruchy a lomy fixátorů jsou téměř ve všech případech způsobeny úplným zasunutím hřebu do dlahy, a tedy ztrátou možnosti relativního pohybu obou komponent fixátoru. Podle autorů se této situaci dá předejít výběrem vhodné délky hřebu. Také z rozsáhlé studie [17] plynou jednoznačné závěry, že použití tzv. „*fixed-angle nail-plate*“, tedy hřebů pevně spojených s dlahou bez možnosti výsuvného pohybu, je spojeno s vyšším rizikem prořezání závitů, lomu fixátoru a nutnosti reoperace než při použití skluzných hřebů.

Problém formulovaný v kapitole 3 zahrnuje systémy DHS a PCCP aplikované na proximální části femuru, stěžejní část rešeršní studie je proto zaměřena na porovnání těchto dvou fixátorů. V odborné literatuře lze nalézt celou řadu článků, které se věnují problematice fixátorů z medicínského hlediska a analyzují průběh operací a pooperační stav pacientů. V článku [18] byly porovnány výsledky léčby 1024 pacientů s intertrochanterickými zlomeninami pomocí systému DHS s odstupem jednoho roku od operace. Z původního počtu zůstalo naživu 69 % pacientů, z nichž se u 95 % neobjevila žádná, anebo jen mírná bolest. Polovina přeživších pacientů se navrátila k původní pohyblivosti. S problémy týkajícími se fixace implantátu se potýkalo 3,6 % pacientů. Vysoké procento mortality zůstalo nevysvětleno. V práci [15] jsou analyzovány průběhy operací u 611 pacientů ošetřených systémem PCCP. Mortalita během prvního roku po operaci dosáhla hodnoty 3,8 %, pooperačními komplikacemi trpělo 14,7 % pacientů. Přímé srovnání systémů DHS a PCCP je provedeno např. v pracích [49, 74, 13]. Z jejich závěrů vyplývá, že k implantaci PCCP systému jsou zapotřebí až o čtvrtinu kratší operační časy a též nutnost transfuze je méně častá než při použití DHS systému, což pramení z miniinvazivního způsobu implantace systému PCCP. Statisticky významné rozdíly v četnosti pooperačních komplikací nebyly pozorovány. Použitelnost systému PCCP však v některých případech může být limitována existencí pouze jednoho typu dlahy bez možnosti měnit úhel mezi dlahou a skluznými hřebi. I v případě systému DHS byly učiněny pokusy o umožnění miniinvazivní techniky implantace, a to zkrácením dlahy fixátoru a použitím diagonálních

vrutů. Avšak pozdější studie [71] ukázaly, že je toto řešení spojeno s až čtyřnásobným nárůstem napětí ve fixátoru, a tedy s vyšším rizikem poruch.

V práci [67] je DHS systém porovnáván s tzv. „*Medoff plate*“. Ze závěrů práce vyplývá, že ačkoli se u *Medoff plate* vyskytuje výraznější zkrácení femuru (střední hodnota odpovídá 15 mm oproti 11 mm u DHS systému), medializace diafýzy femuru i riziko poruch jsou méně časté a větší míru zkrácení femuru ospravedlňují. V práci [68] jsou analyzovány výsledky léčby 94 pacientů pomocí modifikovaného *Medoff plate* se čtyřmi vruty. I u tohoto implantátu autoři dosáhli dobrých výsledků s nízkou četností komplikací. Ze závěrů práce [61], která porovnává *Medoff plate* a standardní Gamma hřeb, vyplývá, že Gamma hřeb je vhodnější variantou léčby subtrochanterických zlomenin, v případě trochanterických zlomenin vykazují oba implantáty podobně uspokojivé výsledky.

Autoři článku [90] se zaměřili na hledání spolehlivějšího způsobu fixace skluzného hřebu v osteoporotické kosti. Závěry jejich práce nasvědčují tomu, že použití helikálního závitu namísto konvenčního závitu skluzného hřebu může významně ovlivnit jeho odolnost proti prořezání. Nevýhodou helikálního závitu je výraznější zkrácení femorálního krčku při jeho použití. K podobným výsledkům dospěli i autoři [80], kteří zkoumali vliv helikálního závitu na posuvy femorální hlavice u intertrochanterických zlomenin při použití intramedulárních fixátorů.

V rešeršní studii [48] se autoři věnují problematice fixace proximálního femuru pomocí extramedulárních a intramedulárních fixátorů. Výsledky této studie naznačují, že systém DHS nadále zůstává optimálním způsobem léčby intertrochanterických zlomenin s výjimkou těch případů, u nichž dochází ke vzniku velkého množství fragmentů, nebo když je vrstva kortikální kosti na laterální straně diafýzy femuru relativně slabá. Také autoři rešeršní studie [77] doporučují použití intramedulárních fixátorů v případě nestabilních zlomenin, pro léčbu stabilních zlomenin je podle závěru jejich studie vhodnější použít fixátor extramedulární.

5.4. Rešeršní studie literatury zabývající se výpočtovým modelováním

V odborné literatuře je možné nalézt články, jež se zabývají výpočtovým modelováním proximálního femuru s intertrochanterickou zlomeninou a aplikovaným fixátorem. Ve studii [66] jsou experimentálně i pomocí výpočtového modelování porovnávány dlaha, úhlově stabilní dlaha, DHS systém a „*Proximal Femoral Nail*“. Z výsledků této práce plyne, že při použití dané úhlově stabilní dlahy, podobně jako je-li použit *Proximal Femoral Nail*, je v místě zlomeniny generováno podobné zatížení jako u kosti bez zlomeniny, protože autoři tyto dva fixátory považují za nejlepší. Naproti tomu aplikace systému DHS vede k největšímu přenosu zatížení na lomnou plochu. V práci [36] se autoři zaměřují na analýzu vlivu pozice skluzného hřebu DHS systému na rozdělení napětí v implantátu a okolní kostní tkáni. Na základě své studie doporučují skluzný hřeb umístit do centrální části femorálního krčku a hlavice. Práce [16] je zaměřena na deformačně napěťovou analýzu proximálního femuru s aplikovaným DHS systémem nebo třemi spongiosními vruty. Výsledky ukazují vysoké hodnoty napětí při použití spongiosních vrutů. Deformačně napěťovým analýzám proximálního femuru s intramedulárními implantáty se věnuje např. [89, 33].

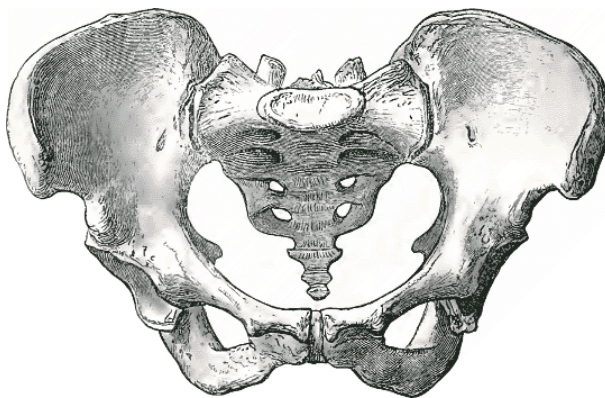
Kapitola 6

Analýza prvků řešené soustavy

Objekt, na němž bude problém řešen, se skládá ze stehenní kosti, z dlahy, jednoho (v případě dlahy DHS) nebo dvou (u dlahy PCCP) skluzných hřebů a ze tří samořezných vrutů, které fixují dlahu ke kosti. Stejně jako geometrii a topologii jednotlivých podobjektů je důležité správně zvolit interakce mezi nimi a vazby k okolí. Je tedy třeba správně porozumět kinematice kyčelního spojení a zatěžovacím stavům, k nimž při pohybu dochází. Vzhledem k tomu, že řešení bude prováděno na stehenní kosti s intertrochanterickou zlomeninou, bude v následujícím textu blíže pojednáno o klasifikacích intertrochanterických zlomenin. Dalším postupným cílem na cestě k zahrnutí všech podstatných vlivů na řešení daného problému je správná interpretace struktury materiálu kostní tkáně a v neposlední řadě též detailní popis obou fixátorů.

6.1. Anatomie kyčelního kloubu

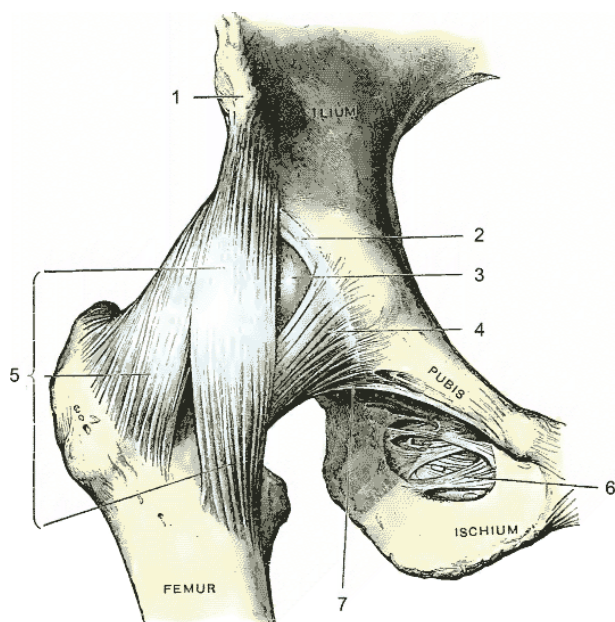
„Kloub (*articulatio synovialis*) je pohyblivé spojení dvou nebo více kostí dotýkajících se styčnými plochami, potaženými hyalinní chrupavkou. Artikulující kosti jsou spojeny kloubním pouzdem upínajícím se po obvodu těchto ploch. Takové spojení umožňuje funkčně významný rozsah pohybů artikulujících kostí.“ [6]



Obrázek 6.1: Ženská pánev. [19]

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

- artikulující kosti,
- kloubní chrupavka,



Obrázek 6.2: Kyčelní kloub. 1 – *spina iliaca anterior inferior*, 2 – *labrum glenoidale*, 3 – *caput femoris* (hlavice), 4 – *ligamentum pubofemorale*, 5 – *ligamentum iliofemorale*, 6 – *membrana obturatoria*, 7 – *ligamentum pubofemorale*. [19]

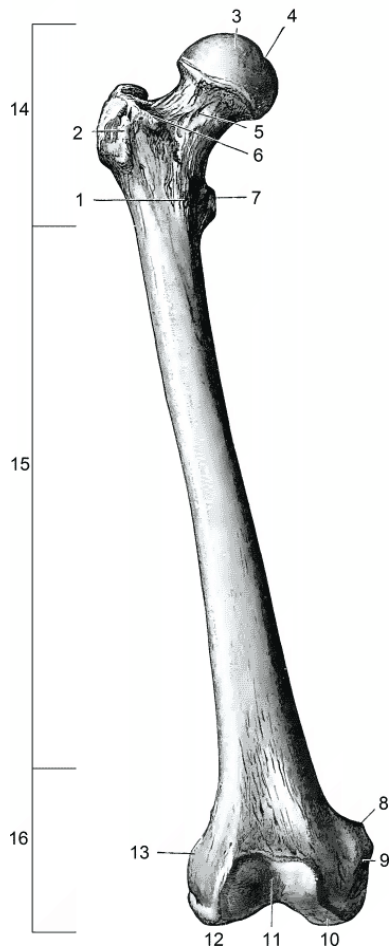
- kloubní pouzdro,
- kloubní vazy,
- kolemkloubní svalstvo,
- přídatná zařízení kloubní,
- kloubní cévy,
- kloubní nervy [6].

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je klasifikován jako jednoduchý kulový kloub omezený (*articulatio spheroida enarthrosis*). Artikulujícími kostmi jsou centrální část kosti pánevní nazývaná *acetabulum* a proximální konec kosti stehenní zakončený hlavicí femuru [6]. Kloubní jamka je polokulovitá, střední hodnota jejího poloměru se pohybuje okolo 2,5 cm a nalézá se v místě styku tří pánevních kostí – *os ilium*, *os ischii* a *os pubis*. Vzhledem k tomu, že bude řešení problému omezeno na stehenní kost, bude této v následujícím textu věnována větší pozornost.

6.2. Anatomie stehenní kosti

Stehenní kost (*femur*) je největší a nejsilnější kostí lidského těla. Podle tvaru spadá do skupiny dlouhých kostí a lze na ní rozlišit následující části:

- proximální konec,



Obrázek 6.3: Femur. 1 – *linia intertrochanterica*, 2 – *trochanter major* (velký trochanter), 3 – *caput femoris* (hlavice), 4 – *fovea capitis femoris*, 5 – *collum femoris* (krček), 6 – *tuberositas glutea*, 7 – *trochanter minor* (malý trochanter), 8 – *tuberculum adductorium*, 9 – *epicondylus medialis*, 10 – *condylus medialis* (mediální kondyl), 11 – *facies patellaris*, 12 – *condylus lateralis* (laterální kondyl), 13 – *epicondylus lateralis*, 14 – proximální konec, 15 – tělo stehenní kosti, 16 – distální konec. [19]

- hlavice (*caput femoris*),
- krček (*collum femoris*),
- trochanterický masiv (*calcar femoris*),
- tělo (*corpus femoris*),
- distální konec,
- kondyly (*condyli femoris*).

Hlavice kyčelního kloubu (*caput femoris*) má přibližný tvar koule a je tou částí stehenní kosti, která spolu s jamkou pánevní kosti tvoří kyčelní kloub. Její velikost se různí, střední

6. ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY

hodnota jejího poloměru se pohybuje okolo 2,5 cm. Hlavice často nemá přesně kulovitý tvar, nýbrž je v kraniokaudálním směru mírně zploštělá do tvaru rotačního elipsoidu. Nápadná prohlubeň při pohledu z mediální strany se nazývá *fovea capitis femoris*, v níž se upíná *ligamentum capitis femoris*. Chrupavka na povrchu hlavice zaujímá přibližně dvě třetiny povrchu koule a její tloušťka se pohybuje od 1 do 3 mm v závislosti na její lokalizaci. [6]

Krček (*collum femoris*) spojuje hlavici s trochanterickým masivem. Jeho délka u dospělých jedinců dosahuje 4 až 5 cm a s *corpus femoris* svírá tzv. kolodíafysární úhel. Hodnota tohoto úhlu se s věkem snižuje, při narození dosahuje téměř 160°, průměrná hodnota v dospělosti se udává okolo 126°. Krček je navíc ještě pootočen ventrálně oproti frontální rovině proložené kondyly femuru o tzv. úhel anteverze, jehož hodnota nabývá v průměru 12-15°. [21, 6]

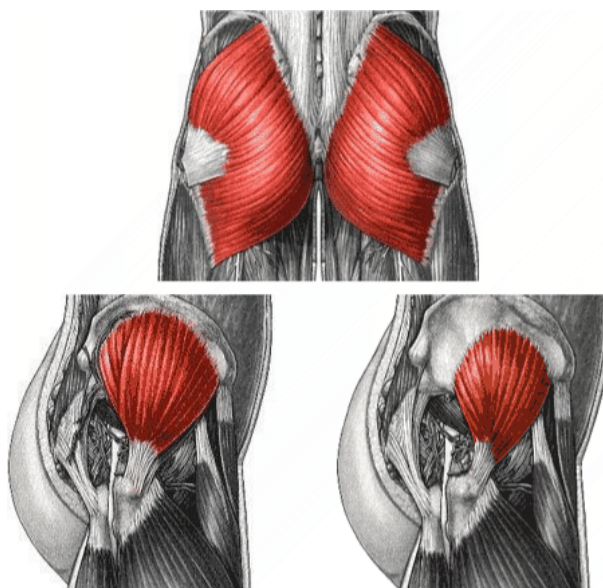
Trochanterický masiv je tvořen velkým a malým trochanterem. Velký trochanter (*trochanter major*) je mohutná kostní vyvýšenina, která svou bází dosedá shora na přechod diafýzy v krček, jeho vrchol se stáčí mírně mediálně a dorzálně. Na jeho zevní straně se nalézá malý hrbolek (*tuberculum innominatum*), na nějž se upíná *musculus gluteus medius*. Malý trochanter (*trochanter minor*) je kónického tvaru a nasedá na dorzomediální plochu diafýzy femuru. Svým vrcholem směřuje mediálně a nepatrně dorzálně. Upíná se na něj *musculus iliopsoas*. [6]

Tělo femuru je lehce prohnuté konvexitou dopředu a sbíhá od trochanterického masivu šikmo mediokaudálně. Uvnitř diafýzy se nachází dřevná dutina (*cavitas medullaris*) vyplněná kostní dřevinou. Distální konec stehenní kosti se rozšiřuje do dvou kondylů (*condylus medialis* a *condylus lateralis*), které jsou artikulujícími útvary v kolenním kloubu. [21]

6.3. Kolemkloubní svaly

Kolemkloubní svaly zajišťují pohyb kloubního spojení. U kyčelního kloubu se jedná o soubor 22 svalů, které je možno rozdělit podle systematické anatomie na svaly kyčelní a stehenní. Kyčelní se dále dělí podle systematické anatomie na vnitřní (*musculus iliopsoas*) a zevní (*musculus gluteus maximus*, *musculus gluteus medius*, *musculus gluteus minimus*, *musculus tensor fasciae latae* a další). Svaly stehenní se dělí na přední (*musculus sartorius*, *musculus rectus femoris*), zadní (*musculus semitendinosus*, *musculus semimembranosus*, *musculus biceps femoris*) a mediální (*musculus pectineus* a další). Podle funkce je možné výše uvedené svaly dělit na flexory (zajišťují ohyb končetiny ve ventrálním směru), extenzory (ohyb končetiny v dorzálním směru), krátké zevní rotátory (rotace končetiny), adduktory (přitažení končetiny v mediálním směru) a abduktory (odtažení končetiny ve směru laterálním).

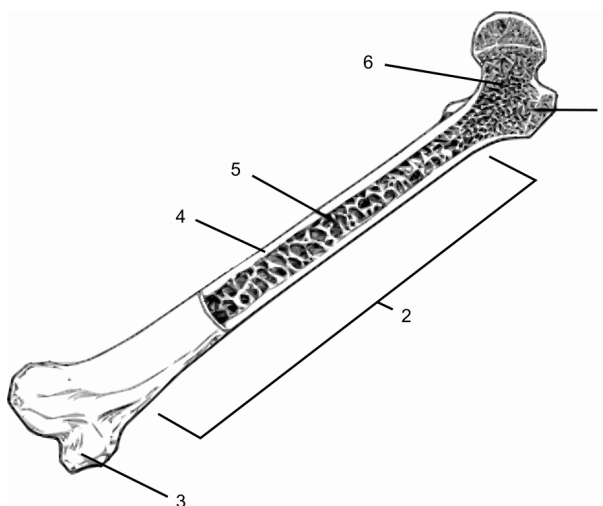
Pro účely této práce hrají nejvýznamnější úlohu abduktory, které zajišťují schopnost bipední chůze. Patří sem mimo jiné *m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius* a *m. gluteus minimus*. Gluteální svaly začínají po prakticky celé zevní ploše lopaty pánevní kosti a přilehlé části *os sacrum*. Jejich úpony se naopak koncentrují do oblasti velkého trochanteru [6].



Obrázek 6.4: *Musculus gluteus maximus* (nahore), *musculus gluteus medius* (vlevo) a *musculus gluteus minimus*. [26]

6.4. Struktura kostní tkáně

Z morfologického hlediska je možné kosti lidského organismu rozdělit do tří skupin. Tvoří je kosti dlouhé (např. *femur*, *humerus* aj.), kosti krátké (zápěstní kůstky aj.) a kosti ploché (kost hrudní, některé kosti lebeční). Jednotlivé skupiny kostí se od sebe liší nejen svým tvarem a funkcí, ale též způsobem vývoje a růstu. [21] Předmětem zkoumání této práce je stehenní kost, která spadá do skupiny dlouhých kostí (obr. 6.5), těmto tedy bude věnována větší pozornost.



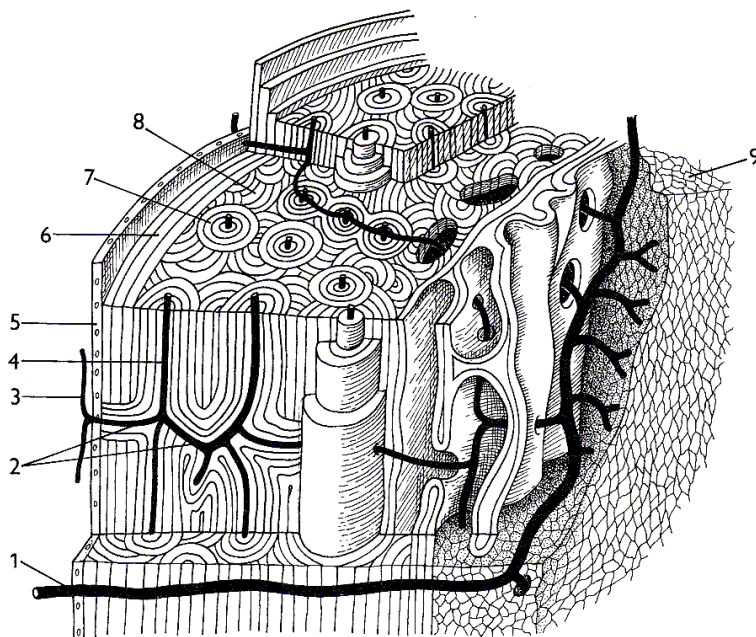
Obrázek 6.5: Stavba dlouhé kosti. 1 – epifýza, 2 – diafýza, 3 – epifýza, 4 – kortikální kostní tkáň, 5 – dřevná dutina, 6 – spongiózní kostní tkáň.

6. ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY

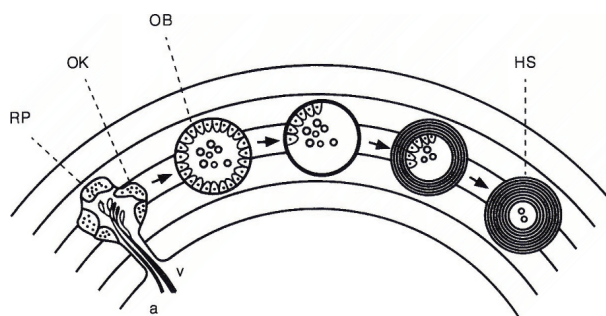
Na stavbě každé kosti se podílí dva typy kostní tkáně. Jedná se o kostní tkáň hutnou, neboli kortikálu (*substantia corticalis*), a kostní tkáň trámčitou, též spongiósu (*substantia spongiosa*). Diafyzální část dlouhých kostí je tvořena silným obvodovým pláštěm kortikální kosti, který obepíná dřevnou dutinu (*cavitas medullaris*). V epifýzách dlouhých kostí je kortikála mnohem tenčí, vnitřek je pak vyplněn trámčitou kostní tkání [21].

6.4.1. Kortikální kostní tkáň

Kortikální kostní tkáň tvořící diafýzu dlouhých kostí je na počátku vývoje označována jako *primární*, neboli *prehaverská*. Již v prenatalním období a během celého života pak dochází k její přestavbě na kostní tkáň *haverskou*. Důvodem k této přestavbě nejsou vyšší nároky na mechanickou pevnost, která je u obou typů kostní tkáně přibližně stejná, ale zvyšující se nároky na cévní zásobení. [35, 6] Celý proces přestavby začíná aktivním vrůstáním cévních pupenů z dřevné dutiny kolmo do vnitřních vrstev kompakty. Z pupenů se dále oddělují ramena, která se vzestupně nebo sestupně ve směru hlavní osy dlouhé kosti napojují na původní primární cévní síť. Na stěny širokých kanálů kolem nových cév koncentricky přiléhají kostní buňky (*osteoblasty*) a postupně je zužují. Tak vznikne *osteon*. Tato přestavba po určité době přetvoří původní kompaktu po celé její tloušťce, pouze na povrchu zůstává zachováno několik vrstev obvodových lamel. Vzhledem k tomu, že tato přestavba probíhá neustále po celý život, vyplňují prostor mezi nově vzniklými osteony zbytky starších, částečně odbouraných osteonů.



Obrázek 6.6: Cévní zásobení haverské kosti: 1 – *arteria nutricia*, 2 – cévy ve Volkmannových kanálcích, 3 – periostální cévy, 4 – céva haverského systému, 5 – periost, 6 – plášťové lamely periostální kosti, 7 – haverský systém, 8 – zbytky starších haverských systémů, 9 – dřev. [6]

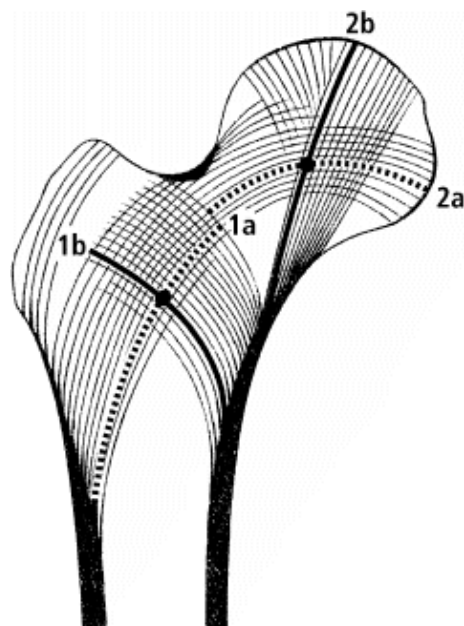


Obrázek 6.7: Postup vzniku haverského systému v lamelách primární kosti: a – arterie, v – vena, RP – razicí cévní pupen, OK – osteoklast, OB – osteoblast, HS – haverský systém (osteon). [6]

Diafýza femuru je tvořena téměř výhradně kortikálou, která v poměrně silné vrstvě ohraničuje dřevnou dutinu. V případě proximální části je vrstva kortikály až na jednu výjimku poměrně slabá. Touto výjimkou je kortikála na mediální části krčku, která je nápadně zesílena do významné nosné struktury, nazývané Adamsův oblouk.

6.4.2. Spongiosní kostní tkáň

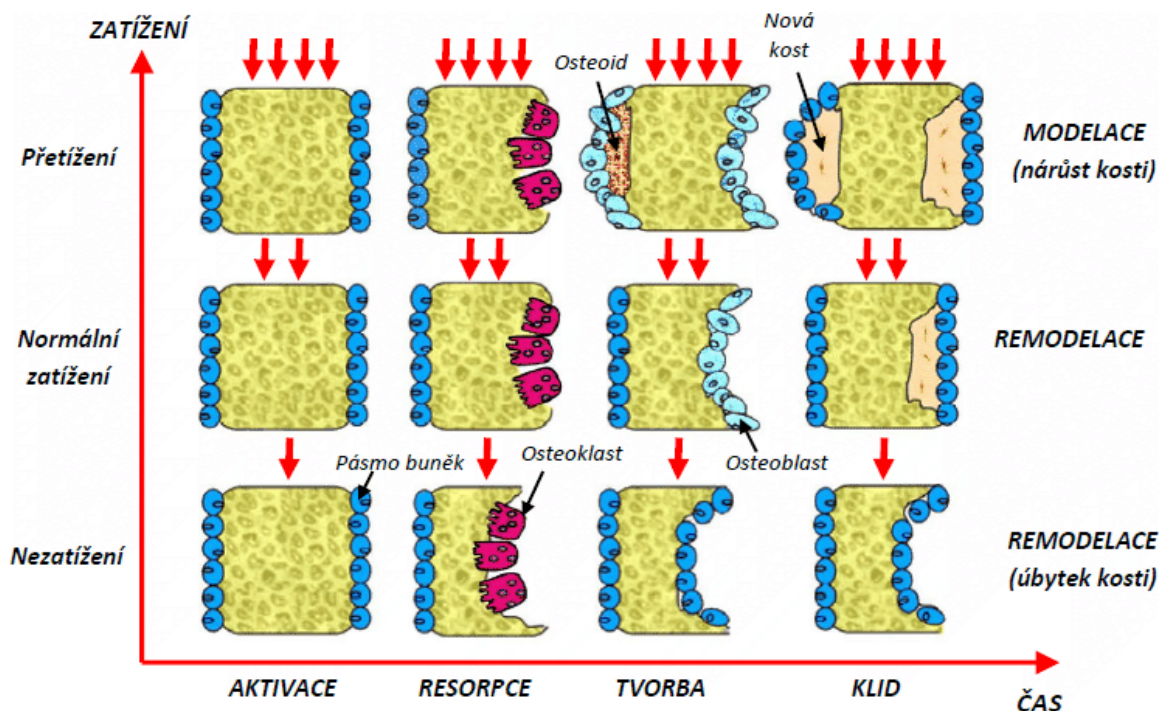
Spongiosní kostní tkáň je tvořena prostorovou sítí kostních trámců – trabekul. Trámce jsou nejjemnější v kloubních koncích, směrem ke dřevné dutině se zesilují, ale řídnu [6]. Architektura prostorové sítě trabekul podléhá vlivům zatěžujících sil působících na kloub v celém rozsahu jeho pohybů. Síť trabekul je proto u každého kloubu jiná v závislosti na rozsahu pohybů, které tento kloub umožňuje. S první formulací této myšlenky přišel roku 1892 Julius Wolff se svou publikací *Das Gesetz der Transformation der Knochen* [92], v níž publikoval postulát, který později přešel ve známost jako Wolffův zákon. Ten lze zjednodušeně vyjádřit slovy: „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.“ [23] V oblasti proximálního konce femuru lze rozeznat několik zřetelných trajektorií, které trámce sledují a které zároveň odpovídají směřům hlavních tahových a tlakových napětí (obr. 6.8). Ačkoli se ohledně této koncepce dosud vedou spory, v literatuře se zpravidla rozlišuje pět systémů kostních trámců. V oblasti krčku probíhají tzv. primární systémy, a to tlakový mediální a tahový laterální, v oblasti trochanterického masivu pak sekundární systémy, opět tlakový mediální a tahový laterální, pátý systém probíhá podélně velkým trochanterem. [6] Mediální systém v oblasti krčku vychází od středu hlavice strmě distálně a mírně laterálně a vyzařuje do silné kortikální vrstvy v úrovni malého trochanteru (křivka 2b na obr. 6.8). Trámce laterálního systému vybíhají od středu hlavice obloukovitě laterálně a distálně a vyzařují do kompakty pod dolním okrajem velkého trochanteru (křivky 1a a 2a). Trámce tlakového sekundárního systému začínají široce od báze velkého trochanteru, směřují v oblouku distomediálně a vyzařují do kompakty Adamsova oblouku (křivka 1b).



Obrázek 6.8: Přibližný směr trajektorií v proximálním femuru. Křivky sledující směr 1a jsou křivkami sekundárního tahového laterálního systému, 1b odpovídá směru sekundárního tlakového mediálního systému, 2a reprezentuje křivky primárního tahového laterálního systému, 2b pak křivky primárního tlakového mediálního systému. [79]

6.4.3. Remodelace kostní tkáně

Kostní tkáň je pozoruhodným materiálem z mnoha důvodů. Jednou z jejích velmi speciálních vlastností je, jak bylo naznačeno v předchozí podkapitole, její schopnost adaptovat se na změnu vnějšího zatížení. Modelace, resp. remodelace kostní tkáně je možná díky aktivitě dvou buněčných typů: osteoblastů a osteoklastů. Pro aktivaci osteoblastů, které jsou zodpovědné za tvorbu kostní tkáně, je zapotřebí mechanické zatížení, které v kosti vyvolá přetvoření v řádu stovek až tisícovek $\mu\epsilon$ (mikrostrain). Experimenty ukázaly, že mechanismus zatěžování, tedy zda se jedná o tah, nebo tlak, není z hlediska aktivace podstatný, důležitá je však míra přetvoření v kosti vznikajícího. Není-li kost zatížena dostatečně (prahová hodnota se pohybuje mezi 50-200 $\mu\epsilon$), aktivují se ve zvýšené míře osteoklasty a začnou kost resorbovat. Fyziologické zatížení, při němž se apozice i resorpce uplatňují ve shodné míře, je v rozmezí přibližně 1000-2500 $\mu\epsilon$. Důvodem pro tuto remodelaci je diskrétní poškození kostních lamel vlivem procesu stárnutí nebo mechanického zatížení, kdy je poškozená kost osteoklasticky odbourána a vzápětí vyplněna kostí novou. Při vzestupu deformace nad tuto hodnotu se ve zvýšené míře aktivují osteoblasty a kost aponuje. Oblast patologického přetěžování je zdola omezena hodnotou přibližně 25000 $\mu\epsilon$, kdy dochází k praskání [6, 59]. Jednotlivé mechanismy remodelace jsou schematicky znázorněny na obr. 6.9.

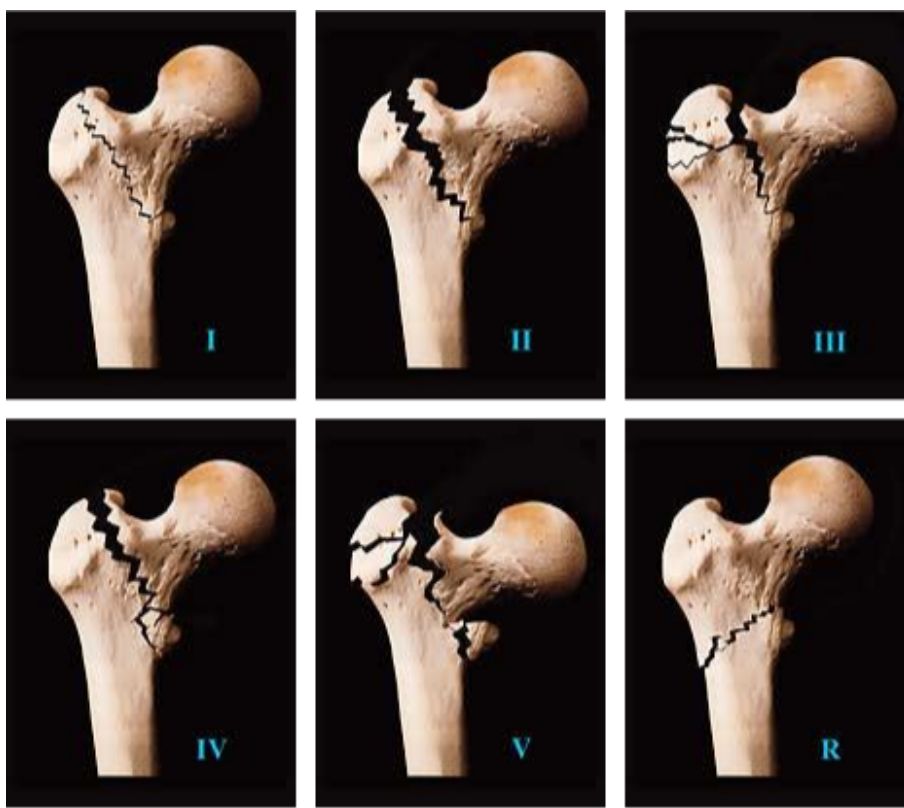


Obrázek 6.9: Remodelace kostní tkáně při různých měřích zatížení. [59]

6.5. Zlomeniny a jejich klasifikace

Intertrochanterické zlomeniny u mladých lidí jsou zpravidla důsledkem vysokoenergetického zranění, nejčastěji automobilové nehody nebo pádu z velké výšky. U starších lidí jde v 90 % případů o nízkoenergetická zranění zapříčiněná prostým pádem. Pro správný popis a hodnocení intertrochanterických zlomenin bylo potřeba vytvořit systém klasifikace jednotlivých typů zlomenin, který by vypovídal o jejich stabilitě a vedl operátory k volbě optimálního ošetření [86]. První veřejnou a obecně akceptovanou klasifikaci vytvořil v roce 1949 E. M. Evans [24], který intertrochanterické zlomeniny rozdělil do pěti kategorií (obr. 6.10). Do tříd I a II spadají zlomeniny se dvěma fragmenty, v případě třídy II navíc dochází k separaci obou fragmentů. Do třídy III spadají zlomeniny se třemi fragmenty v těch případech, kdy dochází k oddělení velkého trochanteru, a tedy ztrátě posterolaterální podpory. Do třídy IV taktéž spadají zlomeniny se třemi fragmenty, tentokrát ale v těch případech, kdy dochází ke ztrátě mediální podpory z důvodu oddělení malého trochanteru nebo zlomenině v Adamsově oblouku. Zlomeniny třídy V zahrnují případy, kdy dojde k oddělení malého i velkého trochanteru. Tato klasifikace se po dlouhou dobu těšila velké oblibě pro svou reprodukovatelnost a snadné použití zejména v anglicky mluvících zemích [58].

S jinou klasifikací s označením AO přišel v roce 1990 Müller et al. [63], který trochanterické zlomeniny rozdělil do tří skupin A1 – A3 (obr. 6.11). Skupina A1 zahrnuje stabilní zlomeniny se dvěma fragmenty, kdy linie lomu běží od velkého trochanteru k Adamsovu oblouku, který je rozdělen pouze v jednom místě, a je dále rozdělena do tří podskupin podle toho, zda končí nad malým trochanterem (třída A1.1), jde napříč malým trochan-



Obrázek 6.10: Evansova klasifikace intertrochanterických zlomenin. [58]

terem (třída A1.2), nebo končí pod ním (třída A1.3). Do skupiny A2 spadají zlomeniny s touž linií lomu jako u skupiny A1, ovšem kortikála v Adamsově oblouku je rozdělena na více fragmentů. Třída A2.1 zahrnuje zlomeniny s jedním vedlejším úlomkem, A2.2 se dvěma vedlejšími úlomky a A2.3 s více než dvěma vedlejšími fragmenty. Ve skupině A3 jsou pak zahrnuty ty zlomeniny, u nichž lomová čára začíná v kortikále na laterální straně pod velkým trochanterem a běží napříč tělem kosti k malému trochanteru. Třída A3.1 zahrnuje zlomeniny se zpětnou linií lomu, A3.2 s příčnou linií a třída A3.3 zlomeniny s odděleným malým trochanterem [58]. Obecně řečeno jsou podle většiny vědeckých prací zlomeniny spadající do skupiny A1 považovány za „stabilní“ a k jejich léčbě se často aplikují skluzné hřeby, zlomeniny skupin A2 a A3 jsou „nestabilní“ a zpravidla léčeny intramedulárními hřeby. V současnosti se však stále vedou rozsáhlé diskuse o tom, který implantát je pro tu kterou třídu optimální [86].

6.6. Způsoby léčby intertrochanterických zlomenin

Následující kapitola uvádí přehled některých způsobů léčby, které jsou v souvislosti s intertrochanterickými zlomeninami uplatňovány. Z důvodu získání ucelené představy o vývoji těchto metod jsou do výčtu zahrnuty i některé implantáty, které jsou sice již překonány, ale z hlediska historického vývoje moderních fixátorů sehrály důležitou roli.



Obrázek 6.11: AO klasifikace intertrochanterických zlomenin podle Müllera. [58]

6.6.1. Bezoperativní léčba

Předtím, než byly v šedesátých letech minulého století vyvinuty první fixátory pro ošetření zlomenin proximálního femuru, byl jediným způsobem léčby dlouhotrvající odpočinek v natažené poloze vleže na lůžku, dokud se zlomenina nezhojila přirozenou cestou (přibližně 10 až 12 týdnů). Po takto dlouhé nečinnosti pak následovala vleklá rehabilitace a trénink chůze. U starších pacientů tento způsob léčby skrýval mnohá nebezpečí v podobě proleženin, zánětů močových cest, zápalů plic, trombóz apod., což zapříčiňovalo vysokou úmrtnost pacientů. Navíc často docházelo ke zkrácení končetiny a její deformaci ve smyslu varozity při ochabování svalů [75].

6. ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY

Bezoperativní léčba se uplatňovala dvěma způsoby. V prvním případě byl pacientovi již několik dní po úrazu povolen přesun z lůžka na židli, umožňoval-li to jeho stav. To mělo sice negativní vliv na pozici fragmentů ve zlomenině a docházelo tak k nevýhnutelné deformaci kosti, nicméně se tak minimalizovaly problémy pramenící z dlouhého pobytu na lůžku. Druhý přístup se naopak snažil udržet rozumnou míru redukce zlomeniny pomocí skeletální trakce, dokud nedošlo ke srůstu zlomeniny. Avšak udržení správné pozice končetiny pomocí trakce bylo velmi složité a často neúspěšné, výše uvedená rizika proleženin a dalších komplikací navíc nebyla nijak zmenšena [75].

Od šedesátých let dvacátého století se dramaticky rozrůstá počet fixátorů a operativní zákrok spočívající v redukcí a stabilizaci zlomeniny pomocí fixátoru se tak stává běžným způsobem léčby, která rizika dlouhého pobytu na lůžku minimalizuje a pacientovi navrácí částečnou mobilitu. Existují ovšem případy, kdy je operativní léčba znemožněna například vysokým rizikem úmrtí v důsledku působení anestezie nebo chirurgického zákroku samotného (např. u pacientů po prodělaném infarktu myokardu) [75].

6.6.2. Osteosyntéza

Vyhlídky na rychlé uzdravení a uspokojivé obnovení funkce zlomené končetiny lze rapidně zlepšit pomocí osteosyntézy. Jedná se o operační metodu, kdy je i komplikovaná nestabilní zlomenina reponována a fixována pomocí speciálního implantátu. Pro účely operativní léčby intertrochanterických zlomenin byla vyvinuta celá řada implantátů. Tyto je možno rozdělit na extramedulární a intramedulární a o některých z nich bude dále pojednáno v této kapitole. Z důvodu, že se o mnohých implantátech česky psaná literatura nezmiňuje, bude i v této práci často užito původních anglických názvů, čímž se chce autor vyhnout případným zavádějícím překladům.

6.6.3. Historický vývoj extramedulárních náhrad

Prvními úspěšnými implantáty byly dlahy, k nimž byl pod fixním úhlem 130° nebo 150° připevněn hřeb se třemi listy v anglické literatuře nazývaný „*fixed-angle nail-plate*“ (např. Jewettův hřeb, obr. 6.12). Dlahy se pomocí vrtů přišroubovaly k laterální straně těla femuru. Takové řešení sice poskytovalo stabilitu fragmentům femorální hlavice a krčku vzhledem k tělu femuru, ale neumožňovalo stlačování zlomeniny. Pokud pak došlo k náhlému, silnému stlačení, implantát buďto pronikl do kyčelního kloubu, nebo se prořezal skrze superiorní část femorální hlavice. Když ale k žádnému stlačování nedocházelo vůbec, nedostatek kontaktu s kostí mohl vyústit ve zlomeninu samotné dlahy anebo její uvolnění z těla femuru. Proto se vědci zaměřili na vývoj implantátu, který by stlačování zlomeniny umožňoval. [75]

Dalším evolučním stupněm byl tzv. „*sliding nail-plate*“, tedy implantát sestávající z hřebu, jímž byl zafixován proximální fragment, a z dlahy, která hřebu umožňovala výsuvný pohyb (Massieho hřeb). Tím bylo umožněno stlačování fragmentů v místě zlomeniny, což napomáhalo jejímu hojení. [75] Srovnání výsledků dosažených s Jewettovým a Massieho hřebem se ve své práci věnují Kyle et al. [50].



Obrázek 6.12: Jewettův hřeb. [54]

Hřeb s rovnými listy byl později nahrazen šroubem se zaobleným koncem a širokým závitem, což mělo za cíl zlepšení fixace fragmentu proximálního femuru a snížení rizika prořezání hřebu. Nový implantát dostal název „*Dynamic Hip Screw*“ (dále jen DHS) a stal se jedním z nejpoužívanějších implantátů pro léčbu intertrochanterických zlomenin [13]. V současné době existuje celá řada variací DHS systému, z nichž pro účely této práce bude největší pozornost věnována tzv. „*Percutaneous Compression Plate*“ (dále jen PCCP).

6.6.4. DHS systém

DHS systém (někdy též nazýván CHS – „*Compression Hip Screw*“, obr. 6.13) sestává z dlahy, skluzného hřebu, kompresního šroubu a kostních vrutů. Dlahu se pomocí různých velkého počtu vrutů v závislosti na délce dlahy připevní k laterální straně těla femuru. Součástí dlahy je též válcovité vedení pro skluzný hřeb, kterým je fixován proximální fragment kosti. Úhel, který dlahu s osou hřebu svírá, se pohybuje od 130° do 150°. Nejčastěji používaným typem je dlahu s úhlem 135°, která je také předmětem zkoumání této práce. Na distální konec hřebu je pak možné ještě aplikovat kompresní šroub a vyvinout tak ve zlomenině počáteční tlakové předpětí.



Obrázek 6.13: Systém DHS s dlahou, dvěma skluznými hřebi, kompresním šroubem a čtyřmi kostními vruty. [4]

Hřeby se vyrábějí v různých délkách od 50 do 120 mm, závit má délku 20 nebo 33 mm a průměr 12,5 mm. Délka dlahy se odvíjí od počtu otvorů, který se nejčastěji pohybuje v rozmezí od 2 do 6. Bližší informace o rozměrech jednotlivých komponent jsou uvedeny v katalogu výrobce [4].

6.6.5. PCCP dlahu

Systém PCCP (obr. 6.14) je variací staršího DHS systému. Oproti DHS je opatřen dvěma skluznými hřebi o menším průměru, což má teoreticky poskytovat větší rotační stabilitu. Volba menšího průměru je zároveň výhodná z hlediska menšího poškození laterální strany

6. ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY

femuru, která má rozhodující vliv na stabilitu zlomeniny a její další případný kolaps [75]. Podle [29] způsobí implantace jednoho šroubu s větším průměrem významnější poruchu v kostní tkáni a zvyšuje pravděpodobnost porušení laterální stěny.



Obrázek 6.14: Systém PCCP. [60]

PCCP systém byl vyvinut speciálně pro minimálně invazivní techniku chirurgické implantace. Dlahu je dodávána pouze v jednom provedení, kdy plocha doléhající na laterální část těla femuru svírá s osami skluzných hřebů úhel 135° , což může být pro použití u některých pacientů limitující. Proximální část je prodloužena a slouží jako částečná opora velkého trochanteru, čímž brání dalšímu kolapsu zlomeniny. K laterální ploše stehenní kosti se připevňuje třemi samořeznými kostními vruty. Vedení pro skluzné hřeby nejsou s dlahou spojena pevně, ale jsou ve své distální části opatřena závitem a k dlaze se připevňují při implantaci hřebů do proximálního fragmentu.

Oba hřeby jsou opatřeny samořezným závitem o průměru 7,8 mm a délce 22 mm. Jsou dodávány v délkách 90-140 mm odstupňovaných po 10 mm. Bližší informace lze získat v katalogu, viz [40].

6.6.6. Další typy extramedulárních náhrad

Modifikací původního DHS systému existuje celá řada. S problematikou fixního úhlu mezi dlahou a skluzným hřebem se vypořádali autoři tzv. „*Variable-angle Hip Screw*“ (dále jen VHS) – obr. 6.15. Tento fixátor s proměnným úhlem mezi dlahou a hřebem usnadňuje implantaci a vycentrování hřebu ve femorální hlavici, změnou úhlu taktéž umožňuje redukcí valgozity po zafixování zlomeniny [75].



Obrázek 6.15: Systém VHS. [10]

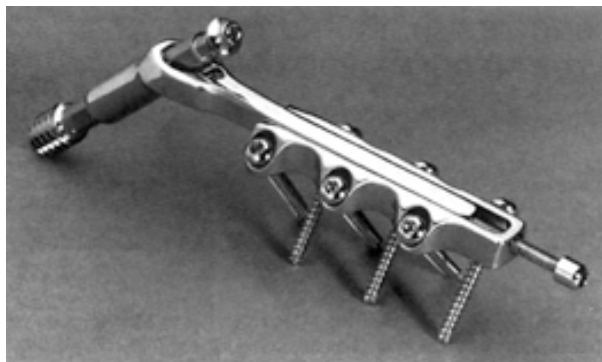
6. ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY

Jiný implantát známý pod názvem „*Talon Compression Hip Screw*“ (obr. 6.16) je po obvodu závitu skluzného hřebu opatřen čtyřmi hroty, které se pomocí speciálního šroubováku dají od osy hřebu oddálit natolik, až se zaříznou do kortikální kosti na inferiorní straně femorálního krčku. Tím je teoreticky možné i v osteoporotické kosti vyvinout až dvojnásobné tlakové předpětí bez zvýšení rizika stržení závitu ve spongiosní kosti femorální hlavice [12, 38]. Zároveň poskytuje lepší rotační stabilitu proximálního fragmentu [75].



Obrázek 6.16: Talon Compression Hip Screw. [75]

Dalším z rodiny skluzných hřebů je tzv. „*Medoff plate*“ (Obr. 6.17). U tohoto implantátu se dlahu skládá ze dvou částí, které jsou schopny se vůči sobě pohybovat, čímž je umožněna biaxiální komprese, tj. komprese ve směru hlavní osy skluzného hřebu a ve směru hlavní osy těla femuru. Implantát je navíc opatřen závěrným šroubem, po jehož aplikaci je zabráněno pohybu šroubu vůči dlaze a jediný pohyb, který dlahu umožňuje, je ve směru hlavní osy těla femuru [75].



Obrázek 6.17: Medoff plate. [81]

Pro zvýšení stability zlomeniny a snížení rizika nadměrného posuvu proximálního fragmentu ve smyslu varozity je možné DHS systém použít spolu se systémem LCP („*Locking Compression Plate*“, obr. 6.18) pro stabilizaci velkého trochanteru. LCP systém představuje přídatnou dlahu, která se připevní k dlaze DHS systému a kostními vruty k velkému trochanteru a omezuje tak deformační posuv fragmentu v případě nestabilní zlomeniny, aniž by ovlivňovala relativní pohyb skluzného hřebu a dlahy DHS systému [27].



Obrázek 6.18: LCP systém pro stabilizaci velkého trochanteru. [27]

6.6.7. Intramedulární náhrady

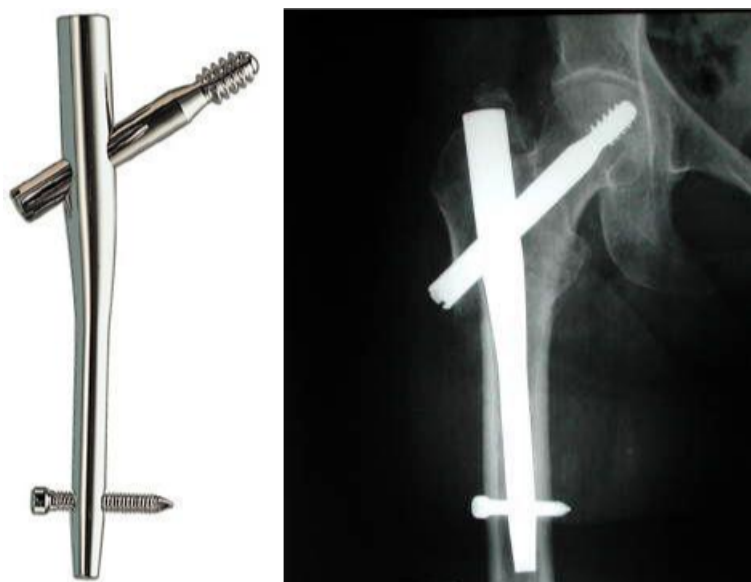
Přestože se extramedulární náhrady se skluzným hřebem dočkaly značného rozšíření a obliby, často je provázejí problémy s medializací distálního fragmentu a zkracováním končetiny v důsledku velkého relativního pohybu skluzného hřebu, což zavrželo příčinu k vývoji intramedulárních náhrad. Ty by díky své konstrukci měly umožňovat lepší přenos zatížení, kdy se díky kratšímu rameni skluzného hřebu teoreticky snižují tahová napětí v implantátu a tedy i nebezpečí vzniku mezního stavu porušení. Pozice, kterou implantát ve stehenní kosti zaujímá, zachovává možnost relativního pohybu skluzného hřebu, ale omezuje jeho rozsah, čímž limituje zkrácení končetiny. Také implantace fixátoru vyžaduje teoreticky kratší operační časy a menší zásah do měkkých tkání, což může mít vliv na morbiditu pacientů [75].

Nejrozšířenějšími intramedulárními fixátory jsou tzv. „Gama hřeb“ („*Gamma nail*“) a „*Intramedulární kyčelní hřeb*“ („*Intramedullary Hip Screw*“, dále jen IMHS).

Gama hřeb (obr. 6.19) byl veřejnosti představen v osmdesátých letech minulého století, ale od svého uvedení prodělal řadu změn. Jedná se o sestavu nitrodřeňového hřebu a hřebu skluzného. U Gama hřebu třetí generace je průměr v proximální části nitrodřeňového hřebu roven 15,5 mm, v distální pak 11 mm a odklon jejich os činí 4°. Ve své distální části je fixován k tělu femuru pojistným šroubem o průměru 5 mm. Skluzný hřeb prochází proximální částí hřebu nitrodřeňového pod úhlem 120°, 125° nebo 130° a jeho průměr je 11 mm. Vůči nitrodřeňovému hřebu se může volně pohybovat, pouze jeho protáčení je znemožněno podélnými drážkami [75].

Nitrodřeňový hřeb (obr. 6.20) byl představen v roce 1995. S Gama hřebem má mnoho společného, liší se hlavně ve způsobu uchycení skluzného hřebu. Ten neprochází přímo tělem hřebu nitrodřeňového, ale je k němu přichycen pomocí válcovitého vedení podobně jako v případě DHS systému, čímž je umožněn posuvný pohyb, ale je zamezeno pohybu otáčivému.

Podobně jako extramedulární náhrady, i náhrady intramedulární se dočkaly celé řady modifikací. Nejčastěji se mění tvar a počet proximálních hřebů z jednoho na dva pro zajištění lepší rotační stability, přičemž je často modifikován jejich průměr. Příkladem takového fixátoru může být tzv. „*Proximal Femoral Nail*“ firmy Synthes na obr. 6.21. U implantátu „*Trochanteric Fixation Nail*“ téže firmy (obr. 6.21) je zase původní šroubovitý závit nahrazen helikálním závitem, který redukuje množství narušené spongiosní kostní tkáně v hlavici a zajišťuje vyšší rotační stabilitu.



Obrázek 6.19: Gama hřeb (vlevo) a rtg snímek aplikovaného Gama hřebu. [85]

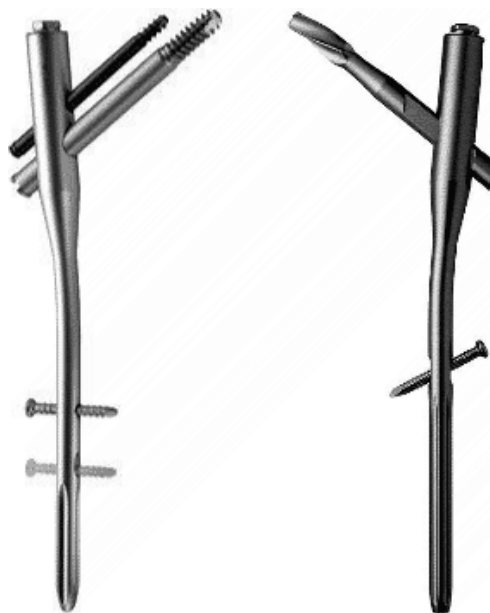


Obrázek 6.20: Intramedulární femorální hřeb TARGON PF. [25]

6.6.8. Alopastika

Alopastika má své nezastupitelné místo při frakturách femorálního krčku, v případě intertrochanterických zlomenin je použitelnost cervikokapitálních náhrad kyčelního kloubu omezená. Důvodem je fakt, že u zlomenin femorálního krčku bývá zachován trochanterický masiv, který těmto náhradám poskytuje stabilní oporu, nezasažen zůstává i systém úponů svalů na velkém trochanteru. Tato situace u nestabilních intertrochanterických zlomenin neplatí. Chirurgický zákrok spojený se zavedením náhrady kyčelního kloubu tedy

6. ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY



Obrázek 6.21: Proximal Femoral Nail (vlevo) a Trochanteric Fixation Nail. [82]

vyžaduje i stabilizaci velkého trochanteru, což má za následek delší operační časy, větší ztrátu krve a obecně vyšší riziko pozdějších komplikací. U některých pacientů, kdy je indikována nestabilní zlomenina s velkým počtem úlomků a pokročilým stádiem osteoporózy, však toto řešení může představovat rychlejší rekonvalescenci a návrat do běžného života. [75]

Kapitola 7

Výběr metody řešení

Výběr vhodné metody řešení je závislý na typu problému a možnostech řešení. Problém vymezený v kapitole 3 spadá do kategorie statických problémů obecné pevnosti a pružnosti. Vzhledem ke komplikované geometrii je vyloučeno analytické řešení, jediným vhodným a efektivním řešením tak zůstává použití metod numerických, konkrétně metody konečných prvků. Na ÚMTMB Fakulty strojního inženýrství VUT je hojně užíván software Ansys, který bude použit i v případě řešení problému této diplomové práce. Software umožňuje práci v grafickém prostředí Workbench, které je uživatelsky příjemnější než prostředí klasické a zároveň poskytuje širší možnosti importu geometrie v celé řadě datových formátů z různých CAD/CAM software. Ansys Workbench navíc obsahuje modul Design Modeler, který do jisté míry CAD/CAM software zastupuje a disponuje příkazy pro další editaci geometrických dat. Tyto výhody, ač vykoupěny omezenou možností nastavení parametrů výpočtu, byly důvodem pro volbu tohoto prostředí coby hlavního výpočtového software.

Kapitola 8

Použitý software

Během procesu vytváření výpočtového modelu bylo použito celé řady software. Jejich stručný přehled je uveden dále v této kapitole, podrobnější popis práce s nimi pak v kapitole 9.

K segmentaci DICOM snímků a tvorbě prostorových modelů ve formátu STL byl použit software STLModelCreator, který byl vyvinut na ÚMTMB a použit s laskavým svolením autorů.

Dalším software pro zobrazování DICOM snímků je program SPIN (Signal Processing In NMR), který umožňuje zobrazování snímků v různých pohledech a disponuje celou řadou editačních příkazů.

Z rodiny CAD/CAM software byl použit Inventor 2009 firmy Autodesk a programy SolidWorks 2009 a Catia V5R19 společnosti Dassault Systemes. Všechny uvedené programy slouží k tvorbě modelů geometrie, disponují nepřehledným množstvím příkazů a podporují export dat do velkého množství formátů.

Vlastní výpočet metodou konečných prvků probíhal v prostředí Workbench programu Ansys v13.

Kapitola 9

Tvorba výpočtového modelu

Objektem, na kterém je řešen problém, je proximální část femuru s aplikovaným skluzným hřebem. Pro účely výpočtového modelování je potřeba vytvořit kompletní výpočtový model. V souladu s [43] bude v této kapitole popsána tvorba dílčích modelů výpočtového modelu.

Prvně je v kapitole 9.1 provedena dekompozice objektu na jednotlivé podobjekty. Následně je v kapitole 9.2 vytvořen model geometrie jednotlivých podobjektů. Kapitola 9.3 popisuje topologii objektu, tj. podle jakých zákonitostí a pravidel byly jednotlivé podobjekty rozmístěny v prostoru. Kapitola 9.4 je věnována vytvoření modelu okolí objektu, vazeb a interakcí na těchto vazbách probíhajících. V následující kapitole 9.5 je vytvořen model aktivace objektu, tj. model zatížení a okrajových podmínek. Kapitola 9.6 je věnována modelu vlastností struktury objektu, tedy modelu materiálu jednotlivých podobjektů. V poslední kapitole 9.7 je vytvořen model mezních stavů objektu.

9.1. Model dekompozice objektu

Soustavu, na níž je řešen daný problém, je možno rozdělit na několik dílčích prvků. Již z podstaty osteosyntézy, která úzce souvisí s řešeným problémem, se nabízí rozdělení na proximální femur a implantát. Implantát, jak již bylo detailněji popsáno v kapitole 6, se skládá z dlahy, jednoho nebo dvou skluzných hřebů a z kostních vrutů. Proximální femur je možné dále rozdělit na oblast, kterou zaujímá spongiosní kostní tkáň, oblast, již zaujímá kortikální kostní tkáň, a na intramedulární dutinu, jíž bude také přiřazen objemový model geometrie. Model geometrie proximálního femuru bude následně rozdělen několika rovinami, které budou simulovat intertrochanterickou zlomeninu, čímž počet prvků dále vzroste.

9.2. Model geometrie

V předchozím textu byla soustava dekomponována na jednotlivé prvky. Pro každý z nich je nyní potřeba vytvořit model geometrie, který vymezí jeho tvar a rozměry a poslouží jako základ pro pozdější tvorbu dalších modelů. Vytváření modelů geometrie u každého prvku vyžaduje odlišný přístup a využití celé řady software, jednotlivé postupy budou popsány dále v této kapitole.

V případě DHS i PCCP systému nebyly uvažovány některé detaily, které by se v pozdějších stádiích tvorby konečnoprvkové sítě mohly stát důvodem pro významný nárůst prvků

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

a zdrojem problémů s konvergencí výpočtu. Typicky se jednalo o některá zaoblení nebo tvarové díry pro utahovací nástroje, též složité přechody mezi tvarovými plochami bylo nutné zjednodušit z toho důvodu, že nebylo dostupnými měřicími metodami možné získat data pro jejich přesné modelování.

Modely geometrie byly taktéž zjednodušeny, což vyplývá z metody, která byla k tvorbě těchto modelů použita. Limitujícím faktorem byla zejména kvalita dostupných CT snímků. Ovšem uvážíme-li fakt, že tato práce není zaměřena na studii jednoho konkrétního pacienta a že neexistují dvě stejné stehenní kosti, je úroveň modelu dostatečná.

9.2.1. Model geometrie fixátorů

Oba fixátory (DHS i PCCP) byly dodány jako fyzické exempláře se všemi komponentami, jako nejvhodnější způsob jejich převedení do digitálního formátu se tak jevilo využití optických metod, konkrétně 3D skeneru ATOS Standard, který je na FSI VUT k dispozici. Bohužel tento systém dosahuje rozlišení pouhých 4 bodů na 1 mm délky, což je vzhledem k relativně malým rozměrům dlahy a složitému tvaru závitů na skluzných hřebech přesnost nedostatečná. Od tohoto záměru tedy bylo upuštěno.

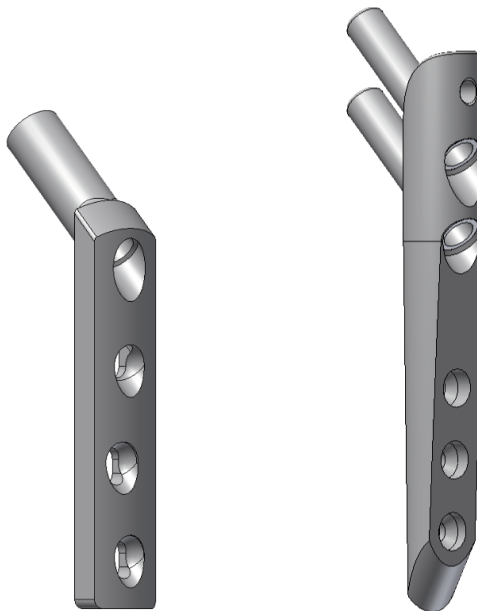


Obrázek 9.1: Skenování PCCP dlahy skenerem ATOS Standard.

9.2.2. Model geometrie dlahy

Model geometrie dlahy byl tedy získán odměřením rozměrů z reálné dlahy pomocí posuvného měřítka a vytvořený běžným postupem v prostředí programu Autodesk Inventor 2009.

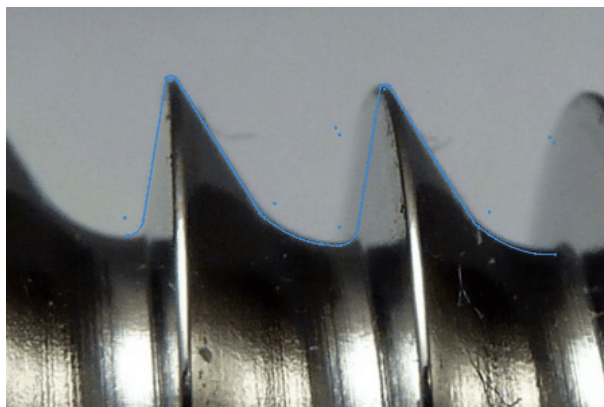
U PCCP systému byla válcovitá vedení skluzných hřebů modelována spolu s dlahou jako jeden objemový model, ačkoli ve skutečnosti jsou tato vedení k dlaze připojena metrickým závitem, který však z hlediska řešeného problému nemá na výsledky vliv.



Obrázek 9.2: Model geometrie dlahy DHS systému (vlevo) a systému PCCP.

9.2.3. Model geometrie skluzných hřebů

Model geometrie skluzných hřebů vznikl za použití standardních příkazů obsažených v modelářském software Autodesk Inventor 2009 na základě rozměrů odměřených posuvným měřítkem. Odměřit tvar závitu běžnými měřicími metodami však není možné, proto byla pořízena jeho detailní fotografie a profil závitu byl z této fotografie následně obkreslen. Model závitové části pak následně vznikl vytažením profilu po šroubovici s patřičným stoupáním (obr. 9.3).



Obrázek 9.3: Modelování profilu závitu skluzného hřebu DHS systému.

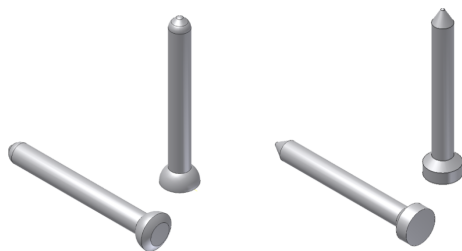
9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU



Obrázek 9.4: Výsledné modely geometrie skluzného hřebu DHS systému (zcela vlevo) a obou skluzných hřebů systému PCCP.

9.2.4. Model geometrie samořezných vrutů

Vzhledem k charakteru řešeného problému, kdy je hlavní důraz kladen na zjištění rozložení napětí a přetvoření v proximální části femuru, není zachycení přesné geometrie závitů na samořezných vrutech podstatné. Snaha o přesný popis tvaru závitu by při vytváření konečnoprvkové sítě vedla k dalšímu navýšení počtu prvků, a tedy stupňů volnosti, a k nežádoucímu zvyšování nároků na výpočetní hardware. Proto bylo rozhodnuto jejich model geometrie zjednodušit a závitovou část modelovat pouze jako válcovou. Vlastní modelování bylo opět provedeno v prostředí programu Autodesk Inventor 2009.



Obrázek 9.5: Výsledné modely geometrie kostních vrutů pro DHS (vlevo) a PCCP systém.

9.2.5. Výsledný model geometrie celé sestavy

Výsledné modely geometrie celé sestavy systému DHS a PCCP jsou zobrazeny v obr. 9.6.

9.2.6. Model geometrie proximálního femuru

K převedení geometrie kosti do digitální podoby je možno využít mnoha způsobů, přiměřená náročnost s uspokojivou přesností se však nejvíce snoubí ve zpracování obrazů pořizovaných pomocí počítačové tomografie (Computer Tomography – CT).



Obrázek 9.6: Výsledné modely geometrie sestavy DHS (vlevo) a PCCP systému.

Počítačová tomografie je založena na měření útlumu intenzity rentgenových paprsků procházejících skrz živou tkáň. Míra útlumu závisí na hustotě a celkovém minerálním složení tkáně, největšího útlumu dosahují zuby a kosti, méně pak svalovina a nejméně jsou paprsky tlumeny v tukových vrstvách. Při prozařování objektu a detekci paprsků v různých úhlech je pak možné získaná data rekonstruovat do dvojrozměrného obrazu, v němž jednotlivé pixely představují míru útlumu paprsku v daném bodě. Při skenování objektu pomocí počítačové tomografie se pořizuje série snímků v diskretních rovinách vzdálených o konstantní délku kroku. Ze znalosti délky kroku je pak možné rekonstruovat trojrozměrný obraz skenovaného objektu. CT snímky se ukládají ve formátu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), který obsahuje též metadata, v nichž jsou zahrnuty důležité informace o pacientovi (rodné číslo, jméno, věk, pohlaví, čas aj.) a o snímku samotném (rozměry, délka kroku, velikost a intenzita jednotlivých voxelů – trojrozměrná forma pixelů) [59].

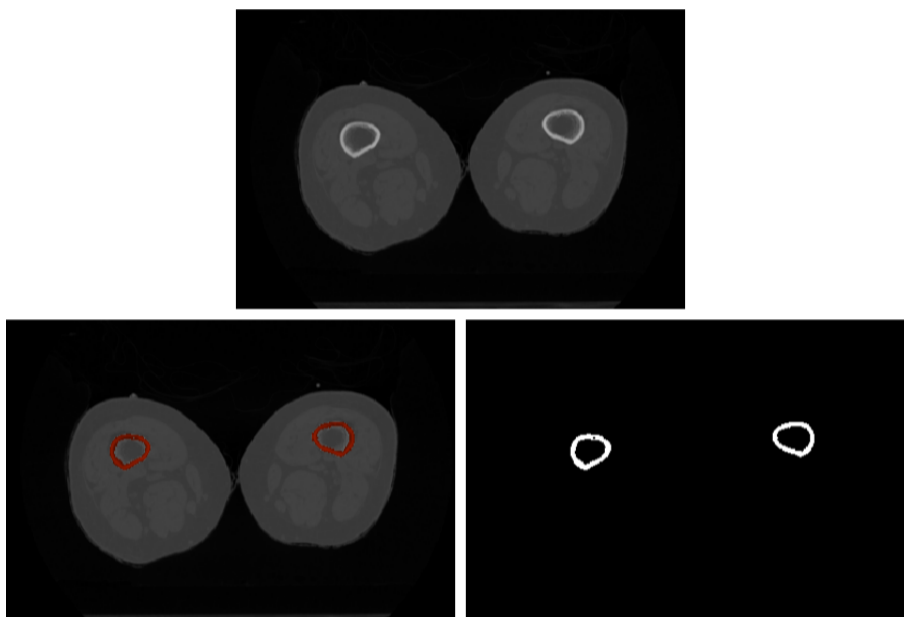
CT snímky byly získány z internetových stránek University of Iowa [41], kde je k dispozici kompletní soubor snímků jak pro mužskou, tak i ženskou postavu ve formátu DICOM. Pro další zpracování byla zvolena ženská kostra. Část souboru obsahující snímky proximální stehenní kosti a části kosti pánevní byla načtena do programu STLModelCreator, ve kterém byla provedena následná segmentace. Proces segmentace spočívá v selekci pouze té části CT snímku, jejíž pixely intenzitou odpovídají kostní tkáni. STLModelCreator pro tyto účely disponuje funkcí automatické a manuální segmentace. Automatická segmentace je velmi užitečný nástroj v případě, že je objekt zájmu od okolí jasně ohraničen souvislou vrstvou tkáně o dostatečně odlišné hustotě, jak je tomu například u diafýzy femuru. Potom stačí pouze zvolit interval CT čísel a pixely s odpovídající hodnotou jsou automaticky vybrány. V oblasti proximálního femuru, kdy tloušťka kortikální kosti slábne a stehenní kost se dostává do blízkosti kosti pánevní, není možné pouhým omezením roz-

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU



Obrázek 9.7: CT snímek transversálního řezu v oblasti proximálního femuru. Bílá barva znázorňuje kostní tkáň (na povrchu kostí je patrná vrstva kortikály), tmavší barva představuje obklopující svalovinu, nejtímavší jsou tukové vrstvy a vzduch.

sahu CT čísel segmentaci provést a je potřeba oblast připadající proximální části femuru ohraničit manuálně.

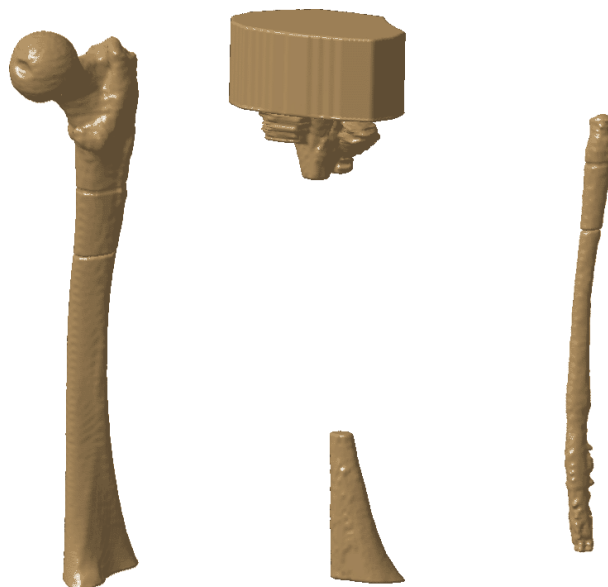


Obrázek 9.8: Proces segmentace kostní tkáně diafýzy femuru. Nahoře původní CT snímek, vlevo segmentace kostní tkáně, vpravo binarizovaný segment pro následnou tvorbu STL souboru.

Po ukončení segmentace všech snímků je možné pomocí téhož programu STLModelCreator vygenerovat STL soubor, v němž jsou hranice vybraných oblastí spojeny do trojrozměrného plošného tělesa.

Pro vytvoření modelu geometrie proximálního femuru na dané úrovni bylo zapotřebí vygenerovat několik STL souborů. Nejprve byl vytvořen model vnější geometrie kosti. Poté byla vysegmentována pouze oblast, kterou zaujímá spongiosní kostní tkáň. Posledním

vytvořeným souborem byl model intramedulární dutiny, jež se nachází v diafýze femuru (obr. 9.9).



Obrázek 9.9: STL model v programu Catia V5. Po řadě zleva: model kompletní stehenní kosti, spongiosní kosti v proximální a distální části femuru, intramedulární dutiny. U modelu stehenní kosti a intramedulární dutiny jsou patrné dva řezy, v nichž byly CT snímky poškozeny.

Jednotlivé STL soubory byly načteny do programu Catia, v němž byla STL síť vyčištěna a částečně vyhlazena. V modulu Quick Shape Reconstruction byly pomocí příkazu Automatic Surface povrchy modelu přemapovány řidší sítí ploch a tím byla editace modelů spongiosy v programu Catia ukončena. Modely celkové stehenní kosti a intramedulární dutiny byly zpracovány odlišně. Pro účely získání větší kontroly nad tvarem a velikostí povrchových ploch byly nejprve na modelech vytvořeny prostorové křivky a následně byly modely rozřezány sérií rovin na tyto křivky kolmých (obr. 9.10). Takto vzniklé průsečnice povrchového tělesa a rovin řezů byly pak exportovány do formátu IGES.

Další editace probíhala v programu SolidWorks, do něhož byly nejprve křivky importovány. Protože načtené křivky nebyly hladké, bylo je nejprve nutné převést na splajny, z nichž bylo posléze možno vytáhnout plochy a ty nakonec sešitím převést na objemová těla. Výsledné modely geometrie stehenní kosti a intramedulární dutiny jsou na obr. 9.11.

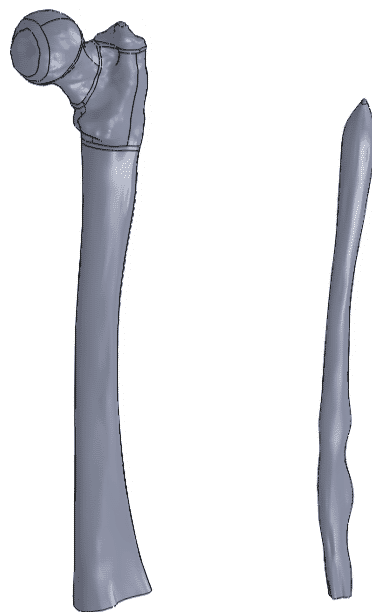
Modely spongiosní kosti byly ve formátu STL načteny do modulu Scan To 3D programového prostředí SolidWorks 2009, kde byla provedena úprava polygonální sítě STL souboru. Pomocí „Průvodce úpravou sítě“ a „Průvodce plošným modelováním“ bylo provedeno zjednodušení sítě a posléze její převedení na objemový model (obr. 9.12).

Konečné modely jednotlivých kostních tkání byly vytvořeny pomocí booleovských operací v programu SolidWorks 2009 (obr. 9.13). Výsledné modely pak byly uloženy ve formátu Parasolid.

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU



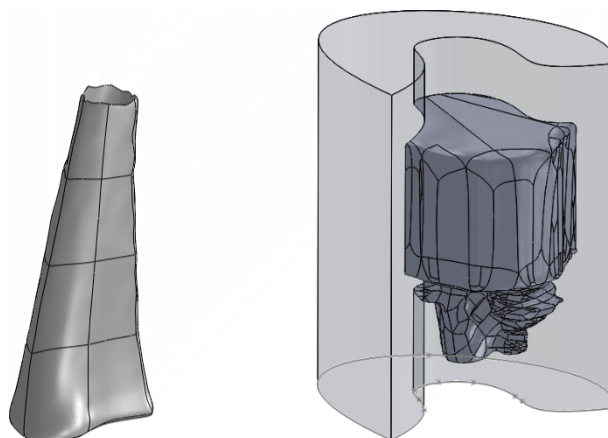
Obrázek 9.10: STL model femuru s vyznačenými prostorovými křivkami (vlevo), proximální část femuru s vyznačenými průsečnicemi rovin řezů.



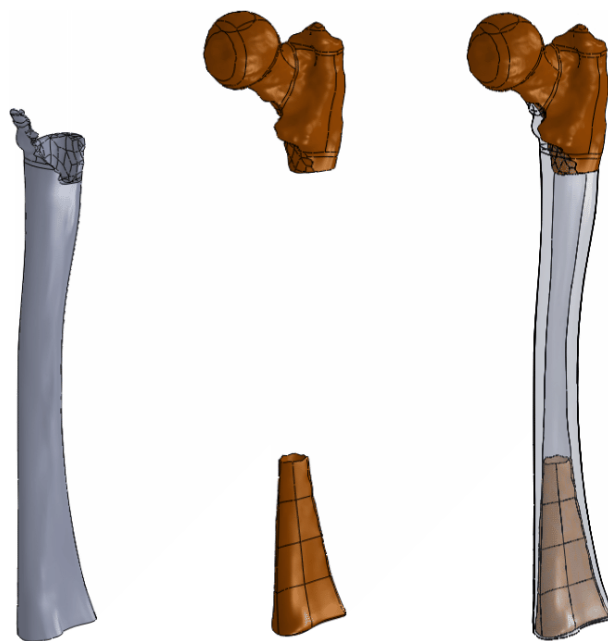
Obrázek 9.11: Modely geometrie stehenní kosti (vlevo) a intramedulární dutiny v programu SolidWorks 2009.

9.2.7. Model geometrie intertrochanterické zlomeniny

Jak již bylo v kapitole 6.6 pojednáno, obě dlahy, které jsou předmětem zájmu této práce, se používají k léčbě intertrochanterických zlomenin, a to stabilních i nestabilních. Je tedy potřeba tyto zlomeniny zahrnout do výpočtového modelu. Vzhledem k tomu, že správně namodelovat zlomeninu v celé její komplexitě je úkol velmi nesnadný a o její trojrozměrné



Obrázek 9.12: Objemový model spongiózní kosti v distální (vlevo) a proximální části femuru po úpravě v programu SolidWorks 2009.



Obrázek 9.13: Výsledné objemové modely kostních tkání. Zleva: Kortikální kostní tkáň, spongiózní kostní tkáň, kompletní femur.

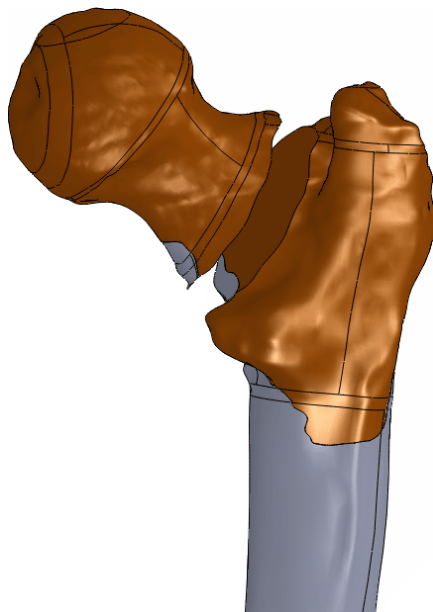
geometrii je k dispozici velmi málo podkladů, bylo učiněno rozhodnutí vytvořit zlomeniny jako rovinné nespojitosti v geometrii kosti s přihlédnutím k AO klasifikaci podle Müllera [63]. Zlomeniny byly vytvořeny dvojího typu, jedna stabilní odpovídající klasifikaci A 1.1 a jedna nestabilní A 2.1.

Stabilní zlomenina A1.1

Stabilní zlomenina byla do modelu geometrie kosti zahrnuta jako rovinná plocha, která tento model rozděluje na dvě oddělené komponenty. Úhly, které rovina svírá se základními

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

anatomickými rovinami, jsou po řadě: s frontální rovinou 90° , s mediální 40° a s transversální 50° .



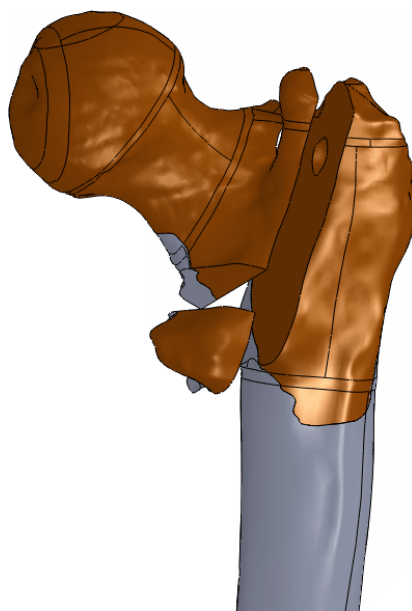
Obrázek 9.14: Model proximální části femuru se stabilní zlomeninou A1.1.

Nestabilní zlomenina A2.1

V případě nestabilní zlomeniny byl objemový model kosti rozdělen dvěma rovinami. Rovina hlavního řezu svírá s frontální rovinou úhel $81,1^\circ$, s mediální $28,66^\circ$ a s transversální rovinou 63° . Rovina vedlejšího řezu pak svírá s frontální rovinou $77,57^\circ$, s mediální $53,75^\circ$ a s transversální 39° .

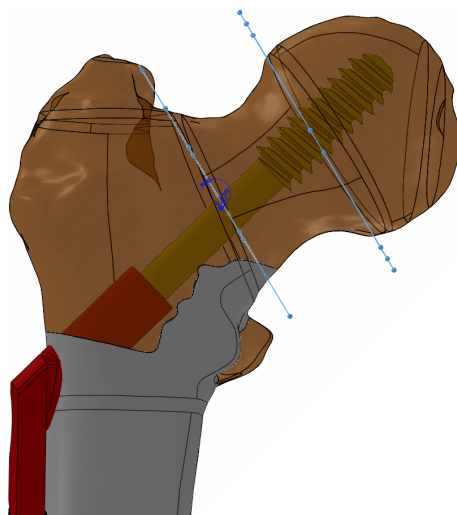
9.3. Model topologie objektu

Následující kapitola pojednává o vytvoření modelu topologie všech prvků zkoumané soustavy. Největší úskalí tkví v tom, jak správně vložit oba implantáty do kosti. Je na místě podotknout, že ani odborná literatura v této problematice není jednotná. Většina autorů se ale v novějších studiích shoduje na tom, že v zájmu snížení rizika prořezání závitů by skluzný hřeb DHS systému měl vést centrální oblastí femorálního krčku i hlavice a čelo závitů by mělo být od povrchu kosti v oblasti *fovea capitis femoris* vzdáleno o méně než 20 mm [73, 70, 7]. V případě systému PCCP je za optimální považována taková pozice hřebů, kdy vzdálenost distálního hřebu od povrchu kosti v oblasti Adamsova oblouku je přibližně 2-3 mm a vzdálenost hrotu proximálního hřebu od povrchu kosti je 3-5 mm [39]. Takového ustavení se dosahuje peroperační repozicí fragmentů zlomeniny. Na základě rešeršní studie a konzultace s odborníkem bylo rozhodnuto o následujícím uložení implantátů.



Obrázek 9.15: Model proximální části femuru se nestabilní zlomeninou A2.1.

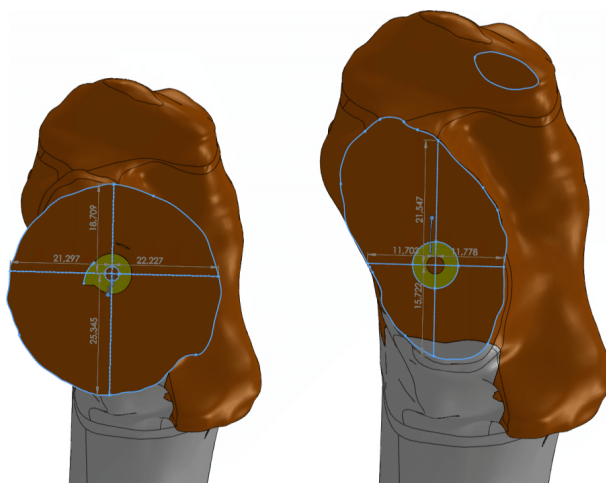
Pozice hřebu DHS systému byla volena tak, aby jeho osa ležela v rovině vymezené osami diafýzy femuru a femorálního krčku. Poloha hřebu byla kontrolována ve dvou zvolených rovinách. Mediální rovina vedla v místě kostní vyvýšeniny oddělující femorální krček a hlavici (*eminentia articularis colli femoris*), laterální rovina probíhala Adamsovým obloukem (obr. 9.16).



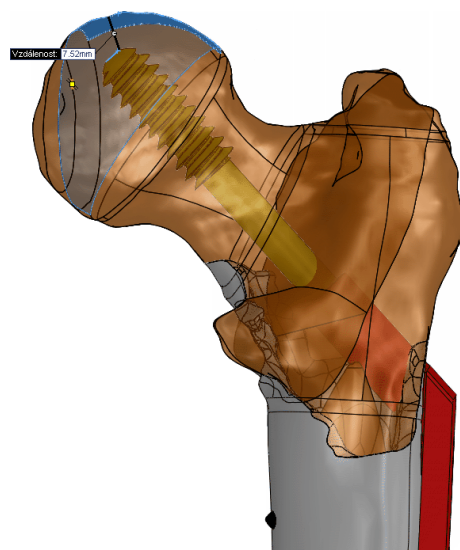
Obrázek 9.16: Zvolené roviny, v nichž byla kontrolována pozice hřebu DHS systému.

Hřeb byl umístěn tak, aby v řezu vedeném mediální rovinou ležel v superiorní třetině příčného průřezu a v řezu laterální rovinou procházel inferiorní třetinou (obr. 9.17). Zároveň bylo dbáno na to, aby mediální plocha dlahy co nejlépe dolehla na diafýzu femuru. Nejmenší vzdálenost čela hřebu od povrchu femorální hlavice je 7,52 mm (obr. 9.18).

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU



Obrázek 9.17: Vzdálenost osy hřebu od povrchu kosti v mediálním (vlevo) a laterálním řezu.



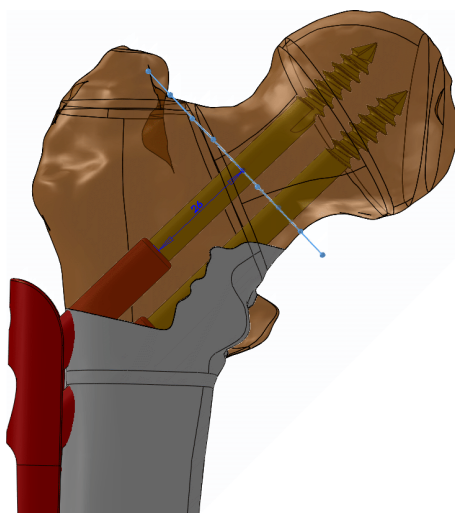
Obrázek 9.18: Nejmenší vzdálenost čela hřebu od femorální hlavice je 7,52 mm.

U PCCP systému byly taktéž hřeby ustaveny tak, aby jejich osy ležely v rovině určené osami diafýzy femuru a femorálního krčku. Zároveň byla určena rovina, v níž je vzdálenost mediálního skluzného hřebu a mediálního povrchu femorálního krčku minimální (obr. 9.19), a tato vzdálenost byla stanovena na 4 mm (obr. 9.20).

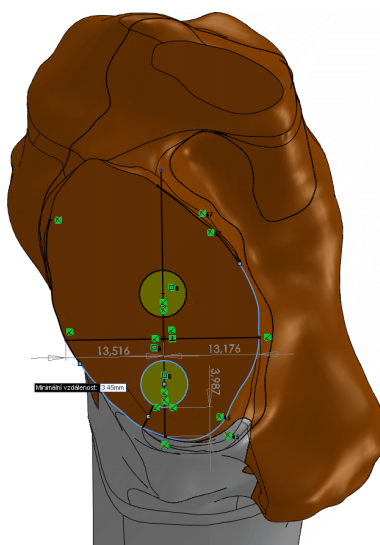
Nejmenší vzdálenosti hrotů skluzných hřebů od povrchu femorální hlavice jsou 8,59 mm u mediálního, resp. 6,56 mm u laterálního hřebu (obr. 9.21).

9.4. Model okolí a model vazeb objektu a okolí

Okolím zkoumaného objektu, tj. proximálního femuru se skluzným hřebem, je obklopující jej tkáň, tedy svaly, svalové úpony, tukové vrstvy, kloubní chrupavky aj. Z hlediska řešeného problému jsou podstatné svaly, které přenášejí zatížení při stoji na jedné dolní



Obrázek 9.19: Rovina, v níž je vzdálenost mediálního skluzného hřebu a mediálního povrchu femorálního krčku minimální.



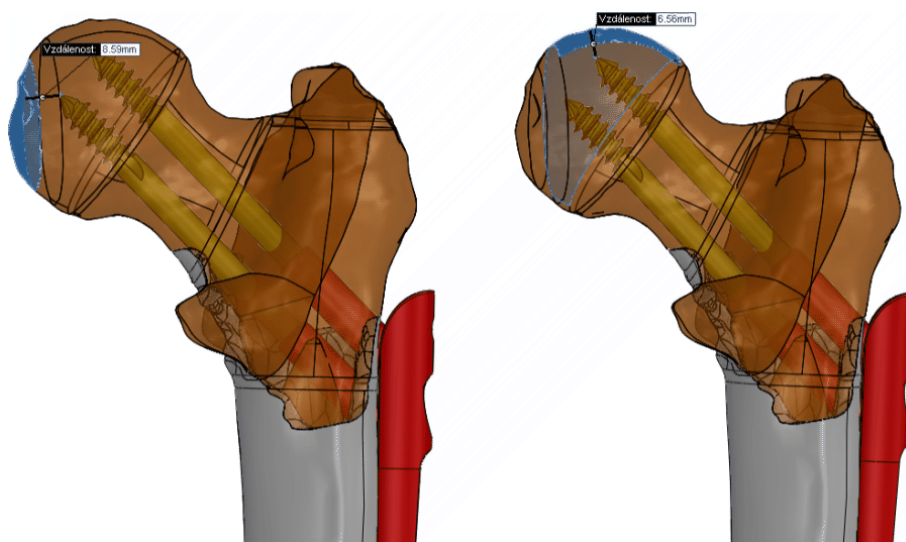
Obrázek 9.20: Vzdálenosti skluzných hřebů od povrchu kosti.

končetině, a kontakt s pánevní kostí v oblasti femorální hlavice. Hodnoty kontaktního tlaku v místě kloubního spojení závisejí na způsobech zatěžování, a taktéž budou blíže popsány v následující kapitole. Obě vazby budou modelovány jako silová působení na části ploch velkého trochanteru, resp. femorální hlavice. Aby byla soustava jednoznačně určena v prostoru, jsou v distální části femuru zamezeny posuvy, čímž je též zamezeno pohybu soustavy jako tuhého tělesa.

9.5. Model aktivace objektu

Provedení rozboru zatěžovacích stavů je v případě dolní končetiny poměrně nesnadný úkol zejména z toho důvodu, že přenos sil v kyčelním kloubu je uskutečňován celou řadou

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU



Obrázek 9.21: Nejmenší vzdálenosti hrotů skluzných hřebů od povrchu femorální hlavice jsou 8,59 mm u mediálního (vlevo), resp. 6,56 mm u laterálního hřebu.

svalů. Pro tvorbu výpočtového modelu je proto třeba přijmout několik zjednodušujících předpokladů a do řešení zahrnout pouze některé svaly.

Předně je tedy uvažován stoj na jedné dolní končetině, kdy druhá končetina je jen mírně zvednutá nad podložku a zanožena tak, že při frontálním pohledu jsou přední i zadní chodidlo v zákrytu. Tímto způsobem je zachována přibližná symetrie těla a statická povaha úlohy. Do výpočtu je dále zahrnuta pouze síla od *m. gluteus medius*, který je při stoji na jedné dolní končetině spolu s *m. gluteus minimus* funkční. Její působíště a směr její nositelky je odhadnut na základě série CT snímků zobrazených v programu SPIN (obr. 9.22 a obr. 9.23).

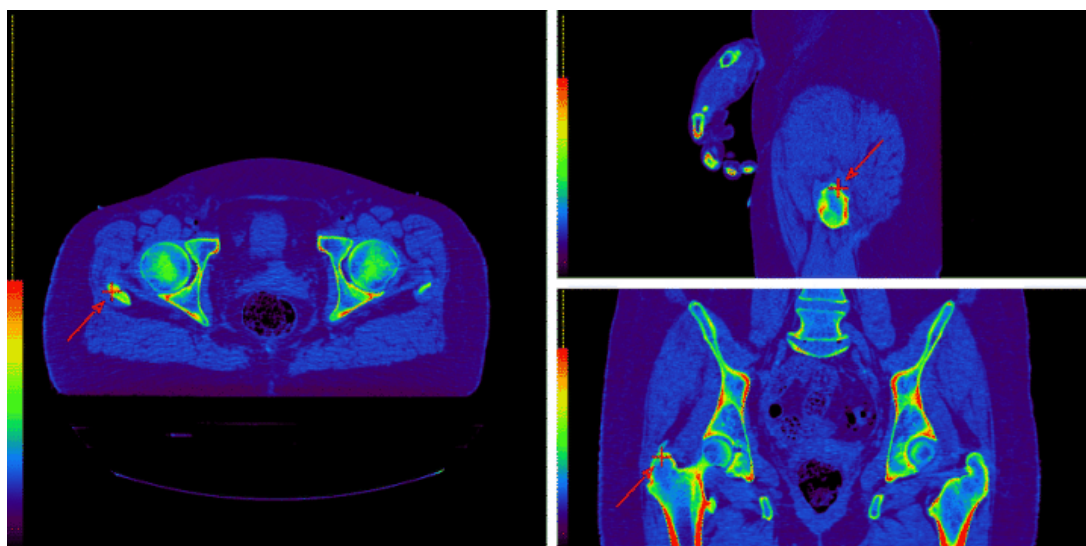
Hmotnost pacientky nebyla známa. Vzhledem k tomu, že poskytnutý soubor CT snímků byl získán na stránkách University of Iowa [41] a problémy intertrochanterických zlomenin přednostně postihují starší osoby [75], bude v dalších výpočtech uvažována hmotnost pacientky $m = 74,9$ kg, což je podle [65] v souladu s průměrnou váhou amerických žen ve věku 60-74 let, jak jej zjistil NHANES (National Health and Nutrition Examination Survey) v letech 1999-2002. Velikost tíhové síly celého těla tedy bude

$$F_g = m \cdot g = 74,9 \cdot 9,81 = 734,77 \text{ N}$$

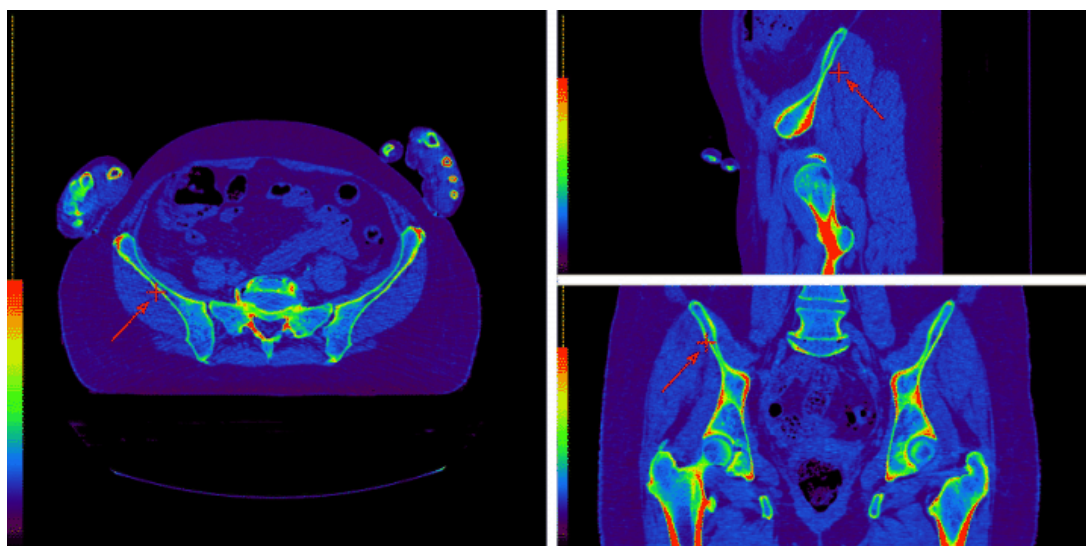
Dále je potřebné stanovit hmotnost dolní končetiny. Podle [23] odpovídá hmotnost dolní končetiny 18,6 % celkové hmotnosti těla. Velikost tíhové síly připadající na dolní končetinu tedy bude

$$F_d = F_g \cdot 0,186 = 136,67 \text{ N}$$

Pro určení působíště a směru nositelky stykové síly kloubního spojení bylo zapotřebí nejprve odečíst polohu několika referenčních bodů. Pomocí souřadnic získaných z CT snímků byla určena přibližná místa úponu *m. gluteus medius* jak na velkém trochanteru



Obrázek 9.22: Transversální (vlevo), sagitální (nahore) a frontální (dole) řez s vyznačeným místem úponu *m. gluteus medius* na velkém trochanteru v programu SPIN (teplejší barvy znázorňují tkáň s vyšší hustotou).

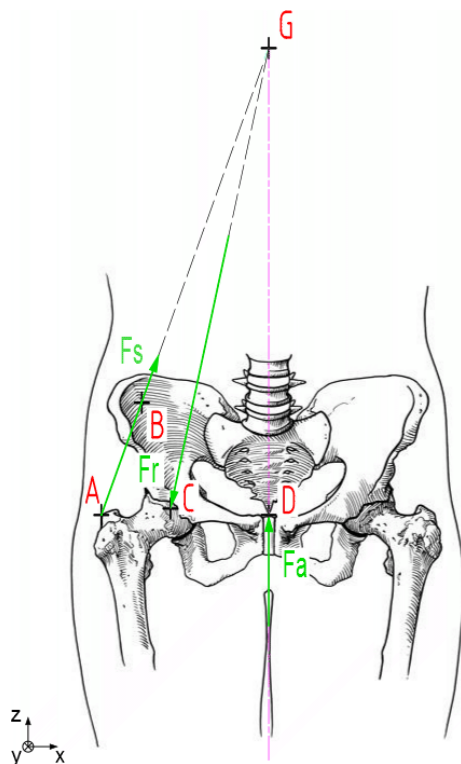


Obrázek 9.23: Transversální (vlevo), sagitální (nahore) a frontální (dole) řez s vyznačeným místem úponu *m. gluteus medius* na lopatě kyčelní kosti v programu SPIN (teplejší barvy znázorňují tkáň s vyšší hustotou).

(bod A na obr. 9.24), tak na pánevní kosti (bod B), poloha středu hlavičky kyčelního kloubu (bod C), těžiště dolní končetiny (bod H, není vyznačen na obrázku) a bod stydké spony, jímž byla vedena hlavní osa těla (bod D). Ze znalosti směru nositelky síly od *m. gluteus medius* $\mathbf{F}_s$ dané body A a B a směru výsledné stykové síly od podložky $\mathbf{F}_a$ je možné určit jejich průsečík (bod G). Na základě věty o třech silách pak lze spojnici bodů C a G určit i směr nositelky tlakové síly působící v místě kloubního spojení $\mathbf{F}_r$. Velikosti jednotlivých sil lze pak určit vzhledem ke znalosti velikosti síly $\mathbf{F}_a$, která je stejná jako

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

$\mathbf{F}_g$ jen opačně orientovaná, ze silového trojúhelníku. Ověření výsledku grafického řešení provedeme řešením analytickým.



Obrázek 9.24: Grafické řešení statické rovnováhy na dolní končetině.

Velikosti síly $\mathbf{F}_s$ od *musculus gluteus medius* a síly $\mathbf{F}_r$ coby reakce od kyčelního spojení lze určit ze silových a momentových podmínek statické rovnováhy. Podmínky statické rovnováhy jsou pak následující:

$$\begin{aligned} F_x: \quad & F_{sx} - F_{rx} = 0 \\ F_z: \quad & F_a - F_d + F_{sz} - F_{rz} = 0 \\ M_{Cy}: \quad & F_{sz} \cdot (C_x - A_x) - F_{sx} \cdot (C_z - A_z) + F_d \cdot (C_x - H_x) + F_a \cdot (C_x - D_x) = 0 \end{aligned}$$

kde indexy x a z odpovídají x -ovým a z -ovým souřadnicím jednotlivých bodů, resp. odpovídajícím složkám vektorů. Po dosazení známých hodnot vypočítáme z rovnic

$$\begin{aligned} F_s &= (410, 0, 1126) \text{ N} \\ F_r &= (-410, 0, -1723) \text{ N} \end{aligned}$$

9.6. Model vlastností struktury objektu

V kapitole 6.4 bylo blíže pojednáno o struktuře kostní tkáně. Pro účely výpočtového modelování je nyní potřeba při uvažované rozlišovací úrovni vybrat vhodný model pro popis mechanického chování jednotlivých materiálů a určit jejich materiálové parametry. Jak

je z dříve uvedeného patrné, kostní tkáň je velmi obtížně modelovatelný materiál, neboť ani spongiosní, ani kortikální kostní tkáň nevykazuje homogenní izotropní chování, ale má směrové vlastnosti. Kortikála vlivem haverských systémů a různých hodnot materiálových parametrů v podélné a v příčných osách osteonů vykazuje ortotropní chování, u spongiosy je situace ještě ztížena architekturou vnitřních trámců, a tedy nesnadným určením hlavních materiálových os. Kromě těchto morfologických vlivů se na vlastnostech kostní tkáně podílí i složení kostní tkáně – objem vody, obsah minerálů – stáří kosti apod. [52]. Při experimentálním zjišťování jejích vlastností pak také významnou roli hraje druh kosti a místa, z nichž byly odebrány vzorky pro mechanické či jiné zkoušky [83]. Každá snaha o deterministické popsání mechanických vlastností kostní tkáně tedy vždy bude pouze více či méně přesnou aproximací jejího skutečného chování. Jednotlivé typy modelů materiálu jsou probrány v následující kapitole.

9.6.1. Homogenní izotropní model materiálu

Homogenní izotropní model materiálu je nejjednodušším modelem, který lze uvažovat. Izotropní materiál, jak napovídá název, nemá směrové vlastnosti, tedy vykazuje stejné chování ve všech směrech a lze jej úplně popsat pouhými dvěma parametry, elastickým modulem pružnosti E a Poissonovým číslem μ . Pro svou jednoduchost se při řešení biomechanických problémů pomocí výpočtového modelování hojně používal zejm. na začátku 20. století a v menší míře se využívá dodnes [3, 89, 16]. V literatuře existuje řada prací, které se určením těchto dvou parametrů zabývají, viz tab. 9.1.

9.6.2. Nehomogenní izotropní model materiálu

Modelem vyšší úrovně je nehomogenní izotropní model materiálu. Izotropie mu předepisuje shodné vlastnosti ve všech směrech, ale jeho elastické parametry jsou konstantní jen po částech a v jednotlivých dílčích objemech materiálu se od sebe vzájemně liší. V závislosti na velikosti a počtu jednotlivých oblastí s konstantními hodnotami lze dosáhnout různé úrovně přesnosti modelu. V práci [89] je tímto způsobem modelována spongiosní kost v hlavici proximálního femuru s vlastnostmi odlišnými od spongiosní kosti nacházející se v oblasti trochanterického masivu. Podobný přístup je zvolen i v případě deformačně napěťové analýzy povrchové náhrady v práci [88]. Oblasti homogenního izotropního materiálu lze ale zmenšit na velikost jednotlivých elementů konečnoprvkové sítě a definovat tak materiálový model pro každý element zvlášť [36, 96].

Hodnoty elastického modulu pružnosti se nejčastěji určují podle hustoty kostní tkáně. K jejímu určení je možné využít CT snímky a hodnotu hustoty kostní tkáně vypočítat z tzv. Hounsfieldových jednotek, které odrážejí intenzitu jednotlivých pixelů snímku [59]. Výpočtovým vztahům modulu pružnosti v závislosti na hustotě se věnuje celá řada autorů [56, 57, 46, 53, 62].

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

Parametr	Kortikální kostní tkáň	Spongiosní kostní tkáň	Zdroj
E [MPa] σ_{max} [MPa] σ_k [MPa]		774 ± 360 $7,89 \pm 3,49$ $7,59 \pm 3,29$	Kaneko et al. [45]
E [MPa] σ_k [MPa] μ		382 ± 182 $13,2 \pm 3,6$ $0,16 \pm 0,05$	Kelly et al. [47]
E [MPa] σ_{max} [MPa] σ_k [MPa]		800 ± 138 $9,36 \pm 1,45$ $8,02 \pm 1,19$	Guillen et al. [31]
E [MPa] σ_k [MPa]	$16,4 \cdot 10^3$ 117,4		Currey [20]
E [MPa] σ_{max} [MPa]	$(14,3 \pm 4) \cdot 10^3$ $(53,8 \pm 20,3) \cdot 10^3$		Duchemin et al. [22]
E [MPa] μ	$15 \cdot 10^3$ 0,25	$1,5 \cdot 10^3$ 0,29	Apicella [3]
E [MPa] μ	$17 \cdot 10^3$ 0,3	$1,3 \cdot 10^3$ ($0,32 \cdot 10^3$) 0,3	Wang et al. [89]
E [MPa] μ	$14,2 \cdot 10^3$ 0,3	50 0,3	Chen et al. [16]

Tabulka 9.1: Hodnoty mechanických parametrů pro určení izotropního modelu chování kostní tkáně

9.6.3. Ortotropní model materiálu

Ortotropní model materiálu se od izotropního modelu liší tím, že ve třech na sebe kolmých hlavních materiálových rovinách vykazuje odlišné chování. K jeho kompletnímu určení je proto zapotřebí devíti elastických konstant, konkrétně tří modulů pružnosti v tahu, tří modulů pružnosti ve smyku a tří Poissonových čísel. Je také nutné znát hlavní ortotropní roviny. Určování těchto materiálových parametrů se věnuje celá řada autorů [78, 45, 93], přetrvávajícím problémem je ale určení hlavních ortotropních směrů. U kortikální kostní tkáně je situace jednodušší, neboť u stehenní kosti kortikála svou geometrií nápadně připomíná duté válcové těleso a hlavní ortotropní směry lze poměrně jednoduše ztotožnit se směrem axiálním, radiálním a tangenciálním. U spongiosní kosti se situace komplikuje kvůli její vnitřní architektuře, o níž bylo již pojednáno v předchozích kapitolách. Více se problematikou zabývá např. [76, 91].

9.6.4. Transversálně ortotropní model materiálu

Transversálně ortotropní model je zvláštním případem modelu ortotropního, pro který lze nalézt jednu hlavní rovinu, v níž se materiál chová izotropně. Počet nezávislých parametrů k určení mechanických vlastností materiálu se pak sníží z devíti na pět, konkrétně na

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

	E [GPa]	μ [MPa]	A [%]	σ_{max} [MPa]	σ_k [MPa]	K_{Ic} [MPa.m ^{1/2}]	σ_c [MPa]
Ti6Al4V	114	0,342	12	943	842	82,3	565

Tabulka 9.2: Mechanické vlastnosti titanové slitiny Ti6Al4V

dva moduly pružnosti v tahu, jeden modul pružnosti ve smyku a dvě Poissonova čísla. Tento model je poměrně dobře použitelný pro kortikální kost, která se vlivem haverské struktury chování transversálně ortotropního materiálu velmi blíží, jak je patrné z [84, 93]. U spongiosní kosti je situace obtížnější, neboť pro svou složitou architekturu kostních trámčů je u ní jednoznačné určení hlavních směrů velmi náročné [11, 76].

9.6.5. Anizotropní model materiálu

V nejobecnějším smyslu je nehomogenní anizotropní materiál popsán 21 materiálovými parametry. Teoreticky by takovýto model materiálu měl chování kostní tkáně popisovat nejrealističtěji, avšak získání všech potřebných hodnot těchto parametrů je úkol veskrze nemožný [59].

9.6.6. Materiál dlahy

Na materiály pro výrobu kostních implantátů je kladena řada nároků [51, 59]:

- V první řadě musejí být neškodné pro okolní tkáň (netoxické, nekarcinogenní, nealergenní, neradioaktivní);
- musejí být biokompatibilní, tzn. biologicky snášenlivé a stabilní (nenarušovat metabolismus, nepůsobovat biodegradaci);
- musejí vykazovat dostatečnou mechanickou pevnost.

Podle informací na stránkách předního českého výrobce kostních implantátů, firmy Medin a.s. [4], se DHS dlaha vyrábí ve dvou variantách, buď z oceli ISO 58321E, nebo titanové slitiny Ti6Al4V. Vzhledem k tomu, že bližší informace o materiálu nejsou známy ani u dlahy DHS, ani PCCP, v dalších výpočtech bude uvažována pouze titanová slitina. Slitina Ti6Al4V představuje asi 50 % celkové produkce titanu. Patří do skupiny α/β slitin, což jsou obecně materiály obsahující vyšší podíl β stabilizujících prvků (cca 4-6 hm. %). Al v matici snižuje hustotu slitiny a stabilizuje a zesiluje α fázi, zatímco vyšší podíl β stabilizujících prvků umožňuje částečné vyloučení β fázových polí, což má za následek zvýšení pevnostních charakteristik. Za svou oblibu vděčí zejména vysoké mezi pevnosti, odolnosti proti korozi, creepu a únavovým lomům [9, 69]. Mezi jeho horší vlastnosti na druhou stranu patří nižší pevnost ve střihu a vysoký koeficient tření [1]. Mechanické vlastnosti jsou shrnuty v tab. 9.2.

Pozn. Vlastnosti slitiny se liší v závislosti na mikrostruktuře materiálu. Pro nedostatek informací o detailním složení obou fixátorů byly z literatury [55, 34] převzaty spíše konzervativnější hodnoty.

9. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

9.6.7. Koeficienty tření

Pro potřeby následného modelování kontaktních dvojic bylo zapotřebí získat koeficienty statického tření. Samotné měření těchto koeficientů je úkol nesnadný a též dostupná odborná literatura je na relevantní informace poměrně skoupá. U slitiny Ti6Al4V, jak již bylo zmíněno, je jedním z limitujících faktorů relativně vysoký koeficient tření. Způsob, jímž je možno tuto nepříjemnou vlastnost obejít, je opatření implantátu vhodnou povrchovou vrstvou [14, 94, 69]. Vzhledem k tomu, že detailní výrobní postupy jsou začasť chráněným know-how jednotlivých výrobců, pro účely této práce byl vybrán koeficient statického tření neupravené slitiny Ti6Al4V, jenž je podle [14, 8] přibližně roven 0,3.

V případě kontaktu implantát-kost udává literatura koeficienty smykového tření okolo 0,4 [87, 30]. Stejná hodnota 0,4 bude použita i pro případ modelování kontaktu kost-kost [36].

9.6.8. Shrnutí

Tab. 9.3 udává použité modely pro popis jednotlivých materiálů a hodnoty parametrů nutné pro definování těchto modelů.

Typ materiálu	Použitý model	E [MPa]	μ	$f_{spongiosa}$	$f_{kortikala}$	f_{titan}
Spongiosa	isotropní	800	0,3	0,4	0,4	0,4
Kortikála	isotropní	$14,5 \cdot 10^3$	0,3	0,4	0,4	0,4
Titan	isotropní	$114 \cdot 10^3$	0,342	0,4	0,4	0,3

Tabulka 9.3: Přehled použitých modelů materiálů v této práci

9.7. Model mezních stavů objektu

Mezními stavy, jež mohou při zatěžování daného objektu nastat, jsou mezní stav pružnosti u implantátu a mezní stav deformace u kostní tkáně. Mezní stav pružnosti implantátu je dán mezí kluzu titanové slitiny Ti6Al4V, jež je rovna 842 MPa. Podle Frostovy teorie nastává mezní stav deformace kostní tkáně při deformaci rovné přibližně $25\,000 \mu\epsilon$. Tato hodnota je pouze přibližná a nelze ji brát absolutně, neboť závisí na kvalitě kostní tkáně, a tedy celé řadě faktorů, nicméně v dalším textu bude brána za kritickou velikost přetvoření pro posuzování vzniku tohoto mezního stavu.

Ačkoli je úloha řešena jako statická, v reálném životě je objekt – femur s aplikovaným skluzným hřebem – zatěžován dynamicky (cyklicky). Mezi mezní stavy je proto třeba zahrnout i mezní stav únavového porušení.

Kapitola 10

Realizace řešení

V předchozích kapitolách byl popsán proces tvorby jednotlivých dílčích modelů, na něž je výpočtový model dekomponován. Nyní je tedy možno přejít k samotnému řešení problému. V této kapitole budou nejprve představeny způsoby modelování kontaktů mezi modely geometrie jednotlivých prvků soustavy. Dále bude pojednáno o tvorbě konečnoprvkové sítě, jež je nezbytná vzhledem ke zvolené metodě řešení problému, a o volbě prvků. Do kapitoly bude zahrnut i popis nastavení řešiče úlohy.

Pro přehlednost a účely snazší orientace v následných analýzách bude úloha rozdělena na dílčí úlohy, a to podle modelů geometrie soustavy. Problém byl vymezen jako provedení deformačně-napětového řešení proximálního konce femuru s aplikovaným systémem DHS a PCCP. Vzhledem k tomu, že je posuzován vliv dvou různých implantátů na rozložení pole napětí, resp. přetvoření v proximálním femuru se stabilní a nestabilní zlomeninou, tyto dílčí úlohy budou čtyři, viz tab. 10.1.

Je na místě též zmínit, že v případě analýzy soustavy s nestabilní zlomeninou A2.1 (analýzy DHS_nestab a PCCP_nestab) nebyl nejmenší fragment kosti do řešení zahrnut. Motivací k tomuto kroku je předpoklad, že při reálné zlomenině tento fragment nepřenáší žádná silová zatížení.

Označení úlohy	Popis soustavy
DHS_stab	Stabilní intertrochanterická zlomenina A1.1 fixovaná pomocí systému DHS
DHS_nestab	Nestabilní intertrochanterická zlomenina A2.1 fixovaná pomocí systému DHS
PCCP_stab	Stabilní intertrochanterická zlomenina A1.1 fixovaná pomocí systému PCCP
PCCP_nestab	Nestabilní intertrochanterická zlomenina A2.1 fixovaná pomocí systému PCCP

Tabulka 10.1: Rozdělení problému na dílčí podproblémy

10.1. Model kontaktů mezi prvky soustavy

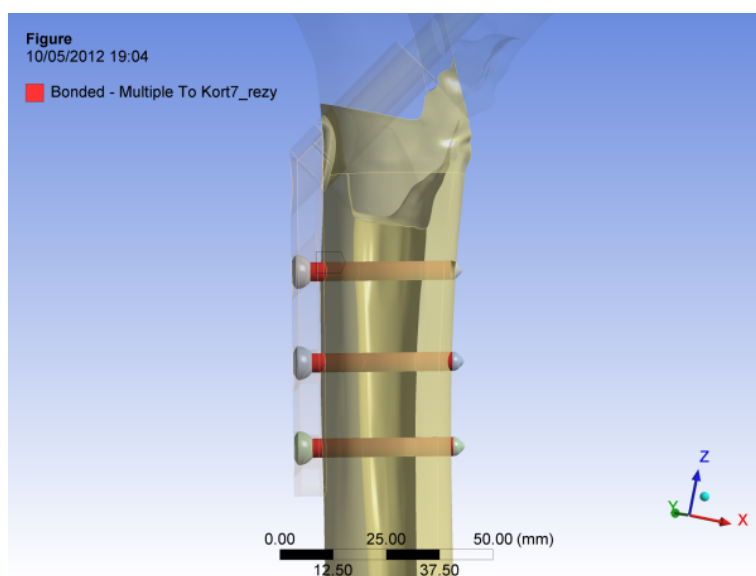
Do výpočtu bylo třeba zahrnout několik různých druhů kontaktních dvojic. Kvůli počátečním problémům s konvergencí řešení byly první výpočty provedeny s lineárními kontakty

10. REALIZACE ŘEŠENÍ

typu *BONDED* a posléze i *FRICTIONLESS*, až po odladění výpočtu byly zahrnuty i kontakty typu *FRICTIONAL*, které zahrnují účinky statického tření (viz dále). Následující odstavce popisují rozložení kontaktních dvojic ve finálním modelu.

Modely geometrie kortikální a spongiosní kostní tkáně byly v modulu Design Modeler v software Ansys Workbench pomocí příkazu „Form New Part“ převedeny na jedno tělo, díky čemuž odpadla nutnost mezi nimi definovat kontaktní dvojici. Použitím tohoto příkazu totiž dojde ke sjednocení ploch obou objemových modelů a při pozdější tvorbě konečnoprvkové sítě se tato chová jako spojitá přes všechny takto spojené objemy.

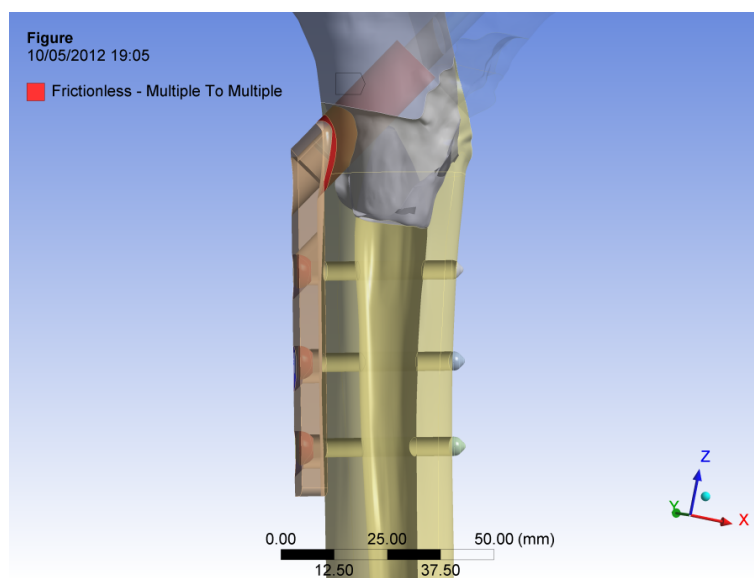
Kontakt mezi kostními vruty a kortikální kostní tkání byl modelován jako *BONDED* (obr. 10.1). Motivací pro použití tohoto typu kontaktu byl fakt, že model geometrie závitové části kostních vrutů byl vytvořen jako válcový. Kontaktní dvojice typu *BONDED* tak simuluje toto pevné spojení a zamezuje relativnímu pohybu obou komponent. Případná nepřesnost, která je tímto zjednodušením do výsledků zavlečena, není z hlediska řešeného problému podstatná, neboť předmětem zájmu je rozložení pole napětí a přetvoření v implantátu a spongiose proximálního femuru.



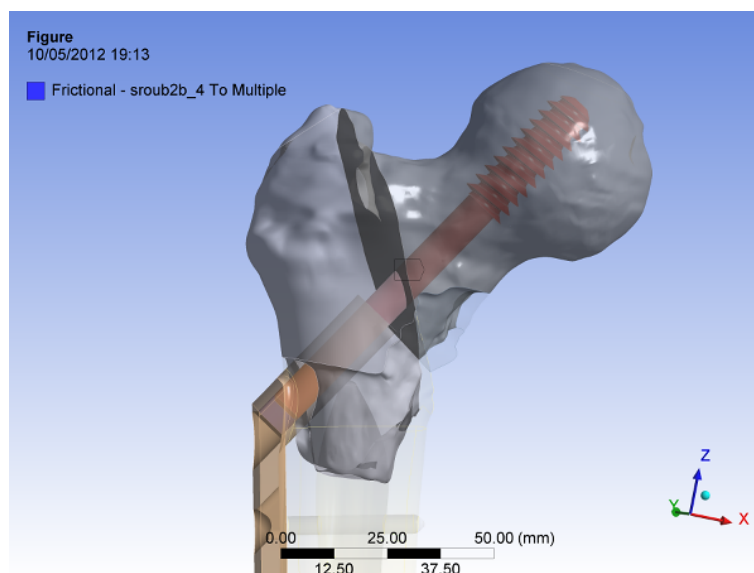
Obrázek 10.1: Rozložení kontaktních dvojic typu *BONDED*.

Mezi modely geometrie kostních tkání a dlahy byly kontakty definovány jako *FRICTIONLESS* (obr. 10.2). Taková kontaktní dvojice přenáší pouze tlakové zatížení, pohyb ve směru tečny k oběma plochám je volný, separaci obou ploch v kontaktu taktéž není nijak bráněno. Vzájemnému relativnímu pohybu dlahy a spongiosy, resp. dlahy a kortikály je zabráněno jejich geometrií, předepsání tření v kontaktu kromě prodloužení výpočtového času nijak výsledky neovlivňuje.

Ostatní kontakty, tj. kontakt mezi skluzným hřebem a kostí, mezi skluzným hřebem a dlahou a mezi kontaktními plochami fragmentů zlomeniny, byly modelovány jako *FRICTIONAL* (obr. 10.3). O koeficientech statického tření, jež bylo třeba zadat, bylo blíže pojednáno v podkapitole 9.6. Pro kontakt kov-kov, který se uplatňuje uvnitř válcovitého vedení dlahy na hranici dlahy a hřebu, byla zadána hodnota koeficientu statického tření

Obrázek 10.2: Rozložení kontaktních dvojic typu *FRICITIONLESS*.

0,3, pro kontakt kov-kost a kost-kost byl vybrán koeficient statického tření 0,4. Autor si je vědom, že zejména v případě stýkajících se fragmentů zlomeniny může být tato hodnota podstatně větší již z toho důvodu, že plocha lomu patrně nikdy nebude dokonale rovná. Zároveň je hodnota tohoto koeficientu závislá na kvalitě kostní tkáně a dalších faktorech, o nichž chybí bližší informace. Hodnotou 0,4 je tedy simulován jakýsi „nejnepříznivější“ stav, který ve smyslu tření mezi zmíněnými komponentami může nastat.

Obrázek 10.3: Rozložení kontaktních dvojic typu *FRICITIONLESS*.

Všechny typy kontaktů byly modelovány jako symetrické a definované na základě Pure Penalty algoritmu. Během ladění výpočtu byly použity i jiné algoritmy (jmenovitě MPC a Augmented Lagrange), ale žádný nevedl k výraznější úspoře výpočtového času.

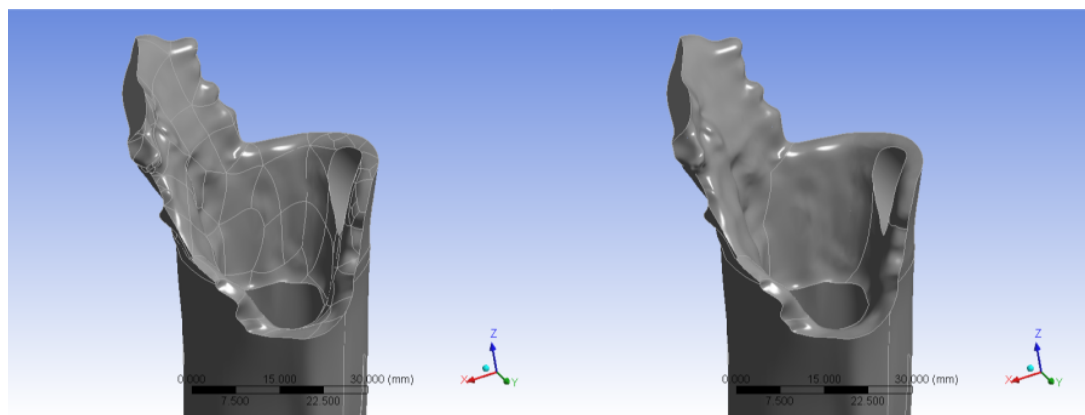
10.2. Výběr typu prvků

Konečnoprvková síť, jak bude uvedeno v následující podkapitole, je tvořena kvadratickými tetraedrickými prvky, které v software Ansys nesou název SOLID187. Pro následnou analýzu byly vybrány čtyřstěnné prvky z důvodu jejich schopnosti snáze postihnout tvarově složitou geometrii, jež je ve zkoumaném objektu hojně zastoupena. Prvky SOLID187 mají deset uzlových bodů (ve vrcholech čtyřstěnu a uprostřed jeho stran), z nichž každý má tři stupně volnosti – posuvy ve směrech os x , y a z . Pro popis kontaktu byly použity základní plošné prvky CONTA174 a TARGE170. V síti jsou zahrnuty i prvky SURF154, pomocí nichž je definováno silové zatížení, viz dále.

10.3. Tvorba konečnoprvkové sítě

Ze zvolené metody řešení, tedy MKP, plyne nutnost diskretizace objektu na soubor prvků konečné velikosti. Jak bylo zmíněno v předchozí podkapitole, pro tvorbu této sítě byly použity čtyřstěnné prostorové prvky z důvodu jejich lepší aplikovatelnosti na objekty s komplikovanou geometrií.

Než bylo přistoupeno k vlastní diskretizaci sítě, bylo třeba ještě model geometrie upravit. Tato úprava spočívala ve spojení jednotlivých ploch do větších celků zejména v případě přechodu mezi modelem geometrie kortikály a proximální spongiosy. Ta byla původně tvořena sítí relativně malých a složitě tvarovaných ploch, což představovalo pro tvorbu sítě poměrně značné komplikace, neboť tato nejprve musí namapovat prvky na křivky, které tvoří hranice mezi těmito plochami. Sjednocením ploch příkazem „Virtual Cell“ v modulu Mechanical software Ansys klesl počet těchto křivek a tvorbě sítě byla ponechána větší volnost (obr. 10.4). Zároveň byly potlačeny plochy s velice ostrými úhly a malými rozměry, které lze namapovat pouze za cenu použití neúměrně malých prvků.



Obrázek 10.4: Hranice mezi kortikální a spongiosní kostní tkání v oblasti proximálního femuru před (vlevo) a po sjednocení ploch.

Během tvorby sítě byla obzvláště velká pozornost věnována přechodovým plochám mezi jednotlivými podobjekty soustavy, v nichž bylo zejména kvůli ostrým hranám možno očekávat velké gradienty napětí. Hluboko uvnitř materiálu, kam pozornost při analýze

Objekt	Počet prvků
Hřeb	55 422
Dlaha	18 470
Vrut	1 961
Spongiosa – proximální fragment	115 213
Spongiosa – distální fragment	31 287
Spongiosa – distální epifýza	2 426
Kortikála – proximální fragment	212
Kortikála – distální fragment	43 921
Celkem	272 880

Tabulka 10.2: Počet prvků výsledné konečnoprvkové sítě u úlohy DHS_stab.

	Počet prvků	σ_{HMH} [MPa]	ε_{HMH} [-]		
		hřeb	fragment	spongiosa	kortikála
Hrubá síť	113 000	543	0,0451	0,0560	0,0129
Jemná síť	273 000	535	0,0437	0,0577	0,0133
Rozdíl [%]	141,6	1,5	3,2	2,9	3,0

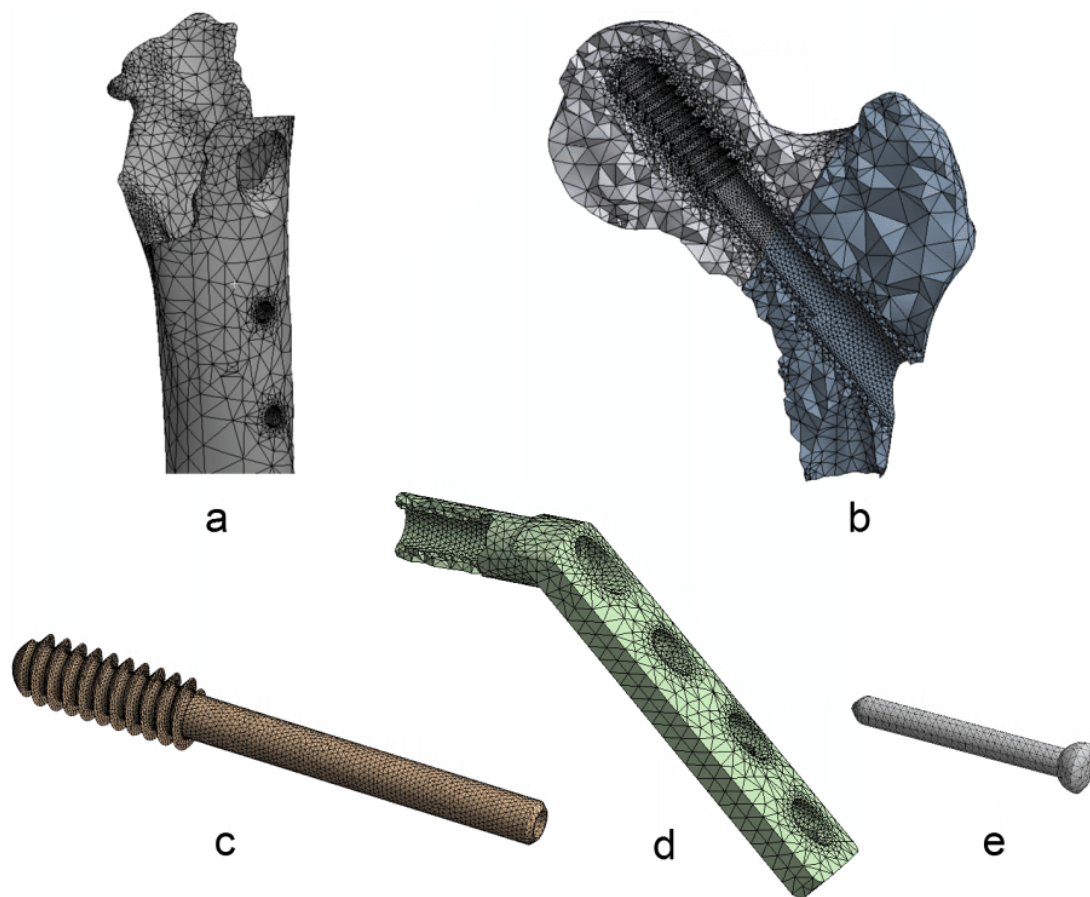
Tabulka 10.3: Srovnání vlivu hustoty konečnoprvkové sítě na výsledky analýzy.

výsledků nebude soustředěna, byly v zájmu snížení počtu prvků a úspory výpočtového času ponechány prvky o větší velikosti. U finální podoby sítě byla maximální velikost prvku omezena hodnotou 8 mm, minimální hodnotou 0,8 mm. Na plochách, na něž byl kladen požadavek husté a pravidelné sítě, byla maximální velikost prvku omezena pomocí příkazu „Face Sizing“. Ukázky výsledné sítě jsou na obr. 10.5, v tab. 10.2 jsou uvedeny počty prvků pro úlohu DHS_stab.

Pro vyloučení vlivu hustoty sítě na výsledky analýz byl proveden kontrolní výpočet pro dvě různě husté sítě generované na tomtéž modelu při jinak stejném nastavení řešení. Výpočet byl proveden pro úlohu DHS_stab, hrubá síť čítala přibližně 113 000 prvků, jemná pak 273 000. Jak je uvedeno v tab. 10.3, rozdíl ve výsledcích se pohybuje v řádu jednotek procent, ovlivňování výsledků hustotou sítě se tedy nejví jako podstatné.

10.4. Vazby a zatížení

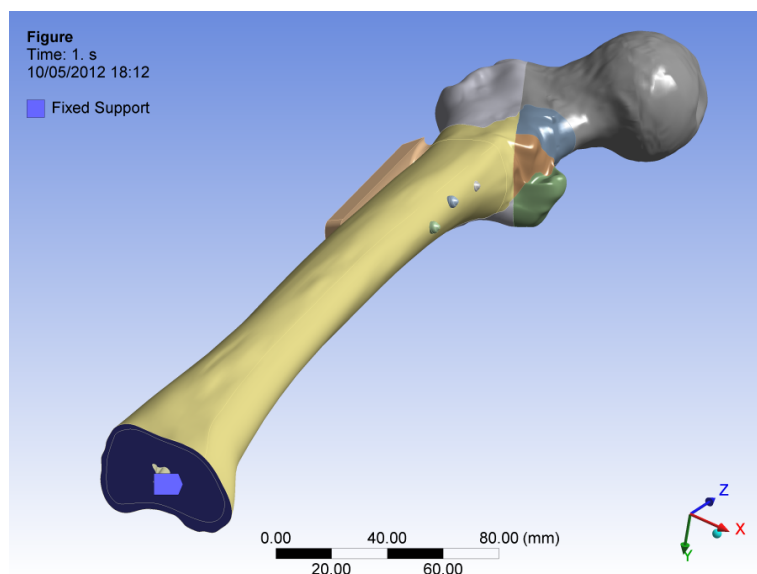
Modely vazeb a aktivace objektu popsané v kapitolách 9.4 a 9.5 bylo nutno definovat v simulačním prostředí software Ansys Workbench. Na distálním konci diafýzy femuru bylo zamezeno veškerým posuvům (obr. 10.6). Aktivace objektu silou od *m. gluteus medius* v místě úponu svalu na velkém trochanteru a kontaktním tlakem na stykové ploše femorální hlavice byla provedena pomocí příkazu „Force“ (obr. 10.7). Plochy, na něž byly síly předepsány, byly odhadnuty na základě obr. 6.4 a literatury [95, 28, 88]. Velikosti zatěžujících sil byly stanoveny v kapitole 9.5.



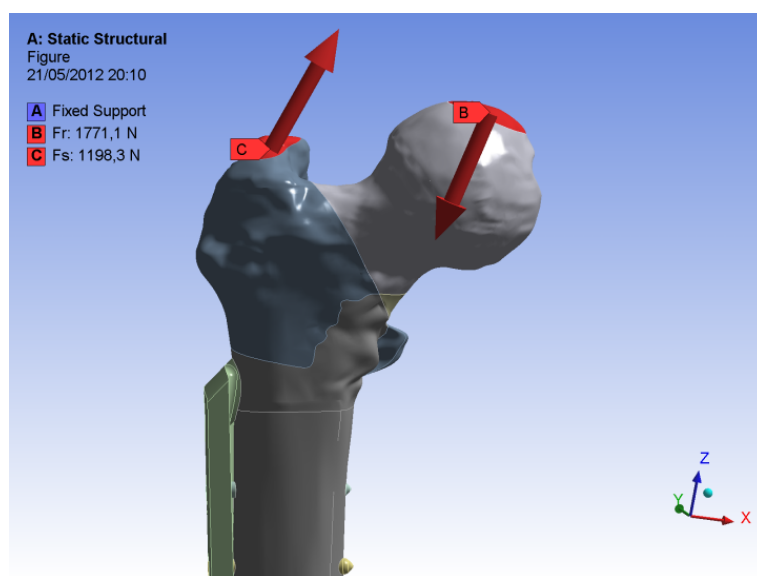
Obrázek 10.5: Ukázky konečnoprvkové sítě. a – kortikála, b – spongiosa, c – skluzný hřeb, d – dlaha, e – kostní vrut.

10.5. Nastavení řešiče

Software Ansys nabízí dva typy řešičů – přímé a iterační. Pro velký počet elementů a nelineární povahu úlohy byl zvolen řešič iterační, konkrétně metoda PCG (*Preconditioned Conjugate Gradient*). Původní konzervativní tolerance 1.10^{-8} byla na základě doporučení [2] zvýšena na 1.10^{-5} . Pro zdárný průběh výpočtu a dosažení jeho konvergence bylo též zapotřebí zatěžování rozdělit do 5 kroků, v nichž obě síly po konstantních krocích narůstají, a zapnout velké deformace. Ostatní nastavení byla ponechána ve výchozím stavu.



Obrázek 10.6: Vetknutí v distální části femuru (modrá plocha).



Obrázek 10.7: Znázornění zatěžovacích sil od *m. gluteus medius* (C) a kloubního spojení (B).

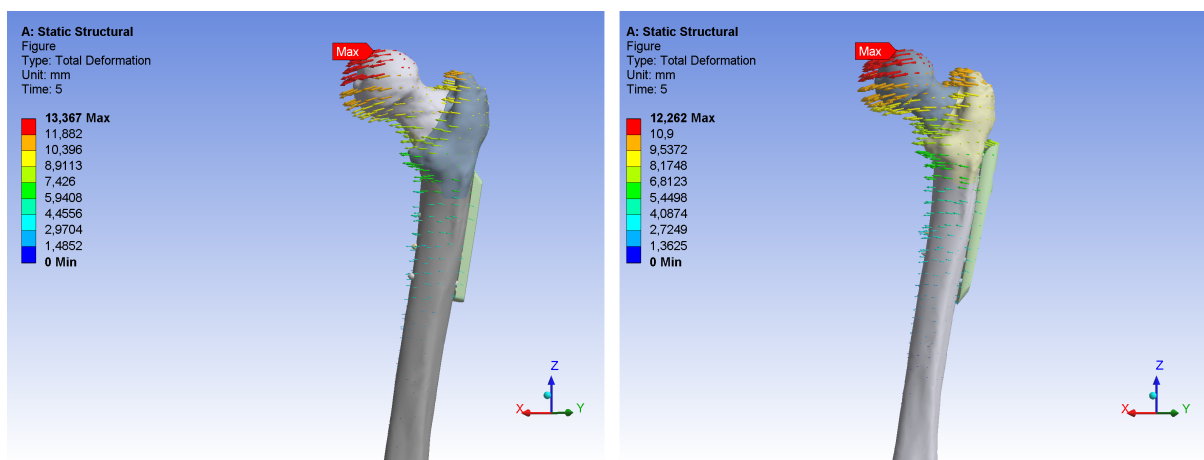
Kapitola 11

Prezentace výsledků

V této kapitole je provedena prezentace výsledků deformačně napěťové analýzy řešeného problému. Na řešených objektech je vyhodnocován zejména deformovaný tvar, redukované napětí σ_{HMH} a redukované přetvoření ε_{HMH} . Redukované napětí σ_{HMH} je podstatné pro posouzení nebezpečí vzniku mezního stavu pružnosti v implantátu a bude porovnáváno s mezí kluzu σ_y titanové slitiny Ti6Al4V. U kostní tkáně je porovnáváno přetvoření s kritickou hodnotou $25\,000\,\mu\varepsilon$ pro posouzení nebezpečí vzniku mezního stavu remodelace kostní tkáně. Pro větší přehlednost je na obrázcích, na nichž jsou znázorněna rozložení redukovaného přetvoření, stupnice hodnot omezena právě hodnotou 0,025. Zjednodušeně tak lze říci, že oblasti znázorněné červenou barvou jsou patologicky přetěžovány.

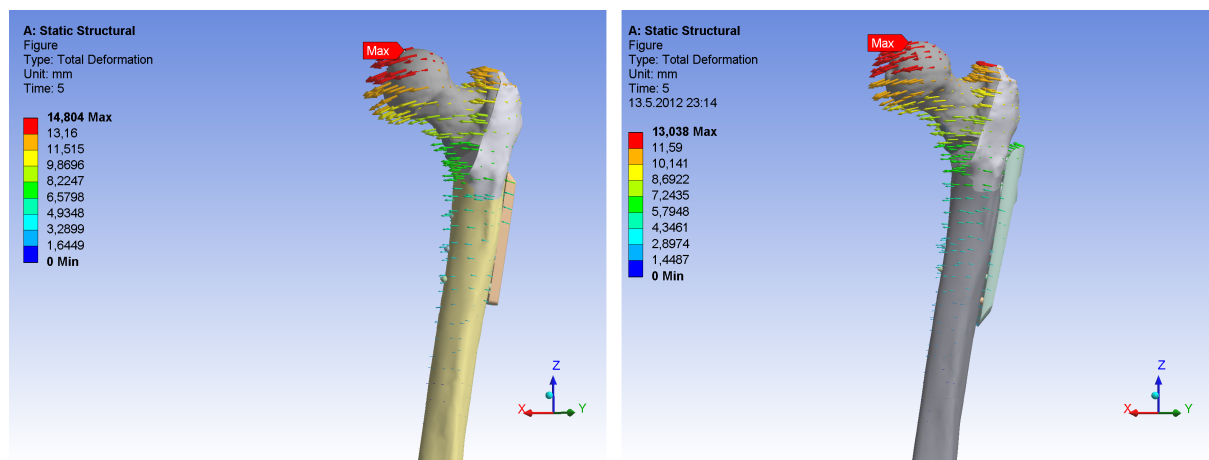
11.1. Deformační posuvy

Deformační posuvy (obr. 11.1, 11.2) jsou v případě všech modelů srovnatelné co do směru i velikosti. U systému PCCP jsou u stabilní i nestabilní zlomeniny hodnoty posuvů přibližně o 10 % nižší než u systému DHS, což je vzhledem ke konstrukčnímu řešení implantátu v souladu s očekáváním.



Obrázek 11.1: Pole deformačních posuvů [mm] – DHS_stab (vlevo), PCCP_stab.

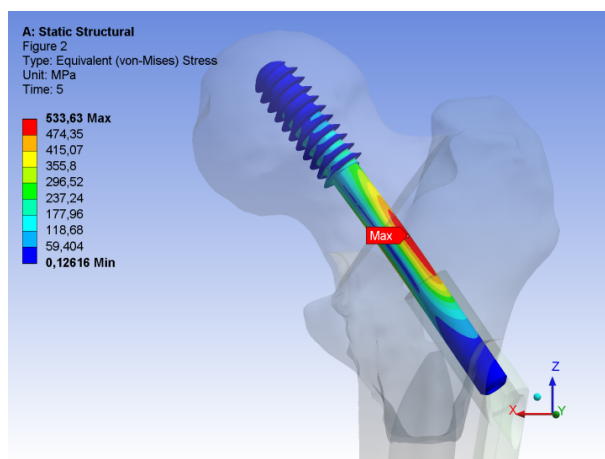
11. PREZENTACE VÝSLEDKŮ



Obrázek 11.2: Pole deformačních posuvů [mm] – DHS_nestab (vlevo), PCCP_nestab.

11.2. Redukované napětí σ_{HMH}

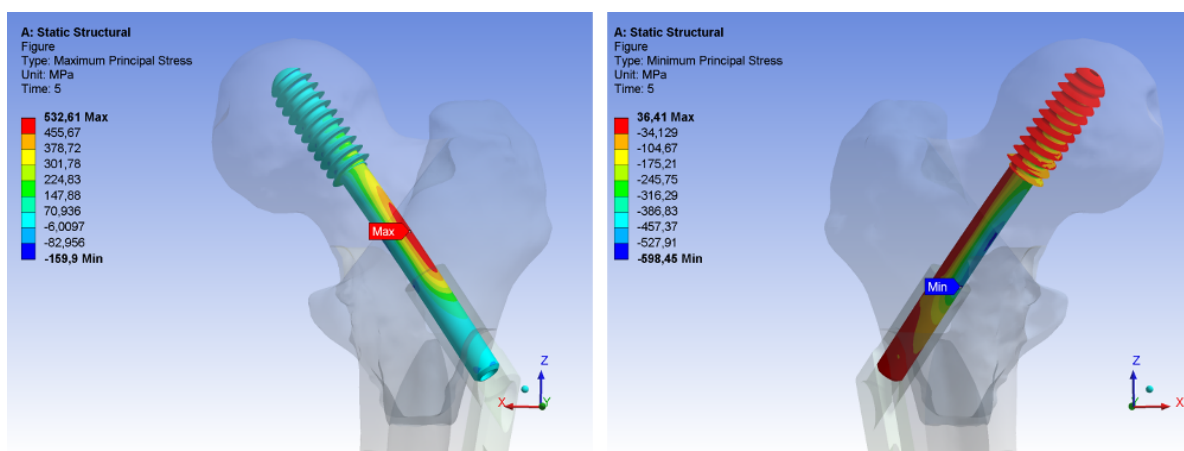
Redukované napětí σ_{HMH} ve skluzném hřebu v případě stabilní zlomeniny (obr. 11.3) dosahuje maximální hodnoty 533 MPa, což je přibližně o 300 MPa méně než mez kluzu materiálu hřebu. Mez únavy materiálu je však vyšší pouze o 30 MPa. K meznímu stavu vysokocyklické únavy zpravidla nedochází, protože řešená konfigurace odpovídá situaci po aplikaci fixátoru. Není uvažováno hojení, které vytvoří mezi segmenty zlomeniny svalek. Vzhledem k pohyblivému uložení hřebu v dlahy je hřeb namáhán převážně na ohyb, čemuž odpovídají i průběhy maximálního a minimálního hlavního napětí (obr. 11.4).



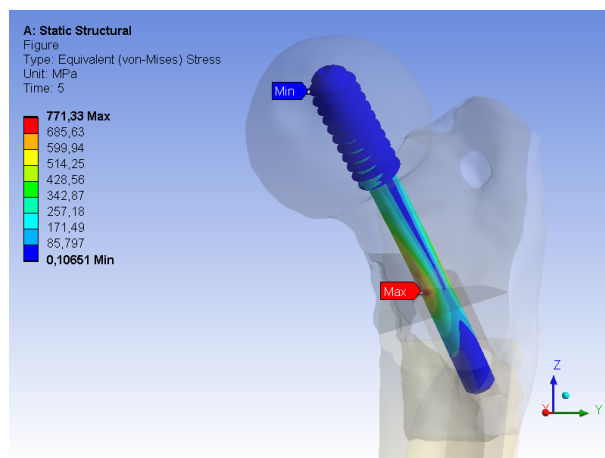
Obrázek 11.3: Redukované napětí σ_{HMH} ve skluzném hřebu modelu DHS_stab.

V případě nestabilní zlomeniny vzrůstá redukované napětí σ_{HMH} na hodnotu 771 MPa (obr. 11.5), což je vysoko nad udávanou mezí únavy materiálu skluzného hřebu. Rovněž lze z rozložení napětí vypočítat vliv kontaktu mezi hřebem a dlahou, jejíž hrana působí jako koncentrátor napětí. To se také projeví nárůstem redukovaného napětí σ_{HMH} v dlahy (obr. 11.6).

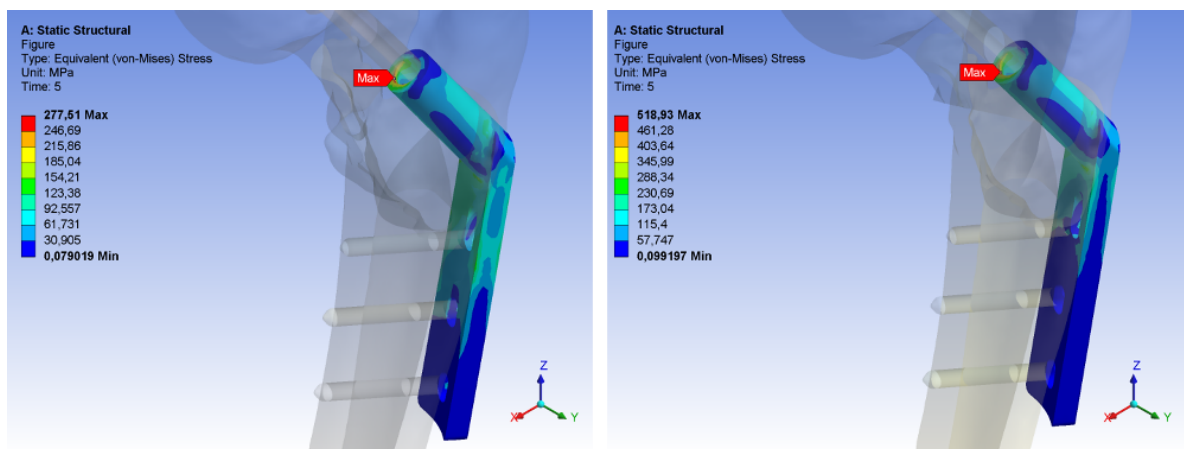
11. PREZENTACE VÝSLEDKŮ



Obrázek 11.4: Rozložení maximálního hlavního napětí σ_1 (vlevo) a minimálního hlavního napětí σ_3 ve skluzném hřebu modelu DHS_stab.



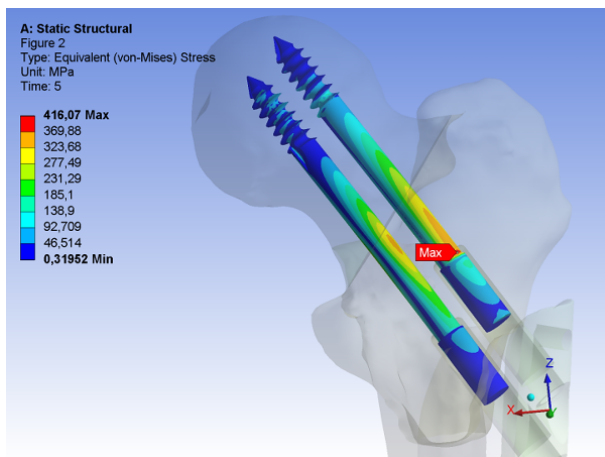
Obrázek 11.5: Rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} na skluzném hřebu v případě DHS_nestab.



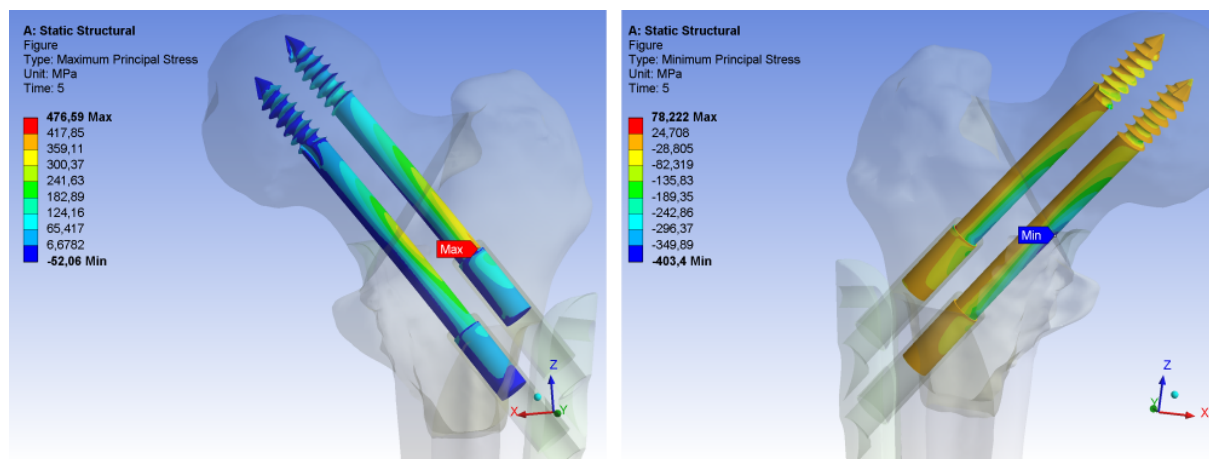
Obrázek 11.6: Rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} na dlaze u DHS_stab (vlevo) a DHS_nestab.

11. PREZENTACE VÝSLEDKŮ

Redukované napětí σ_{HMH} v dřících skluzných hřebů systému PCCP v případě stabilní zlomeniny dosahuje maximální hodnoty 416 MPa (obr. 11.7). Z rozložení maximálního hlavního napětí σ_1 a minimálního hlavního napětí σ_3 (obr. 11.8) je možno usuzovat na kombinaci ohybového a tahového namáhání dříků hřebů. Je zde též patrný vliv koncentrátoru napětí v místě osazení hřebu.



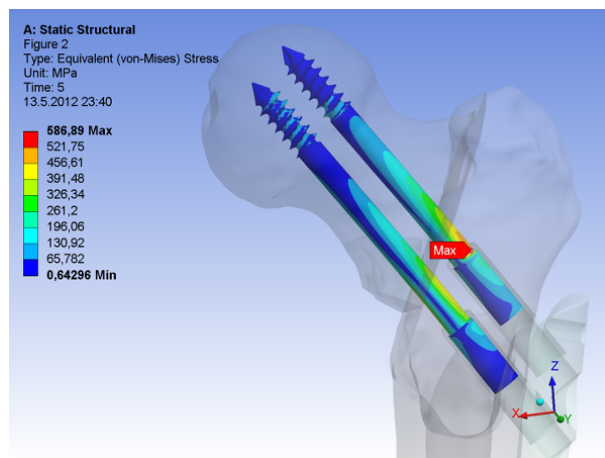
Obrázek 11.7: Redukované napětí σ_{HMH} ve skluzných hřebech modelu PCCP_stab.



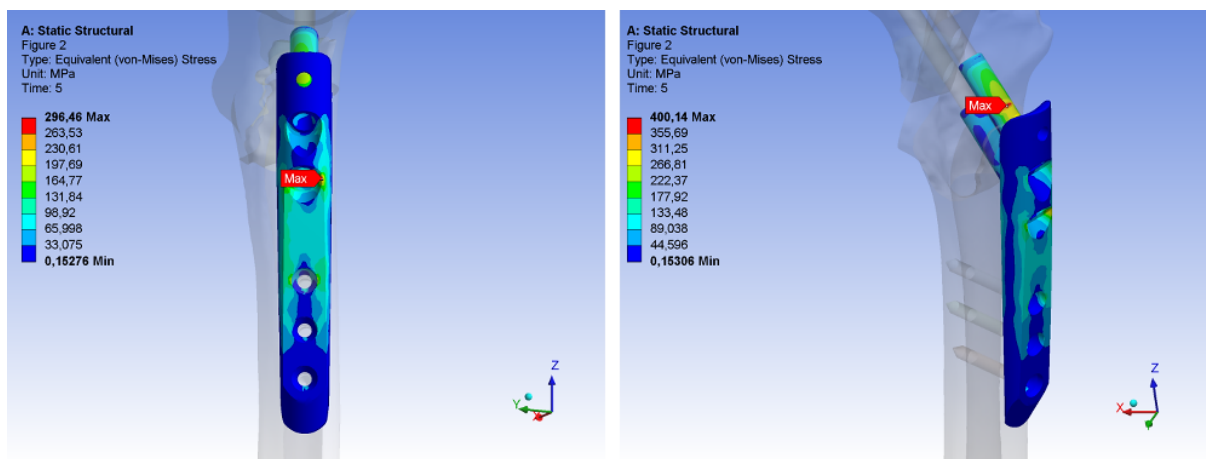
Obrázek 11.8: Maximální hlavní napětí σ_1 (vlevo) a minimální hlavní napětí σ_3 ve skluzných hřebech modelu PCCP_stab.

Rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} u skluzných hřebů systému PCCP v případě nestabilní zlomeniny (model PCCP_nestab) nedoznává výrazných změn, jeho maximální hodnota však vzrůstá na 587 MPa (obr. 11.9), což přibližně odpovídá mezi únavy titanové slitiny Ti6Al4V. Oproti maximálnímu redukovanému napětí ve skluzném hřebu systému DHS je však přibližně o 30 % nižší. Rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} v dlaze u analýz PCCP_stab i PCCP_nestab je znázorněno na obr. 11.10. Zde se maximální redukované

napětí pohybuje okolo 300 MPa v případě stabilní a okolo 400 MPa v případě nestabilní zlomeniny.



Obrázek 11.9: Rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} na skluzných hřebech u PCCP_nestab.



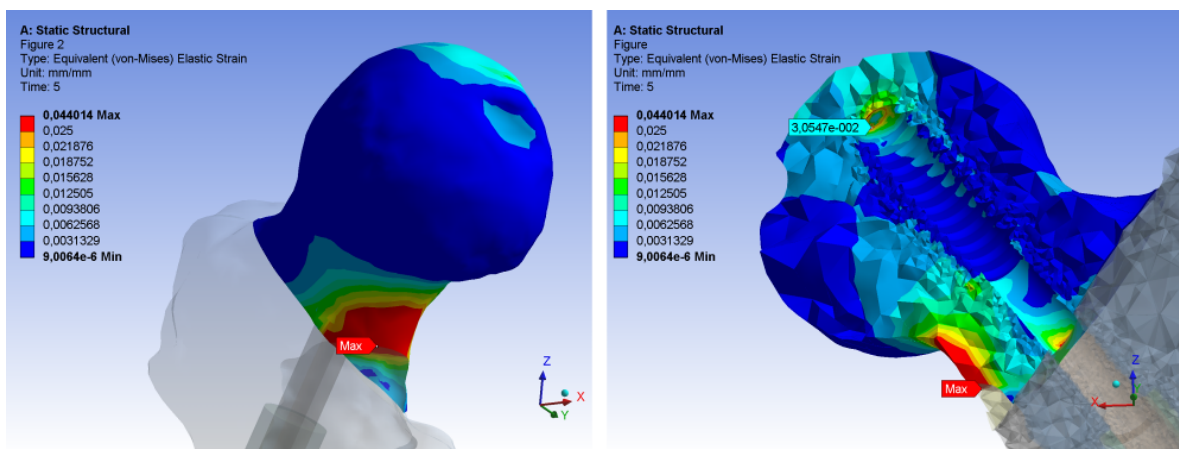
Obrázek 11.10: Rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} na dlaze u PCCP_stab (vlevo) a PCCP_nestab.

11.3. Redukované přetvoření ε_{HMH}

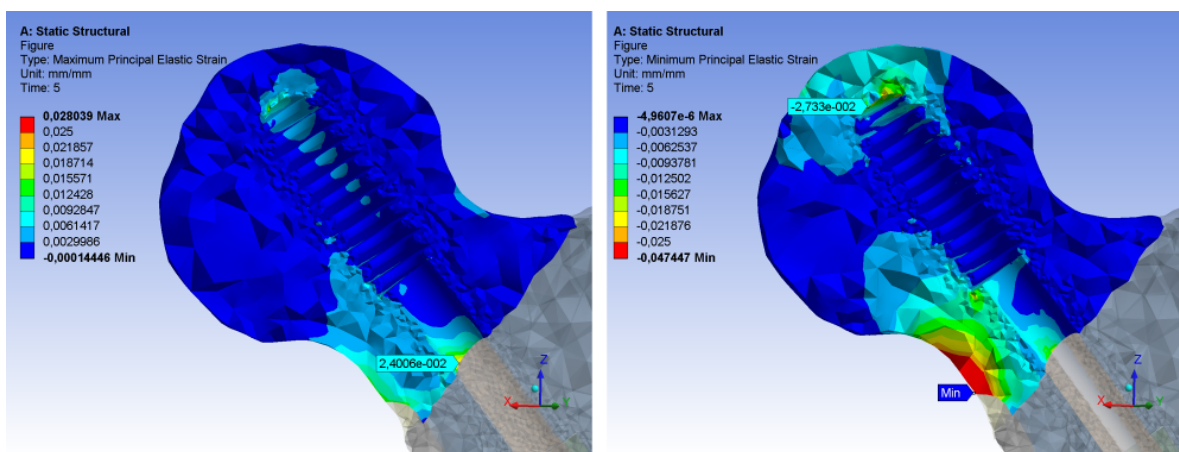
Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiosní kosti proximálního fragmentu u analýzy DHS_stab je zobrazeno na obr. 11.11. Maximální přetvoření je na hranici spongiosní a kortikální kostní tkáně, přetěžování kosti je patrné i v oblasti u čela závitů, kde redukované přetvoření dosahuje hodnoty 0,03. Z rozložení maximálního hlavního přetvoření ε_1 a minimálního hlavního přetvoření ε_3 (obr. 11.12) jsou patrné oblasti tahového a tlakového namáhání.

V případě nestabilní zlomeniny (model DHS_nestab) lze pozorovat nárůst maximálních hodnot redukovaného přetvoření ε_{HMH} (obr. 11.13). V místě kontaktu spongiosní kosti

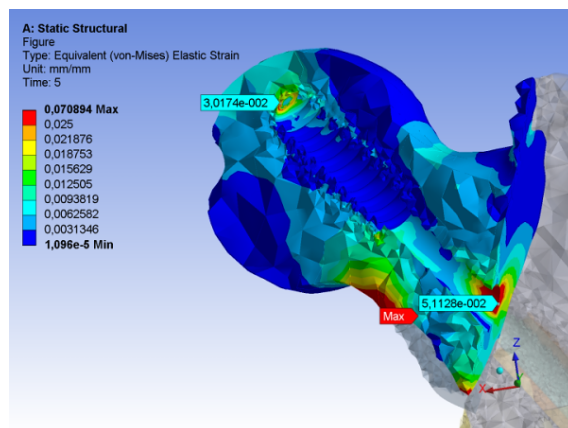
11. PREZENTACE VÝSLEDKŮ



Obrázek 11.11: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiózní kosti proximálního fragmentu u modelu DHS_stab.



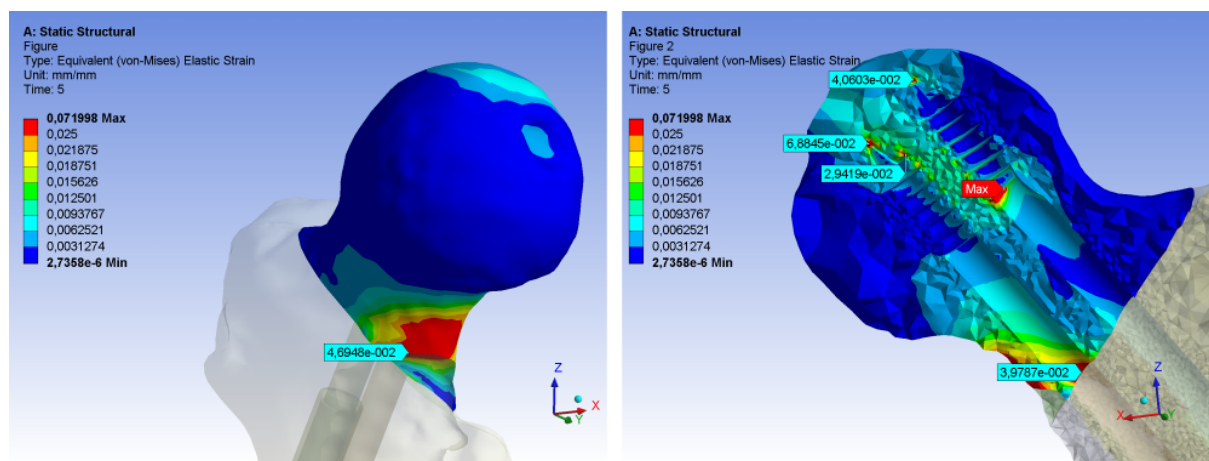
Obrázek 11.12: Maximální hlavní přetvoření ε_1 (vlevo) a minimální hlavní přetvoření ε_3 ve spongiózní kosti proximálního fragmentu modelu DHS_stab.



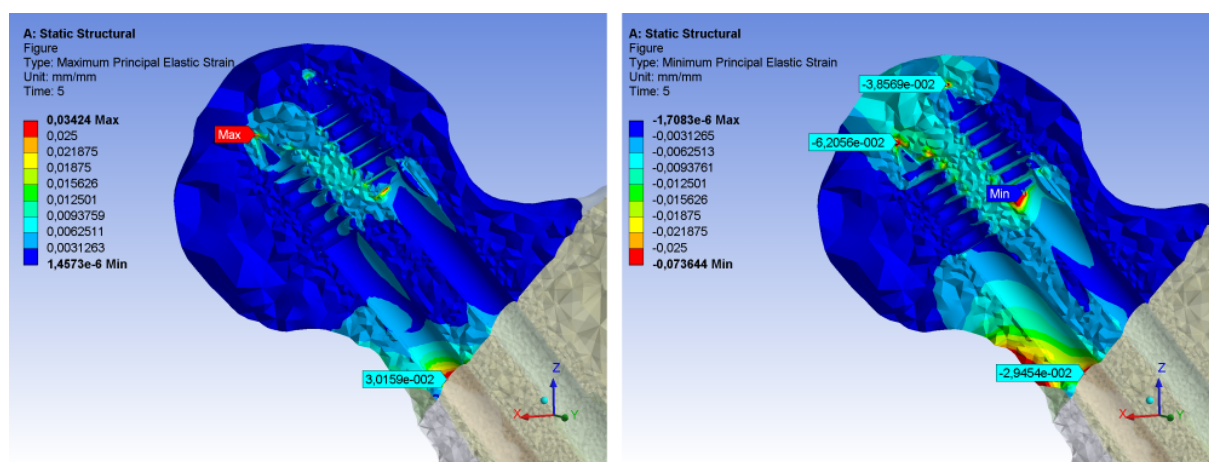
Obrázek 11.13: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiózní kosti proximálního fragmentu u modelu DHS_nestab.

a drůku skluzného hřebu v blízkosti lomové plochy je též patrný vznik oblasti výrazně namáhané na tah.

Obr. 11.14 znázorňuje rozdělení redukovaného přetvoření ε_{HMH} při použití systému PCCP na proximálním femuru se stabilní zlomeninou (model PCCP_stab). Maximální hodnoty jsou přibližně o polovinu vyšší než při použití systému DHS, v řezu je patrný vznik několika lokálních extrémů, které jsou situovány v okolí hrotů na čelech a též podél hran samořezných břitů obou hřebů. Na obr. 11.15 je pak znázorněno rozdělení maximálních a minimálních přetvoření v proximálním fragmentu.



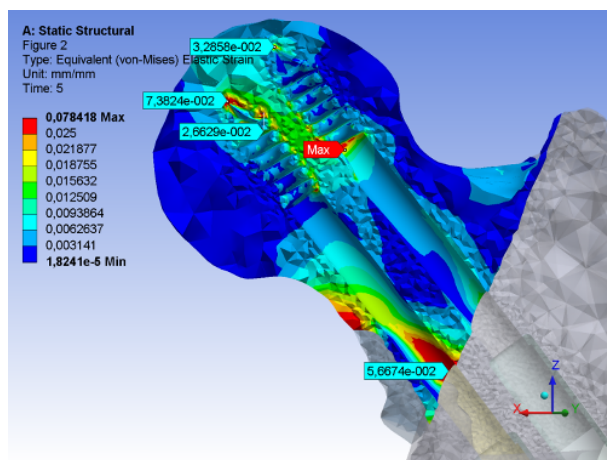
Obrázek 11.14: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiózní kosti proximálního fragmentu u modelu PCCP_stab.



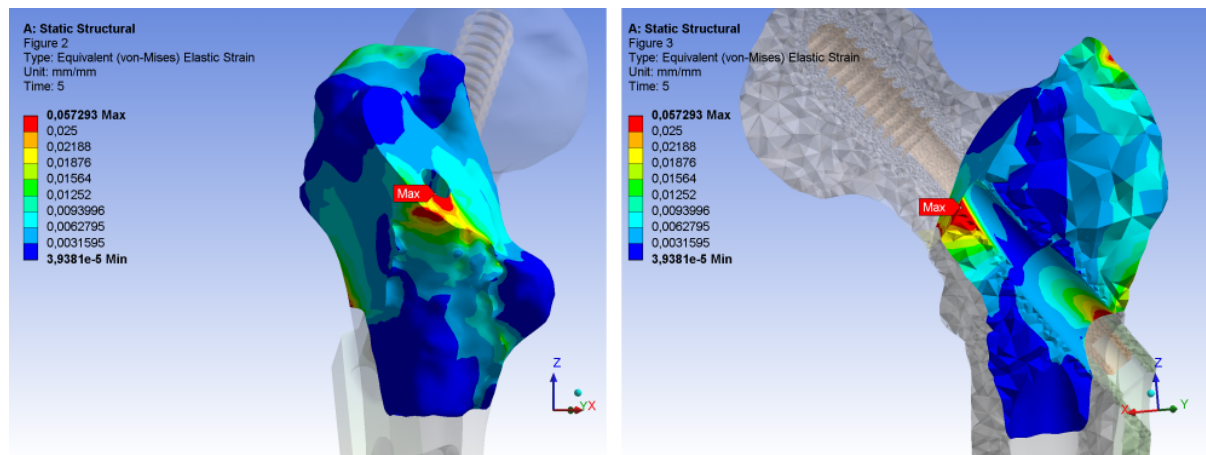
Obrázek 11.15: Maximální hlavní přetvoření ε_1 (vlevo) a minimální hlavní přetvoření ε_3 ve spongiose proximálního fragmentu modelu PCCP_stab.

Změna stabilní zlomeniny na zlomeninu nestabilní (model PCCP_nestab) je spojena s nárůstem hodnot redukovaného přetvoření a zvětšením oblastí patologicky přetěžované

11. PREZENTACE VÝSLEDKŮ



Obrázek 11.16: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiosní kosti proximálního fragmentu u modelu PCCP_nestab.



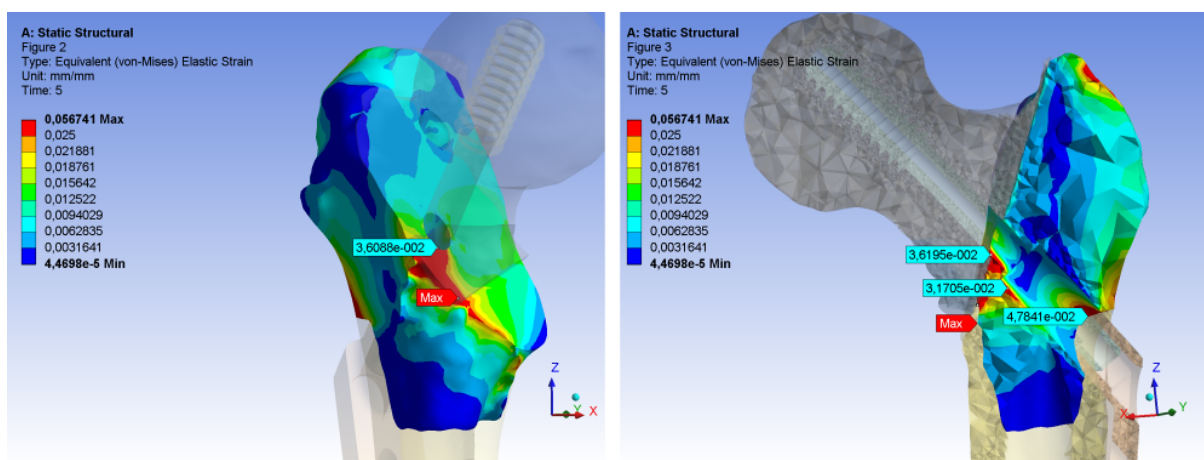
Obrázek 11.17: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiosní kosti distálního fragmentu u modelu DHS_stab.

kostní tkáně. Maximální hodnoty jsou srovnatelné s hodnotami u systému DHS, jejich rozložení v okolí skluzných hřebů je však výrazně odlišné (obr. 11.16).

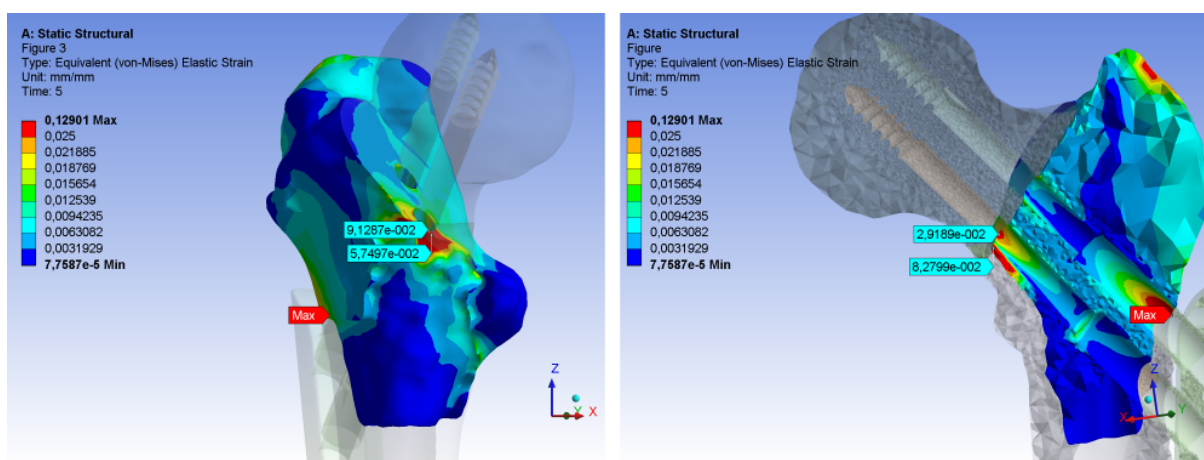
Maximální hodnoty redukovaného přetvoření ve spongiosní kostní tkáni distálního fragmentu modelu DHS_stab jsou na hranici spongiosy, dřívku hřebu a lomové plochy a dosahují velikosti 0,057 (obr. 11.17). Jejich původ je v tlakovém namáhání od dřívku hřebu, jenž se vlivem diskontinuity ve spongiose opírá o hranu fragmentu.

U modelu DHS_nestab dosahuje maximální redukované přetvoření přibližně stejných hodnot jako u modelu DHS_stab, jeho extrémy jsou však situovány na jiných místech, což je důsledkem změněné geometrie spongiosy v distálním fragmentu, konkrétně velikosti kontaktní plochy spongiosy a dřívku hřebu (obr. 11.18).

Hodnoty redukovaného přetvoření u modelu PCCP_stab dosahují až dvojnásobných velikostí ve srovnání se systémem DHS (obr. 11.19). Lokální extrémy se nalézají inferiorně



Obrázek 11.18: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiosní kosti distálního fragmentu u modelu DHS_nestab.



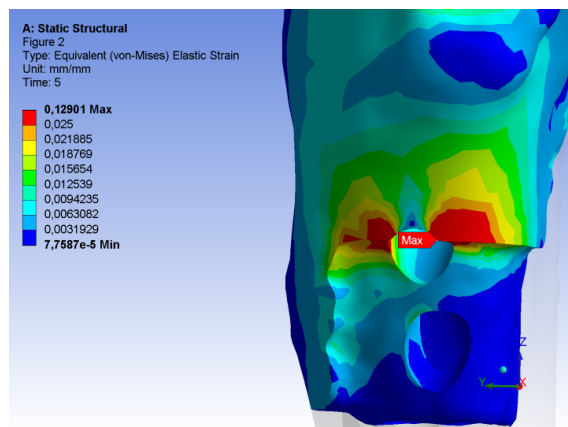
Obrázek 11.19: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiosní kosti distálního fragmentu u modelu PCCP_stab.

od distálního hřebu v místech, kde je vrstva spongiosy velmi tenká a ohraničená distálním hřebem a relativně silnou vrstvou kortikály Adamsova oblouku, což má za následek vznik tlakových napětí. Globální maximum je na laterální straně spongiosy v místě kontaktu dlaha, spongiosy a kortikály. Opět je zde patrný vliv styku materiálů s rozdílnými mechanickými vlastnostmi, navíc zvýrazněný přítomností koncentrátoru napětí (obr. 11.20).

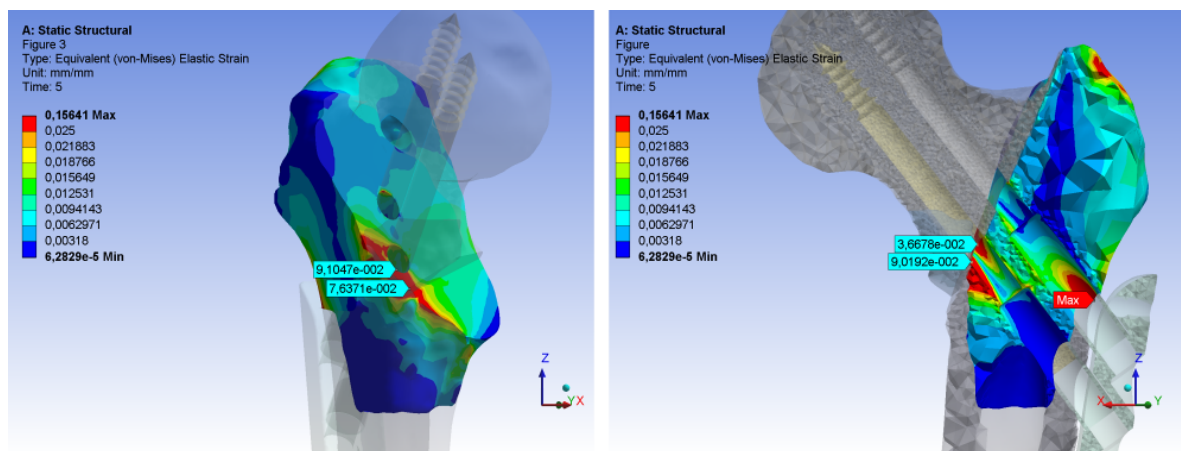
Přítomnost nestabilní zlomeniny má v kombinaci se systémem PCCP za následek nárůst maximálních hodnot redukovaného přetvoření a zvětšení oblastí patologicky přetěžované kostní tkáně (obr. 11.21).

Extrémní hodnoty redukovaného přetvoření v kortikální kostní tkáni se v případě všech analýz pohybují okolo hodnot 0,01-0,02 a jsou lokalizovány na laterální straně diafýzy femuru inferiorně od velkého trochanteru.

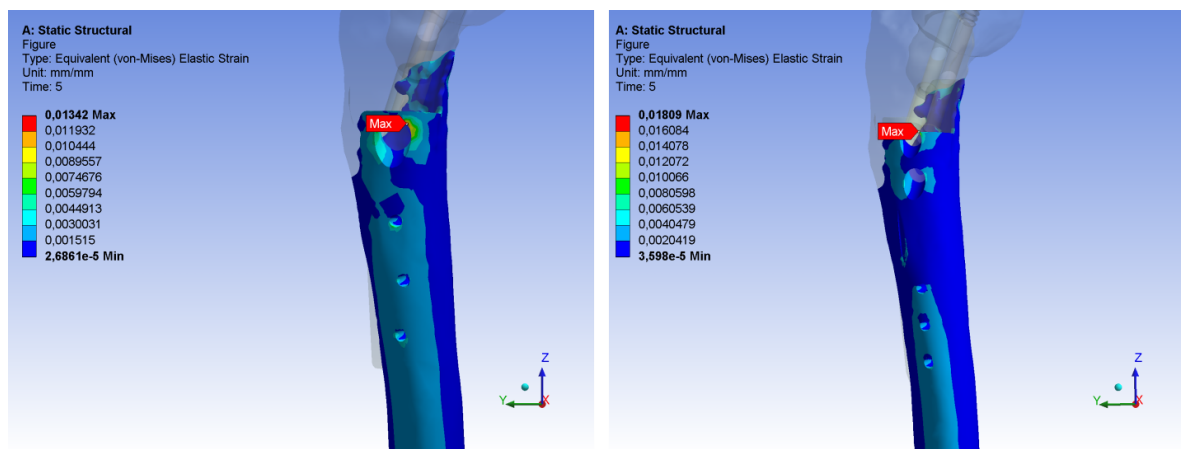
11. PREZENTACE VÝSLEDKŮ



Obrázek 11.20: Rozložení a maximální hodnota redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiósní kosti distálního fragmentu u modelu PCCP_stab.



Obrázek 11.21: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} ve spongiósní kosti distálního fragmentu u modelu PCCP_nestab.



Obrázek 11.22: Rozložení redukovaného přetvoření ε_{HMH} v kortikální kosti distálního fragmentu u modelu DHS_stab (vlevo) a PCCP_stab.

Kapitola 12

Závěr

Výsledky uvedené v kapitole 11 poskytují základní představu o rozložení napětí a deformací v jednotlivých prvcích zkoumaných soustav. Skokové změny materiálových parametrů na hranicích modelů geometrií jednotlivých prvků soustavy a předepsané podmínky spojitosti posuvů na hranicích mezi kortikální a spongiosní kostní tkání jsou důvodem ke vzniku extrémních napětí pozorovatelných např. na obr. 11.11, 11.13, 11.14 a 11.19.

Vzhledem k tomu, že nebyly k dispozici detailnější informace ohledně míry ovlivnění kostní tkáně při implantaci, tj. kolik tkáně bylo odebráno, kde se soustřeďují úlomky odvrtných trámců spongiosy a jak vypadá skutečná kontaktní plocha, byl předpokládán kontakt po celém povrchu implantátu. O předepsání koeficientu tření již bylo pojednáno v podkapitole 9.6.

Soustava byla zatížena statickým silovým působením, ačkoli v reálném životě lze jen těžko očekávat, že by pacient s intertrochanterickou frakturou trávil celý den ve stoji na jedné – a navíc zlomené – noze. Naopak je na místě předpoklad, že se bude po operaci pacient pohybovat s oporou a končetinu nebude plně zatěžovat, což bude mít podstatný vliv na napjatost v proximálním femuru.

Ve světle těchto poznámek je nyní možno revidovat získané výsledky. Z rozložení redukováného napětí σ_{HMH} je patrné, že použití dvou skluzných hřebů v případě systému PCCP vede k rovnoměrnějšímu přenosu zatížení z obklopující kostní tkáně na implantát a snížení rizika vzniku mezního stavu pružnosti. Naproti tomu při použití systému DHS v proximálním femuru s nestabilní zlomeninou vzrůstají extrémní hodnoty redukováného napětí na úroveň 90 % meze kluzu slitiny Ti6Al4V. Posoudit implantát vzhledem k neomezené životnosti není možné, protože není znám přesný časový průběh zatěžování ani procesy, které v kostní tkáni nastávají v důsledku její remodelace. Z dostupných výsledků lze konstatovat, že riziko vzniku únavového lomu skluzného hřebu je v případě DHS systému větší než u systému PCCP, nestabilita zlomeniny toto riziko ještě zvyšuje. Vyšší hodnoty redukováného napětí v dlaze se taktéž objevují u systému DHS, u něhož v případě nestabilní zlomeniny redukováné napětí dosahuje maximální hodnoty 519 MPa oproti hodnotě 400 MPa u systému PCCP. Obě hodnoty jsou však nižší, než jaké lze pozorovat u skluzných hřebů, u nichž by tak potenciální mezní stavy nastaly dříve.

Při pohledu na rozložení redukováného přetvoření v proximálním fragmentu (obr. 11.11 a 11.13, resp. 11.14 a 11.16) jsou u obou systémů patrné oblasti přetěžované kostní tkáně v blízkosti závitů skluzných hřebů. U systému DHS dosahují maxima hodnot okolo 0,025-0,030, naproti tomu u systému PCCP se maxima pohybují okolo dvojnásobku až trojnásobku těchto hodnot. Tento dramatický nárůst hodnot patrně souvisí s profilem

závitů, jenž je opatřen třemi samořeznými břity, podél nichž se soustřeďují lokální maxima redukovaného přetvoření. Navíc je čelo závitů zakončeno relativně ostrým hrotem (zaoblení čela skluzného hřebu systému DHS má poloměr řádově větší), který se tak stává významným koncentrátorem napětí. Ve spongióse distálního fragmentu dosahuje při použití systému DHS v kombinaci s oběma typy zlomeniny maximální redukované přetvoření hodnot přibližně 0,056 (obr. 11.17 a 11.18). V porovnání s nimi dosahuje u systému PCCP redukované přetvoření hodnot přibližně dvakrát vyšších (obr. 11.19 a 11.21). Jako důvod lze označit pozici distálního hřebu, jenž je od mediální plochy femorálního krčku vzdálen pouze 4 mm a spolu s poměrně silnou vrstvou kortikály v oblasti Adamsova oblouku svírá relativně tenkou vrstvu spongiósy, ve které se následně generují vysoké hodnoty přetvoření. Výsledky mohou být v této oblasti zkresleny z důvodu uvažování homogenního izotropního materiálu, avšak spongiózní kostní tkáň je v těchto místech tvořena hustou sítí trámců a vykazuje tak odlišné mechanické vlastnosti. Podobný fenomén se uplatňuje i v místech globálního maxima redukovaného přetvoření, kde je kostní tkáň taktéž zesílena hustší sítí kostních trámců.

Na základě provedených analýz lze tedy shrnout následující poznatky. Použití dvou skluzných hřebů u systému PCCP snižuje riziko vzniku mezního stavu pružnosti v implantátu. Použití jednoho skluzného hřebu (systém DHS) u femuru s nestabilní zlomeninou vede k nárůstu redukovaného napětí v hřebu na hodnoty blízké mezi kluzu materiálu Ti6Al4V. Efektivnějšího rozložení redukovaného přetvoření v kostní tkáni je v případě stabilní i nestabilní zlomeniny dosaženo při použití systému DHS. U systému PCCP je vlivem ostrých hran na čelech hřebů přítomno v kostní tkáni více lokálních extrémů redukovaného přetvoření o vyšších hodnotách, jež tak naznačují vyšší riziko prořezání závitů. V zájmu dalšího přiblížení výsledků výpočtového modelování k chování reálného proximálního femuru by bylo vhodné provést další analýzy s pokročilejšími modely materiálu kostní tkáně a s uvažováním časově proměnného zatěžování. Taktéž by bylo vhodné výsledky výpočtového modelování podpořit experimenty na reálných objektech. Z důvodů časového limitu a omezených možností řešení zůstává další postup otevřen pro případnou disertační práci.

V rámci tvorby výpočtového modelu, popsané v kapitole 9, byl vytvořen model geometrie proximálního femuru a systémů DHS a PCCP. V téže kapitole byl proveden rozbor zatěžovacích stavů. Realizace výpočtového řešení byla popsána v kapitole 10 a dosažené výsledky prezentovány v kapitole 11. Celá práce je podpořena rešeršní studií v kapitole 5. Lze tedy konstatovat, že cíle práce byly v plném rozsahu splněny.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ A LITERATURY

- [1] ALTIERI, Carmen and others. *Biomechanics Of Orthopaedic Fixations* [on-line]. Vydáno: 12/2003, [citováno 2012-04-28].
Dostupné z: < <http://academic.uprm.edu/m̃goyal/materialsdec2003/k03orthopaedicfixations.pdf> >. 9.6.6
- [2] ANSYS. v13.0 product help. 10.5
- [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. 9.6.1
- [4] MEDIN A.S. *Dlahy kyčelní a kolenní* [on-line]. Vydáno: 2011, [citováno 2012-04-28].
Dostupné z: < <http://www.medin.cz/dlahy-kycelni-a-kolenni-8537d/> >. 6.13, 6.6.4, 9.6.6
- [5] ORTHOPAEDIC TRAUMA ASSOCIATION. *Fracture and Dislocation Classification Compendium – 2007* [on-line]. Vydáno: 2011, [citováno 2012-04-29].
Dostupné z: < <http://www.ota.org/compendium/compendium.html> >. 5.1
- [6] BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Maxdorf, Praha, 2004. 256 s. ISBN 8073450178. 6.1, 6.1, 6.2, 6.3, 6.4.1, 6.6, 6.7, 6.4.2, 6.4.3
- [7] BAUMGAERTNER, M. R., et al. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery – Series A*, roč. 77, č. 7, 1058–1064, 1995. 9.3
- [8] BEARDMORE, Roy. *Friction Factors* [on-line]. Vydáno: 01/2012, [citováno 2012-04-22].
Dostupné z: < http://www.roymech.co.uk/Useful_Tables/Tribology/co_of_frict.htm >. 9.6.7
- [9] BHADESHIA, H. K. D. H. *Metallurgy of Titanium and its Alloys* [on-line]. Vydáno: 2003, [citováno 2012-05-07].
Dostupné z: < <http://www.msm.cam.ac.uk/phasetrans/2004/titanium/titanium.html> >. 9.6.6
- [10] BIOMET, INC. *Biomet Trauma* [on-line]. Vydáno: 2012, [citováno 2012-05-01].
Dostupné z: < <http://www.biomet.com/trauma/products.cfm?pdid=4&majcid=29&prodid=116> >. 6.15
- [11] BORÁK, L. *Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu*. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Brno, 2010. 194 s. 9.6.4
- [12] BRAMLET, D. G., WHEELER, D. Biomechanical evaluation of a new type of hip compression screw with retractable talons. *Journal of orthopaedic trauma*, roč. 17, č. 9, 618–624, 2003. 6.6.6

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ A LITERATURY

- [13] BRANDT, S. E., et al. Percutaneous compression plating (pccp) versus the dynamic hip screw for pertrochanteric hip fractures: Preliminary results. *Injury*, roč. 33, č. 5, 413–418, 2002. 5.3, 6.6.3
- [14] BUDINSKI, K. G. Tribological properties of titanium alloys. *Wear*, roč. 151, č. 2, 203–217, 1991. 9.6.7
- [15] CARVAJAL PEDROSA, C., HERNÁNDEZ CORTÉS, P. Pertrochanteric hip fracture osteosynthesis with percutaneous compression plate. *Revista Espanola de Cirugia Ortopedica y Traumatologia*, roč. 55, č. 1, 2011. 5.3
- [16] CHEN, W.-P., et al. Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: Clinical complications and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, roč. 19, č. 3, 255–262, 2004. 5.4, 9.6.1
- [17] CHINOY, M. A., PARKER, M. J. Fixed nail plates versus sliding hip systems for the treatment of trochanteric femoral fractures: A meta analysis of 14 studies. *Injury*, roč. 30, č. 3, 157–163, 1999. 5.3
- [18] CHIRODIAN, N., ARCH, B., PARKER, M. J. Sliding hip screw fixation of trochanteric hip fractures: Outcome of 1024 procedures. *Injury*, roč. 36, č. 6, 793–800, 2005. 5.3
- [19] CUNNINGHAM, D. J., ROBINSON, A. *Cunningham's Textbook of Anatomy*. W. Wood, New York, 1914. 1596 s. 6.1, 6.2, 6.3
- [20] CURREY, J. Incompatible mechanical properties in compact bone. *Journal of theoretical biology*, roč. 231, č. 4, 569–580, 2004. 9.6.1
- [21] ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. Grada, Praha, 2001. 497 s. ISBN 8071699705. 6.2, 6.4, 6.4
- [22] DUCHEMIN, L., et al. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. *Medical Engineering and Physics*, roč. 30, č. 3, 321–328, 2008. 9.6.1
- [23] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Grada, Praha, 2009. 544 s. ISBN 9788024732404. 6.4.2, 9.5
- [24] EVANS, E. M. The treatment of trochanteric fractures of the femur. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, roč. 31, 190–203, 1949. 5.1, 6.5
- [25] MEDICAL EXPO. *Intramedullary femoral nail - TARGON PF* [on-line]. [citováno 2012-05-03].
Dostupné z: < <http://www.medicalexpo.com/prod/aesculap/intramedullary-femoral-nails-70641-423526.html> >. 6.20
- [26] FLASH CARD MACHINE, LLC. *Human Structure – Anatomy – Lower Extremity Musculature Flashcards* [on-line]. Vydáno: 2012, [citováno 2012-05-05].
Dostupné z: < <http://www.flashcardmachine.com/human-structure-anatomylowerextremitymusculature.html> >. 6.4

- [27] AO FOUNDATION. *Universal Locking Trochanter Stabilization Plate* [on-line]. Vydáno: 2011, [citováno 2012-05-03].
Dostupné z: < https://www2.aofoundation.org/wps/portal/innovation/productdetail?contentUrl=inn/app/2007/plates/Universal_Locking_Trochanter_Stabilization_Plate.jsp >. 6.6.6, 6.18
- [28] GENDA, E., et al. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing-effect of gender and anatomic parameters. *Journal of Biomechanics*, roč. 34, č. 7, 895–905, 2001. 10.4
- [29] GOTFRIED, Y. Percutaneous compression plating of intertrochanteric hip fractures. *Journal of orthopaedic trauma*, roč. 14, č. 7, 490–495, 2000. 6.6.5
- [30] GRANT, J. A., et al. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: The implant-bone interface. *Journal of Biomechanics*, roč. 40, č. 5, 1158–1164, 2007. 9.6.7
- [31] GUILLÉN, 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. 5.2, 9.6.1
- [32] HELGASON, B., et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clinical Biomechanics*, roč. 23, č. 2, 135–146, 2008. 5.2
- [33] 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. 5.4
- [34] HENRY, S. D., DRAGOLICH, K. S., DIMATTEO, N. D. *Fatigue Data Book: Light Structural Alloys*. ASM International, Praha, 1995. 397 s. ISBN 0871705079. 9.6.6
- [35] HEŘT, J., et al. Comparison of the mechanical properties of both the primary and haversian bone tissue. *Acta Anatomica*, roč. 61, č. 3, 412–423, 1965. 6.4.1
- [36] HORÁK, Z., HRUBINA, M., DZUPA, V. Biomechanical analyses of proximal femur osteosynthesis by dhs systém. *Bulletin of Applied Mechanics*, roč. 7, č. 27, 60–65, 2011. 5.4, 9.6.2, 9.6.7
- [37] HOZA, P., HÁLA, T., PILNÝ, J. Zlomeniny proximálního femuru a jejich řešení. *Medicina pro praxi*, roč. 5, č. 10, 393–397, 2008. 1
- [38] ORTHOPAEDIC DESIGNS NORTH AMERICA INC. *Talon Compression Hip Screw* [on-line]. [citováno 2012-05-02].
Dostupné z: < <http://www.odi-na.com/chs.html> >. 6.6.6
- [39] ORTHOFIX HOLDINGS INC. *Operative Technique: The Gotfried PC.C.P for Percutaneous Compression Plating of Pertrochanteric Hip Fractures* [on-line]. Vydáno: 2010, [citováno 2012-05-01].
Dostupné z: < <http://www.orthofix.com/products/gotfried.asp> >. 9.3

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ A LITERATURY

- [40] ORTHOFIX HOLDINGS INC. *Orthofix – Products* [on-line]. Vydáno: 2010, [citováno 2012-05-01].
Dostupné z: < <http://www.orthofix.com/intl/products/trauma/trauma/gotfried/index.asp> >. 6.6.5
- [41] UNIVERSITY OF IOWA. *Visible Human Project CT Datasets* [on-line]. Vydáno: 2012, [citováno 2012-04-29].
Dostupné z: < https://mri.radiology.uiowa.edu/visible_human_datasets.html >. 9.2.6, 9.5
- [42] JAMA. Ten great public health achievements–united states, 1900-1999. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, roč. 281, č. 16, 1481–1481, 1999. 1
- [43] JANÍČEK, P. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí: učební texty*. CERM, 2007. 682 s. ISBN 97880720455561. 4, 9
- [44] JENSEN, J. S. Classification of trochanteric fractures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, roč. 51, č. 5, 803–810, 1980. 5.1
- [45] 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. 9.6.1, 9.6.3
- [46] KELLER, T. S. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*, roč. 27, č. 9, 1159–1168, 1994. 9.6.2
- [47] 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. 5.2, 9.6.1
- [48] KOKOROGHIANNIS, C., et al. Evolving concepts of stability and intramedullary fixation of intertrochanteric fractures - a review. *Injury*, roč. 43, č. 6, 686–693, 2012. 5.3
- [49] KOSYGAN, K. P., MOHAN, R., NEWMAN, R. J. The gotfried percutaneous compression plate compared with the conventional classic hip screw for the fixation of intertrochanteric fractures of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, roč. 84, č. 1, 19–22, 2002. 5.3
- [50] KYLE, R. F., GUSTILO, R. B., PREMER, R. F. Analysis of six hundred and twenty-two intertrochanteric hip fractures. a retrospective and prospective study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, roč. 61, č. 2, 216–221, 1979. 5.3, 6.6.3
- [51] LEGERSKÝ, R. *Vývoj materiálů zubních implantátů*. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Brno, 2009. 55 s. 9.6.6
- [52] LEGERSKÝ, R. *Deformačně napěťová analýza prasečího femuru*. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Brno, 2011. 75 s. 9.6

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ A LITERATURY

- [53] LI, B., ASPDEN, R. Composition and mechanical properties of cancellous bone from the femoral head of patients with osteoporosis or osteoarthritis. *Journal of Bone and Mineral Research*, roč. 12, č. 4, 641–651, 1997. 9.6.2
- [54] NARANG MEDICAL LIMITED. *Jewett Nail Plate, 135°* [on-line]. Vydáno: 2008, [citováno 2012-04-30].
Dostupné z: < <http://www.ortho.in/dhs-dcs-angled-blade-plates/jewett-nail-plates-instruments/jewett-nail-plate-ss.php> >. 6.12
- [55] LIU, A. F. *Mechanics and Mechanisms of Fracture: An Introduction*. ASM International, 2005. 500 s. ISBN 0871708027. 9.6.6
- [56] LOTZ, J., GERHART, T., HAYES, W. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: A quantitative ct study. *Journal of computer assisted tomography*, roč. 14, č. 1, 107–114, 1990. 9.6.2
- [57] LOTZ, J., GERHART, T., HAYES, W. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, roč. 24, č. 5, 317–329, 1991. 9.6.2
- [58] MABESOONE, Franck. *Classification of Trochanteric Fracture Patterns* [on-line]. [citováno 2012-04-19].
Dostupné z: < http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo65.trochanteric_fracture/index.shtml >. 5.1, 6.5, 6.10, 6.5, 6.11
- [59] MARCIAN, Petr and FLORIAN, Zdeněk and MRAZEK, Michal. *Stomatologická biomechanika* [on-line]. Vydáno: 2010, [citováno 2012-04-22].
Dostupné z: < http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=38&Itemid=56&lang=cs >. 6.4.3, 6.9, 9.2.6, 9.6.2, 9.6.5, 9.6.6
- [60] PRO-MOTION MEDICAL. *Details advertentie Trauma* [on-line]. Vydáno: 5/2009, [citováno 2012-05-01].
Dostupné z: < <http://www.fractuur.eu/details-advertenties/details-advertentie-trauma.html> >. 6.14
- [61] MIEDEL, R., et al. The standard gamma nail ort he medoff sliding plate for unstable trochanteric and subtrochanteric fractures. a randomised, controlled trial. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, roč. 87, č. 1, 68–75, 2005. 5.3
- [62] MORGAN, E., BAZRAKTAR, H., KEAVENY, T. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, roč. 36, č. 7, 897–904, 2003. 9.6.2
- [63] MÜLLER, M. E., et al. *The comprehensive classification of fractures of long bones*. Springer-Verlag, Berlin, 1990. 201 s. ISBN 3540181652. 6.5, 9.2.7
- [64] NIEBUR, G. L., et al. High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, roč. 33, č. 12, 1575–1583, 2000. 5.2

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ A LITERATURY

- [65] OGDEN, C. L., et al. Mean body weight, height, and body mass index, united states 1960-2002. *Advance Data*, č. 347, 1–17, 2004. 9.5
- [66] 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*, roč. 42, č. 10, 2011. 5.4
- [67] OLSSON, O., CEDER, L., HAUGGAARD, A. Femoral shortening in intertrochanteric fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, roč. 83, č. 4, 572–578, 2001. 5.3
- [68] OLSSON, O., et al. Biaxial dynamization in unstable intertrochanteric fractures. good experience with a simplified medoff sliding plate in 94 patients. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, roč. 68, č. 4, 327–331, 1997. 5.3
- [69] 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. 9.6.6, 9.6.7
- [70] PARKER, M. J. Cutting-out of the dynamic hip screw related to its position. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, roč. 74, č. 4, 625, 1992. Cited By (since 1996): 69. 9.3
- [71] PELEG, E., et al. A short plate compression screw with diagonal bolts-a biomechanical evaluation performed experimentally and by numerical computation. *Clinical Biomechanics*, roč. 21, č. 9, 963–968, 2006. 5.3
- [72] PERVEZ, H., et al. Classification of trochanteric fracture of the proximal femur: A study of the reliability of current systems. *Injury*, roč. 33, č. 8, 713–715, 2002. 5.1
- [73] PERVEZ, H., PARKER, M. J., VOWLER, S. Prediction of fixation failure after sliding hip screw fixation. *Injury*, roč. 35, č. 10, 994–998, 2004. Cited By (since 1996): 30. 9.3
- [74] PEYSER, A., et al. Percutaneous compression plating versus compression hip screw fixation for the treatment of intertrochanteric hip fractures. *Injury*, roč. 36, č. 11, 1343–1349, 2005. 5.3
- [75] ROCKWOOD, C. A., GREEN, D. P., BUCHOLZ, R. W. *Rockwood and Green's Fractures in Adults: Rockwood, Green, and Wilkins' Fractures, 2 Volume Set*. Lippincott Williams, Philadelphia, 2006. 2400 s. ISBN 0781746361. 1, 5.1, 6.6.1, 6.6.3, 6.6.3, 6.6.5, 6.6.6, 6.6.6, 6.16, 6.6.6, 6.6.7, 6.6.8, 9.5
- [76] SAN ANTONIO, T., et al. Orientation of orthotropic material properties in a femur fe model: A method based on the principal stresses directions. *Medical Engineering and Physics*, 2011. 9.6.3, 9.6.4
- [77] 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. 5.3

- [78] SCHNEIDER, R., et al. Inhomogeneous, orthotropic material model for the cortical structure of long bones modelled on the basis of clinical ct or density data. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, roč. 198, č. 27-29, 2167–2174, 2009. 9.6.3
- [79] SKEDROS, J. G., BAUCOM, S. L. Mathematical analysis of trabecular 'trajectories' in apparent trajectorial structures: The unfortunate historical emphasis on the human proximal femur. *Journal of theoretical biology*, roč. 244, č. 1, 15–45, 2007. 6.8
- [80] STRAUSS, E., et al. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: A biomechanical evaluation. *Injury*, roč. 37, č. 10, 984–989, 2006. 5.3
- [81] AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS. *Hardware for hip fractures: Screws, plates, and nails* [on-line]. Vydáno: 2007, [citováno 2012-05-03]. Dostupné z: < <http://www.aaos.org/news/bulletin/dec07/clinical9.asp> >. 6.17
- [82] SYNTHES. *Synthes Know Your Options: Trauma* [on-line]. Vydáno: 2011, [citováno 2012-05-04]. Dostupné z: < http://syntheskyo.com/global_trauma_kyo/home/submenu.htm?bp=11 >. 6.21
- [83] TURNER, C. H., BURR, D. B. Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. *Bone*, roč. 14, č. 4, 595–608, 1993. Cited By (since 1996): 686. 9.6
- [84] TURNER, C. H., et al. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: Results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics*, roč. 32, č. 4, 437–441, 1999. 5.2, 9.6.4
- [85] WAYNE STATE UNIVERSITY. *Gamma Femoral Nail* [on-line]. Vydáno: 2012, [citováno 2012-05-03]. Dostupné z: < http://www.med.wayne.edu/diagradiology/rsna2003/femoral_nail_2.htm >. 6.19
- [86] VAN EMBDEN, D., et al. The comparison of two classifications for trochanteric femur fractures: The ao/asif classification and the jensen classification. *Injury*, roč. 41, č. 4, 377–381, 2010. 5.1, 6.5, 6.5
- [87] VICECONTI, M., et al. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics*, roč. 33, č. 12, 1611–1618, 2000. 9.6.7
- [88] VOSYNEK, P. *Deformačně-napěťová analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu*. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Brno, 2008. 89 s. 9.6.2, 10.4
- [89] 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. 5.4, 9.6.1, 9.6.2

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ A LITERATURY

- [90] WINDOLF, M., et al. Is a helical shaped implant a superior alternative to the dynamic hip screw for unstable femoral neck fractures? a biomechanical investigation. *Clinical Biomechanics*, roč. 24, č. 1, 59–64, 2009. 5.3
- [91] WIRTZ, D. C., et al. Concept and development of an orthotropic fe model of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, roč. 36, č. 2, 289–293, 2003. 9.6.3
- [92] WOLFF, J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. A. Hirschwald, Berlin, 1892. 300 s. ISBN 9783868056488. 6.4.2
- [93] YANG, H., MA, X., GUO, T. Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur. *Medical Engineering and Physics*, roč. 32, č. 6, 553–560, 2010. 9.6.3, 9.6.4
- [94] YILDIZ, F., et al. Wear and corrosion behaviour of various surface treated medical grade titanium alloy in bio-simulated environment. *Wear*, roč. 267, č. 5-8, 695–701, 2009. 9.6.7
- [95] YOSHIDA, H., et al. Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, roč. 39, č. 11, 1996–2004, 2006. 10.4
- [96] 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. 5.2, 9.6.2

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

Symbol	Fyzikální rozměr	Veličina
E	[MPa]	Youngův modul pružnosti
μ	[-]	Poissonovo číslo
A	[%]	Tažnost
σ_{max}	[MPa]	Mez pevnosti
σ_k	[MPa]	Mez kluzu
σ_c	[MPa]	Mez únavy
K_{Ic}	[MPa.m ^{1/2}]	Lomová houževnatost při statickém namáhání I mode
f	[-]	Koeficient smykového tření
σ_{HMH}	[MPa]	Redukované napětí
ε_{HMH}	[-]	Redukované přetvoření