

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

*Edice PhD Thesis, sv. 867*

*ISSN 1213-4198*

*thesis*  
**?**  
IS

*Ing. Kamil Řehák*

**Deformačně napěťová studie  
Burch-Schneiderovy dlahy**



**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ**

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY**

**DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ STUDIE  
BURCH-SCHNEIDEROVY DLAHY**

**STRAIN STRESS STUDY OF BURCH-SCHNEIDER SPLIT**

**ZKRÁCENÁ VERZE PH.D. THESIS**

<b>OBOR</b>	<b>Inženýrská mechanika</b>
<b>AUTOR PRÁCE</b>	<b>Ing. Kamil Řehák</b>
<b>ŠKOLITEL</b>	<b>doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.</b>
<b>OPONENTI</b>	<b>prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc. prof. Ing. Petr Horyl, CSc.</b>
<b>DATUM OBHAJOBY</b>	<b>30. května 2018</b>

**Brno 2018**

**Klíčová slova:**

totální endoprotéza, Burch-Schneiderova dlaha, kyčelní kloub, metoda konečných prvků, deformačně napěťová analýza, zobrazovací metody, metoda zpracování obrazu

**Keywords:**

total endoprosthesis, Burch-Schneider split, hip joint, finite element method, stress strain analysis, imaging methods, image processing

**Místo uložení práce:**

Vysoké učení technické v Brně  
Areálová knihovna fakulty strojního inženýrství  
Technická 2896/2  
616 69

© Kamil Řehák, 2018

ISBN 978-80-214-5700-3

ISSN 1213-4198

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>Popis problémové situace</b>	<b>6</b>
<b>3</b>	<b>Formulace problému</b>	<b>7</b>
<b>4</b>	<b>Aplikace <i>BS</i> dlahy</b>	<b>8</b>
<b>5</b>	<b>Výpočtový model</b>	<b>9</b>
5.1	Model geometrie . . . . .	9
5.2	Model materiálu . . . . .	10
5.3	Model zatížení . . . . .	12
<b>6</b>	<b>Prezentace výsledků a analýza řešení</b>	<b>13</b>
6.1	Fyziologický stav kyčelního spojení . . . . .	13
6.2	Kyčelní spojení s aplikovanou povrchovou <i>TEP</i> . . . . .	16
6.3	Kyčelní spojení s aplikovanou <i>TEP</i> . . . . .	18
6.4	Kyčelní spojení s aplikovanou <i>TEP</i> a <i>BS</i> dlahou . . . . .	20
<b>7</b>	<b>Závěr</b>	<b>29</b>
	<b>Literatura</b>	<b>32</b>



# 1. Úvod

Lidská společnost, jakožto i člověk samotný, doznala v průběhu let mnoha změn týkajících se různých aspektů života. Zajištění potravy, bydlení a území pro život člověka zůstávají prioritní i v současné době. Naplňování základních potřeb člověka se v jednotlivých částech světa významně liší. Ve vyspělých státech s vysokou produktivitou práce, vysokou úrovní hospodářství a kultury není naplňování základních potřeb člověka v současné době obtížné. Je možné říci, že dochází k neustálému zvyšování úrovně lidské společnosti, s čímž je spojena i významná změna životního stylu, která s sebou nese jak pozitivní, tak i negativní vlivy na člověka samotného. Vysoké produktivity práce je dosaženo technickou úrovní výroby, která je charakteristická nahrazením fyzické a namáhavé práce stroji. Lidé zastávají především manažerské, řídicí a kontrolní činnosti. Vykonávání těchto funkcí je mnohdy spojeno s dominantně sedavým charakterem zaměstnání, který není z dlouhodobého hlediska lidského života optimální pro zatěžování dolních končetin, jež byly evolucí uzpůsobeny k déle trvajícimu pohybu, např. v podobě chůze.

Řada lékařských studií prokázala právě negativní vliv nedostatku fyzické aktivity na zdraví člověka [1], [2]. Na druhou stranu, pokud se člověk po zaměstnání sedavého charakteru s minimálně namáhaným kyčelním kloubem bude intenzivně věnovat náročné sportovní činnosti přetěžující právě kyčelní kloub, bude docházet k nežádoucí reakci organismu. Lze tedy říci, že jak nedostatečné namáhání, tak i namáhání v podobě přetěžování má zásadní vliv na zdraví člověka. V této práci se omezíme pouze na negativní vlivy na kyčelní kloub.

Výše zmíněným přetěžováním dochází až ke vzniku zánětu, který může být v některých případech i opakovaný. Imunitní systém takto postiženého jedince reaguje zvýšenou intenzitou, která spolu se zánětem poškodí, v některých případech dokonce i zničí chrupavku, což vede ke vzniku kloubní artritidy. Takto poškozená chrupavka s rostoucím věkem jedince dále degeneruje. V případě léčby se nejprve využívá konzervativní přístup. Pokud však nedochází k požadovanému zlepšení zdravotního stavu či ke zpomalení degenerace, nebo v případě, že výše zmíněné poškození již dospělo do stavu, kdy již není možné konzervativní léčbu použít, je využíváno operativního zákroku a případné implantace totální endoprotézy (*TEP*).

V klinické praxi se stále častěji vyskytují případy, kdy je nutné aplikovat *TEP* u mladých pacientů. Zde je však potřeba vzít v úvahu omezenou životnost totálních endoprotéz, která je i přes jejich vysokou technickou úroveň přibližně 15 let. V případě implantace totální endoprotézy u pacientů ve věku do 30 let je tedy nutné vzít v úvahu dvě až tři následné reimplantace.

U kostní tkáně však dochází k neustálému procesu remodelace, která je závislá na jejím namáhání, jež je ovšem vlivem sedavého zaměstnání minimální, a tím se bohužel k již artritickému kloubu přidává ještě nekvalitní kostní tkáň. V tomto případě je nezbytné při aplikaci totální endoprotézy provést armování kyčelního kloubu vhodnou dlahou. Jedním z typů aplikovatelných dlah je Burch-Schneiderova (*BS*) dlaha. U tohoto typu dlah se v průběhu jejich aplikace objevily případy implantací, u kterých došlo k jejich poškození. Touto problematikou se budeme z biomechanického hlediska dále zabývat.

## 2. Popis problémové situace

Kyčelní kloub je druhým největším kloubem v lidském těle, vytváří pohyblivé spojení dolní končetiny a pánve, čímž umožňuje pohyb člověka. Jedná se o jednoduchý synoviální kloub, kde se stýká hlavice stehenní kosti s pánevní jamkou. Povrch hlavice stehenní kosti i pánevní jamky tvoří kulové plochy, přičemž stykové plochy jsou pokryty chrupavkou. Kloub je uzavřen kloubním pouzdem se synoviální vrstvou, která produkuje synoviální tekutinu. Kloubní chrupavky i synoviální tekutina významně ovlivňují silové poměry v kyčelním kloubu.

Kyčelní kloub patří mezi klouby zatěžované tíhou člověka. Nahradíme-li při stožení nebo pomalé chůzi silové působení v kyčelním kloubu staticky ekvivalentní silou, její hodnota se přibližně rovná 2,5násobku tíhy člověka. Při pohybu člověka, jež způsobuje dynamické zatížení, se tato hodnota 3 až 5krát zvětšuje.

Kyčelní kloub je složitou prostorovou soustavou, tvořenou kostní tkání, kloubním pouzdem a chrupavkou, jejichž mechanické vlastnosti závisí na řadě faktorů. Povrch kostí tvoří kortikální kostní tkáň, zatímco hlavice kosti stehenní, stejně jako prostor mezi povrchy pánevní kosti, je vyplněna spongiózní kostní tkání. Zatížení kyčelního kloubu závisí na hmotnosti člověka a konkrétní činnosti, kterou vykonává. Vzhledem k tomu, že aktivity člověka jsou velmi různorodé, má i zatížení různý charakter a intenzitu.

Příčiny omezení funkce a onemocnění kyčelního kloubu jsou jak biologického, tak mechanického charakteru. Nejčastějším onemocněním kyčelního kloubu je artróza. Na základě *RTG* vyšetření se rozlišují čtyři stádia artrózy. Čtvrtý stupeň je zpravidla indikací pro náhradu kyčelního kloubu totální endoprotézou.

Totální endoprotézy za dobu svého vývoje doznaly rozsáhlých změn. Totální endoprotézy jsou vyráběny z biokompatibilních materiálů, které lidský organismus snadněji přijímá. Rozhodnutí, který druh *TEP* bude danému pacientovi implantován, však ve velké míře spočívá na zkušenostech a možnostech ortopeda. Významné faktory ovlivňující výběr *TEP* jsou: typ postižení, kvalita kostní tkáně, zda se jedná o primární implantaci, či reimplantaci, věk pacienta, v neposlední řadě finanční náročnost operačního zákroku.

V případě špatné kvality kostní tkáně v oblasti styku hlavice kyčelního kloubu s jamkou není možné náhradu kyčelního kloubu provést bez vyztužení pánevní kosti speciální dlahou. Nejčastějším typem používané dlahy je *BS* dlahy, jejíž prototyp byl vytvořen švýcarským ortopedem Dr. Burchem na léčení starší neléčené acetabulární zlomeniny v roce 1974. Dlahy byla upravena k přemostění acetabulární oblasti se špatnou kvalitou kostní tkáně. Aplikací této dlahy je možné implementovat *TEP* i v případě špatné kvality kostní tkáně v oblasti styku hlavice kyčelního kloubu s jamkou pánevní kosti. Přemostění oblasti se špatnou kvalitou kostní tkáně je dosaženo překlenutím acetabulární jamky vhodnou dlahou. Namáhání dlahy je závislé na zatížení, velikosti, tvaru, uložení dlahy a kvalitě kostní tkáně v oblasti mechanické interakce dlahy s pánevní kostí.

Z tohoto důvodu je velmi obtížné určit namáhání dlahy v klinických podmínkách. Lze však odhadnout, že v určitých případech bude namáhání dlahy velmi vysoké, což může způsobit porušení dlahy. Případy selhání *BS* dlahy jsou popsány v odborné literatuře [3], [4], [5], [6]. Vzhledem k charakteru soustavy kyčelního spojení se zhoršenými mechanickými vlastnostmi kostní tkáně, aplikovanou *TEP* a *BS* dlahou, je zřejmé, že k provedení deformačně napěťové analýzy této soustavy bude nutné vyřešit řadu dílčích problémů.

### 3. Formulace problému

Na základě analýzy problémové situace, související s aplikací totální endoprotézy u kyčelního kloubu se zhoršenou kvalitou kostní tkáně vyžadující vyztužení kosti pánevní Burch-Schneiderovou dlahou, je problém formulován následovně:

*„Provedení biomechanické studie kyčelního spojení s aplikovanou totální endoprotézou a Burch-Schneiderovou dlahou. Základem biomechanické studie je řešení deformace a napjatosti kyčelního spojení s aplikovanou totální endoprotézou a Burch-Schneiderovou dlahou pro různou kvalitu kostní tkáně a provedení biomechanické analýzy kyčelního spojení s Burch-Schneiderovou dlahou.“*

Dílčí cíle řešení:

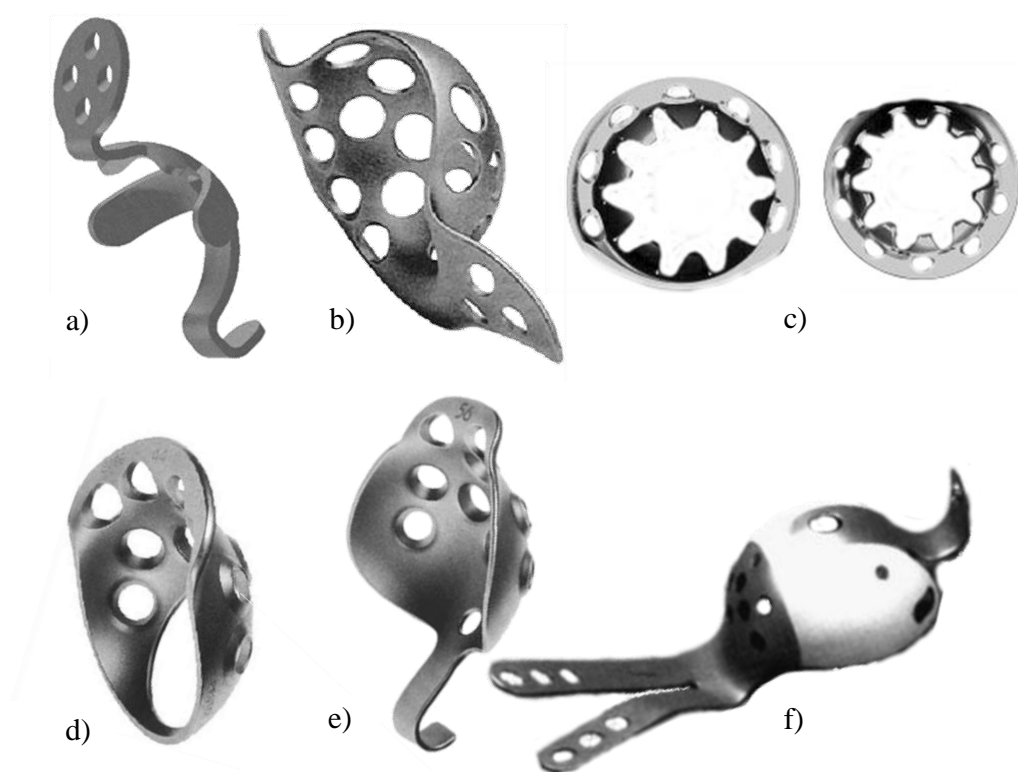
1. Vypracování rešerše týkající se dané problematiky.
2. Vytvoření výpočtového modelu fyziologického kyčelního spojení s využitím informací z *CT* snímků. Využití informací z *CT* snímků budou klíčové pro vytvoření modelu geometrie a materiálu.
3. Výpočtové řešení fyziologického kyčelního spojení a deformačně napěťová analýza zaměřená na fyziologickou obnovu kostní tkáně.
4. Výpočtové řešení kyčelního spojení s aplikovanou totální endoprotézou (*TEP*) a deformačně napěťová analýza zaměřená na obnovu kostní tkáně.
5. Simulace kyčelního spojení se zhoršenou kvalitou kostní tkáně na základě analýz provedených v bodech 2 a 3.
6. Výpočtové řešení deformace a napjatosti kyčelního spojení se zhoršenou kvalitou kostní tkáně a aplikovanou *TEP*.
7. Výpočtové řešení deformace a napjatosti kyčelního spojení se zhoršenou kvalitou kostní tkáně a aplikovanou *TEP* a *BS* dlahou.
8. Biomechanická analýza kyčelního spojení se zhoršenou kvalitou kostní tkáně, pro následující stavy:
  - (a) fyziologický,
  - (b) s aplikovanou *TEP*,
  - (c) s aplikovanou *TEP* a *BS* dlahou.



## 4. Aplikace *BS* dlahy

Kyčelní kloub je druhým největším kloubem v lidském těle, patří mezi klouby kulovité, které jsou charakteristické velkým rozsahem pohybů. Samotný kloub je tvořen hlavicí kosti stehenní a jamkou v kyčelní kosti. Okraj kloubní jamky lemuje vazivová chrupavka, která zabraňuje dislokaci. Kloub zpevňují tři vazy kloubního pouzdra, jež šroubovitě obtáčejí hlavicí stehenní kosti a tím zvyšují stabilitu kyčelního kloubu.

Pro správné rozhodnutí týkající se použití vhodného přístupu a typu *TEP* je nutné posoudit stav kostní tkáně – rozsah a lokalizaci kostních defektů, k čemuž je využívána klasifikace defektů. Mezi nejčastěji používané klasifikace acetabulárních defektů patří Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie (*DGOT*) klasifikace, D'Antoniova klasifikace, která je po přijetí American Academy of Orthopaedic Surgeons označována *AAOS*, dále klasifikace Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (*AO*) a klasifikace podle Paproskyho.



Obrázek 4.1: Používané dlahy pro řešení komplexních acetabulárních defektů; a) Kerbellův prstenec, b) *BS* dlahy, c) Eichlerův prstenec, d) Muellerův prstenec, e) Ganzův prstenec, f) protéza pro augmentaci kostních štěpů - *GAP* [7], [8], [9]

Pro řešení acetabulárních defektů je možné použít několik typů dlah, jejichž výběr je však závislý na způsobu fixace a na kvalitě kostní tkáně v požadované oblasti. Nejčastěji používané dlahy pro řešení komplexních acetabulárních problémů, např. typ *II* a *III* dle *AAOS*, jsou zobrazeny na Obr. 4.1. *BS* dlahy jsou dominantně užívány u defektů typu *III* a *IV* dle *AAOS* a *IIIA* a *IIIB* dle Paproskyho.

## 5. Výpočtový model

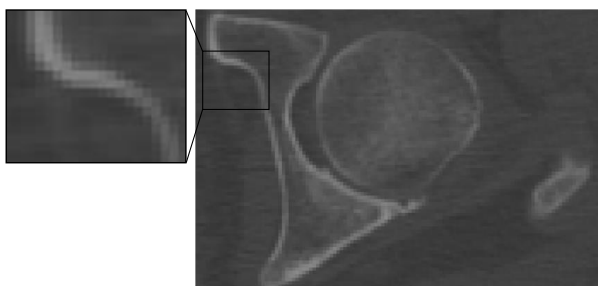
Soustava výpočtového modelu se skládá z kosti pánevní, *BS* dlahy fixované pomocí šroubů, případně zaseknutím do kosti sedací, polyethylenové jamky, keramické hlavice, femorální komponenty a kosti stehenní. Výpočtový model můžeme rozdělit na čtyři základní submodely, zároveň je nutné klást důraz na jejich úrovněnou vyváženost: model geometrie, model materiálu, model vazeb a zatížení.

### 5.1. Model geometrie

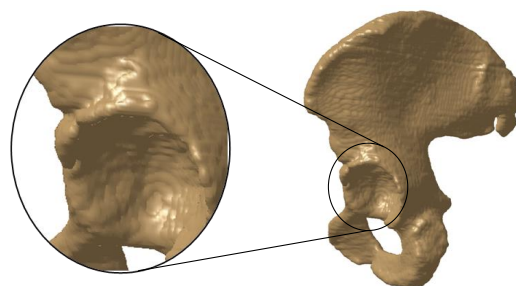
Pro řešení problému pomocí výpočtového modelování je nutná znalost geometrie všech prvků soustavy. Biomechanika je specifickým oborem, ve kterém se setkáváme jak s technickými objekty, tak i s biologickými objekty. Pro provedení deformačně napětového řešení *BS* dlahy, která je aplikována v případech zhoršené kvality kostní tkáně v oblasti acetabula, je vhodné do výpočtového modelu začlenit nejen kostní tkáň pánve spolu s *BS* dlahou, ale i další prvky totální endoprotézy. Pro všechny tyto prvky soustavy je nutné vytvořit modely geometrie.

#### Model geometrie kostí

Vstupní data ve formě *CT* dat obsahují informace o objektu, který byl snímán, včetně okolních tkání, tyto data je ovšem nutné zpracovat. Výběr oblasti snímku se stejnou hodnotou intenzity pixelu, jež odpovídá materiálu o stejné hustotě, se nazývá segmentace. Nejjednodušší metodou segmentace je prahování, tzv. *thresholding*, kdy je určena hodnota o nejnižší viditelné intenzitě pixelu odpovídající dané tkáni. Pixely o nižší intenzitě odpovídají pozadí, zatímco hodnoty o vyšší intenzitě představují oblast zájmu.



Obrázek 5.1: *CT* snímek hlavice femuru a acetabula



Obrázek 5.2: Povrch modelu pánevní kosti

Na ÚMTMB byl v programovém prostředí MATLAB vytvořen software STL Model Creator umožňující zpracování *CT* snímků včetně následné tvorby modelu popsáno pomocí polygonální sítě, viz Obr. 5.2. Program umožňuje ruční i automatickou segmentaci snímků, které byly použity právě při tvorbě modelu kostí. Při ruční segmentaci je nutné rozhodnout, jaká intenzita pixelu odpovídá hranici kostní tkáně. Tím jsou kladeny na uživatele požadavky na znalosti z oblasti anatomie. Intenzita pixelu je průměrnou hodnotou útlumu záření, jež je disipováno v ploše o velikosti pixelu. V případě, že rozhraní kostní tkáně prochází pouze částí pixelu, dochází ke snížení intenzity a hranice se stává méně jasnou, viz Obr. 5.1.

## Model geometrie *BS* dlahy

Totální endoprotéza kyčelního kloubu s *BS* dlahou se skládá z femorálního dřívku, na kterém je nasazena hlavice, dále acetabulární vložky, *BS* dlahy a fixačních šroubů. Pro jednotlivé komponenty je nutné vytvořit modely geometrie.

Model geometrie komplikovaného tvaru *BS* dlahy není možné vytvořit bez využití skenovacího zařízení. V případě *BS* dlahy bylo využito zařízení ATOS. Skládání jednotlivých záběrů do jednoho celku je prováděno za pomoci referenčních značek, které mohou být umístěny na snímaném předmětu i mimo něj. Prostorové souřadnice jednotlivých bodů jsou získány pomocí optické triangulace. Povrch tělesa vytvořený pomocí 3D skenovacího zařízení, viz Obr. 5.3 a), dosahuje vysoké přesnosti.



Obrázek 5.3: Model geometrie *BS* dlahy a) získaný ze skenování, b) s rozdělenými plochami respektující následnou diskretizaci

## 5.2. Model materiálu

Pro provedení deformačně napětového řešení kyčelního spojení s totální endoprotézou a aplikovanou *BS* dlahou je nutná znalost materiálů a jejich mechanických vlastností.

### Model materiálu prvků *TEP*

Pro výrobu totálních endoprotéz se využívají korozivzdorná ocel, slitiny kobaltu, titanu a dalších kovů. Pro provedení deformačně napětového řešení je v řadě prací využíván homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu s materiálovými charakteristikami, jež jsou uvedeny v Tab. 5.1. Pro výrobu vložky do acetabulární jamky se pak ve velké míře využívá nízkotlaký vysokomolekulární polyetylen (UHMWPE). V řadě prací je pro UHMWPE, kostní cement a keramiku využíván homogenní izotropní lineárně pružný model materiálu s materiálovými charakteristikami uvedenými v Tab. 5.2.

### Model materiálu kostních tkání

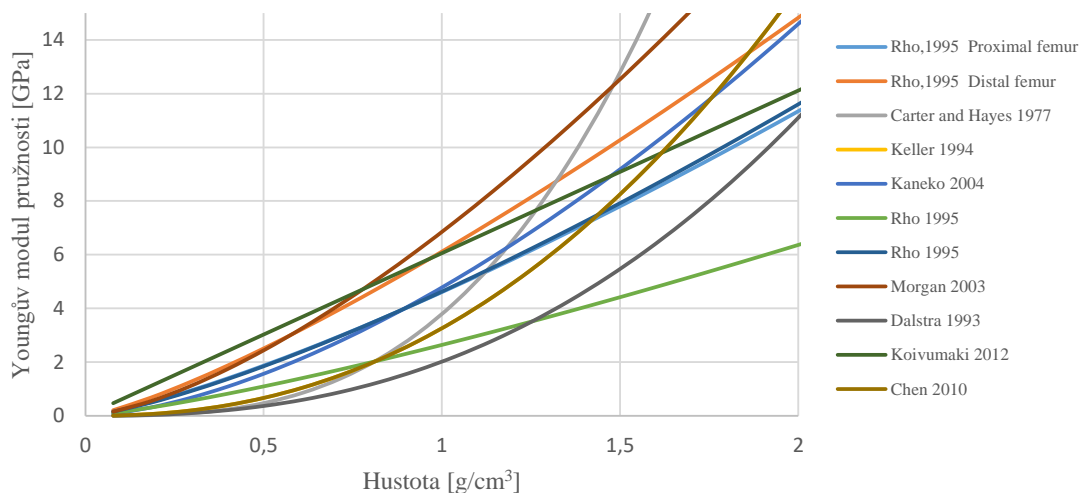
Mechanické vlastnosti kortikální kostní tkáně jsou v celém jejím objemu na dané rozlišovací úrovni stejné, na rozdíl od mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně. Spongiózní kostní tkáň je tvořena z velkého množství trámečků, které jsou v každé kosti orientovány v závislosti na jejím namáhání. Toto uspořádání umožňuje dosažení vysoké pevnosti při minimu použitého materiálu. Pro vytvoření modelu spongiózní tkáně, tedy i orientace trámčité struktury, by bylo nutné nasnímat danou kost pomocí  $\mu$ -CT.

Materiál	Youngův modul E [GPa]	Poissonův poměr $\mu$ [-]	Mez kluzu $R_{p0,2}$ [MPa]	Mez pevnosti $R_m$ [MPa]	Zdroj
Korozivzdorná ocel	197	0,22 - 0,346	290 - 340	530 - 550	[12]
316L	196 - 193	0,3	290	560 - 600	[13]
ISO 5832-1 ISO 5832-1 $Ti_5Al_{2,5}Fe$	110 - 117	0,3	780	860	[12]
$Ti_6Al_4V$	110 - 120	0,3 - 0,342	810 - 920	880 - 990	[13] [12]
CoCrMo	230	0,3	450 - 580	660 - 760	[13]
CoCr	210 - 200	0,3	650	910	[13]

Tabulka 5.1: Materiálové charakteristiky implantátů

Materiál	Youngův modul E [GPa]	Poissonův poměr $\mu$ [-]	Zdroj
UHMWPE	1,4	0,3	[13]
UHMWPE	0,421 - 0,8	0,3	[12]
Alumina - $Al_2O_3$	380 - 407	0,22 - 0,26	[12]
$ZrO_2$	210	0,3	
PMMA cement	2,27 - 3	0,23	[13]

Tabulka 5.2: Materiálové charakteristiky polyethylenu a keramiky



Obrázek 5.4: Závislost Youngova modulu pružnosti na hustotě kostní tkáně [10], [11]

Vztah mezi hustotou kostní tkáně a  $HU$  jednotkami je lineární, viz Rov. 5.1, kde  $a$  a  $b$  jsou korelační koeficienty

$$\rho = a \cdot HU + b. \quad (5.1)$$

Na základě měření byla prokázána korelace mezi hustotou a Youngovým modulem pružnosti. Youngův modul pružnosti  $E$  je závislý na hustotě kostní tkáně, lze jej vyjádřit Rov. 5.2, kde  $C$  a  $r$  jsou konstanty

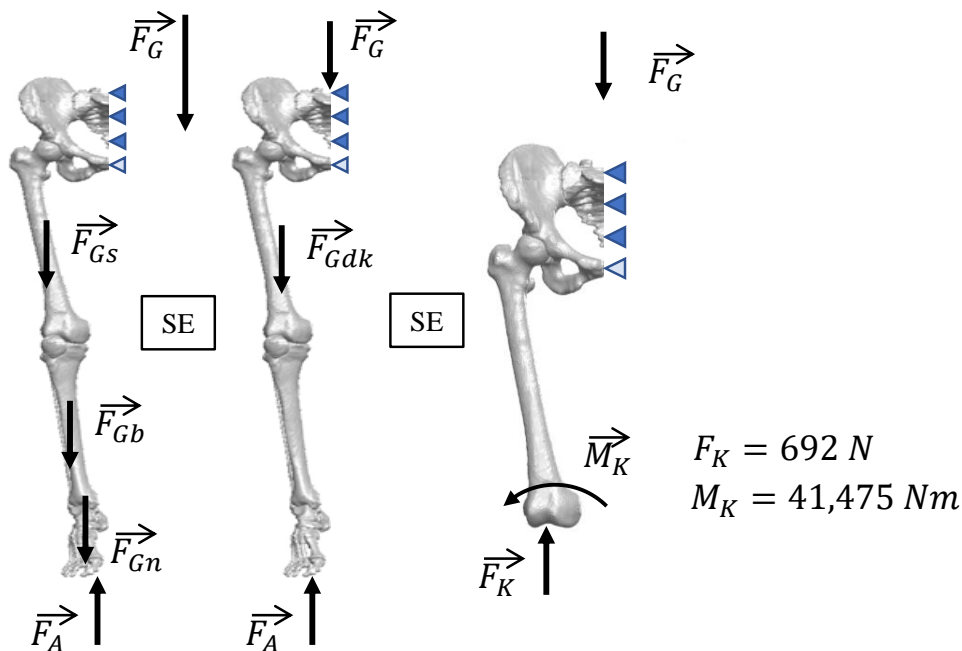
$$E = C \cdot \rho^r. \quad (5.2)$$

Jednotlivé závislosti Youngova modulu pružnosti na zdánlivé hustotě jsou přehledně zobrazeny na Obr. 5.4. Jednotlivé závislosti velkou měrou závisí na segmentu lidského těla, ze kterého byl daný vzorek odebrán, dále jsou hodnoty také závislé na typu experimentu a v neposlední řadě i na velikosti a tvaru vzorku. V grafu na Obr. 5.4 byly vybrány závislosti, jež byly zjištěny na vzorcích odebraných z kyčelního spojení.

### 5.3. Model zatížení

Při „normální“ chůzi se člověk při každém kroku nachází ve fázi stoje na jedné končetině. U člověka po aplikaci TEP je po určité období předpokládána pomalá chůze. Ve fázi kroku, kdy dochází ke stoje na jedné končetině, se tělo nachází v mechanickém klidu, kdy na člověka působí pouze tíhová síla od hmotnosti jedince a styková síla od podložky.

Na základě statické rovnováhy celého člověka je možné určit stykovou sílu od podložky. V případě stoje na jedné končetině jsou funkční pouze svaly *gluteus medius* a *gluteus minimus*, které uvádějí celého člověka do statické rovnováhy. Silové působení v kyčelním kloubu na úrovni silových výslednic lze vyjádřit z podmínek statické rovnováhy uvolněné dolní končetiny.



Obrázek 5.5: Výpočet zatížení ve smyslu statické ekvivalence

Okrajové podmínky jsou na konečnoprvkový model předepsány v mediální rovině kosti křížové, kde je zamezeno posuvům ve všech směrech, v případě spony stydké bylo zamezeno posuvům v mediálně laterálním směru, viz Obr. 5.5.

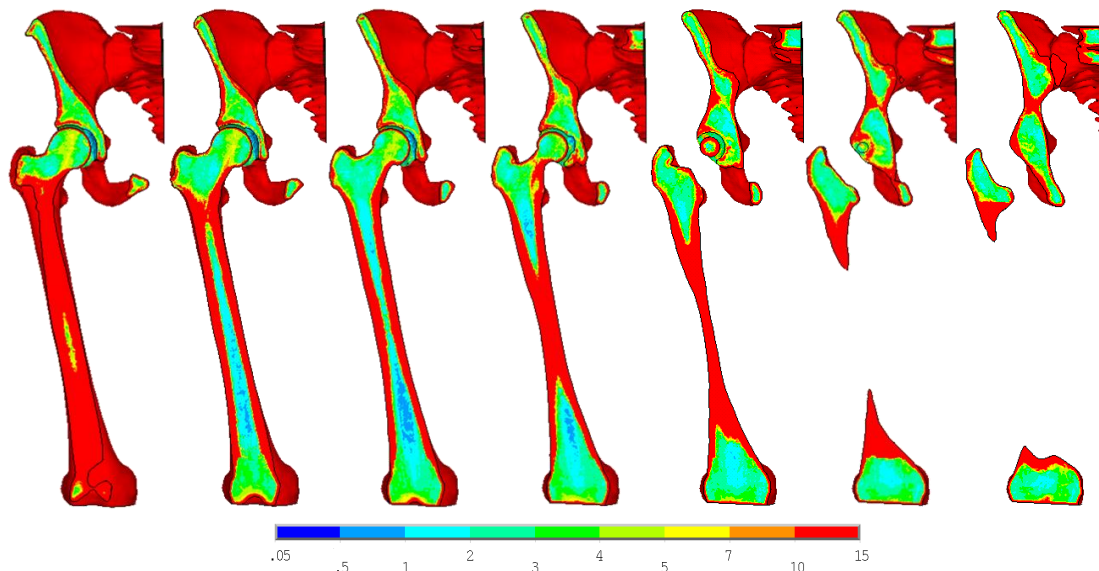
# 6. Prezentace výsledků a analýza řešení

Pro posouzení mechanické interakce mezi *TEP* a kostní tkání bylo vytvořeno 6 výpočtových modelů, které popisují:

- fyziologický stav kyčelního spojení
- kyčelní spojení s aplikovanou povrchovou totální endoprotézou
- kyčelní spojení s aplikovanou totální endoprotézou s press-fit jamkou
- kyčelní spojení s aplikovanou totální endoprotézou s *BS* dlahou
  - upravení *BS* dlahy a upevnění ke kosti sedací pomocí jednoho šroubu a pomocí dvou šroubů ke kosti kyčelní
  - zaseknutí *BS* dlahy do kosti sedací, dva šrouby v kraniální části
  - zaseknutí *BS* dlahy do kosti sedací, tři šrouby v kraniální části

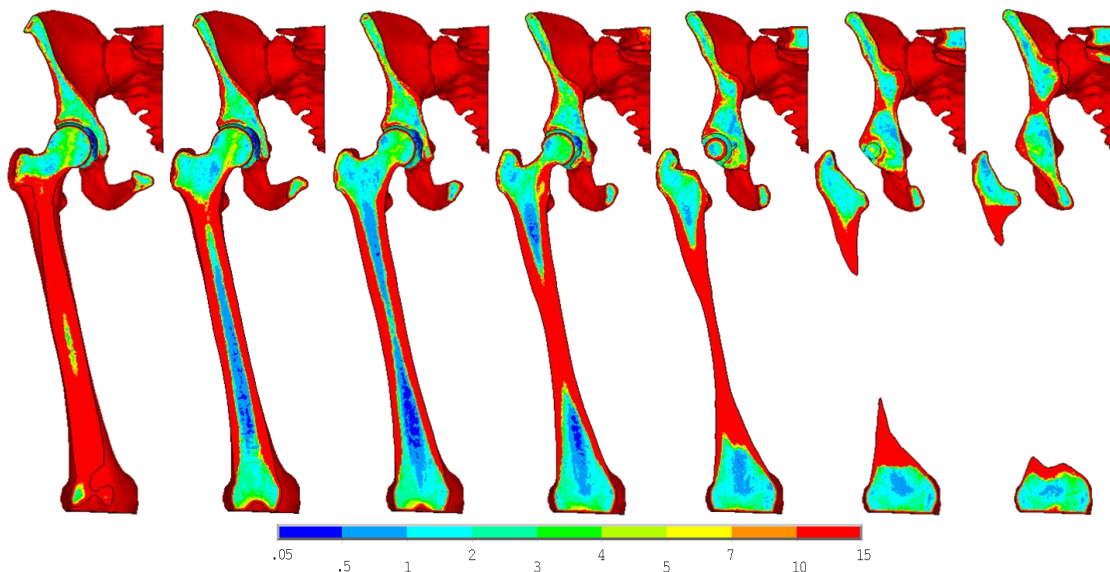
## 6.1. Fyziologický stav kyčelního spojení

Rozložení Youngova modulu pružnosti je pro nehomogenní model materiálu zobrazeno na Obr. 6.1 a pro nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi na Obr. 6.2.



Obrázek 6.1: Hodnoty Youngova modulu pružnosti [*GPa*] pro nehomogenní model materiálu kostní tkáňe

Svaly jsou modelovány prutovými elementy o rozdílném průřezu pro každou svalovou partii. Je využit izotropní lineárně pružný model materiálu s hodnotou Youngova modulu pružnosti odpovídající kortikální kostní tkáni.



Obrázek 6.2: Hodnoty Youngova modulu pružnosti [GPa] pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi

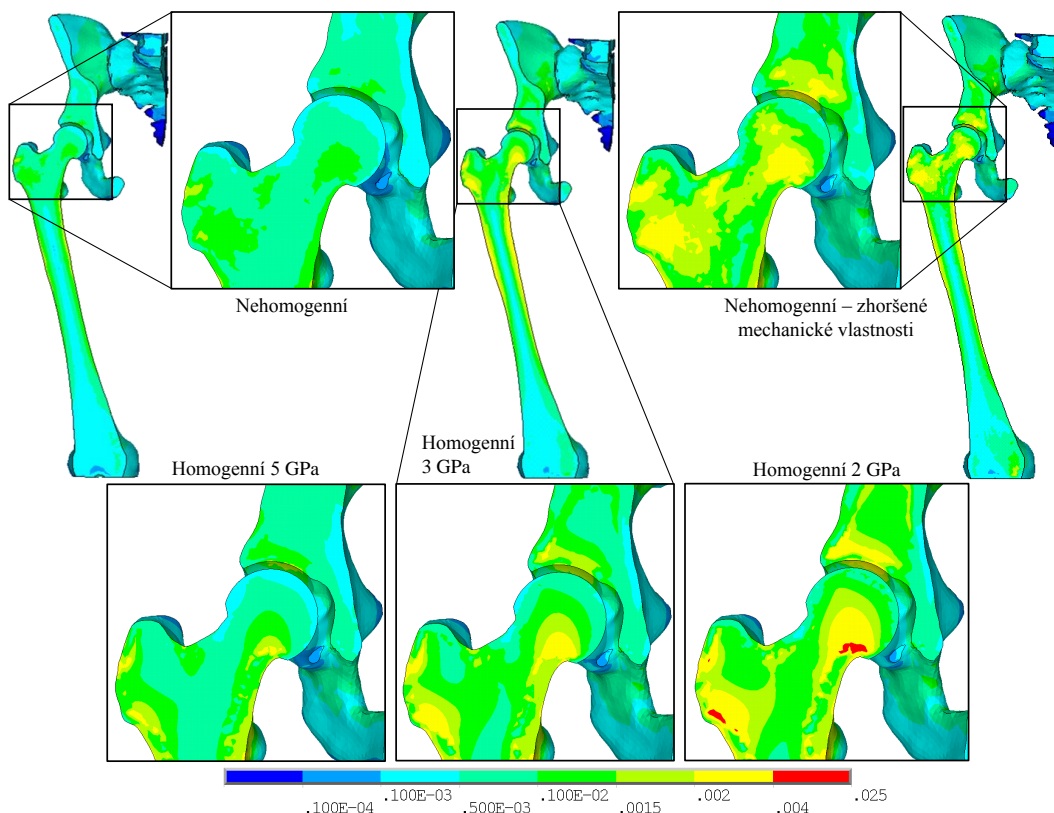
Řešení je provedeno pro varianty s nehomogenním a s homogenním izotropním lineárně pružným modelem materiálu kostní tkáně. Pro variantu nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně je nejprve využito korelačního vztahu mezi hodnotou Youngova modulu pružnosti a hustotou, který ve své práci uvádí Chen [10]. Následně je tento vztah upraven tak, aby simuloval zhoršené mechanické vlastnosti kostní tkáně (spongiózní a kortikální), viz Tab. 6.1. V Tab. 6.1 jsou uvedeny použité korelační vztahy pro nehomogenní model materiálu a hodnoty Youngova modulu pružnosti pro homogenní model materiálu.

	Izotropní lineárně pružný model materiálu	Youngův modul pružnosti [GPa]	Poissonova konstanta [-]
Spongiózní kostní tkáň	Homogenní	2; 3; 5	0,3
	Nehomogenní	$E = 10500 * \rho^{2,29}$	0,3
	Nehomogenní - zhoršené mechanické vlastnosti	$E = 8000 * \rho^3$	0,3
Kortikální kostní tkáň	Nehomogenní	$E = 10500 * \rho^{2,29}$	0,3
	Nehomogenní - zhoršené mechanické vlastnosti	$E = 8000 * \rho^3$	0,3
Chrupavka	Homogenní	0,060	0,3
Svaly	Homogenní	20	0,3

Tabulka 6.1: Použité mechanické vlastnosti

Pro řešení modely s rozdílnými mechanickými vlastnostmi kostní tkáně je porovnáváno rozložení přetvoření kostní tkáně pro jednotlivé zátěžné stavy. Na Obr. 6.3 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření kostní tkáně pro všechny varianty odpovídající dvojnásobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 kg. Z obrázku je patrný vliv úrovně modelu materiálu. V případě užití homogenního modelu materiálu s hodnotou Youngova modulu pružnosti 5 GPa nabývá maximální hodnota intenzity přetvoření 0,0024. Z obrázku je pa-

trné, že maximální hodnoty je dosaženo v oblasti přechodu krčku a hlavice kosti stehenní. Na základě Frostovy hypotézy u kostní tkáně dochází k remodelaci a modelaci nové kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Se snižující se hodnotou Youngova modulu pružnosti u homogenního modelu materiálu dochází k vyššímu namáhání kostní tkáně v oblasti velkého trochanteru, přechodu mezi krčkem a hlavici kosti stehenní a kraniální části acetabula. Maximální hodnota intenzity přetvoření v těchto místech dosahuje hodnot 0,0037 a 0,0043. V těchto oblastech dle Frostovy hypotézy dochází ke tvorbě nové kostní tkáně, avšak s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken.

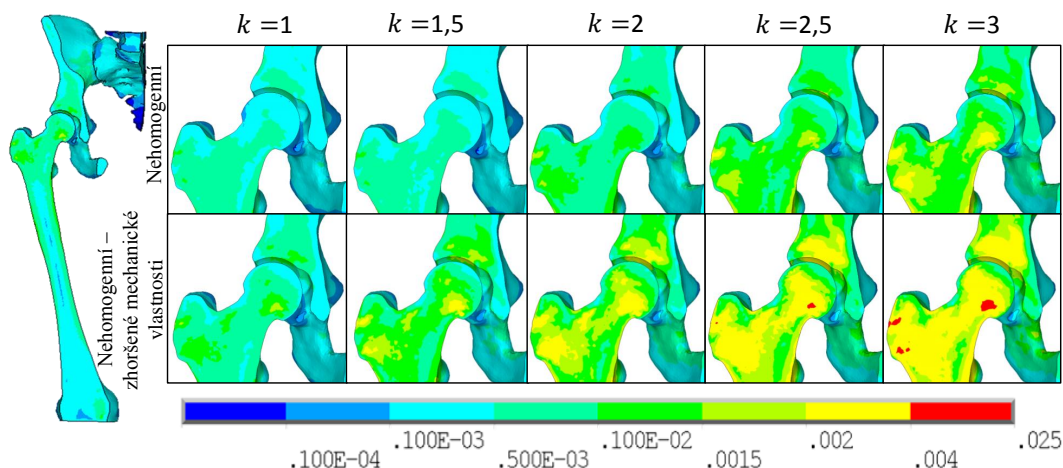


Obrázek 6.3: Rozložení intenzity přetvoření pro různé varianty modelu materiálu kostní tkáně pro zatížení odpovídající dvojnásobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 kg

Při využití dat z *CT* snímku pro tvorbu nehomogenního modelu materiálu nedosahuje rozložení intenzity přetvoření tak výrazných rozdílů jako v případě homogenního modelu materiálu. Maximální hodnota intenzity přetvoření je 0,0017. Dle Frostovy hypotézy dochází k remodelaci a modelaci kostní tkáně s lamelárním uspořádáním. Při porovnání rozložení intenzity přetvoření nehomogenního modelu materiálu a homogenního modelu materiálu je zřejmý vliv vyšších hodnot Youngova modulu pružnosti v oblasti velkého trochanteru, krčku a hlavice femuru, viz Obr. 6.1. Pro nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi, které jsou určeny z *CT* dat, je dosahováno výrazně vyšších hodnot intenzity přetvoření v porovnání s nehomogenním modelem materiálu, a to v oblasti acetabulární jamky, proximálního konce femuru a oblasti diafýzy. Maximální hodnota intenzity přetvoření je 0,0036. Na základě Frostovy hypotézy již v části kostní tkáně dochází ke tvorbě nové kostní tkáně s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken. Při větším namáhání (hodnota dynamického koeficientu je rovna 3) hodnoty in-



tenzity přetvoření nabývají hodnot vyšších než 0,004, což odpovídá tvorbě kostní tkáně s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken a tím se kost stává křehkou. Z porovnání rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi a pro homogenní model materiálu s hodnotami Youngova modulu pružnosti 3 *GPa* a 2 *GPa*, viz Obr. 6.3, je zřejmé rozdílné namáhání. U nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi dochází k namáhání v celé oblasti proximální části femuru. Pro simulování zhoršených mechanických vlastností je tak vhodné využít nehomogenní model materiálu.

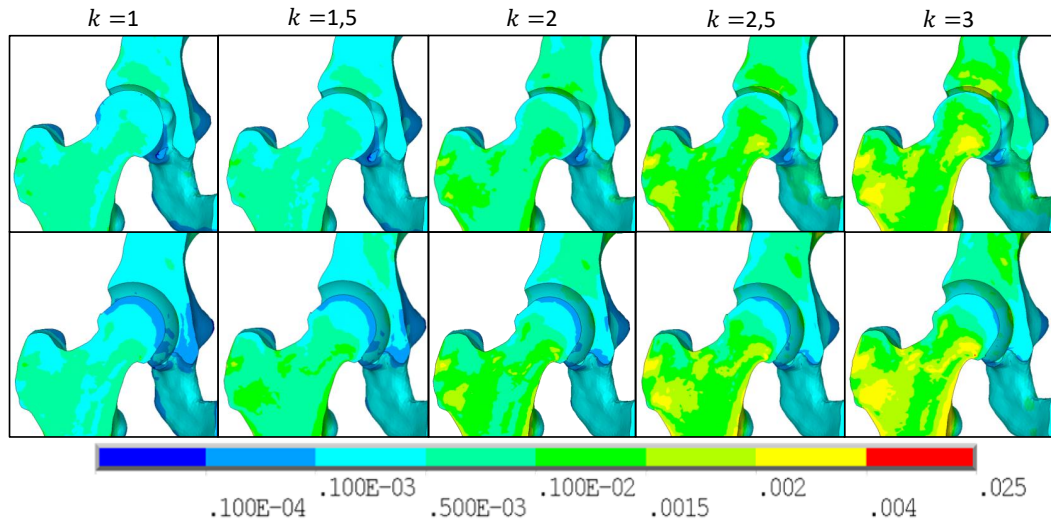


Obrázek 6.4: Rozložení intenzity přetvoření pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 *kg* pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně a pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi

Na Obr. 6.4 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní modely materiálu kostní tkáně pro dynamické zatížení v rozsahu 1 až 3násobku zatížení statického. V druhé řadě obrázků jsou zobrazeny výsledky nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi. Z obrázku je zřejmý vliv zhoršených mechanických vlastností na hodnotu intenzity přetvoření jak u femuru, tak i u acetabulární jamky. V případě zatěžování s dynamickým koeficientem 2, 5 a 3 dochází u varianty se zhoršenými mechanickými vlastnostmi k namáhání, jež vede k intenzivní tvorbě kostní tkáně, která je však křehká. Maximální hodnota intenzity přetvoření je 0,0045 a 0,0054. V případě časově závislého zatěžování a s tím spojeného procesu modelace kostní tkáně, je stávající kostní tkáň s lamelárním uspořádáním kolagenu nahrazena nahodilým uspořádáním, kost se stává křehkou a riziko zlomeniny kosti se zvyšuje.

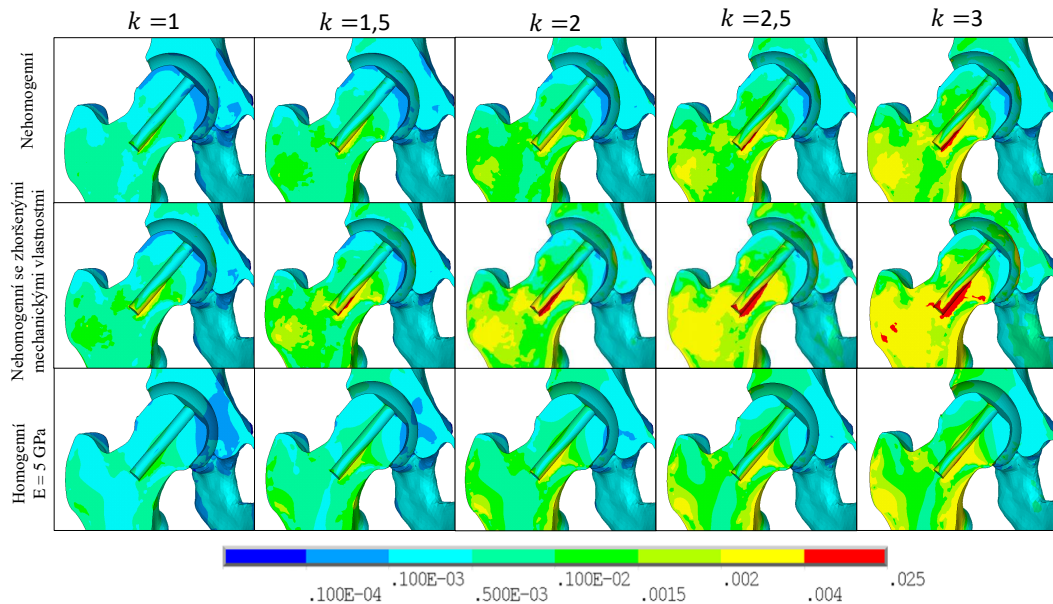
## 6.2. Kyčelní spojení s aplikovanou povrchovou *TEP*

Na Obr. 6.5 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření kostní tkáně pro stav před a po aplikaci hybridní totální endoprotézy pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně při stoje na jedné končetině pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku zatížení statického. Z obrázku je zřejmý vliv aplikace *TEP*, a to v oblasti pod hlavicí *TEP*, kde se zároveň nachází kostní cement. Maximální hodnota přetvoření v této oblasti nabývá 0,0004 u aplikované *TEP*, zatímco před aplikací byla 0,00112. Dále dochází ke snížení namáhání kostní tkáně pod jamkou *TEP*, kde je přetvoření rozloženo na větší část kostní tkáně pod jamkou.



Obrázek 6.5: Rozložení intenzity přetvoření pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80  $kg$  pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně před a po implantaci povrchové  $TEP$

Hodnoty intenzity přetvoření v této oblasti se pohybují do 0,0018. Ke zvýšení namáhání u aplikované povrchové  $TEP$  pak dochází v oblasti krčku, kde hodnota intenzity přetvoření dosahuje až 0,0047. Dle Frostovy hypotézy tak dochází i ke tvorbě kostní tkáně s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken.



Obrázek 6.6: Rozložení intenzity přetvoření pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80  $kg$  pro různé varianty modelu materiálu kostní tkáně

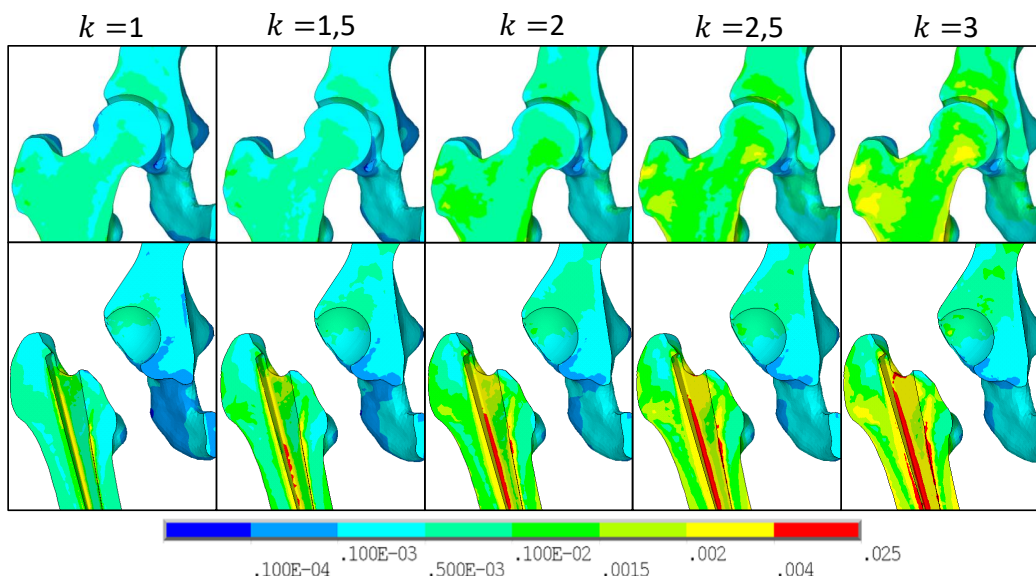
Na Obr. 6.6 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření pro homogenní model materiálu s kvalitou kostní tkáně vyjádřenou Youngovým modulem pružnosti o hodnotě 5  $GPa$ , dále pro nehomogenní model materiálu a nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi, vše pro variantu s hybridní povrchovou  $TEP$ . Povrchová  $TEP$  se využívá pouze v případech, kdy je v oblasti hlavice femuru a acetabulární jamky kva-

litní kostní tkáň, a proto bylo řešení provedeno v případě homogenního modelu materiálu spongiózní kostní tkáně pro kvalitu odpovídající hodnotě Youngova modulu pružnosti  $5 \text{ GPa}$ . Intenzita přetvoření u zatížení vyššího než dvojnásobek statického zatížení přesahuje hodnotu  $0,003$  a tudíž dle Frostovy hypotézy je v těchto oblastech tvořena kostní tkáň s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken. Z obrázku je zřejmé, že v případě homogenního modelu materiálu spongiózní kostní tkáně dochází k odlišnému namáhání v porovnání s nehomogenním modelem materiálu, a to v oblasti jamky, hlavice i krčku femuru.

V případě nehomogenního modelu materiálu dochází dle Frostovy hypotézy k remodelaci a modelaci kostní tkáně až do dvojnásobku statického zatížení. U nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi dochází k namáhání, při kterém je tvořena kostní tkáň s neuspořádanými kolagenními vlákny, již při zatížení odpovídajícímu  $1,5$ násobku statického zatížení. Kost se tak stává křehkou a může dojít k jejímu poškození, což odráží skutečnost, že se povrchová *TEP* v těchto případech v klinické praxi nevyužívá.

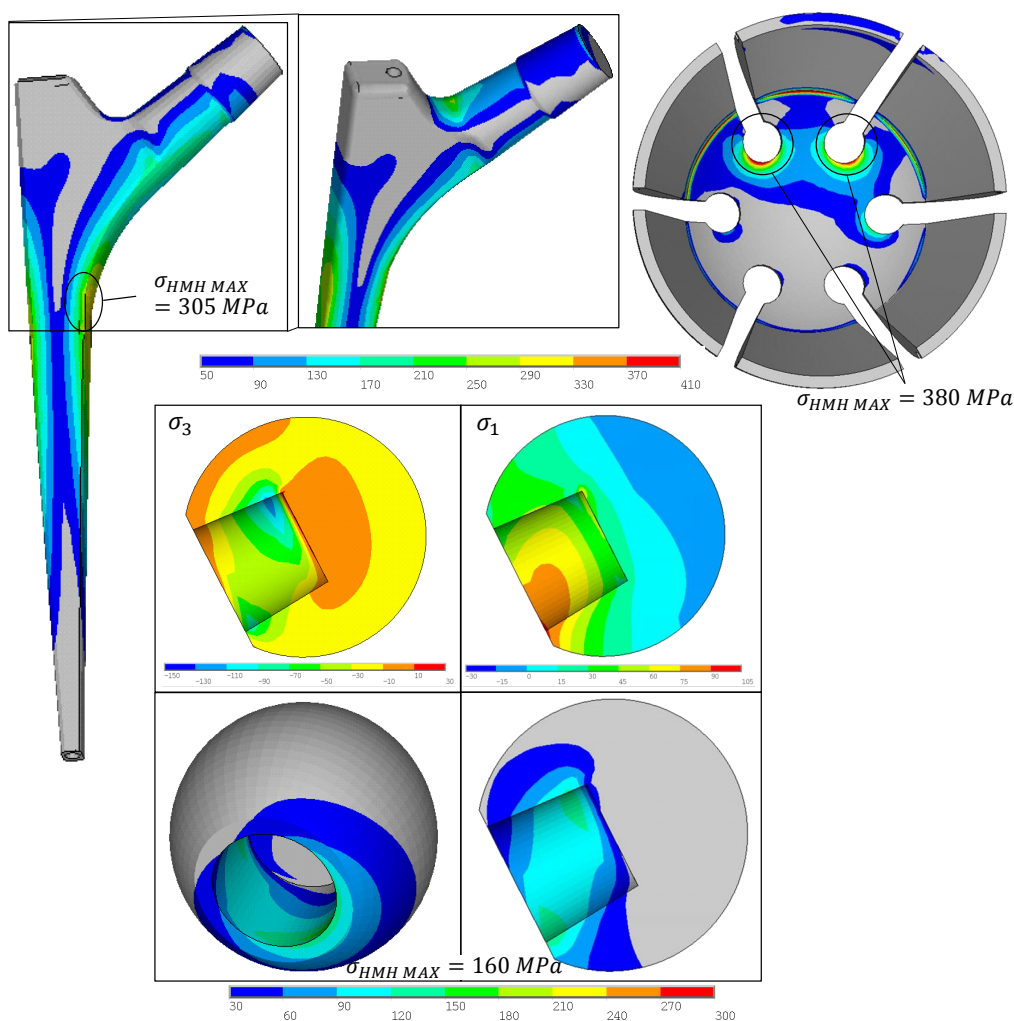
Po implantaci hybridního typu *TEP* nastává u necementované části sekundární fixace vrůstáním kostní tkáně do speciálně upraveného povrchu *TEP*, čímž dochází i ke změně materiálových vlastností kostní tkáně v jejím okolí. U řešených variant nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně jsou užity materiálové charakteristiky určené na základě *CT* dat bez jakýchkoliv změn v okolí komponent povrchové *TEP*. U nehomogenního modelu materiálu nastává namáhání, při kterém dochází k remodelaci a tvorbě nové kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken, a to až do dvojnásobku statického zatížení (viz Obr. 6.6). Lze tedy předpokládat, že v průběhu rekonvalescence a následného uvědomělého zatěžování dojde k remodelaci.

### 6.3. Kyčelní spojení s aplikovanou *TEP*



Obrázek 6.7: Rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní model materiálu před a po implantaci *TEP* s cementovaným dříkem

Na Obr. 6.7 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření kostní tkáně pro stav před a po aplikaci totální endoprotézy pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně při stoji na jedné končetině pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku zatížení statického. Z dosažených výsledků je zřejmé, že v oblasti pod acetabulární jamkou dosahují hodnoty intenzity přetvoření až 0,0015, podle Frostovy hypotézy u kostní tkáně nastává remodelace a modelace kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Nejvíce namáhanou oblastí je horní okraj acetabulární jamky. Na Obr. 6.7 je zobrazena varianta, u které je v okolí dřívku *TEP* aplikován kostní cement. V této oblasti jsou hodnoty intenzity přetvoření až 0,0053. V případě, že by se zde nacházela pouze kostní tkáň, docházelo by v tomto místě k přetěžování (tvorba kostní tkáně s neuspořádanými kolagenními vlákny). V blízkém okolí kostního cementu pak intenzita přetvoření nabývá hodnot do 0,0033, při kterých dochází k remodelaci a modelaci kostní tkáně (lamelární uspořádání kolagenních vláken).

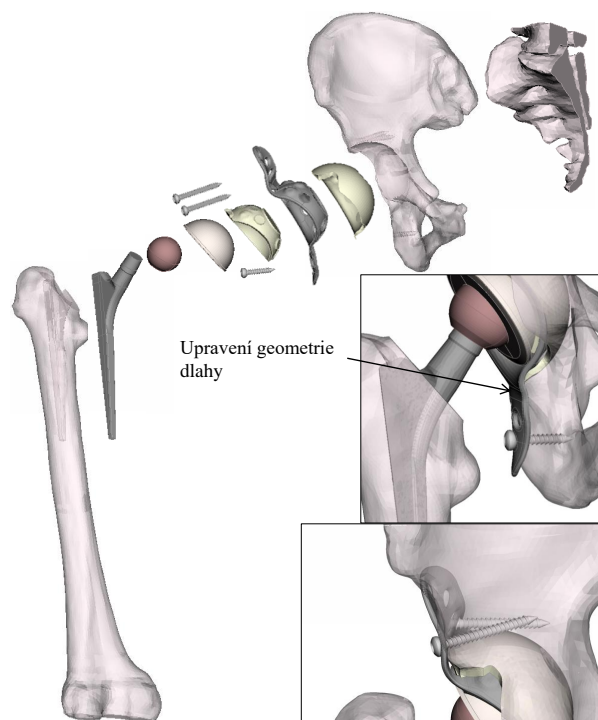


Obrázek 6.8: Rozložení napětí [MPa] na keramické hlavici, dřívku a acetabulární press-fit jamce pro stav odpovídající 3násobku statického zatížení při hmotnosti 80 kg

Dřík femorální komponenty a vložka acetabulární jamky jsou vyráběny ze slitiny titanu, případně z korozivzdorné oceli, u nichž je možné provádět posouzení z hlediska mezního stavu. U implantátu by nemělo docházet k namáhání, při kterém nastává plastická deformace, a proto je vhodné provádět kontrolu z hlediska mezního stavu pružnosti.

Hlavice femorální komponenty je vyráběna dominantně z keramiky. Na Obr. 6.8 je zobrazeno rozložení prvního a třetího hlavního napětí a redukovaného napětí podle Misesovy podmínky ( $HMH$ ) na dřívku, acetabulární jamce a keramické hlavici pro případ zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně při zatížení, jež odpovídá trojnásobku zatížení statického. U acetabulární jamky dosahuje maximální hodnota redukovaného napětí v oblasti koncentrátoru až  $380\text{ MPa}$ , a to při zatížení odpovídajícím trojnásobku statického zatížení.

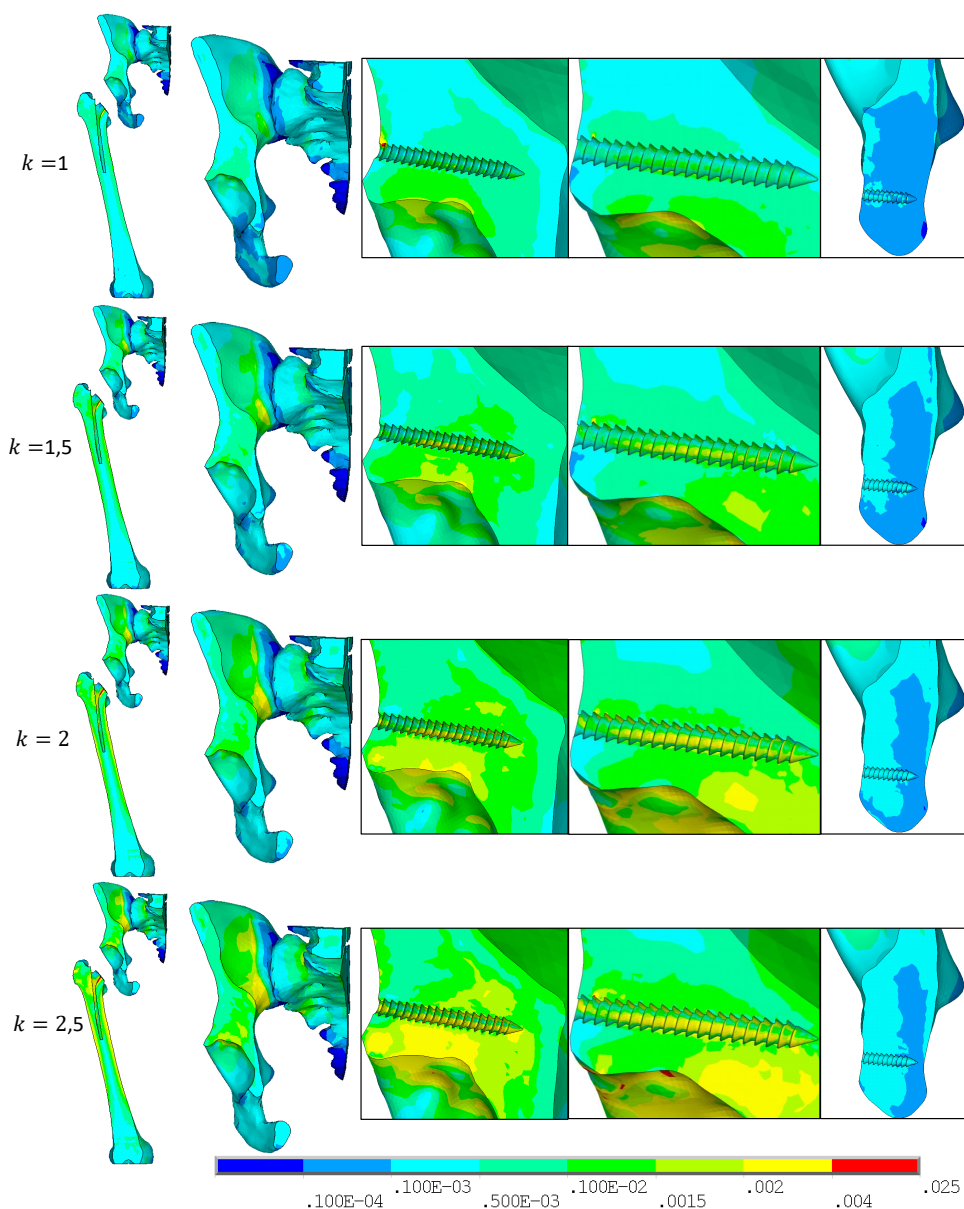
## 6.4. Kyčelní spojení s aplikovanou *TEP* a *BS* dlahou



Obrázek 6.9: Model geometrie kyčelního spojení po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou, upravení dlahy s respektováním kosti sedací, jeden šroub v kaudální a dva šrouby v kranální části

Pro řešení deformace a napjatosti kyčelního spojení se zhoršenými mechanickými vlastnostmi kostní tkáně s aplikovanou *TEP* a *BS* dlahou byly vytvořeny tři výpočtové modely, jež zohledňují jednotlivé varianty uložení *BS* dlahy. U první varianty je upravena geometrie *BS* dlahy podle kosti sedací, což se v praxi běžně využívá. Primární fixace je dosaženo použitím jednoho šroubu v kaudální části a dvou šroubů v kranální části, viz Obr. 6.9. Druhá varianta se liší v upevnění v kaudální části, kde je užito zaseknutí do kosti sedací, v kranální části jsou užity dva šrouby. Dále je provedeno řešení pro variantu se zaseknutím dlahy do kosti sedací spolu s aplikací třech šroubů v kranální části. Postupně jsou zobrazeny a popsány dosažené výsledky pro jednotlivé varianty. Pro všechny varianty jsou užity stejné okrajové podmínky jako v případě kyčelního spojení před aplikací *TEP*. Mezi jednotlivými prvky soustavy je mechanická interakce modelována pomocí kontaktních dvojic se třením (femur – dřívík *TEP*, dřívík *TEP* – keramická hlavice, keramická hlavice – *PE* vložka, *PE* vložka – kostní cement, kostní cement – *BS* dlahy, *BS* dlahy – kostní tkáň, *BS* dlahy – kostní cement, *BS* dlahy – šrouby, šrouby – kostní tkáň).

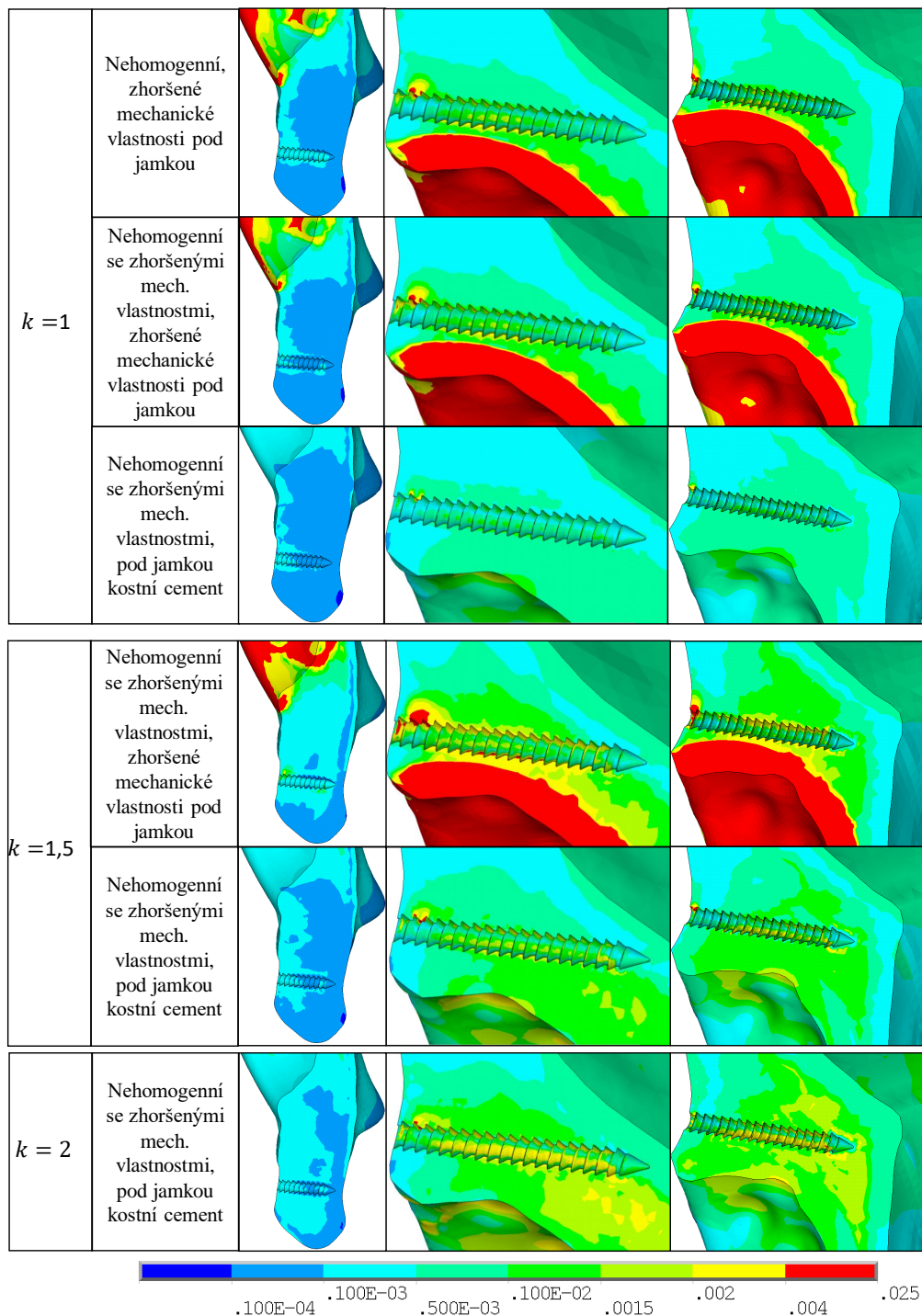
Uložení *BS* dlahy a polyetylenové jamky je provedeno s ohledem na doporučený úhel  $40^\circ$  inklinace a  $10^\circ$  až  $15^\circ$  anterior torze.



Obrázek 6.10: Intenzita přetvoření kostní tkáně po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou s vyplněním lůžka kostním cementem u nehomogenního modelu materiálu

Na Obr. 6.10 je zobrazena intenzita přetvoření kostní tkáně u nehomogenního modelu materiálu pro variantu *BS* dlahy upevněné pomocí šroubů pro zatížení, jež odpovídá 1 až 2,5násobku statického zatížení při hmotnosti  $80\text{ kg}$ . Prostor pod *BS* dlahou je vyplněn kostním cementem. Dále je kostní cement užit pro uložení polyetylenové vložky v *BS* dlaze a dířku *TEP*. Na obrázku jsou zobrazeny řezy v oblasti jednotlivých šroubů. Z obrázku je patrné velmi malé namáhání kostní tkáně v okolí sedací kosti včetně okolí šroubu. K výrazně většímu namáhání dochází u šroubů v oblasti horního okraje acetabula, nyní vyplněného cementem. V případě mechanických vlastností určených z *CT* snímků a vyplnění defektů kostním cementem dosahují hodnoty intenzity přetvoření v okolí šroubů a *BS* dlahy při zatížení 1 a 1,5násobku statického zatížení maximálně  $0,0021$ . Na základě

Frostovy hypotézy u kostní tkáně nastává do této hodnoty modelace a remodelace s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Při zatížení odpovídajícím dvojnásobku statického nabývá hodnota intenzity přetvoření maximálně 0,0025, kdy stále dochází k tvorbě kostní tkáně s lamelárním uspořádáním.



Obrázek 6.11: Intenzita přetvoření kostní tkáně po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou pro zhoršené mechanické vlastnosti

*BS* dlahu se používá především v případech zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně, a proto jsou dále řešeny varianty, kde dochází ke zhoršení mechanických vlastností

lokálně, tj. pod jamkou *BS* dlahy; ke zhoršeným mechanickým vlastnostem v celém objemu kostní tkáně, tj. nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi; případně k jejich kombinaci. Přetvoření kostní tkáně pro jednotlivé varianty se zhoršenými mechanickými vlastnostmi jsou zobrazeny na Obr. 6.11. V případě nehomogenního modelu materiálu byla snížena hodnota Youngova modulu pružnosti na  $200 \text{ MPa}$  pod celou jamkou *BS* dlahy. Z výsledků řešení je zřejmý vliv zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně především v oblasti horního okraje acetabula, kde dochází i ke zvýšenému namáhání kostní tkáně v okolí šroubů. Hodnoty intenzity přetvoření v oblasti pod jamkou *BS* dlahy přesahují hodnotu  $0,004$ , kdy dle Frostovy hypotézy dochází k tvorbě kostní tkáně s neuspořádanými kolagenními vlákny. Intenzita přetvoření v okolí šroubů dosahuje až o  $300 \%$  vyšších hodnot v porovnání s variantou nehomogenního modelu s vyplněním lůžka kostním cementem.

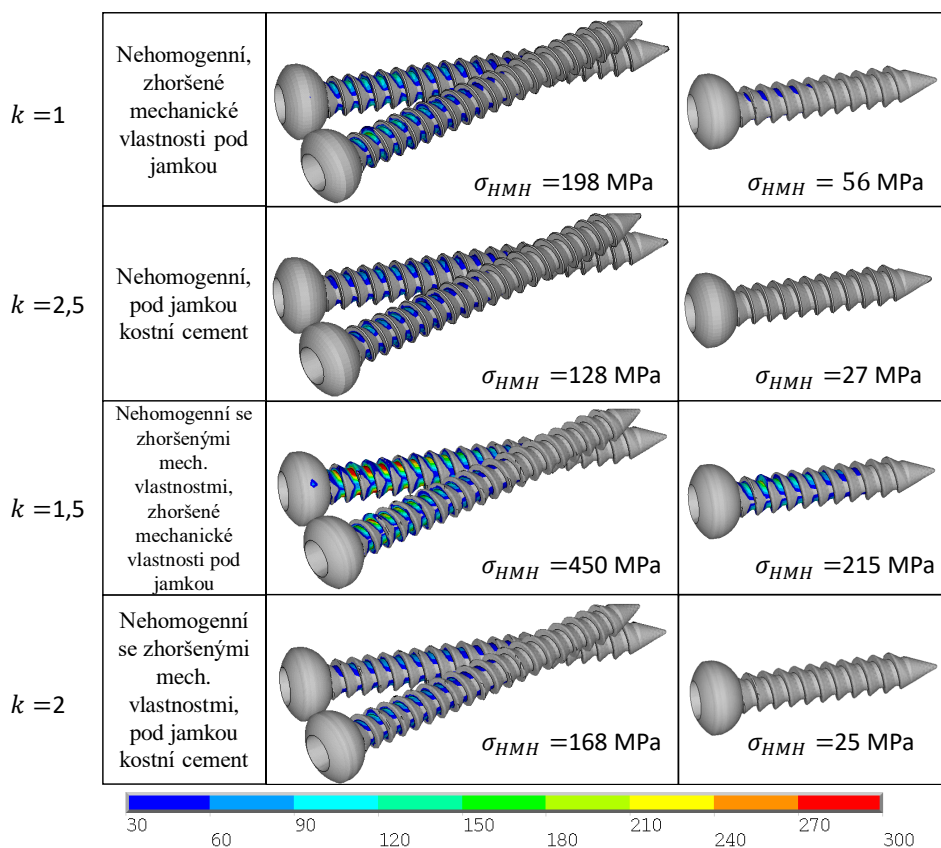
V druhém případě je využito nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi, jež byl užit i u řešení pro stav před implantací a po implantaci povrchové *TEP* a *TEP*. Zde však jsou navíc zhoršeny mechanické vlastnosti pod celou jamkou *BS* dlahy. Hodnoty intenzity přetvoření v oblasti pod *BS* dlahou jsou vyšší než  $0,004$ . Intenzita přetvoření v okolí šroubu v kaudální části je srovnatelná s předchozí variantou. V okolí šroubů v kraniální části nabývá intenzita přetvoření ve spongiózní kostní tkáni hodnot do  $0,003$ , kde dle Frostovy hypotézy dochází k tvorbě kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. V oblasti kortikální kostní tkáně je však intenzita přetvoření vyšší než  $0,004$  a lze tedy předpokládat tvorbu sklerotické kostní tkáně.

Z porovnání dosažených výsledků, jež jsou zobrazeny v prvním a druhém řádku první části obrázku, viz Obr. 6.11, je zřejmé, že kvalita výplně mezi jamkou *BS* dlahy a kostní tkání je pro namáhání okolí *BS* dlahy a šroubů velmi podstatná. Z tohoto důvodu je v následující části tabulky vyobrazena pouze jedna ze zmíněných variant. Při zatížení, jež odpovídá  $1,5$ násobku statického zatížení při hmotnosti  $80 \text{ kg}$ , dochází k namáhání v okolí šroubů, kde intenzita přetvoření dosahuje hodnot vyšších než  $0,004$ , kterým podle Frostovy hypotézy odpovídá vznik kostní tkáně s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken. Zároveň dochází ke zvýšení hodnot intenzity přetvoření nad  $0,0035$  mezi oblastí se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou *BS* dlahy a šrouby v kraniální oblasti, kde opět začíná převládat vznik sklerotické kostní tkáně.

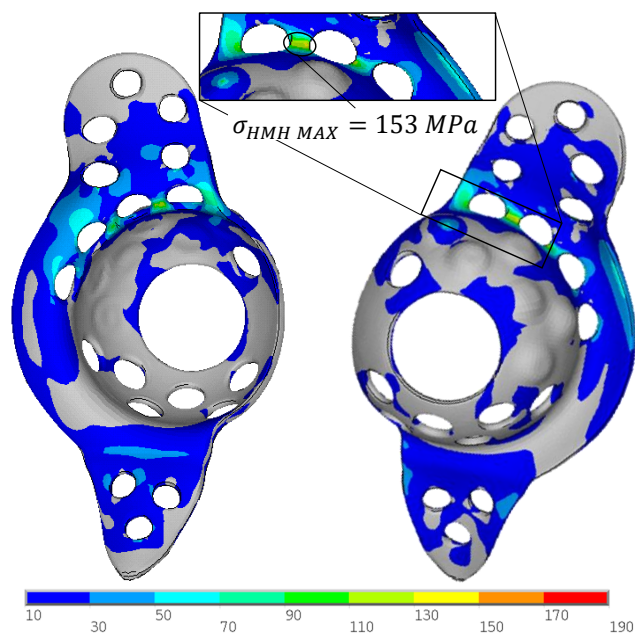
Dále je řešena varianta nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi, u kterého je pod jamkou *BS* dlahy vytvořeno lůžko z kostního cementu. Kostní tkáň v okolí cementu nedosahuje tak vysokých hodnot přetvoření (do  $0,0013$  při stojí na jedné končetině) jako v předchozích variantách. Kostní tkáň je namáhána rovnoměrněji, a to i v okolí šroubů. Maximální hodnota intenzity přetvoření je  $0,0023$  v oblasti kortikální kostní tkáně v okolí šroubů. Intenzita přetvoření kostní tkáně u varianty se zatížením odpovídajícím  $1,5$ násobku nabývá maximálně  $0,0024$ , mimo dvě oblasti v kortikální kostní tkáni v okolí šroubů, kdy intenzita přetvoření nabývá až  $0,0042$ . Při zatížení odpovídajícím dvojnásobku statického zatížení dochází k namáhání, při kterém je dle Frostovy hypotézy především remodelována a modelována kostní tkáň s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Hodnota intenzity přetvoření je do  $0,0034$ . U této varianty řešení je pro upevnění *BS* dlahy použito třech šroubů.

Na Obr. 6.12 je zobrazeno redukované napětí dle podmínky plasticity *HMH* pro vybrané varianty výše zmíněných kombinací. U varianty nehomogenního modelu materiálu a zhoršených mechanických vlastností pod jamkou *BS* dlahy dosahuje maximální hodnota napětí až  $198 \text{ MPa}$  na šroubech v kraniální části, zatímco šroub v kaudální části je





Obrázek 6.12: Rozložení redukovaného napětí na šroubech pro vybrané varianty modelu materiálu kostní tkáně a zatížení



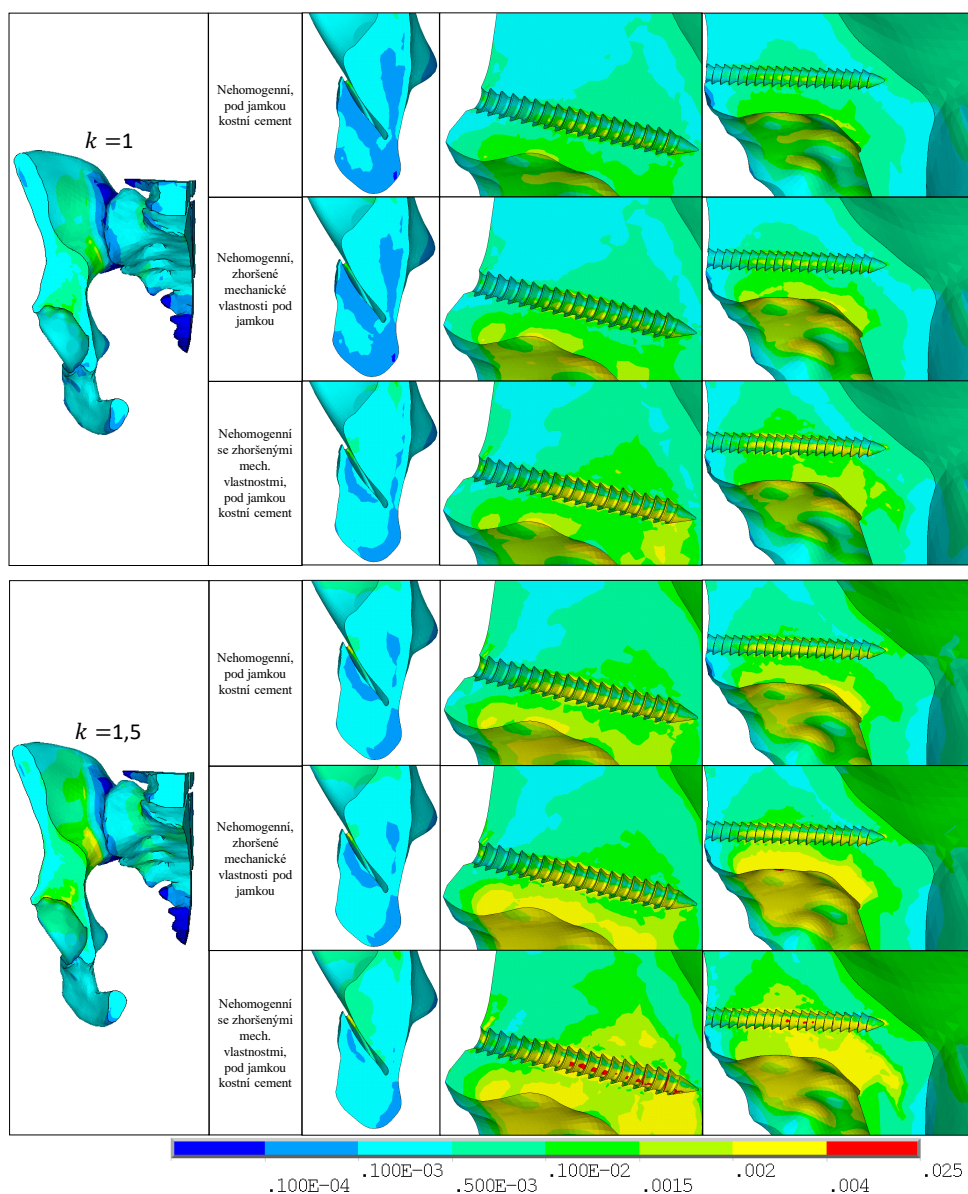
Obrázek 6.13: Rozložení redukovaného napětí [MPa] dle podmínky plasticity  $HMH$  na  $BS$  dlaze pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi a se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou pro stav odpovídající 1,5násobku statického zatížení při hmotnosti 80 kg

namáhán výrazně méně. V případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi spolu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou *BS* dlahy dochází k namáhání šroubů až  $450\text{ MPa}$  v kraniální oblasti acetabula a  $215\text{ MPa}$  v kaudální oblasti. Tyto hodnoty výrazně převyšují maximální hodnoty napětí u variant, kde má vyplněné lůžko pod acetabulární jamkou mechanické vlastnosti odpovídající výplni kostním cementem. Z porovnání maximálních hodnot napětí na šroubech pro varianty s výplní pod *BS* dlahou, je zřejmý významný vliv mechanických vlastností kostní tkáně v celém okolí *BS* dlahy.

Napětí na *BS* dlaze pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi a se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou pro stav odpovídající 1,5násobku statického zatížení při hmotnosti  $80\text{ kg}$  je zobrazeno na Obr. 6.13. Maximální hodnoty redukováného napětí dle podmínky plasticity *HMH*,  $153\text{ MPa}$ , je dosaženo na přechodu jamky a límce.

V případě druhé varianty uložení *BS* dlahy, při kterém je dlahy zaseknuta do kosti sedací, je řešení provedeno pro varianty nehomogenního modelu materiálu s mechanickými vlastnostmi pod *BS* dlahou, jež odpovídají vlastnostem kostního cementu, dále se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou *BS* dlahy, které odpovídají hodnotě Youngova modulu pružnosti  $500\text{ MPa}$ . Poslední varianta zohledňovala nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi a mechanickými vlastnostmi pod *BS* dlahou, jež odpovídají vlastnostem kostního cementu. Rozložení intenzity přetvoření pro tyto varianty je zobrazeno na Obr. 6.14.

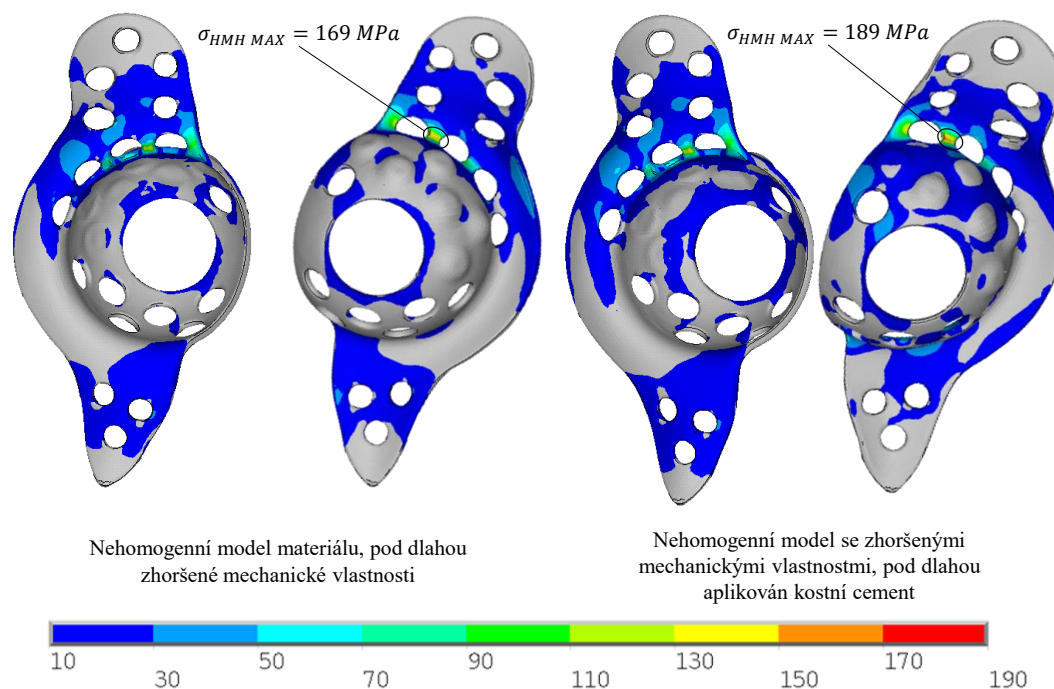
V případě nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně a hodnot mechanických vlastností pod *BS* dlahou, jež odpovídají kostnímu cementu, při stoje na jedné končetině se zatížením odpovídajícím 1,5násobku statického zatížení dosahuje intenzita přetvoření maximální hodnoty  $0,0017$ . Dle Frostovy hypotézy dochází k remodelaci a modelaci nové kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. V okolí zaseknutí do kosti sedací intenzita přetvoření nabývá hodnot do  $0,0005$ , kdy nastává remodelace kostní tkáně. Zatímco maximální hodnoty intenzity přetvoření nabývají srovnatelných hodnot jako v případě první varianty uložení, její rozložení je odlišné. Při zaseknutí do kosti sedací je kostní tkáň více namáhána. V případě zvýšeného zatížení, 1,5násobek statického zatížení, dosahuje intenzita přetvoření v okolí šroubů v kraniální části maximálně hodnoty  $0,0025$ . Dle Frostovy hypotézy je kostní tkáň remodelována a modelována nová s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Tím je zajištěna dostatečná fixace *BS* dlahy. V případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou *BS* dlahy, jež odpovídají hodnotě Youngova modulu pružnosti  $500\text{ MPa}$ , pak dochází ke zvýšenému namáhání v oblasti horního okraje acetabula. Maximální intenzita přetvoření v kraniální oblasti při stoje na jedné končetině dosahuje hodnoty  $0,0027$ , zatímco intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí zaseknutí do kosti sedací je srovnatelná s případem použití kostního cementu. Šrouby jsou umístěny mimo kostní tkáň se zhoršenými mechanickými vlastnostmi, intenzita přetvoření v jejich okolí nabývá vyšších hodnot než v případě cementovaného lůžka, avšak stále dochází dominantně k namáhání, které odpovídá tvorbě kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Lůžko se zhoršenými mechanickými vlastnostmi je však více namáháno. Při zatížení odpovídajícímu 1,5násobku statického zatížení způsobí zhoršené mechanické vlastnosti pod jamkou *BS* dlahy zvýšené namáhání kostní tkáně v okolí šroubů. Intenzita přetvoření dosahuje hodnot  $0,003$ . Maximální hodnota intenzity přetvoření v oblasti zhoršených mechanických vlastností pod *BS* dlahou je  $0,0041$ . Dle Frostovy hypotézy dochází v kraniální oblasti



Obrázek 6.14: Přetvoření kostní tkáně po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou pro zhoršené mechanické vlastnosti

acetabula ke tvorbě nové kostní tkáně jak s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken, tak i nahodilým uspořádáním.

V případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi je i přes užití mechanických vlastností odpovídajících kostnímu cementu pod jamkou *BS* dlahy dosahováno vyššího namáhání v okolí šroubů a *BS* dlahy. Maximální hodnota intenzity přetvoření v okolí šroubů je při stoji na jedné končetině 0,0032 a při 1,5násobku statického zatížení 0,0045. Tyto šrouby jsou uloženy do kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi a vlivem namáhání se mechanické vlastnosti tkáně v jejich okolí bude dále zhoršovat. Oblast zaseknutí *BS* dlahy do kosti sedací je více namáhána v porovnání s předchozím nehomogenním modelem, avšak stále dochází k remodelaci kostní tkáně. Hodnota intenzity přetvoření je do 0,0007 při stoji na jedné končetině a 0,001 při zvýšeném zatížení. Intenzita přetvoření kostní tkáně pod oblastí kostního cementu nabývá hodnot až 0,0038, kde dle Frostovy hypotézy dochází i ke tvorbě kostní tkáně s nahodi-

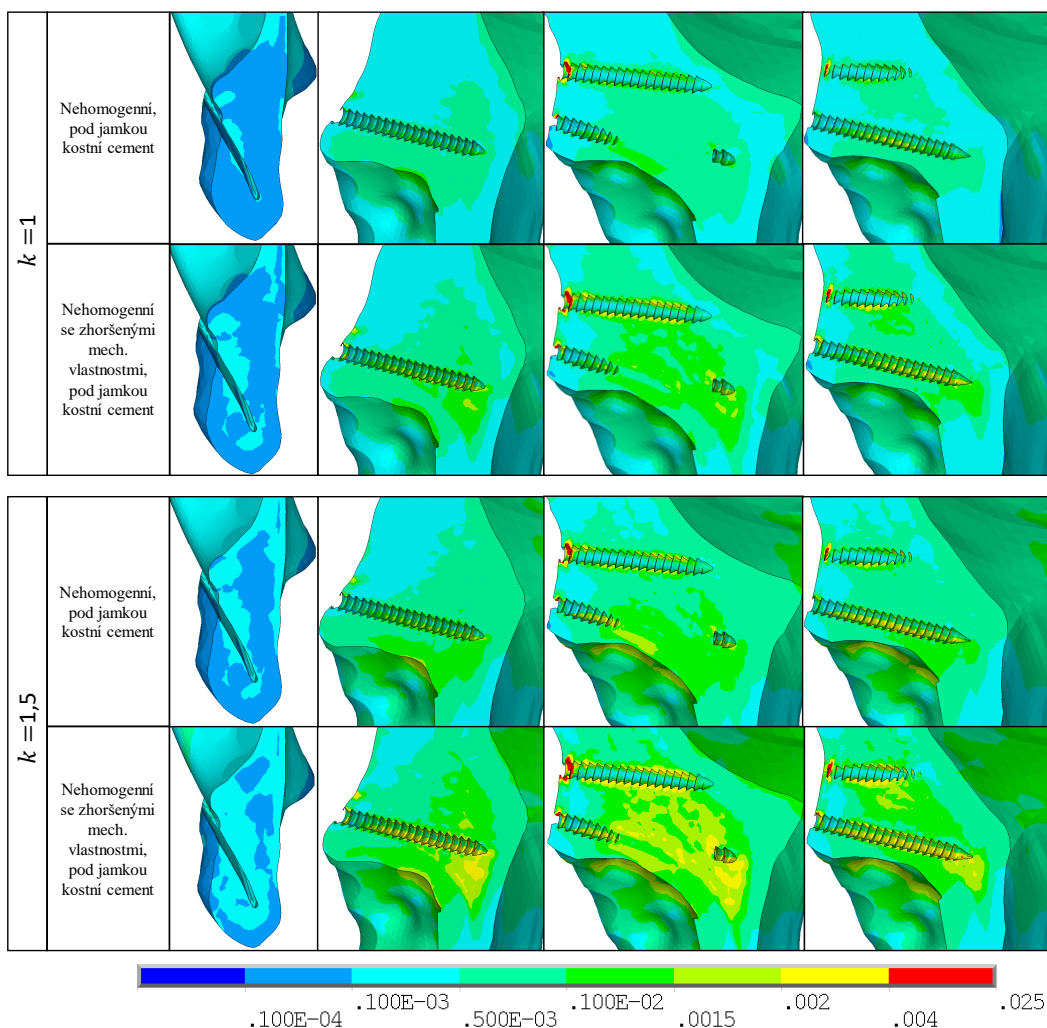


Obrázek 6.15: Rozložení redukovaného napětí dle podmínky plasticity *HMH* na *BS* dlahu pro stav odpovídající 1,5násobku statického zatížení při hmotnosti 80 kg

lým uspořádáním kolagenních vláken. Zhoršené mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně i přes vyplnění lůžka kostním cementem nevytvářejí dostatečné uložení pro *BS* dlahu. Důsledkem tak může být zvyšování napětí na *BS* dlahu, kdy při zatížení odpovídajícímu 1,5 násobku statického zatížení je dosaženo nejvyšších hodnot na přechodu jamky a límce v kraniiální oblasti. Maximální hodnota je v případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi 169 MPa a 189 MPa u nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi a vyplněním lůžka kostním cementem. Rozložení redukovaného napětí dle podmínky *HMH* na *BS* dlahu je zobrazeno na Obr. 6.15. Dosažené výsledky potvrzují, že velký význam na uložení *BS* dlahy mají především zhoršené mechanické vlastnosti kostní tkáně v kraniiální části acetabula.

V případě druhé varianty zaseknutí *BS* dlahy do kosti sedací jsou v kraniiální části aplikovány tři šrouby. Jeden ze šroubů z části prochází kostním cementem. Řešení je provedeno pro varianty nehomogenního modelu materiálu a nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi. Oblast pod jamkou *BS* dlahy je vyplněna kostním cementem. Rozložení intenzity přetvoření pro tyto varianty jsou zobrazeny na Obr. 6.16.

Maximální hodnota intenzity přetvoření v oblasti zaseknutí do kosti sedací je v případě nehomogenního modelu materiálu 0,0002 při stoje na jedné končetině. Intenzita přetvoření v kraniiální části acetabula je ve spongiózní kostní tkáni do 0,0022, maximální hodnota 0,006 se nachází v okolí šroubů v kortikální kostní tkáni. Dle Frostovy hypotézy tak v kortikální kostní tkáni dochází k přetěžování, a tedy k tvorbě nové tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi. V případě zhoršených mechanických vlastností a vyplnění lůžka kostním cementem je kostní tkáň v kraniiální části acetabula více namáhána. Hodnoty intenzity přetvoření v okolí šroubů nabývají až 0,0028 ve spongiózní kostní tkáni, v kortikální kostní tkáni pak 0,008. Rozložení a hodnoty intenzity přetvoření v oblasti zaseknutí do kosti sedací jsou téměř srovnatelné s nehomogenním modelem



Obrázek 6.16: Model geometrie stavu po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou, zaseknutí do kosti sedací, tři šrouby v kraniální části.

materiálu, avšak při zatížení odpovídajícím 1,5násobku statického. Intenzita přetvoření u nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi v případě zatížení odpovídajícím 1,5násobku statického zatížení nabývá až 0,0039. Dle Frostovy hypotézy tak dochází i ke tvorbě sklerotické kostní tkáně. Kostní tkáň v kraniální části acetabula a okolí kostního cementu je až o 50 % více namáhána než v případě nehomogenního modelu. V posledním sloupci je na obrázku zobrazen detail šroubu, který je částečně uložen v oblasti výplně kostním cementem. V případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi kostní tkáně je kostní tkáň v okolí tohoto šroubu více namáhána. Intenzita přetvoření v této oblasti nabývá hodnoty až 0,0038.

## 7. Závěr

Cílem této biomechanické studie se zaměřením na Burch-Schneiderovu dlahu bylo posouzení vlivu zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně v okolí acetabula na interakci *BS* dlahy a kostní tkáně. Z důvodu obtížného zajištění experimentálních vzorků, které by měly zohledňovat stav odpovídající nutnosti aplikace *BS* dlahy, bylo řešení provedeno výpočtovým modelováním.

*BS* dlahy je využívána v případech, kdy je kvalita kostní tkáně v okolí acetabula velmi špatná. U značně rozsáhlých defektů je nutné znovu vytvořit uložení pro acetabulární komponentu nové *TEP*. Z důvodu změn v oblasti acetabula (předchozí tvorba vhodného uložení *TEP*, změny namáhání kostní tkáně a onemocnění) je ke znovuvytvoření acetabulární jamky využíváno právě *BS* dlahy.

Pro řešení problémů kyčelního spojení a kyčelního spojení s aplikovanou *TEP* pomocí výpočtového modelování je nutné vytvořit modely geometrie. Pro řešení je využito modelů na *3D* úrovni. Pro jejich tvorbu je v případě biologického objektu nebo v případě absence výkresové dokumentace u technického objektu možné využít několik druhů metod skenování. Optické skenování je limitováno přímou viditelností zkoumaného objektu, a proto jej není možné užít pro získání modelu geometrie kyčelního spojení. Další možností je využití *CT* zařízení, které neinvazivním způsobem umožňuje získání dat kyčelního spojení potřebných pro následnou tvorbu geometrie. Obě tyto metody byly v práci užity, přičemž optické skenování bylo užito při tvorbě modelu geometrie *BS* dlahy a *CT* zařízení při tvorbě modelu geometrie kostí. Oba postupy jsou v teoretické části práce popsány.

Ze snímků získaných pomocí *CT* zařízení je možné užitím metod zpracování obrazu rekonstruovat oblast zájmu. Další výhodou *CT* dat je možnost určení materiálových vlastností kostní tkáně. V teoretické části práce je popsán postup získání *CT* snímků včetně jejich užití pro určení materiálových vlastností kostní tkáně.

Mechanické vlastnosti kostní tkáně se v průběhu života mění v důsledku namáhání, kterému je kostní tkáň podrobena. K posouzení, k jakému namáhání kostní tkáně dochází, není možné použít napětí, a to z důvodu absence znalosti jeho mezní hodnoty. Je však možné použít v práci užitou Mechanostat hypotézu, která byla definována H. Frostem. Na základě intenzity přetvoření v daném rozsahu je možné určit k jakému namáhání dochází a zda dochází k resorpci, remodelaci, případně k modelaci kostní tkáně.

Výpočtová část práce byla zaměřena na posouzení vlivu úrovně modelu materiálu kostní tkáně na její obnovu. Dále bylo řešení zaměřeno na vliv zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně na mechanickou interakci s aplikovanou *TEP*. Řešení bylo provedeno pro kyčelní spojení

- před aplikací *TEP*,
- po aplikaci povrchové *TEP*,
- po aplikaci *TEP* s press-fit jamkou,
- a po aplikaci *TEP* s aplikovanou *BS* dlahou.

Jednotlivé varianty byly řešeny i pro zhoršené mechanické vlastnosti kostní tkáně v celém objemu, případně pod aplikovanou *TEP*. V případě *BS* dlahy byly zohledněny jednotlivé možnosti upevnění:

- zaseknutí *BS* dlahy do kosti sedací spolu s aplikací šroubů ke kosti kyčelní,
- úprava geometrie *BS* dlahy a použití šroubů pro upevnění ke kosti sedací a kyčelní.

Pro kostní tkáň byla vyhodnocována intenzita přetvoření, přičemž hodnocení bylo provedeno dle Frostovy Mechanostat hypotézy. Pro další prvky soustavy byl vyhodnocován kontaktní tlak a napětí podle Misesovy podmínky plasticity, a případně hlavní napětí.

V rámci provedené rešeršní studie bylo nalezeno několik případů porušení šroubů a dlah, na základě kterých byly stanoveny dvě potenciální kritická místa porušení *BS* dlahy – v oblasti kraniálního a kaudálního výběžku. Absence znalosti rozložení mechanických vlastností kostní tkáně včetně mechanických vlastností pod jamkou *BS* dlahy, informace o upevnění, hmotnosti pacienta a způsobu zatěžování však mají zásadní vliv na dosažené výsledky.

Z provedené analýzy jednotlivých řešení byly vyvozeny následující závěry:

- Úroveň modelu materiálu má zásadní vliv na rozložení intenzity přetvoření kostní tkáně. Nehomogenní model materiálu zohledňuje rozložení kostní tkáně, které je vyjádřeno pomocí rozdílné hodnoty Youngova modulu pružnosti. Z porovnání intenzity přetvoření nehomogenního a homogenního modelu materiálu kostní tkáně je zřejmý vliv rozdílných mechanických vlastností na její rozložení a dosažené hodnoty. Homogenní model materiálu kostní tkáně však dostatečně nepopisuje množství spongiózní kostní tkáně v dané oblasti.
- Z porovnání nehomogenního a homogenního modelu materiálu, v případě modelování zhoršených mechanických vlastností, je zřejmý vliv rozložení kostní tkáně na dosažené výsledky intenzity přetvoření. Se snižující se hodnotou Youngova modulu pružnosti u homogenního modelu dochází k výraznému přetížení některých míst, zatímco ve zbylé části dochází k remodelaci a modelaci nové kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Při simulaci zhoršených mechanických vlastností užitím nehomogenního modelu materiálu, který zohledňuje množství spongiózní kostní tkáně v dané oblasti, nenabývá intenzita přetvoření výrazných lokálních extrémů. Kostní tkáň je zatěžována, oproti homogennímu modelu materiálu, rovnoměrněji.
- Porovnání modelů rozdílné úrovně bylo provedeno i u aplikace povrchové *TEP*. Pro řešení výpočtového modelu s homogenním modelem materiálu spongiózní kostní tkáně byla použita hodnota Youngova modulu pružnosti  $5 \text{ GPa}$ . V případě nehomogenního modelu materiálu bylo dosaženo až o 50 % vyšších hodnot intenzity přetvoření.
- Zhoršené mechanické vlastnosti byly modelovány u nehomogenního modelu materiálu. Z dosažených výsledků vyplývá, že v případě zatížení vyššího, než je zatížení statické, dochází k tvorbě kostní tkáně s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken. Kost se tak stává křehkou a hrozí uvolnění implantátu či poškození kosti stehenní v oblasti krčku. Na základě dosažených výsledků, viz Kap. 6.2, není povrchová *TEP* vhodná pro zhoršené mechanické vlastnosti, což odpovídá klinické praxi. Řešení však bylo provedeno pro stav kostní tkáně ihned po aplikaci *TEP*. V době rekonvalescence zpravidla dochází k chůzi s oporou, kdy kyčelní spojení není zatěžováno celou hmotností těla. V průběhu rekonvalescence tak může dojít k remodelaci kostní tkáně v okolí *TEP*, která nebyla při řešení modelována.

- Intenzita přetvoření kostní tkáně po aplikaci necementovaného dřívku *TEP*, bez remodelace v průběhu rekonvalescence, nabývá hodnot vyšších než 0,004. V takovém případě pak dochází k přetěžování kostní tkáně v okolí dřívku a tvorbě nové sklerotické kostní tkáně již při stožení na jedné končetině.
- U cementovaného typu dřívku *TEP* je kostní tkáň v okolí cementu remodelována při stožení na jedné končetině i při zvýšeném zatížení (při 1,5násobku statického zatížení). S dalším zvýšením zatížení dochází v okolí kostního cementu k namáhání, při kterém je tvořena sklerotická kostní tkáň.
- Mechanické vlastnosti kostní tkáně v okolí acetabulární jamky mají zásadní vliv na namáhání press-fit jamky. V případě zhoršených mechanických vlastností však kostní tkáň netvoří dostatečnou oporu press-fit jamce. Se zvýšeným zatížením, které odpovídá 3násobku statického zatížení, tak dochází k namáhání press-fit jamky v okolí koncentrátorů, které se nacházejí v kraniiální části acetabula. Maximální hodnota napětí nabývá až 380 MPa, viz Obr. 6.8.
- V případě upevnění *BS* dlahy ke kosti sedací a kyčelní byla geometrie dlahy upravena tak, aby odpovídala okolní kosti. Pokud je oblast pod jamkou vyplněna kostním cementem, dochází v okolní kostní tkáni k remodelaci a modelaci nové tkáni s lamelárním uspořádáním. Obdobných výsledků je dosaženo i v případě zaseknutí do kosti sedací.
- Zhoršené mechanické vlastnosti pod jamkou *BS* dlahy způsobí zvýšené namáhání kostní tkáně v okolí šroubů v kraniiální oblasti. Kostní tkáň v kaudální oblasti uložení *BS* dlahy (zaseknutí i aplikace šroubů) je výrazně méně namáhaná, než kraniiální oblast.
- V případě zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně je nutné vyplnit lůžko pod jamkou *BS* dlahy kostním cementem.
- V případě zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně není vhodné umístit šrouby v těsné blízkosti kostního cementu. V případě takového uložení je kostní tkáň v okolí šroubu více namáhaná.
- Zhoršené mechanické vlastnosti mají zásadní vliv na namáhání *BS* dlahy a šroubů. V případě zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně a zhoršených mechanických vlastností výplně pod jamkou *BS* dlahy dochází k výraznému namáhání šroubů a *BS* dlahy. Maximální hodnota redukovaného napětí dle podmínky *HMH* nabývá u šroubů v kraniiální části 450 MPa, v kaudální 215 MPa, viz Obr. 6.12. Kritické místo na *BS* dlaze se nachází v oblasti přechodu kulové části dlahy, kde se nachází čtyři díry pro šrouby. Maximální hodnota napětí v případě fixace pomocí šroubů je 153 MPa, při zaseknutí do kosti sedací 189 MPa, viz Obr. 6.11 a Obr. 6.13. Dle dosažených výsledků je pro případ zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně a vyplnění prostoru pod jamkou *BS* dlahy kostním cementem vhodnější úprava geometrie dlahy dle tvaru kosti a použití šroubů k fixaci.



# Literatura

- [1] H. M. Frost, „From Wolff’s Law to the Utah Paradigm: Insights About Bone Physiology and Its Clinical Applications“, *Anat. Rec.*, č. 262, s. 398–419, 2001.
- [2] H. M. Frost, „Could some biomechanical effects of growth hormone help to explain its effects on bone formation and resorption“, *Bone*, roč. 23, č. 5, s. 395–398, lis. 1998.
- [3] J. Gallo a A. V. Florschutz, „Burch-Schneider Cage Fracture: A Case Report“, *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, roč. 2, č. 149, s. 281–284, 2005.
- [4] D. Regis, A. Sandri, I. Bonetti, O. Bortolami, a P. Bartolozzi, „A Minimum of 10-Year Follow-Up of the Burch-Schneider Cage and Bulk Allografts for the Revision of Pelvic Discontinuity“, *J. Arthroplasty*, roč. 27, č. 6, s. 1057–1063.e1, 2012.
- [5] H. Pieringer, V. Auersperg, a N. Böhrer, „Reconstruction of Severe Acetabular Bone-Deficiency: The Burch-Schneider Antiprotrusio Cage in Primary and Revision Total Hip Arthroplasty“, *J. Arthroplasty*, roč. 21, č. 4, s. 489–496, 2006.
- [6] S. Goodman, H. Saastamoinen, N. Shasha, a A. Gross, „Complications of ilioischial reconstruction rings in revision total hip arthroplasty“, *J. Arthroplasty*, roč. 19, č. 4, s. 436–446, červen 2004.
- [7] G. P. Duffy, M. I. O’Connor, a M. P. Brodersen, „Fatigue Failure of the GAP Ring“, *J. Arthroplasty*, roč. 22, č. 5, s. 711–714, srp. 2007.
- [8] K. Kawanabe, H. Akiyama, K. Goto, S. Maeno, a T. Nakamura, „Load Dispersion Effects of Acetabular Reinforcement Devices Used in Revision Total Hip Arthroplasty: A Simulation Study Using Finite Element Analysis“, *J. Arthroplasty*, roč. 26, č. 7, s. 1061–1066, jen 2011.
- [9] D. Haverkamp, F. H. R. De Man, R. Slegt, P. P. Besselaar, a R. K. Marti, „Cemented Hip Revision Surgery in Severe Acetabular Defects Using a Semirigid Acetabular Reinforcement Ring—a 5- to 25-Year Follow-Up Study“, *J. Arthroplasty*, roč. 24, č. 2, s. 246–255, nor 2009.
- [10] G. Chen, B. Schmutz, D. Epari, K. Rathnayaka, S. Ibrahim, M. A. Schuetz, a M. J. Pearcy, „A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models“, *J. Biomech.*, roč. 43, č. 5, s. 1011–1015, břez 2010.
- [11] B. Helgason, E. Perilli, E. Schileo, F. Taddei, S. Brynjólfsson, a M. Viceconti, „Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review“, *Clin. Biomech.*, roč. 23, č. 2, s. 135–146, nor 2008.
- [12] Online Materials Information Resource-MatWeb: [online]. 1996-2013 [cit.2013-05-11]. Dostupné z URL: <<http://www.matweb.com/>>.
- [13] H. Jiang, „Static and Dynamic Mechanics Analysis on Artificial Hip Joints with Different Interface Designs by the Finite Element Method“, *J. Bionic Eng.*, roč. 4, č. 2, s. 123–131, červen 2007.

# CURRICULUM VITAE

Jméno a příjmení: Kamil Řehák  
Datum narození: 29. července 1986  
Národnost: česká  
E-mail: rehak@fme.vutbr.cz

## VZDĚLÁNÍ:

- 2010 – dosud Vysoké učení technické v Brně – Fakulta strojního inženýrství – Ph.D.  
obor: Inženýrská mechanika  
téma dizertační práce: Deformačně napěťová studie Burch-Schneiderovy dlahy
- 2011 – 2012 Studijní stáž na Norwegian University of Science and Technology,  
Norsko.
- 2008 – 2010 Vysoké učení technické v Brně – Fakulta strojního inženýrství – Ing.  
obor: Inženýrská mechanika a biomechanika  
téma diplomové práce: Deformačně napěťová analýza BS dlahy
- 2005 – 2008 Vysoké učení technické v Brně – Fakulta strojního inženýrství – Bc.  
obor: Strojní inženýrství  
téma bakalářské práce: Vývoj endoprotéz

## PRACOVNÍ ZKUŠENOSTI:

- 2015 – dosud Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství  
Pozice: Výzkumný pracovník  
Odbor spalovacích motorů
- 2013 – 2016 Honeywell, s r. o.  
Pozice: Výpočtář sekce turbodmychadel  
Výzkum a vývoj turbodmychadel

## ODBORNÁ ČINNOST:

- Navrhovatel a spolunavrhovatel čtyř schválených juniorských projektů specifického výzkumu na FSI VUT v Brně.
- Spoluřešitel tří projektů TAČR.
- Spoluorganizátor 21. mezinárodní konference VIBROENGINEERING 2016 v Brně.
- Aktivní účast na mezinárodních konferencích.

# Abstract

This thesis deals with problems of the hip endoprosthesis area, namely total endoprosthesis (*TEP*) with Burch-Schneider (*BS*) split, in which there are many problems in clinical practice. The hip joint load depends on the patient weight and the performed activity. Sedentary job, little exercise, a lot of stress or poor eating habits and overweight associated with it affect negatively hip joint. Increasing hip joint wear and its pain in movement is necessary in several cases to be solved by a surgical procedure in which *TEP* is applied. When selecting and subsequently applying individual *TEP*, it is important to pay attention to creating conditions which will allow good fixation. In case of worse mechanical properties of bone tissue, it is very problematic to ensure stability of the implant. Based on several classifications which assess the degree of hip joint damage, it is possible to select a suitable *TEP*. The *BS* split, on which this work is focused, is dominantly used in cases of large defects in the acetabulum area. The use of this cage allows to bridge large defects and create a new centre of rotation of the hip. Knowledge of the mechanical properties of hip bone tissue can significantly affect the prediction of *BS* split damage.

For this purpose, it was necessary to perform a biomechanical study, which is focused on the influence of worse mechanical properties of bone tissue on *BS* split failure. The computational modelling using finite element method implemented in the *ANSYS* software was used for the solution, which enables to solve the mechanical interaction between bone tissue and *TEP* with *BS* split. Due to the absence of bone tissue data before application of *TEP* with *BS* split, the variants before application of *TEP* and after application of resurfacing and standard *TEP* were solved. All variants were solved with the material properties of bone tissue that were determined based on *CT* images. In addition, all variants were solved for the case of degraded mechanical properties. Based on the numerical simulations results and the Mechanostat hypothesis, a bone tissue analysis of the hip joint was performed before and after application of *TEP* and *TEP* with *BS* split. The results show the influence of the computational model level, which considers the distribution of bone tissue through the inhomogeneous model of the material. Therefore, the degraded mechanical properties have a major impact on the stability and strain of the *BS* split, particularly in the cranial part of the acetabulum.