



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ STUDIE BURCH-SCHNEIDEROVY DLAHY

STRAIN STRESS STUDY OF BURCH-SCHNEIDER SPLIT

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. KAMIL ŘEHÁK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2017

Abstrakt

Tato práce se zabývá problematikou z oblasti kyčelní endoprotetiky, konkrétně totální endoprotézou (*TEP*) s Burch-Schneiderovou (*BS*) dlahou, u které se v klinické praxi vyskytuje řada problémů. Zatížení kyčelního kloubu závisí na hmotnosti jedince a činnosti, kterou vykonává. Negativně se na stavu kyčelního spojení projevuje sedavé zaměstnání, málo pohybu, velké množství stresu či špatné stravovací návyky a s tím spojená nadváha. Zvyšující se opotřebením kyčelního kloubu a jeho bolestivost při pohybu je nutné v řadě případů řešit operačním zákrokem, při kterém je aplikována *TEP*. Při výběru a následné aplikaci jednotlivých *TEP* je důležité věnovat pozornost vytvoření lůžka, které umožní kvalitní fixaci. V případě zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně je značně problematické zajistit stabilitu implantátu. Na základě jednotlivých klasifikací, které hodnotí stupeň poškození kyčelního spojení, je možné vybrat vhodnou *TEP*. Burch-Schneiderova dlaha, na kterou je tato práce zaměřena, se dominantně využívá v případech velkých defektů v oblasti jamky kyčelního kloubu. Užití této dlahy umožňuje překlenutí velkých defektů a vytvoření nového středu otáčení kyčelního kloubu. Znalost mechanických vlastností kostní tkáně kyčelního spojení může významně ovlivnit predikci poškození *BS* dlahy.

Za tímto účelem bylo nutné provést biomechanickou studii, která je zaměřena na vliv zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně na selhání *BS* dlahy. Pro řešení bylo užito výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků implementované v programu *ANSYS*, které umožňuje řešení mechanické interakce mezi kostní tkání a *TEP* s *BS* dlahou. Z důvodu absence dat o stavu kostní tkáně před aplikací *TEP* s *BS* dlahou, byly řešeny i varianty před aplikací *TEP* a po aplikaci povrchové a standardní *TEP*. Všechny varianty byly řešeny s materiálovými vlastnostmi kostní tkáně, které byly určeny na základě dat z *CT* snímků. Dále byly jednotlivé varianty řešeny pro případ zhoršených mechanických vlastností. Na základě výsledků řešení a Frostovy hypotézy byla provedena analýza kostní tkáně kyčelního spojení před a po aplikaci *TEP* a *TEP* s *BS* dlahou. Z dosažených výsledků je zřejmý vliv úrovně výpočtového modelu, který prostřednictvím nehomogenního modelu materiálu zohledňuje rozložení kostní tkáně. Zhoršené mechanické vlastnosti mají tedy zásadní vliv na stabilitu a namáhání *BS* dlahy, především v oblasti kraniální části acetabula.

Summary

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.

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

ŘEHÁK, K. *Deformačně napěťová studie Burch-Schneiderovy dlahy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 111 s. Vedoucí doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Tímto prohlašuji, že jsem dizertační práci vypracoval sám pod vedením doc. Ing. Zdeňka Floriana, CSc. s využitím vlastních znalostí a použité odborné literatury.

Ing. Kamil Řehák

Rád bych poděkoval vedoucímu dizertační práce panu doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci. Na tomto místě bych rád poděkoval mým rodičům za podporu v průběhu celého studia, v neposlední řadě bych rád poděkoval mé přítelkyni Barboře za ohromnou podporu v průběhu studia.

Ing. Kamil Řehák

Obsah

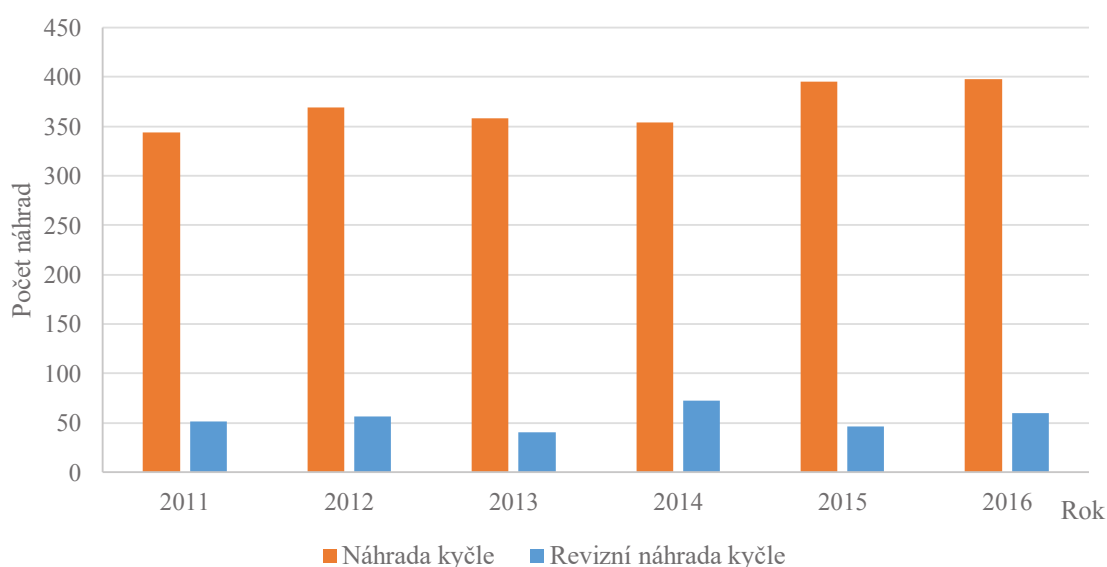
1	Úvod	3
2	Popis problémové situace	5
3	Formulace problému	8
4	Anatomie člověka související s řešenou problematikou	9
4.1	Kosti	9
4.2	Tvorba kostní tkáně z hlediska anatomie	9
4.3	Anatomie kyčelního spojení	10
5	Endoprotézy kyčelního kloubu	13
5.1	Vývoj totálních endoprotéz kyčelního kloubu	13
5.2	Přehled totálních endoprotéz kyčelního kloubu	14
6	Aplikace Burch-Schneiderovy dlahy	16
7	Rešerše	20
7.1	Hodnocení implantace <i>BS</i> dlahy z hlediska medicíny	20
7.2	Deformačně napěťové analýzy kyčelního spojení	21
7.3	Shrnutí	25
8	Zobrazovací metody	27
8.1	Ultrasonografie	27
8.2	Magnetická rezonance	27
8.3	Rentgen	28
8.4	Počítačová tomografie (Computer tomography)	29
8.5	Zpracování dat a následná obrazová rekonstrukce	30
8.6	Mikro-počítačová tomografie	34
8.7	<i>MRI</i> , <i>CT</i> , μ - <i>CT</i> a jejich využití	35
9	Analýza řešené soustavy	37
10	Výběr metody řešení	41
11	Výpočtový model	42
11.1	Model geometrie	42
11.1.1	Model geometrie kostí	42
11.1.2	Model geometrie jednotlivých komponent <i>TEP</i> s <i>BS</i> dlahou	46
11.2	Model materiálu	50
11.2.1	Model materiálu prvků <i>TEP</i>	50
11.2.2	Model materiálu kostních tkání	52
11.3	Model zatížení	55
12	Hodnocení kostní tkáně	58

13 Citlivostní analýza	60
13.1 Rovinný model kyčelního kloubu	60
13.2 3D model geometrie	62
13.3 3D model kyčelního kloubu	63
13.3.1 Hodnocení kostní tkáně u 3D modelu kyčelního spojení	65
14 Prezentace výsledků a analýza řešení	67
14.1 Fyziologický stav kyčelního spojení	67
14.2 Kyčelní spojení s aplikovanou povrchovou <i>TEP</i>	74
14.3 Kyčelní spojení s aplikovanou <i>TEP</i>	77
14.4 Kyčelní spojení s aplikovanou <i>TEP</i> a <i>BS</i> dlahou	82
15 Závěr	94
Literatura	97
16 Tvůrčí činnost	108
16.1 Publikace	108
16.2 Projekty	111

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], [3], [4]. 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.

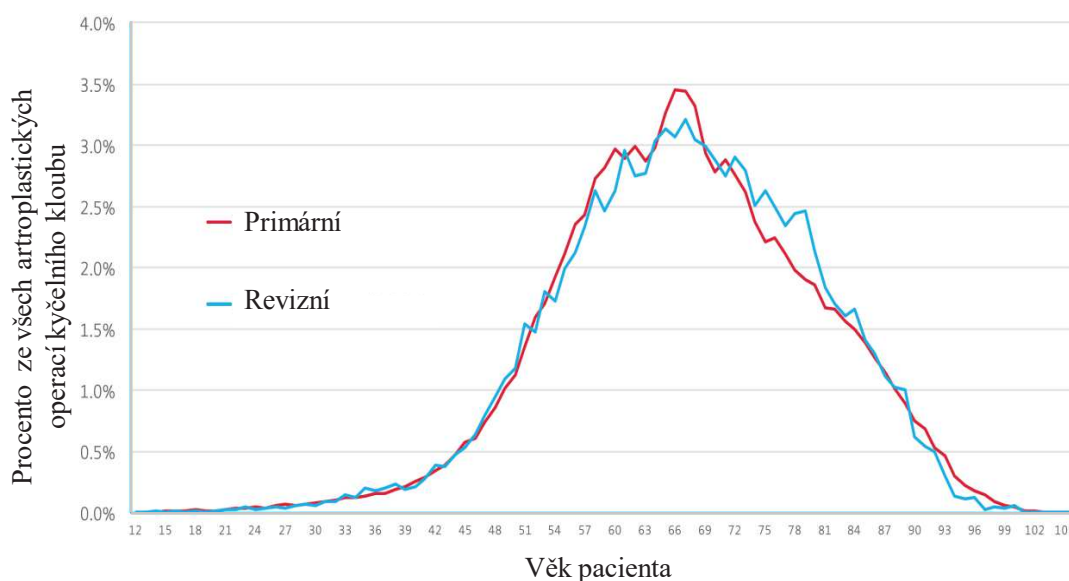


Obrázek 1.1: Počet náhrad kyčelního kloubu provedených ve Fakultní nemocnici v Olomouci [5]

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*). Z grafu, viz Obr. 1.1, zobrazujícího počet náhrad kyčelního kloubu provedených ve Fakultní nemocnici v Olomouci [5], je patrné, že počet provedených implantací *TEP* stále narůstá. Obdobný trend je zmíněn v řadě zpráv z národních registrů kloubních náhrad [6], [7], [8], [9], [10].

V klinické praxi se stále častěji vyskytují případy, kdy je nutné aplikovat *TEP* u mladých pacientů [6], [9], [10]. Rozložení artroplastických operací kyčelního kloubu je zobrazeno na Obr. 1.2. 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.



Obrázek 1.2: Rozložení implantací *TEP* dle věku pacienta [8]

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 pouzdrům 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 stoje 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 pouzdrům 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.

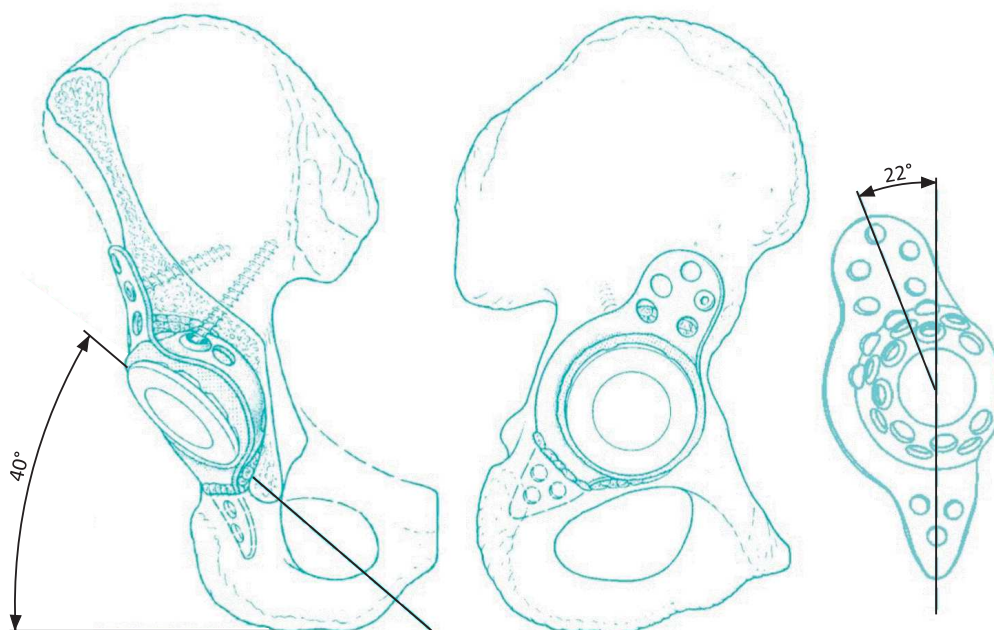
Příčiny omezení funkce a onemocnění kyčelního kloubu jsou jak biologického, tak mechanického charakteru. Nejčastějším onemocněním kyčelního kloubu je artróza (idiopatická osteoartritida (68,6 %), post-traumatické potíže (13,53 %) nebo post-dysplastická artritida (9,39 %)[7]). Na základě *RTG* vyšetření 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. V současné době jsou navrhovány především za spolupráce doktorů a inženýrů, konkrétně biomechaniků, tak, aby jejich konstrukce vydržela zatížení působící na daný kloub a zároveň umožňovala snadnou implantaci. Jelikož se v případě implantace *TEP* jedná o značný zásah do lidského organismu, může dojít k odmítavé reakci organismu. Aby se dané riziko minimalizovalo, jsou *TEP* vyráběny z biokompatibilních materiálů, které lidský organismus snadněji přijímá. Rozhodnutí, který druh totální endoprotézy 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 (např. z důvodu zajištění fixace),
- zda se jedná o primární implantaci, či reimplantaci,
- významnou roli hraje věk pacienta (např. využití cementačního druhu endoprotéz u starších osob z důvodu špatné kvality kostní tkáně a rychlejšího návratu do běžného života),
- v neposlední řadě finanční náročnost operačního zákroku.

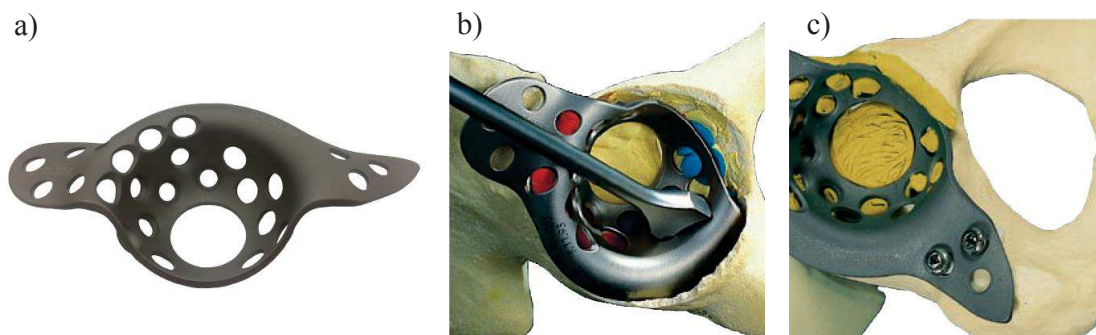
V případě špatné kvality kostní tkáně v oblasti styku hlavice kyčelního kloubu s jamkou není možné náhradu kyčelního kloubu provést bez vyztužení pánevní kosti speciální dlahou. Nejčastějším typem používané dlahy je Burch-Schneiderova dlahy, jejíž prototyp

byl vytvořen švýcarským ortopedem Dr. Hans-Beat Burchem na léčení starší neléčené acetabulární zlomeniny v roce 1974. Dlahu byla upravena k přemostění acetabulární oblasti se špatnou kvalitou kostní tkáně, viz Obr. 2.1.



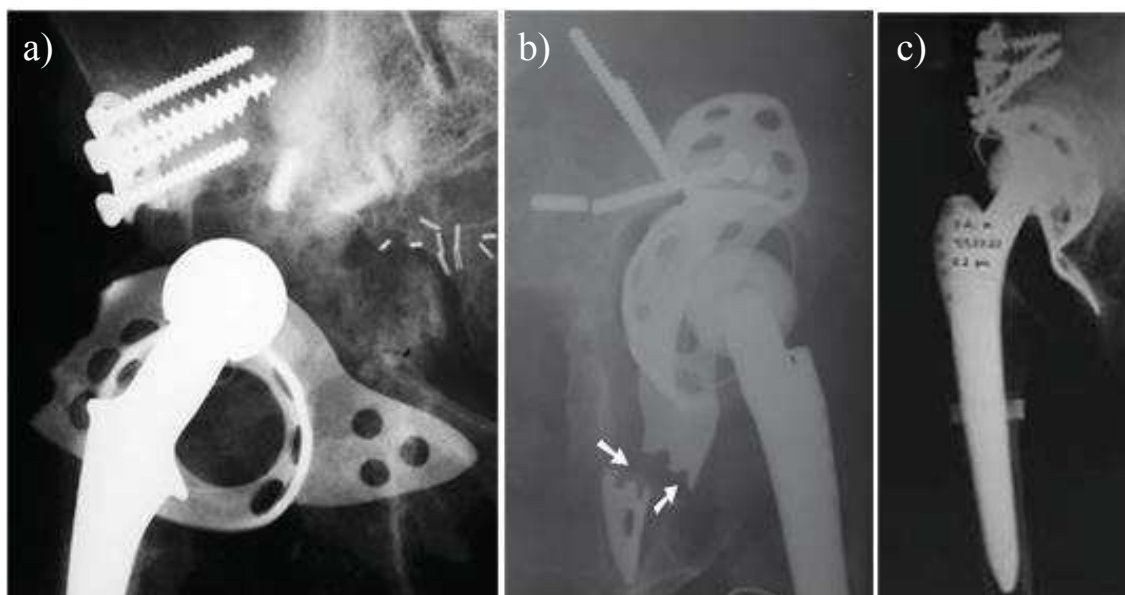
Obrázek 2.1: Přemostění acetabulární oblasti [11]

Aplikací této dlahy je možné implementovat totální endoprotézu 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, viz Obr. 2.2. Namáhání dlahy je závislé na zatížení, velikosti, tvaru, uložení dlahy a kvalitě kostní tkáně v oblasti mechanické interakce dlahy s pánevní kostí, viz Obr. 2.2.



Obrázek 2.2: BS dlahu a typy jejího uložení [11]

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 [12], [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20]. S žádostí o posouzení, zda jsou v konkrétním případě příčinou selhání *BS* dlahy vlastnosti materiálu nebo vysoké hodnoty namáhání dlahy, se na ÚMTMB obrátil prof. J. Gallo z FN Olomouc [13], viz Obr. 2.3 b). Uvedená



Obrázek 2.3: RTG snímky porušení BS dlahy v a) kraniální části [12], b) kaudální části [13], c) porušení šroubů [14]

žádost byla motivací k zadání a vypracování této studie, jejíž podstatnou část tvoří deformačně napěťová analýza kyčelního spojení s totální endoprotézou a *BS* dlahou. Vzhledem k charakteru soustavy kyčelního spojení se zhoršenými mechanickými vlastnostmi kostní tkáně, aplikovanou totální endoprotézou a *BS* dlahou, je zřejmé, že k provedení deformačně napěťové analýzy této soustavy bude nutné vyřešit řadu dílčích problémů.

Pro řešení daného problému je vhodné vytvořit výpočtový model řešené soustavy zohledňující reálnou geometrii, interakci mezi kostní tkání a implantátem, a také zhoršenou kvalitu kostní tkáně, jejíž výskyt je pro aplikaci *BS* dlahy typický. Z důvodu zhoršené kvality kostní tkáně v okolí acetabula by bylo přínosné vytvořit výpočtový model spongiózní kostní tkáně na základě dat z μ -*CT*, případně z *CT*, přímo pro daného pacienta, což je značně problematické. Nepřispívá tomu ani fakt, že využití μ -*CT* je prozatím v klinické praxi neakceptovatelné z důvodu velkého ozáření pacienta. Skenování na *CT* zařízení zpravidla navíc není vyhotoveno z důvodu nutnosti okamžitého zákroku, nehledě na vystavení organismu záření, které je několikanásobně větší ve srovnání s rentgenovým zářením, na základě jehož snímků je dané poškození zpravidla klasifikováno. Za účelem posouzení mechanického porušení implantátu je tedy nutné provést biomechanickou studii zohledňující předchozí aplikace totálních endoprotéz včetně odstranění kostní tkáně v okolí acetabula, zhoršené mechanické vlastnosti kostní tkáně, vzájemné interakce mezi *BS* dlahou a kostní tkání, a to včetně zahrnutí interakce s aplikovanými šrouby.

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:

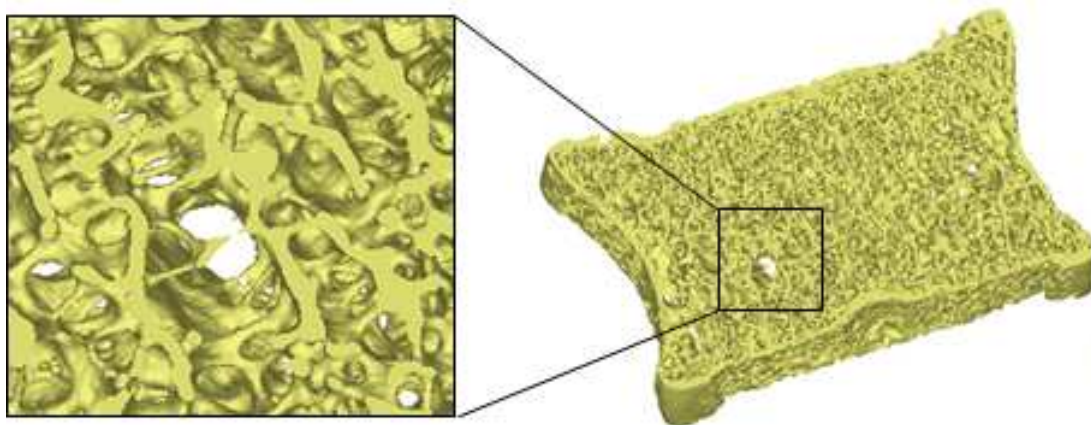
1. Vypracování rešerše týkající se dané problematiky.
2. Vytvoření výpočtového modelu fyziologického kyčelního spojení s využitím informací z *CT* snímků. Využití informací z *CT* snímků budou klíčové pro vytvoření modelu geometrie a materiálu.
3. Výpočtové řešení fyziologického kyčelního spojení a deformačně 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. Anatomie člověka související s řešenou problematikou

Pro řešení problémů biomechaniky je nutná orientace v základních anatomických pojmech týkajících se řešené problematiky. V tomto případě se jedná o anatomii kyčelního kloubu spolu se stavbou kostní tkáně a procesy, které ji ovlivňují.

4.1. Kostí

Kostí mají mnoho funkcí, mezi hlavní patří opora, ochrana či umožnění pohybu, dále slouží i jako úschovna minerálů (vápníku a fosforu), jež jsou důležité pro správnou funkci lidského organismu. Významný vliv mají i na krevetvorbu, jelikož obsahují kostní dřev. U dlouhých kostí, oproti kostem krátkým, plochým či nepravidelným, rozlišujeme střední část, zvanou *diafýzu*, a konce, zvané *epifýzy*, viz Obr. 4.3. Kost se skládá z vnější vrstvy, kompaktní kostní tkáně, a vnitřní, spongiózní kostní tkáně, viz Obr. 4.1. Toto uspořádání kostní tkáně je výsledkem vývoje organismů trvajících miliony let.



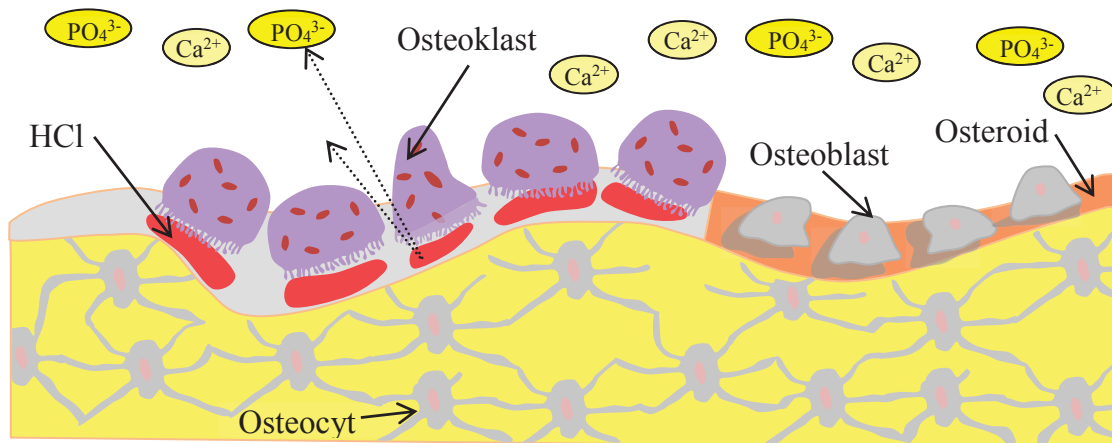
Obrázek 4.1: Trámčitá struktura spongiózní kostní tkáně těla obratle

4.2. Tvorba kostní tkáně z hlediska anatomie

Kostní tkáň se neustále mění a reaguje tak na namáhání, kterému je každodenně vystavena. Jedná se však o velmi pomalý proces, u kompletní přestavby kompaktní kostní tkáně hovoříme o délce trvání přibližně deset let, v případě spongiózní kostní tkáně trvá kompletní obnova přibližně tři až čtyři roky [21].

Z hlediska tvorby kostní tkáně rozeznáváme dvě dominantní buňky - osteoblast a osteoklast. Osteoblast je buňka kostní tkáně, která je stěžejní při tvorbě kosti. Nachází se na povrchu kosti, kde ukládá osteoid, jež postupně kalcifikuje. Jakmile je osteoblast obklopen mezibuněčnou hmotou, mění se v osteocyt, čili základní buňku kostní tkáně. Opačný proces je realizován pomocí osteoklastu, mnohobuněčné buňky, jež pomocí kyseliny chlorovodíkové rozpouští kostní hmotu, tím vznikají ionty Ca^{2+} a PO_4^{3-} , jež poté vstupují do krevního řečiště, viz Obr. 4.2.

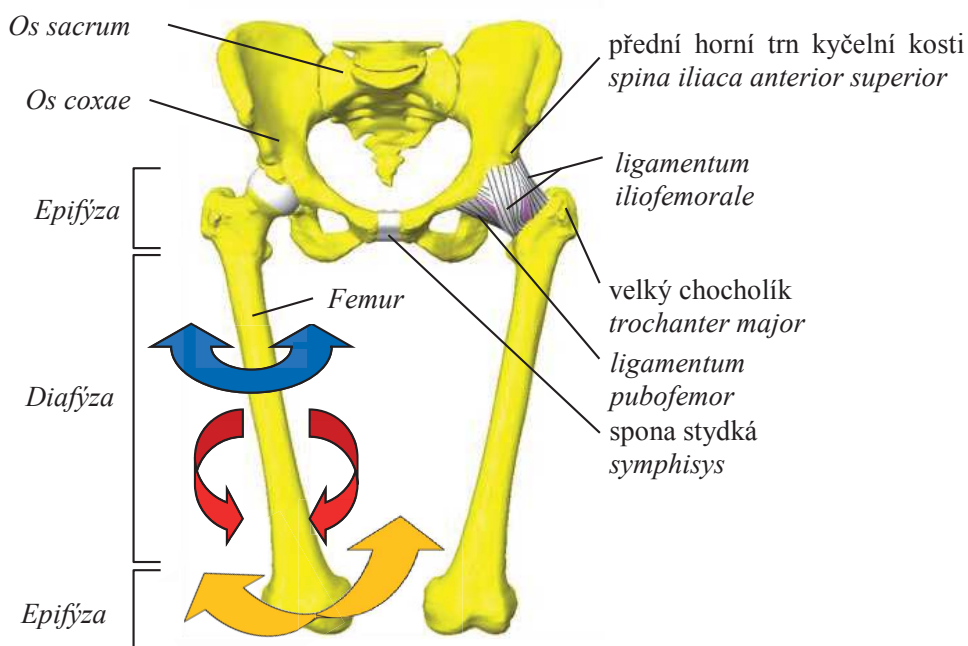
4.3. ANATOMIE KYČELNÍHO SPOJENÍ



Obrázek 4.2: Schematické znázornění tvorby kostní tkáně

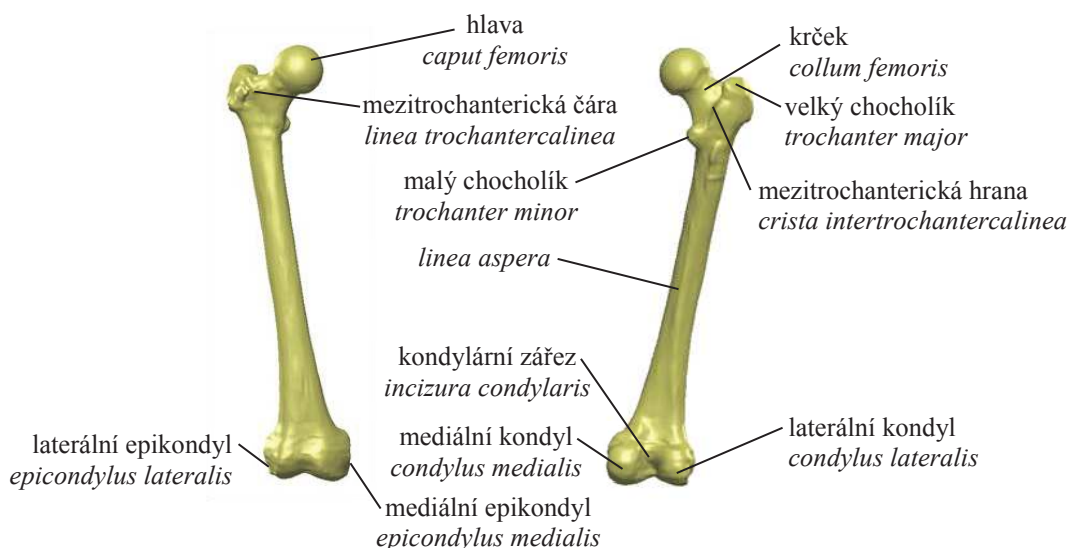
4.3. Anatomie kyčelního spojení

Kyčelní kloub je druhým největším kloubem v lidském těle, patří mezi klouby kulovité, které jsou charakteristické velkým rozsahem pohybů, viz Obr. 4.3. Samotný kloub je tvořen hlavicí kosti stehenní, *caput femoris*, viz Obr. 4.4, a jamkou v kyčelní kosti, *acetabulum*. Okraj kloubní jamky lemuje vazivová chrupavka, *labrum acetabulare*, která zabraňuje dislokaci. Kloub zpevňují tři vazy kloubního pouzdra (*ligamentum iliofemorale*, *ligamentum pubofemorale*, *ligamentum ischiofemorale*), jež šroubovitě obtáčejí hlavici stehenní kosti a tím zvyšují stabilitu kyčelního kloubu, viz Obr. 4.3. Mezi hlavicí kosti stehenní a jamkou kyčelního kloubu se nachází vaz hlavice stehenní, *ligamentum capitis femoris*, jímž prochází tepna podílející se na zásobování hlavice stehenní kosti.



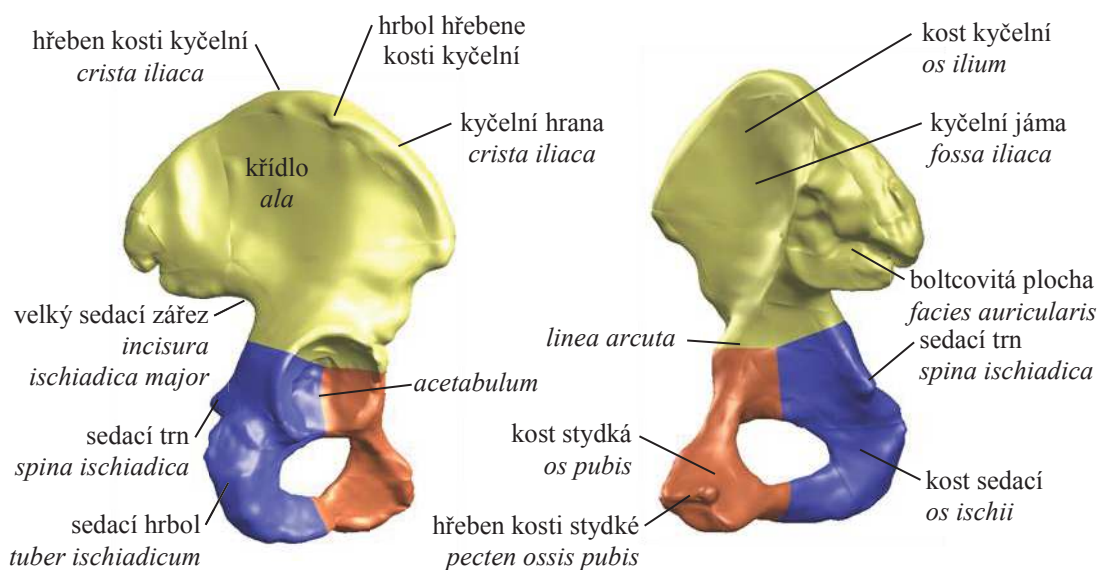
Obrázek 4.3: Kyčelní kloub, vlevo jsou naznačeny možné pohyby a popis kostí

4. ANATOMIE ČLOVĚKA SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU



Obrázek 4.4: Popis kosti stehenní

Kyčelní kloub patří do skupiny jednoduchých synoviálních kloubů spojujících dva kloubní povrchy. Protilehlé konce kostí jsou u synoviálních kloubů tvořeny hyalinní chrupavkou, která zajišťuje pružnost a elasticnost. Chrupavka je tvořena kulovitými chondrocity umístěnými v extracelulární matrix, v mezibuněčné hmotě se nacházejí pouze kolagenní vlákna, která umožňují chrupavce odolávat tahu a tlaku, méně je pak schopna odolávat ohybu a zkroucení. Chrupavka plní funkci dvou styčných ploch. Výživa kloubu je z důvodu absence cév zajišťována synoviální tekutinou, která má důležitou funkci při snižování koeficientu tření mezi styčnými plochami. Z důvodu jejího namáhání není inervována, v případě, že by tato tkáň byla inervována, byl by pohyb kvůli nesnesitelné bolesti nemožný. V případě zvýšeného zatěžování má na správnou funkci chrupavky vliv i přísun tekutin. Okolí chrupavky je dále tvořeno vrstvou husté pojivové tkáně zvané *perichondrium*, která ji chrání.



Obrázek 4.5: Popis pánevní kosti

4.3. ANATOMIE KYČELNÍHO SPOJENÍ

Kloub je obklopen dvouvrstevným kloubním pouzdem, kde vnější vrstvou je vazivové pouzdro a vnitřní vrstva je synoviální membránou produkující synoviální tekutinu, která usnadňuje pohyb. Synoviální tekutina se však nachází i v kloubní chrupavce, kdy při stlačování kloubu dochází k jejímu vytlačování, při následném uvolnění se tekutina obohacena o živiny rychle navrácí zpět a vyživuje tak kloubní chrupavku. Živiny jsou přenášeny cévním řečištěm do synoviální membrány. Informace o pohybech, ke kterým v kloubu dochází, jsou přenášeny jak pomocí nervových vláken, které krom detekování bolesti detekují i velikost napnutí kloubního pouzdra, tak i prostřednictvím svalů. Ve svalech jsou pak přítomna svalová vřeténka, což jsou mikroskopická tělíska sloužící k přenášení informace o napětí a délce svalu. Jejich hlavní funkcí je ochrana svalů a šlach před případným poškozením vznikajícím prudkým a rychlým protažením svalů.

Pletenec pánevní se skládá z párových pánevních kostí spojených vpředu sponou stydkou, *symphis pubica*, a vzadu kostí křížovou, *os sacrum*. Pánevní kost se skládá ze tří kostí, *os ischii*, *os pubis*, *os ilium*, které jsou v dětském věku rozděleny růstovou chrupavkou, v dospělosti pak srůstají, viz Obr. 4.5. Spona stydká patří do skupiny chrupavčitých kloubů typu symfýzy. Je tvořena vazivovou chrupavkou, která je složena z několika řad kolagenních vláken střídajících se s řadami chondrocytů obklopených chrupavčitou hmotou a hyalinní chrupavkou na povrchu kosti. Specifickou vlastností spony stydké je schopnost odolávat velkým tahovým a tlakovým silám.

5. Endoprotézy kyčelního kloubu

Onemocnění či poranění kyčelního kloubu podstatně mění charakter života postižené osoby, a proto je přirozenou snahou lékařů, biomechaniků a dalších vědců najít způsob léčby, který v co největší míře navrátí pacienta do běžného života. Jedná se o dlouhodobý proces zahrnující jak konzervativní, tak i invazivní chirurgickou léčbu. V případě kyčelního kloubu se jedná především o fixaci zlomenin užitím fixátorů pro zlomeniny stehenní kosti v oblasti diafýzy [22] a pánevní kosti v oblasti křídla [23], či o užití endoprotéz pro řešení problémů stehenní kosti v oblasti epifýzy a pánevní kosti v okolí acetabulární jamky. Totální endoprotézy kyčelního kloubu patří mezi první endoprotézy, kterými se lékaři začali zabývat.

5.1. Vývoj totálních endoprotéz kyčelního kloubu

Významným milníkem ve vývoji *TEP* je rok 1890, kdy Glück navrhl první *TEP* vyrobenou ze slonoviny, jednalo se zároveň o první pokus cementování, kdy při implantaci byla použita směs kalafuny, pemzy a sádry [24]. Další rozvoj nastává ve 40. letech 20. století, kdy se objevuje první aplikovaná *TEP* v klinické praxi, navržená Philipem Willesem [25]. Urist a McBride při implantaci jako první využili jak femorální, tak i acetabulární komponentu, čímž zkompletovali *TEP* kyčelního kloubu. Za nejvýznamnější mezník lze považovat práci anglického ortopeda sira Johna Charnleyho, který pro *TEP* použil kov a teflon, pro fixaci pak využíval cementování, čímž udal nový směr ve vývoji kyčelních endoprotéz. Užívání teflonu bylo však brzy nahrazeno vysokomolekulárním polyetylenem, který se nyní jeví jako nejvhodnější materiál v kombinaci s kovovou nebo keramickou komponentou *TEP* [25].

V 80. letech začal vývoj necementovaných *TEP*. Primární fixace, někdy též nazývaná mechanická, je zajištěna vytvořením přesného lůžka v kosti, do kterého je implantát vsazen. Sekundární fixace je dosaženo vrůstáním kostní tkáně do porézního povrchu implantátu. Porézní povrch implantátu je zpravidla tvořen titanovým nástřikem. Tento druh implantátu je užíván především u mladších pacientů, a to především z důvodu kvalitnější kostní tkáně, která se u nich vyskytuje.

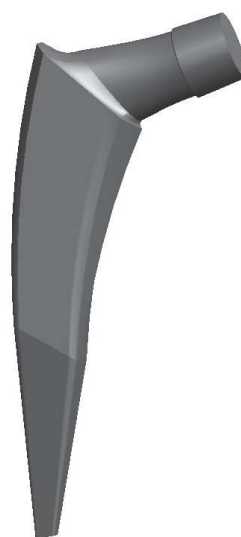
V klinické praxi se vyskytovaly i případy, kdy bylo nutné aplikovat *TEP* u mladých pacientů. Dle Obr. 1.2 je zřejmé, že v některých případech bylo užito *TEP* u pacientů do 30 let a to v poúrazových případech, výjimečně v případech degenerativních změn. Nejen vzhledem k omezené životnosti, ale i hrozbě případného uvolnění jedné z komponent, je nutné brát v úvahu potřebu budoucí reimplantace. Životnost endoprotézy je v současné době vzhledem k užitým materiálům odhadována na 15 let, a to především z důvodu snižování tloušťky polyetylenové vložky v důsledku otěru. V případě pacienta s věkem pod 30 let je nutné, za předpokladu že nedojde k neočekávaným komplikacím, počítat minimálně s dvěma reimplantacemi. Vzhledem k tomu, že je nezbytné vytvořit pro každou *TEP* nové lůžko, aby bylo možné provést fixaci, je při první implantaci nejprve užito bezcementační a při následných reimplantacích cementační endoprotézy.

5.2. Přehled totálních endoprotéz kyčelního kloubu

Cílem implantace *TEP* je navrácení bezbolestného pohybu postiženého kloubu. Z důvodu co nejmenšího zásahu do organismu, a tím i snížení doby rekonvalescence, je snahou odebrat co nejmenšího množství kostní tkáně. V případě povrchové *TEP* dochází pouze k odstranění chrupavky a malého množství kostní tkáně, viz Obr. 5.1. Tento přístup nebyl však koncem 20. století upřednostňován, a to především z důvodu náročnosti kladené na lékaře, z časové náročnosti výkonu a v neposlední řadě i z důvodu vyšších finančních nákladů. Se zvyšující se úrovní medicíny je tento typ *TEP* užíván stále častěji. V případě, že není možná aplikace povrchové náhrady, např. z důvodu poškození krčku kosti stehenní, se pak jako nejméně invazivní varianta nabízí endoprotéza s krátkým dříkem, viz Obr. 5.2.



Obrázek 5.1: Povrchová endoprotéza



Obrázek 5.2: Endoprotéza s krátkým dříkem

Jelikož při každé implantaci musí být vždy odstraněna nekvalitní kostní tkáň a vytvořeno lůžko ve kvalitní kostní tkáni odpovídající tvaru nového implantátu, musí tak každá následující endoprotéza být většího rozměru. Následující variantou, po *TEP* s krátkým dříkem, je tedy femorální komponenta s dlouhým dříkem, viz Obr. 5.3, a acetabulární komponenta většího rozměru. U cementačních endoprotéz je vytvořeno lůžko většího rozměru, mezera mezi lůžkem a implantátem je vyplněna cementem a případně kostními štěpy, a tím je zajištěna fixace implantátu. Tímto způsobem je dosaženo výrazně kratší doby rekonvalescence, kdy již druhý den po zákroku je možné končetinu mírně zatěžovat.

V případech, kdy je odebráno velké množství kostní tkáně v okolí acetabula a hrozí tak protruze (zborcení) stěny acetabula, je nutné provést rekonstrukci acetabulární jamky. V případě protruze stěny acetabula dochází k průniku hlavice stehenní kosti do dutiny břišní. Ke zvýšení únosnosti acetabula se zhoršenou kvalitou kostní tkáně byly vyvinuty acetabulární armatury, mimo jiné i Burch-Schneiderova dlaha. Tyto armatury jsou připevňovány ke kosti pánevní pomocí šroubů, případně zaseknutím do kosti. Mezera vzniklá mezi armaturou a kostní tkání je následně vyplňována kostními štěpy nebo kostním cementem.

Burch-Schneiderova dlaha byla navržena švýcarským ortopedem Dr. Hans-Beat Burchem v roce 1974 při léčbě pacienta s nezhojenou zlomeninou acetabula [26], [27]. O rok později byla dlaha implantována Dr. Robertem Schneiderem. V této době používaný



Obrázek 5.3: Endoprotéza s dlouhým dříkem

Eichlerův prstenec dostatečně nesplňoval náročné požadavky přemostění velkých defektů acetabula, jakými jsou ztráta kostní tkáně v oblasti acetabula či zlomenina stěny acetabula spojená s dalšími defekty [26]. Do roku 1987 byla *BS* dlahy vyráběna z korozi-vzdorné oceli, v současné době je již vyráběna z titanové slitiny pomocí technologie hlubokého tažení. Její tvar byl postupně modifikován tak, aby splňoval nároky na variabilitu fixace pomocí šroubů, viz Obr. 5.4.

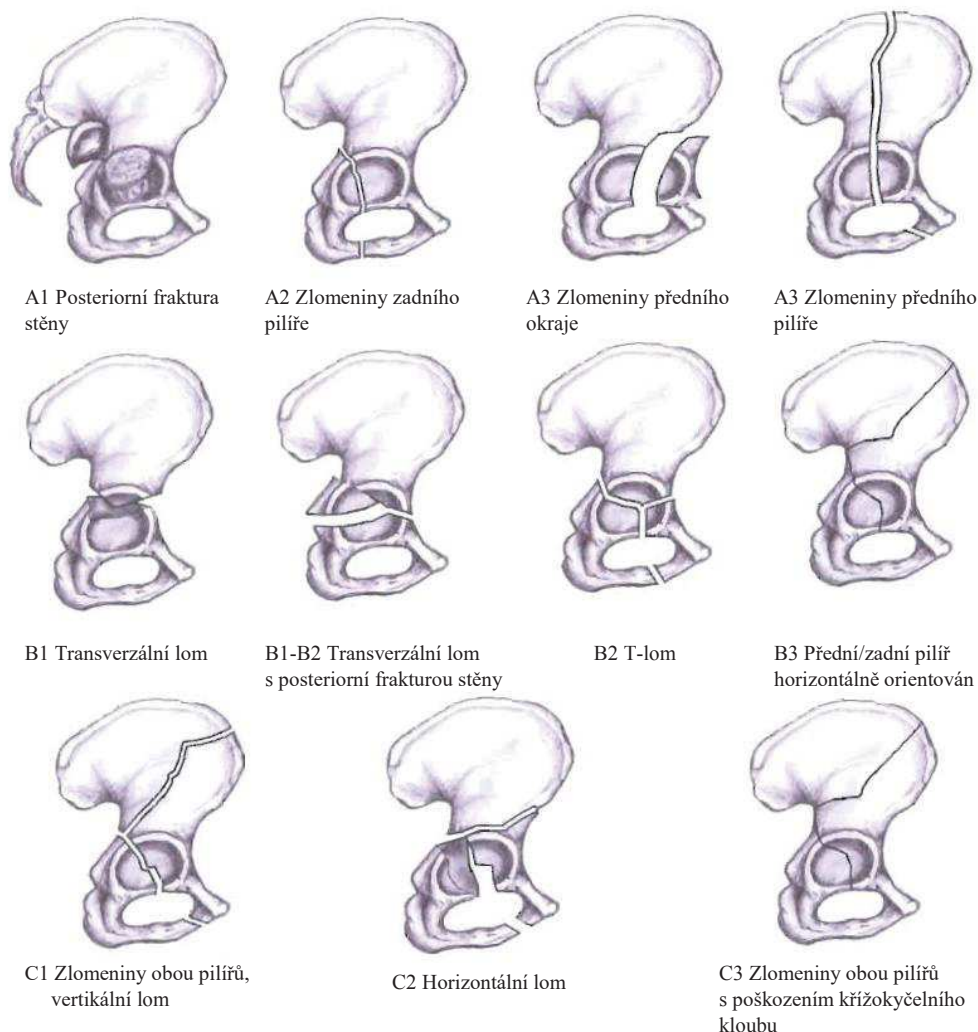


Obrázek 5.4: *BS* dlahy

6. Aplikace Burch-Schneiderovy dlahy

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.

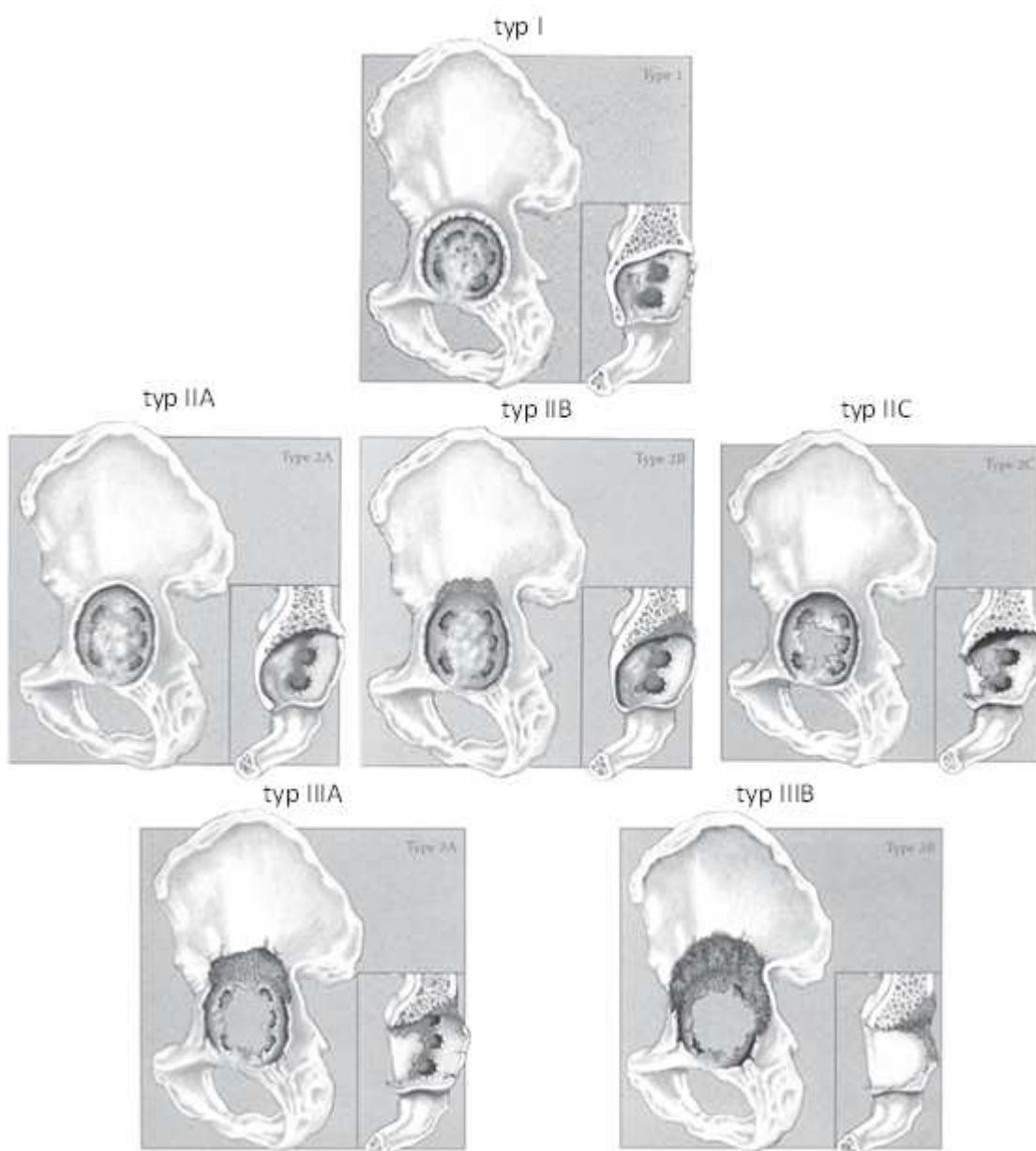
AO klasifikace je komplexní klasifikace, která kombinací číslic a písmen popisuje zlomeniny. Zlomeninám v oblasti pánve je přiřazeno číslo 6, dále se popisuje typ zlomeniny (*A – C*), přičemž každý typ je rozdělen na skupiny 1 až 3 a podskupiny 1 až 3. Zlomeniny postihující pouze jeden pilíř spadají do typu *A*, příčná zlomenina acetabula se označuje za typ *B*. Typ *C* představuje oddělení kloubní plochy od křídla kosti kyčelní, často dochází k protruzi hlavice femuru do dutiny břišní. Jednotlivé typy jsou zobrazeny na Obr. 6.1.



Obrázek 6.1: *AO* klasifikace [28]

6. APLIKACE BURCH-SCHNEIDEROVY DLAHY

Zobrazení acetabulárních defektů a jejich klasifikace dle Paproskyho je na Obr. 6.2, kde jsou defekty rozděleny do tří typů, z nichž typy *II* a *III* jsou dále rozčleněny na podskupiny. Posuzování jednotlivých stavů se provádí dle kritérií, jež jsou uvedeny v Tab. 6.1.

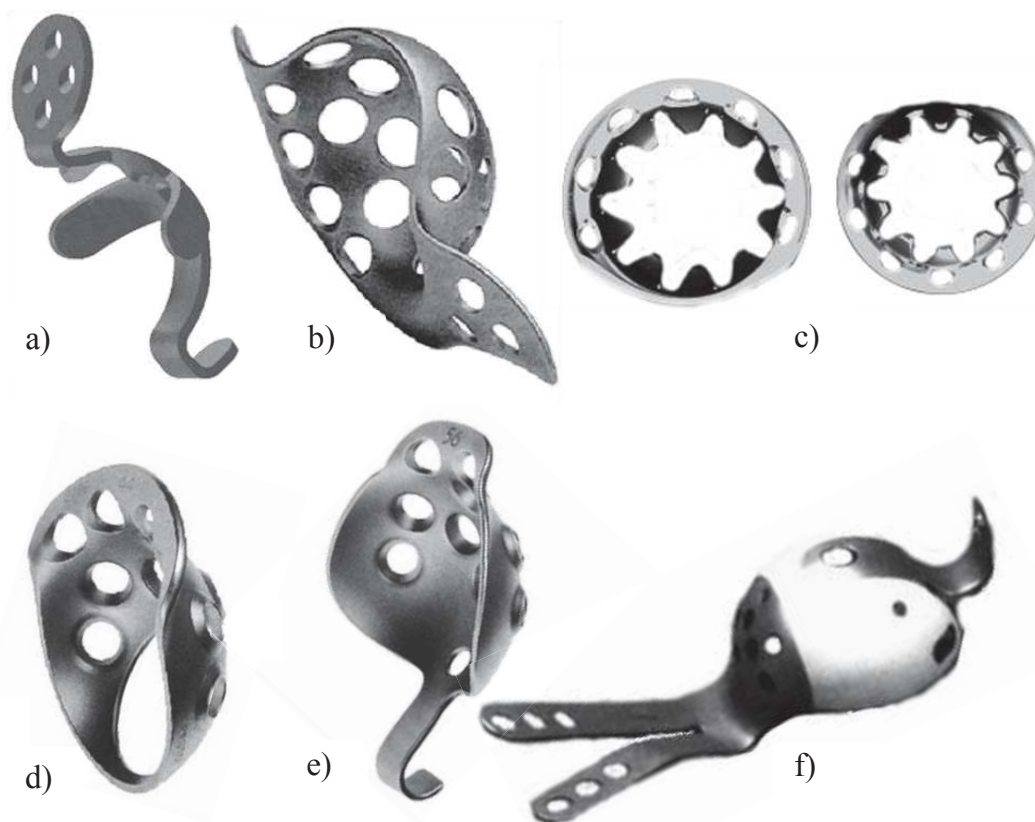


Obrázek 6.2: Rozdělení acetabulárních defektů dle Paproskyho [29]

Pro klasifikaci typu defektu se využívá čtyř kritérií, jež jsou hodnoceny na základě *RTG* snímku. Migrace jamky v proximálním směru je označována za nevýznamnou do 3 mm nad horní spojnici ucpaných otvorů (*foramen obturatum*), při větších posuvech je pak již označována za významnou. Osteolýza, neboli úbytek kostní tkáně, sedací kosti je klasifikována jako malá do 7 mm pod horní spojnici ucpaných otvorů (*foramen obturatum*), jako střední v rozsahu 7 až 14 mm a jako těžká nad 15 mm. Migrace jamky v mediálním směru se rozděluje na stupeň *I*, jedná se o případ, kdy nedosahuje ke Köhlerově linii (linie spojující laterální okraj pánve a nejvíce laterální část ucpaného otvoru

Typ defektu	Proximální migrace jamky	Osteolýza sedací kosti	Migrace jamky mediálně	Osteolýza okraje acetabula
I	Nevýznamná	Žádná	Žádná	Žádná
IIA	Nevýznamná	Malá	Stupeň I	Malá
IIB	Nevýznamná / Významná	Malá	Stupeň II	Malá
IIC	Nevýznamná	Malá	Stupeň III	Střední až těžká
IIIA	Významná	Střední	Stupeň II+/III	Střední
IIIB	Významná	Těžká	Stupeň III+	Těžká

Tabulka 6.1: Klasifikace typu defektu dle Paproskyho [30]



Obrázek 6.3: 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 [31], [32], [33]

v anterior posterior *RTG*), stupeň *II*, který nastává při dosažení Köhlerovy linie, stupeň *II+* při přesahu Köhlerovy linie, stupeň *III* při migraci do pánve s porušením Köhlerovy linie a stupeň *III+* při přesahu značné migrace do pánve. Osteolýza okraje acetabula je klasifikována jako malá při nevýrazné ztrátě zevního okraje, jako střední při kompletní ztrátě laterálního okraje a jako těžká v případě ztráty laterálního i mediálního okraje.

6. APLIKACE BURCH-SCHNEIDEROVY DLAHY

Dle AAOS klasifikace jsou defekty rozděleny do pěti typů, viz Tab. 6.2. 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. Nejpoužívanější dlahy pro řešení komplexních acetabulárních problémů, typ *II* a *III* dle AAOS, jsou zobrazeny na Obr. 6.3. *BS* dlaha je dominantně užívána u defektů typu *III* a *IV* dle AAOS a *IIIA* a *IIIB* dle Paproskyho.

Typ defektu	Popis defektu
Typ I	Segmentální defekt - porušení okraje acetabula
Typ II	Kavitální defekt - bez porušení okraje acetabula
Typ III	Velký defekt v oblasti acetabula - kombinace segmentálních a kavitálních defektů
Typ IV	Porušení pánve spojené s rozsáhlým defektem v oblasti acetabula
Typ V	Artrodéza kyčelního kloubu

Tabulka 6.2: Klasifikace typu defektu dle AAOS [29]

7. Rešerše

V oblasti dané problematiky po celou dobu řešení působilo a stále působí velké množství týmů po celém světě, které se zabývají zvyšováním úrovně řešení. Pro posouzení současného stavu poznání řešené problematiky je nutné provést rešeršní studii, která slouží k zjištění nejnovějších poznatků a přístupů k řešení.

Jelikož se jedná o mezioborový problém, je nutné se zaměřit nejen na odborné články z oblasti biomechaniky, ale i z dalších oborů souvisejících s řešenou problematikou. Během více než tří desetiletí, jež se *BS* dlahy využívá, bylo například publikováno velké množství medicínských prací zabývajících se tímto tématem.

7.1. Hodnocení implantace *BS* dlahy z hlediska medicíny

Informace jak o úspěšném, tak neúspěšném řešení problémů kyčelního kloubu jsou sdíleny ve většině zemí Národním registrem kloubních náhrad [7], [34], [35], [36], [37]. Tyto registry mají velký význam pro přehled a charakter vývoje implantací, dále mohou sloužit jako podklad pro řešení komplikovaných případů.

Studie zabývající se totálními endoprotézami kyčelního kloubu publikované v medicínských časopisech se věnují především střednědobým až dlouhodobým výsledkům. Hodnocení je prováděno na základě Hariss HIP Score (*HHR*), které zohledňuje funkci a rozsah pohybu kloubu. Pro hodnocení je používáno kontrolních rentgenových snímků, kde klasifikovanými parametry jsou především migrace totální endoprotézy či její uvolnění. Dále jsou v některých studiích publikovány případy porušení šroubů, či dokonce porušení totální endoprotézy.

Dlouhodobé studie [12], [38] zabývající se hodnocením dosažených výsledků aplikací *BS* dlahy ukazují, že zatímco krátkodobé výsledky mají uspokojivý charakter, tak z dlouhodobého hlediska dochází k výrazně většímu počtu selhání. Podobný charakter dokládá i střednědobá studie Wachtla [39], jež dokumentuje výsledky užití *BS* dlahy, kdy z celkového počtu 38 implantací byly evidovány dvě dislokace (vzájemná posunutí) a jeden případ porušení šroubu. Střednědobá studie [40] zaměřující se na užití tzv. *OCTOPUS* systému, jež spojuje fixaci pomocí šroubů a vrůstání kostní tkáně do hydroxyapatitového povrchu *TEP* spolu s užitím kostních štěpů, ukazuje, že tento přístup dosahuje velmi dobrých výsledků.

Důkladný popis případů porušení dlahy je obsažen ve studiích Pieringera [15], Galla [13], [17], Regise [14], [41], Perka [12], Schneidera [16] a Goodmana [20]. Gallo ve své studii [13] uvádí přehled dosažených výsledků používání *BS* dlahy u závažnějších defektů v oblasti acetabula, kdy úspěšnost implantací dosáhla 80 %, ve zbývajících případech došlo k

- aseptickému uvolnění, jež bylo doprovázeno migrací implantátu a porušením fixačních šroubů,
- nebo k septickému uvolnění.

Gallo v článku [13] zároveň informuje o porušení *BS* dlahy v oblasti kaudálního křídla.

V rozsáhlé studii Pieringera [15] je zmíněn případ pacienta, u kterého došlo k šesti dislokacím totální endoprotézy. V případě užití *BS* dlahy došlo dokonce k jejímu porušení v oblasti kraniálního křídla, což jen dokládá potřebu řešit specifické případy týkající se přímo daného pacienta. V šesti dalších případech došlo k aseptickému uvolnění – tři případy porušení v kaudální části dlahy spolu s porušením šroubů a tři případy s migrací implantátu více než 5 mm doprovázené porušením šroubů. Podobné výsledky četností aseptického a septického uvolnění *BS* dlahy dokládají i studie Gilla [42], Berryho [38] a Hsu [43]. Mnohé další krátkodobé [44] a dlouhodobé studie [18], [19], [45], až 21 let po operaci, dokládají obdobné výsledky, přičemž v některých případech i přes radiologický nález porušení šroubu nebyla nutná revizní operace. Studie Schneidera [16] informuje o případech porušení dalších typů dlah a prstenců, kde u třech rozdílných typů *TEP*, které byly použity v 96 případech, došlo k osmi porušením, přičemž se jednalo o porušení dlahy či šroubu.

Pro řešení problémů v oblasti acetabula je dále kromě *BS* dlahy využívána i řada prstenců – např. Muellerův, Ganzův, Eichlerův, *GAP*, viz Obr. 6.3, přičemž je dosahováno obdobných výsledků jako v případě použití *BS* dlahy [38], [31], [46], [47]. Obdobné dlouhodobé výsledky, jsou publikovány v článcích, které se zaměřují na další typy rekonstrukčních dlah, jež jsou vhodné pro případy acetabulárních defektů [48], [49], [50], [51], [52]. Studie Udomkiata [30], do které byl zahrnut krom *BS* dlahy i Muellerův a Ganzův prstenec, v celkovém počtu 64 implantací řeší vliv dílčích faktorů na úspěšnost zákroku. Dominantní vliv na stabilitu implantátu má podle studie kraniální část acetabula, jež zabraňuje především uvolnění a migraci implantátu. Významný vliv na dislokaci má svalová dysbalance a zesláblý, či vinou poškození nervu nefunkční, *gluteus medius*. Dosažené výsledky ve studii Wintera [53] poukazují na vhodnost užití *BS* dlahy spolu s alogenním kostním štěpem pro překonání masivních acetabulárních nedostatků.

V případě použití rekonstrukčních dlah je v některých případech využívána dodatečná úprava částí dlahy přímo na operačním sále [54], [13]. Tak je dosahováno tvaru, který lépe kopíruje okolí acetabulární jamky, avšak vzniká zde nezanedbatelný vliv změny geometrie.

7.2. Deformačně napěťové analýzy kyčelního spojení

Při řešení problémů souvisejících s fyziologickými či patologickými stavy a s totálními endoprotézami je k výpočtu používáno zatížení odpovídající hmotnosti jedince při stojí na jedné končetině, při chůzi po rovině, do schodů a ze schodů [55]. Znalost rozložení stykového tlaku v kloubu je prospěšná jak pro předoperační plánování, tak i pro pooperační léčení a rehabilitaci. Krátkodobé a dlouhodobé teoretické studie chování totálních endoprotéz kyčelního kloubu jsou závislé na úrovni modelu zatížení v rámci interakce kostní tkáň - implantát.

První práce zabývající se totální endoprotézou kyčelního kloubu na *2D* úrovni s použitím metody konečných prvků (*MKP*) byly publikovány roku 1976 Andriacchim; 1979 Kwakem; a následně 1979, 1980 Yettramem a Wrightem, viz [56]. První užití *3D* modelu, kdy však byla ještě uvažována axisymetrie, bylo publikováno již v roce 1975 Bartelem a Ulsoyem; dále Bartelem 1977 a roku 1978 Huiskesem, viz [56]. Nicméně první *3D* model vyšší úrovně byl publikován Roehrem 1977; následně Sholtenem 1978 a roku 1980 Valiappanem; Hamptonem; Crowninshieldem [56]. V těchto pracích byl použit homogenní

7.2. DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÉ ANALÝZY KYČELNÍHO SPOJENÍ

izotropní lineárně pružný model materiálu kortikální a trabekulární kosti, některé studie však využívaly také modely s nehomogenním materiálem trabekulární kosti [57].

V dnešní době jsou převážně využívány právě 3D modely, které lépe respektují anatomický tvar kostí. Modely geometrie jsou vytvářeny z dat pořízených moderními zobrazovacími zařízeními. Ve studii Böhma [23], jež se zabývá numerickou simulací stavu po implantaci, je pro řešení použit model geometrie vytvořený z *CT* dat. Výsledky řešení byly následně podrobeny analýze, přičemž pro hodnocení kostní tkáně byla použita Mechanostat hypotéza (viz Kap. 12). Na základě provedených analýz bylo nalezeno kritické místo, jehož poloha je shodná s problematickým místem v době rekonvalescence.

Pro řešení biomechanických problémů se v současné době ve značné míře využívá výpočtové modelování, které spolu s využitím novodobých poznatků a technologií umožňuje řešení specifických problémů, které jsou řešeny na modelu geometrie, jež byl vytvořen na základě dat získaných od daného pacienta prostřednictvím moderních zobrazovacích zařízení. Poněvadž pro získání všech podstatných informací není nutné provést chirurgický zákrok, je možné realizovat řešení problému v přípravné fázi operace a tím předejít případným komplikacím. Pro řešení klinických problémů je vhodné provést deformačně napěťovou analýzu jak před, tak i po operačním zákroku, aby bylo možné provést srovnávací analýzu.

V případě biomechanických problémů v oblasti velkých kloubů je podstatnou veličinou kontaktní tlak. Práce [24] se zabývá hodnocením kontaktního tlaku u fyziologického i patologického kyčelního spojení, a to na základě výsledků z technického experimentu i výpočtového modelování. Na rozložení tlaku má výrazný vliv materiál a geometrie, jejíž vliv byl řešen v práci Andersona [58]. Kontaktní tlak je ve velké míře také ovlivněn vzájemnou polohou komponent, která musí respektovat rozsahy daného kloubu [59]. V práci [60] je využito dvou přístupů pro určení kontaktního tlaku – *MKP* a *Discrete Element Method*, jež k popisu kostí využívá tuhá tělesa, zatímco chrupavka je modelována pružinami. Metoda konečných prvků je velmi často užita nejen pro řešení problémů biomechanického charakteru, ale je také využívána při vývoji implantátů. Velký důraz je kladen na znalost rozložení kontaktního tlaku u totálních endoprotéz, a to především z důvodu otěru. Disertační práce Koukala [61] se zabývá vlivem tvarových a rozměrových odchylek na mechanické veličiny, včetně kontaktního tlaku. Jedná se o vlivy typu uložení hlavice a jamky včetně velikosti vůle/přesahu, odchylky kruhovitosti a jejich vzájemné pozice po implantaci.

Cilingir se ve své studii [62] zabývá aplikací keramiky na hlavici a jamku povrchové náhrady kyčelního kloubu. Keramika je jedním z perspektivních materiálů v endoprotetice, a to především díky dobrým otěrovým vlastnostem. Jejím širšímu využití v biomechanice však brání nízká hodnota lomové houževnatosti. Zvyšování lomové houževnatosti je předmětem výzkumu a vývoje nových generací biokeramiky [63]. Při vývoji komponent je vždy nutné vyvíjet oba materiály, jež tvoří jak hlavici, tak i jamku totální endoprotézy. V současné době se využívá vysokomolekulární polyetylen, který se vyznačuje velkou odolností proti otěru a zdravotní nezávadností. I přes tyto vlastnosti se jedná o komponentu, jež z velké části negativně ovlivňuje životnost celé endoprotézy, protože v některých případech použití tohoto materiálu dochází k opotřebení až v takovém rozsahu, že se hlavice dotýká kovové jamky [64].

Při řešení problémů týkajících se kyčelního kloubu je nutné věnovat pozornost příčinám, jež mají za následek implantaci totální endoprotézy. Jedním z možných faktorů je např. boční pád s úderem do velkého trochanteru, jež je řešen ve studiích [65], [50], [66].

Často řešenou problematikou je výběr vhodného materiálu, a to z hlediska mechanických a chemických vlastností a biokompatibility, přičemž zatížení může v případě dolních končetin dosahovat až čtyřnásobku hmotnosti jedince.

V případě poškození chrupavky či nižšího stupně artrózy je možné využít povrchových totálních endoprotéz, u jejichž implantace dochází k odstranění chrupavky a relativně malého množství kostní tkáně. Jednou z komplikací, jež nastává při jejich implantaci, je nadměrné opracování kostní tkáně při operačním zákroku. Jedná se o podřezání hlavice, tzv. notching, které se projeví zlomením krčku femuru. Rozsáhlá studie Bryana [67] se zabývá vlivem velikosti femorální hlavice povrchové endoprotézy na rozložení přetvoření v oblasti proximálního konce femuru. Další práce se zabývají vlivem pozice povrchové endoprotézy na přetvoření kostní tkáně, k výpočtům je užitá metoda konečných prvků [68], [69]. *MKP* je používána i pro řešení klinických problémů, kdy došlo k porušení povrchové totální endoprotézy [70], [71]. Pro případy méně rozsáhlých acetabulárních defektů, u kterých není nutná aplikace speciálních dlah a prstenců k přemostění těchto defektů, je možné využít další typy acetabulárních komponent, viz [62], [72], [73], [74]. V pracích [75], [76] je řešen vliv přesahu při primární stabilitě mezi necementovanou femorální komponentou a kostí, který je základním parametrem pro vyhodnocování mikroposuvu. Jeho nerespektování může vést k podhodnocení stability. Dosažené výsledky jsou dále srovnávány s experimentem.

V práci [77] je zatěžována implantovaná acetabulární jamka, přičemž defekt byl v jednom případě vyplněn cementem a v druhém kostními štěpy, následně byla postižená část podrobena cyklickému zatěžování. Z výsledků vyplývá, že kostní cement je schopen odolat většímu počtu cyklů než kostní štěpy, a tak umožňuje lepší primární stabilitu, čímž potvrzuje fakt, že kostní štěpy je třeba nechat po implantaci dostatečně zhojit.

Jedním z primárních důvodů uvolnění necementované acetabulární jamky je neúspěšná primární stabilita. Pro dlahy určené k přemostění acetabulárních defektů je využíváno fixace pomocí šroubů, případně zaseknutí do kosti. Vlivem počtu šroubů na primární stabilitu implantátu se zabývají práce [73], [78]. Studie Wirtha se pak věnuje vlivu úrovně výpočtového modelu kostní tkáně na stabilitu šroubu [79].

Studie Kawanabe [32] se zabývá porovnáním *BS* dlahy, dlahy Kerboullova typu, Mullerova a Ganzova prstence, k výpočtům jsou použity numerické simulace. V práci jsou uvažovány 2 až 4 šrouby pro fixaci každého druhu implantátu. Porovnání jednotlivých dlah je provedeno na základě rozložení napětí na implantátu.

Pro řešení komplexních acetabulárních defektů je možné využít tzv. Rapid Prototyping, jež je soubor navzájem navazujících technologií umožňujících rychlou výrobu prototypů pomocí 3D tisku. Ve studii Li [80] bylo této metody využito pro řešení problémů s kyčelním spojením u 25 pacientů, kde *RTG* vyšetření bylo pro výběr vhodné rekonstrukční dlahy nedostatečné. Na základě *CT* skenování byl vytvořen 3D model pánevní kosti, přičemž celý proces trval cca jeden den. Následně byly v tomto modelu použity různé typy dlah, a to za účelem určení nejvhodnější varianty dlahy pro daného pacienta, či dokonce i případného vyhotovení unikátní dlahy odpovídající právě konkrétním požadavkům pacienta. Rapid Prototyping je možné využít i při vývoji totálních endoprotéz, jak je uvedeno v práci Bae [57] zaměřené na vývoj modulárního dřívku totální endoprotézy kyčelního kloubu. Na základě dat z *CT* byl vytvořen výpočtový model kyčelního spojení, který byl doplněn modulárními a unifikovanými dřívky rozdílných průřezů. Na základě výpočtového řešení byla provedena deformačně napěťová analýza a porovnáno rozložení napětí na dřívících a okolní kostní tkáni.

7.2. DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÉ ANALÝZY KYČELNÍHO SPOJENÍ

Řada prací se zabývá porovnáním numerické simulace využívající metodu konečných prvků a technického experimentu. Porovnání výpočtového a experimentálního řešení je podmíněno stejnou rozlišovací úrovní výpočtového a experimentálního modelu. Zpravidla je dosahováno uspokojivé shody. Pro technické experimenty je obtížné zajistit dostatečný počet vzorků za účelem opakovatelnosti, proto se nabízí tvorba experimentálního modelu (tvořen pánevní a stehenní kostí) z technických materiálů. V práci [81] je řešen model pánve vyrobené z polyuretanu. Dosažená shoda mezi výsledky experimentu a numerické simulace při totožných okrajových podmínkách dokazuje, že simulace s užitou metodikou a řešením pomocí *MKP* je použitelná pro řešení složitých struktur, např. kostí. V práci Stolka [82] je porovnán experimentální a výpočtový přístup sloužící k ověření dvou konečnoprvkových modelů cementovaných dřívků. Porovnání vzniklého přetvoření bylo provedeno jednak na povrchu kosti, tak i na povrchu dřívku, který je z hlediska hodnocení stěžejní.

Tvorba modelů z *CT* snímků pro specifické případy je významná z hlediska možnosti řešení problému pomocí metody konečných prvků v předoperační fázi zákroku. Další významný krok vedoucí ke zvýšení úrovně modelu materiálu spočívá v získání hodnot materiálových charakteristik kostní tkáně z Hounsfieldových jednotek a jejich následné implementace do konečnoprvkového modelu, tohoto přístupu je využito v pracích [55], [83], [84], [85], [86]. Nedílnou součástí vývoje metodiky je i vzájemné porovnání s technickým experimentem. V práci [86] je provedeno porovnání mezi výpočtovým modelováním a experimentem na femorální komponentě, kde je pro určení mechanických vlastností kostní tkáně využito *CT* snímků.

V práci [87] je popsána korelace mezi mechanickými vlastnostmi, hustotou kostní tkáně a Hounsfieldovými jednotkami (*HU*). Řada dalších prací se zabývala určením závislosti mezi Youngovým modulem pružnosti a hustotou kostní tkáně. Jednotlivé závislosti porovnávané v práci Helgasona [88] ukazují na rozdílnost výsledků, jež je způsobena místem odběru tkáně, tvarem vzorku či typem testování. Chen ve své práci [84] uvádí možný přístup pro určení materiálových vlastností z *HU* jednotek, kdy je hodnota Youngova modulu pružnosti pro každý element vypočtena z průměrné hodnoty v oblasti daného elementu. Pro dosažení spojitého rozložení materiálových vlastností je využito teplotní závislosti modelu materiálu, kdy je v daném místě nejprve zjištěna intenzita pixelu z *CT* snímku a následně je tato hodnota převedena na Youngův modul pružnosti, jenž je vyjádřen právě v závislosti na teplotě. Stejný postup popisuje ve své práci i Helgason [89].

V současné době je v oblasti výzkumu využíváno dat z μ -*CT* zařízení, které však není možné přímo využít pro řešení klinického problému lékařské praxe, z důvodu pro člověka nepřijatelně vysoké hodnoty záření. Konečná analýza však umožňuje zahrnout klinické problémy. Například výzkum se zaměřením na hojení zlomeniny kosti prováděný na laboratorních zvířatech je možné využít pro hodnocení svalku u člověka ad. [90], [91].

Práce Verhulpa [92] se zabývala porovnáním výsledků ze dvou modelů proximální části femuru, které se lišily svou úrovní. Model geometrie byl vytvořen na základě dat z μ -*CT*, kde byl použit nehomogenní, v závislosti na hustotě, izotropní model materiálu. Model byl diskretizován rozdílnými velikostmi elementů (0,64 a 3,04 mm). Porovnání bylo provedeno na základě rozložení napětí a přetvoření. Úrovně modelů byly porovnány dle tuhosti, rozložení napětí a přetvoření. Dále byly vyhotoveny analýzy s rozdílnými závislostmi hustoty a Youngova modulu pružnosti.

Pro stabilitu implantátu je stěžejní remodelace kostní tkáně v okolí implantátu. Remodelace kostní tkáně na mikro úrovni může dostatečně reprezentovat trabekulární adap-

taci po implantaci, a tak může být využita jako další nástroj pro porovnání a tvarovou optimalizaci endoprotézy, což je použito v práci [93]. V případě kostní tkáně je značně problematické, na rozdíl od technických materiálů, její hodnocení z hlediska mechanického chování, a to především z důvodu neustále probíhajících procesů remodelace. Hypotézu zabývající se objasněním procesu remodelace kostní tkáně v závislosti na zatěžování publikoval Harold M. Frost [1], [2], [3], [4], [94], [95]. V případě, že je kost vhodně namáhána, bude docházet k remodelaci, zatímco v případě přetěžování kostní tkáně dochází k růstu tzv. sklerotické kostní tkáně, kost se stává křehkou, což může mít za následek její porušení, případně následné uvolnění implantátu. V případě malého namáhání pak převažuje resorpce kostní tkáně nad její tvorbou. Na základě této hypotézy je možné provádět mechanické hodnocení kostní tkáně i v okolí implantátu, jež je v řadě publikací využíváno právě pro predikci stability implantátu.

7.3. Shrnutí

Provedená rešeršní studie dostupných článků zabývajících se analýzou výsledků implantace *BS* dlahy potvrzuje, že porušení implantátu, které popisuje Gallo [13], není ojedinělý. Uvedený článek [13] je stěžejní z hlediska provedené rešeršní studie. Na jejím základě byla vyhodnocena dvě kritická místa, ve kterých docházelo k porušení implantátů, viz Obr. 7.1 a) až g). Porušení šroubů či migrace implantátu je často sledovaný jev, avšak ne vždy je omezena jeho funkce a tudíž není prováděna reoperace. Rešeršní studie potvrzuje fakt, že zmíněné problémy nastávají i u ostatních dlah a prstenců. Dle studie Paproskyho [96] mezi nejvíce problematické patří zejména případy, kde kostní tkáň tvoří oporu dlahy méně jak z 50 % kontaktní plochy. Významný přínos rešerše spočívá i v získání přehledu používaných způsobů fixace *BS* dlahy, jež jsou zaznamenány v Tab. 7.1 a následně zobrazeny na Obr. 7.1 a) až g).

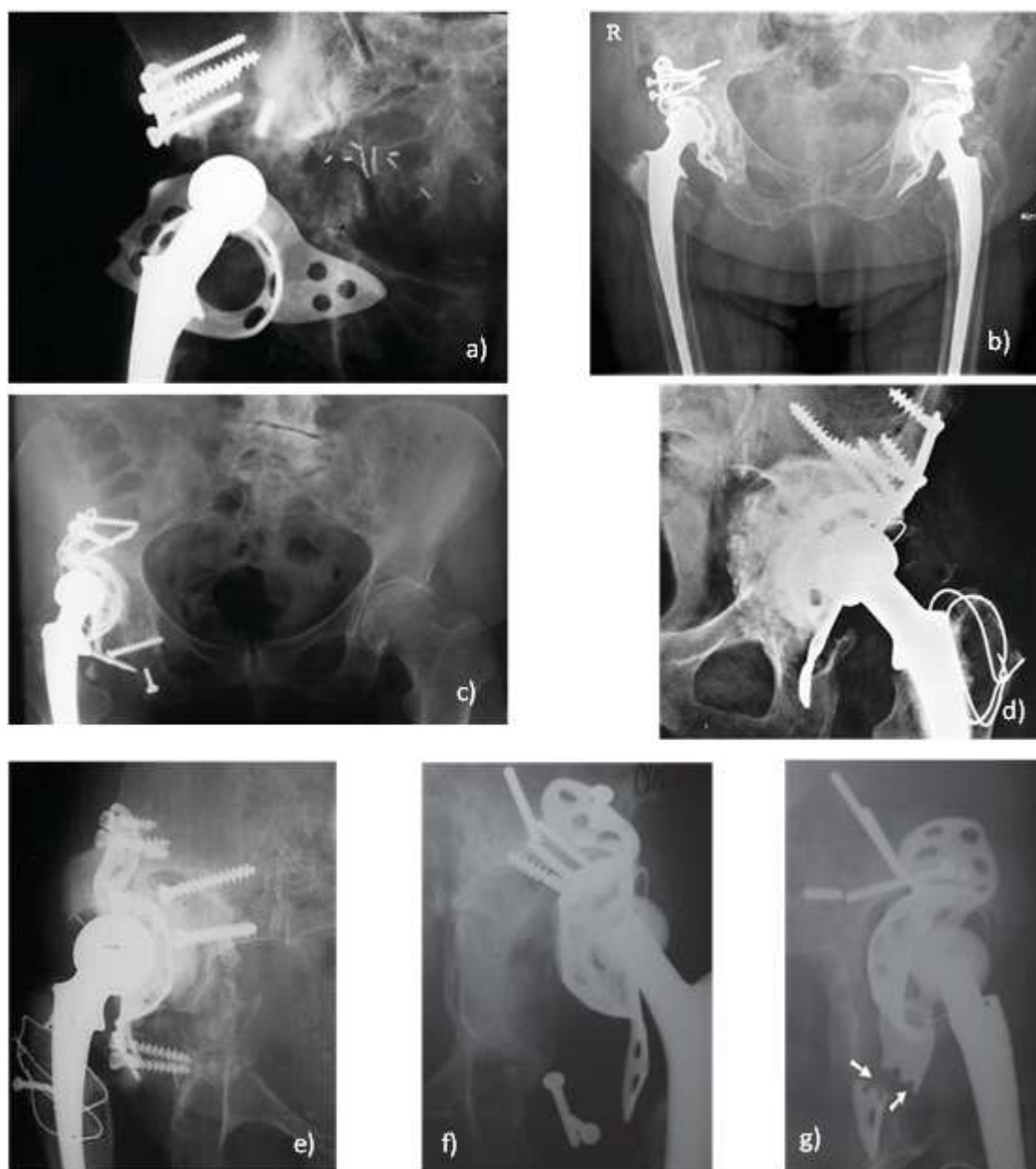
Studie	Fixace kaudálního křídla	Fixace kraniálního křídla
Gallo	Ohnutí do kosti sedací a zajištění šroubem	Tři šrouby, různé rozměry
Winter	Zakotveno v kosti sedací, nebo užito dvou šroubů	Fixace pomocí tří šroubů 6 - 6,5 mm
Pieringer	Zakotveno v kosti sedací	Zahnutí k získání odpovídajícího tvaru kosti a fixace pomocí dvou a více šroubů
Gill	Zmíněny varianty zahnutí	6,5 mm šrouby v pravém úhlu
Ilchman	0 - 2 šrouby	3 - 5 šroubů
Goodman	1 - 5 šroubů	2 - 4 šrouby

Tabulka 7.1: Způsoby fixace ve vybraných studiích [27], [15], [18], [20], [42], [53]

V současné době existuje řada publikací zaměřených na fyziologické a patologické stavy kyčelního spojení, jejichž znalost je stěžejní pro správné navržení totální endoprotézy kyčelního kloubu. Mnohé další publikace se zabývají širokým spektrem problémů týkajících se totálních endoprotéz kyčelního kloubu. Jedná se především o vývoj materiálů, zjišťování vlivu výrobních nepřesností, optimalizace tvaru či vývoj nových implantátů. Jedním z možných přístupů je využití numerických simulací, které mají při řešení zmíněných problémů nezastupitelnou funkci. Řada prací se zabývá také nezbytnou verifikací

7.3. SHRNUTÍ

numerických simulací pomocí experimentu. Na základě dosažených výsledků srovnávacích analýz je možné konstatovat, že užití *MKP* je vhodným nástrojem pro provedení výpočtového řešení deformačně napěťových stavů kyčelního kloubu, a to i po implantaci totální endoprotézy.



Obrázek 7.1: Poškození TEP s BS dlahou, o kterém informují a) Pieringer [15], b) Pieringer [15], c) Illchman [18], d) Gill [42], e) Goodman [20], f) Gallo [13], g) Gallo [13]

Při řešení biomechanických problémů je v současné době využívána metoda určování materiálových charakteristik z *CT* snímků, která v porovnání s užitím homogenního isotropního modelu materiálu pro celý objem spongiózní tkáně lépe zohledňuje její kvalitu. Na základě provedené rešeršní studie je tedy možné provádět mechanické hodnocení kostní tkáně pomocí intenzity přetvoření. Mechanostat hypotéza určuje následnou odezvu kostní tkáně na vnější zatížení z hlediska remodelace.

8. Zobrazovací metody

Pro řešení problémů mechaniky je potřeba získat informace o zatížení, uložení, geometrii a materiálu řešené soustavy. U technických soustav jsou informace o geometrii a materiálu dostupné z technického návrhu řešené soustavy, u biomechanických problémů je nutné vybrat pro získání informací o geometrii a materiálu řešené soustavy vhodnou zobrazovací metodu.

Pro řešení biomechanických problémů, kde je pro řešení nutná znalost geometrie objektů, je možné použít skenovací zařízení, pomocí kterého je získán vnější tvar objektů. Podstatným omezením je však viditelnost skenovaného povrchu, což je v případě biologických objektů značně limitující. Tento problém je ve většině případů možné vyřešit pomocí zobrazovacích metod využívaných ve zdravotnictví. Pro řešení biomechanických problémů jsou v současné době velmi často využívány data z ultrasonografie, počítačové tomografie (*CT*) a magnetické rezonance (*MRI*).

8.1. Ultrasonografie

Ultrasonografie (ultrazvukové vyšetření, sonografie) je vyšetření, které využívá mechanické kmity o frekvenci vyšší, než je horní frekvenční mez slyšitelnosti člověka (20 kHz). V lékařské praxi se využívá frekvence 2 až 18 MHz . Sondou, kterou se vyšetření provádí, se pohybuje po pokožce. Z důvodu vysoké impedance vzduchu je potřeba zajistit, aby vlnění procházelo pouze vodním prostředím, a proto je povrch sondy pokryt gelem. Na rozhraní dvou tkání, které se vyznačují rozdílnou akustickou impedancí, dochází k částečnému odrazu vlnění, jež je následně detekováno. Ultrazvuk je vysílán v impulzech s frekvencí 10^2 až 10^3 Hz tak, aby bylo možné zaznamenat odražené vlnění v podobě doby, za kterou se vrátí, a v podobě intenzity. Díky znalosti hodnoty rychlosti ultrazvukového vlnění, v měkkých tkáních je přibližně $1540\text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, a doby, za kterou se vlnění vrátilo, je možné určit hloubku, ve které se daná tkáň nachází. Pro povrchové vyšetření je možné využít vysokých frekvencí ultrazvuku, se zvyšující se hloubkou vyšetřované tkáně je nutné frekvenci snižovat z důvodu ohřevu pokožky. Jedná se o velmi rozšířenou zobrazovací techniku pro diagnostiku, která se využívá především pro vyšetření měkkých tkání.

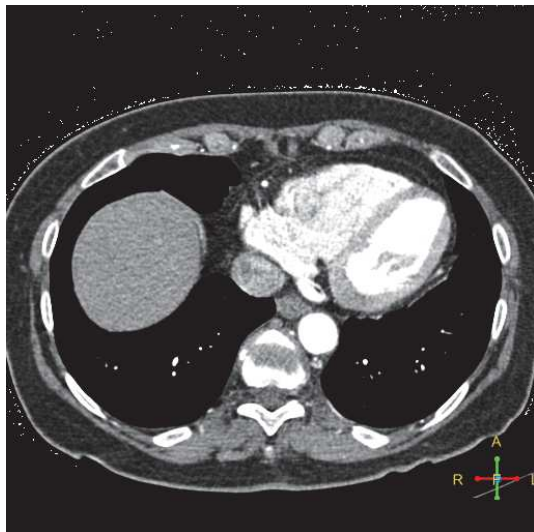
8.2. Magnetická rezonance

Magnetická rezonance, velmi často označovaná *MRI* (z anglického Magnetic Resonance Imaging), je založena na fyzikálním principu nukleární magnetické rezonance, která využívá vlastností částic v jádru, protonů a neutronů, které mají charakteristický moment. Tkáně lidského těla obsahují velké procento vody, přičemž vodík má jeden proton rotující kolem osy jádra. Nachází-li se v magnetickém poli, osa jádra se stočí paralelně, nebo anti-paralelně se směrem vnějšího magnetického pole. Při vyslání vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu kolmého ke směru vnějšího magnetického pole dojde k magnetické rezonanci. Tím je dosaženo změny magnetizace a sfázování precesního pohybu protonů, jež má za následek sklopení magnetického momentu o 90° .

Po ukončení působení magnetického pole se vracejí osy jader do původní polohy, během které vyzáří absorbovanou energii. Cívka, jež vytvářela magnetické pole, se pak v daný

8.3. RENTGEN

moment chová jako přijímač. Délka celého cyklu se pohybuje od řádu setin až do několika sekund. Obraz je generován na základě složitých algoritmů vycházejících z indukovaného napětí a dalších parametrů. Pro lepší zobrazení požadované tkáně je mnohdy využíváno kontrastní látky.[97]



Obrázek 8.1: Snímek pořízený z *MRI*



Obrázek 8.2: Model geometrie aortálního oblouku vytvořený na základě dat z *MRI*

Podstatnou výhodou *MRI* je absence škodlivého záření. S velkou výhodou se využívá při zobrazování měkkých tkání, viz Obr. 8.1 a Obr. 8.2. Nevýhodou magnetické rezonance je vznik velkého množství artefaktů, jež snižují kvalitu obrazu, viz Obr. 8.1. Vhodné nastavení doby mezi snímky při pořizování záznamu pohybujících se orgánů je značně problematické. Tím je velkou měrou ovlivněno i celkové rozlišení, kdy u nepohybujících se orgánů může být dosaženo přesnosti $0,5\text{ mm}$, zatímco u aortálního oblouku (rychle se pohybující orgán) je dosahováno rozlišení přibližně $1,5\text{ mm}$. Velké omezení využívání *MRI* nastává u pacientů s kardiostimulátorem, případně s kovovým předmětem v těle. Navíc finanční náklady na vyšetření *MRI* jsou v porovnání s *CT* relativně velké.

8.3. Rentgen

Rentgen (*RTG*) je založen na *RTG* záření (paprsek *X*) jenž roku 1895 objevil Wilhem Conrad Röntgen, viz Obr. 8.3. Jednalo se o přelomový objev, za který roku 1901 obdržel první Nobelovu cenu za fyziku [99].

U planárního *RTG* dochází k průmětu objektu na plochu ($2D$), což může mít za následek částečnou ztrátu informací o požadované oblasti. K eliminaci této ztráty je nutné provést více *RTG* snímků z různých směrů. I přes zobrazení objektu ve $2D$ je rentgen stále nepostradatelným pomocníkem lékaře, a to jak ve fázi předoperační, tak i pooperační.

Princip skenování rentgenem spočívá ve využití známých fyzikálních principů. Rentgenka, jež je nejčastěji používaným zdrojem rentgenového záření, je skleněná trubice obsahující anodu a katodu. Po rozžhavení wolframového vlákna katody se začnou emitovat elektrony směřující na wolframovou anodu. Při jejich dopadu jsou elektrony brzděny

dvěma procesy. Prvním procesem je ztráta kinetické energie, jež nastává v důsledku postupného tření a přítomnosti elastických nárazů, ke kterým dochází. Jedná se o pomalou a plynulou ztrátu energie. Druhý způsob spočívá ve ztrátě energie v důsledku vyražení elektronu z jeho atomové dráhy, který je následně nahrazen elektronem z dráhy vnější. Při přechodu elektronu z vnější na vnitřní atomovou dráhu, je na základě rozdílných energetických hladin vyzářeno tzv. energetické kvantum, jehož hodnota je dána materiálem anody a je tedy pro dané zařízení vždy známa. Rentgenové záření však představuje pouze malý podíl celkového záření, jež vzniká v důsledku těchto procesů. Rentgenové paprsky prochází lidskými tkáněmi, kterými jsou v různé míře pohlcovány, zbývající paprsky jsou poté zachyceny na citlivý materiál – rentgenový film, fluorescenční stínítko nebo detekční systém přístroje. Místa vyplněná vzduchem jsou na obraze zachycena jako tmavá na rozdíl od hutnější tkáně (např. kosti), která je na obraze světlá.

Pro medicínské účely je velmi podstatné snížit aplikovanou dávku záření na minimum, a proto je záření o nízké energii, jež by bylo tkání pacienta pohlceno, odfiltrováno. Dále je možné regulovat množství vyzařovaného paprsku pomocí usměrnění elektrického proudu žhavicího katodu. V případě vyššího žhavení vlákna katody je totiž emitováno více elektronů, rentgenkou tak protéká vyšší proud a je vyzařována vyšší intenzita X -záření.

8.4. Počítačová tomografie (Computer tomography)

Počítačová tomografie (*CT*) vychází z principu rentgenu. První myšlenku pro vytvoření tomografie položil italský radiolog Alessandro Vallebona, který jako první přišel s nápadem otáčet rentgenku a film kolem osy. Významný přínos umožňující vznik počítačové tomografie měla teoretická práce, kterou publikoval Allan McLeod Cormack roku 1963, v níž je popsána metoda inverzní Radonovy transformace, která za použití Fourierových řad umožňuje rekonstrukci obrazů z dat z rentgenového záření [98].



Obrázek 8.3: Wilhelm Conrad Röntgen [99]



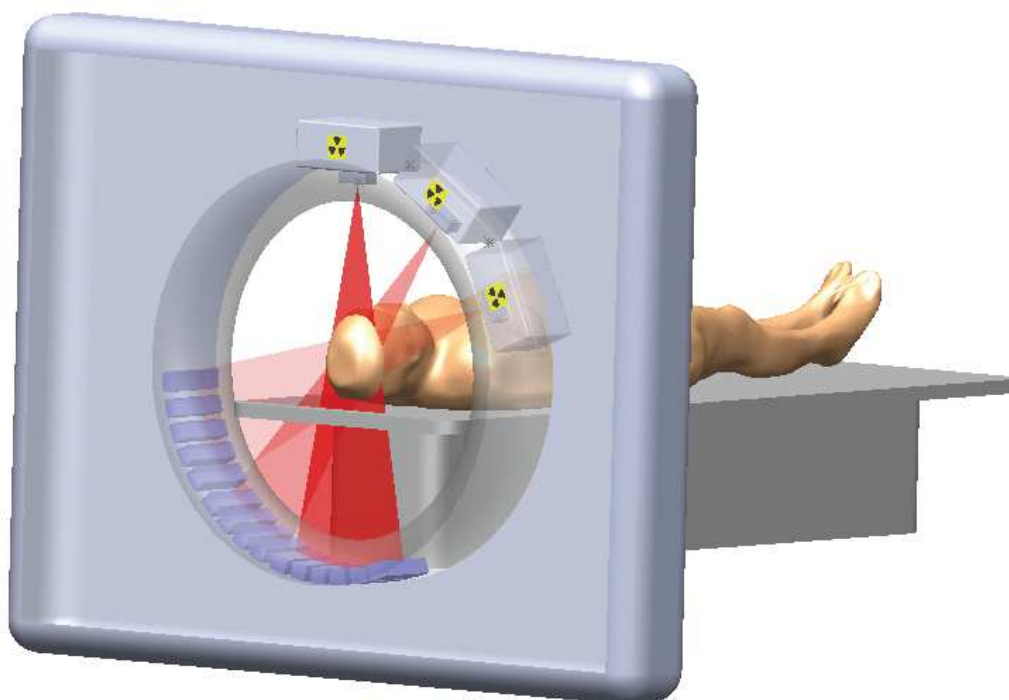
Obrázek 8.4: Sir Godfrey N. Hounsfield [100]

První tomograf byl sestaven Sirem Godfrym Newboldem Hounsfieldem, viz Obr. 8.4, roku 1971. Roku 1979 obdrželi Cormack a Hounsfield Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu v lékařském oboru [101]. Získání výstupních obrázků trvalo na zařízení označovaném jako *EMI scanner* celých 9 dnů, přičemž rekonstrukce obrazu zabrala 2,5 hodiny při tehdy maximálním možném rozlišení 80 x 80 pixelů [102]. Nahrazením používaného gama záření

8.5. ZPRACOVÁNÍ DAT A NÁSLEDNÁ OBRAZOVÁ REKONSTRUKCE

paprskem X byla doba skenování snížena na 9 hodin [103], [99]. Vlivem rychle se rozvíjející výpočetní techniky je v současné době dosahováno rozlišení více než 512 x 512 pixelů, přičemž minimální velikost pixelu je v řádu desetin milimetrů.

Základním pilířem počítačové tomografie je tedy počítač, rentgenka a soustava detektorů, viz Obr. 8.5, jež vykonávají rotační pohyb. Translační pohyb objektu je zajištěn posuvem stolu. V případě klasického CT dochází k pohybu rentgenky o 360° kolem vyšetřovaného objektu a posléze dochází k posunutí stolu. U spirálního CT jsou oba pohyby prováděny současně, rentgenka tak vykonává spirální pohyb kolem vyšetřovaného objektu.



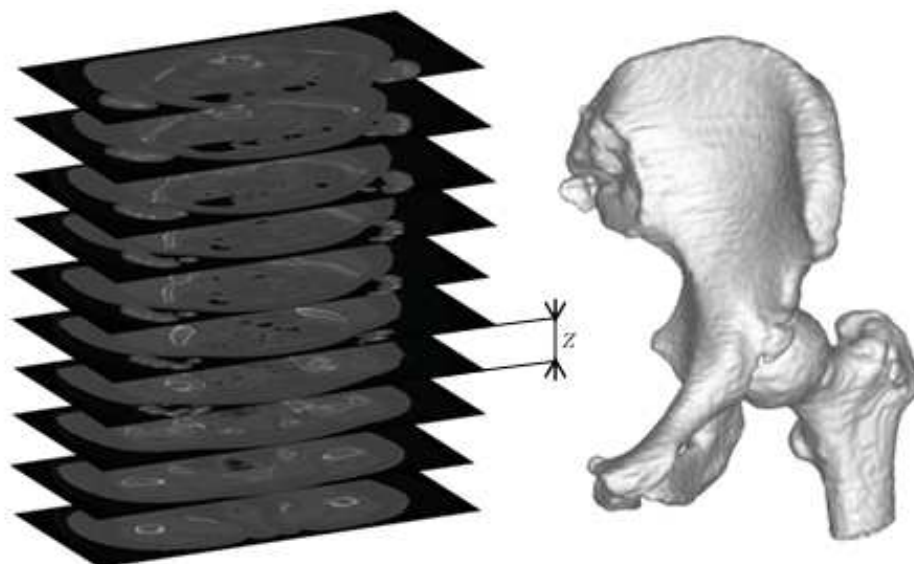
Obrázek 8.5: Schematické znázornění základního uspořádání a principu CT zařízení

Při porovnání s magnetickou rezonancí je délka vyšetření výrazně kratší, současně není nutné využívat kontrastní látku. Nevýhodou, jež s sebou nese základní princip celého vyšetření, je vystavení vyšetřovaného organismu RTG záření.

8.5. Zpracování dat a následná obrazová rekonstrukce

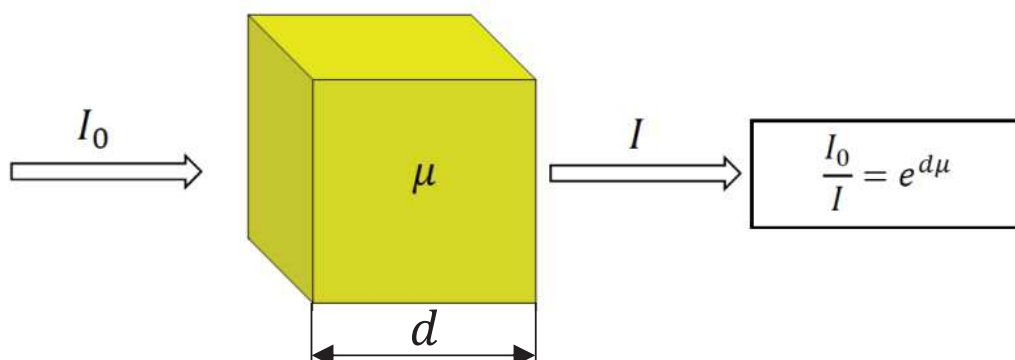
Princip skenování pomocí CT zařízení spočívá ve snímání objektu, který je zpravidla ve vodorovné poloze, rentgenka a snímací detektory konají kolem objektu rotační pohyb, zatímco objekt koná pohyb translační. Vzdálenost jednotlivých snímků z , viz Obr. 8.6, je dána velikostí posuvu objektu za dobu jednoho otočení rentgenky. Pokud je hodnota vzdálenosti snímků vysoká, dochází ke ztrátě informací. Snímek je pak vytvořen pomocí obrazové rekonstrukce. Z hlediska snímání objektu je podstatná velikost tlumení, která se pro rozdílné materiály liší. Velikost tlumení je možné vyjádřit pomocí

- velikosti lineárního koeficientu tlumení μ , jež závisí na druhu záření, na prostředí a na hustotě materiálu,
- tloušťky materiálu d .



Obrázek 8.6: Série *CT* snímků kyčelního spojení spolu s výsledným modelem levého kyčelního spojení

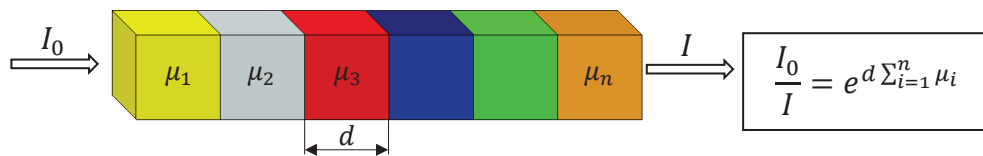
V případě *CT* zařízení je využíváno monochromatické rentgenové záření. Vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou záření je dán rovnicí uvedenou na Obr. 8.7. Při průchodu paprsku skrze n rozdílných materiálů o hodnotě útlumu μ_n a konstantní tloušťce je nutné rovnici modifikovat, viz Obr. 8.8, kde d je tloušťka materiálu, I_0 je vstupní intenzita rentgenového záření a I výstupní intenzita rentgenového záření.



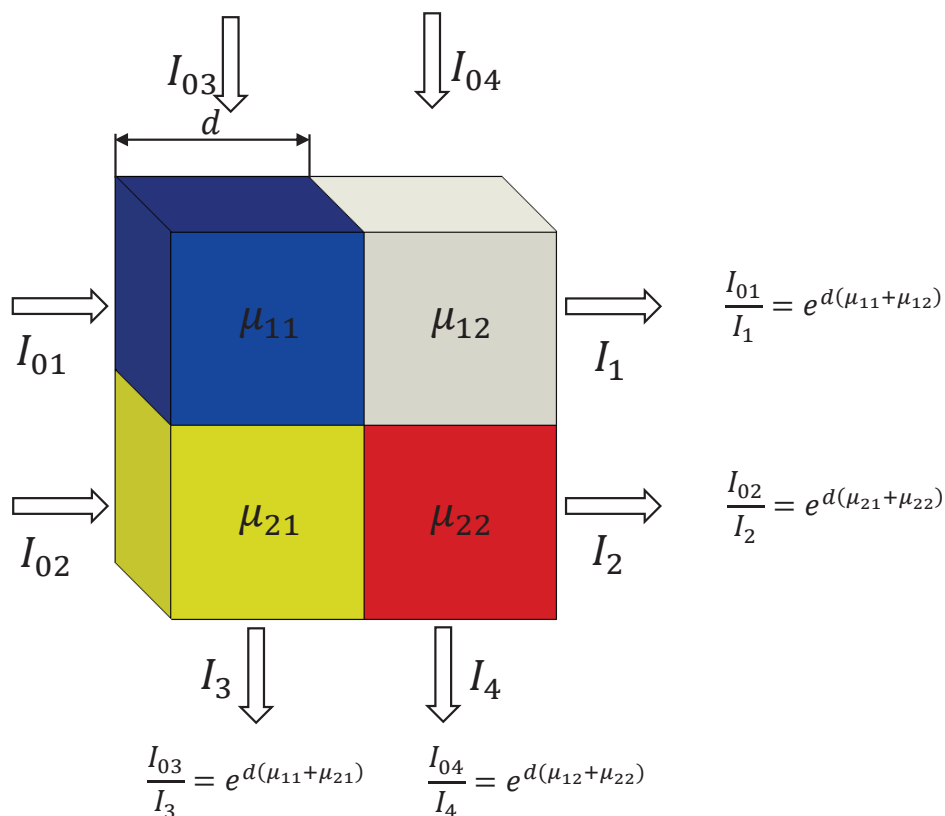
Obrázek 8.7: Schéma a vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou záření pro jeden materiál

V praxi je výstupní intenzita rentgenového záření získávána pomocí scintilačního krystalu a fotodiody, nebo pomocí xenonové komory, které tuto veličinu transformují na měřitelnou veličinu - napětí či proud. Z rovnic uvedených na Obr. 8.7 a Obr. 8.8 je patrné, že pro určení tlumení je nutné znát vstupní a výstupní intenzitu záření a tloušťku materiálu. Na Obr. 8.9 je uveden příklad skenování čtyř kostek o rozdílných materiálech včetně výsledných rovnic.

8.5. ZPRACOVÁNÍ DAT A NÁSLEDNÁ OBRAZOVÁ REKONSTRUKCE



Obrázek 8.8: Schéma a vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou záření pro n materiálů



Obrázek 8.9: Schéma a vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou záření u komplexního uspořádání

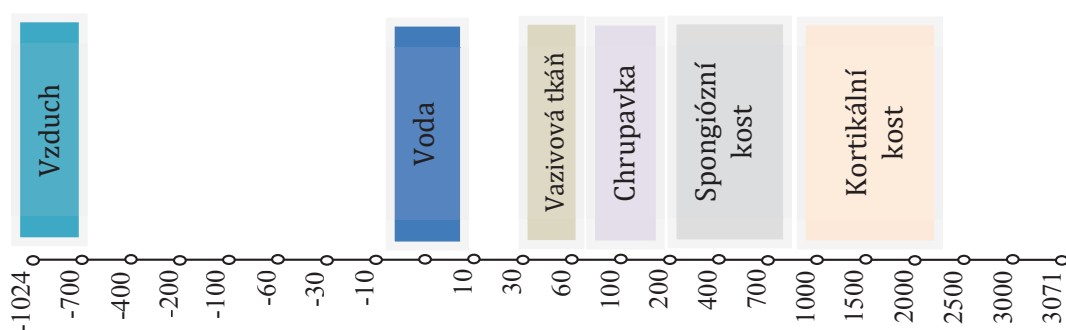
Pomocí vhodně směřovaného paprsku dochází při CT vyšetření k prozáření vyšetřovaného objektu v tenkých vrstvách. Pro každé prozáření objektu je znám profil zeslabení, jež je funkcí útlumu a geometrie vyšetřovaného objektu. K vyšetření jediného řezu je nutné použít velké množství projekcí pod rozdílným zorným úhlem. Tím je docíleno toho, že každá oblast je promítnuta ve velkém počtu profilů zeslabení, které je nutné následně vhodně zpracovat. Pro jednodušší práci s takto objemným množstvím dat je každý řez reprezentován jako matice jednotkových plošných elementů. Řešení zpětné rekonstrukce bylo vyřešeno Johanem Radonem pomocí matematické transformace. Výsledný objekt složený z odpovídajících profilů zeslabení je však zatížen chybou v podobě artefaktu, jež

může být důsledkem překrývání jednotlivých projekcí. K jejímu odstranění se používá metoda konvoluce.

Po vyřešení soustavy lineárních rovnic je vytvořen výsledný obraz. Každá hodnota pixelu výsledného obrazu je řešením zmíněné soustavy rovnic a odpovídá velikosti tlumení v daném místě. S rostoucí hustotou se zvyšuje velikost koeficientu tlumení, každý pixel je tak reprezentován číslem (tzv. CT -číslo), které při zobrazení odpovídá různým odstínům šedi. Každé CT zařízení je nutné pravidelně kalibrovat, přičemž jako referenční materiál je používána voda ($CT_{voda} = 1000$) a vzduch ($CT_{vzduch} = 0$). V praxi se pak využívají Hounsfieldovy jednotky, viz Rov. 8.1

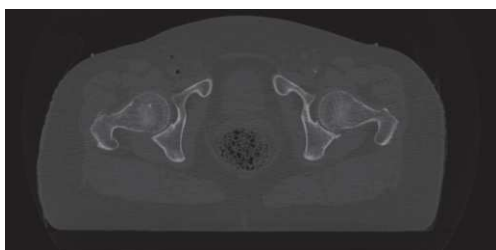
$$HU = 1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \quad (8.1)$$

Přibližné rozsahy Hounsfieldových jednotek pro jednotlivé materiály jsou znázorněny na Obr. 8.10.

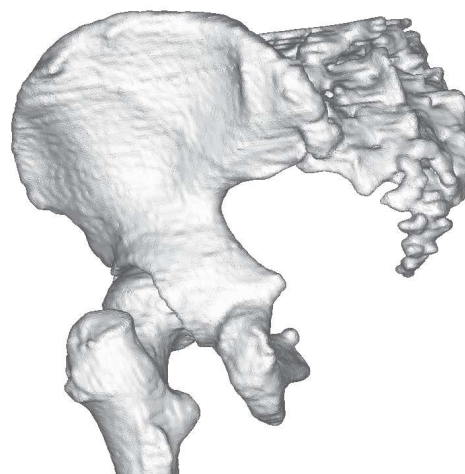


Obrázek 8.10: Tlumení rentgenového záření vyjádřené v Hounsfieldových jednotkách [103]

Výsledný řez kyčelního kloubu je zobrazen na Obr. 8.11, kde jednotkové elementy jsou pixely, které byly získány transformací z velikosti záření, jež bylo zachyceno na stínítkách. V případě převedení pixelu ($2D$) do $3D$ pomocí známé vzdálenosti mezi jednotlivými snímky, je získán základní element objemového modelu, tzv. voxel, na základě něhož je možné vytvořit odsegmentovaný model geometrie kyčelního spojení, viz Obr. 8.12.



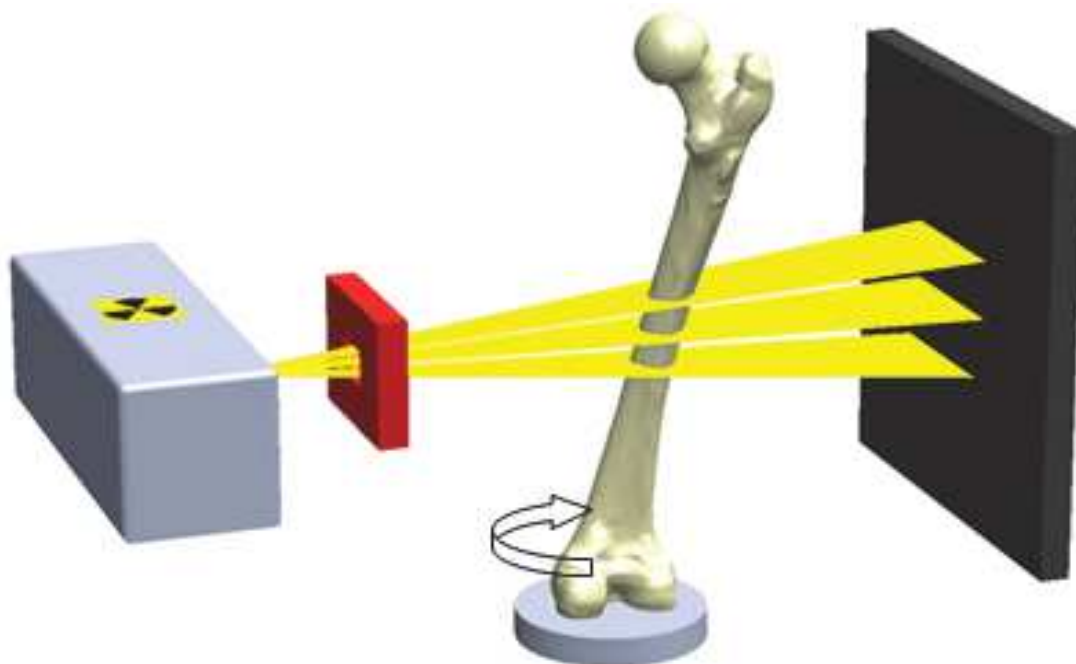
Obrázek 8.11: CT snímek kyčelního kloubu v oblasti acetabula



Obrázek 8.12: Odsegmentovaný model geometrie kyčelního spojení

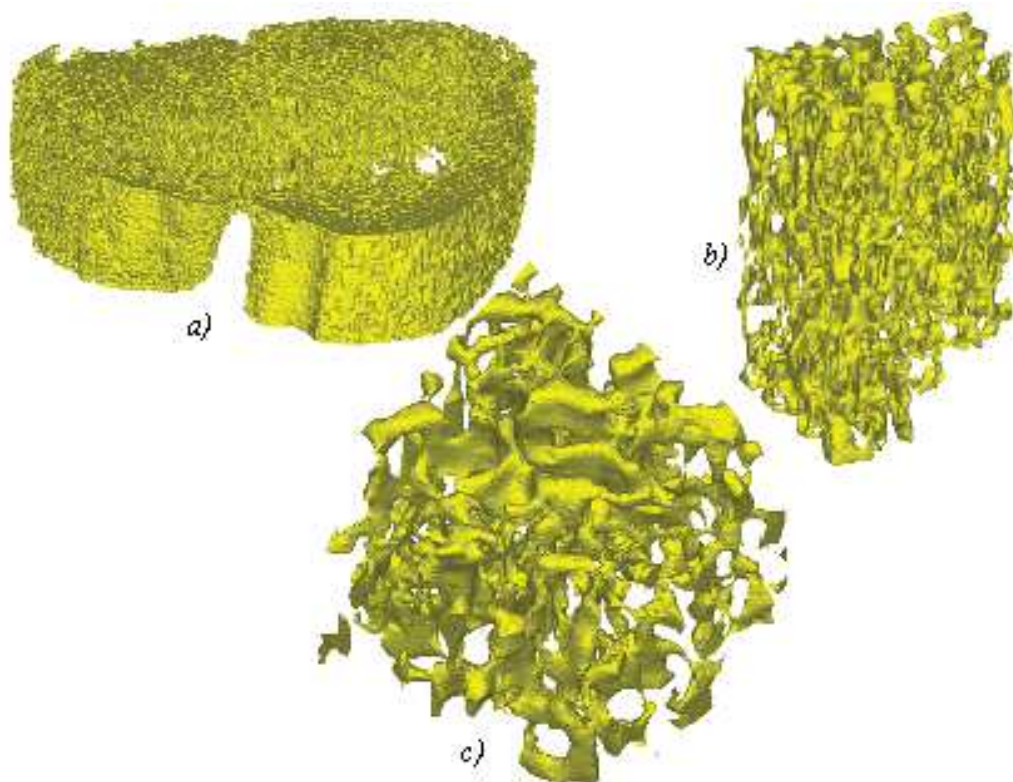
8.6. Mikro-počítačová tomografie

Základní princip mikro-počítačové tomografie (micro-computer tomography, μ -CT) je obdobný klasickému CT zařízení. Rozdílná je však konstrukce a tím i provedení snímání. Zatímco u klasického CT rotuje kolem snímaného objektu rentgenka a detektor, u μ -CT zařízení je rentgenka a detektor po celou dobu snímání ve stejné poloze, rotační pohyb pak vykonává snímaný objekt [104], [105], viz Obr. 8.13.



Obrázek 8.13: Schematické znázornění principu a základního uspořádání μ -CT zařízení

V porovnání s klasickou počítačovou tomografií je odlišnou konstrukcí dosaženo výrazně vyššího rozlišení výsledného obrazu, až do řádu desetin mikrometrů [106]. Rozlišení snímku dosahuje až 8000 x 8000 pixelů [104]. Na Obr. 8.14 je zobrazena struktura kostní tkáně svalku králičí kosti vytvořené pomocí μ -CT snímku o rozlišení 512 x 512 pixelů při velikosti pixelu 0,02 x 0,02 mm.



Obrázek 8.14: a) model svalku králičí kosti, b) detail o velikosti 2 x 2 x 2 mm, c) 1 x 1 x 1 mm

8.7. MRI, CT, μ -CT a jejich využití

Výše popsané zobrazovací metody mají své výhody a nevýhody, které je nutné zohlednit při jejich využívání v klinické praxi. Při porovnání MRI a CT mezi rozhodující faktory patří:

- přítomnost škodlivého záření v případě CT,
- nemožnost realizace vyšetření pacienta v případě přítomnosti kovu v těle u MRI,
- tkáně, které mají být zobrazeny,
- časová a finanční náročnost celého vyšetření.

V případech, kdy je možné použít CT i MRI, je v současné době preferováno využívání CT zařízení, a to především z finančních důvodů. Provedení vyšetření spolu s diagnostikou je rozhodujícím prvkem pro včasný zásah lékařů vedoucí k možné záchraně života, a to i za cenu vystavení škodlivému záření. Na druhou stranu MRI hraje nepostradatelnou roli při zobrazování měkkých tkání a pohyblivých orgánů.

Při vyšetření pomocí CT zařízení je snahou doktorů vymezení skenované oblasti na co možná nejmenší, aby byla minimalizována dávka škodlivého záření. U μ -CT, kdy je vzdálenost jednotlivých snímků desetinásobně menší, je vystaven sledovaný objekt výrazně většímu množství záření. I přes výhody, které μ -CT s sebou přináší, je tento rozdíl podstatný a v klinické praxi tak není μ -CT přímo používáno. μ -CT zařízení má v současné době své

8.7. MRI, CT, μ -CT A JEJICH VYUŽITÍ

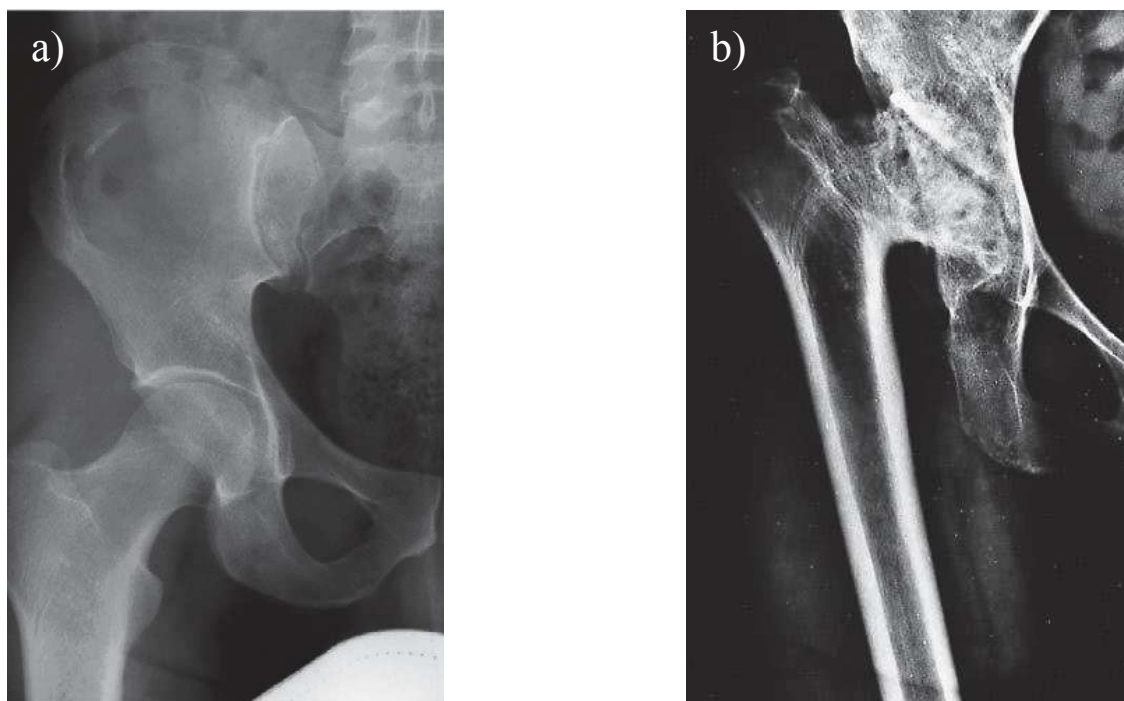
opodstatnění především pro vědecké účely, kdy je často využíváno jako nedestruktivní metoda ke zjištění vnitřní 3D struktury napříč nejrůznějšími vědními obory – biomechanika, lékařství, materiálové vědy, geologie a mnohé další.

9. Analýza řešené soustavy

Chůze člověka je komplexním pohybem skládajícím se z pohybů jak dolních končetin, tak i zbytku těla. Podstatnou roli při chůzi hraje především kyčelní kloub, bez kterého by byla chůze prakticky nemožná. K posouzení stavu jednotlivých orgánových soustav, včetně svalově kosterní soustavy, se využívají znalosti z řady vědních oborů např. biochemie, molekulární biologie, biofyziky, genetiky, imunologie, anatomie ad. Díky znalostem z těchto oborů je možné rozdělit stav lidského organismu do dvou základních skupin: fyziologický a patologický. Fyziologický stav odpovídá dějům, které probíhají ve zdravém organismu. Je možné jej klasifikovat na základě diagnostických hodnot v rozmezí, které zahrnuje drobné odchylky, které mohou u jednotlivců nastávat. V případě větších odchylek se již hovoří o patologických změnách. Z hlediska řešeného problému je nutné se zabývat dvěma stavy, a to stavem před a po implantaci *TEP*.

Stav kyčelního spojení před implantací totální endoprotézy

Mezi nejdůležitější prvky kyčelního spojení, bez kterých by nebyl pohyb možný, patří kosti stehenní a pánevní, chrupavka, svaly a vazy, viz Obr. 9.1. V případě fyziologického stavu jsou všechny tyto prvky funkční. I přes relativně jednoduchý tvar kyčelního kloubu má na jeho pohyb vliv celá řada dílčích prvků soustavy, viz Tab. 9.1.



Obrázek 9.1: a) zdravý kyčelní kloub [18], b) dysplazie kyčelního kloubu a osteoartritida [42]

Podstatné prvky soustavy	Vedlejší prvky soustavy	Prvky vyživující	Prvky ovládající pohyb kloubu
<ul style="list-style-type: none"> • kost stehenní • kost pánevní • kost křížová 	<ul style="list-style-type: none"> • chrupavka • vazy • svaly 	<ul style="list-style-type: none"> • cévy 	<ul style="list-style-type: none"> • nervy

Tabulka 9.1: Prvky soustavy zdravého kyčelního kloubu

Stav kyčelního spojení po implantaci totální endoprotézy

Na základě stavu pacienta, např. v případě těžkých degenerativních onemocnění kyčelního kloubu, rozhodne lékař o aplikaci totální endoprotézy, která však podstatně mění některé prvky soustavy kyčelního spojení, viz Tab. 9.2. Rentgenové snímky aplikovaných totálních endoprotéz jsou zobrazeny na Obr. 9.2.

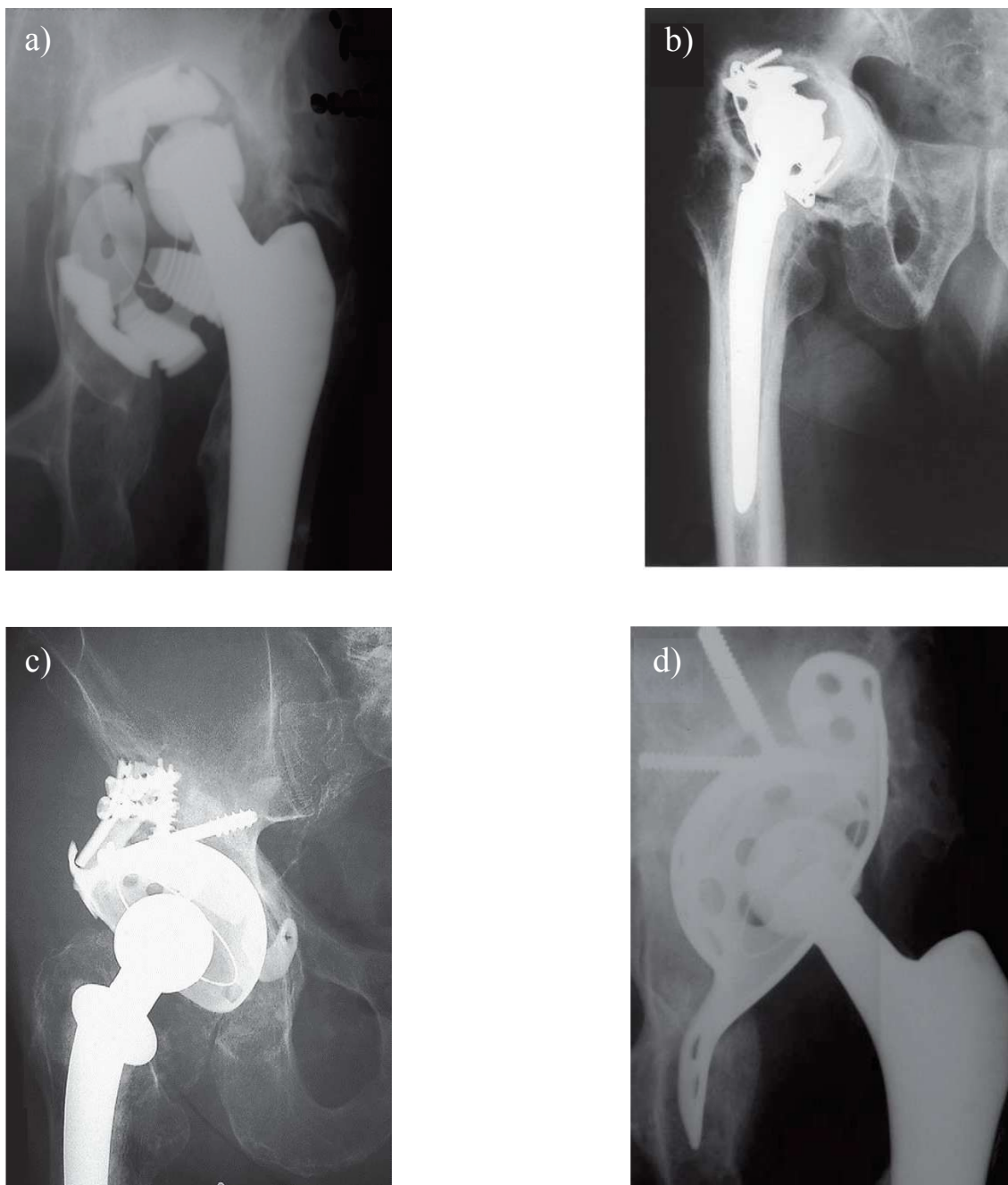
Podstatné prvky soustavy	Vedlejší prvky soustavy	Prvky vyživující	Prvky ovládající pohyb kloubu
<ul style="list-style-type: none"> • kost stehenní - odstranění její části • kost pánevní - úprava její části • kost křížová • polyethylenová jamka • femorální komponenta • acetabulární komponenta 	<ul style="list-style-type: none"> • chrupavka - odstranění • vazy - odstranění vazů v okolí kloubního pouzdra • svaly 	<ul style="list-style-type: none"> • cévy - přerušeni některých cév 	<ul style="list-style-type: none"> • nervy

Tabulka 9.2: Prvky soustavy kyčelního kloubu po implantaci TEP

V závislosti na okolnostech je možné využít povrchovou totální endoprotézu, u které dochází k odstranění zbylé chrupavky a malého množství kostní tkáně. Dále dochází k přerušeni vazů a tepny mezi jamkou kyčelního kloubu a hlavou femuru, které tímto zákrokem pozbývají funkci. Implantace povrchové totální náhrady je z hlediska operačního zákroku značně náročná, nezanedbatelný vliv má i finanční náročnost celého zákroku.

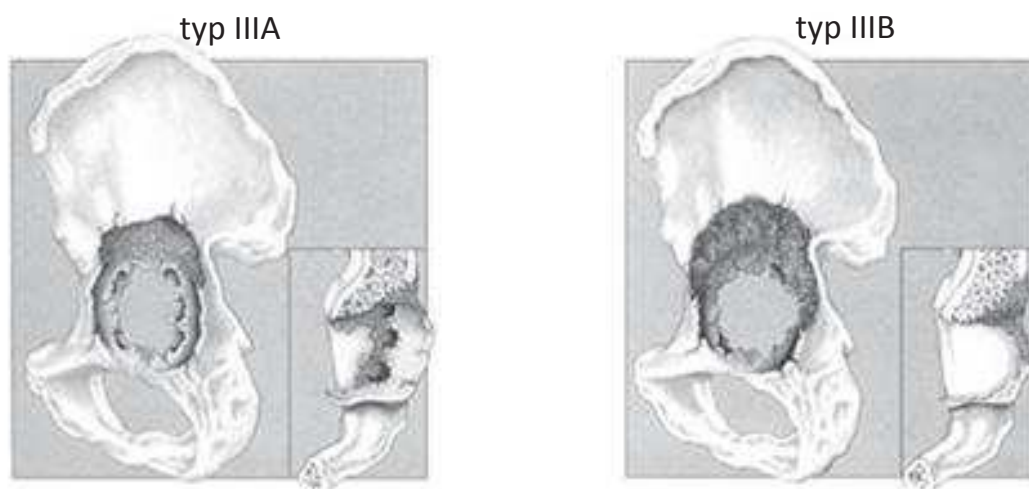
V případě, že okolnosti neumožňují aplikaci povrchové totální endoprotézy, zpravidla se jedná o poškození v oblasti krčku femuru, je možné využití totální endoprotézy s krátkým nebo dlouhým dříkem. Při zákroku dochází k odstranění většího množství kostní tkáně jak u femuru, tak i u acetabulární jamky. Množství odstraněné kostní tkáně souvisí s různým způsobem uložení totální endoprotézy, přičemž v případě cementovaného typu je odstraněno větší množství tkáně oproti necementovanému typu. Podstatný vliv mají i případné předchozí implantace totální endoprotézy, kdy je nutné zajistit uložení implantátu do kostní tkáně ovlivněné předchozí implantací.

V případě masivního poškození v oblasti acetabulární jamky je nutná aplikace totální endoprotézy s dlahou nebo prstencem. Její poškození je možné klasifikovat na základě např. Paproskyho klasifikace, přičemž užití dlah či prstenců je nutné u poškození s označením IIIA a IIIB, viz Obr. 9.3. Dlahy či prstence slouží k vytvoření nové acetabulární jamky, prostor mezi kostní tkání a dlahou je vyplněn kostním cementem nebo kostními štěpy. Mezi nejčastěji používané dlahy, které se používají u velkých defektů, patří BS dlahy, její aplikace podstatně mění prvky řešené soustavy.

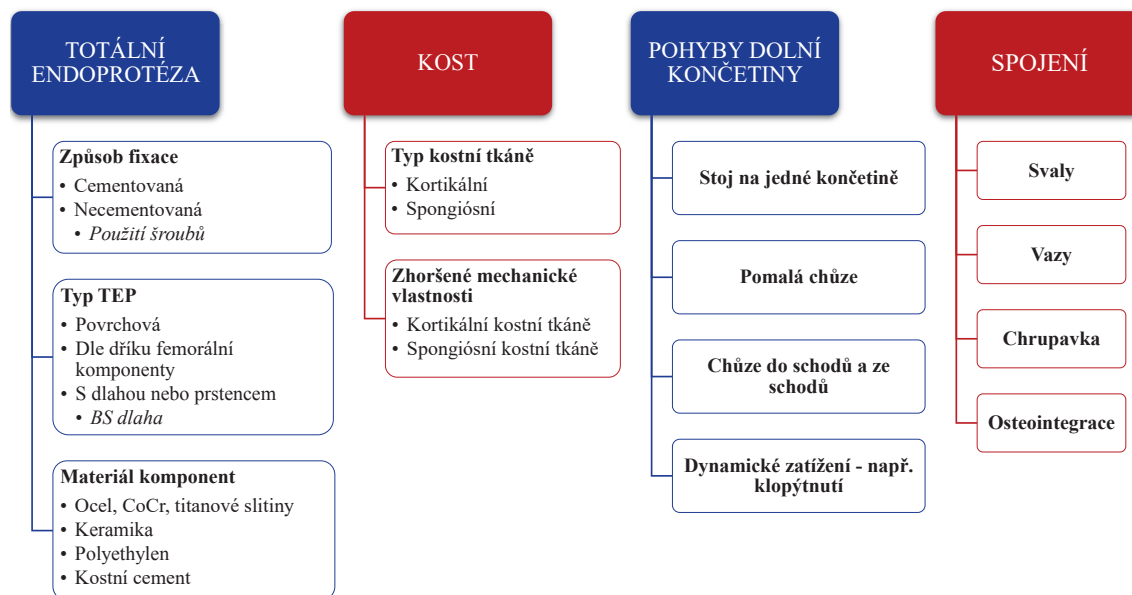


Obrázek 9.2: Rentgenové snímky aplikovaných *TEP*: a) Balgristova jamka [13] b) Eichle-
rův prstenec [39] c) GAP jamka [31] d) *BS* dlahy [13]

K řešení deformačně napěťových stavů kyčelního spojení před implantací *TEP*, po implantaci *TEP* a po implantaci *TEP* s užitím *BS* dlahy je nutné vybrat ty prvky, které jsou z hlediska řešení problému podstatné, viz Obr. 9.4.



Obrázek 9.3: Rozsáhlé acetabulární defekty dle Paproskyho klasifikace [29]



Obrázek 9.4: Systém podstatných veličin

10. Výběr metody řešení

Aplikace *BS* dlahy se v klinické praxi provádí u pacientů s velmi špatnou kvalitou kostní tkáně, kdy hrozí protruze acetabula, neboli průnik hlavice do dutiny břišní, případně zborcení celého kyčelního kloubu. Špatné mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou důsledkem onemocnění pacienta. Většinou se jedná o onemocnění *periprotetickou osteolýzou* nebo *revmatoidní artritidou*, případně *postdysplastickou artrózou*. Provedení biomechanické studie *BS* dlahy, jejíž součástí je deformačně napěťová analýza, zahrnuje popis a řešení problémů z oblasti biomechaniky. Patří mezi ně problémy s geometrií, materiálovými vlastnostmi kostní tkáně, problémy s vzájemnou polohou pánve a dlahy, problémy se zatížením a jejich kombinace. Pro provedení řešení takto komplexního problému je možné užít experimentálního nebo výpočtového přístupu, případně jejich kombinace.

V případě experimentálního přístupu je nutné zajistit biologické vzorky, na kterých bude experiment vykonáván. V oblasti biologie se rozlišují dva druhy experimentálního přístupu, a to *in vivo* a *in vitro*. *In vivo*, neboli experiment provedený na živém objektu, je možné provádět pouze ve výjimečných případech, a to z etických důvodů. V případě experimentu *in vitro*, experiment provedený na dané části neživého vzorku, případně technickém objektu s odpovídajícími mechanickými vlastnostmi, je nutné se zabývat otázkami: *Je možné použít lidské kosti? Je nutné provádět experiment na celé soustavě? Jaký typ uložení soustavy použít? Kde je možné získat dostatečný počet vzorků? Jak zajistit opakovatelnost experimentu, tj. totožná geometrie a materiálové vlastnosti vzorků?* V neposlední řadě je to i otázka získání souhlasu etické komise. Vzhledem k rozsahu a složitosti daného problému by řešení přesáhlo rámec této práce.

Pro provedení deformačně napěťového řešení je také možné využít výpočtového přístupu, a to pomocí analytických nebo numerických metod. Z důvodu složitého tvaru geometrie, materiálu a zatížení je řešení užitím analytických metod z hlediska úrovně řešení téměř nemožné. Pro řešení takto komplexního problému je vhodné využít výpočtového přístupu pomocí numerických metod. V dnešní době je ve velké míře k řešení biomechanických problémů užíváno metody konečných prvků (*MKP*). K postihnutí velkého množství variant na rozdílných modelech postačí oproti experimentálnímu přístupu výrazně menší počet vzorků (dat z *CT* zařízení), kdy je možné provést na jednom modelu několik analýz.

Pro řešení, jež užívá *MKP*, je v současné době možné použít několik specializovaných komerčních programů – *ANSYS*, *NASTRAN*, *ABAQUS*. Vzhledem k náročnosti celé studie je pro řešení použit software *ANSYS* [107]. V současné době je ve stále větší míře užíván právě i pro řešení biomechanických problémů, což dokládá velké množství odborných článků [67], [73], [72]. Velkou měrou ovšem záleží na schopnostech uživatele, aby vhodně vytvořil výpočtový model se zahrnutím všech podstatných veličin. Z hlediska provedení analýzy řešení jsou tak na řešitele kladeny vysoké nároky, jež zahrnují také posouzení problému z biomechanického hlediska.

11. Výpočtový model

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

- model geometrie,
- model materiálu,
- model vazeb,
- model zatížení.

11.1. 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.

11.1.1. Model geometrie kostí

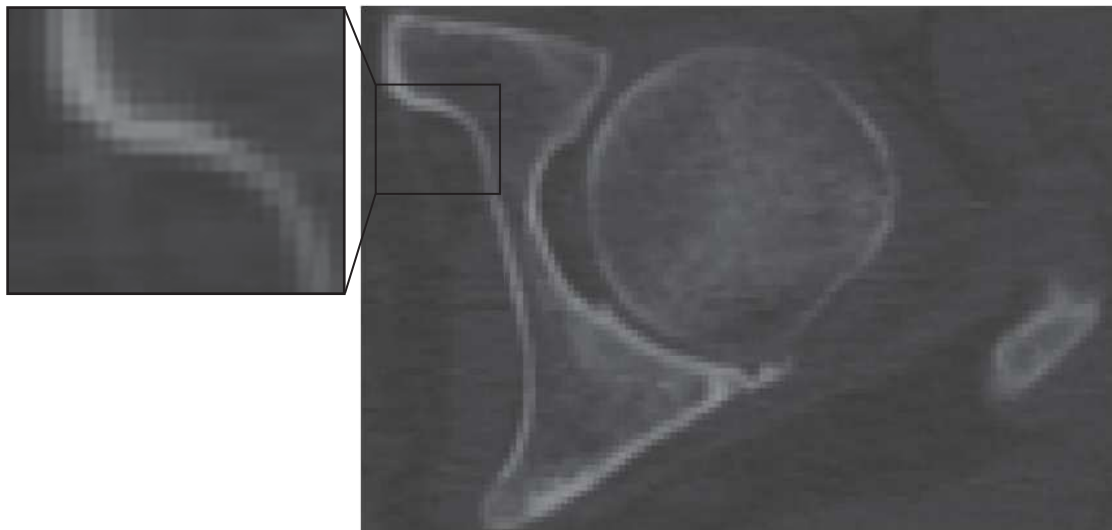
Díky rozvoji technických věd a zdravotní techniky je v současné době možné pomocí zobrazovacích metod získat vstupní data pro modely geometrie na vysoké rozlišovací úrovni.

Vzhledem k vystavení pacienta škodlivému záření je snahou doktorů používat *CT* zařízení minimálně. V současné době však existují lékařské problémy, které dříve nebyly řešeny. S touto skutečností souvisí početnější využití *CT* zařízení, i potřeba tvorby výpočtového modelu z *CT* dat.

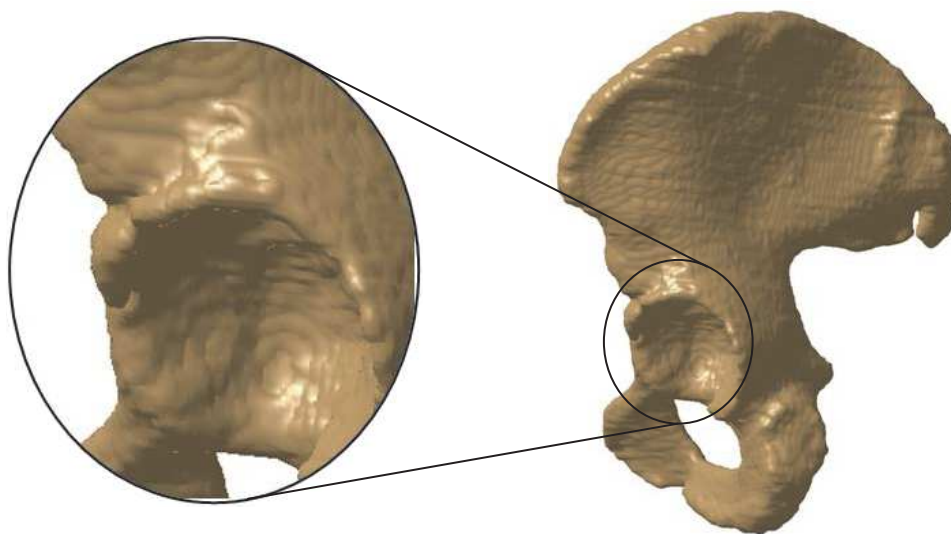
Vstupní data ve formě *CT* dat obsahují informace o objektu, který byl snímán, včetně okolních tkání, tyto data je ovšem nutné zpracovat. Výběr oblasti snímku se stejnou hodnotou intenzity pixelu, jež odpovídá materiálu o stejné hustotě, se nazývá segmentace. Nejjednodušší metodou segmentace je prahování, 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. Mezi programy umožňující segmentaci spolu s následnou tvorbou modelu patří např. Amira (Mercury Computer Systems Inc. Chelmsford, USA), Mimics (Materialise HQ, Leuven, Belgium), 3D DOCTOR, Vascops.

Na ÚMTMB byl v programovém prostředí MATLAB vytvořen software STL Model Creator umožňující zpracování *CT* snímků včetně následné tvorby modelu popsaného pomocí polygonální sítě, v praxi známý jako stereolithography formát, **.STL*. V tomto programu je možné pracovat s nejpoužívanějšími grafickými formáty (např. **.JPG*, **.PNG* ad.), stejně jako se specializovaným formátem **.DCM* a **.DICOM*. 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. 11.1.



Obrázek 11.1: CT snímek hlavice femuru a acetabula

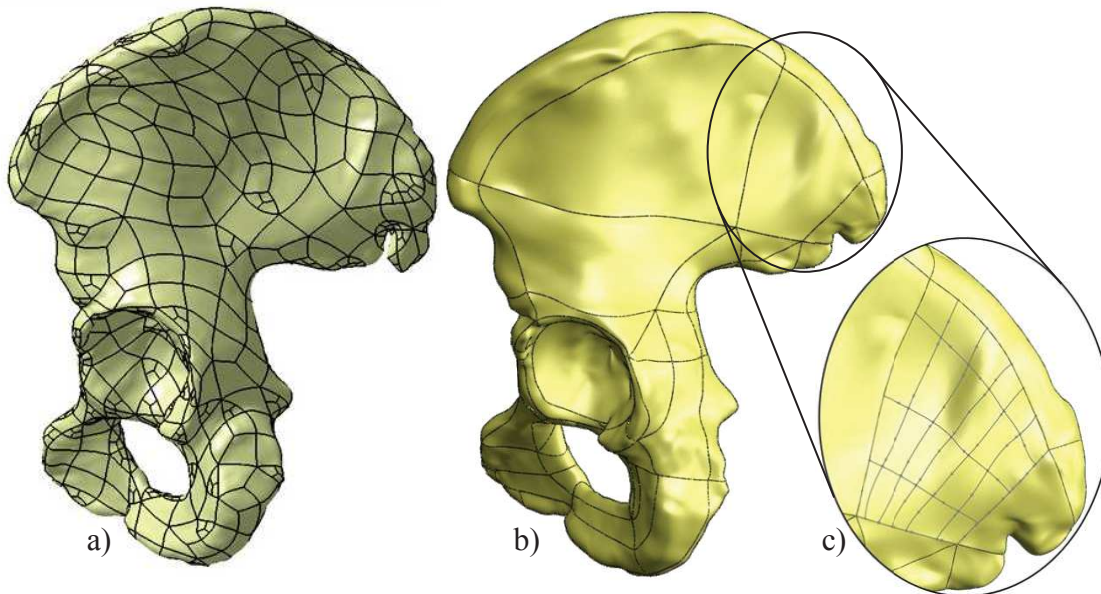


Obrázek 11.2: Povrch modelu pánevní kosti

Povrch objektu vytvořený v STL Model Creator byl následně převeden do programu CATIA [108]. Na takto popsaném povrchu jsou patrné skokové změny tvaru kosti, jež jsou důsledkem lokálních změn tvaru průřezu v jednotlivých směrech, viz Obr. 11.2. V prvním kroku je tedy nutné nejprve plochu vyhladit a eliminovat tím náhlé změny tvaru. Takto vyhlazený povrch kosti již může být použit jako model geometrie, přičemž pro diskretizaci je možné využít specializovaný software ICEM, ANSA, HYPERMESH nebo GAMBIT. Alternativní přístup spočívá v úpravě modelu v komerčním CAD softwaru, jehož cílem je popsání povrchu pomocí ploch a následná tvorba konečnoprvkové sítě. Při tvorbě modelu geometrie kostní tkáně bylo využito právě tohoto přístupu, kdy byl povrch modelu

11.1. MODEL GEOMETRIE

v programu CATIA nejprve nahrazen plochami. Takto vytvořený model je možné dále upravovat, či přímo užít jako vstup pro výpočtové modelování, viz Obr. 11.3 a). Avšak z důvodu snazší tvorby konečnoprvkové sítě byly vytvořeny plochy větších rozměrů se zachováním podstatných detailů, viz Obr. 11.3 b), c) [109].



Obrázek 11.3: Model geometrie pomocí a) automatických ploch, b) ručně vytvořených ploch, c) detail popisu plochy



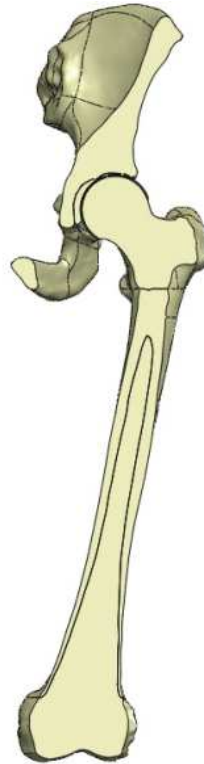
Obrázek 11.4: Výsledný model geometrie kyčelního spojení

Při porovnání výsledného modelu geometrie s popisem povrchu objektu vytvořeného v STL Model Creatoru bylo dosaženo z 98 procent odchylky povrchu do 1 mm. Maximální hodnoty odchylek jsou v oblasti boltcovité plochy, která je značně problematická

jak pro segmentaci, tak při tvorbě ploch modelu, a následně v oblasti sedacího hrbolu. Pro hodnocení přesnosti modelu geometrie je vhodné zmínit i přesnost povrchu modelu vytvořeného na základě *CT* snímků, u kterého pixel odpovídá velikosti 1 *mm*. V případě zahrnutí pixelu o nižší hodnotě intenzity do tvorby modelu nastává tedy chyba modelu právě 1 *mm*, z tohoto důvodu je přesnost 1 *mm* považována za dostatečnou. Stejný postup byl použit i při tvorbě geometrie kosti stehenní a kosti křížové. Výsledný model geometrie kyčelního spojení je zobrazen na Obr. 11.4.

Rovinný model geometrie kostní tkáně

Na rozdíl od řešení prvních biomechanických problémů, které vycházely z rentgenového snímku, je při tvorbě rovinného modelu kyčelního kloubu užito modelu vytvořeného na základě dat z *CT* zařízení. Tím je však změněn i charakter modelu, kdy je v případě modelu vytvořeného na základě rentgenového snímku zobrazen průmět celého kyčelního kloubu, zatímco v případě modelu vytvořeného na základě *CT* snímků se jedná pouze o frontální průřez. Pro názornost umístění průřezu je na Obr. 11.5 zobrazen frontální řez kyčelního kloubu. Následně je vytvořen 3D model geometrie kyčelního spojení o jednotkové tloušťce, přičemž střednicová plocha odpovídá rovinnému modelu geometrie kyčelního spojení.



Obrázek 11.5: Frontální řez kyčelního kloubu

11.1. MODEL GEOMETRIE

11.1.2. Model geometrie jednotlivých komponent *TEP* s *BS* dlahou

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.

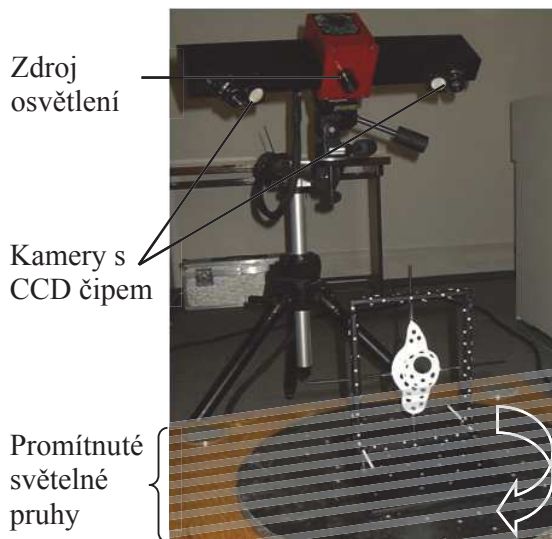
Model geometrie *BS* dlahy

Model geometrie komplikovaného tvaru *BS* dlahy není možné vytvořit bez využití skenovacího zařízení, které umožňuje získat data o *BS* dlaze pro vytvoření dostatečně přesného modelu geometrie. Mezi nejrozšířenější 3D skenery patří ATOS - mobilní bezdotykový optický skener, a TRITOP - přenosný optický měřicí systém; které snímají vzdálenost diskretních bodů (TRITOP), případně kontrastních čar (ATOS). V případě *BS* dlahy bylo využito zařízení ATOS. Mezi jeho přednosti patří zejména možnost snímání lesklých a průhledných předmětů či měkkých materiálů. Výstupem digitalizace mohou být data v podobě řezů, optimalizované polygonální sítě, obrysové a kontrastní křivky či mrak bodů.

Pro nasnímání geometrie byla dlaha ve vertikální poloze vložena do přípravku, viz Obr. 11.6. Po nastříkání povrchu křídovým sprejem byly na objekt promítány pruhy světla, které byly následně snímány pomocí dvou CCD kamer, viz Obr. 11.7. Skládání jednotlivých záběrů do jednoho celku je prováděno za pomoci referenčních značek, které mohou být umístěny na snímaném předmětu i mimo něj, viz Obr. 11.7. Prostorové souřadnice jednotlivých bodů jsou získány pomocí optické triangulace. Povrch tělesa vytvořený pomocí 3D skenovacího zařízení, viz Obr. 11.8 a), dosahuje vysoké přesnosti, v řádu setin *mm* [110]. S povrchem tělesa popsáním pomocí mraku bodů (*STL* formát), viz Obr. 11.8, je možné dále pracovat.



Obrázek 11.6: Upevnění *BS* dlahy před nasnímáním



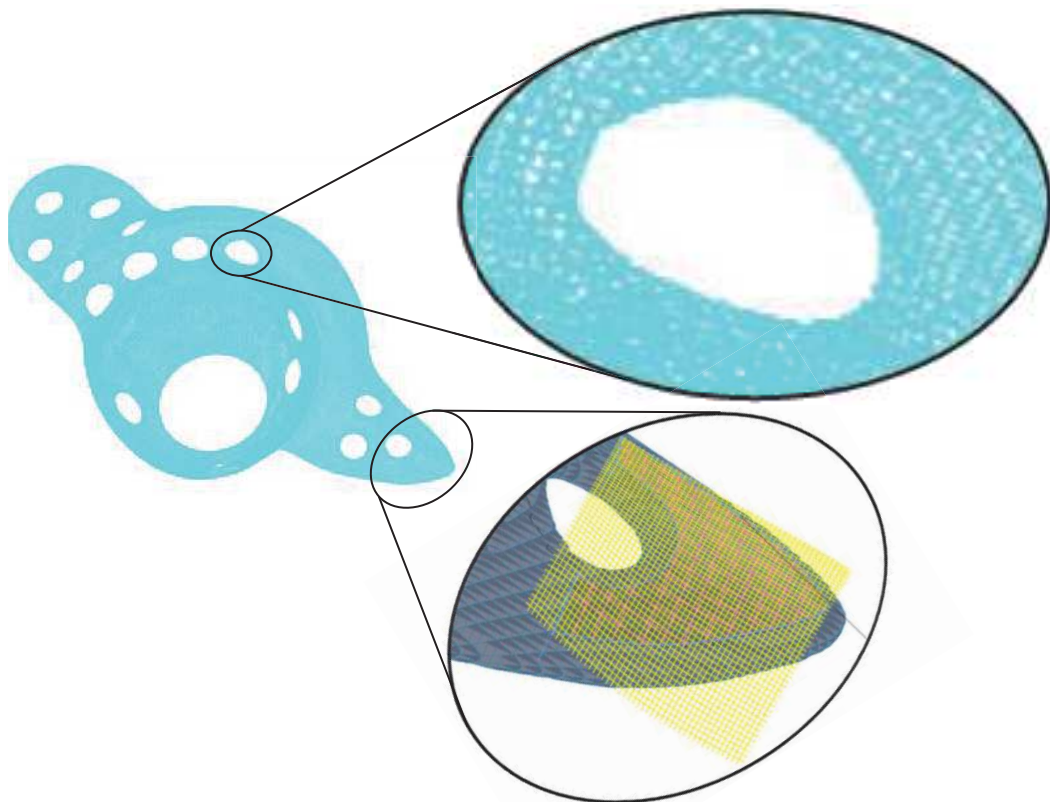
Obrázek 11.7: Skenování zařízením ATOS

V programu CATIA byly z takto popsaného povrchu vytvořeny obrysové křivky, a to ve třech rovinách, viz Obr. 11.9. Jednotlivé roviny, ve kterých leží obrysové křivky, jsou od sebe vzdáleny 0,5 *mm* z důvodu popsání povrchu. Tvorba ploch byla provedena v pro-



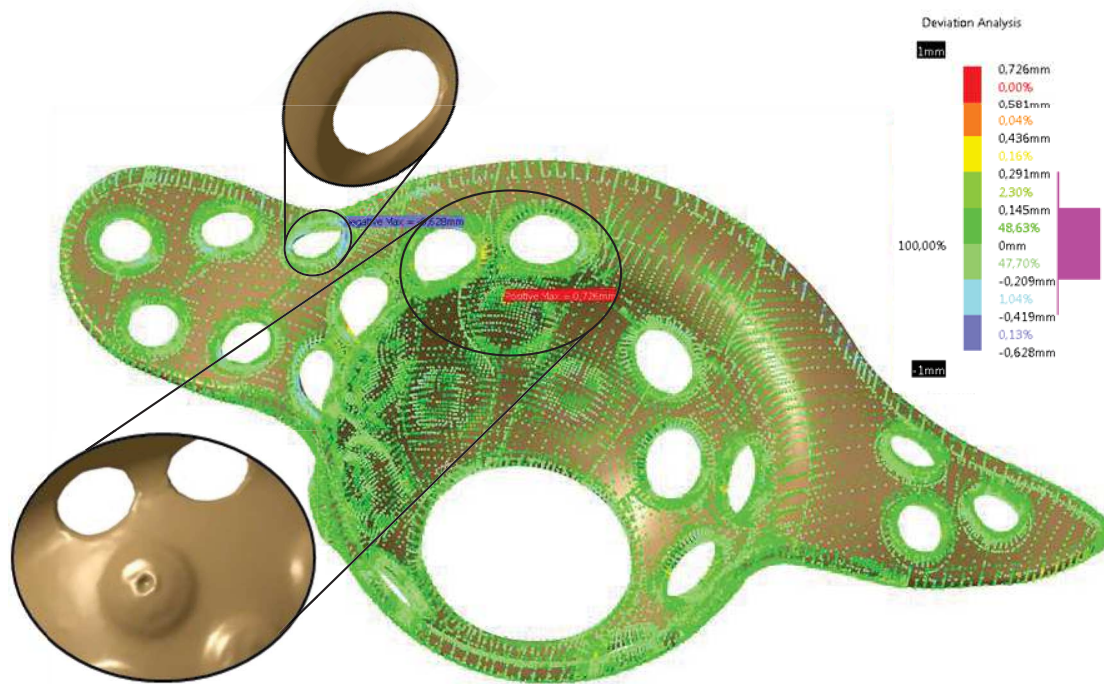
Obrázek 11.8: Model geometrie *BS* dlahy a) získaný ze skenování, b) s rozdělenými plochami respektující následnou diskretizaci

gramu SolidWorks s ohledem na následnou tvorbu konečnoprvkové sítě. Při porovnání výsledného modelu s popsáním povrchu tělesa na základě skenování, viz Obr. 11.10, byla zjištěna dvě místa s extrémní hodnotou odchylky. První místo je okolí díry pro šroub v oblasti přechodu lemu a jamky, které je velmi problematické jak z hlediska snímání, tak i z hlediska následné rekonstrukce. Druhé místo je otvor pro šroub, který byl před snímáním dlahy zaslepen. Zmíněná místa byla aproximována hladkou plochou. Přesnost modelu je zobrazena pomocí histogramu na Obr. 11.10, kde se odchylka od skenované geometrie pohybuje v rozmezí $-0,209\text{ mm}$ až $+0,145\text{ mm}$, což je z hlediska řešeného problému a komplikovaného tvaru *BS* dlahy dostačující.



Obrázek 11.9: Obrysové křivky na *BS* dlaze a jejich využití při tvorbě ploch

11.1. MODEL GEOMETRIE



Obrázek 11.10: Porovnání odchylek povrchu ze skenování (*.STL) a výstupního povrchu (*.xt)

Model geometrie šroubů

V případě *BS* dlahy je fixace zajištěna použitím šroubů, případně kombinací šroubů a zaseknutí dlahy do kosti sedací. V programovém prostředí SolidWorks byl vytvořen model geometrie šroubů, jež je zobrazen na Obr. 11.11.



Obrázek 11.11: Model geometrie šroubu

Model geometrie acetabulární vložky

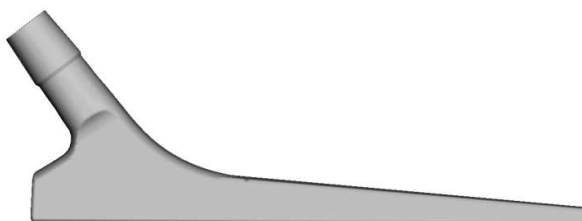
Pro každou velikost *BS* dlahy je možné použít dvě velikosti acetabulární vložky, které umožňují použití hlavice femorální komponenty o standardních rozměrech (22, 28, 32, 36 mm). Prostor mezi vložkou a *BS* dlahou je vyplněn kostním cementem. Model geometrie vytvořený v programu SolidWorks je zobrazen na Obr. 11.12.



Obrázek 11.12: Model geometrie acetabulární vložky

Model geometrie femorálního dřívku a hlavice

Hlavice se vyrábějí v několika rozměrových řadách. Hlavice je opatřena samosvorným kuželem pro nasazení na femorální dřív. Modely geometrie hlavice a femorálního dřívku, jež jsou zobrazeny na Obr. 11.13 a Obr. 11.14, jsou vytvořeny v programovém prostředí SolidWorks.



Obrázek 11.13: Model geometrie femorálního dřívku



Obrázek 11.14: Model geometrie femorální hlavice

11.2. Model materiálu

Pro provedení deformačně napětového řešení kyčelního spojení s totální endoprotézou a aplikovanou *BS* dlahou je nutná znalost materiálů a jejich mechanických vlastností. Na základě těchto znalostí je možné vybrat jaký model materiálu z hlediska řešeného problému dostatečně popisuje reálné chování použitého materiálu. Získání mechanických vlastností technických materiálů je finančně značně nákladné, a proto patří k „know how“ společnosti, která jej vyrábí či používá. Při řešení biomechanických problémů se setkáváme i s biologickými tkáněmi, kde je získání materiálových charakteristik značně problematické. Určováním materiálových charakteristik kostní tkáně se zabývá řada vědeckých týmů po celém světě. Z hlediska řešeného problému je jako vstupní model pro všechny prvky řešené soustavy použit izotropní lineárně pružný model materiálu, který je určen Youngovým modulem pružnosti E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-].

11.2.1. Model materiálu prvků *TEP*

Totální endoprotézy jsou technicko-medicínské náhrady, a proto je nutné se zaměřit i na vhodnost materiálů pro jejich aplikaci do těla pacienta. Cílem ortopedů je navrácení bezbolestného pohybu při co nejmenším operačním zásahu, s tím však úzce souvisí i tvar a materiál implantátu. Je tedy nutné vybrat takový materiál, u kterého s danou geometrií vlivem namáhání nedojde k mezním stavům. Hlavním důvodem je, že dynamické zatížení, které na kyčelní klub působí, několikanásobně převyšuje zatížení statické, jedná se např. o dopad, došlap či zakopnutí.

Druhým aspektem při výběru materiálu je schopnost organismu přijmout implantát, což je označováno jako tzv. biokompatibilita materiálu. Jelikož se jedná v podstatě o cizí předmět v lidském těle, organismus vždy na jeho přítomnost reaguje ochrannými reakcemi, které jsou řízeny imunitním systémem. Biokompatibilita materiálu určuje reakci, jež daný materiál vyvolává. Jestliže je materiál biokompatibilní, je u většiny pacientů dobře akceptován.

Další významný vliv má pak také způsob fixace implantátu, kdy v případě necementovaných endoprotéz je sekundární fixace docílena prorůstáním kostní tkáně do porézního povrchu implantátu. Zpravidla se jedná o povrchovou úpravu pomocí tryskání korundovým práškem, o nanesení vrstvy hydroxyapatitu, nebo vrstvy chemicky čistého titanu. Tato vrstva o tloušťce od 50 – 200 μm zajišťuje sekundární fixaci implantátu, jejím účelem je kvalitní spojení mezi dříkem nebo acetabulární komponentou *TEP* a kostní tkání, které umožňuje dostatečnou mechanickou interakci mezi těmito prvky [111], [112], [113], [114].

U cementovaných totálních endoprotéz je spojení mezi dříkem a kostní tkání realizováno prostřednictvím kostního cementu. Prostor mezi kostním lůžkem a komponentou *TEP* se vyplní kostním cementem (*PMMA* – Polymethylmethacrylate Cement), jedná se o metylmetakrylát, který vzniká smícháním práškové a tekuté části. Prášková část obsahuje polymethylakrylát, polymethylmetakrylát, oxid zirkoničitý, benzoylperoxid, chlorofylovou přísadu, případně i gentamicin sulfát. Tekutá část obsahuje metylmetakrylát a N-dimethyl-p-toluidin. Po smíchání obou složek vzniká pasta, která je nanášena na vnitřní dosedací část kosti a endoprotézy. Po vytvrzení pak přenáší zatížení mezi kostní tkání a implantátem.

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. 11.1. Pro výrobu jednotlivých kovových komponent se využívá metoda lití, tváření nebo práškové metalurgie.

Materiál	Youngův modul E [GPa]	Poissonův poměr μ [-]	Mez kluzu $R_{p0,2}$ [MPa]	Mez pevnosti R_m [MPa]	Zdroj
Korozivzdorná ocel	197	0,22 - 0,346	290 - 340	530 - 550	[115]
316L	196 - 193	0,3	290	560 - 600	[116]
ISO 5832-1 ISO 5832-1 $Ti_5Al_{2.5}Fe$	110 - 117	0,3	780	860	[115]
Ti_6Al_4V	110 - 120	0,3 - 0,342	810 - 920	880 - 990	[116] [115]
CoCrMo	230	0,3	450 - 580	660 - 760	[116]
CoCr	210 - 200	0,3	650	910	[116]

Tabulka 11.1: Materiálové charakteristiky implantátů

Jako další vhodný materiál pro implantaci do lidského organismu je možné využít keramiku, a to především z důvodu dobré biokompatibility, antikoročních vlastností, nízkého součinitele tření a dobrých mechanických vlastností v tlaku. Z tohoto důvodu jsou keramické materiály využívány především pro výrobu hlavice totální endoprotézy.

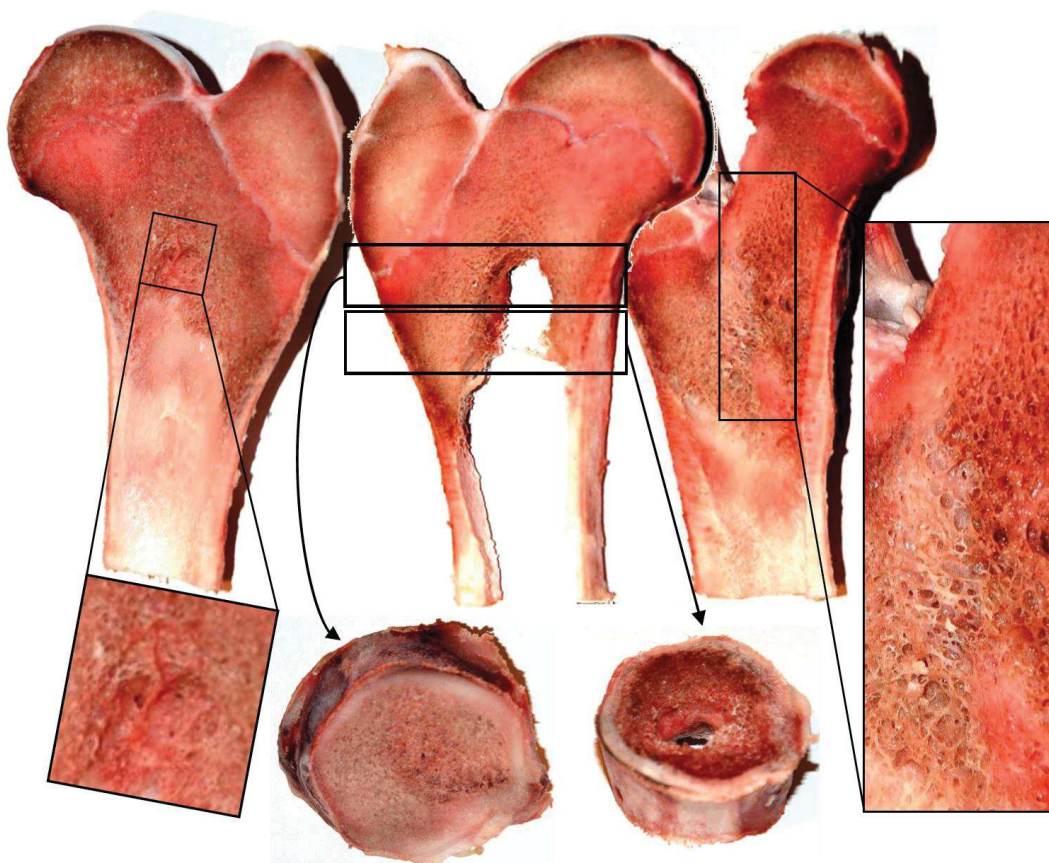
Pro výrobu vložky do acetabulární jamky se pak ve velké míře využívá nízkotlaký vysokomolekulární polyetylen (UHMWPE). Jedná se o úpravu polyethylenu nazývanou crosslinking, kdy je za pomoci ionizačního záření a následné tepelné úpravy dosaženo lepších vlastností. I přesto hlavní nevýhodou tohoto materiálu zůstává vznik otěrových částic hromadících se v okolní tkáni, tím může docházet k nežádoucí osteolýze, která může mít za následek uvolnění a selhání implantátu. V řadě prací je pro UHMWPE, kostní cement a keramiku využíván homogenní izotropní lineárně pružný model materiálu s materiálovými charakteristikami uvedenými v Tab. 11.2.

Materiál	Youngův modul E [GPa]	Poissonův poměr μ [-]	Zdroj
UHMWPE	1,4	0,3	[116] [117] [118] [119]
UHMWPE	0,421 - 0,8	0,3	[115]
Alumina - Al_2O_3	380 - 407	0,22 - 0,26	[115]
ZrO_2	210	0,3	
PMMA cement	2,27 - 3	0,23	[86]

Tabulka 11.2: Materiálové charakteristiky polyethylenu, keramiky a kostního cementu

11.2.2. Model materiálu kostních tkání

Zjištění mechanických vlastností kostní tkáně je v porovnání se získáním mechanických vlastností kovů značně komplikovanější. Kostní tkáň se důsledkem zatěžování, kterému je vystavována, během života mění. Jelikož každý jedinec zatěžuje kostní tkáň jinou měrou, dochází i k rozdílné obnově kostní tkáně. Mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou tedy značně odlišné u lidí rozdílné věkové generace, stavby těla ad. Jelikož i jednotlivé kosti v lidském těle mají rozdílnou funkci a dochází k jiné velikosti namáhání, jsou tak i jejich mechanické vlastnosti značně rozdílné, a to dokonce nejen v případě odlišných kostí, ale i v rámci stejné kosti, viz Obr. 11.15.



Obrázek 11.15: Řezy prasečí stehenní kosti

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 - prutů „rod-like“ a destiček „plate-like“, 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 μ -CT. Skenování pomocí μ -CT zařízení však není možné provést na živé tkáni z důvodu vystavení organismu velkému množství škodlivého záření. Při řešení kyčelního spojení se navíc jedná o nasnímání velkého segmentu, a proto by následná velikost souboru neumožňovala práci na osobním počítači. Z těchto důvodů je v současné

době pro řešení komplikovaných případů, kde je před samotným operačním výkonem nutná znalost geometrie, užíváno klasického *CT* zařízení.

Řada prací zabývajících se deformačně napětovou analýzou kyčelního spojení využívá homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu s materiálovými charakteristikami kostní tkáně zjištěnými z mechanických zkoušek. Používané materiálové charakteristiky kostní tkáně při řešení kyčelního spojení jsou zobrazeny v Tab. 11.3.

Kortikální kostní tkáň		Spogiósní kostní tkáň		Zdroj
E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]	
5 600	0,3	100	0,3	Hsu [73], [78]
10 500	0,3	150	0,2	Bae [57]
17 000	0,3	800	0,2	Cilingir [62]
$E_x, E_y = 7, 0; E_z = 11;$ $G_{xy} = 2, 6; G_{zy}, G_{zx} = 3, 5$	0,4	400	0,3	Stolk [82]

Tabulka 11.3: Materiálové vlastnosti biologických tkání

Na Obr. 11.15 je zobrazena složitá struktura kostní tkáně v proximální oblasti prasečího femuru, z čehož vyplývá, že užití homogenního modelu materiálu bez znalosti geometrie trámčité struktury značně ovlivní úroveň celého modelu. Nicméně v řadě prací jsou využívány materiálové modely vyšší úrovně, které však neumožňují využití informací o stavu kostní tkáně daného pacienta získaných z *CT*.

Určení materiálových charakteristik z *CT* snímků a jejich následné přiřazení konečno-prvkovému modelu je nutné zohlednit již při tvorbě modelu geometrie. Vztah mezi hustotou kostní tkáně a *HU* jednotkami je lineární, viz Rov. 11.1, kde a a b jsou korelační koeficienty

$$\rho = a \cdot HU + b. \quad (11.1)$$

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. 11.2, kde C a r jsou konstanty

$$E = C \cdot \rho^r. \quad (11.2)$$

Pro výpočet je nutná znalost tzv. zdánlivé hustoty ρ_{app} , která je vyjádřena Rov. 11.3

$$\rho_{app} = \frac{BV}{TV} \cdot 1,8; \quad (11.3)$$

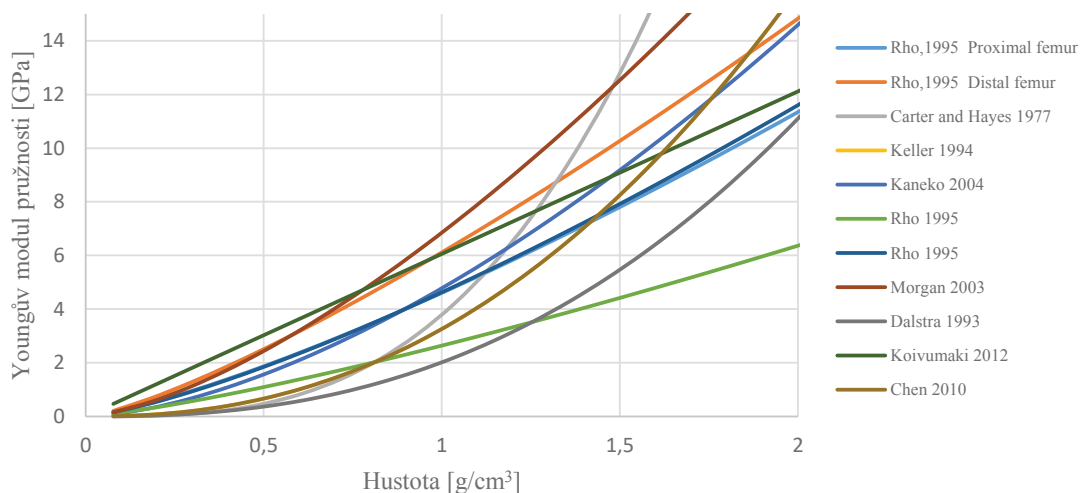
kde BV je objem kostní tkáně a TV celkový objem segmentu.

V Tab. 11.4 jsou uvedeny jednotlivé závislosti Youngova modulu pružnosti na zdánlivé hustotě, zároveň jsou přehledně zobrazeny na Obr. 11.16. 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. Pro následující tabulky byly vybrány závislosti, jež byly zjištěny na vzorcích odebraných z kyčelního spojení.

11.2. MODEL MATERIÁLU

Autor článku	Závislost	Podmínka
Carter and Hayes [120]	$E = 3,79 \cdot \rho^3$	
Dalstra [88]	$E = 2,0173 \cdot \rho_{app}^{2,46}$	$0,109 < \rho < 0,959$
Keller [88]	$E = 10,5 \cdot \rho_{ash}^{2,29}$	$0,092 < \rho < 1,221$
Morgan [120]	$E = 6,85 \cdot \rho_{app}^{1,49}$	
Wirtz [121]	$E_{Cort} = 2065 \cdot \rho^{3,09}$ $E_{Spon} = 1904 \cdot \rho^{1,64}$ $E_{Cort} = 2314 \cdot \rho^{1,57}$ $E_{Cort} = 1157 \cdot \rho^{1,78}$	Axiální zatížení Transverzální zatížení
Yosibash [86]	$E_{Cort} = 10,200 \cdot \rho_{ash}^{2,01}$ $E_{Trab} = 5307 \cdot \rho_{ash} + 469$ $E_{Trab} = 33900 \cdot \rho_{ash}^{2,20}$ $\rho_{ash} = (1,22 \cdot 10^{-3} \cdot (a \cdot HU - b) + 0,0523)$	pro $\rho_{ash} > 0,6$ pro $0,27 < \rho_{ash} \leq 0,6$ pro $\rho_{ash} \leq 0,27$ a a b dle K_2HPO_4
Rho [87]	$E = 5,05 \cdot \rho^{1,269}$ $E = 9,11 \cdot \rho^{1,326}$	$\rho < 1000 \frac{kg}{m^3}$ $\rho < 1500 \frac{kg}{m^3}$
Chen [84]	$E = 10500 \cdot \rho^{2,29}$	
Koivumaki [65]	$E = 10095 \cdot \rho$	
Hirata [122]	$E = 33900 \cdot \rho^{2,20}$ $E = 5307 \cdot \rho + 469$ $E = 10200 \cdot \rho^{2,01}$	$0 < \rho \leq 0,27$ $0,27 < \rho \leq 0,6$ $0,6 \leq \rho$ $\rho = (CT + 1,4246) \cdot \frac{0,001}{1,058}$
Zhang [85]	$E = 2017,3 \cdot (0,00128 \cdot HU + 0,03754)^{2,46}$	
Duchemin [123]	$E = 12000 \cdot \rho + 0,26$	

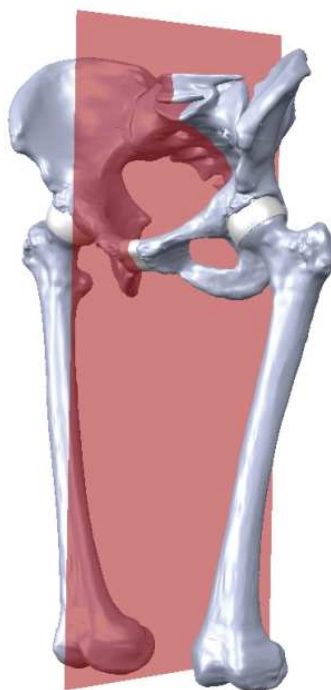
Tabulka 11.4: Publikované závislosti Youngova modulu pružnosti na hustotě kostní tkáně



Obrázek 11.16: Závislost Youngova modulu pružnosti na hustotě kostní tkáně

11.3. Model zatížení

Anatomicky je svalově-kosterní soustava člověka symetrická podle mediální roviny, viz Obr. 11.17. Při stoji na obou končetinách je styková síla od podložky rozložena na obě dolní končetiny rovnoměrně, viz Obr. 11.18 a). 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, viz Obr. 11.18 b). Při stoje na jedné končetině není



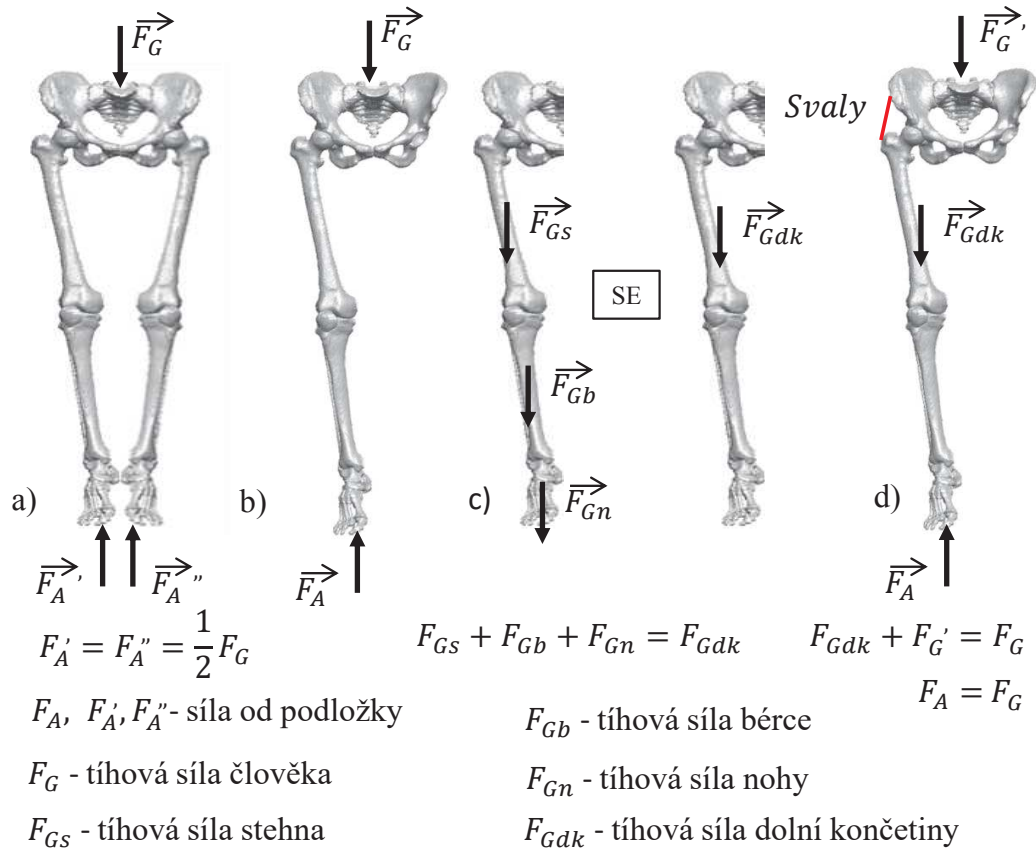
Obrázek 11.17: Rovina symetrie - mediální rovina

kyčelní spojení zatěžováno tíhovou silou od dolní končetiny, na které stojí. Při výpočtu zatížení horního konce femuru je možné využít znalosti tíhové síly jednotlivých segmentů lidského těla, viz Obr. 11.18 c), které jsou popsány včetně polohy jejich těžiště pomocí Dempsterova, Bernsteinova nebo Braun–Fisherova rozdělení. Další možností je využití vztahu například ze studie Zatsiorskjiho a Selujanova, který umožňuje výpočet hmotnosti segmentu pomocí vztahu

$$m_i = B_{0i} + B_{1i} \cdot m + B_{2i} \cdot v, \quad (11.4)$$

kde m je hmotnost jedince v kg , v je výška jedince v cm , B_{0i} , B_{1i} , B_{2i} jsou koeficienty pro jednotlivé segmenty lidského těla. Největší hmotnostní podíl dolní končetiny na celkové hmotnosti lidského těla je v případě uvažování Braun-Fischerova rozdělení, a to 18,64 %. Naopak v případě Dempsterova rozdělení je podíl nejmenší, a to 17,1 %. V případě porovnání těchto hodnot s hmotností dolní končetiny vypočtené podle studie Zaciarsky a Selujanov vycházejí z tohoto vztahu vyšší hmotnosti daného segmentu u osob s nízkou hodnotou indexu tělesné hmotnosti (Body Mass Index – BMI), s rostoucí hodnotou BMI tento rozdíl klesá. Z hlediska rozložení hmotnosti je pro řešený problém nejkonzervativnější přístup dle Dempstera.

11.3. MODEL ZATÍŽENÍ



Obrázek 11.18: Síly působící při stoji na dvou a jedné končetině

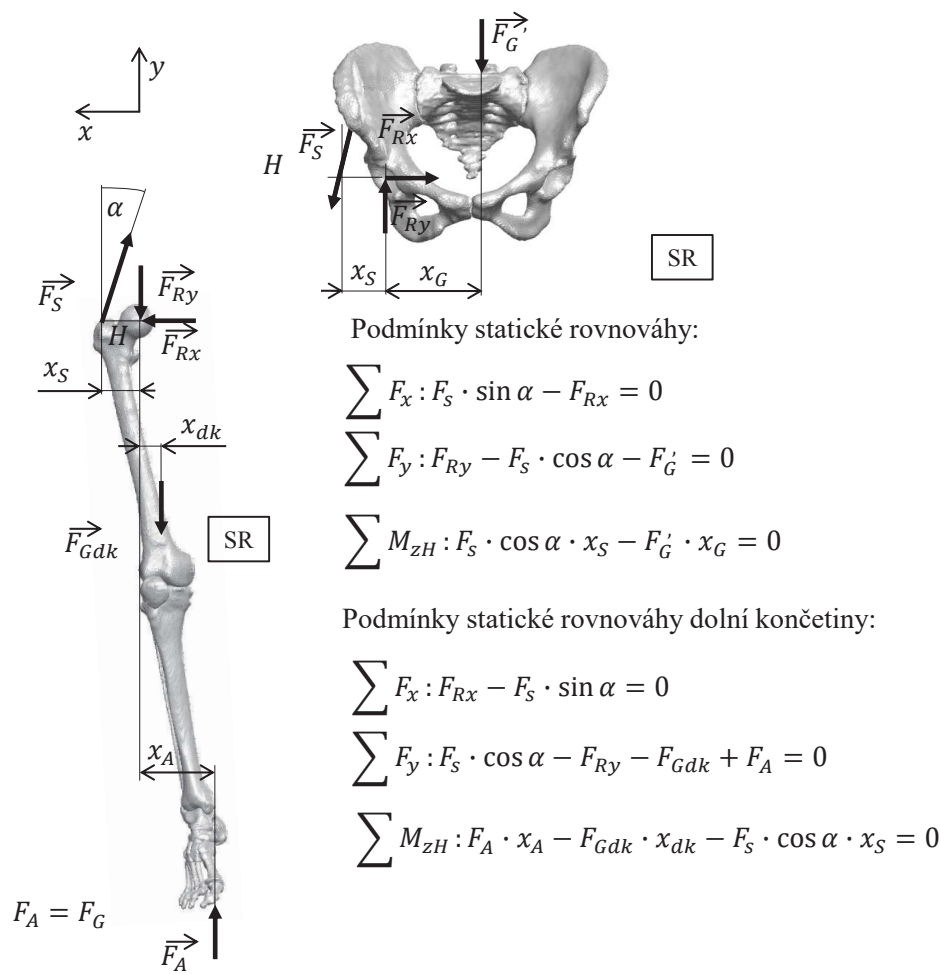
Na základě statické rovnováhy celého člověka je možné určit stykovou sílu od podložky. V případě stoje na jedné končetině jsou funkční pouze svaly *gluteus medius* a *gluteus minimus*, které uvádějí celého člověka do statické rovnováhy. Silové působení v kyčelním kloubu na úrovni silových výslednic lze vyjádřit z podmínek statické rovnováhy uvolněné dolní končetiny. Rovnice statické rovnováhy jsou uvedeny na Obr. 11.19. Rozměry byly odečteny na základě dat z CT zařízení. Úhel α nabývá hodnoty 16° až 20° . BS dlahu se využívá pro jedince bez rozdílu hmotnosti, pro výpočet je uvažována hmotnost jedince 80 kg. Výsledné hodnoty neznámých parametrů jsou uvedeny v Tab. 11.5.

Hmotnost jedince m [kg]	F_S [N]	F_{R_x} [N]	F_{R_y} [N]
80	1501	513	2061

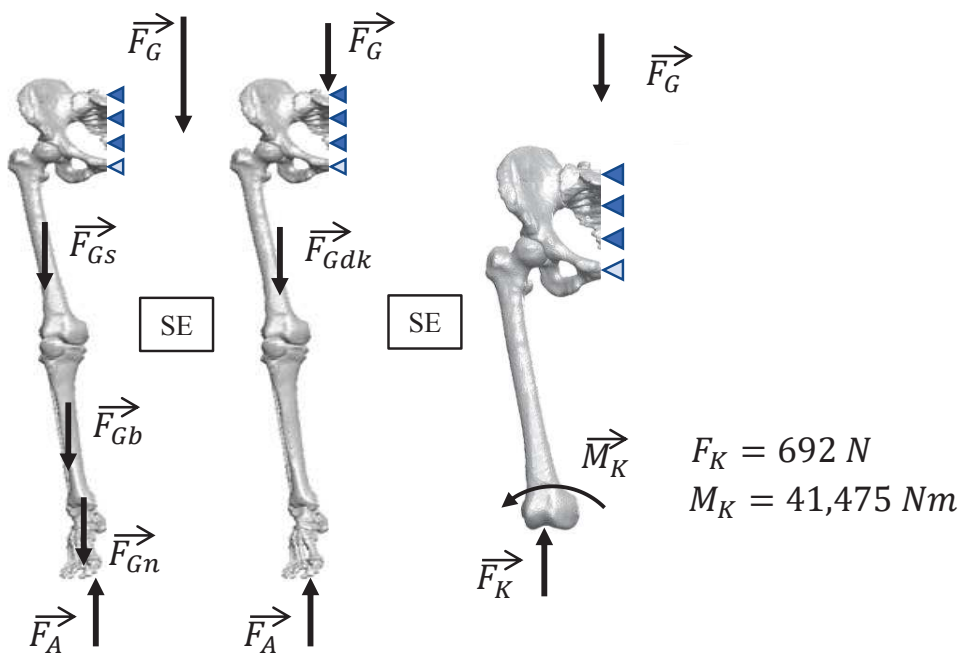
Tabulka 11.5: Výsledné hodnoty neznámých parametrů

Výpočtový model, na který bylo aplikováno zatížení, je tvořen z kosti stehenní, pánevní a křížové. Zatížení od podložky je tedy nutné staticky ekvivalentně převést do působení v oblasti distálního konce femuru. Výsledné zatížení pro stoj na jedné končetině, jež je možné aplikovat na distální konec femuru, je zobrazeno na Obr. 11.20, přičemž v některých studiích je navíc uvažována hodnota dynamického koeficientu až 2, 5.

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.



Obrázek 11.19: Podmínky statické rovnováhy



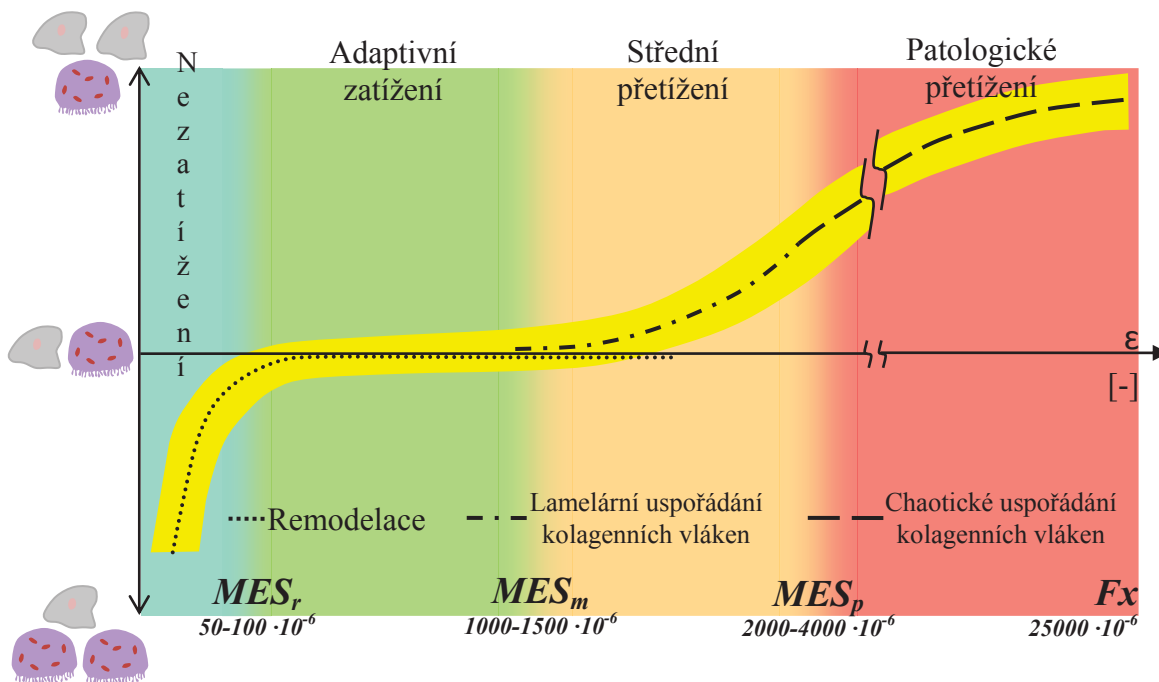
Obrázek 11.20: Výpočet zatížení ve smyslu statické ekvivalence

12. Hodnocení kostní tkáně

V roce 1892 se Julius Wolf zabýval vlivem namáhání kostní tkáně na její kvalitu. Na základě studie stanovil hypotézu, která byla následně potvrzena a dnes je již známa jako Wolfův zákon, jež zní následovně: *V důsledku primárních změn tvaru a spojitého zatížení, případně v důsledku samostatně působícího zatížení, mění kosti svou vnitřní architekturu podle matematických pravidel, sekundárním efektem řídicím se stejnými matematickými pravidly je změna tvaru kosti* [124]. Pokud se zatížení na danou kost zvyšuje, dochází postupně k remodelaci a kost se stává tužší. Nejprve dochází ke změnám v trámečkové struktuře a následně je remodelována i kortikální kostní tkáň.

Harold Frost, jenž se zabýval výzkumem kostí a s nimi souvisejících procesů, stanovil hypotézu, která popisuje chování kostní tkáně v závislosti na hodnotě intenzity přetvoření. Tato hypotéza, v literatuře nazývaná jako Mechanostat hypotéza, je v současné době hojně využívána pro hodnocení kostní tkáně v závislosti na namáhání [1], [2], [3], [4], [95].

Na Obr. 12.1 je zobrazena remodelace kostní tkáně v závislosti na intenzitě přetvoření. Svislá osa představuje poměr osteoklastů a osteoblastů, jež se podílejí na resorpci, případně na tvorbě kostní tkáně. Na vodorovné ose jsou vyneseny hodnoty intenzity přetvoření ε . Hodnoty jsou uvedeny v rozsahu, při kterém dochází ke změně remodelace a modelace kostní tkáně v závislosti na namáhání.



Obrázek 12.1: Remodelace kostní tkáně v závislosti na namáhání [1], [2], [3], [4], [95]

Z obrázku je patrné, že v případě malé hodnoty intenzity přetvoření, v oblasti hodnot MES_r do $\varepsilon = 50 \cdot 10^{-6} \div 100 \cdot 10^{-6}$ [-], dochází k přestavbě a následnému úbytku kostní tkáně. Jedná se o velmi pomalý proces nahrazení stávající kostní tkáně tkání novou, který trvá řádově tři a více měsíců. Při překročení hodnoty MES_r dochází k namáhání, při kterém je tvorba a resorpce kostní tkáně v rovnováze. K adaptivnímu zatěžování dochází až po hodnotu MES_m $\varepsilon = 1500 \cdot 10^{-6}$ [-], kdy už tvorba kostní tkáně převyšuje resorpci.

Při mikroskopickém pohledu na kostní tkáň je možné ji rozlišit na dva typy, a to dle typu kolagenu tvořící osteom na tzv. pletený a lamelární. V případě pleteného uspořádání

kolagenu je struktura kolagenních vláken nahodilá a výsledná kostní tkáň se tak v porovnání s lamelární stává křehkou. V organismu je vytvářena v případě rychlé tvorby kostní tkáně.

Při namáhání, jež způsobí přetvoření o velikosti do $\varepsilon = 2000 \cdot 10^{-6}$ [-], je během procesu remodelace, na kterém se podílejí osteoblasty a osteoklasty, vytvářena kostní tkáň s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Při překročení hodnoty MES_p $\varepsilon = 4000 \cdot 10^{-6}$ [-] dochází již k patologickému přetěžování kostní tkáně, jehož následkem může dojít až k poškození celého trámečku. Reakcí organismu je následně zvýšená tvorba kostní tkáně, avšak s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken. I přes vytvoření velkého množství kostní tkáně se tak kost stává křehkou. Z důvodu širokého rozsahu přechodové části je často jako hraniční hodnota uvažováno přetvoření $\varepsilon = 3000 \cdot 10^{-6}$ [-]. Při překročení hodnoty $\varepsilon = 25000 \cdot 10^{-6}$ [-] dochází již k porušení kostní tkáně.

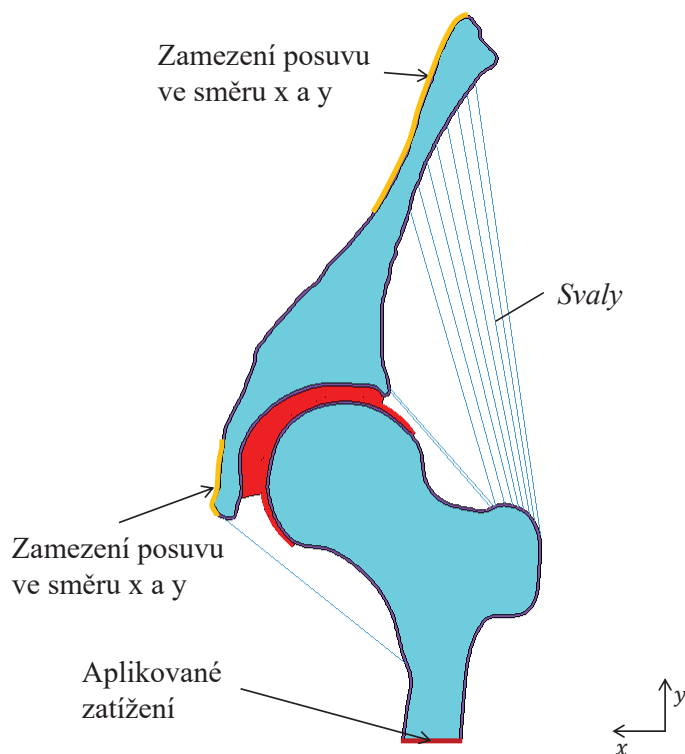
13. Citlivostní analýza

Pro odladění postupu určení a definování materiálových charakteristik je nejprve využito 2D modelu geometrie a následně 3D modelu geometrie o jednotkové tloušťce, které byly vytvořeny na základě CT snímků. Dále je provedena citlivostní studie za účelem posouzení vlivu homogenního a heterogenního izotropního lineárně pružného modelu materiálu. Nabyté zkušenosti je následně možné aplikovat na více rozsáhlý 3D model geometrie.

13.1. Rovinný model kyčelního kloubu

V případě řešení 2D modelu vytvořeného pomocí průřezu z 3D modelu kyčelního spojení je nutné určit odpovídající mechanické vlastnosti kostní tkáně, zatížení a okrajové podmínky. Konečnoprvkový model s okrajovými podmínkami je zobrazen na Obr. 13.1. Tento model je užit pro provedení citlivostní analýzy, kde zkoumanými parametry jsou zatížení, mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně a chrupavky. Zatížení je aplikováno na distální konec části femuru. Řešení je provedeno pro tři kombinace síly a silové dvojice, kde

- 200 N; 9 Nm odpovídá stoji na jedné končetině,
- 200 N; 4,5 Nm odpovídá snížené velikosti silové dvojice,
- 100 N; 4,5 Nm odpovídá snížené hmotnosti jedince.



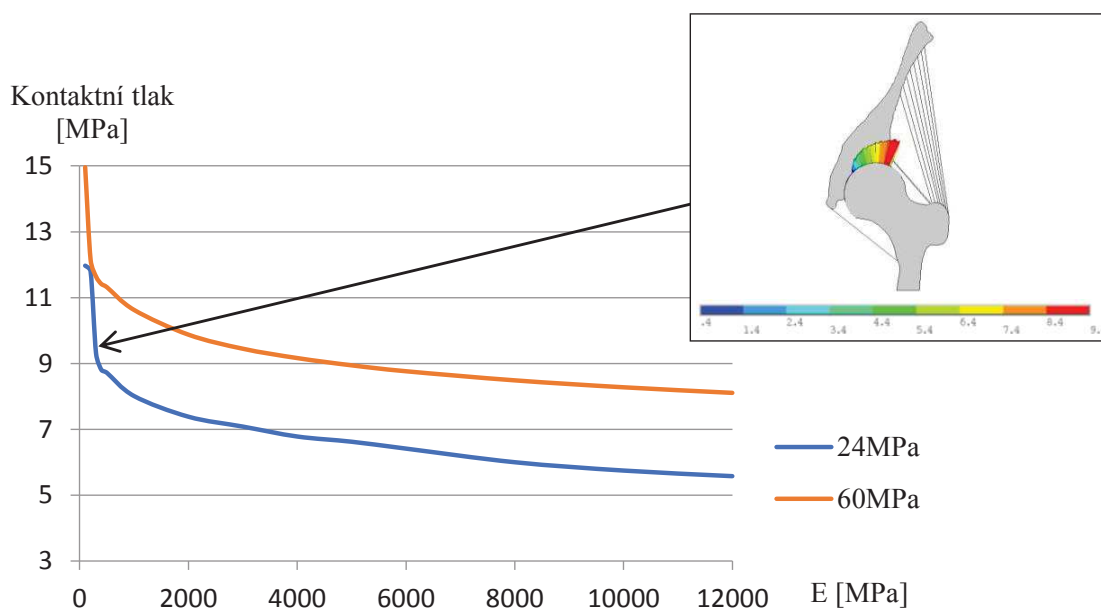
Obrázek 13.1: Okrajové podmínky a zatížení

Pro všechny prvky soustavy byl použit homogenní izotropní lineárně pružný model materiálu s níže uvedenými hodnotami Youngova modulu pružnosti, viz Tab. 13.1. Hodnota Youngova modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně je měněna v rozsahu uvedeném v tabulce, jež odpovídá jak zhoršeným, tak i velmi dobrým mechanickým vlastnostem. V případě chrupavky bylo řešení provedeno pro dvě hodnoty Youngova modulu pružnosti. U svalů je pak použita řádově vyšší hodnota Youngova modulu pružnosti.

	Yongův modul pružnosti E [MPa]	Poissonova konstanta μ [-]
Kortikální kostní tkáň	15 000	0,3
Spongiózní kostní tkáň	100 - 12 000	0,3
Chrupavka	24; 60	0,4
Svaly	210 000	0,3

Tabulka 13.1: Použité materiálové charakteristiky

Z dosažených výsledků na 2D úrovni, viz Obr. 13.2, vyplývá, že v případě zhoršených mechanických vlastností kostní tkáně dochází ke zvýšení maximální hodnoty kontaktního tlaku. K výraznému zvýšení maximální hodnoty kontaktního tlaku pak dochází při kvalitě spongiózní kostní tkáně odpovídající hodnotě Youngova modulu pružnosti menší než 1000 MPa. Z výsledků pro rozdílné hodnoty Youngova modulu pružnosti chrupavky je zřejmé, že se vzrůstající hodnotou dochází k navýšení maximální hodnoty kontaktního tlaku o 2 až 3 MPa, viz Obr. 13.2. U dalších variant zatížení jsou hodnoty maximálního kontaktního tlaku nižší, avšak průběhy maximálního kontaktního tlaku v závislosti na modulu pružnosti v tahu vyjadřující kvalitu kostní tkáně jsou podobné.

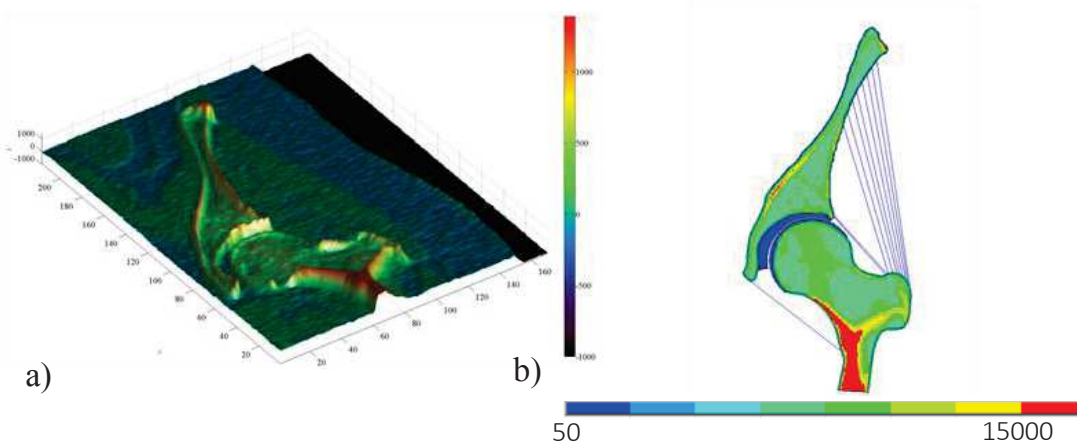


Obrázek 13.2: Závislost maximální hodnoty kontaktního tlaku na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně pro zatížení 200 N, 9 Nm

Dále byla provedena analýza závislosti maximální hodnoty kontaktního tlaku na použitém modelu materiálu. Analýza byla zaměřena na homogenní a nehomogenní lineárně pružný model materiálu. Pro nehomogenní model jsou použity hodnoty materiálových

13.2. 3D MODEL GEOMETRIE

vlastností spongiózní kostní tkáně určených na základě dat z *CT* snímků. Hodnoty intenzity pixelů, jež je možné z *CT* snímků získat pomocí programu STL Model Creator, jsou aplikovány dle jejich polohy na model jako teplotní pole, viz Obr. 13.3. Model materiálu spongiózní kostní tkáně následně zohledňuje závislost hodnoty Youngova modulu pružnosti na hustotě (intenzitě pixelu). Pro výpočet je použit korelační vztah mezi Youngovým modulem pružnosti a hustotou kostní tkáně, jež ve své práci použil Chen [84]. Dosažené maximální hodnoty kontaktního tlaku odpovídají výsledkům homogenního izotropního modelu spongiózní tkáně s Youngovým modulem pružnosti 6000 až 8000 *MPa*.

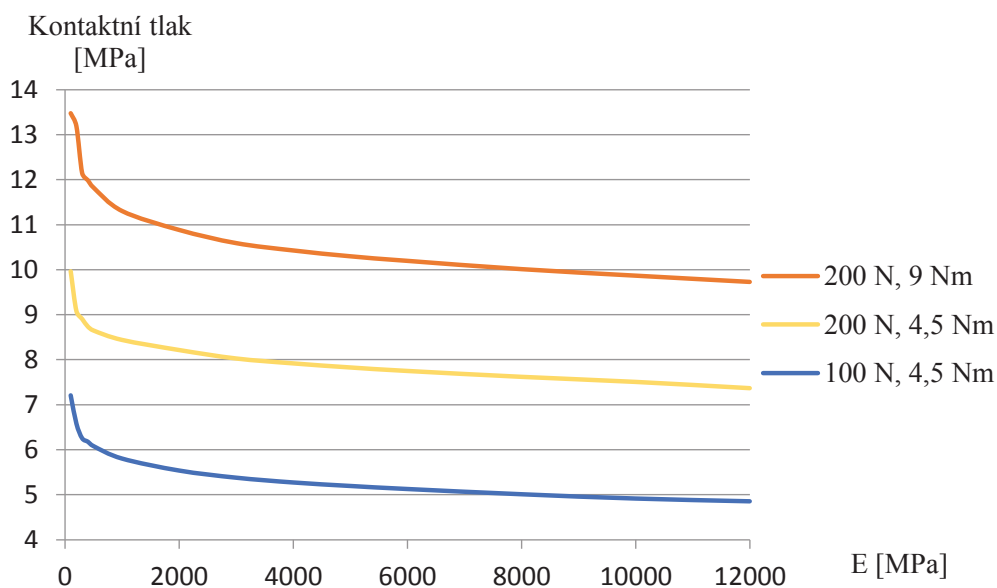


Obrázek 13.3: a) rozložení intenzity pixelu, b) hodnoty Youngova modulu pružnosti 2D modelu

13.2. 3D model geometrie

Pro odladění určení hodnot materiálových charakteristik kostní tkáně u modelu geometrie ve 3D bylo nejprve využito modelu o jednotkové tloušťce. Tento model je milimetrovým výřezem z modelu geometrie, jež je vytvořen s ohledem na využití *CT* dat pro určení materiálových charakteristik. Poloha střednice výřezu je totožná s místem průřezu, který byl využit pro vytvoření 2D geometrie. Okrajové podmínky jsou předepsány na stejných oblastech jako v případě 2D výpočtu. Dále je zamezeno posunutí v normálovém směru frontální roviny. Pro všechny prvky sestavy je použit izotropní lineárně pružný model materiálu s materiálovými charakteristikami totožnými s 2D úlohou, jež jsou uvedeny v Tab. 13.1.

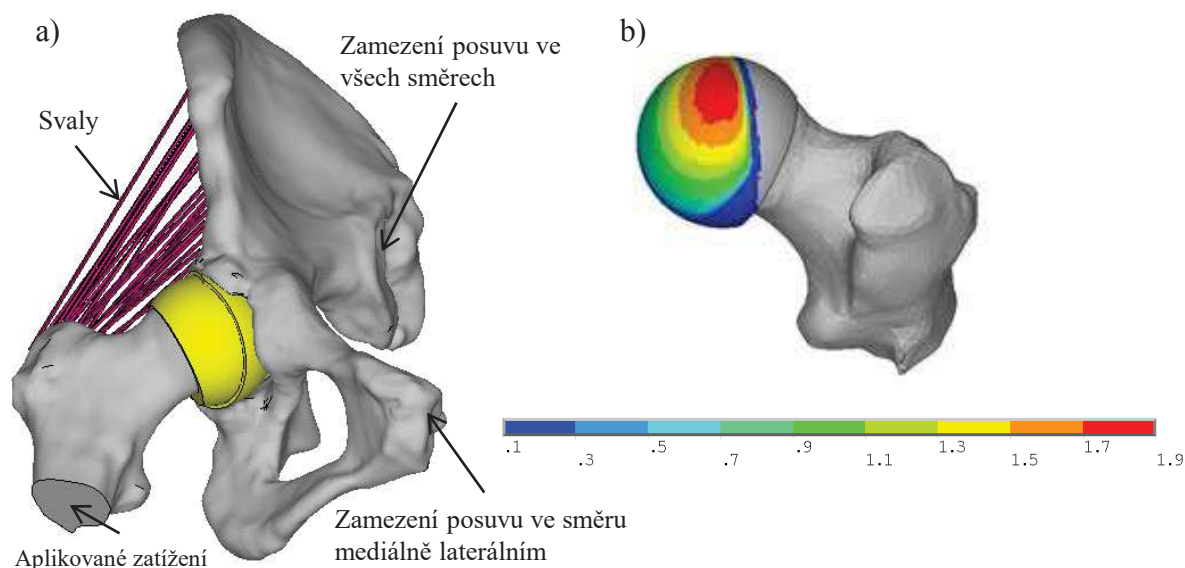
Dále je provedena citlivostní analýza vlivu zhoršených mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně u homogenního modelu materiálu na maximální hodnotu kontaktního tlaku. Závislost maximální hodnoty kontaktního tlaku na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně je zobrazena na Obr. 13.4. Při porovnání s dosaženými výsledky z 2D modelu nabývá kontaktní tlak vyšších hodnot, avšak závislost tlaku na velikosti Youngova modulu pružnosti má stejný průběh. V případě modelu s hodnotami materiálových vlastností získaných z *CT* snímků dosahuje maximální hodnota kontaktního tlaku pro jednotlivá zatížení 10, 1; 7, 7 a 5, 0 *MPa*, což odpovídá homogennímu modelu materiálu spongiózní kostní tkáně s hodnotou Youngova modulu pružnosti v rozmezí 6 až 8 *GPa*.



Obrázek 13.4: Závislost maximální hodnoty kontaktního tlaku na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně u homogenního modelu materiálu o tloušťce 1 mm

13.3. 3D model kyčelního kloubu

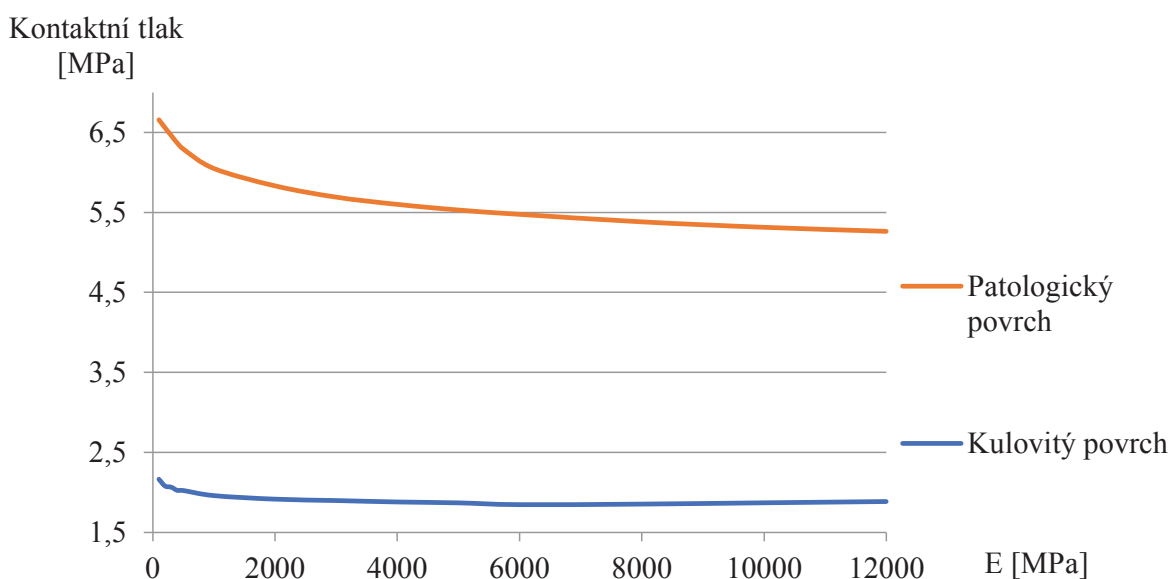
Pro tvorbu modelu geometrie je použito *CT* snímků s ohledem na následné určení hodnot materiálových charakteristik. Aplikované zatížení, přepočítané na základě statické ekvivalence do místa působení, odpovídá hmotnosti jedince 80 kg. Okrajové podmínky jsou zobrazeny na Obr. 13.5 a). Pro všechny prvky soustavy je použit izotropní lineárně pružný model materiálu s materiálovými charakteristikami totožnými s 3D variantou, jež jsou uvedeny v Tab. 13.1.



Obrázek 13.5: a) okrajové podmínky, b) kontaktní tlak [MPa] na chrupavce femuru u varianty spongiózní tkáně s hodnotou Youngova modulu pružnosti $E = 5000 \text{ MPa}$

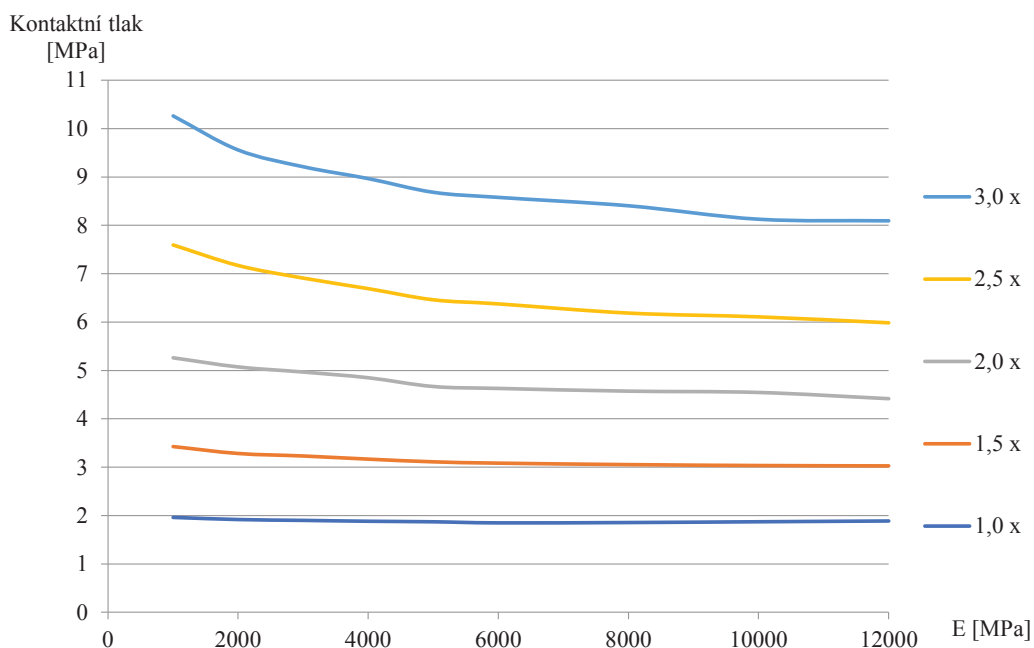
13.3. 3D MODEL KYČELNÍHO KLOUBU

Dále je provedena citlivostní analýza vlivu zhoršených mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně u homogenního modelu materiálu na maximální hodnotu kontaktního tlaku. Výpočet závislosti kontaktního tlaku na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně je proveden pro dva modely kyčelního spojení, přičemž oba vycházejí z modelu geometrie z *CT* snímků. První z nich je vytvořen přímo dle segmentovaných *CT* snímků, zatímco v druhém případě je hlavička a jamka kyčelního kloubu aproximována kulovou plochou. Oblast acetabula je velmi obtížná pro segmentaci, především z důvodu rozlišení a směru, v němž jsou snímky pořízeny. Rozložení kontaktního tlaku na hlavičku femuru je zobrazeno na Obr. 13.5 b). Závislost maximální hodnoty kontaktního tlaku na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně je zobrazena na Obr. 13.6. U modelu s kulovitým povrchem hlavičky femuru a acetabula jsou použity hodnoty materiálových charakteristik získaných z *CT* snímků. Maximální hodnota kontaktního tlaku dosahuje hodnoty 1,85 *MPa*.



Obrázek 13.6: Závislost maximální hodnoty kontaktního tlaku na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně pro patologický a kulovitý povrch chrupavky

V běžném životě je však zatížení výrazně vyšší, a to z důvodu dynamického zatěžování. Z tohoto důvodu jsou provedeny výpočty pro velikost zatížení 1, 5; 2; 2, 5 a 3 x větší než statické zatížení. Průběh maximální hodnoty kontaktního tlaku v závislosti na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně je zobrazen na Obr. 13.7. Při vyšších hodnotách zatížení je v případě nehomogenního modelu materiálu dosaženo maximální hodnoty kontaktního tlaku 3, 02; 4, 53; 6, 43 a 8, 26 *MPa*.



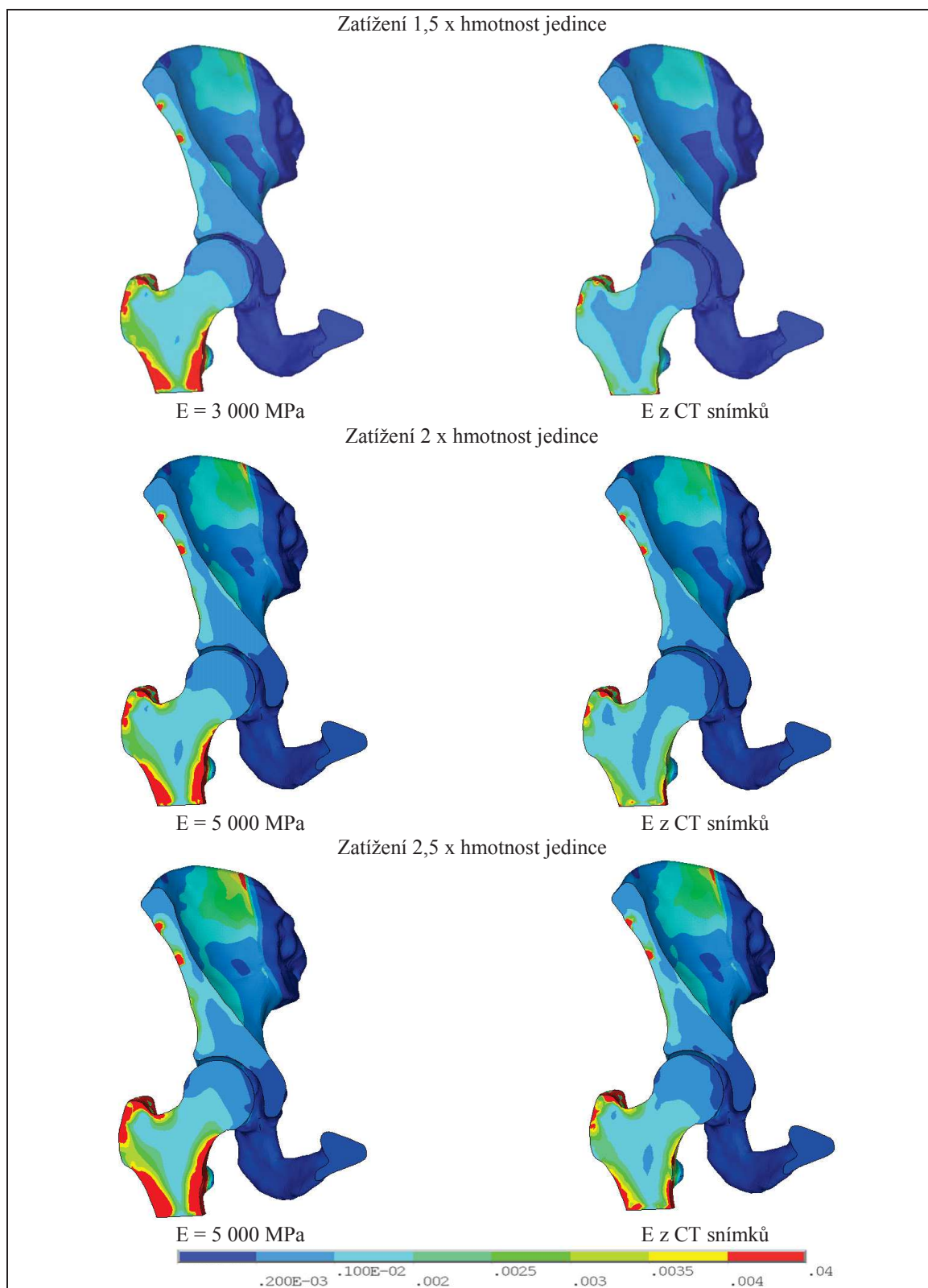
Obrázek 13.7: Závislost maximální hodnoty kontaktního tlaku na mechanických vlastnostech spongiózní kostní tkáně pro vícenásobné zatížení

13.3.1. Hodnocení kostní tkáně u 3D modelu kyčelního spojení

Posouzení stavu kostní tkáně je provedeno na základě intenzity přetvoření, které vzniká v důsledku namáhání kostní tkáně, nejprve při stožení na jedné končetině a následně pro zatížení převyšující toto zatížení 1, 5 x až 3 x, viz Obr. 13.8. V případě homogenního izotropního lineárně pružného modelu materiálu s materiálovými charakteristikami, jež odpovídají velmi špatné kvalitě spongiózní kostní tkáně (hodnota Youngova modulu pružnosti 500 MPa) dochází k namáhání, při kterém při stožení na jedné končetině nastává mikro-poškození trámečků. Oblast velkého trochanteru je ovlivněna malým počtem svalů, které byly modelovány prutovými elementy o výrazně vyšší hodnotě Youngova modulu pružnosti v porovnání s hodnotou u kortikální kostní tkáně. Oblast distálního konce femuru je pak ovlivněna aplikovanými okrajovými podmínkami.

V případě zvýšení zatížení, jež odpovídá 1, 5násobku hmotnosti jedince, dochází k přetěžování i u kvalitnější (vyšších hodnot Youngova modulu pružnosti) spongiózní kostní tkáně. Z výsledků je patrné, že při určení hodnot materiálových vlastností z *CT* snímků je dosaženo značně odlišného rozložení intenzity přetvoření než v případě homogenního izotropního modelu materiálu. Z rozložení intenzity přetvoření je zřejmý vliv modelu svalů a způsobu zatěžování na dosažené výsledky. Zároveň je nutné zvýšit úroveň modelu svalů tak, aby jednotlivé oblasti nebyly přetíženy.

13.3. 3D MODEL KYČELNÍHO KLOUBU



Obrázek 13.8: Přetvoření $\varepsilon = 10^{-6}$ [-] kostní tkáně při stoji na jedné končetině pro rozdílné mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně

14. Presentace 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

Řešení bylo provedeno na PC s 12 jádry o frekvenci 2,5 *GHz* a 128 *GB* operační paměti. Pro řešení byl použit přímý řešič. Vzhledem k velikosti úlohy byl vždy proveden porovnávací výpočet se zapnutými a vypnutými velkými deformacemi, takto dosažené výsledky byly srovnatelné, a proto byly velké deformace v dalších analýzách vypnuty. Dále jsou provedena výpočtová řešení jednotlivých stavů spolu s deformačně napěťovou analýzou zaměřenou na stav kostní tkáně.

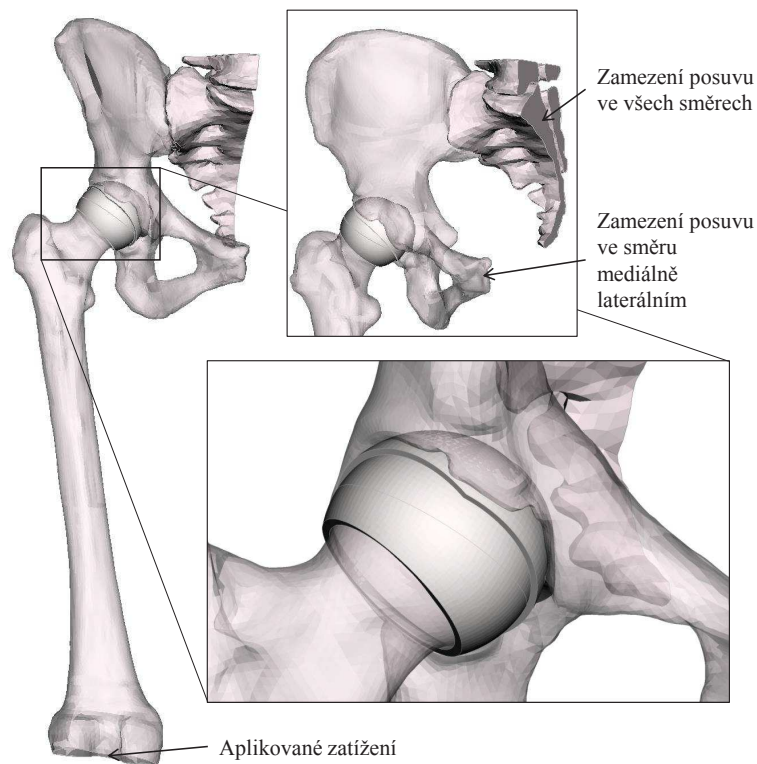
14.1. Fyziologický stav kyčelního spojení

Model geometrie kyčelního spojení je vytvořen z *CT* snímků pořízených v rozsahu od distální části femuru (oblast kondylu) po křídlo pánevní kosti a části kosti křížové. Takto vytvořený model je možné využít pro porovnávací analýzy variant s totální endoprotézou a bez totální endoprotézy, včetně varianty s aplikací *BS* dlahy. Na základě dosažených výsledků prvotních řešení (viz Kap. 13), které sloužily především pro odladění algoritmu pro určení hodnot materiálových charakteristik kostní tkáně z *CT* dat, je zřejmé, že oblast velkého trochanteru je významně ovlivněna upevněním svalů, které byly prvotně modelovány jako pruty o vysoké tuhosti (řádově vyšší tuhost, než má kortikální kostní tkáň). Dále je z výsledků zřejmé, že je nutné prodloužení distální části femuru, a to nejen z důvodu následné aplikace dřívku femorální komponenty, ale i z důvodu významného ovlivnění této oblasti aplikovaným zatížením.

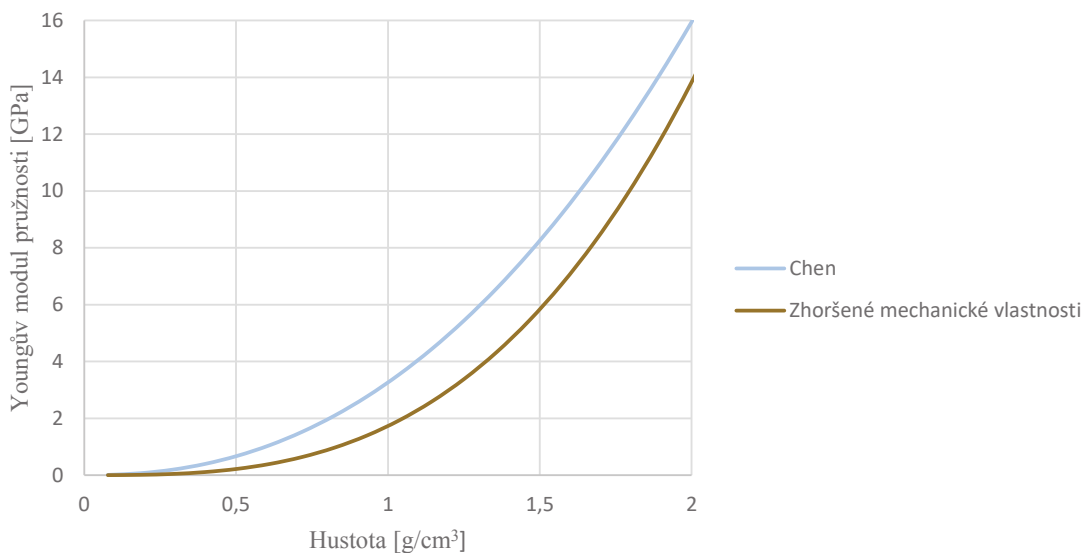
Vzhledem k použití rozdílného modelu geometrie oproti modelu, jež byl užit pro provedení citlivostní analýzy, je nutné upravit okrajové podmínky. Na oblast mediálního řezu kosti křížové jsou aplikovány okrajové podmínky v podobě zamezení posuvu ve všech směrech. V oblasti spony stydké je zamezen posuv v mediálně laterálním směru. Spojení kostní tkáně v oblasti křížokyčelního kloubu je realizováno definováním vazebných rovnic. Okrajové podmínky jsou zobrazeny na Obr. 14.1.

U diskretizovaného modelu geometrie je užit algoritmu pro vyhlazení materiálových vlastností. Pomocí teplotně závislých materiálových vlastností a teplotního pole, jež svým

14.1. FYZIOLOGICKÝ STAV KYČELNÍHO SPOJENÍ



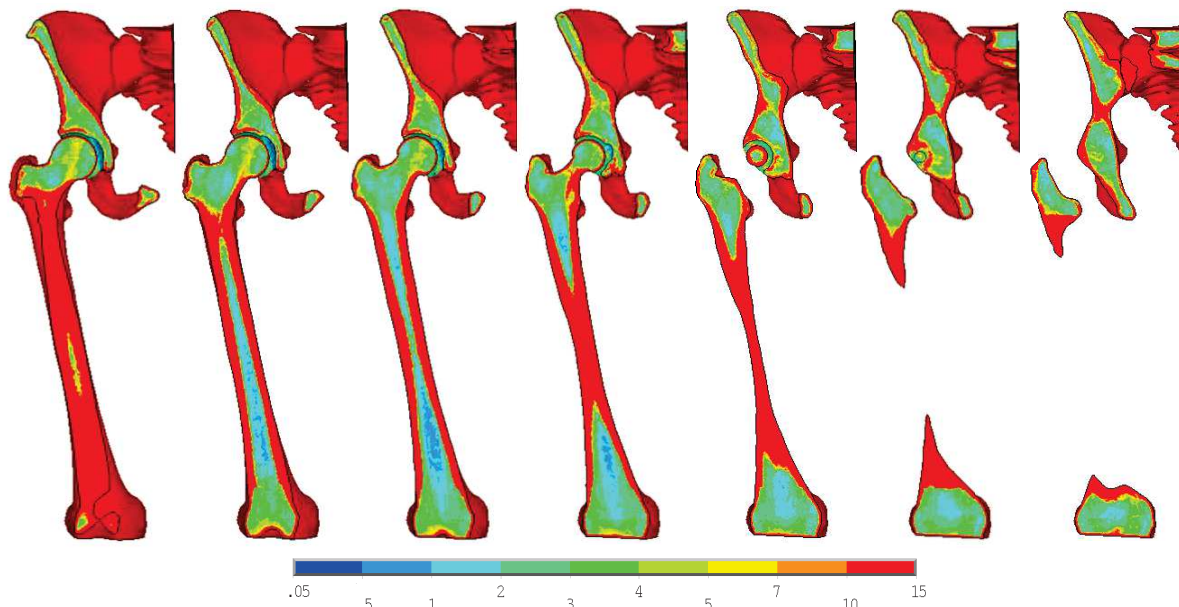
Obrázek 14.1: Model geometrie stavu před implantací *TEP* s okrajovými podmínkami rozložením a hodnotami odpovídá *HU* jednotkám získaným z dat z *CT* snímků, je umožněno vytvoření nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně. Celý algoritmus byl odladěn na méně komplexním modelu. Pro výpočet je použita závislost Youngova modulu pružnosti na hustotě, kterou ve své práci využívá Chen [84], viz Obr. 14.2. Z důvodu obtížného určení hranice kosti, kde může docházet k drobným odchylkám a model tak



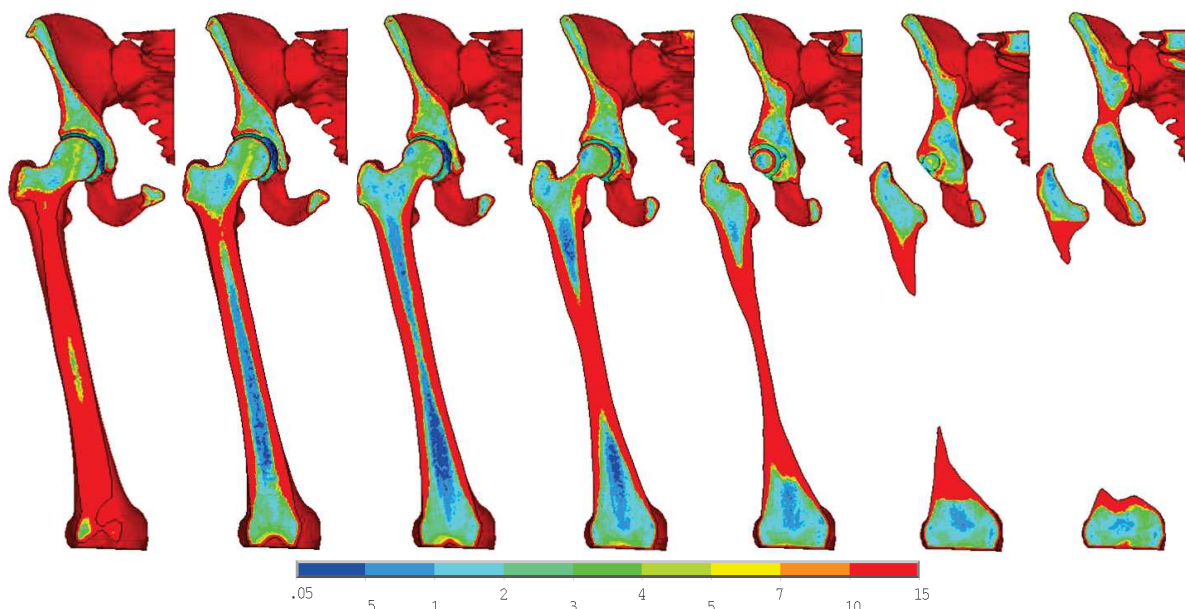
Obrázek 14.2: Závislost Youngova modulu pružnosti na hustotě kostní tkáně

14. PREZENTACE VÝSLEDKŮ A ANALÝZA ŘEŠENÍ

může být zatížen chybou v podobě zahrnutí oblasti o nízké intenzitě pixelu, které již neodpovídá kostní tkáni, je vhodné na povrch všech modelů kostní tkáně aplikovat teplotu odpovídající teplotě kortikální kostní tkáně. Rozložení Youngova modulu pružnosti je pak pro nehomogenní model materiálu zobrazeno na Obr. 14.3 a pro nehomogenní model materiálu se zhoršenými vlastnostmi na Obr. 14.4.



Obrázek 14.3: Hodnoty Youngova modulu pružnosti [GPa] pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně



Obrázek 14.4: Hodnoty Youngova modulu pružnosti [GPa] pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi

14.1. FYZIOLOGICKÝ STAV KYČELNÍHO SPOJENÍ

Vzhledem k rozdílné vzájemné pozici kosti stehenní a kosti pánevní, ve které bylo provedeno skenování pomocí *CT* zařízení, vůči poloze těchto dvou kostí při stožení na jedné dolní končetině, ke kterému dochází při pomalé chůzi, je tedy nutné upravit jejich vzájemnou polohu. Úprava spočívá v natočení kosti stehenní kolem mediálně-laterální osy procházející středem hlavičky kosti stehenní a dále v natočení kolem osy jdoucí v kranio-kaudálním směru.

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

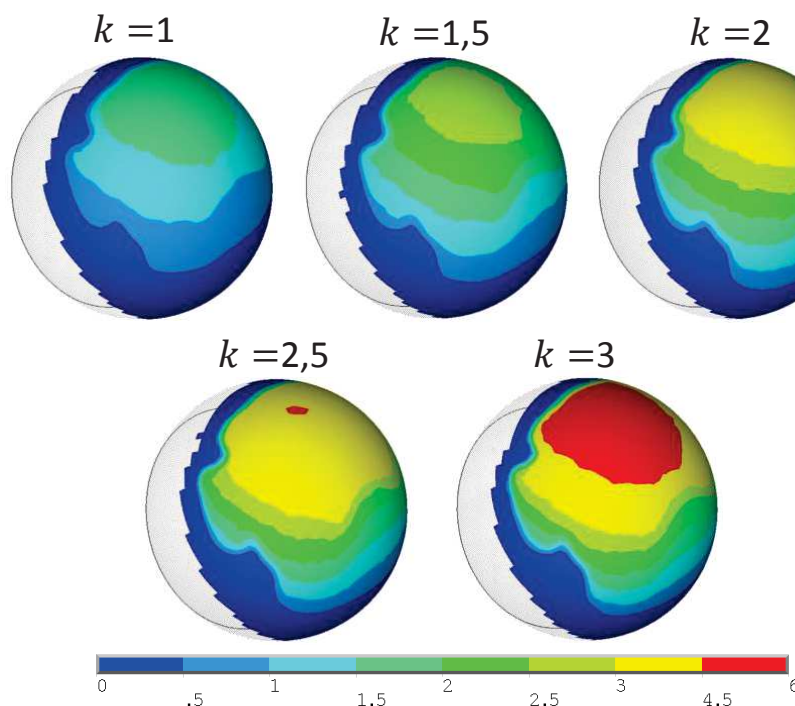
Řešení je provedeno pro varianty s nehomogenním a s homogenním izotropním lineárně pružným modelem materiálu kostní tkáně. Pro variantu nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně je nejprve využito korelačního vztahu mezi hodnotou Youngova modulu pružnosti a hustotou, který ve své práci uvádí Chen [84]. Následně je tento vztah upraven tak, aby simuloval zhoršené mechanické vlastnosti kostní tkáně (spongiózní a kortikální), viz Tab. 14.1. Použité závislosti Youngova modulu pružnosti na hustotě (vypočtena z *CT* čísel), jsou pro přehlednost zobrazeny na obrázku Obr. 14.2. V Tab. 14.1 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 14.1: Použité mechanické vlastnosti

V případě pomalé chůze dochází během pohybu ke stožení na jedné dolní končetině bez přítomnosti dynamických složek, avšak při každodenních činnostech se dynamická složka stává podstatnou, ať už v případě rychlé chůze, běhu, klopýtnutí či při rozjezdu a zastavování výtahu, vystupování z eskalátoru ad. Pro postihnutí těchto stavů je při výpočtu užito dynamického koeficientu v rozmezí 1,5 až 3. Na Obr. 14.5 je zobrazeno rozložení kontaktního tlaku na chrupavce hlavičky kosti stehenní, a to pro zatížení odpovídající hmotnosti jedince (80 kg) a hodnotám dynamického koeficientu v rozsahu 1 až 3.

Pro jednotlivé realizované varianty modelů materiálu kostní tkáně je dosahováno obdobného rozložení kontaktního tlaku s minimálními rozdíly v maximálních hodnotách. Dle citlivostní studie, jež je provedena v předchozí kapitole (Kap. 13), dochází k výraznému nárůstu maximální hodnoty kontaktního tlaku pro kvalitu kostní tkáně vyjádřenou Youngovým modulem pružnosti o hodnotě 1000 MPa a nižší. Protože v těchto varian-



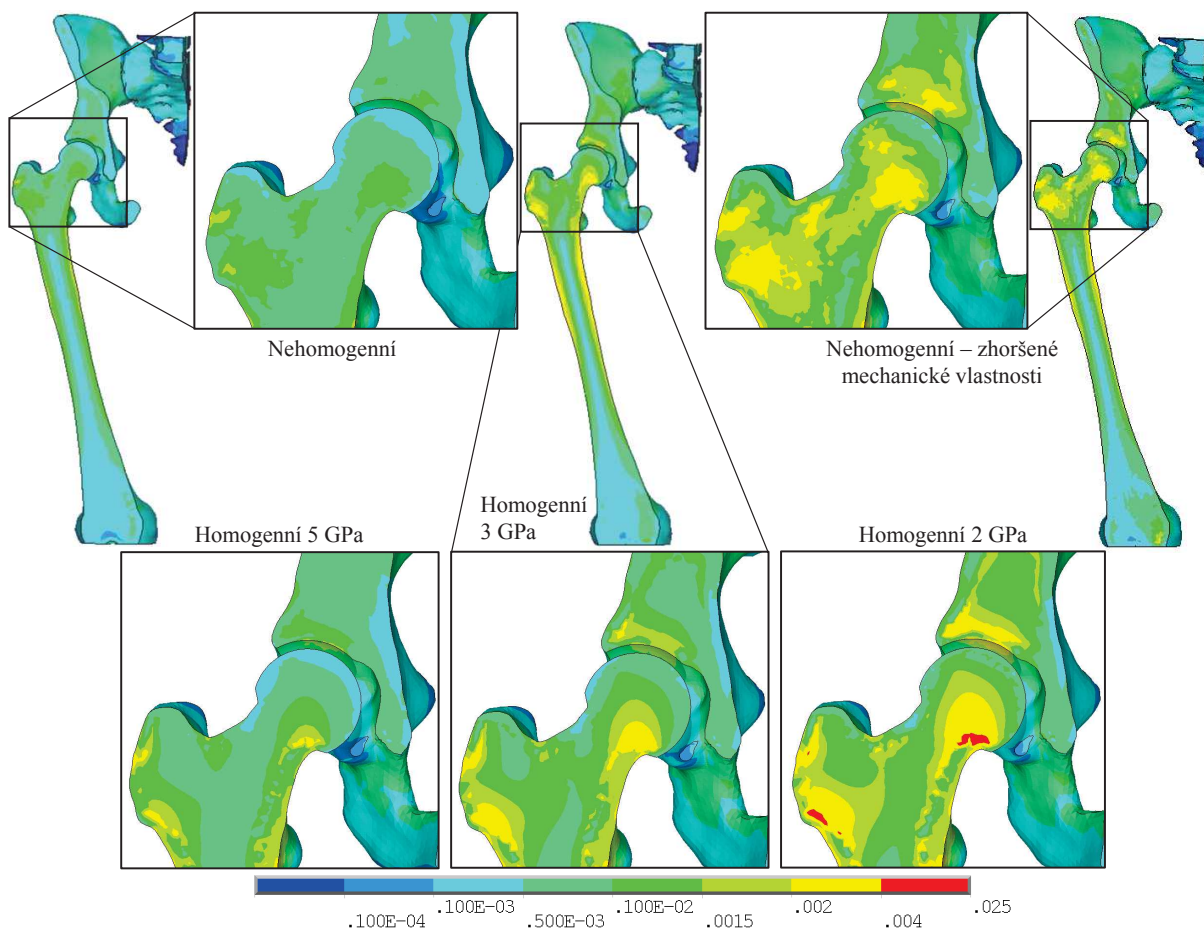
Obrázek 14.5: Rozložení kontaktního tlaku [MPa]

tách docházelo dominantně k namáhání kostní tkáně, při kterém dochází ke vzniku křehké kostní tkáně, nebyly tyto varianty dále řešeny.

Pro řešené modely s rozdílnými mechanickými vlastnostmi kostní tkáně je porovnáváno rozložení přetvoření kostní tkáně pro jednotlivé zátěžné stavy. Na Obr. 14.6 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 patrné, 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 hlavicí kosti stehenní a kranální 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.

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. 14.3. Pro nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi, které jsou určeny z CT dat (závislost Youngova modulu pružnosti na hustotě viz Obr. 14.2), je dosahováno výrazně vyšších hodnot intenzity přetvoření v porovnání s nehomogenním modelem materiálu, a to v oblasti aceta-

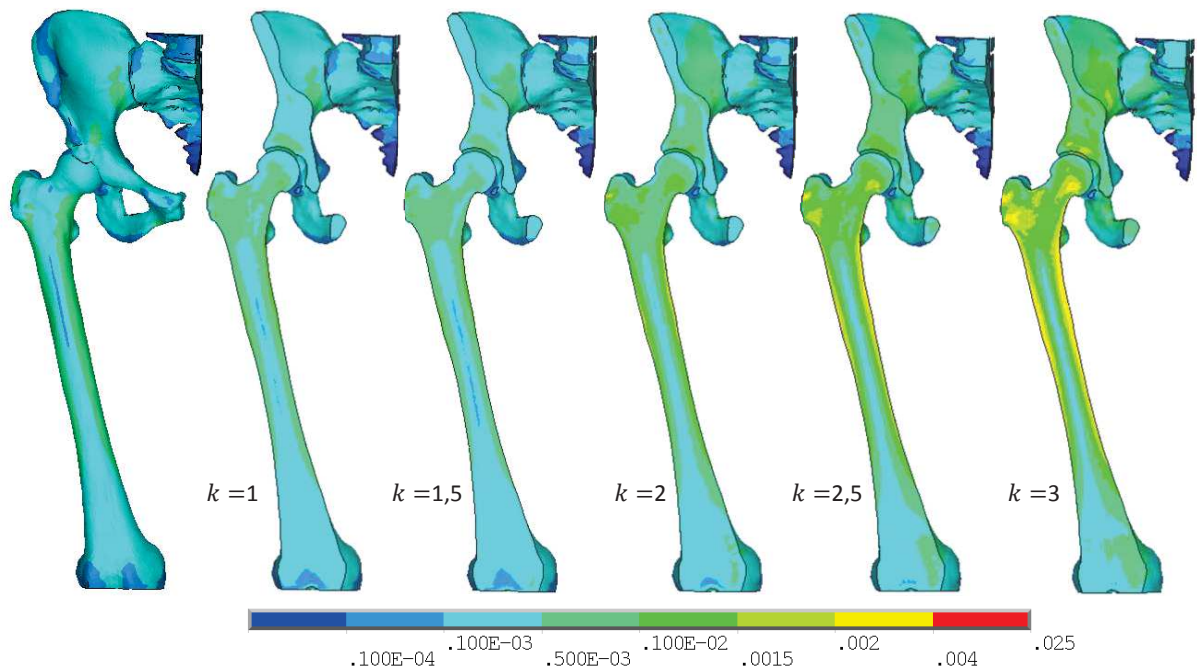
14.1. FYZIOLOGICKÝ STAV KYČELNÍHO SPOJENÍ



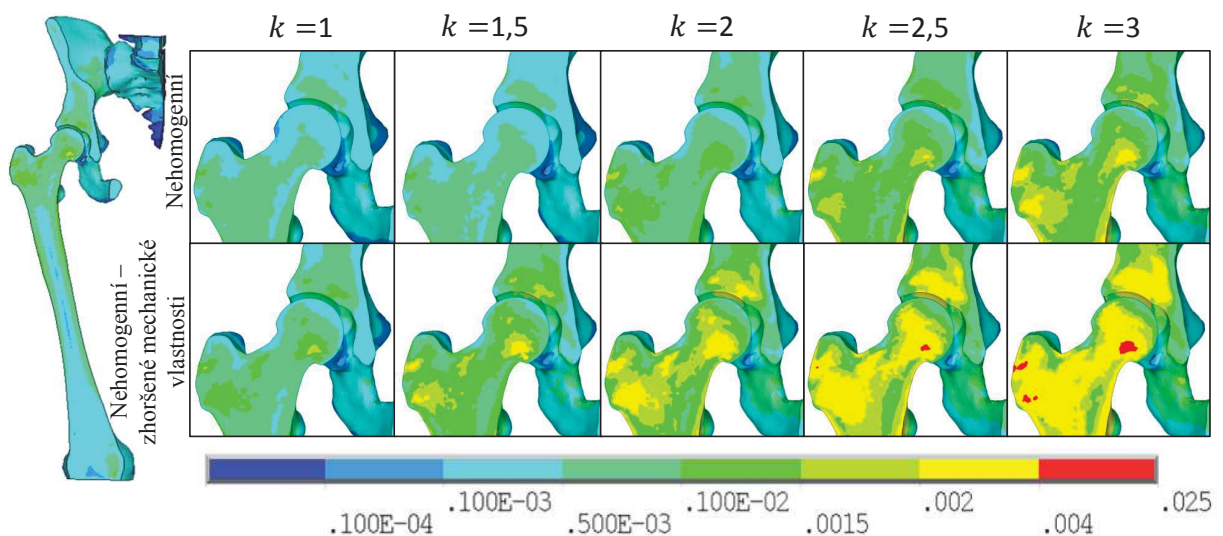
Obrázek 14.6: Rozložení intenzity přetvoření pro různé varianty modelu materiálu kostní tkáně pro zatížení odpovídající dvojnásobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 kg

bulární 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 intenzity 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. 14.6, 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.

Porovnání intenzity přetvoření při zatížení odpovídajícímu 1 až 3násobku statického zatížení pro nehomogenní model materiálu je zobrazeno na Obr. 14.7. Z obrázku je patrné, že v případě zatěžování odpovídajícího trojnásobku statického zatížení, dochází k tvorbě nové kostní tkáně dominantně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. Maximální hodnota intenzity přetvoření je 0,0033.



Obrázek 14.7: Rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 kg



Obrázek 14.8: 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

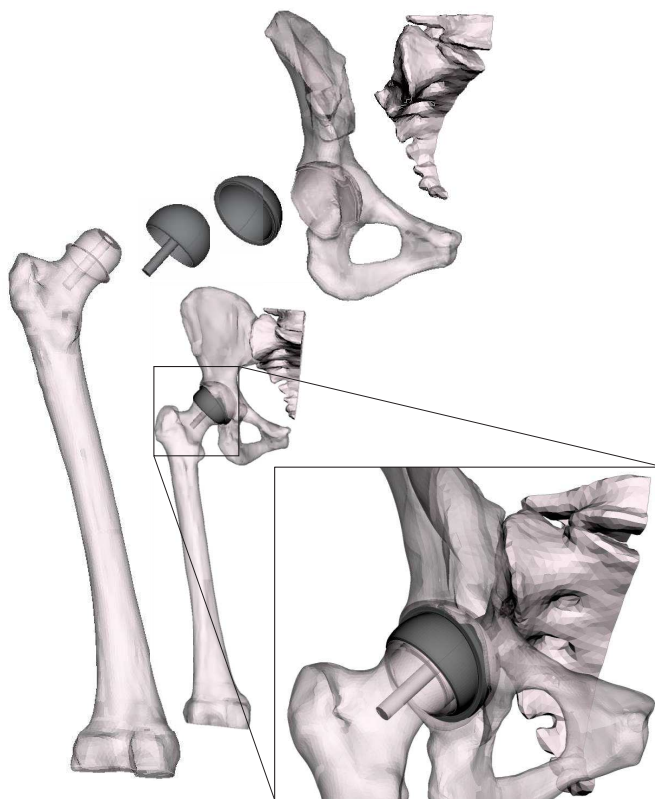
Na Obr. 14.8 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní modely materiálu kostní tkáně pro dynamické zatížení v rozsahu 1 až 3násobku zatížení statického. V druhé řadě obrázků jsou zobrazeny výsledky nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi. Z obrázku je zřejmý 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

14.2. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU POVRCHOVOU TEP

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.

14.2. Kyčelní spojení s aplikovanou povrchovou TEP

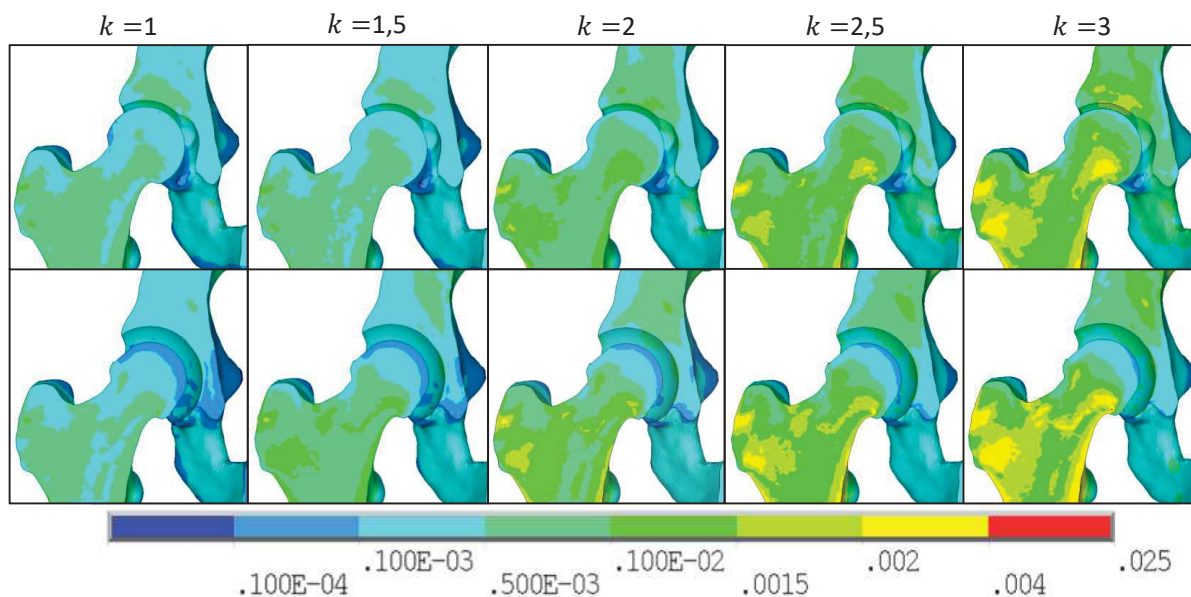
Je vytvořen nový výpočtový model, jež odpovídá stavu po aplikaci povrchové totální endoprotézy, viz Obr. 14.9. Při její aplikaci dochází k odstranění chrupavky a malého množství kostní tkáně, přičemž jsou nahrazeny právě povrchovou totální endoprotézou a případně kostním cementem. Za účelem porovnání vlivu aplikace povrchové totální endoprotézy na přetvoření kostní tkáně jsou užity stejné okrajové podmínky jako v případě fyziologického stavu. Na Obr. 14.10 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření kostní



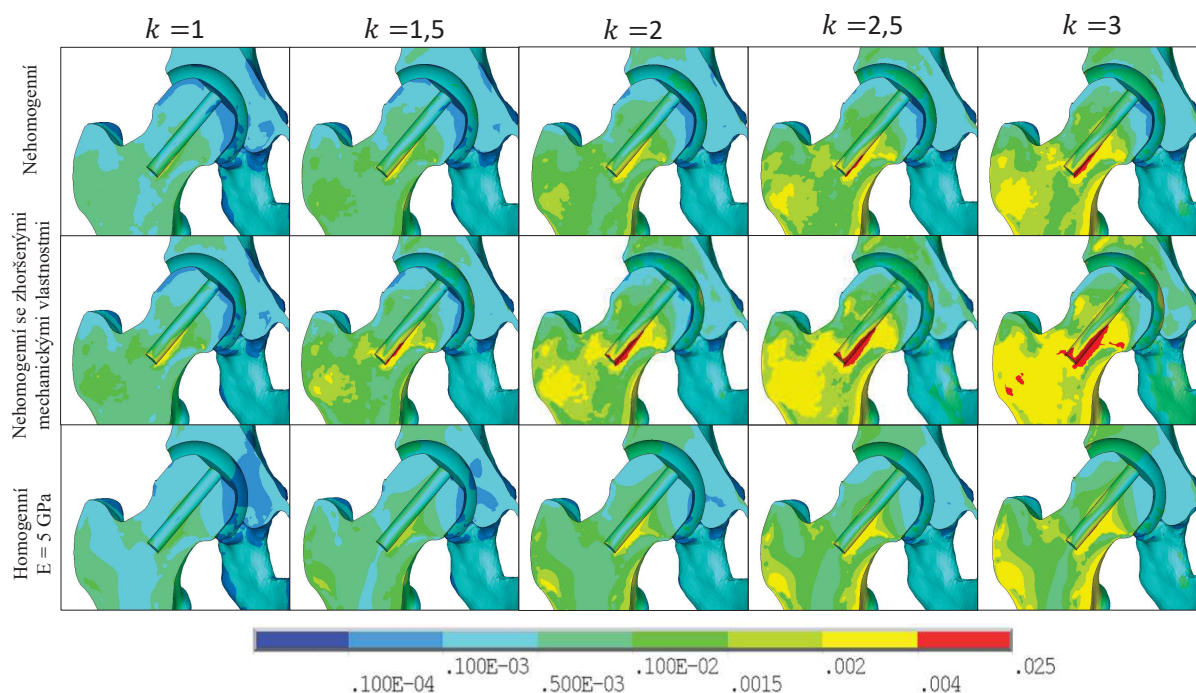
Obrázek 14.9: Model geometrie kyčelního spojení po implantaci povrchové TEP

tkáně pro stav před a po aplikaci hybridní totální endoprotézy pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně při stoji 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. 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 14.10: 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*



Obrázek 14.11: Rozložení intenzity přetvoření pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 kg pro různé varianty modelu materiálu kostní tkáně

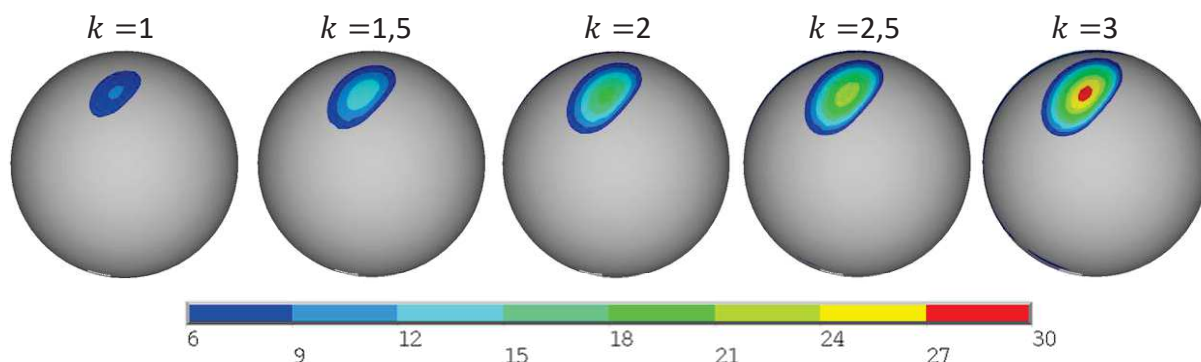
Na Obr. 14.11 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření pro homogenní model materiálu s kvalitou kostní tkáně vyjádřenou Youngovým modulem pružnosti o hodnotě 5 GPa ,

14.2. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU POVRCHOVOU TEP

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 kvalitní kostní tkáň, a proto bylo řešení provedeno v případě homogenního modelu materiálu spongiózní kostní tkáně pro kvalitu odpovídající hodnotě Youngova modulu pružnosti 5 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 se 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.

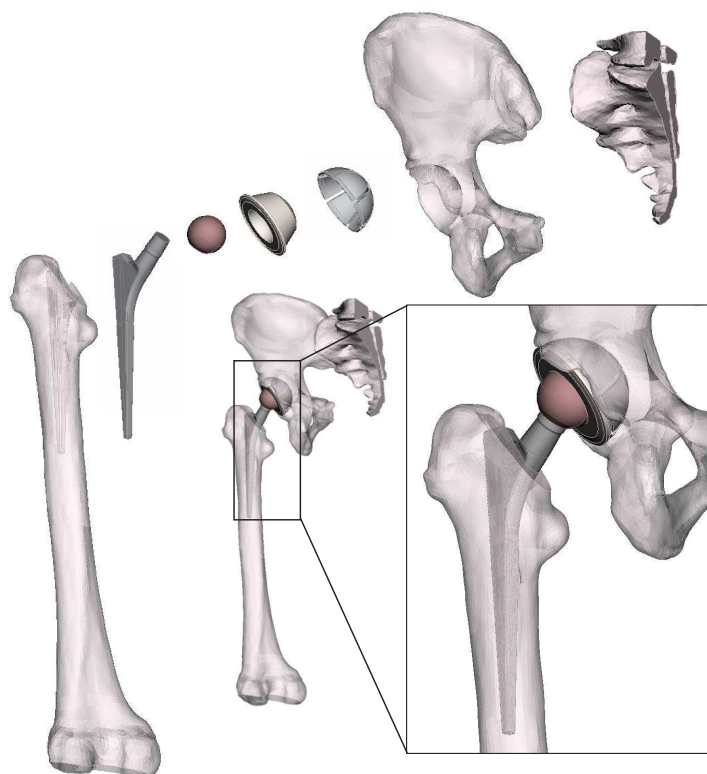
V případě nehomogenního modelu materiálu dochází dle Frostovy hypotézy k remodelaci a modelaci kostní tkáně až do dvojnásobku statického zatížení. U nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi dochází k namáhání, při kterém je tvořena kostní tkáň s neuspořádanými kolagenními 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. 14.11). Lze tedy předpokládat, že v průběhu rekonvalescence a následného uvědomělého zatěžování dojde k remodelaci. Při vývoji totálních endoprotéz je důležitá i znalost rozložení kontaktního tlaku, jež je pro povrchovou totální endoprotézu zobrazena na Obr. 14.12.



Obrázek 14.12: Rozložení kontaktního tlaku [MPa] pro zatížení odpovídající 1 až 3násobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 kg

14.3. Kyčelní spojení s aplikovanou *TEP*

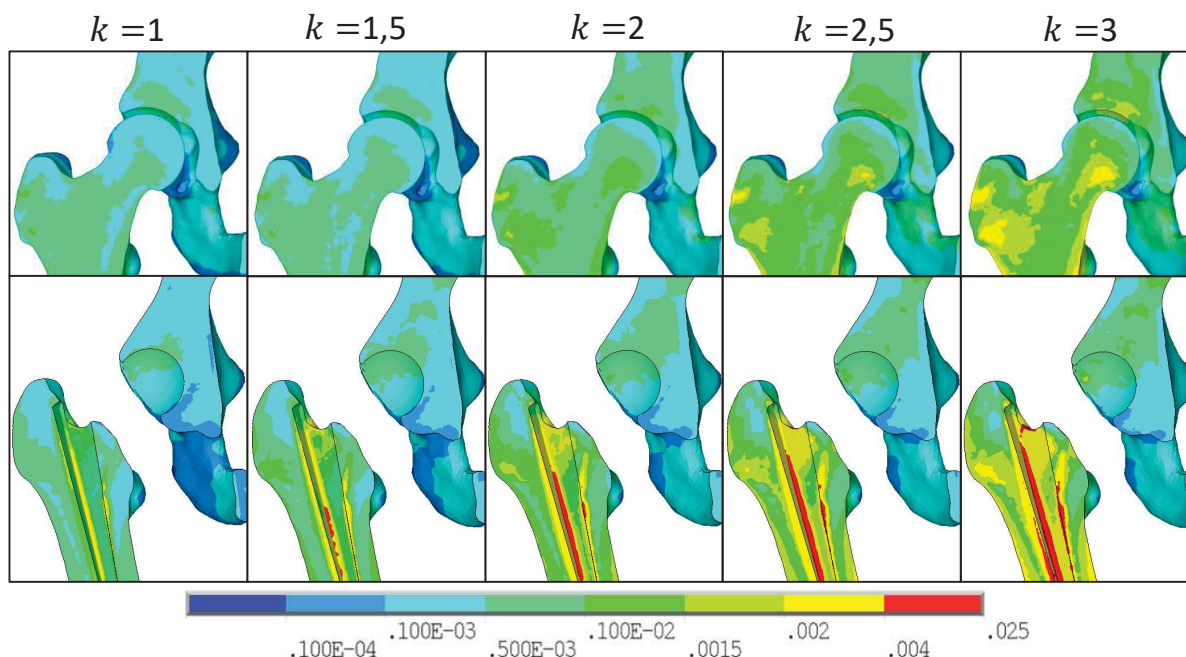


Obrázek 14.13: Model geometrie kyčelního spojení po implantaci *TEP*

Je vytvořen nový výpočtový model kyčelního spojení, který odpovídá stavu po aplikaci totální endoprotézy, viz Obr. 14.13. Při její aplikaci dochází k odstranění chrupavky a části kostní tkáně, přičemž jsou nahrazeny totální endoprotézou a případně kostním cementem. Aby bylo možné porovnat stav po aplikaci totální endoprotézy se stavem před implantací a také vliv *TEP* na přetvoření kostní tkáně, byly použity stejné okrajové podmínky jako v případě fyziologického stavu. Mechanická interakce prvků soustavy (kostní tkáň – dřík, dřík – hlavice, hlavice – *PE* vložka, *PE* vložka – jamka, jamka – kostní tkáň) je modelována kontaktem se třením.

Na Obr. 14.14 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. 14.14 je zobrazena varianta, u které je v okolí dříku *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).

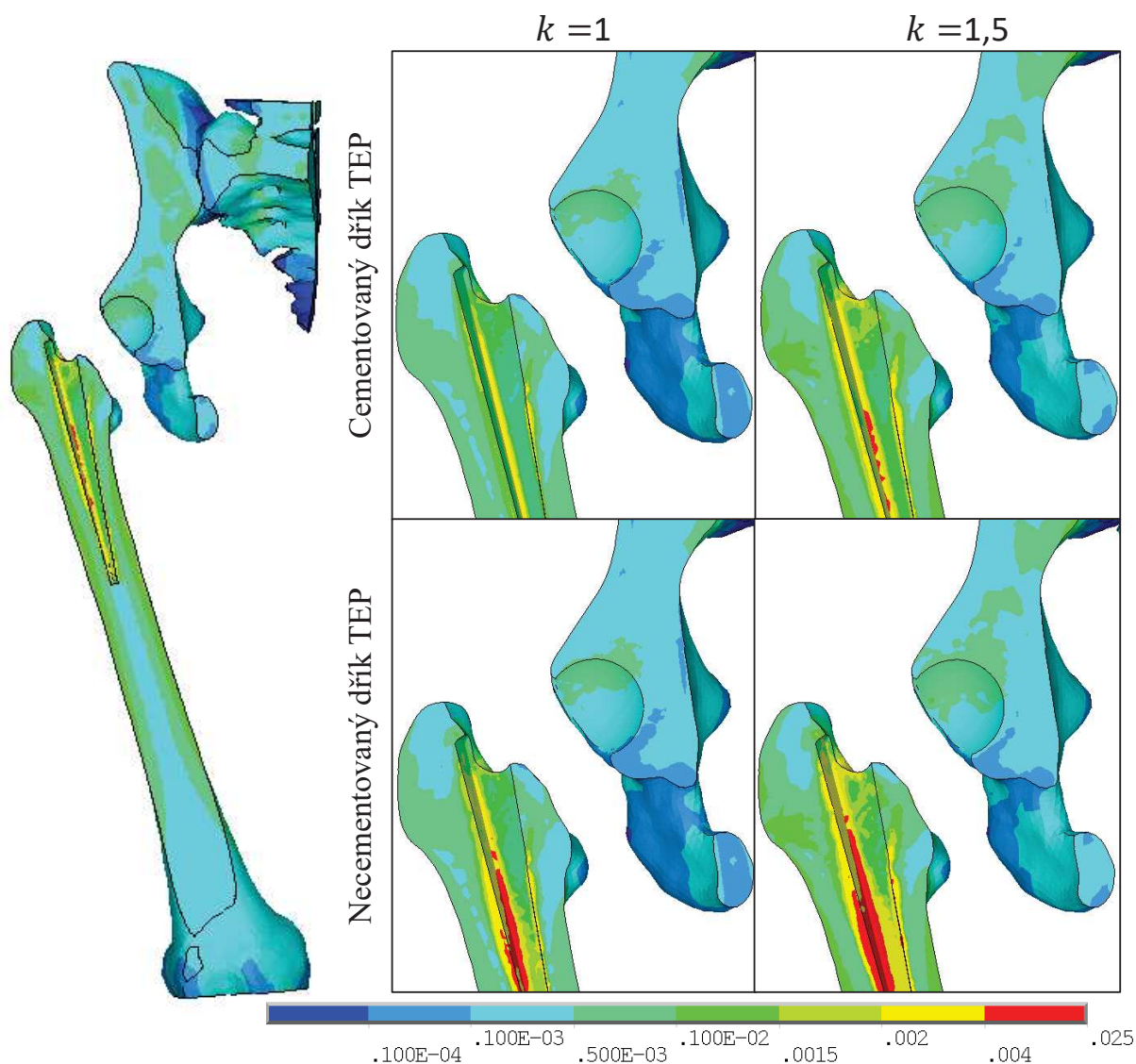
14.3. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU TEP



Obrázek 14.14: Rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní model materiálu před a po implantaci *TEP* s cementovaným dříkem

Na Obr. 14.15 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně pro variantu *TEP* s cementovaným a necementovaným dříkem. Výpočet je proveden pro zatížení odpovídající 1 a 1,5násobku statického zatížení při stoji na jedné končetině, a to z důvodu porovnání, zda je možné plně zatěžovat necementovanou totální endoprotézu po operaci bez rekonvalescence. Výsledky ukazují, že intenzita přetvoření v případě necementovaného typu přesahuje v okolí dříku hodnotu 0,004, kde dle Frostovy hypotézy nastává zrychlená tvorba kostní tkáně s nahodilým uspořádáním kolagenních vláken. V případě zvýšeného zatížení se oblast s hodnotou intenzity přetvoření vyšší než 0,004 zvětšuje a tvoří více než 25 % okolí dříku. Kostní tkáň v okolí dříku se tak stává křehkou a není zajištěna dostatečná fixace implantátu. Plné zatěžování dříku totální endoprotézy necementovaného typu bez dodržení doby rekonvalescence tak může mít za následek uvolnění komponenty *TEP*.

Na Obr. 14.16 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření pro nehomogenní model materiálu a nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pro variantu necementované *TEP*. Z obrázku je zřejmé, že v případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi dosahuje intenzita přetvoření v okolí dříku hodnot vyšších než 0,004. Při zatížení odpovídajícímu stoji na jedné končetině je namáhání kostní tkáně v okolí implantátu významně větší než u nehomogenního modelu materiálu a u zatížení odpovídající 1,5násobku statického zatížení. V případě zatížení 1,5násobku statického zatížení u nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi, již intenzita přetvoření v 60 % kostní tkáně v okolí dříku převyšuje hodnotu 0,004, při které je dle Frostovy hypotézy tvořena kostní tkáň se zhoršenými mechanickými vlastnostmi. Intenzita přetvoření v oblasti jamky kyčelního kloubu nabývá u obou variant hodnot do 0,0017, kde dle Frostovy hypotézy dochází k tvorbě kostní tkáně s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken. V případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi jsou tyto hodnoty až o 70 % vyšší. Při zatížení odpovídající 2,5násobku statického zatížení již hodnota intenzity přetvoření

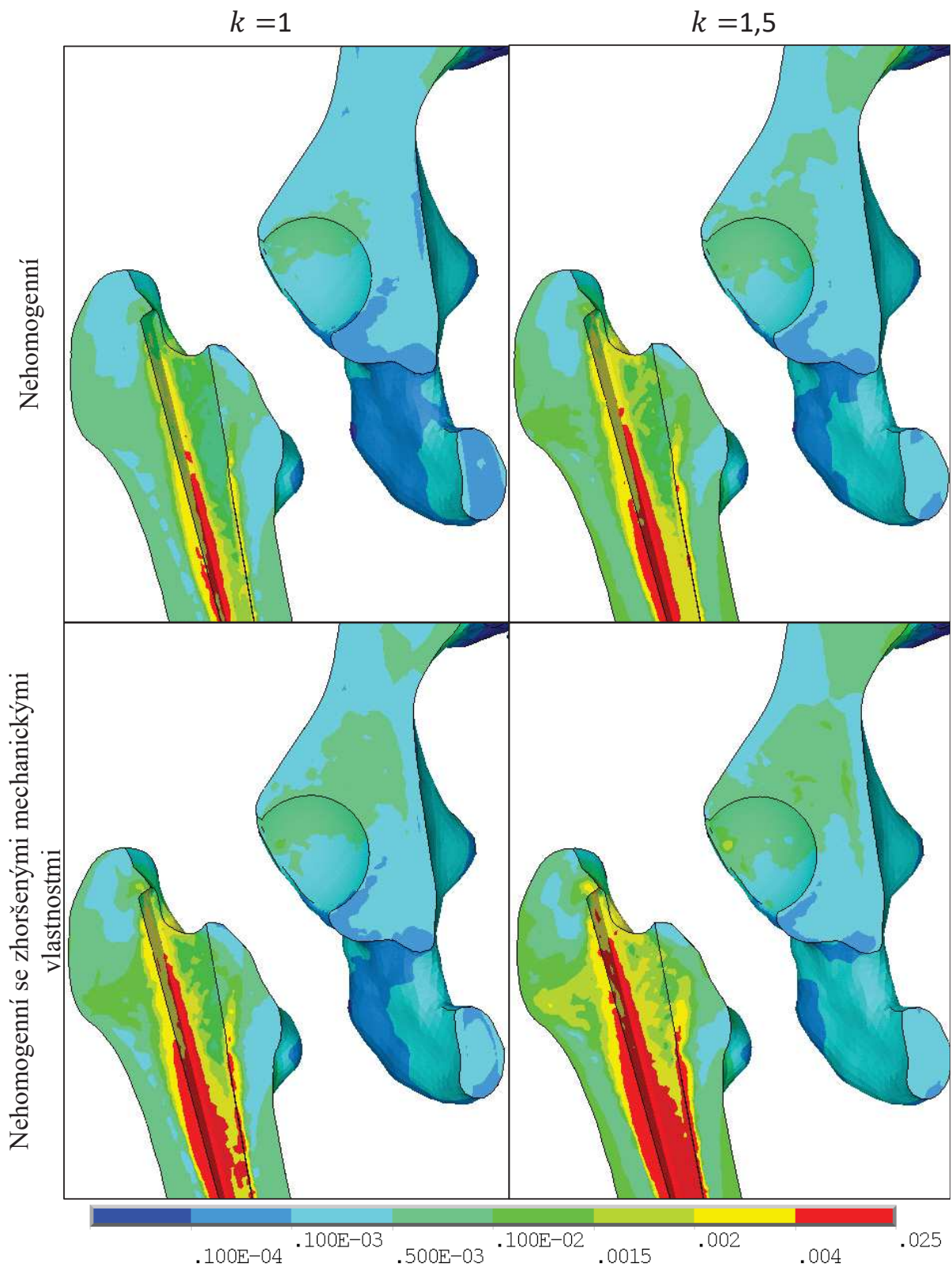


Obrázek 14.15: Rozložení intenzity přetvoření kyčelního spojení s cementovaným a necementovaným dříkem *TEP* s nehomogenním modelem materiálu

přesahuje 0,004 a lze tedy předpokládat tvorbu kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi. Tím se kost stává křehkou a není zajištěno dostatečné uložení press-fit jamky.

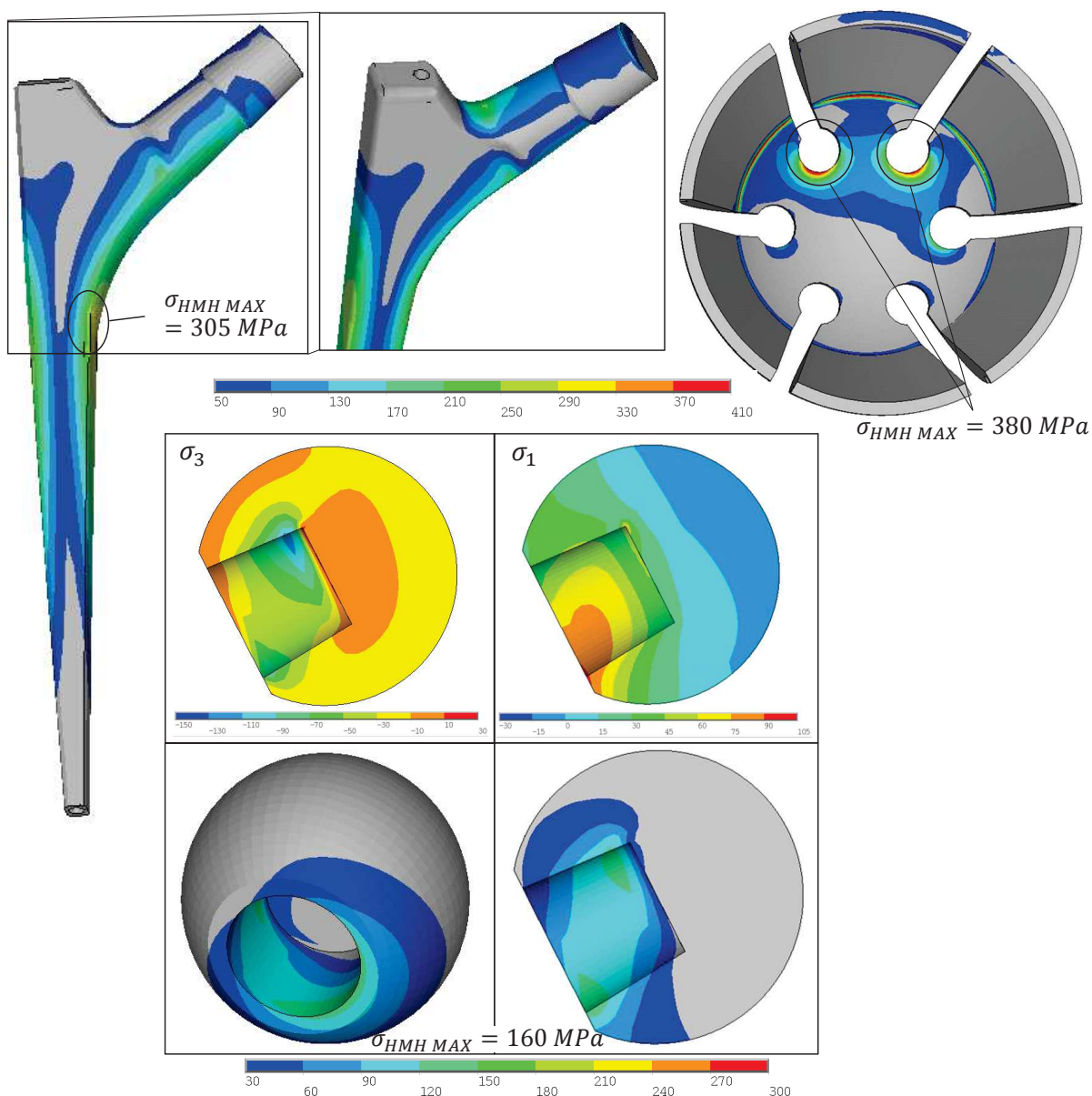
Dřík femorální komponenty a vložka acetabulární jamky jsou vyráběny ze slitiny titanu, případně z korozivzdorné oceli, u nichž je možné provádět posouzení z hlediska mezního stavu. U implantátu by nemělo docházet k namáhání, při kterém nastává plastická deformace, a proto je vhodné provádět kontrolu z hlediska mezního stavu pružnosti. Hlavice femorální komponenty je vyráběna dominantně z keramiky. Na Obr. 14.17 je zobrazeno rozložení prvního a třetího hlavního napětí a redukovaného napětí podle Misesovy podmínky (*HMH*) na dříku, 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 *MPa*, a to při zatížení odpovídajícím trojnásobku statického zatížení. Kontaktní tlak mezi polyethylenovou jamkou a keramickou hlavici je zobrazen na polyethylenové vložce, viz Obr. 14.18.

14.3. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU TEP

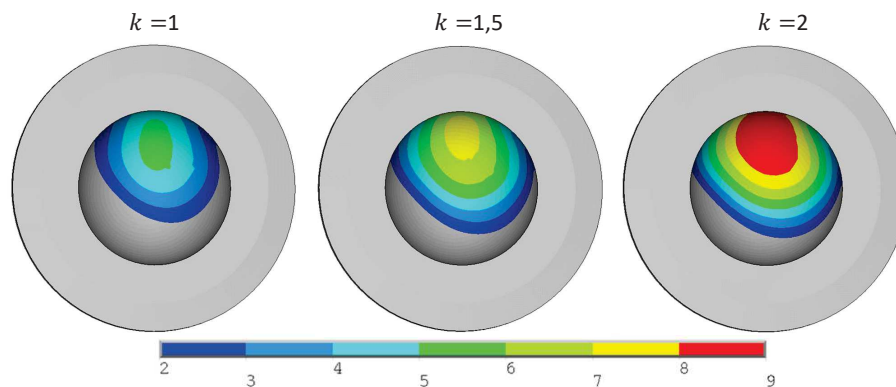


Obrázek 14.16: Rozložení intenzity přetvoření pro TEP s necementovaným dříkem pro nehomogenní model materiálu kostní tkáňe a pro nehomogenní model materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi

14. PREZENTACE VÝSLEDKŮ A ANALÝZA ŘEŠENÍ



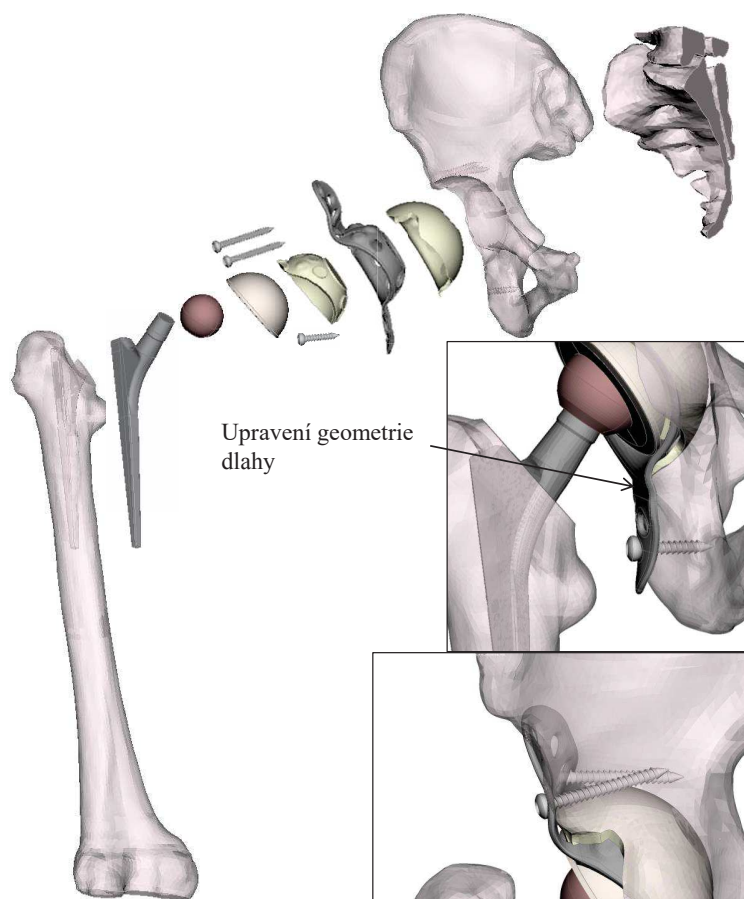
Obrázek 14.17: Rozložení napětí [MPa] na keramické hlavici, dřívku a acetabulární press-fit jamce pro stav odpovídající 3násobku statického zatížení při hmotnosti 80 kg



Obrázek 14.18: Rozložení kontaktního tlaku [MPa] mezi keramickou hlavici a PE vložkou

14.4. Kyčelní spojení s aplikovanou TEP a BS dlahou

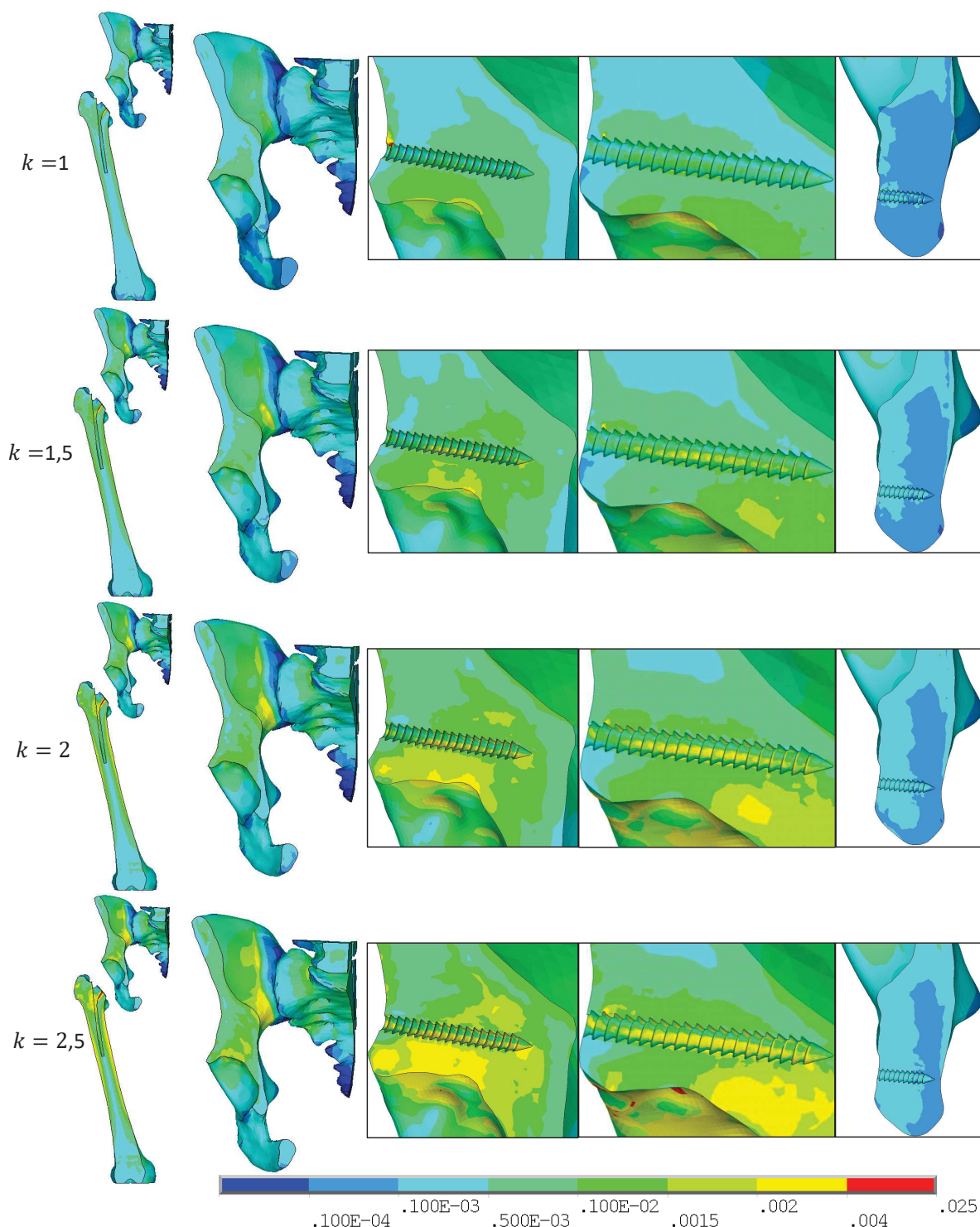
Pro řešení deformace a napjatosti kyčelního spojení se zhoršenými mechanickými vlastnostmi kostní tkáně s aplikovanou TEP a BS dlahou byly vytvořeny tři výpočtové modely, jež zohledňují jednotlivé varianty uložení BS dlahy. U první varianty je upravena geometrie BS dlahy podle kosti sedací, což se v praxi běžně využívá. Primární fixace je dosaženo použitím jednoho šroubu v kaudální části a dvou šroubů v kraniální části. Druhá varianta se liší v upevnění v kaudální části, kde je užito zaseknutí do kosti sedací, v kraniální části jsou užity dva šrouby. Dále je provedeno řešení pro variantu se zaseknutím dlahy do kosti sedací spolu s aplikací třech šroubů v kraniální části. Jednotlivé varianty modelů jsou zobrazeny na Obr. 14.19, Obr. 14.25 a Obr. 14.28. 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 – dřív TEP, dřív 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 polyethylenové jamky je provedeno s ohledem na doporučený úhel 40° inklinace a 10° až 15° anterior torze.



Obrázek 14.19: Model geometrie kyčelního spojení po aplikaci TEP s BS dlahou, upravení dlahy s respektováním kosti sedací, jeden šroub v kaudální a dva šrouby v kraniální části

14. PREZENTACE VÝSLEDKŮ A ANALÝZA ŘEŠENÍ

Na Obr. 14.20 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 *kg*.



Obrázek 14.20: Intenzita přetvoření kostní tkáně po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou s vyplněným lůžka kostním cementem u nehomogenního modelu materiálu

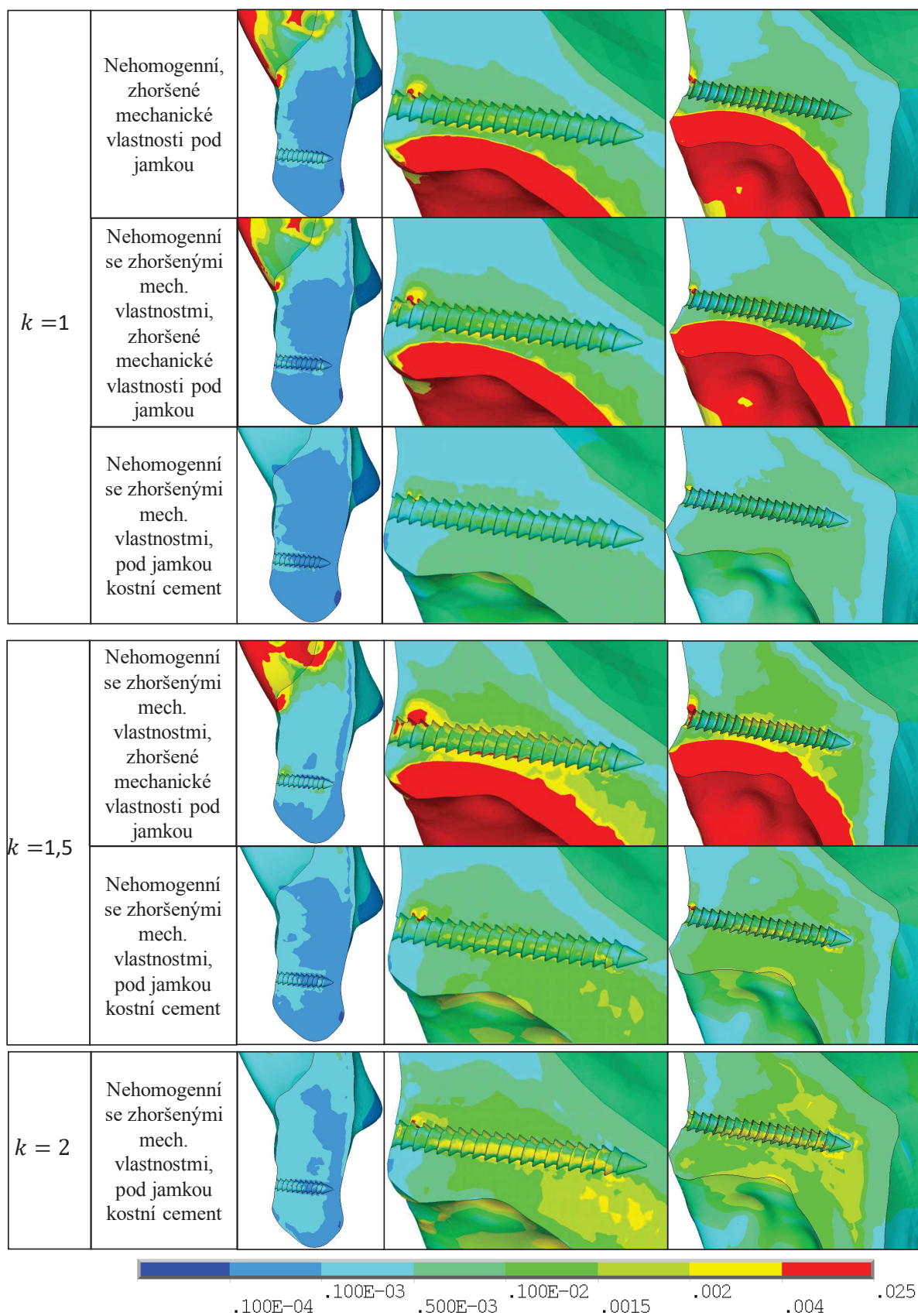
14.4. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU TEP A BS DLAHOU

Prostor pod *BS* dlahou je vyplněn kostním cementem. Dále je kostní cement užít pro uložení polyethylenové vložky v *BS* dlaze a dřík *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.

BS dlahy 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. 14.21. V případě nehomogenního modelu materiálu byla snížena hodnota Youngova modulu pružnosti na 200 *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 užít 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.

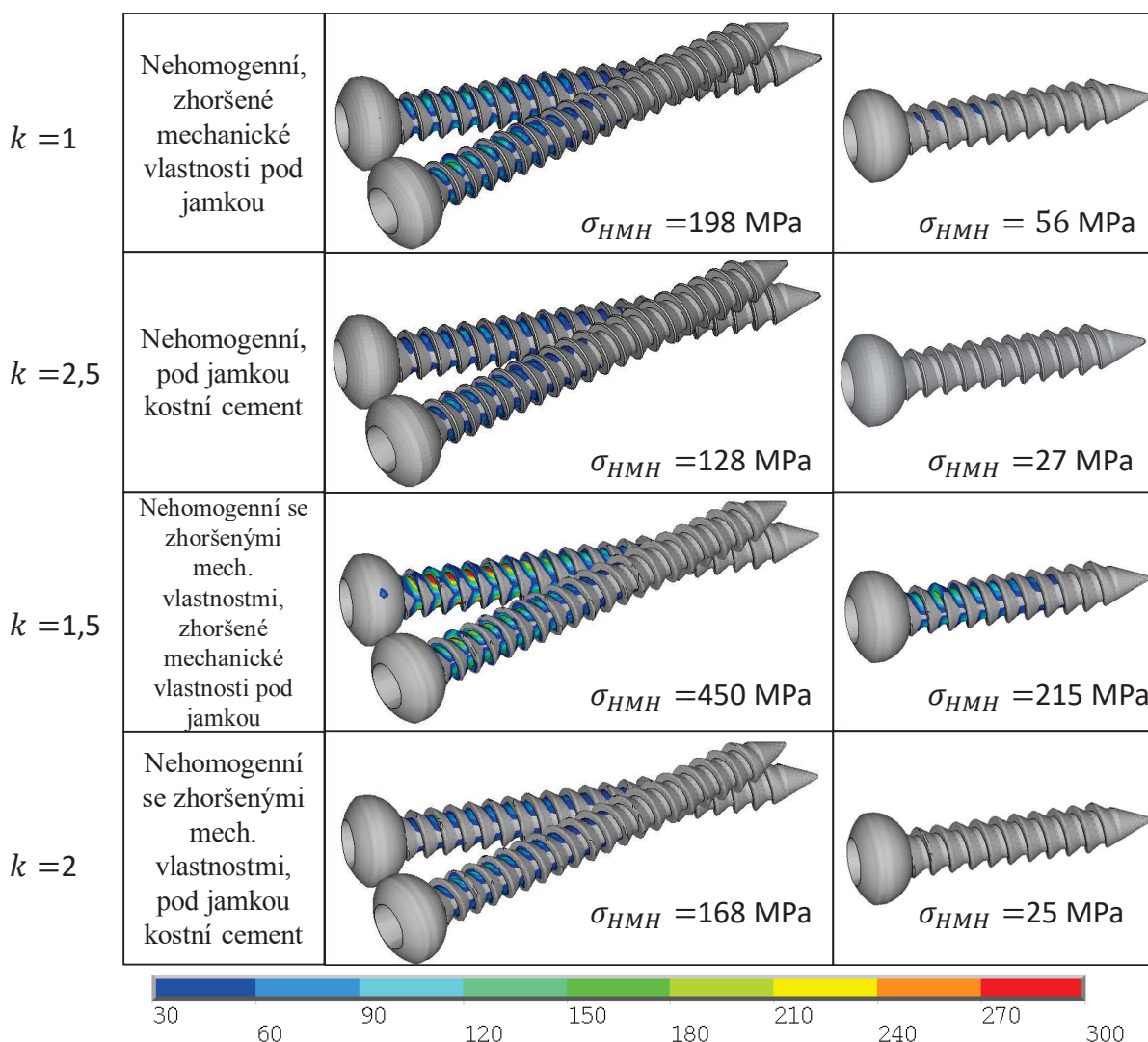
Z porovnání dosažených výsledků, jež jsou zobrazeny v prvním a druhém řádku první části obrázku, viz Obr. 14.21, je zřejmé, že kvalita výplně mezi jamkou *BS* dlahy a kostní tkání je pro namáhání okolí *BS* dlahy a šroubů velmi podstatná. Z tohoto důvodu je v následující části tabulky vyobrazena pouze jedna ze zmíněných variant. Při zatížení, jež odpovídá 1,5násobku statického zatížení při hmotnosti 80 *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.



Obrázek 14.21: Intenzita přetvoření kostní tkáně po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou pro zhoršené mechanické vlastnosti

14.4. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU TEP A BS DLAHOU

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 1,5násobku 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.

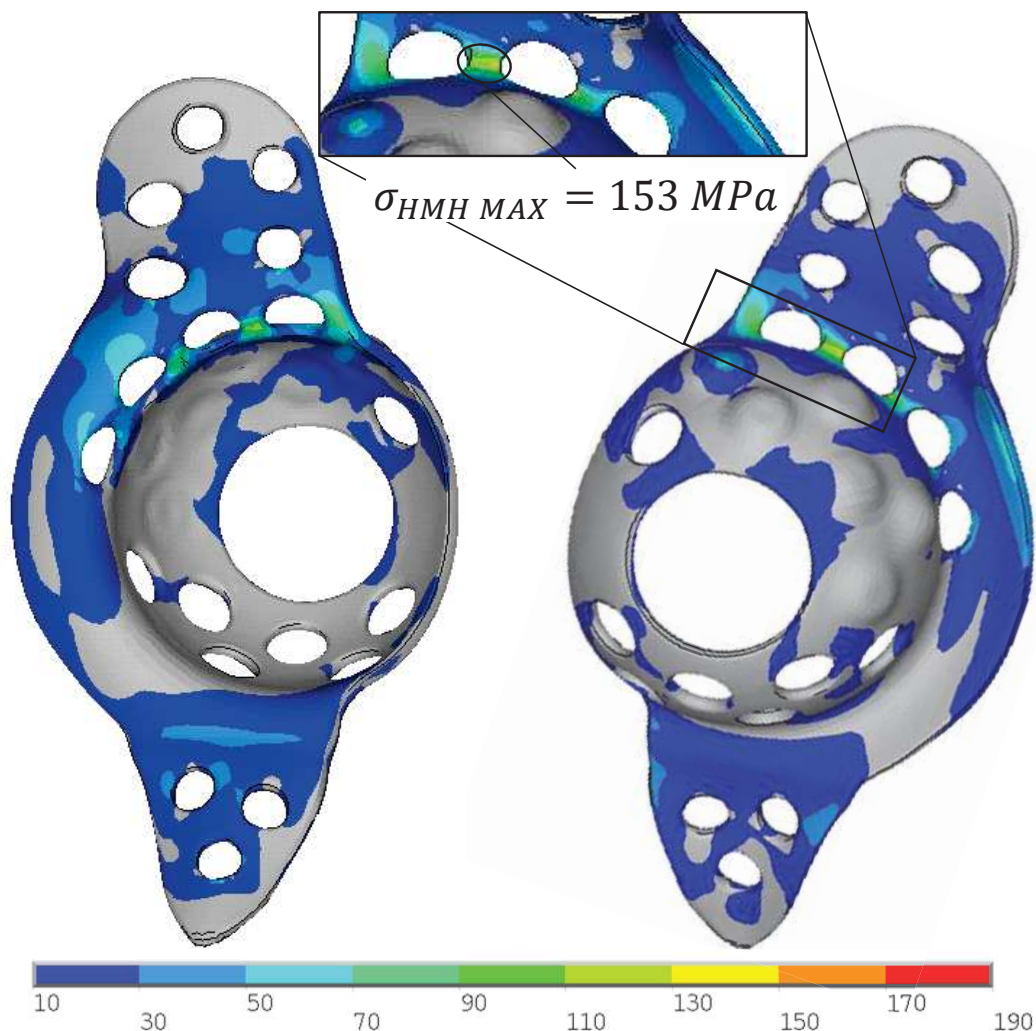


Obrázek 14.22: Rozložení redukovaného napětí na šroubech pro vybrané varianty modelu materiálu kostní tkáně a zatížení

Na Obr. 14.22 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 MPa na šroubech v kranální části, zatímco šroub v kaudální části je

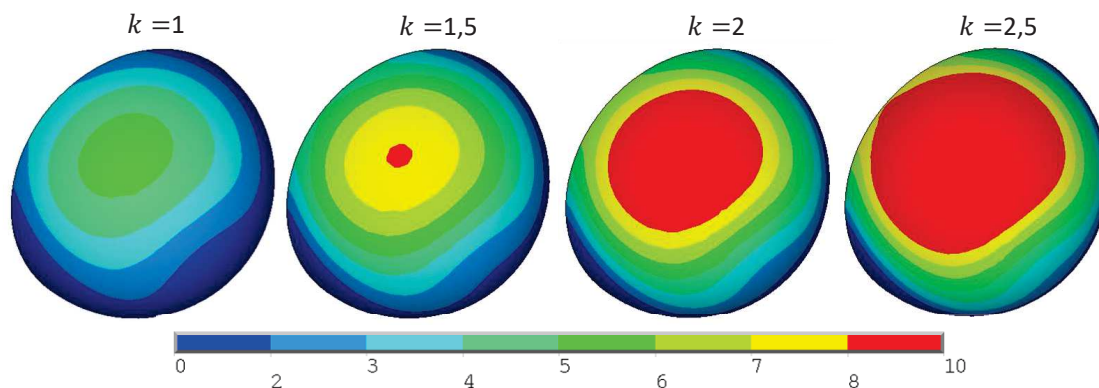
namáhán výrazně méně. V případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi spolu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou *BS* dlahy dochází k namáhání šroubů až 450 MPa v kraniální oblasti acetabula a 215 MPa v kaudální oblasti. Tyto hodnoty výrazně převyšují maximální 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 kg je zobrazeno na Obr. 14.23. Maximální hodnoty redukovaného napětí dle podmínky plasticity *HMH*, 153 MPa , je dosaženo na přechodu jamky a límce. Na Obr. 14.24 je zobrazeno rozložení kontaktního tlaku mezi keramickou hlavicí a polyethylenovou vložkou pro zatížení odpovídající 1 až 2,5násobku statického zatížení při hmotnosti jedince 80 kg .



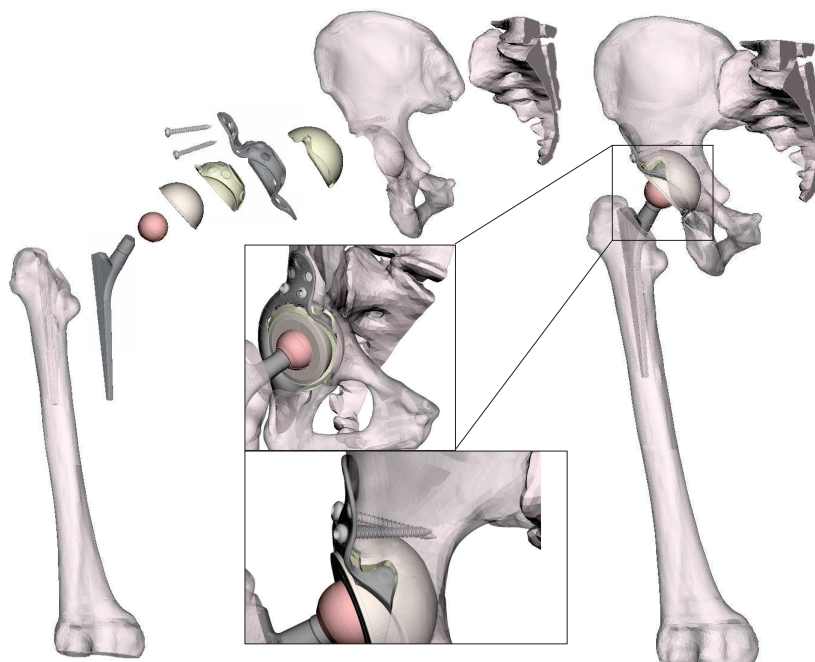
Obrázek 14.23: Rozložení redukovaného napětí [MPa] dle podmínky plasticity *HMH* na *BS* dlaze pro nehomogenní model materiálu kostní tkáně se zhoršenými mechanickými vlastnostmi a se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou pro stav odpovídající 1,5násobku statického zatížení při hmotnosti 80 kg

14.4. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU TEP A BS DLAHOU



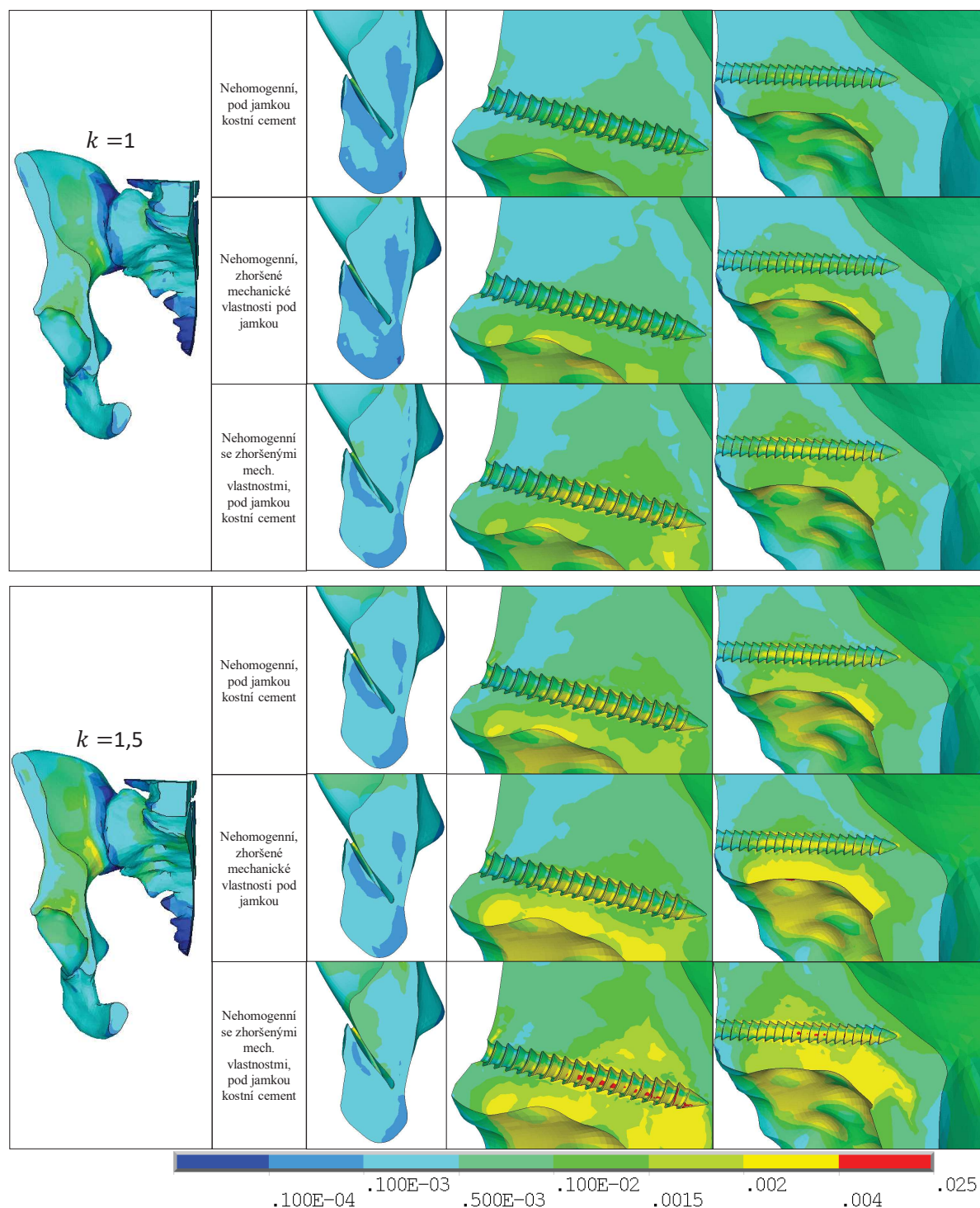
Obrázek 14.24: Rozložení kontaktního tlaku na polyethylenové vložce [MPa]

V případě druhé varianty uložení *BS* dlahy, viz Obr. 14.25, při kterém je dlahu 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 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. 14.26.



Obrázek 14.25: Model geometrie stavu po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou, zaseknutí do kosti sedací, dva šrouby v kraniální části

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

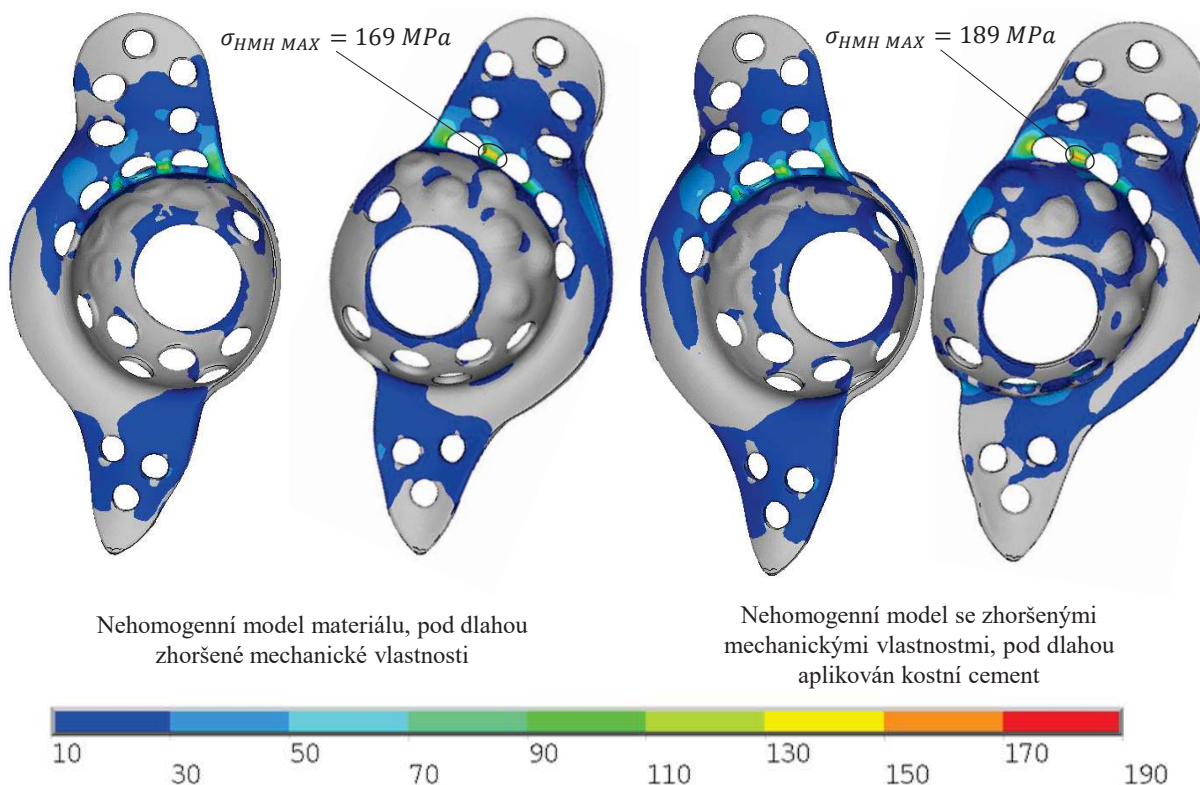


Obrázek 14.26: Intenzita přetvoření kostní tkáně po aplikaci TEP s BS dlahou pro zhoršené mechanické vlastnosti

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.

14.4. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU TEP A BS DLAHOU

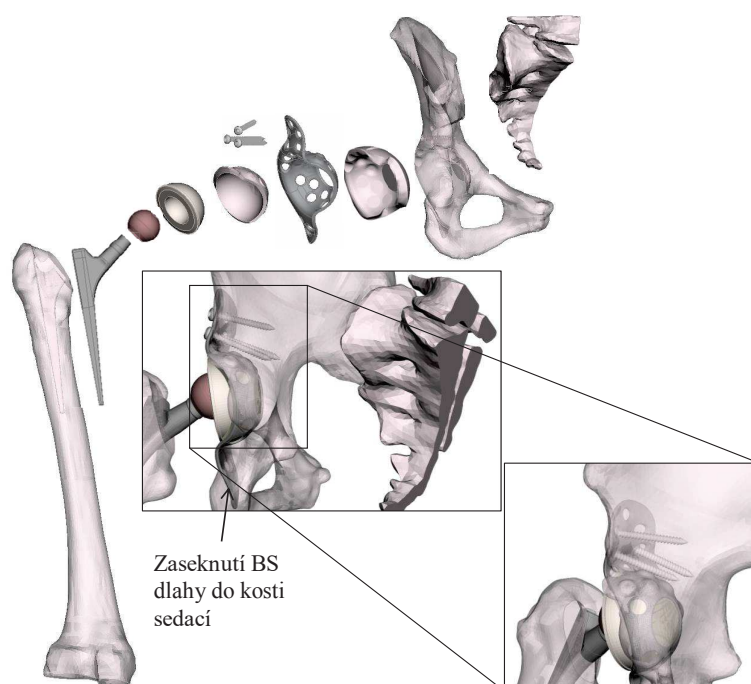
V případě nehomogenního modelu materiálu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi pod jamkou *BS* dlahy, jež odpovídají hodnotě Youngova modulu pružnosti 500 MPa , pak dochází ke zvýšenému namáhání v oblasti horního okraje acetabula. Maximální intenzita přetvoření v kraniiální oblasti při stoji na jedné 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 odpovídajícím $1,5$ násobku 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 kraniiální oblasti acetabula ke tvorbě nové kostní tkáně jak s lamelárním uspořádáním kolagenních vláken, tak i nahodilým uspořádáním.



Obrázek 14.27: Rozložení redukovaného napětí dle podmínky plasticity *HMH* na *BS* dlahy pro stav odpovídající $1,5$ násobku statického zatížení při hmotnosti 80 kg

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 $1,5$ násobku 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 po-

rovnání s předchozím nehomogenním modelem, avšak stále dochází k remodelaci kostní tkáně. Hodnota intenzity přetvoření je do 0,0007 při stožení 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 nahodilým 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* dlaze, 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* dlaze je zobrazeno na Obr. 14.27. Dosažené výsledky potvrzují, že velký význam na uložení *BS* dlahy mají především zhoršené mechanické vlastnosti kostní tkáně v kraniiální části acetabula.

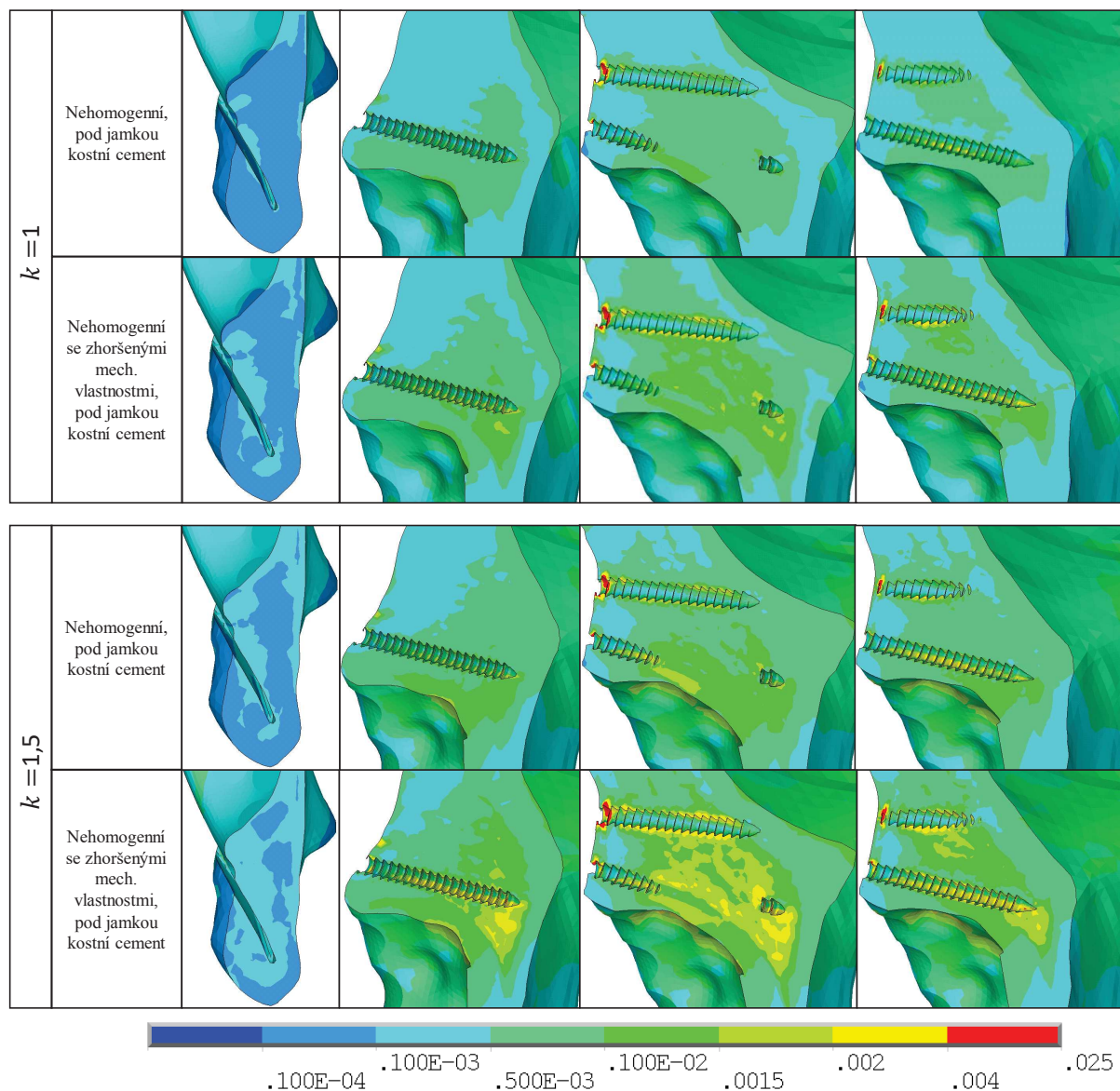


Obrázek 14.28: Model geometrie stavu po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou, zaseknutí do kosti sedací, tři šrouby v kraniiální části.

V případě druhé varianty zaseknutí *BS* dlahy do kosti sedací jsou v kraniiální části aplikovány tři šrouby, viz Obr. 14.28. 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. 14.29.

Maximální hodnota intenzity přetvoření v oblasti zaseknutí do kosti sedací je v případě nehomogenního modelu materiálu 0,0002 při stožení 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

14.4. KYČELNÍ SPOJENÍ S APLIKOVANOU TEP A BS DLAHOU

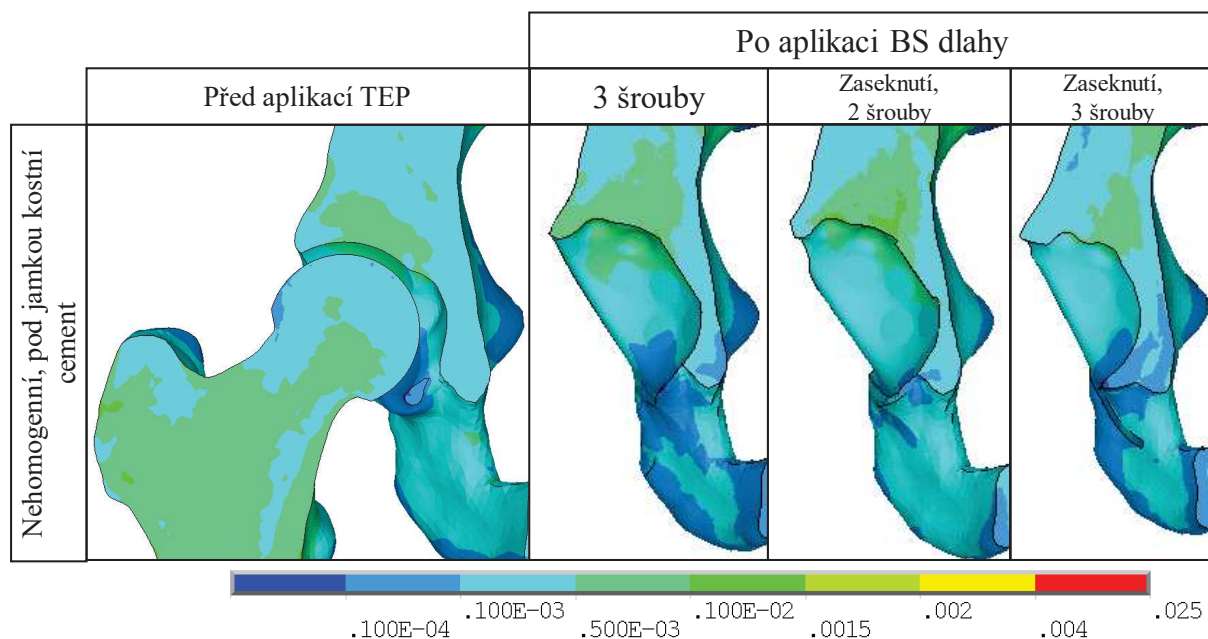


Obrázek 14.29: Rozložení intenzity přetvoření kostní tkáně po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou, zaseknutí do kosti sedací, tři šrouby v kraniální části.

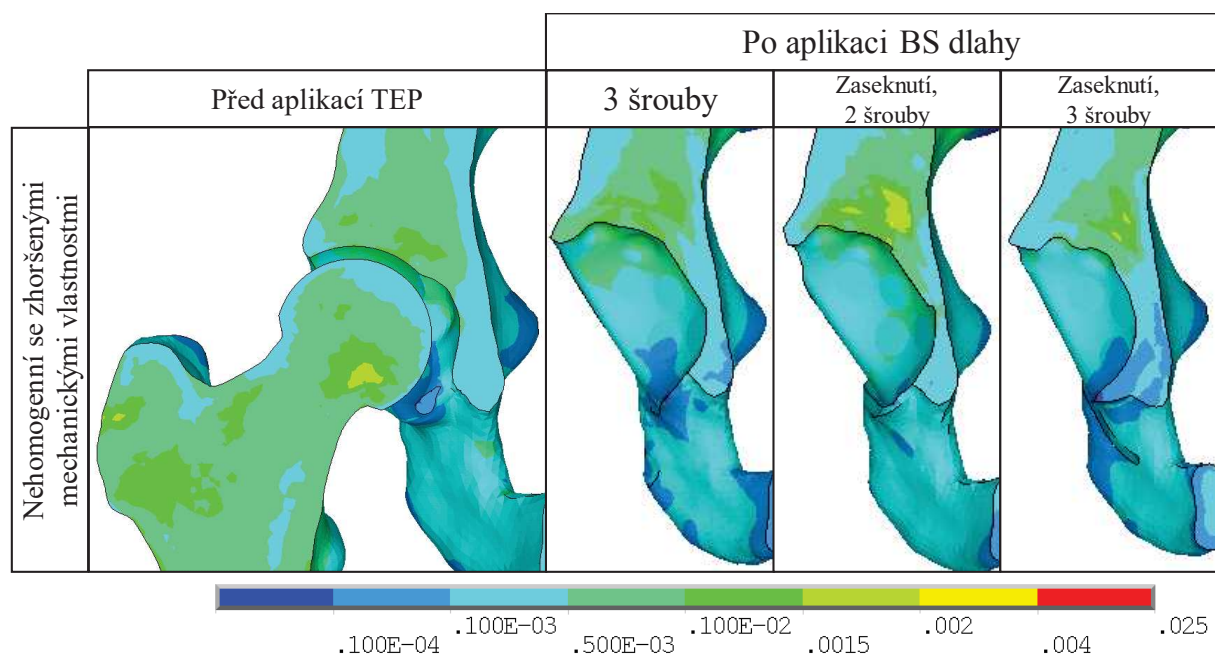
a vyplnění lůžka kostním cementem je kostní tkáň v kraniální části acetabula více namáhána. Hodnoty intenzity přetvoření v okolí šroubů nabývají až 0,0028 ve spongiózní kostní tkáni, v kortikální kostní tkáni pak 0,008. Rozložení a hodnoty intenzity přetvoření v oblasti zaseknutí do kosti sedací jsou téměř srovnatelné s nehomogenním modelem 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 tkáň v okolí tohoto šroubu více namáhána. Intenzita přetvoření v této oblasti nabývá hodnoty až 0,0038.

14. PREZENTACE VÝSLEDKŮ A ANALÝZA ŘEŠENÍ

Na Obr. 14.30 je zobrazeno rozložení intenzity přetvoření u nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně před aplikací *TEP* a po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou pro stoj na jedné končetině a Obr. 14.31 pro variantu se zhoršenými mechanickými vlastnostmi. V případě *BS* dlahy je prostor pod jamkou vyplněn kostním cementem. Z porovnání rozložení intenzity přetvoření pro jednotlivé varianty je zřejmý vliv zhoršených mechanických vlastností na namáhání kraniální části acetabula.



Obrázek 14.30: Rozložení intenzity přetvoření u nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně před aplikací *TEP* a po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou pro stoj na jedné končetině



Obrázek 14.31: Rozložení intenzity přetvoření u nehomogenního modelu materiálu kostní tkáně se zhoršenými výsledky před aplikací *TEP* a po aplikaci *TEP* s *BS* dlahou pro stoj na jedné končetině

15. 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 dlaha je využívána v případech, kdy je kvalita kostní tkáně v okolí acetabula velmi špatná. Tyto stavy jsou klasifikovány dle jednotlivých klasifikací jako nejvážnější, kdy by bez dalšího operačního zákroku byla chůze takřka nemožná. Rozsah poškození v oblasti acetabula hraje zásadní roli pro kvalitní upevnění všech druhů *TEP*, *BS* dlahy nevyjímaje. Poškození acetabulární jamky je v případě *BS* dlahy zpravidla zapříčiněno uložením předchozích totálních endoprotéz, kdy vždy dochází k odběru kostní tkáně pod implantátem, a zhoršenými mechanickými vlastnostmi v jejím okolí z důvodu onemocnění, jež mělo za následek implantaci *TEP*. Prostor mezi acetabulární komponentou a kostní tkání je u některých druhů *TEP* vyplněn kostními štěpy, případně kostním cementem. V důsledku odlišných mechanických vlastností *TEP* dochází v okolí implantátu k rozdílnému namáhání kostní tkáně v porovnání s kyčelním spojením před implantací *TEP*. Kostní tkáň se po aplikaci *TEP* vlivem odlišného namáhání odpovídajícím způsobem remodeluje.

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 *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. 14.2, 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, viz Obr. 14.15. 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*, viz Obr. 14.15, 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 kraniální části acetabula. Maximální hodnota napětí nabývá až 380 MPa, viz Obr. 14.17.
- 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 kraniální oblasti. Kostní tkáň v kaudální oblasti uložení *BS* dlahy (zaseknutí i aplikace šroubů) je výrazně méně namáhaná, než kraniální 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 kraniální části 450 MPa , v kaudální 215 MPa , viz. Obr. 14.22. 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. 14.21 a Obr. 14.23. 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, „Wolff’s Law and Bone’s structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians“, *Angle Orthod.*, roč. 64, č. 3, s. 175–188, 1994.
- [3] H. M. Frost, „Obesity, and bone strength and “mass”: A tutorial based on insights from a new paradigm“, *Bone*, roč. 21, č. 3, s. 211–214, zář. 1997.
- [4] 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.
- [5] *Výroční zpráva Fakultní nemocnice v Olomouci*. Dostupné z URL: <<https://www.fnol.cz>>.
- [6] „National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man“, *13th Annual Report 2016* [online]. Dostupné z URL: <www.njrcentre.org.uk>.
- [7] P. Vavřík, I. Landor, S. Popelka, P. Adam, R. Fialka, J. Hach, a J. Holub, „The National Register of Joint Replacements of the Czech Republic - Hip Joint Replacements Selected Outputs and Their Analysis for the Period 2003-2009“, *Acta Chir. Orthop. Traumatol.*, č. 78, s. 1–72, 2011.
- [8] *National Joint Replacement Registry Australia*. Dostupné z URL: <<https://aoanjrr.sahmri.com/cs>>.
- [9] *American Joint Replacement Registry – Annual Report 2016*, ISSN 2375-9119, [online]. Dostupné z URL: <<http://www.ajrr.net/>>.
- [10] *Slovenský artroplastický register (SAR)*. Dostupné z URL: <<http://sar.mfn.sk/>>.
- [11] *Burch-Schneider Reinforcement Cage* [online]. Dostupné z URL: <http://www.rpa.spot.pt/getdoc/9c3a8d36-1f2f-4087-915a-0ea395943b21/burch_schneider.aspx/>.
- [12] C. Perka a R. Ludwig, „Reconstruction of segmental defects during revision procedures of the acetabulum with the Burch-Schneider anti-protrusio cage“, *J. Arthroplasty*, roč. 16, č. 5, s. 568–574, 2001.
- [13] 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.
- [14] 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.

- [15] H. Pieringer, V. Auersperg, a N. Böhler, „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.
- [16] L. Schneider, R. Philippot, B. Boyer, a F. Farizon, „Revision total hip arthroplasty using a reconstruction cage device and a cemented dual mobility cup“, *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, roč. 97, č. 8, s. 807–813, 2011.
- [17] J. Gallo, Z. Rozkydal, M. Sklenský, „Reconstruction of severe acetabular bone defects using Burch-Schneider cage“, *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, roč. 73 č.3, s. 157–163, červen 2006
- [18] T. Ilchmann, J. P. Gelzer, E. Winter, a K. Weise, „Acetabular reconstruction with the Burch-Schneider ring: An EBRA analysis of 40 cup revisions“, *Acta Orthop.*, č. 77–1, s. 79–86, 2006.
- [19] P. P. Symeonides, G. E. Petsatodes, J. D. Pournaras, G. A. Kapetanos, A. G. Christodoulou, a D. J. Marougiannis, „The Effectiveness of the Burch-Schneider Antiprotrusio Cage for Acetabular Bone Deficiency: Five to Twenty-one Years' Follow-up“, *J. Arthroplasty*, roč. 24, č. 2, s. 168–174, únor 2009.
- [20] 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.
- [21] E. N. Marieb a J. Mallatt, „Anatomie lidského těla“. Brno: CP Books.
- [22] M. Ehlinger, G. Ducrot, P. Adam, a F. Bonnomet, „Distal femur fractures. Surgical techniques and a review of the literature“, *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, roč. 99, č. 3, s. 353–360, květen 2013.
- [23] J. Böhme, V. Shim, A. Höch, M. Mütze, C. Müller, a C. Josten, „Clinical implementation of finite element models in pelvic ring surgery for prediction of implant behavior: A case report“, *Clin. Biomech.*, roč. 27, č. 9, s. 872–878, lis. 2012.
- [24] R. Brand, A. Iglic, a V. Jain, „Contact stresses in the human hip: implications for disease and treatment“, *Hip Int.*, roč. 11, č. 3, s. 117–126, 2001.
- [25] L. A. Reynolds a E. M. Tansey, „Early Development of Total Hip Replacement. Wellcome Witnesses to Twentieth Century Medicine“. *London: Wellcome Trust Centre for the History of Medicine at UCL*, 2007, 2006.
- [26] Zimmer: *Personalized Joint Replacement Technology - Knee, Hip, Shoulder, Spine, Foot, Hand Replacement Manufacturers* [online]. 2013, 17.1.2013 [cit. 2013-04-27]. Dostupné z URL: <<http://www.zimmer.com>>.
- [27] J. D. Blaha, M. Dalstra, a Z. Rozkydal, „Reconstruction of Severe Acetabular Bone Defects Using Burch-Schneider Cage“, *Acta Chir. Orthopadicae Traumatol. Cechoslovaca*, č. 73., s. 157–163, 2006.

LITERATURA

- [28] S. Suljakovicová, „Zlomeniny acetabula, jejich komplikace a následná rehabilitace“. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2010. Vedoucím diplomové práce doc. MUDr. Valér Džupa, CSc.
- [29] J. Stoklas, „Rekonstrukce poúrazového acetabula využití reálného modelu pánve“. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Klinika traumatologie a úrazové nemocnice Brno, 2013. 97 s. Vedoucí dizertační práce Prof. MUDr. Miloš Janeček, CSc.
- [30] P. Udomkiat, L. D. Dorr, Y.-Y. Won, D. Longjohn, a Z. Wan, „Technical factors for success with metal ring acetabular reconstruction“, *J. Arthroplasty*, roč. 16, č. 8, s. 961–969, pro. 2001.
- [31] 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.
- [32] 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.
- [33] 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.
- [34] H. Lindahl, H. Malchau, P. Herberts, a G. Garellick, „Periprosthetic Femoral Fractures: Classification and Demographics of 1049 Periprosthetic Femoral Fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register“, *J. Arthroplasty*, roč. 20, č. 7, s. 857–865, říjen 2005.
- [35] *National Joint Registry for England and Wales: 9th Annual Report 2012* [online]. 2012 [cit. 2013-04-27]. ISSN 1745-1450(Online). Dostupné z URL: <<http://www.njrcentre.org.uk>>.
- [36] Centre of excellence of joint replacements The Norwegian Arthroplasty Register [online]. 2010 [cit. 2013-04-27]. ISSN 0809-9405. Dostupné z URL: <www.haukeland.no/nrl>.
- [37] Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report 2011 [online]. 2012 [cit. 2013-04-27]. ISSN 1654-5982. Dostupné z URL: <<http://www.shpr.se/en>>.
- [38] D. J. Berry a M. E. Müller, „Revision Arthroplasty Using an Antiprotrusio Cage for massive acetabula bone deficiency“, *J. Bone Jt. Surg.*, č. 74-B, s. 711–715, 1992.
- [39] S. W. Wachtl, M. Jung, R. P. Jakob, a E. Gautier, „The Burch-Schneider antiprotrusio cage in acetabular revision surgery“, *J. Arthroplasty*, roč. 15, č. 8, s. 959–963, pro. 2000.
- [40] R. Malhotra, D. P. Singh, V. Jain, V. Kumar, a R. Singh, „Acute Total Hip Arthroplasty in Acetabular Fractures in the Elderly Using the Octopus System Mid Term to Long Term Follow-Up“, *J. Arthroplasty*, roč. 23, s. 1005–1009, 2013.

- [41] D. Regis, B. Magnan, A. Sandri, a P. Bartolozzi, „Long-Term Results of Anti-Protrusio Cage and Massive Allografts for the Management of Periprosthetic Acetabular Bone Loss“, *J. Arthroplasty*, roč. 23, č. 6, s. 826–832, září 2008.
- [42] T. J. Gill, J. B. Sledge, a M. E. Müller, „The Burch-Schneider anti-protrusio cage in revision total hip arthroplasty: Indications, principles and long term results“, *J. Bone Jt. Surg.*, č. 80-B, s. 946–953.
- [43] Ch.-Ch. Hsu, Ch.-H. Hsu, S.-H. Yen, J.-W. Wang, „Use of the Burch-Schneider cage and structural allografts in complex acetabular deficiency: 3- to 10-year follow up“, *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, č. 31, s. 540–547, 2015.
- [44] C. L. Peters, M. Curtain, a K. M. Samuelson, „Acetabular revision with the Burch-Schneider antiprotrusio cage and cancellous allograft bone“, *J. Arthroplasty*, roč. 10, č. 3, s. 307–312, červen 1995.
- [45] I. Ilyas, H. A. Alrumaih, S. Kashif, S. A. Rabbani, A. H. Faqihi, „Revision of Type III and Type IVB Acetabular Defects With Burch-Schneider Anti-Protrusio Cages“, *The Journal of Arthroplasty*, č. 30, s. 259–264, 2015.
- [46] R. Philippe, O. Gosselin, J. Sedaghatian, C. Dezaly, O. Roche, F. Sirveaux, a D. Molé, „Acetabular reconstruction using morselized allograft and a reinforcement ring for revision arthroplasty with Paprosky type II and III bone loss: Survival analysis of 95 hips after 5 to 13 years“, *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, roč. 98, č. 2, s. 129–137, dub. 2012.
- [47] M. Hamadouche, J. T. Antoniadis, M. Kerboull a P. E. Beaulé, „Reinforcement rings with hook in acetabular reconstruction“, *Operative Techniques in Orthopaedics*, roč. 14, č. 2, s. 121–129, dub. 2004.
- [48] Y. Kim, Ch. Tanaka, H. Kanoe, „Long-Term Outcome of Acetabular Reconstruction Using a Kerboull-Type Acetabular Reinforcement Device with Hydroxyapatite Granule and Structural Autograft for AAOS type II and III Acetabular Defects“, *The Journal of Arthroplasty*, č. 30, s. 1810–1814, 2015.
- [49] P. Kyung-Soon, S. Jong-Keun, L. Keun-Bae, K. Sung-Kyu, Ch. Chee-Ken, Y. Taek-Rim, „Revision Total Hip Arthroplasty Using an Acetabular Reinforcement Ring With a Hook: A Precise Follow-Up, at Average 11.4 Years, of a Previous Report“, *The Journal of Arthroplasty*, 2016.
- [50] K. Oe, H. Iida, K. Tsuda, T. Nakamura, N. Okamoto, Y. Ueda, „Bone Remodeling in Acetabular Reconstruction Using a Kerboull-Type Reinforcement Device and Structural Bone-Grafting in Total Hip Arthroplasty“, *The Journal of Arthroplasty*, 2016.
- [51] J. Wegrzyn, E. Tebaa, A. Jacquet, J.-P. Carret, J. Béjui-Hugues, V. Pibarot, „Can Dual Mobility Cups prevent Dislocation in All Situations After Revision Total Hip Arthroplasty“, *The Journal of Arthroplasty*, č. 30, s. 631–640, 2015.
- [52] A. J. Highcock, P. Kuzyk, O. Safir, A. E. Gross, „Acetabular bone loss: Accommodating a growing void“, *Seminars in arthroplasty*, č. 27, s. 41–47, 2016.

LITERATURA

- [53] E. Winter, M. Dalstra, R. Volkmann, F. Maurer, C. Eingartner, K. Weise, a S. Weller, „Allogeneic Cancellous Bone Graftand a Burch-Schneider Ring for Acetabular Reconstruction in Revision Hip Arthroplasty“, *J. Bone Jt. Surg.*, roč. 83-A, č. 6, s. 862–867, 2001.
- [54] H. Ch. Lik, Ch. H. Cheong, L. S. Wing, H. H. Shuen, Ch. Ch. Kit, „Acetabular Reconstruction with Reinforcement Ring and Morsellised Graft: Technique and Medium-term Result“, *Journal of Orthopaedics*, Trauma and Rehabilitation, č. 19, s. 72–77, 2015.
- [55] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, a G. . Duda, „Hip contact forces and gait patterns from routine activities“, *J. Biomech.*, roč. 34, č. 7, s. 859–871, červenec 2001.
- [56] R. Huiskes a E. Y. S. Chao, „A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade“, *J. Biomech.*, roč. 16, č. 6, s. 385–409, 1983.
- [57] J.-Y. Bae, U. Farooque, K. Lee, G.-H. Kim, I. Jeon, a T.-R. Yoon, „Development of hip joint prostheses with modular stems“, *Comput.-Aided Des.*, roč. 43, č. 9, s. 1173–1180, zář. 2011.
- [58] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, a J. A. Weiss, „Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip“, *J. Biomech.*, roč. 43, č. 7, s. 1351–1357, kvě. 2010.
- [59] E. Saputra, I. B. Anwara, J. Jamarib, E. van der Heidea, „Finite Element Analysis of Artificial Hip Joint Movement during Human Activities“, *Procedia Engineering*, č. 68, s. 102-108, 2013.
- [60] C. L. Abraham, S. A. Maas, J. A. Weiss, B. J. Ellis, C. L. Peters, a A. E. Anderson, „A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses“, *J. Biomech.*, roč. 46, č. 6, s. 1121–1127, dub. 2013.
- [61] M. Koukal, „Mechanická analýza vlivu výrobních odchylek na styk hlavice a jamky totální endoprotézy kyčelního kloubu“. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 84 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [62] A. C. Cilingir, „Finite Element Analysis of the Contact Mechanics of Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prostheses“, *J. Bionic Eng.*, roč. 7, č. 3, s. 244–253, zář. 2010.
- [63] R. J. Napier, A. J. Shimmin, Ceramic-on-ceramic bearings in total hip arthroplasty: „The future is now“, In *Seminars in Arthroplasty*, Volume 27, Issue 4, 2016, Pages 235-238, ISSN 1045-4527,
- [64] P. Heaton-Adegbile, B. Russery, L. Taylor, a J. Tong, „Failure of an uncemented acetabular prosthesis – a case study“, *Eng. Fail. Anal.*, roč. 13, č. 1, s. 163–169, leden 2006.

- [65] J. E. M. Koivumäki, J. Thevenot, P. Pulkkinen, V. Kuhn, T. M. Link, F. Eckstein, a T. Jämsä, „Ct-based finite element models can be used to estimate experimentally measured failure loads in the proximal femur“, *Bone*, roč. 50, č. 4, s. 824–829, dub. 2012. *J. Biomech.*, roč. 46, č. 7, s. 1231–1236, dub. 2013.
- [66] L. Grassi, E. Schileo, F. Taddei, L. Zani, M. Juszczuk, L. Cristofolini, a M. Viceconti, „Accuracy of finite element predictions in sideways load configurations for the proximal human femur“, *J. Biomech.*, roč. 45, č. 2, s. 394–399, led. 2012.
- [67] R. Bryan, P. B. Nair, a M. Taylor, „Influence of femur size and morphology on load transfer in the resurfaced femoral head: A large scale, multi-subject finite element study“, *J. Biomech.*, roč. 45, č. 11, s. 1952–1958, červenec 2012.
- [68] I.A.J. Radcliffe, M. Taylor, „Investigation into the effect of varus–valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis“, *Clinical Biomechanics*, roč. 22, s. 780–786, 2007.
- [69] J. P. Long, T. J. Santner, D. L. Bartel, „Hip Resurfacing Increases Bone Strains Associated with Short-Term Femoral Neck Fracture“, *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH*, roč. 22, s. 1319–1325, říjen 2009.
- [70] K. L. Ong, S. M. Kurtz, M. T. Manley, N. Rushton, N. A. Mohammed, R. E. Field, „Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty“, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, č. 8, s. 1110–1115, 2006.
- [71] Y. Watanabe, N. Shiba, S. Matsuo, F. Higuchi, Y. Tagawa, and Akio Inoue, „Biomechanical Study of the Resurfacing Hip Arthroplasty Finite Element Analysis of the Femoral Component“, *The Journal of Arthroplasty*, roč. 15, č. 4, s. 505–511, 2000.
- [72] W. Ma, X. Zhang, J. Wang, Q. Zhang, W. Chen, a Y. Zhang, „Optimized design for a novel acetabular component with three wings. A study of finite element analysis“, *J. Surg. Res.*, roč. 179, č. 1, s. 78–86, led. 2013.
- [73] J.-T. Hsu, C.-H. Chang, H.-L. Huang, M. E. Zobitz, W.-P. Chen, K.-A. Lai, a K.-N. An, „The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability“, *Med. Eng. Phys.*, roč. 29, č. 10, s. 1089–1095, pro. 2007.
- [74] M. J. Mathias a K. Tabeshfar, „Design and development of a new acetabular cup prosthesis“, *Proc. First TMS Symp. Biol. Mater. Sci.*, roč. 26, č. 8, s. 1428–1433, zář. 2006.
- [75] M. R. Abdul-Kadir, U. Hansen, R. Klabunde, D. Lucas, a A. Amis, „Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit“, *J. Biomech.*, roč. 41, č. 3, s. 587–594, 2008.
- [76] A. Gebert, J. Peters, N. E. Bishop, F. Westphal, a M. M. Morlock, „Influence of press-fit parameters on the primary stability of uncemented femoral resurfacing implants“, *Med. Eng. Phys.*, roč. 31, č. 1, s. 160–164, led. 2009.

LITERATURA

- [77] D. J. Jacofsky, J. D. McCamley, A. M. Jaczynski, M. W. Shrader, a M. C. Jacofsky, „Improving Initial Acetabular Component Stability in Revision Total Hip Arthroplasty: Calcium Phosphate Cement vs Reverse Reamed Cancellous Allograft“, *J. Arthroplasty*, roč. 27, č. 2, s. 305–309, nor 2012.
- [78] J.-T. Hsu, K.-A. Lai, Q. Chen, M. E. Zobitz, H.-L. Huang, K.-N. An, a C.-H. Chang, „The relation between micromotion and screw fixation in acetabular cup“, *Comput. Methods Programs Biomed.*, roč. 84, č. 1, s. 34–41, říjen 2006.
- [79] A. J. Wirth, R. Müller, a G. Harry van Lenthe, „The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability“, *J. Biomech.*, roč. 45, č. 6, s. 1060–1067, dub. 2012.
- [80] H. Li, L. Wang, Y. Mao, Y. Wang, K. Dai, a Z. Zhu, „Revision of Complex Acetabular Defects Using Cages with the Aid of Rapid Prototyping“, *J. Arthroplasty*, č. 0.
- [81] V. Shim, J. Böhme, P. Vaitl, S. Klima, C. Josten, a I. Anderson, „Finite element analysis of acetabular fractures—development and validation with a synthetic pelvis“, *J. Biomech.*, roč. 43, č. 8, s. 1635–1639, kvě. 2010.
- [82] J. Stolk, N. Verdonschot, L. Cristofolini, A. Toni, a R. Huiskes, „Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests“, *J. Biomech.*, roč. 35, č. 4, s. 499–510, dub. 2002.
- [83] H. Weinans, D. R. Sumner, R. Igloria, a R. N. Natarajan, „Sensitivity of periprosthetic stress-shielding to load and the bone density–modulus relationship in subject-specific finite element models“, *J. Biomech.*, roč. 33, č. 7, s. 809–817, 4ervenec 2000.
- [84] 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, březem 2010.
- [85] Q.-H. Zhang, J.-Y. Wang, C. Lupton, P. Heaton-Adegbile, Z.-X. Guo, Q. Liu, a J. Tong, „A subject-specific pelvic bone model and its application to cemented acetabular replacements“, *J. Biomech.*, roč. 43, č. 14, s. 2722–2727, říjen 2010.
- [86] Z. Yosibash, A. Katz, a C. Milgrom, „Toward verified and validated FE simulations of a femur with a cemented hip prosthesis“, *Med. Eng. Phys.*, roč. 35, č. 7, s. 978–987, červenec 2013.
- [87] J. Y. Rho, M. C. Hobatho, a R. B. Ashman, „Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone“, *Med. Eng. Phys.*, roč. 17, č. 5, s. 347–355, červenec 1995.
- [88] 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.

- [89] B. Helgason, F. Taddei, H. Pálsson, E. Schileo, L. Cristofolini, M. Viceconti, a S. Brynjólfsson, „A modified method for assigning material properties to FE models of bones“, *Med. Eng. Phys.*, roč. 30, č. 4, s. 444–453, květen 2008.
- [90] K. Řehák, B. Skallerud, „Strain analysis of bone healing. In Engineering Mechanics 2014“, 1. Svratka: BUT, 2014. s. 540-544. ISBN: 978-80-214-4871- 1.
- [91] K. Řehák, B. Skallerud, „Micro- CT Based Imaging and Numerical Analysis of Bone Healing. Key Engineering Materials (print)“, 2014, roč. 2014, č. 606, s. 141-144. ISSN: 1013- 9826.
- [92] E. Verhulp, B. van Rietbergen, a R. Huiskes, „Comparison of micro-level and continuum-level voxel models of the proximal femur“, *J. Biomech.*, roč. 39, č. 16, s. 2951–2957, 2006.
- [93] C. Boyle a I. Y. Kim, „Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization“, *J. Biomech.*, roč. 44, č. 9, s. 1722–1728, červen 2011.
- [94] J. L. Ferretti, G. R. Cointy, R. F. Capozza, a H. M. Frost, „Bone mass, bone strength, muscle–bone interactions, osteopenias and osteoporoses“, *Body Compos. Age-Relat. Dis.*, roč. 124, č. 3, s. 269–279, bře. 2003.
- [95] H. M. Frost, „A 2003 Update of Bone Physiology and Wolf’s Law for Clinicians, Review Article“, *Angle Orthontist*, roč. 12, č. 9, 2004.
- [96] W. G. Paprosky, S. S. Sporer, a B. P. Murphy, „Addressing Severe Bone Deficiency - What a Cage Will Not Do“, *J. Arthroplasty*, roč. 22, č. 4, 2007.
- [97] D. S. MacDonald-Jankowski, „Magnetic Resonance Imaging. Part 1: the Basic Principles“, *Asian J. Oral Maxillofac. Surg.*, roč. 18, č. 3, s. 165–171, září 2006.
- [98] „Allan M. Cormack - Nobel Lecture - cormack-lecture.pdf“.
- [99] „*Wilhelm Conrad Röntgen - Biography*“. Nobelprize.org. 28 Apr 2013 Dostupné z URL: <http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1901/rontgen-bio.html>.
- [100] „*Godfrey N. Hounsfield - Autobiography*“. Nobelprize.org. 28 Apr 2013 Dostupné z URL: <http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/hounsfield.html>.
- [101] „*The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979*“. Nobelprize.org. 28 Apr 2013 Dostupné z URL:<http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/>.
- [102] L. Poušek a I. Zuna, „Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice“. Vydavatelství ČVUT, 2002.
- [103] E. C. Beckmann, „President’s conference paper CT scanning the early days“, *Br. J. Radiol.*, č. 79, s. 5–8, 2006.

LITERATURA

- [104] A. Sasov, *SkyScan: Microtomography, Nanotomography, Non-invasive 3D X-Ray Microscopy*: [online]. 2013, poslední aktualizace 2013-04-27 [cit. 2013-04-28]. Dostupné z URL: <<http://www.skyscan.be/>>.
- [105] *SCANCO Medical AG*: [online]. 2013, 2013-04-27 [cit. 2013-04-28]. Dostupné z URL: <<http://www.scanco.ch/>>.
- [106] M. Salamon, S. Burtzloff, V. Volland, F. Sukowski, a N. Uhlmann, „Upcoming challenges in high-resolution CT below 1 μm “, *Radiat. Imaging Detect. 2008 Proc. 10th Int. Work. Radiat. Imaging Detect.*, roč. 607, č. 1, s. 176–178, srp. 2009.
- [107] *emphANSYS® Academic Research*, Release 14.0
- [108] *emphCATIA® Version 5.18*. c Dassault Systemes 1994-2007
- [109] *emphSolidWorks® OfficePremium 2010 x64 Edition*
- [110] *Optical Measuring Techniques: GOM*: [online]. 2013-03-20 [cit. 2013-05-01]. Dostupné z URL: <<http://www.gom.com/>>.
- [111] D. C. R. Hardy, P. Frayssinet, A. Guilhem, M. A. Lafontaine, a P. E. Delince, „Bonding of hydroxyapatite-coated femoral prostheses-Histopatology of specimens from four cases“, *J. Bone Jt. Surg.*, s. 732–740, 1991.
- [112] K. G. Nilsson, S. Cajande, a J. Karrholm, „Early failure of hydroxyapatite-coating in total knee arthroplasty: A case report“, *Acta Orthop. Scand.*, č. 65, s. 212–214, 1994.
- [113] I. Landor, P. Vavrik, A. V. Florschütz, D. Epari, H. Hahn, a M. Ehlinger, „Hydroxyapatite porous rating and the osteointegration if the total hip replacemnet“, *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, s. 81–89, 2007.
- [114] L. Cristofolini, J. D. Bobyn, a M. Tanzer, „Bone densitometry: influence of prosthetic design and hydroxyapatite coating on regional adaptive bone remodelling“, *Int. Orthop.*, č. 23, s. 325–329, 1999.
- [115] *Online Materials Information Resource-MatWeb*: [online]. 1996-2013 [cit.2013-05-11]. Dostupné z URL: <<http://www.matweb.com/>>.
- [116] 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.
- [117] S. Teoh, W. . Chan, a R. Thampuran, „An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty“, *J. Biomech.*, roč. 35, č. 3, s. 323–330, bře. 2002.
- [118] S. L. Bevill, G. R. Bevill, J. R. Penmetsa, A. J. Petrella, a P. J. Rullkoetter, „Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty“, *J. Biomech.*, roč. 38, č. 12, s. 2365–2374, pro. 2005.

- [119] R. D. Queiroz, A. L. L. Oliveira, F. C. Trigo, a J. A. Lopes, „A finite element method approach to compare the wear of acetabular cups in polyethylene according to their lateral tilt in relation to the coronal plane“, *Wear*, roč. 298–299, č. 0, s. 8–13, unor 2013.
- [120] R. Scholz, F. Hoffmann, S. von Sachsen, W.-G. Drossel, C. Klöhn a Ch. Voight, „Validation of density–elasticity relationships for finite element modeling of human pelvic bone by modal analysis“, *J. of Biomchanics*, roč. 46, s. 2667–2673, 2013.
- [121] D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, a R. Forst, „Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur“, *J. Biomech.*, roč. 33, č. 10, s. 1325–1330, leden 2000.
- [122] Y. Hirata, Y. Inaba, N. Kobayashi, H. Ike, H. Fujimaki, a T. Saito, „Comparison of Mechanical Stress and Change in Bone Mineral Density Between Two Types of Femoral Implant Using Finite Element Analysis“, *J. Arthroplasty*, č. 10, 2013.
- [123] L. Duchemin, V. Bousson, C. Raossanaly, C. Bergot, J.D. Laredo, W. Skalli, D. Mitton, „Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography“, *In Medical Engineering and Physics*, Volume 30, Issue 3, 2008, Pages 321–328, ISSN 1350-4533,
- [124] Julius Wolff Institute for Biomechanics and Musculoskeletal Regeneration: [online]. Dostupné z URL: <https://jwi.charite.de/en/about_us/julius_wolff/>.

16. Tvůrčí činnost

16.1. Publikace

2017

ŘEHÁK, K.; KOPEČKOVÁ, B.; PROKOP, A. Dynamic Analysis of Single Stage Gearbox with Backlash Influence. In *Transport Means 2017*. Transport Means. Kaunas Lithuania: 2017. s. 575-579. ISSN: 1822-296X.

ŘEHÁK, K.; KOPEČKOVÁ, B.; PROKOP, A. Numerical simulation of gearbox structure dynamics focused on backlash influence. In *Vibroengineering PROCEDIA*. Vibroengineering Procedia. Geliu ratas 15A, LT-50282, Kaunas, Lithuania: JVE International Ltd., 2017. s. 115-120. ISSN: 2345-0533.

PROKOP, A.; KOPEČKOVÁ, B.; ŘEHÁK, K. Dynamic Analysis of Single Stage Gearbox Focused on Input Parameters Influence. In *Transport Means 2017*. Transport Means. Kaunas Lithuania: 2017. s. 479-484. ISSN: 1822-296X.

PROKOP, A.; ŘEHÁK, K. VIRTUAL PROTOTYPE APPLICATION TO HEAVY-DUTY VEHICLE GEARBOX CONCEPT. In *Engineering Mechanics 2017*. 1. 2017. s. 810-813. ISBN: 978-80-214-5497- 2.

NOVOTNÝ, P.; DRÁPAL, L.; PROKOP, A.; ŘEHÁK, K. „Modeling the powertrain rubber coupling under dynamic conditions.“ *Journal of Vibroengineering*, 2016, roč. 19, č. 5, s. 3710-3719. ISSN: 1392-8716.

NOVOTNÝ, P.; DLUGOŠ, J.; PROKOP, A.; ŘEHÁK, K.; RAFFAI, P. „Effective computational model for a solution of turbocharger rotor dynamics.“ *Journal of Vibroengineering*, 2016, roč. 19, č. 2, s. 724-736. ISSN: 1392-8716.

2016

ŘEHÁK, K.; PROKOP, A.; ZUBÍK, M.; NOVOTNÝ, P. „Investigation of Single Stage Gearbox Parameters Influencing Surface Normal Velocity. In *Engineering Mechanics 2016*.“ 2016. s. 478-481. ISBN: 978-80-87012-59- 8.

ŘEHÁK, K.; PROKOP, A. „Numerical simulation of single stage gearbox with tooth damage. In *Vibroengineering PROCEDIA*.“ *Vibroengineering Procedia*. Kaunas, Lithuania: JVE International Ltd., 2016. s. 88-92. ISSN: 2345-0533.

ŘEHÁK, K.; PROKOP, A.; ZUBÍK, M. „Comparison of Torque Influence on Single Stage Gearbox Vibrations. In *KOKA 2016*.“ Brno: 2016. s. 173-178. ISBN: 978-80-214-5379- 1.

ZUBÍK, M.; PROKOP, A.; ŘEHÁK, K. „Investigation of single stage gearbox parameters including variable torque conditions. In *Transport Means 2016*. Transport Means.“

Kaunas, Lithuania: Technologija, 2016. s. 720-724. ISSN: 1822-296X.

NOVOTNÝ, P.; PROKOP, A.; ZUBÍK, M.; ŘEHÁK, K. „Investigating the influence of computational model complexity on noise and vibration modeling of powertrain.“ *Journal of Vibroengineering*, 2016, roč. 18, č. 1, s. 378-393. ISSN: 1392-8716.

NOVOTNÝ, P.; ŘEHÁK, K.; PROKOP, A.; ZUBÍK, M. „Solution of dynamics and acoustics by virtual powertrain. In *Engineering Mechanics 2016*.“ PRAGUE, CZECH REPUBLIC: ACAD SCI CZECH REPUBLIC, INST THERMOMECHANICS, 2016. s. 482-486. ISBN: 978-80-87012-59- 8.

2015

ZUBÍK, M.; PROKOP, A.; ŘEHÁK, K.; NOVOTNÝ, P. „The effect of the gear parameters to the noise of transmission. In *Vibroengineering PROCEDIA*.“ Kaunas, Lithuania: JVE International Ltd., 2015. s. 357-362. ISSN: 2345-0533.

PROKOP, A.; ZUBÍK, M.; ŘEHÁK, K.; NOVOTNÝ, P. „Complex Evaluation of Transmission NVH Parameters. In *Transport Means 2015*“. Transport Means. Kaunas: Kaunas University of Technology, 2015. s. 563-566. ISSN: 1822- 296X.

PROKOP, A.; ŘEHÁK, K.; ZUBÍK, M.; NOVOTNÝ, P. „Experimental Validation of the Gearbox NVH Parameters. *MECCA - Journal of Middle European Costruction and Design of Cars*“, 2015, roč. 2015, č. 2, s. 16-21. ISSN: 1214- 0821

2014

ŘEHÁK, K.; SKALLERUD, B. „Strain analysis of bone healing. In *Engineering Mechanics 2014*.“ 1. Svratka: BUT, 2014. s. 540-544. ISBN: 978-80-214-4871- 1.

MATUG, M.; VAŠEK, M.; MIŠUN, V.; NAVRÁTIL, P.; ŘEHÁK, K.; CIVÍN, A. „Computational model of voice producing element in terms of varying inlet pressure. *Engineering Mechanics*“, 2014, roč. 21, č. 4, s. 211-218. ISSN: 1805- 4633.

ŘEHÁK, K.; SKALLERUD, B. „Micro- CT Based Imaging and Numerical Analysis of Bone Healing. *Key Engineering Materials (print)*“, 2014, roč. 2014, č. 606, s. 141-144. ISSN: 1013- 9826.

2013

VALÁŠEK, J.; EBRINGEROVÁ, V.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. „Study of straight and oblique mandible fracture behavior in the chin section. *Applied Mechanics and Materials*“, 2013, roč. 245, č. 1, s. 74-79. ISSN: 1660- 9336.

2012

PRÁŠILOVÁ, E.; MARCIÁN, P.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; MALINA, R.; KONEČNÁ, V. „Comparative Study of Mechanical Properties of Bone Tissue Based on the CT and the

16.1. PUBLIKACE

micro- CT Slices“. Applied Mechanics and Materials, 2012, roč. 2012, č. 232, s. 152-156. ISSN: 1660- 9336.

VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. „STRESS-STRAIN ANALYSIS OF RESTORED FIRST MOLAR TOOTH WITH CAVITY OF CLASS II“. Engineering Mechanics, 2012, roč. 19, č. 2, s. 1-11. ISSN: 1802- 1484.

VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; EBRINGEROVÁ, V.; FLORIAN, Z. „Finite Element Analysis of Mandible Reconstruction Plate in the case of Symphysis fracture“. Advanced Materials Research, 2012, roč. 472- 475, č. 1, s. 1524-1527. ISSN: 1022- 6680.

2011

VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z. „Stress Strain Analysis Of Save Firsth Molar Tooth With Cavity Of Class II“. In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velé Bílovice: Institute of Physics of Materials, Academy of Science of the Czech Republic, 2011. s. 227-230. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

MATUG, M.; VAŠEK, M.; MIŠUN, V.; NAVRÁTIL, P.; ŘEHÁK, K.; CIVÍN, A. „Computational model of voice producing element in terms of varying inlet pressure“. In 13th Conference Applied mechanics 2011. Velké Bílovice: 2011. s. 143-146. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

ŘEHÁK, K.; FLORIAN, Z.; MARCIÁN, P.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; MATUG, M. „Strain stress study of hip joint with Burch- Shneider cage“. In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 175-178. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. „On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct“. In MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0.

ŘEHÁK, K.; FLORIAN, Z.; KRPALEK, D.; MARCIÁN, P.; MATUG, M.; VALÁŠEK, J. „Stress analysis of Burch- Schneider cage“. In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. 1. Prague: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 523-526. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

KRPALEK, D.; VALÁŠEK, J.; FLORIAN, Z.; MARCIÁN, P.; ŘEHÁK, K.; MANEK, F. „Stress Strain Analysis of Human Wrist and Interaction between Carpal Bones“. In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 119-122. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

MATUG, M.; VAŠEK, M.; MIŠUN, V.; NAVRÁTIL, P.; CIVÍN, A.; ŘEHÁK, K. „Analysis of influence of vocal fold - vocal tract models connection by using FEM“. In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. 1. Prague: Institute of Thermomechanics,

2011. s. 391-394. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; MANEK, F.; FLORIAN, Z. „Stress Strain Analysis Of Restored First Molar With Cavity Of Class I“. In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. 1. Prague: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 635-638. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

MARCIÁN, P.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; FLORIAN, Z.; NAVRÁTIL, P. „Computational modeling of dental implant interaction with bone tissue“. In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 139-142. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; NAVRÁTIL, P. „Creation of Computational Models of Cancellous Bone“. In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. 1. Prague: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 379-382. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

16.2. Projekty

Výpočtové modelování biomechanických problémů se zaměřením na modely materiálu - spoluřešitel, zahájení: 01.01.2014, ukončení: 31.12.2016

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka - spoluřešitel
zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2013

Mechanické hodnocení kostní tkáně svalku - hlavní řešitel
zahájení: 01.01.2012, ukončení: 31.12.2012

Zvyšování úrovně výpočtových modelů v biomechanice - spoluřešitel
zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2011