

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

Fakulta strojní

*Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky*



## **Bakalářská práce**

**Analýza vlivu velikosti dříku na napjatost v proximálním femuru**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zoufalý** Jméno: **Ondřej** Osobní číslo: **467354**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**  
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**  
Studijní obor: **bez oboru**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Analýza vlivu velikosti dříku na napjatost v proximálním femuru**

Název bakalářské práce anglicky:

**Analysis of stem size influence on stressfield in proximal femur**

Pokyny pro vypracování:

Stručně popište anatomii kyčelního kloubu a způsoby jeho totální náhrady.  
Popište výhody tzv. krátkých dříků.  
Pomocí MKP proveďte výpočet stavu napjatosti na zadaných geometriích.  
Posudte vliv velikosti dříku náhrady na napjatost v místě implantace.

Seznam doporučené literatury:

ČIHÁK, R., GRIM, M. a FEJFAR, O. Anatomie 1. upr. a dopl. vyd. Grada, 2005  
VALENTA, Jaroslav. Biomechanika kloubů člověka. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999.  
PETRUŠKA, J. MKP v inženýrských výpočtech. VUT FSI

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Jan Vodička, ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

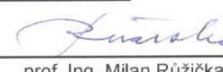
**doc. Ing. Lukáš Horný, Ph.D., odbor biomechaniky FS**

Datum zadání bakalářské práce: **23.04.2019**

Termín odevzdání bakalářské práce: **16.08.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: \_\_\_\_\_

*r.z.*   
Ing. Jan Vodička  
podpis vedoucí(ho) práce

  
prof. Ing. Milan Růžička, CSc.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

  
prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.  
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

30.4.2019  
Datum převzetí zadání

Zoufalý  
Podpis studenta

## Anotační list

Jméno autora:	Ondřej Zoufalý
Název bakalářské práce:	Analýza vlivu velikosti dříku na napjatost v proximálním femuru
Anglický název:	Analysis of stem size influence on stressfield in proximal femur
Akademický rok:	2018/2019
Obor studia:	Teoretický základ strojního inženýrství
Ústav/odbor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Jan Vodička
Bibliografické údaje:	Počet stran: 52 Počet obrázků: 45 Počet tabulek: 2
Klíčová slova:	krátký dřík, kyčelní kloub, totální náhrada, stress-shielding, analýza napjatosti
Keywords:	short stem, hip joint, total replacement, stress-shielding, stress analysis
Abstrakt:	Tato bakalářská práce se zabývá vlivem velikosti dříku na napjatost v proximálním femuru. V teoretické části je práce zaměřena na současnou problematiku krátkých dříků. Ve výpočetní části je zhodnoceno chování kosti a implantátu při zatížení.
Abstract:	This thesis deals with the impact of the size of the stem of total hip replacement. The theoretical part focuses on the current issue of short stems. In the practical part the behavior of the bone and stem under load is evaluated.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v příloženém seznamu.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne .....

.....

Podpis

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce, Ing. Janu Vodičkovi, za pomoc při zpracování, cenné rady a věnovaný čas. Dále děkuji všem svým blízkým za podporu při studiu.

## Obsah

1	Seznam použitých symbolů .....	8
2	Úvod a cíl práce .....	9
3	Anatomie kyčelního kloubu .....	10
3.1	Femur .....	11
3.2	Svalstvo kyčelního kloubu .....	13
4	Totální endoprotéza kyčelního kloubu .....	14
4.1	Patofyziologické stavy kyčelního kloubu .....	14
4.2	Remodelace kosti a stress-shielding .....	16
4.3	Krátký a konvenční dřík .....	18
4.4	Rozdělení náhrad s krátkými dříky .....	19
4.5	DePuy Proxima .....	20
4.6	Materiál a metody implantace .....	21
5	Úvod výpočetní části, MKP .....	23
5.1	Úvod .....	23
5.2	Metoda konečných prvků (MKP) .....	25
5.2.1	Variační metoda MKP .....	25
5.2.2	Základní rovnice MKP .....	26
6	Nastavení výpočtu v Abaqusu .....	27
6.1	Geometrie .....	27
6.2	Volba materiálu .....	28
6.3	Zatížení .....	29
6.3.1	Biomechanika kyčelního kloubu .....	29
6.3.2	Uvažovaná reakční síla pro výpočet zatížení u jednotlivých pacientů .....	32
6.3.3	Nastavení zatížení v Abaqusu .....	33
6.4	Sít' geometrie a její konfigurace .....	34
7	Analýza výsledků .....	35

7.1	Distribuce redukovaného napětí – pacient A.....	35
7.2	Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě – pacient A.....	37
7.3	Distribuce redukovaného napětí – pacient B.....	39
7.4	Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě – pacient B .....	41
8	Diskuze .....	43
9	Závěr .....	46

## 1 Seznam použitých symbolů

$E$	[MPa]	Modul pružnosti
$\nu$	[-]	Poissonovo číslo
$F_m$	[N]	Síla abduktorových svalů
$F_{G5}$	[N]	Síla od tíhy lidského těla
$F_r$	[N]	Reakční síla kyčelního kloubu
$d_m$	[mm]	Vzdálenost působíště síly $F_m$ od středu kloubu
$d_g$	[mm]	Vzdálenost působíště síly $F_{G5}$ od středu kloubu
$S$	[mm <sup>2</sup> ]	Povrch horní poloviny hlavice kyčelního kloubu
$r$	[mm]	Poloměr hlavice kyčelního kloubu
$O$	[mm]	Obvod poloviny hlavice kyčelního kloubu
$m$	[kg]	Váha těla
$g$	[m.s <sup>-2</sup> ]	Tíhové zrychlení

### Tenzory, matice a jiná značení

$\Pi$	...	Celková potencionální energie
$W$	...	Energie napjatosti tělesa $\Omega$
$P$	...	Potenciál vnějšího zatížení
$u^T$	...	Sloupcová matice posuvů
$\varepsilon^T$	...	Sloupcová matice přetvoření
$\sigma^T$	...	Sloupcová matice napětí
$o^T$	...	Sloupcová matice objemového zatížení
$p^T$	...	Sloupcová matice plošného zatížení
$U$	...	Deformační energie



## 2 Úvod a cíl práce

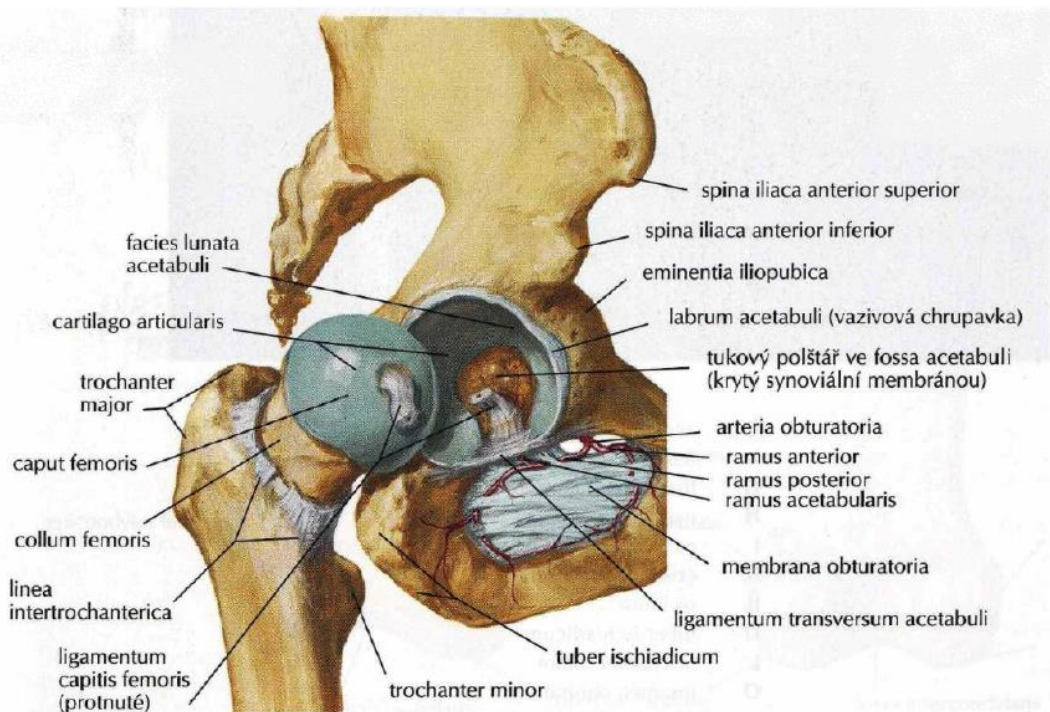
Totální náhrada kyčelního kloubu je operace, při níž je nahrazen kyčelní kloub umělým. Endoprotéza je určena především pro pacienty, u kterých selhává konzervativní léčba onemocnění kyčelního kloubu. Totální endoprotéza kyčelního kloubu se skládá z kloubní hlavice, acetabulární jamky a dřívku. Dřívky rozeznáváme krátké a dlouhé (konvenční).

Dříve používané konvenční dřívky jsou dnes pomalu nahrazovány dřívky krátkými. Důvodem je méně invazivní metoda implantace a redukce stress-shieldingového efektu. Stress-shieldingový efekt vzniká po vložení tužšího nefyziologického materiálu do kostní dřeně, a tím mění rozložení napjatosti ve femuru. Konvenční dřívky přenášejí většinu zatížení do distální části femuru, kde se vlivem remodelace kosti může dřív uzamknout a následně uvolnit v proximální části kosti. Krátké dřívky jsou schopny přenášet napětí do proximální části femuru, čímž brání uzamčení v distální části. Jelikož se použití krátkého dřívku rozmohlo až poměrně nedávno, neexistují zatím studie, které by potvrdily i pozitivní dlouhodobé klinické výsledky.

Hlavním cílem této práce je zhodnotit vliv velikosti krátkého dřívku na napjatost v proximálním femuru. Napjatost zhodnotím pro dva případy implantace, které mezi sebou následně porovnáám. Výsledky mohou poukazovat na to, jak se bude kost bude při zatížení vlivem remodelačních procesů přetvářet a jaký to může mít dopad na fixaci dřívku. Napjatost zjistím MKP výpočtem, který provedu v programu Abaqus. Výsledky napjatosti budu uvádět jako distribuci redukováného napětí a jako distribuci hlavního napětí v absolutní hodnotě.

### 3 Anatomie kyčelního kloubu

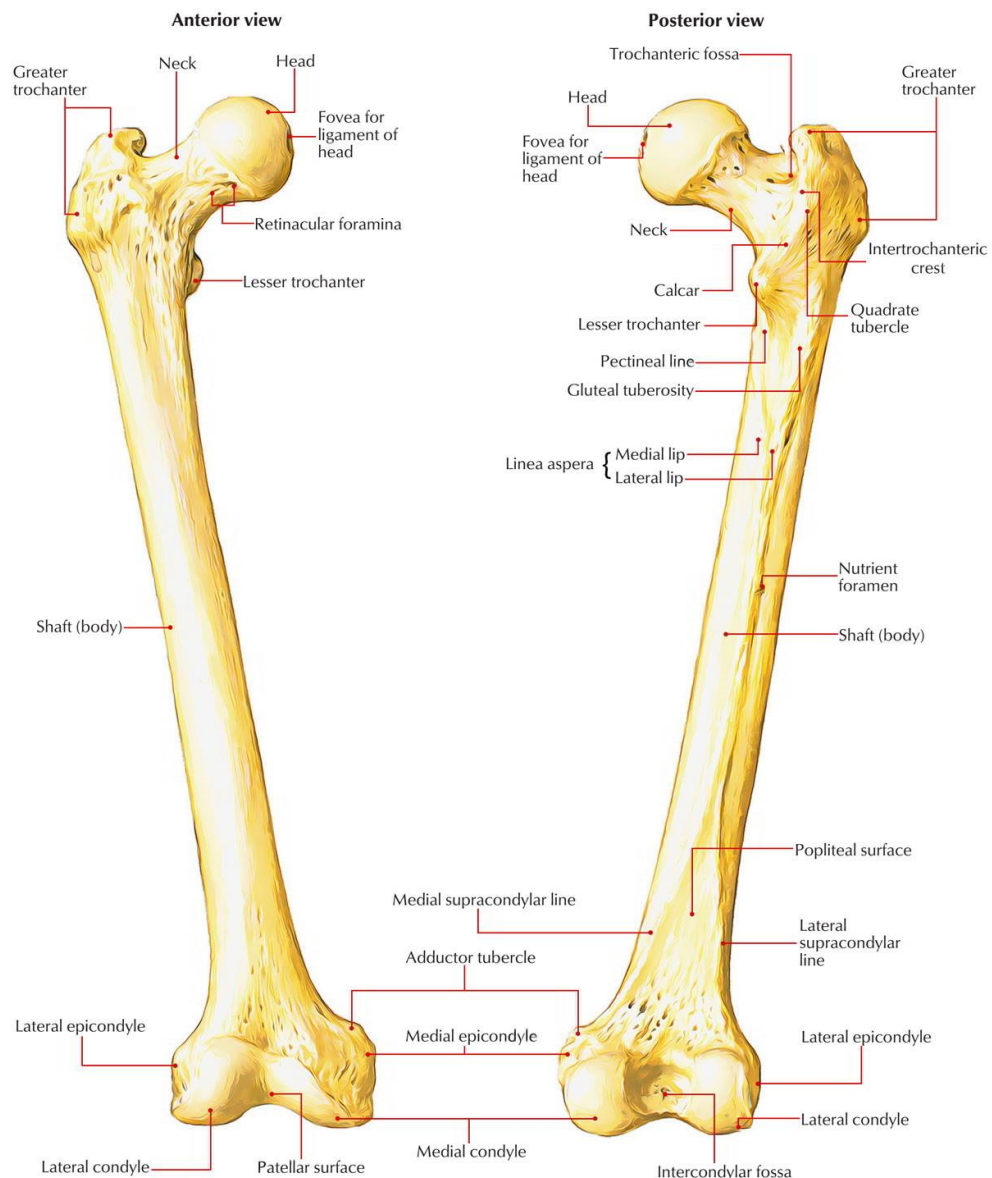
Kyčelní kloub (*Art. Coxae*) je největší kloub v lidském těle. Tvoří ho spojení kosti stehenní (*os femoris*) a kosti pánevní (*os coxae*). Dle styčných ploch se jedná o kloub kulovitý omezený. Kyčelní kloub tvoří hlavice femuru (*caput femoris*) a jamka na kosti pánevní – *acetabulum*, která má tvar duté polokoule. Styčnou plochu zde tvoří poloměsíčitá plocha (*facies lunata*) potažená hyalinní chrupavkou. Chrupavka slouží ke snížení tření a poskytuje výraznou absorpci šokových rázů. Zesílení kloubního pouzdra a jeho omezení v pohybu zajišťují vazy *ligamentum iliofemorale*, *ligamentum pubofemorale*, *ligamentum ischiofemorale* a *ligamentum capitis femoris*. Kyčelní kloub umožňuje vykonávat tyto pohyby – flexe, extenze, abdukce, addukce a rotace. [4]



Obrázek 1: Kyčelní kloub (převzato z [19])

### 3.1 Femur

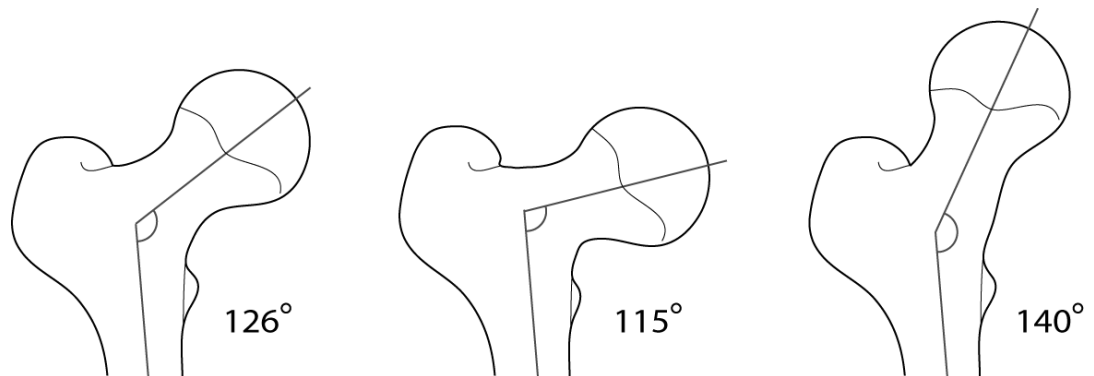
Stehenní kost je největší a nejsilnější kostí lidského těla. Dělí se na čtyři základní části: hlavičky kosti stehenní (*caput femoris*), krček kosti stehenní (*collum femoris*), tělo kosti stehenní (*corpus femoris*) a kondyly kosti stehenní (*condyli femoris*). Horní část stehenní kosti tvoří laterálně vybíhající velký chocholík (*trochanter major*), mediálně a dozadu vybíhá kuželovitý malý chocholík (*trochanter minor*). [4]



Obrázek 2: Femur (převzato z [30])

Krček spolu s tělem kosti stehenní svírají tzv. kolodiafyzární úhel, jehož přibližná hodnota činí 125°. Při deformitě *coxa valga* úhel přesahuje 130°, pokud je úhel mezi krčkem a tělem menší než 120°, nazývá se deformita *coxa vara*. Úhel udává, jak daleko

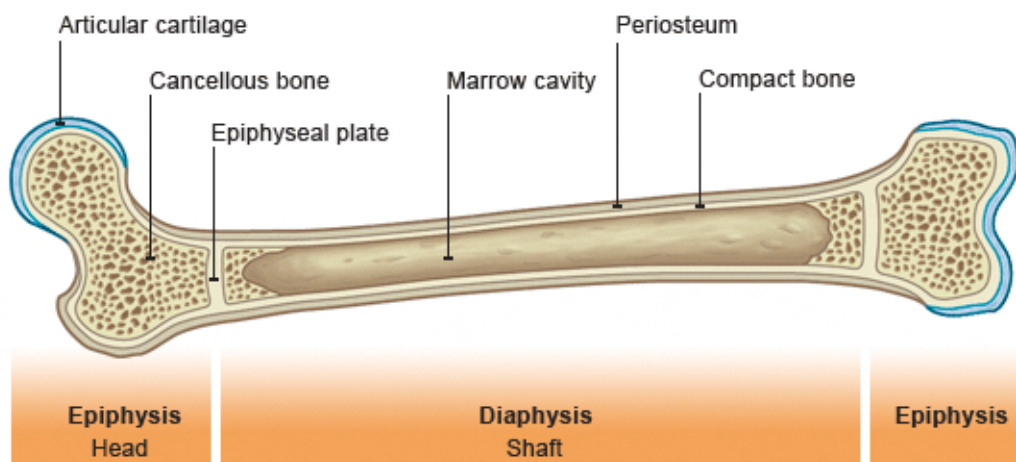
laterálně od pánve je kost vzdálena, a určuje, jaký je možný rozsah pohybu kyčelního kloubu. Krček je navíc pootočen vůči frontální rovině o tzv. torzní úhel (přibližně 10°). [3]



Obrázek 3: Normální úhel, coxa vara a coxa valga (převzato z [3])

Stehenní kost patří do skupiny tzv. dlouhých kostí. Dělí se na dvě epifýzy, dvě metafýzy a jednu diafýzu. Dle vnitřního uspořádání rozlišujeme kost kortikální (*substantia compacta*) a kost trabekulární (*substantia trabecularis*). Kost kortikální tvoří schránku kosti o nestálé tloušťce a je nejvíce zatěžovaná. Kost spongiozní se nachází uvnitř kosti a je tvořena kostními trámečky, které jsou uspořádány ve směru převažujícího namáhání, aby odolaly co největšímu zatížení. [4]

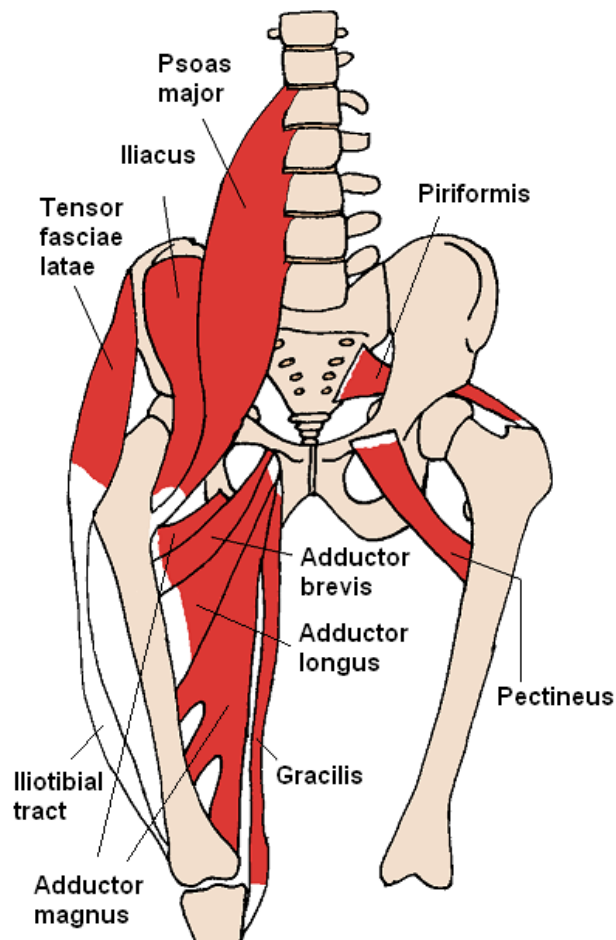
Kostní tkáň je tvořena buněčnou a nebuněčnou složkou. Buněčnou složku tvoří kostní buňky – osteocyty, osteoblasty a osteoklasty. Osteoblasty svou činností tvoří nebuněčnou složku (též nazývanou kostní matrix), která se dělí na část organickou a anorganickou. [4]



Obrázek 4: Řez femuru a jeho vnitřní stavba (převzato z [28])

### 3.2 Svalstvo kyčelního kloubu

Svaly kyčelního kloubu je možné rozdělit do skupin předních a zadních svalů. Do skupiny předních svalů patří sval bedrokyčelní (*musculus iliopsoas*) upínající se na *trochanter minor*. *Musculus iliopsoas* zajišťuje flexi a pomocnou addukci kyčelního kloubu. Mezi zadní svaly patří svaly hýžd'ové (tvoří je *m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus*, a *m. tensor fasciae latae*), upínají se na velký trochanter a poskytují funkci abduktoru, rotátoru a extensorů kyčelního kloubu. [4]



Obrázek 5: Svalstvo kyčelního kloubu (převzato z [32])

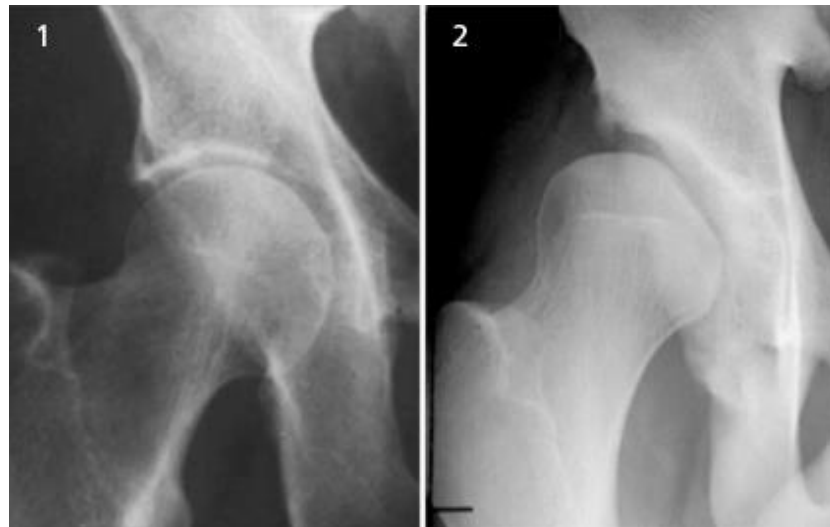
## 4 Totální endoprotéza kyčelního kloubu

### 4.1 Patofyziologické stavy kyčelního kloubu

Osteoartróza a dysplazie kyčelního kloubu jsou jedním z nejčastějších onemocnění kyčelního kloubu. Jedním z možných řešení vysokých stádií těchto onemocnění je implantace tzv. totální náhrady kyčelního kloubu.

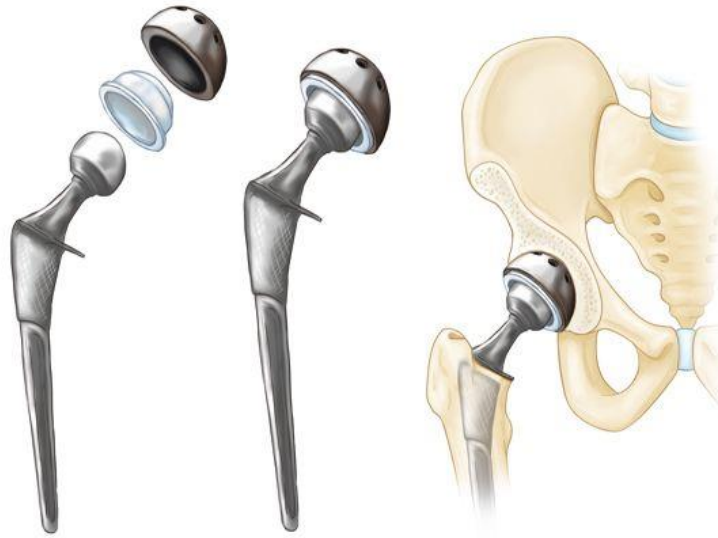
Osteoartróza je degenerativní onemocnění postihující převážně starší pacienty. Jedná se o zánět, který způsobuje úbytek chrupavky, kterou lidské tělo není následně schopno zcela obnovit. [31]

Dysplazie je jedno z nejčastějších onemocnění kyčelního kloubu. Objevuje se u pacientů již v raném věku a jedná se o onemocnění zapříčiněné nesprávným vývojem acetabulu nebo hlavice femuru. Lidé s dysplazií mají špatně tvarovanou hlavici kyčelního kloubu nebo příliš mělkou jamku na kosti pánevní, způsobující nenávratné opotřebení chrupavky. [27]



Obrázek 6: Rentgenový snímek zdravého kyčelního kloubu a kloubu s dysplazií (převzato z [29])

Pokud konzervativní léčba tohoto onemocnění selže, je jediným řešením implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu (neboli TEP). TEP je komplexní operační procedura, ve které je hlavice kyčelního kloubu nahrazena endoprotézou zajišťující obnovu funkce. Hlavními částmi endoprotézy kyčelního kloubu jsou femorální komponenta (tzv. dřík), acetabulární komponenta (tzv. jamka) a hlavice. [21]

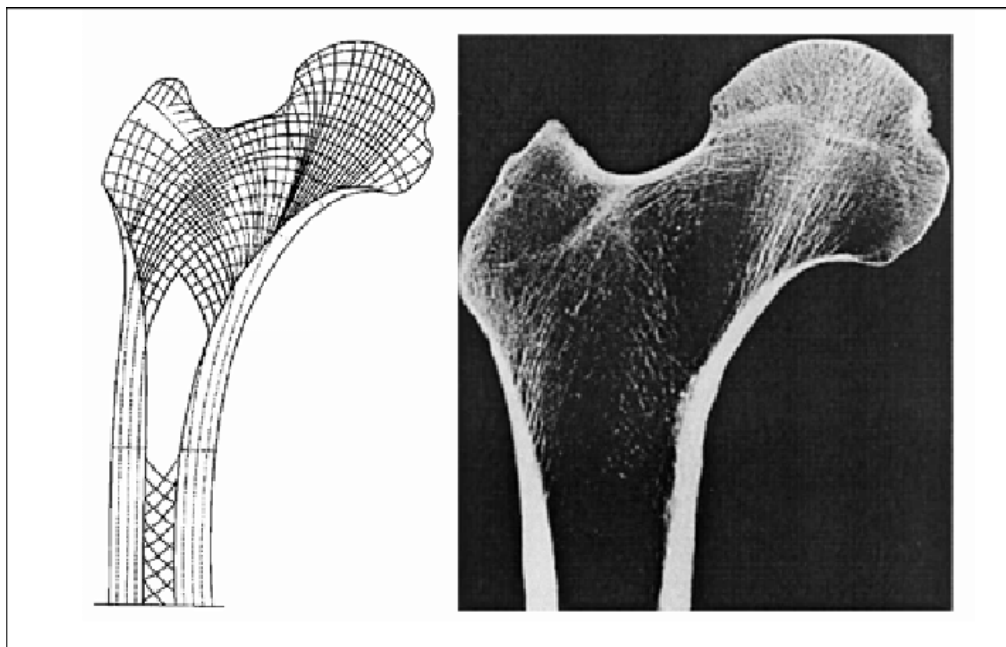


*Obrázek 7: Totální endoprotéza kyčelního kloubu (převzato z [20])*

## 4.2 Remodelace kosti a stress-shielding

Kost je živá dynamická tkáň, která se přizpůsobuje trvalému mechanickému zatížení. Tzv. funkční adaptace kosti je schopnost kosti reagovat na vnější mechanické podněty formou remodelace. Remodelace je proces, při kterém dochází k odbourávání staré kostní tkáně a utváření nové. Jejimi hlavními procesy jsou formace pomocí osteoblastů a resorpce pomocí osteoklastů. Formace a resorpce jsou koordinovány kvůli správnému utváření kosti. Funkcí remodelace je zajištění maximální pevnosti kosti při minimální spotřebě materiálu. [4] [20]

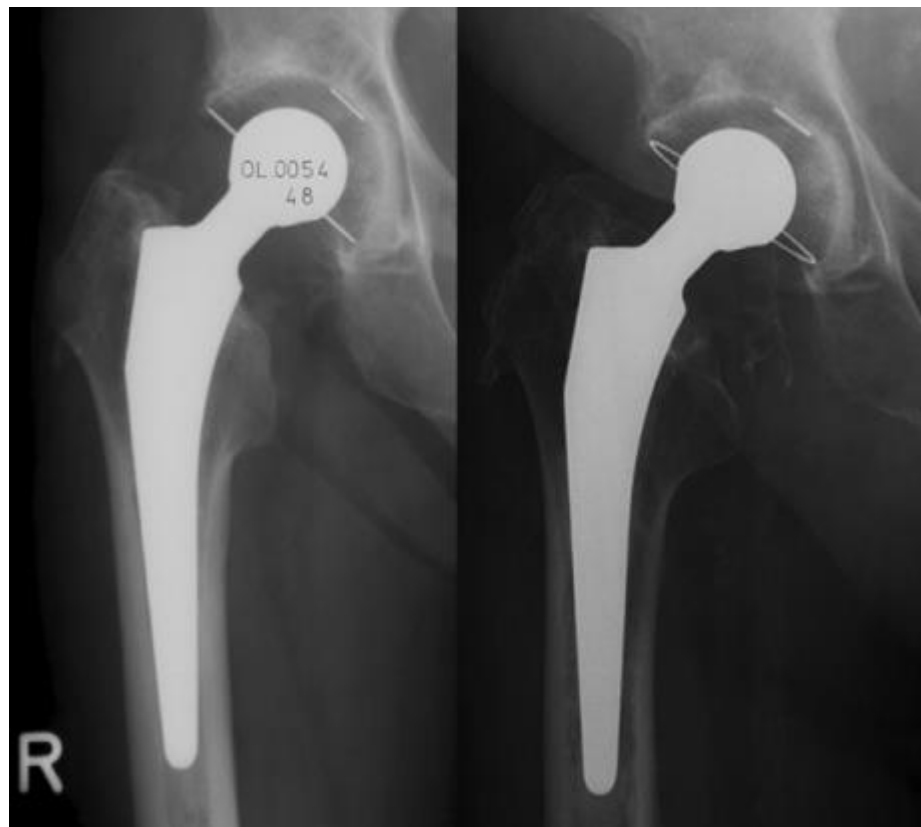
Tímto jevem se zabýval německý anatom a chirurg Julius Wolff, který řekl, že každá změna v uzpůsobení a funkci kosti je následovaná určitými změnami ve vnitřní a vnější struktuře kosti tak, aby odpovídala matematickým zákonům. Kostní tkáň je velice komplexní materiál, který se adaptuje na vnější mechanické zatížení. Pokud zvýšíme zatížení kosti, nabyde na svém objemu, aby zvýšenému zatížení odolala, při menším zatížení se naopak kost odbourá. Z tohoto důvodu mají například kulturisté hutnější kosti, kdežto u astronautů po dlouhé misi ve vesmíru můžeme pozorovat výrazné zřidnutí kosti. Trabekulární kost je tvořena kostními trámečky, které jsou uspořádány tak, aby co nejlépe odolávaly vnějšímu zatížení. Dle Wolffova zákona jsou kostní trámečky uspořádány ve směru shodném s orientací vektorů hlavních napětí od vnějšího zatížení. [2] [7] [23]



Obrázek 8: Orientace kostních trámeců (převzato z [9])



Projevy remodelace jsou často spojeny i s implantací kyčelních náhrad. Po vložení kovového implantátu do dřevné dutiny se mění rovnováha sil. Tzv. stress-shieldingový efekt vzniká v důsledku přítomnosti tužšího nefyziologického materiálu endoprotézy (většina dřiků je vyrobena z titanu Ti-6Al-4V, jehož modul pružnosti má hodnotu pohybující se kolem 113 GPa, zatímco modul pružnosti trabekulární kosti je uváděn v rozmezí 1 a 22,3 GPa) a dochází při něm ke změnám v rozložení napětí v oblasti proximálního femuru. Tyto změny mohou být doprovázeny také změnami v hustotě kostní tkáně. Z praktického hlediska jsou tyto procesy nežádoucí, jelikož dřik se může po remodelaci kosti vlivem stress-shieldingu uzamknout ve své distální části a uvolnit v proximální části. [12] [18] [20]



*Obrázek 9: Následky stress-shieldingu v proximálním femuru (převzato z [24])*

### 4.3 Krátký a konvenční dřík

První pokusy o implantaci totální náhrady kyčelního kloubu se datují kolem roku 1891. Na začátku 60. let minulého vynalezl chirurg sir John Charley implantát, který nastolil trend dnešním implantátům. Od té doby se implantáty a chirurgické postupy vyvíjely, takže dnešní implantáty dosahují vysokých životností. Před více jak 20 lety přišel na trh první implantát s krátkým dříkem s názvem Zimmer od firmy Mayo. Tomu se dostalo větší pozornosti díky možnosti provedení miniinvazivního způsobu implantace. [11] [13]

Základní podmínkou funkčnosti implantátu je primární fixace dříku v kosti. Jeho uvolnění může nastat z různých příčin, nejčastější je však vliv stress-shieldingového efektu. Při implantování konvenčních dlouhých dříků je horní část femuru zatížena málo, tudíž vzniká proximální stress-shielding. Naopak distální část je přetížena a může se zde objevit kortikální hypertrofie. To vede k úbytku kostní tkáně v proximální části femuru a částečnému uvolnění femorální komponenty. [14]

Krátké dříky jsou charakteristické svým kotvením v metafýze. Tato fixace vyvolává vyšší zátěž v proximální oblasti femuru, čímž potlačuje možnost uzamčení dříku v distální části a uvolnění v proximální části femuru. [10]



Obrázek 10: Konvenční dlouhý dřík (vpravo) a krátký dřík (vlevo) (převzato z [5])

#### 4.4 Rozdělení náhrad s krátkými dříky

V současné době je použití krátkých dříků při implantaci totální náhrady kyčelního kloubu znatelně častější. Studie prokázaly, že odolnost fixace je lepší při používání implantátů s krátkými dříky. Výsledkem je snaha o nalezení optimálního tvaru dříku včetně pozitivních mechanických vlastností, což přivedlo na trh široký výběr těchto typů femorálních komponent. Zatím neexistuje jednoznačné dělení, které by členilo dříky do skupin dle klinických a radiografických výsledků. Společnost Joint Implant Surgery & Research Foundation vytvořilo dělení dle stabilizačních bodů a celkové délky dříku. [15]

1. Dříky se stabilizací v oblasti hlavice
  - a. Hip resurfacing
  - b. Mid head stabilization
2. Dříky se stabilizací v oblasti krčku
  - a. Neck-sparing
  - b. Short Lateral Flare Engaging
  - c. Neck plugs
3. Dříky se stabilizací v oblasti metafýzi
  - a. Short taper stems
  - b. Bulky or Fit and Fill Stems



Obrázek 11: Stabilizační body krátkých dříků (převzato z [15])

Důvod upřednostňování krátkých dříků oproti dříkům konvenčním je spjat s méně invazivními technikami implantace a lepšími klinickými výsledky v krátkém pooperačním období, avšak stále jsou potřeba studie, které by potvrdily pozitivní dlouhodobé výsledky. Absence distální fixace krátkých dříků a přenos zatížení v proximálním femuru vede k většímu zachování kostní tkáně a menšímu vlivu stress-shieldingu. [8] [22]

#### 4.5 DePuy Proxima

Příkladem implantátu s krátkým dříkem je implantát Proxima od firmy DePuy, který patří do skupiny dříků se stabilizací v oblasti krčku, obsahuje výrazné zaoblení v laterální části, které zajišťuje přenos zatížení do nižší části oblasti velkého trochanteru a napomáhá tak předejít nechtěnému pohybu dříku ve směru osy femuru. Díky těmto skutečnostem je možné délku dříku výrazně omezit. [8] [22]

Tento implantát uvádím z důvodu, že budu zkoumat vliv jeho velikosti na napjatost v kosti ve výpočetní části této práce.

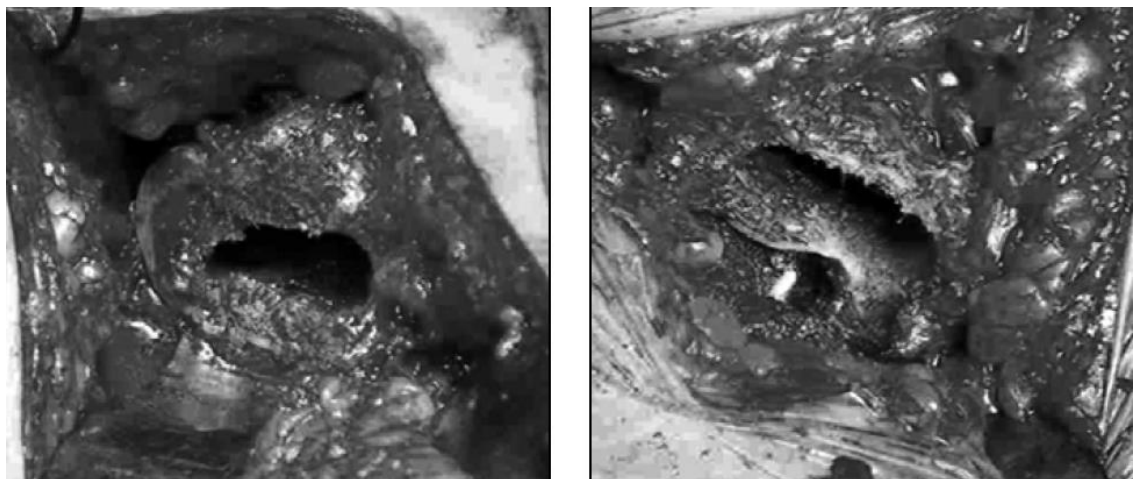


Obrázek 12: Implantát Proxima od firmy DePuy (převzato z [22])

#### 4.6 Materiál a metody implantace

Dřík proxima je vyroben z pevné, málo houževnaté slitiny titanu (Ti-6Al-4V). Povrch dříku je pokryt porézním povlakem, který se vytváří metodou sintrování, a vrstvou hydroxylapatitu podporující srůstání kostní tkáně s dříkem. Makrostruktura povlaku je zpracována do tvaru připomínající schody, což zajišťuje transformaci tečných sil dříku na síly tlakové, které působí na kost. Na acetabulový systém je použit materiál ceramic-on-metal pro osoby 70ti let a více, pro pacienty mladší než 70 let se používá materiál metal-on-polyethylen. [8] [22]

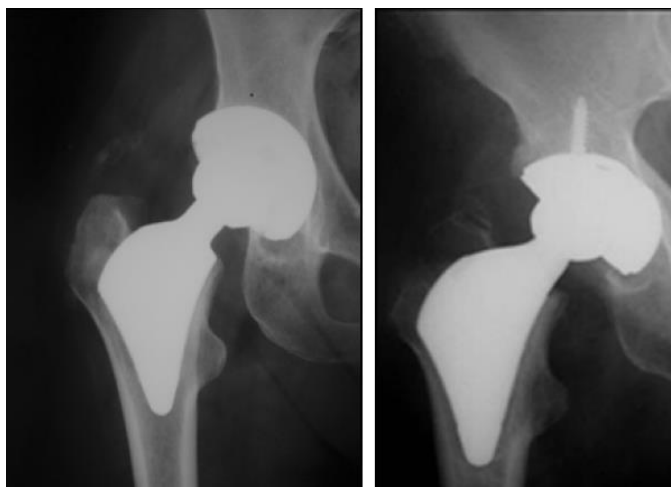
Důležitou součástí je průběh operace a správný výběr velikosti dříku. Implantace je provedena speciální metodou „around the corner“, spočívá v zaražení speciální rašple do krčku femuru pod varočním úhlem 30°, při distálním rašplování do oblasti metafýzy se úhel postupně zmenšuje, vytváří se tak dutina ve tvaru oblouku. S takto méně invazivní metodou je možno zachovat větší část velkého trochanteru. Velikost dříku nezávisí pouze na velikosti femuru, ale také na kvalitě kosti pacienta. U mladších pacientů s pevnou kostí má při rašplování nástroj větší stabilitu a vytváří se tak přesnější dutina pro dřík, zatímco u starších pacientů, například s osteoporózou, je trabekulární kost méně pevná a než se dosáhne stability rašple, odebere se více materiálu, než je potřeba. Z tohoto důvodu se na rentgenových snímcích zdá, že u mladších pacientů je trabekulární kost širší než kortikální, zatímco u starších pacientů není vidět výrazná mezera mezi implantátem a kortikální kostí. [8] [22]



Obrázek 13: Rašplování u mladého pacienta (vlevo) a staršího člověka (vpravo) (převzato z [8])

Ortopedické oddělení v nemocnici Fatebenefratelli v Římě, kde se tyto náhrady implantují, provedlo měření u 65 pacientů po implantaci náhrad Proxima. Klinické výsledky měly zhodnotit stav implantátu u pacientů v krátkém pooperačním období. Výsledky mohou pomoci doktorům s inovacemi týkajícími se invazivních postupů implantace. Měření se skládalo z vyhodnocení různých aspektů a probíhalo v ročních intervalech. Pomocí rentgenů se určilo rozšíření vlivu stress-shieldingu: první stupeň – zaoblení proximální části řezu krčku, druhý stupeň – ztráta hustoty v mediální části kortikální části kosti. Dále se zkoumalo zarovnání dřívku: normální – dřív se neodchýlí od osy femuru, varózní nebo valgózní – odchýlení je menší než 5° a těžce varózní nebo valgózní – odchýlení je větší než 5°. Následně se určila poloha dřívku: symetrická – usazení dřívku uprostřed dutiny, mediální nebo laterální – posunutí dřívku k mediální nebo laterální kortikále. Poslední aspekt vyhodnocení byly stupně vyplnění metafýzy: „complete filling“ – mezi dřívkem a kortikálou není prostor, „normal“ – v rovině dřívku je spongióza a kortikála stejně široká a „underfilling“ – v rovině dřívku je kortikála užší než spongióza. [8]

Klinické výsledky implantátu Proxima byly podle studií velmi dobré. Rychlá a bezbolestná léčba potvrdila správný přenos zatížení. Z 65 testovaných lidí byl u většiny vyzorován stress-shielding prvního stupně v podobě zaoblení hrany řezu v proximální části krčku. Zarovnání implantátu bylo posouzeno jako normální u třetiny pacientů, to znamená, že u nich nedošlo k odchylce dřívku od osy femuru. Poslední posouzení bylo u polovice implantátů, u většiny pacientů bylo vyhodnoceno jako symetrické. U 35 pacientů nastalo vyplnění metafýzy jako „underfilling“, 22 pacientů mělo stupeň „normal“ a 18 stupeň „complete filling“. [8]



Obrázek 14: Stupeň „underfilling“ (vlevo) a „complete filling“ (vpravo) (převzato z [8])

## 5 Úvod výpočetní části, MKP

### 5.1 Úvod

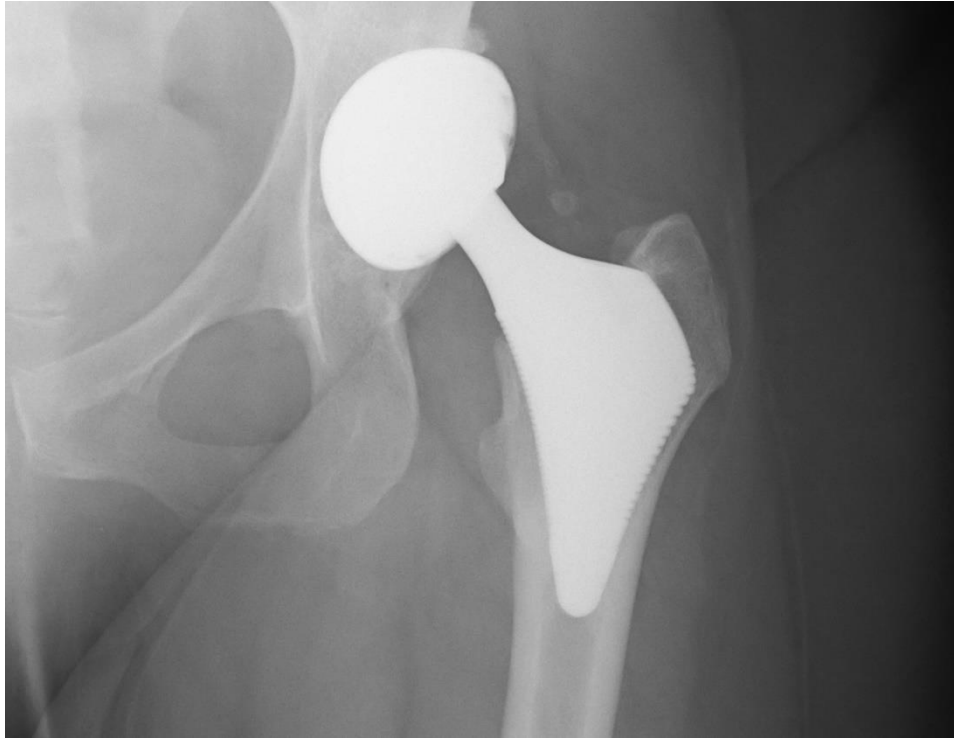
Hlavním úkolem této kapitoly je provést analýzu napjatosti na zadané geometrii pomocí MKP. Na závěr posoudím vliv velikosti dříku na napjatost kosti v okolí implantace a porovnáám spolu dva případy implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu.

Napjatost kosti budu zkoumat u dvou pacientů. U prvního pacienta byla provedena výměna kyčelního kloubu na pravé noze a předpokládám, že endoprotéza byla implantována správně z důvodu většího prostoru mezi implantátem a kortikální kostí. Dále budu tohoto pacienta označovat jako pacienta A.



*Obrázek 15: Implantace s dostatečným prostorem mezi dříkem a kortikální kostí*

Druhému pacientovi byla implantována endoprotéza levého kyčelního kloubu, o které předpokládám, že byla implantována nevhodně, jelikož dřík je příliš blízko kortikální kosti a mezi dříkem a kortikální kostí není dostatek prostoru pro navázání kostních trámců na povrch implantátu. Tohoto pacienta budu dále označovat jako pacienta B.



*Obrázek 16: Implantace s nedostatečným prostorem mezi dříkem a kortikální kostí*

2-D geometrii těchto implantátů, které vznikly obkreslením rentgenových snímků a identifikací jednotlivých struktur, jsem získal od vedoucího mé bakalářské práce. V programu Abaqus provedu analýzu kosti při zátěži a následně detekuji místa, kde se koncentruje napětí. Analýza napjatosti může naznačovat, jak se bude kost v důsledku implantace přetvářet. Zkoumaný model je ovšem velmi zjednodušený, a tak výsledky nemusejí zcela odpovídat reálnému případu.

Nakonec srovnám teoretické výsledky s rentgenovými snímky pacientů pořízených po dvou letech od implantace. Zjistím, zda se kosti jednotlivých pacientů přetvořily dle našich výsledků a následných úvah.

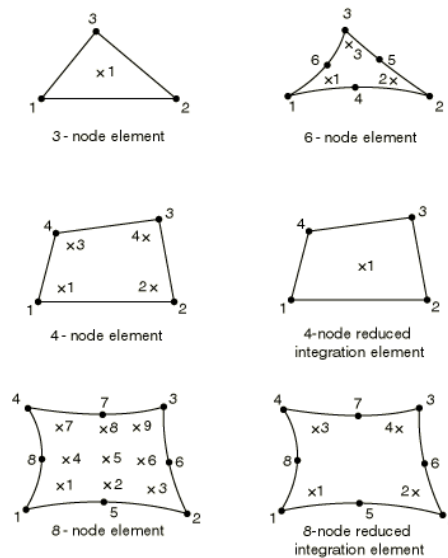
Analýzu provedu v programu Abaqus, který pracuje na bázi metody konečných prvků, kterou stručně popíši v další kapitole.



## 5.2 Metoda konečných prvků (MKP)

Metoda konečných prvků je numerická metoda pro řešení fyzikálních problémů, kde nestačí pouhá analytická metoda. Této metody se využívá především pro řešení strukturální analýzy, přenosu tepla, elektrického potenciálu atd. Metoda vznikla v 50. letech minulého století a její pojmenování vychází z principu diskretizace tělesa na konečný počet elementů. Naopak klasická pružnost počítá s představou rovnováhy sil na nekonečně malém elementu. [25]

Základním principem výpočtu pomocí MKP je rozdělení objektu na konečný počet prvků – elementů, které vytvářejí výpočetní síť. Elementy sítě jsou dány tzv. uzlovými body, které je vymezují. V těchto bodech hledáme deformační parametry – posun a natočení. Uvnitř elementu se nacházejí integrační body, ve kterých probíhají numerické integrace při výpočtu napětí. [25]



Obrázek 17: Příklady elementů – uzlové body jsou vyznačeny tečkou, integrační body křížkem (převzato z [1] – kapitola 28.1.1)

### 5.2.1 Variační metoda MKP

Princip metody výpočtu deformace pomocí MKP je založen na Lagrangeově variačním principu. Při výpočtu Lagrangeovou metodou hledáme extrémní, neboli stacionární, hodnotu energie zkoumaného tělesa. Stacionární hodnotu lze vyjádřit jako minimum  $\Pi$ , pro který platí následující vztah:

$$\Pi = W - P \quad (1)$$

kde  $W$  je energie napjatosti tělesa  $\Omega$

$$W = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \sigma^T \cdot \varepsilon \cdot dV \quad (2)$$

a  $P$  je potenciál vnějšího zatížení

$$P = \int_{\Omega} u^T \cdot o \cdot dV + \int_{\Gamma_p} u^T \cdot p \cdot dS \quad (3)$$

Členy v uvedených rovnicích jsou sloupcové matice:

- posuvů  $u^T = [u, v, w]$
- přetvoření  $\varepsilon^T = [\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}]$
- napětí  $\sigma^T = [\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}]$
- objemového zatížení  $o^T = [o_x, o_y, o_z]$
- plošného zatížení  $p^T = [p_x, p_y, p_z]$

Dle Lagrangeova principu hledáme stacionární hodnotu veličiny  $\Pi$ , tj. bod, kde je derivace  $\Pi$  rovna nule:

$$\frac{\delta \Pi}{\delta u} = 0 \quad (4)$$

### 5.2.2 Základní rovnice MKP

Z výše uvedených vztahů a jejich odvození se dostáváme k základní rovnici pro potenciální energii diskretizovaného tělesa:

$$\Pi = \frac{1}{2} U^T \cdot K \cdot U - U^T \cdot F \quad (5)$$

kde  $U$  je globální matice deformačních parametrů (posuvů),  $F$  je matice vnějšího zatížení a  $K$  je globální matice tuhosti.

Pakliže dle Lagrangeova principu zderivujeme rovnici (5), získáme rovnici:

$$K \cdot U = F \quad (6)$$

Pro určení jednoznačnosti této rovnice musíme uvést okrajové podmínky. Matice tuhosti  $K$  je singulární – tj. determinant je roven 0. Z této skutečnosti by se výpočet bez zavedení počátečních podmínek zhroutil, jelikož by v rovnici nastalo dělení nulou.

[25]

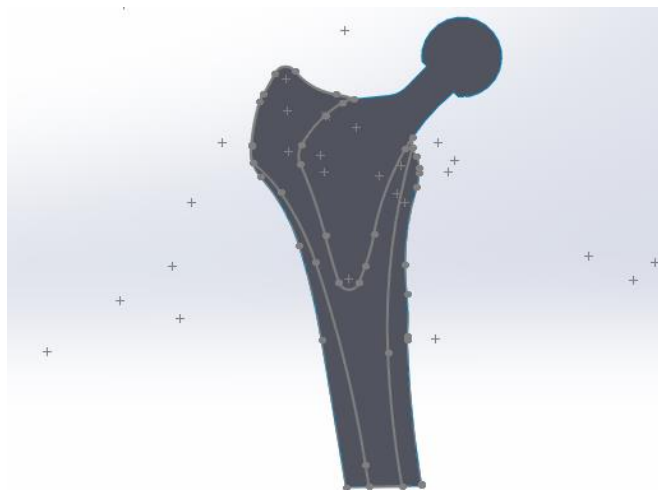
## 6 Nastavení výpočtu v Abaqusu

### 6.1 Geometrie

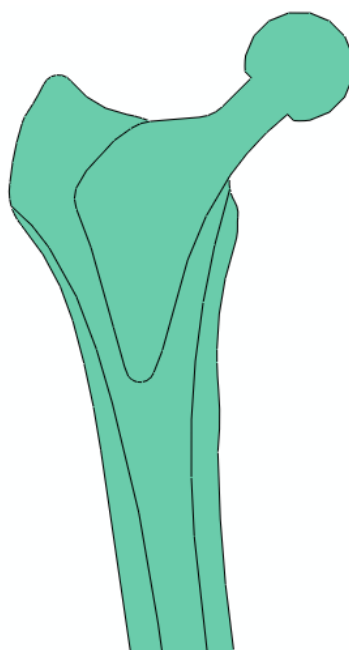
Od vedoucího mé bakalářské práce jsem obdržel geometrii dvou implantátů, které byly vytvořeny v programu Solidworks. V geometrii jsou identifikované jednotlivé struktury z rentgenového snímku – kost kortikální, kost spongiozní a implantát. Měřítko geometrie je 1:1 vůči reálné velikosti implantátu.



*Obrázek 18: Rentgenový snímek kosti a implantátu*



*Obrázek 19: Geometrie vytvořena v programu Solidworks*



Obrázek 20: Geometrie v programu Abaqus

## 6.2 Volba materiálu

Při výpočtu budu považovat kost a implantát za homogenní a izotropní materiál. Do základního vztahu rozšířeného Hookeova zákona tak budou vstupovat pouze dva materiálové parametry – modul pružnosti  $E$  a poissonovo číslo  $\nu$ .

Geometrii jsem rozdělil do tří sekcí dle struktur modelu. První sekce odpovídá kortikální kosti, druhá sekce spongiozní kosti a třetí sekce odpovídá implantátu. V programu jsem těmto sekcím přiřadil materiálové parametry, které jsou uvedeny v tabulce č.1:

Tabulka 1: Parametry jednotlivých materiálů (převzato z [26])

	Modul pružnosti $E$ [MPa]	Poissonovo číslo $\nu$ [-]
Kortikální kost	17 000	0,341
Trabekulární kost	2 000	0,341
Implantát	138 000	0,31

## 6.3 Zatížení

Pro aplikaci zatížení jsem vycházel ze silového rozboru, který krátce představím v následující podkapitole.

### 6.3.1 Biomechanika kyčelního kloubu

Kyčelní kloub je nejnamáhanějším kloubem lidského těla. Proto je důležité vědět, jakým způsobem je kyčelní kloub namáhán a jak se mění jeho zatížení při chůzi.

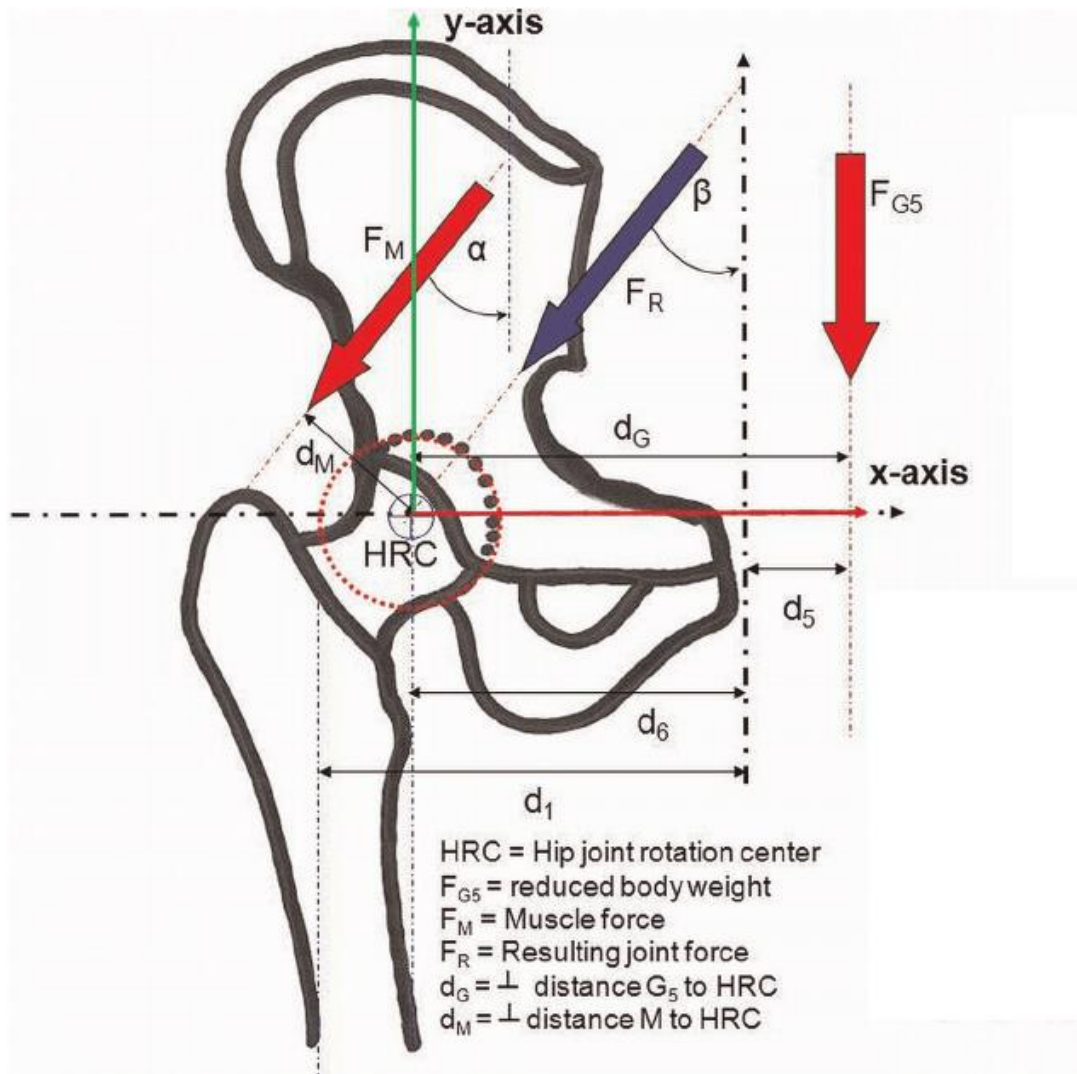
Rozbor sil působících na kyčelní kloub při různých způsobech zatížení plyne z jednoduché teorie. Určit působící síly lze dvourozměrným silovým rozбором ve frontální rovině. [3]

Při statickém postoji člověka působí síla od váhy těla v ose trupu, tudíž se síla rozkládá rovnoměrně do obou kloubů. [3]

Rozbor sil při chůzi můžeme za vhodných podmínek uvažovat jako stání na jedné noze. Při stání na jedné noze se těžiště síly od váhy těla posune dál od středu kloubní hlavice a k váze těla se navíc připočte i váha druhé nohy. Na obrázku č.21 je zobrazeno silové působení na kyčelní kloub. Momentové rovnováze odpovídá následující rovnice:

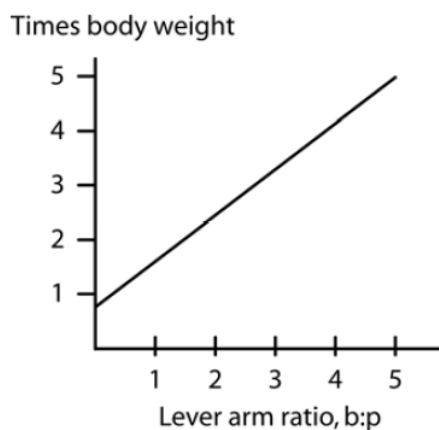
$$F_m \cdot d_m = F_{G5} \cdot d_g \quad (7)$$

Síla od váhy těla, označena vektorem síly  $F_{G5}$ , působí na rameni  $d_g$ . Aby momenty byly v rovnováze, musí působit opačný moment od síly označené vektorem síly  $F_m$  na rameni  $d_m$ . Tuto sílu vykonávají hlavně svaly *gluteus maximus*, tenzor *fascia lata* a *gluteus medius* a *minimus*. Jelikož rameno  $d_m$  je menší než rameno  $d_g$ , musí být síla  $F_m$  mnohonásobně větší. [3]



Obrázek 21: Silový rozbor kyčelního kloubu (převzato z [6])

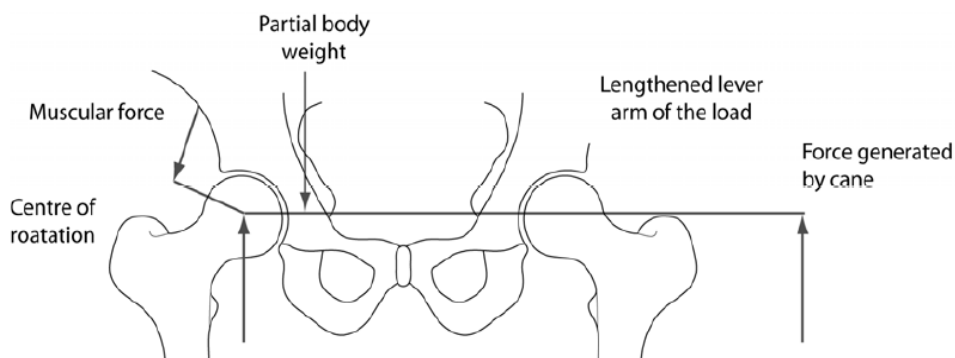
Reakční síla kloubu (vektor síly  $F_R$ ) je ovlivněna poměrem mezi délkou ramena  $d_m$  a ramena  $d_g$ . Nejčastěji se reakční síla  $F_R$  v literatuře uvádí rovna 3x váze těla, to odpovídá poměru ramen ( $d_g:d_m$ ) 5:2 (viz. obrázek č.22). Například pokud se změní velikost ramene  $d_g$ , vyvolá to změnu síly od abduktorových svalů, čímž se mění reakční síla  $F_R$ . [3]



Obrázek 22: Vliv poměru ramen  $dm:dg$  na zatížení kyčelního kloubu (převzato z [3])

Větší síly na kyčelní kloub můžeme pozorovat například u femuru s kratším krčkem, důležitější aspekt velikosti síly je ale šířka kyčlí. Z anatomického hlediska mají ženy širší kyčle než muži kvůli porodním cestám. Z tohoto důvodu jsou klouby u žen více namáhané, a proto trpí ženy artritidou relativně více než muži a tak jsou vystaveny většímu počtu výměn kyčelního kloubu. [3]

Při onemocnění kloubu se jeho zatěžování neobejde bez bolesti. Snížení bolesti se dosáhne menším zatížením kyčelního kloubu, tedy redukcí váhy těla, jeho ramene, na kterém působí, nebo pomocnou silou působící proti směru síly váhy těla. To je důvod, proč člověk při bolestech v kyčelním kloubu kulhá, jelikož se zmenší rameno působení váhy těla, tudíž kloub není tolik zatížen a redukuje se bolest. Pomocnou sílu můžeme vyvolat užitím chodící hole. Pak se součet momentů od abduktorových svalů a chodící hole rovnají opačnému momentu od váhy těla. Studie ukazují, že při použití hole se reakční síla na kyčelní kloub může snížit až o 50 %. Jelikož hole působí na mnohem větší rameni než síla váhy těla, potřebná síla od chodící hole není tak velká. [3]



Obrázek 23: Použití hole na zdravé straně (převzato z [3])

### 6.3.2 Uvažovaná reakční síla pro výpočet zatížení u jednotlivých pacientů

Z poznatků o biomechanice kyčelního kloubu jsem schopen vypočítat reakční sílu na kyčelní kloub (reakční sílu zde zavádím jako sílu akční). V této úloze jsem určil reakční sílu jako

$$R = 2,5 \cdot W \quad (8)$$

kde  $R$  je reakční síla a  $W$  je síla od váhy těla.

Takto určená výsledná reakce by byla odpovídající pro úlohu ve 3-D. Pro moji úlohu musím sílu zredukovat, jelikož rozbor provádím ve 2-D. Kvůli zjednodušení uvažuji stykovou plochu hlavice s acetabulem jako povrch polokoule, který je ve 2-D jako obvod poloviny kružnice. Povrch polokoule je

$$S = \frac{4\pi r^2}{2} \quad (9)$$

kde  $r$  je poloměr hlavice. Obvod půlkružnice je

$$O = 2\pi r \quad (10)$$

kde  $r$  je poloměr hlavice. Poměr mezi povrchem a obvodem činí

$$\frac{S}{O} = 2r = D \quad (11)$$

kde  $D$  je průměr hlavice. Z odvození plyne, že pro naši úlohu je výsledná reakční síla rovna

$$R = 2,5 \frac{W}{D} = 2,5 \frac{m \cdot g}{D} \quad (12)$$

kde  $m$  je hmotnost těla. Z uvedeného vztahu jsem určil reakční sílu působící na kyčelní kloub jednotlivých pacientů, které jsou uvedeny v tabulce č.2.

Tabulka 2: Zátěž kyčelního kloubu u jednotlivých pacientů

	Průměr hlavice implantátu [mm]	Hmotnost [kg]	Reakční síla [N/mm]
Pacient A	28	72	64,28
Pacient B	28	83	74,11

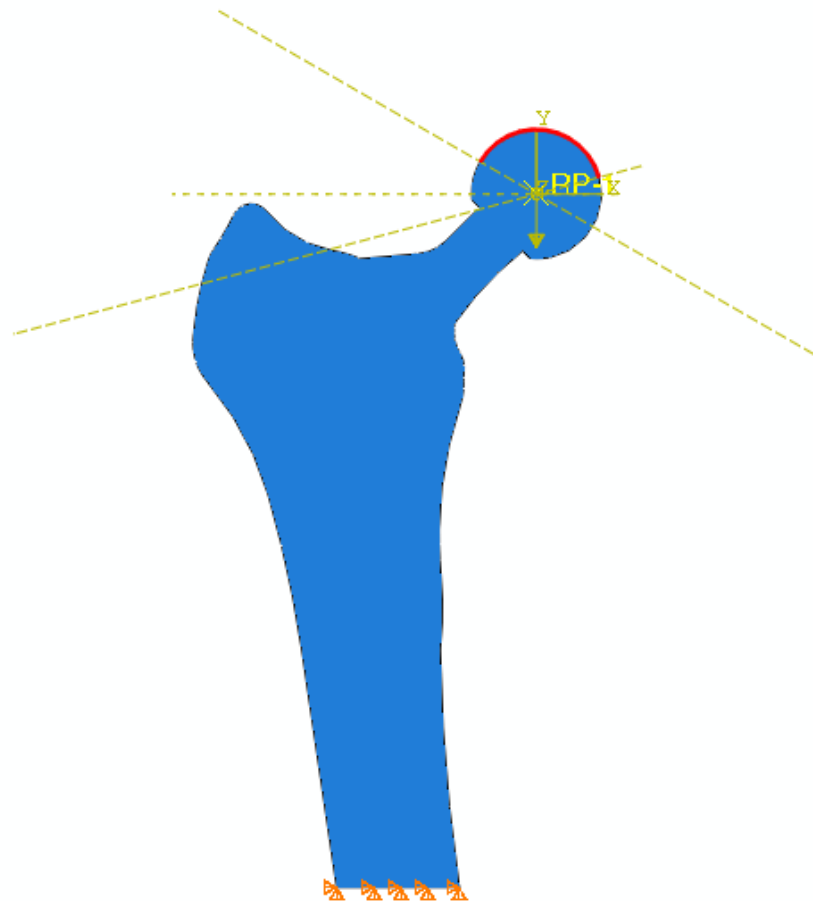


### 6.3.3 Nastavení zatížení v Abaqusu

Za předpokladu, že hlavice kloubu je uložena v acetabulární jamce, je síla distribuována do celé oblasti styku hlavice s jamkou. Pro tuto oblast jsem na hlavici zvolil výseč v rozmezí  $15^\circ$  až  $150^\circ$  od transverzální roviny.

V Abaqusu jsem posunul počátek systému do středu hlavice a pomocí dvou rovin pootočených od roviny X-Z vytvořil rozmezí  $15^\circ$  až  $150^\circ$ . Následně jsem vytvořil referenční bod ve středu hlavice, kde jsem zavedl odpovídající sílu z tabulky č.2. U referenčního bodu jsem nastavil *constraint* typu *coupling* pro styčnou plochu mezi hlavicí a acetabulem.

Dále jsem určil kinematické okrajové podmínky. Ty jsem zvolil jako vetknutí v distální rovině řezu – posuv a natočení je v této rovině nulové.

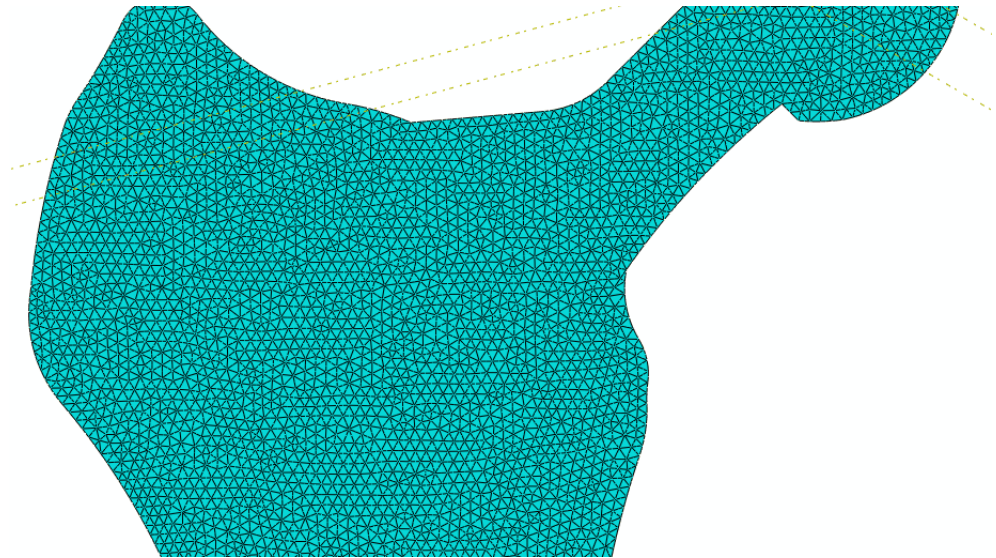


Obrázek 24: Výseč realizovaná s pomocnými rovinami a vetknutí v distální rovině

## 6.4 Síť geometrie a její konfigurace

Výběr sítě je důležitý aspekt pro získání co nejpřesnějšího výsledku. V tomto případě použiji síť tvořenou trojúhelníky z důvodu komplikovaného tvaru geometrie. Diskretizace modelu pomocí čtyřúhelníkové sítě by byla příliš složitá a nepřesná.

Element sítě jsem zvolil kvadratický. Jedná se o 2-D element se šesti uzly, který má dva stupně volnosti. Charakteristické pro něj je, že se okraje elementu deformují parabolicky. V této úloze je to výhodné za předpokladu, že kost je zatěžována převážně na ohyb a parabolicky zdeformované okraje elementů lépe navazují na okraje sousedních elementů, čímž se dosáhne přesnějšího výsledku.



*Obrázek 25: Detail sítě proximálního femuru*

## 7 Analýza výsledků

V následující kapitole se budu zabývat napjatostí kosti a dřívku vypočtenou v programu Abaqus. Napjatost budu uvádět dle teorie H.M.H. v podobě distribuce redukovaného napětí, které je v programu Abaqus označeno jako  $S_{mises}$ . Dále budu prezentovat výsledky jako distribuci hlavního napětí v absolutní hodnotě, která je Abaqusu označena jako  $S_{Max.Principal(Abs)}$ . Výsledky distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě zobrazují největší absolutní hodnotu napětí v daném integračním bodě elementu.

Grafické zobrazení napjatosti v Abaqusu je založeno na největší a nejmenší hodnotě napětí v zobrazené sestavě. Z důvodu rozdílného zatížení kortikální kosti, spongiozní kosti a dřívku je vhodné zobrazit napjatost pro různé sekce, abychom dosáhli přesnějšího a přehlednějšího rozložení napjatosti pro kortikální a trabekulární kost.

### 7.1 Distribuce redukovaného napětí – pacient A

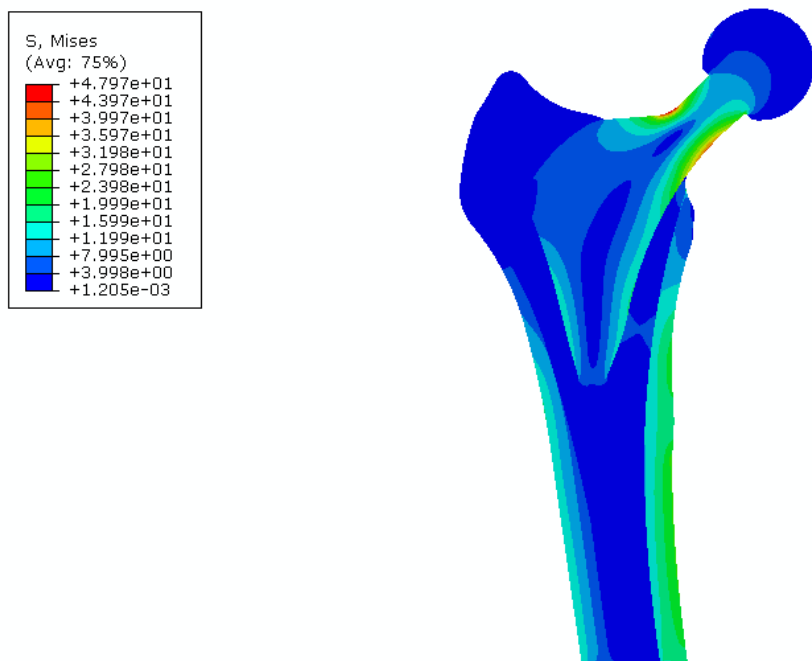
Na obrázcích č.26, 27 a 28 jsou uvedeny výsledky jako distribuce redukovaného napětí pro pacienta A.

Na obrázku č.26 je vidět, že nejvíce je zatížen implantát, u kterého lze pozorovat největší koncentraci napětí po stranách krčku. Zvýšenou napjatost lze také spatřit na mediální a distálně-laterální straně dřívku a na kortikální kosti. Mediální strana kortikální kosti je zatížena více než její laterální strana, jak je možné vidět na obrázcích č.26 a 27.

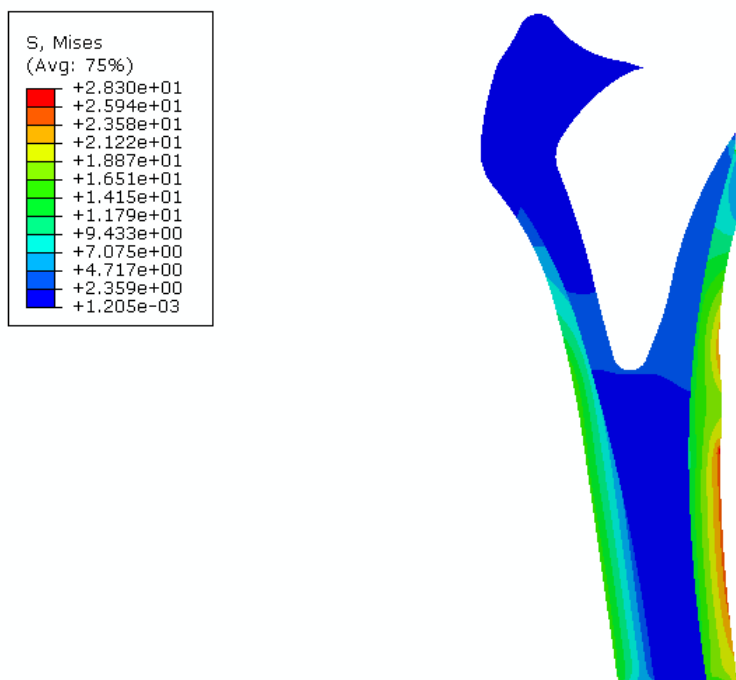
Napjatost ve spongiozni kosti je oproti napjatosti v implantátu a kortikální kosti nízká. To je dáno tím, že kortikální kost a implantát jsou tužší než spongiozní kost, a tak přenášejí většinu ohybového napětí.

V oblasti velkého trochanteru je napjatost minimální. Za normálních podmínek by v této oblasti působily ještě síly od abduktorových svalů, které by napjatost zvýšily. Je ovšem možné, že při implantaci se odstraňují úpony abduktorových svalů na velkém trochanteru, takže se pravděpodobně velké chyby nedopouštíme.

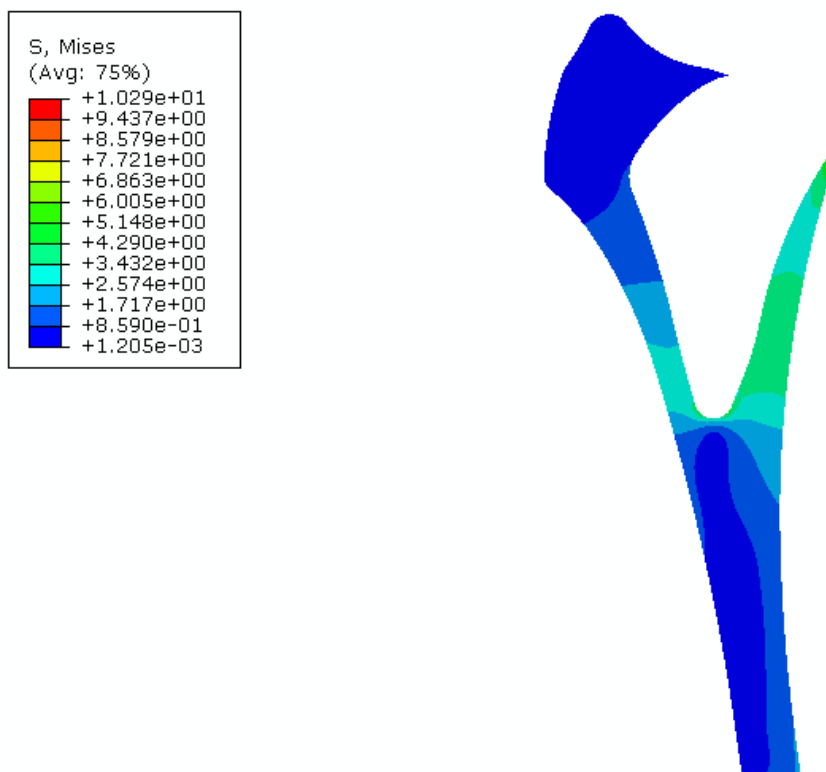
Při pohledu na spongiozní kost (obrázek č.28) lze pozorovat koncentraci napětí v oblasti mediální a distálně laterální strany dřívku. Velká koncentrace napětí je v proximálně-mediální části kosti. Napětí se zde mění skokově na malé oblasti. Tento jev je pravděpodobně zapříčiněn jednoduchým vysíťováním oblasti. Při jemnějším síťování by byl výsledek přesnější a nejspíše by napětí v tomto místě dosahovalo jiných hodnot.



Obrázek 26: Distribuce redukovaného napětí kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu



Obrázek 27: Distribuce redukovaného napětí kortikální a spongiozní kosti



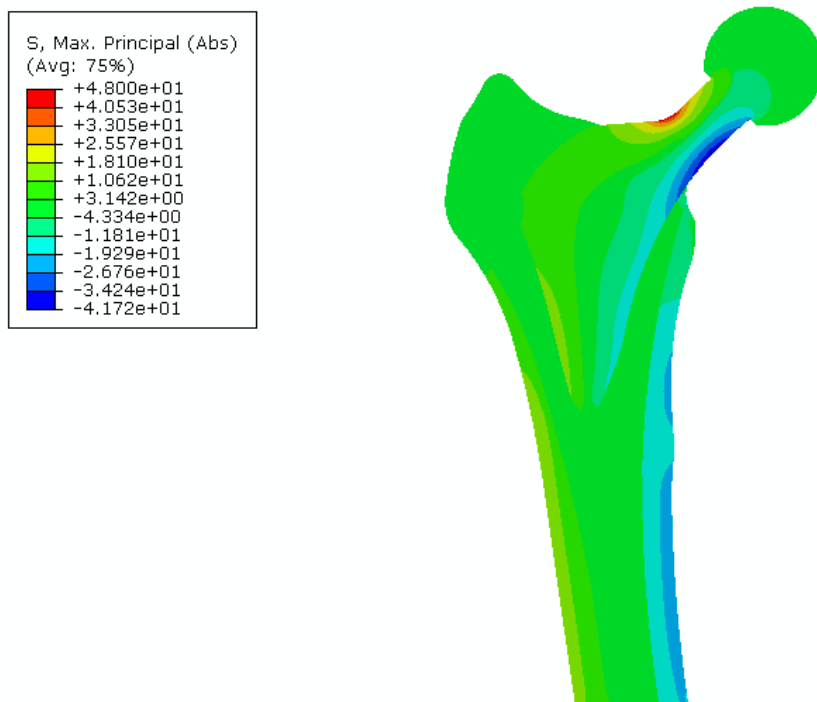
Obrázek 28: Distribuce redukovaného napětí spongiozní kosti

## 7.2 Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě – pacient A

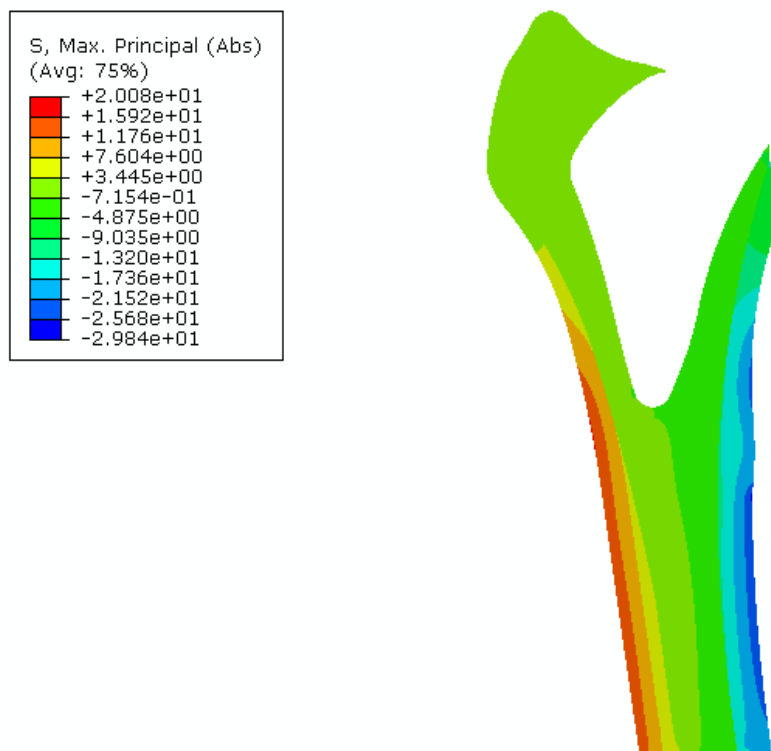
Obrázky č.29 a 30 zobrazují výsledky jako distribuci hlavního napětí v absolutní hodnotě u pacienta A.

Výsledek na obrázku č.29 potvrzuje, že nejzatíženější oblasti jsou strany krčku implantátu a mediální strana kortikální kosti. Dále je patrné, že mediální strana kortikální kosti je spolu s distálně-mediální stranou krčku zatížená na tlak, naopak proximálně-laterální strana krčku a laterální strana kortikální kosti jsou zatížené na tah.

Jelikož se jedná o případ namáhání na ohyb, tak nějakou oblastí prochází neutrální osa. Neutrální osa prochází místem, kde je napětí nulové. Z legendy na obrázku č.30 je zjevné, že zhruba prochází oblastí, která má světle zelenou barvu. Výsledek na obrázku č.30 poukazuje na to, že se neutrální osa nenachází ve středu kosti, ale je mírně vychýlena v laterálním směru a je vidět, že je lehce zakřivena.



Obrázek 29: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu



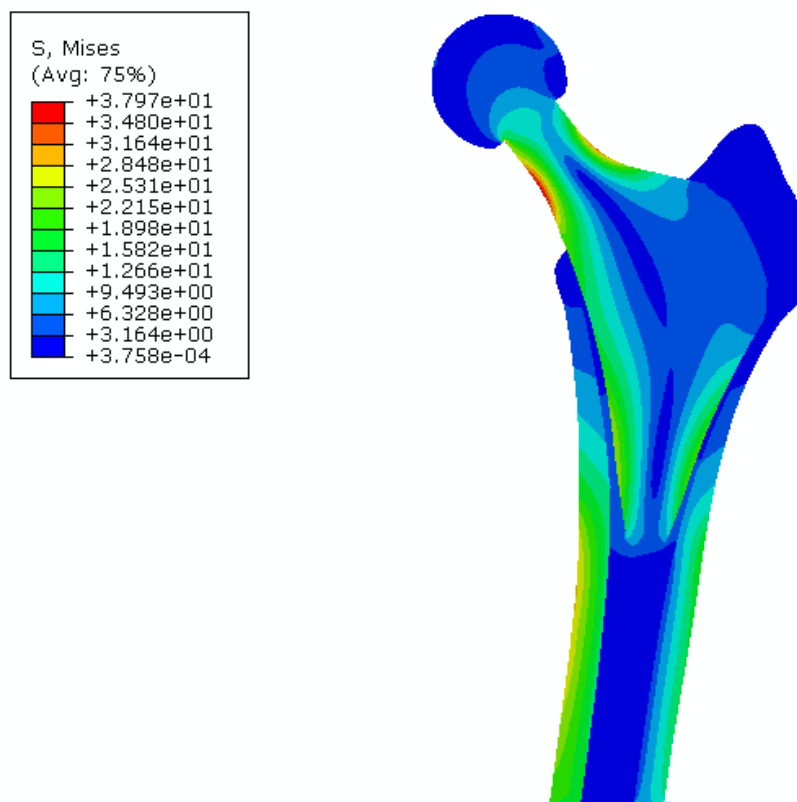
Obrázek 30: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě kortikální a spongiozní kosti

### 7.3 Distribuce redukovaného napětí – pacient B

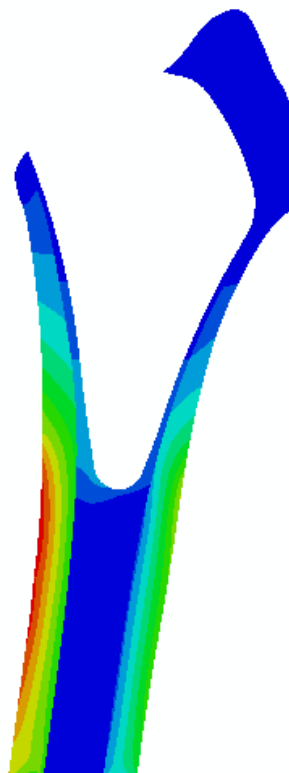
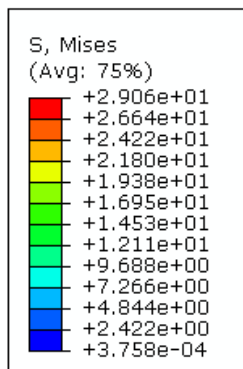
Obrázky č. 31, 32, 33 a 34 zobrazují napjatost u pacienta B. Zde jsou výsledky uvedené jako distribuce redukovaného napětí.

Na obrázku č.31 je opět vidět, že většinu zatížení přenášejí nejtuzší části, tedy implantát a kortikální kost (převážně její mediální strana, jak je zjevné také z obrázku č.32). Největší koncentrace napětí se nachází po stranách krčku implantátu. Můžeme také pozorovat, že je poměrně vysoká napjatost v oblastech distálně-laterální a distálně-mediální straně dřívku, velikost napětí je zde zhruba stejně velká jako velikost napětí na kortikální kosti. Napjatost v oblasti velkého trochanteru je minimální, je to opět z důvodu zanedbání abduktorových svalů.

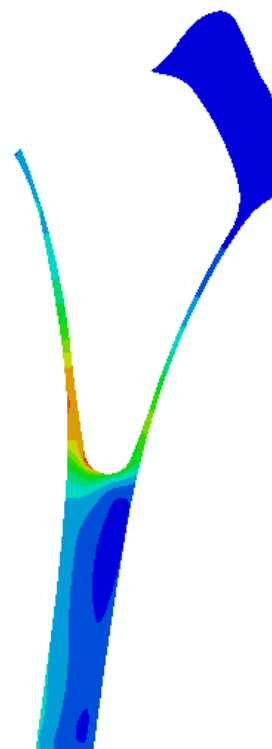
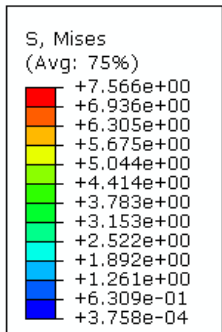
U spongiozní kosti, která je zobrazena na obrázcích č.33 a 34, je napjatost zvýšená po téměř celém obvodu dřívku. Výjimku tvoří pouze oblast velkého trochanteru, jejíž důvod jsem zmínil v předchozím odstavci. V distálně-mediální oblasti dřívku se nachází koncentrace napětí, která svou velikostí výrazně převyšuje velikost napětí ve zbylém okolí dřívku.



Obrázek 31: Distribuce redukovaného napětí kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu

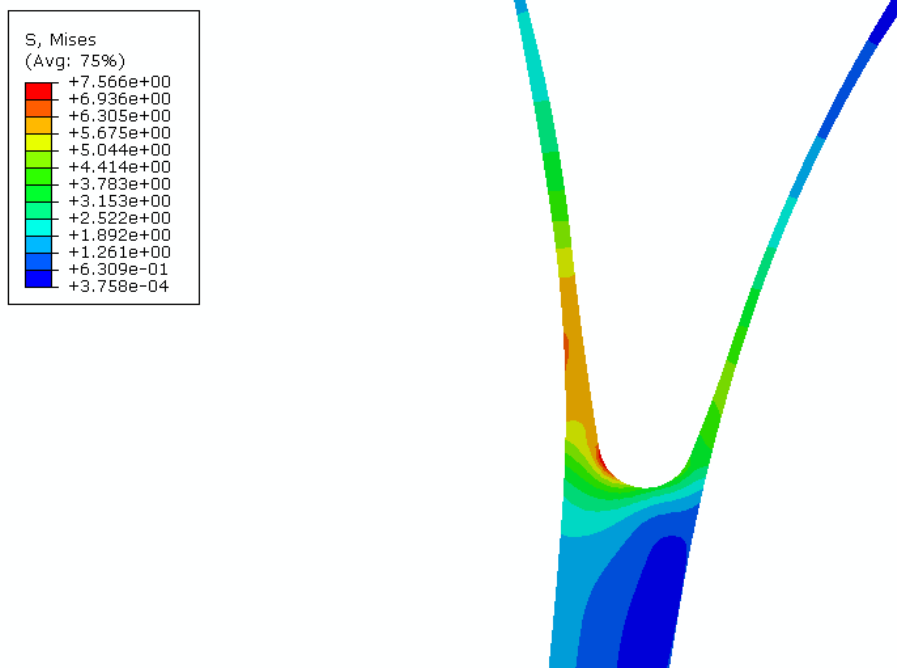


Obrázek 32: Distribuce redukovaného napětí kortikální a spongiozní kosti



Obrázek 33: Distribuce redukovaného napětí spongiozní kosti



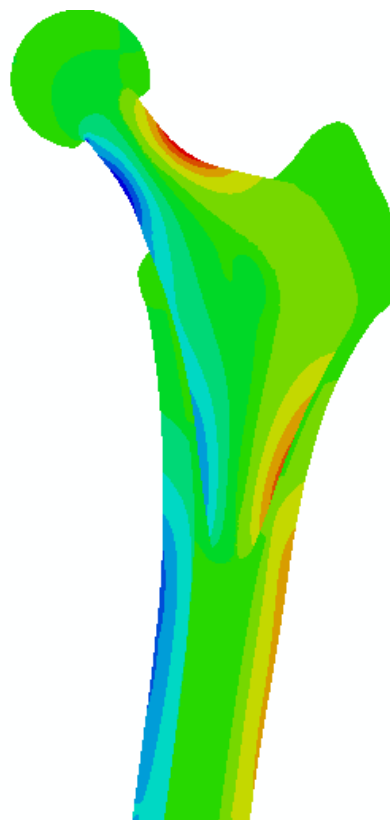
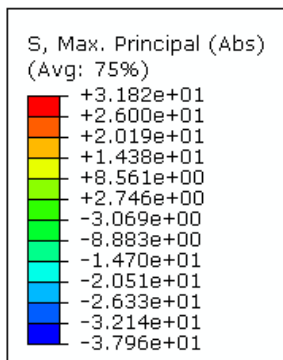


Obrázek 34: Koncentrace napětí v distálně-mediální oblasti dříku

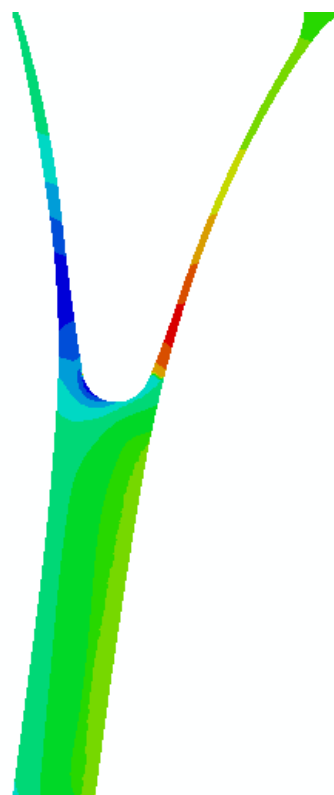
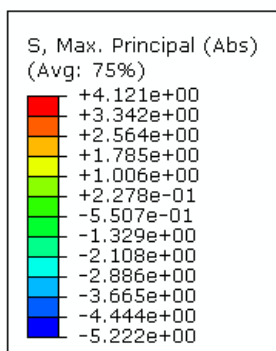
#### 7.4 Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě – pacient B

Výsledky distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě na obrázku č.35 opět dokazují, že nejzatíženějšími částmi jsou kortikální kost a implantát. Dále je zjevné, že mediální strana kosti a implantátu jsou zatížené na tlak, naopak jejich laterální strana je zatížená na tah, stejně jako tomu bylo u pacienta A.

Na obrázku č.36 uvádím distribuci hlavního napětí v absolutní hodnotě pro spongiozní kost. Z hodnot napětí uvedených v legendě lze zhruba odhadnout, kudy prochází neutrální osa. Ta zřejmě prochází oblastí, která má zelenou barvu. Při pohledu na obrázek č.36 je patrné, že neutrální osa začíná v distální části kosti zhruba uprostřed kosti. Je možné si všimnout, že je na svém začátku rovná, před oblastí dříku ovšem vybíhá z geometrie kosti v laterálním směru.



Obrázek 35: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu



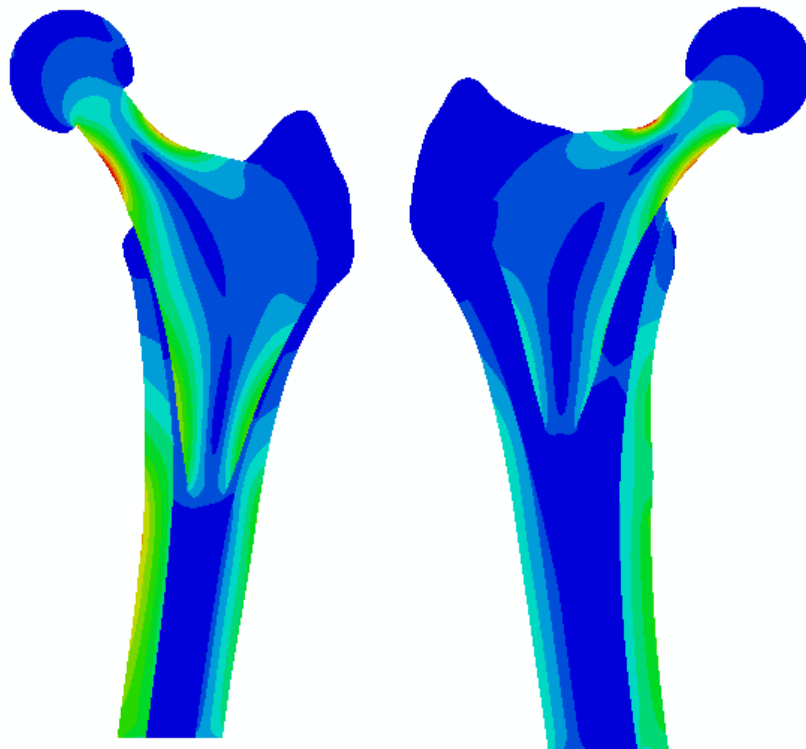
Obrázek 36: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě spongiozní kosti

## 8 Diskuze

Ve výpočetní části této práce jsem se zabýval vlivem velikosti dříku na proximální femur. Provedl jsem MKP výpočet u dvou pacientů, kterým byla implantovaná totální náhrada kyčelního kloubu. U prvního pacienta (pacient A) jsem předpokládal, že mu byla endoprotéza implantovaná vhodným způsobem, jelikož mezi dříkem a kortikální kostí zůstal dostatek prostoru pro navázání kostních trámců na povrch dříku. U druhého pacienta (pacient B) jsem předpokládal, že endoprotéza byla implantovaná nevhodně, jelikož dřík se nacházel příliš blízko kortikální kosti.

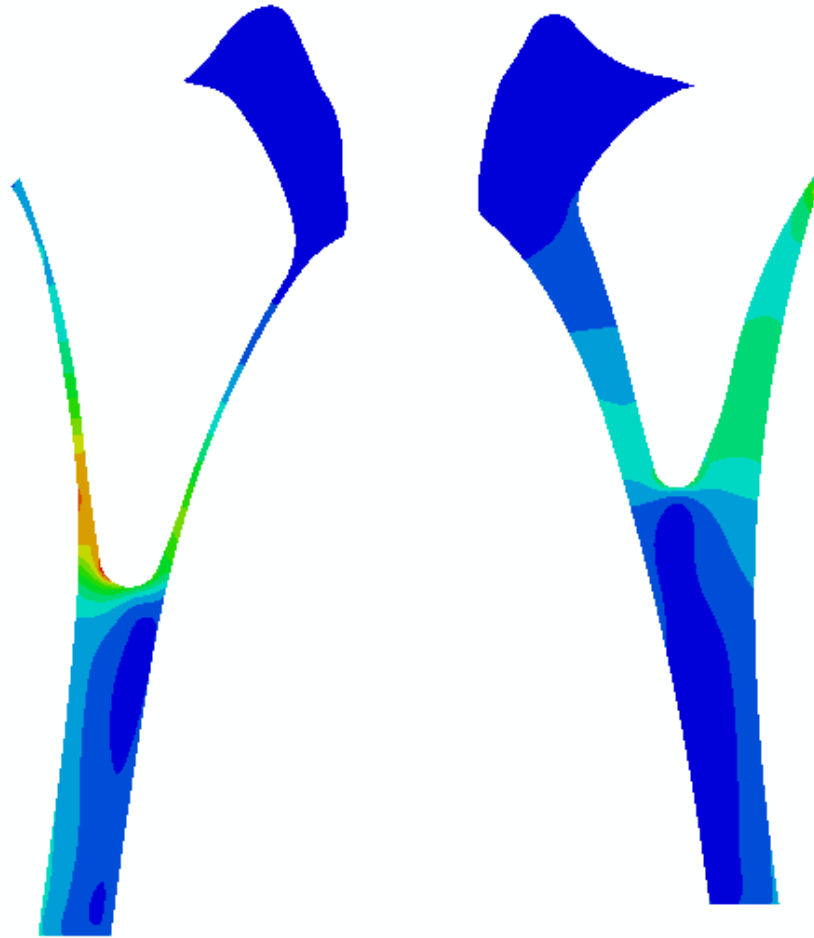
Výpočet jsem provedl pouze na zjednodušeném 2-D modelu, proto výsledky nemusí přesně odpovídat reálnému modelu.

Výsledky obou měření poukazují na to, že při zatížení kyčelního kloubu se nejvíce zatěžuje krček implantátu a kortikální kost, a to převážně její mediální strana. U pacienta B je značně vyšší napjatost na mediální straně a distálně-laterální straně dříku než u pacienta A.



Obrázek 37: Porovnání redukovaného napětí pacienta A (vpravo) a pacienta B (vlevo)

Při porovnání napjatosti spongiozní kosti obou pacientů na obrázku č.38 je vidět, že u pacienta B se objevuje koncentrace napětí v oblasti distálně-mediální strany dřívku, což může být zapříčiněno úzkým pásmem spongiozní kosti, která zajišťuje přenos napětí z dřívku na kortikální kost. Můžeme si také povšimnout, že u pacienta A je spongiozní kost zatížena zhruba rovnoměrně po celé oblasti mediální strany dřívku a v oblasti distálně laterální strany dřívku. U pacienta B je naopak koncentrace v distálně-mediální značně vyšší než v jiných oblastech spongiozní kosti.



*Obrázek 38: Porovnání redukovaného napětí spongiozní kosti pacienta A (vpravo) a pacienta B (vlevo)*

Výsledky tohoto modelu mohou naznačovat, v jaké části kosti by mohly nastat remodelační změny a jaký vliv by to mělo na fixaci dřívku.

Obrázek č.38 může naznačovat, že u pacienta A by napjatost v oblasti mediální strany dřívku mohla vyvolat zpevnění kosti po celé straně dřívku, a v tomto místě tak nabýt na svém objemu. Tento výsledek poukazuje na to, že by dřík neměl být zamknut ve své distální části, takže by se neměl uvolnit v proximální části.

U pacienta B by vysoká koncentrace napětí v oblasti distálně-mediální strany dříku mohla být příčinou nežádoucího remodelačního procesu. Z důvodu velkého zatížení na tomto místě by mohla být očekávána hypertrofie kosti v distální oblasti dříku. Pokud by tato hypertrofie nastala, hrozilo by uzamčení dříku v distální části a následně by se mohl dřík uvolnit v proximální části.

Pro zajímavost uvedu rentgenové snímky pořízené dva roky po implantaci. Na nich je vidět, že u pacienta B k hypertrofii došlo, jak je možné vidět na obrázku č.39.



*Obrázek 39: Rentgenové snímky 2 roky po implantaci pacienta A (vpravo) a pacienta B (vlevo)*

Na závěr ještě poznamenám, že náš model je velice zjednodušený a nelze z něho jistě predikovat remodelační změny kosti. Slouží pouze jako ukázka napjatosti při zatížení kyčelního kloubu.

## 9 Závěr

V nedávné době se dostává krátkým dříkům více pozornosti než dříkům konvenčním. Hlavními důvody upřednostnění krátkých dříků je méně invazivní technika implantace a větší zachování kostní tkáně. Výhodou krátkých dříků je schopnost přenosu zatížení do proximální oblasti femuru a tím dokáží redukovat stress-shieldingový efekt.

Hlavním cílem této bakalářské práce byla analýza vlivu velikosti krátkého dříku na napjatost v proximálním femuru pro dva případy implantace. Jednomu pacientovi byla implantována totální endoprotéza s dostatečným prostorem mezi dříkem a kortikální kostí pro navázání kostních trámců na povrch dříku. Druhému pacientovi byla implantována endoprotéza bez dostatečného prostoru mezi dříkem a kortikální kostí pro navázání kostních trámců na povrch dříku.

Výpočet napjatosti modelu jsem provedl v programu Abaqus a zhodnotil ji pro dřík, kortikální kost a spongiozní kost u obou pacientů. Výsledky jsem uvedl jako distribuci redukovaného napětí a distribuci hlavního napětí v absolutní hodnotě.

Výsledky poukázaly na to, že při zatížení je nejvíce zatížen krček implantátu a kortikální kost. Distribuce hlavních napětí ukázala, že mediální strana kortikální kosti a krčku je zatížena na tlak a laterální strana kortikální kosti a krčku na tah.

Při porovnání napjatosti spongiozní kosti u obou pacientů bylo patrné, že pro případ implantace, kde nezbyl dostatečný prostor pro spongiozní kost, se objevila koncentrace napětí v oblasti distálně-mediální strany dříku. Napětí v této oblasti bylo značně vyšší než ve zbytku spongiozní kosti. Výsledek naznačuje, že by se v této oblasti mohla vyskytnout hypertrofie a následné uzamčení dříku v distální části. Pro případ, kde byl dostatek prostoru pro spongiozní kost, byla napjatost vyšší po celé délce mediální strany dříku, což by pravděpodobně nevyvolalo nežádoucí remodelační procesy.

## Použitá literatura

- [1] ABAQUS/Abaqus Analysis Users Guide, Ver. 6.14 Documentation. Dassault Systemes Simulia Corporation, 2014.
- [2] AHN, Andrew C.; GRODZINSKY, Alan J. Relevance of collagen piezoelectricity to “Wolff’s Law”: a critical review. *Medical engineering & physics*, 2009, 31.7: 733-741.
- [3] BYRNE, Damien P.; MULHALL, Kevin J.; BAKER, Joseph F. Anatomy & biomechanics of the hip. *The open sports medicine Journal*, 2010, 4.1.
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.*
- [5] DROSOS, Georgios I. *Recent Advances in Arthroplasty.*
- [6] ESCHWEILER, Jörg, et al. Application and evaluation of biomechanical models and scores for the planning of total hip arthroplasty. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2012, 226.12: 955-967.
- [7] FROST, Harold M. Wolff’s Law and bone’s structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 1994, 64.3: 175-188.
- [8] GHERA, Stefano; PAVAN, Laura. The DePuy Proxima™ hip: a Short Stem for Total Hip Arthroplasty. Early experience and technical considerations. *Hip International*, 2009, 19.3: 215-220.
- [9] GHISTA, D. N., et al. The human lumbar vertebral body as an intrinsic, functionally optimal structure. *Modelling in Medicine and Biology*, 2006, 181.
- [10] GRONEWOLD, Jens, et al. Changes in strain patterns after implantation of a short stem with metaphyseal anchorage compared to a standard stem: an experimental study in synthetic bone. *Orthopedic reviews*, 2014, 6.1.
- [11] GUSTKE, Kenneth. Use of Short Stems for Total Hip Arthroplasty: Is It a Napoleonic Solution?. In: *Seminars in Arthroplasty*. WB Saunders, 2012. p. 159-162. LEVADNYI, Ievgen, et al. Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs. *Clinical Biomechanics*, 2017, 50: 122-129.

- [12] HU, Chang Yong; YOON, Taek-Rim. Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty. *Biomaterials research*, 2018, 22.1: 33.
- [13] KNIGHT, Stephen Richard; AUJLA, Randeep; BISWAS, Satya Prasad. Total Hip Arthroplasty-over 100 years of operative history. *Orthopedic reviews*, 2011, 3.2.
- [14] LEVADNYI, Ievgen, et al. Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs. *Clinical Biomechanics*, 2017, 50: 122-129.
- [15] MCTIGHE, T., et al. JISRF Classification system for short stem uncemented THA. JISRF Publication Sept, 2012.
- [16] MCTIGHE, Timothy, et al. A classification system for short stem uncemented total hip arthroplasty. In: *Orthopaedic Proceedings. The British Editorial Society of Bone & Joint Surgery*, 2013. p. 260-260.
- [17] MCTIGHE, Timothy, et al. Short Stem Designs for THA: Neck Stabilized Femoral Component. In: *Orthopaedic Proceedings. The British Editorial Society of Bone & Joint Surgery*, 2016. p. 35-35.
- [18] MILLIS, Darryl L. Responses of musculoskeletal tissues to disuse and remobilization. In: *Canine rehabilitation and physical therapy*. WB Saunders, 2014. p. 92-153.
- [19] NETTER, F. H. *Anatomický atlas člověka*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247- 0517-6
- [20] PEYROTEO, M. M. A., et al. Mechanical bone remodelling: Comparative study of distinct numerical approaches. *Engineering Analysis with Boundary Elements*, 2019, 100: 125-139.
- [21] POLYAKOV, Alexander, et al. System analysis and synthesis of total hip joint endoprosthesis. *Procedia Engineering*, 2015, 100: 530-538.
- [22] RENKAWITZ, Tobias, et al. A new short uncemented, proximally fixed anatomic femoral implant with a prominent lateral flare: design rationals and study design of an international clinical trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 2008, 9.1: 147.
- [23] RUIJERMAN, R., et al. A theoretical framework for strain-related trabecular bone maintenance and adaptation. *Journal of biomechanics*, 2005, 38.4: 931-941.



- [24] STUCINSKAS, Justinas, et al. Long-term femoral bone remodeling after cemented hip arthroplasty with the Müller straight stem in the operated and nonoperated femora. *The Journal of arthroplasty*, 2012, 27.6: 927-933.
- [25] ŠPANIEL, Miroslav; HORÁK, Zdeněk. Úvod do metody konečných prvků. České vysoké učení technické, 2011.
- [26] WU, Dan, et al. Young's modulus of trabecular bone at the tissue level: a review. *Acta biomaterialia*, 2018.

## Internetové zdroje

- [27] Adult Hip Dysplasia [online]. [cit. 2019-07-15]. Dostupné z: <https://hipdysplasia.org/adult-hip-dysplasia/>
- [28] Anatomy & Physiology Lab 1: Overview of the Skeleton. Easy notecards [online]. [cit. 2019-07-15]. Dostupné z: [https://www.easynotecards.com/print\\_list/29639?fs=2&dis=1&pi=on](https://www.easynotecards.com/print_list/29639?fs=2&dis=1&pi=on)
- [29] Developmental Dysplasia of the Hip (DDH) and Congenital Dysplasia of the Hip (CDH) [online]. St. Louis: Department of Orthopaedic Surgery, 2018 [cit. 2019-07-15]. Dostupné z: <http://clohisyhipsurgeon.com/conditions-treated/hip-dysplasia>
- [30] Femur. Earth's Lab [online]. Volker, 2018 [cit. 2019-07-14]. Dostupné z: <https://www.earthslab.com/anatomy/femur/>
- [31] Hip Osteoarthritis (Degenerative Arthritis of the Hip). WebMD [online]. Zelman, 2018 [cit. 2019-07-15]. Dostupné z: <https://www.webmd.com/osteoarthritis/hip-osteoarthritis-degenerative-arthritis-hip#1>
- [32] Muscles of the hip. Wikipedia: the free encyclopedia [online]. Wikimedia Foundation, 2019 [cit. 2019-07-15]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Muscles\\_of\\_the\\_hip](https://en.wikipedia.org/wiki/Muscles_of_the_hip)
- [33] Total Hip Replacement. Orthoinfo [online]. Foran, 2015 [cit. 2019-07-15]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/>

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Kyčelní kloub (převzato z [19]) .....	10
Obrázek 2: Femur (převzato z [30]).....	11
Obrázek 3: Normální úhel, coxa vara a coxa valga (převzato z [3]) .....	12
Obrázek 4: Řez femuru a jeho vnitřní stavba (převzato z [28]).....	12
Obrázek 5: Svalstvo kyčelního kloubu (převzato z [32]) .....	13
Obrázek 6: Rentgenový snímek zdravého kyčelního kloubu a kloubu s dysplazií (převzato z [29]).....	14
Obrázek 7: Totální endoprotéza kyčelního kloubu (převzato z [20]).....	15
Obrázek 8: Orientace kostních trámců (převzato z [9]).....	16
Obrázek 9: Následky stress-shieldingu v proximálním femuru (převzato z [24]).....	17
Obrázek 10: Konvenční dlouhý dřík (vpravo) a krátký dřík (vlevo) (převzato z [5]) ....	18
Obrázek 11: Stabilizační body krátkých dříků (převzato z [15]).....	19
Obrázek 12: Implantát Proxima od firmy DePuy (převzato z [22]) .....	20
Obrázek 13: Rašplování u mladého pacienta (vlevo) a staršího člověka (vpravo) (převzato z [8]).....	21
Obrázek 14: Stupeň „underfilling“ (vlevo) a „complete filling“ (vpravo) (převzato z [8]) .....	22
Obrázek 15: Implantace s dostatečným prostorem mezi dříkem a kortikální kostí.....	23
Obrázek 16: Implantace s nedostatečným prostorem mezi dříkem a kortikální kostí ....	24
Obrázek 17: Příklady elementů – uzlové body jsou vyznačeny tečkou, integrační body křížkem (převzato z [1] – kapitola 28.1.1).....	25
Obrázek 18: Rentgenový snímek kosti a implantátu .....	27
Obrázek 19: Geometrie vytvořena v programu Solidworks .....	27
Obrázek 20: Geometrie v programu Abaqus .....	28
Obrázek 21: Silový rozbor kyčelního kloubu (převzato z [6]) .....	30
Obrázek 22: Vliv poměru ramen $d_m:d_g$ na zatížení kyčelního kloubu (převzato z [3])	31
Obrázek 23: Použití hole na zdravé straně (převzato z [3]).....	31
Obrázek 24: Výseč realizovaná s pomocnými rovinami a vetknutí v distální rovině ....	33
Obrázek 25: Detail sítě proximálního femuru .....	34
Obrázek 26: Distribuce redukovaného napětí kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu .....	36
Obrázek 27: Distribuce redukovaného napětí kortikální a spongiozní kosti .....	36

Obrázek 28: Distribuce redukovaného napětí spongiozní kosti .....	37
Obrázek 29: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu.....	38
Obrázek 30: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě kortikální a spongiozní kosti .....	38
Obrázek 31: Distribuce redukovaného napětí kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu .....	39
Obrázek 32: Distribuce redukovaného napětí kortikální a spongiozní kosti .....	40
Obrázek 33: Distribuce redukovaného napětí spongiozní kosti .....	40
Obrázek 34: Koncentrace napětí v distálně-mediální oblasti dřívku.....	41
Obrázek 35: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě kortikální kosti, spongiozní kosti a implantátu.....	42
Obrázek 36: Distribuce hlavního napětí v absolutní hodnotě spongiozní kosti .....	42
Obrázek 37: Porovnání redukovaného napětí pacienta A (vpravo) a pacienta B (vlevo) .....	43
Obrázek 38: Porovnání redukovaného napětí spongiozní kosti pacienta A (vpravo) a pacienta B (vlevo).....	44
Obrázek 39: Rentgenové snímky 2 roky po implantaci pacienta A (vpravo) a pacienta B (vlevo).....	45

## **Seznam tabulek**

Tabulka 1: Parametry jednotlivých materiálů (převzato z [26]).....	28
Tabulka 2: Zátěž kyčelního kloubu u jednotlivých pacientů .....	32