



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

VLIV GEOMETRICKÉ VARIABILITY DŘÍKŮ U EXISTUJÍCÍCH TEP KYČELNÍHO KLOUBU NA DEFORMAČNĚ - NAPĚŤOVÉ STAVY

AN ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF GEOMETRIC VARIABILITY OF TOTAL HIP ENDOPROSTHESIS
SHANK ON STRESS-STRAIN STATES IN THE HIP JOINT

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. JAN ZÝBAL

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR MARCIÁN, Ph.D.

BRNO 2020

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Bc. Jan Zýbal
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2019/20

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

Vliv geometrické variability dřívků u existujících TEP kyčelního kloubu na deformačně – napěťové stavy

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Největším kloubem lidského těla je kyčelní kloub, který je také nejvíce namáhaný a problémový. Operace kyčelního kloubu a jeho náhrada pomocí totální endoprotézy je běžným zákrokem. V klinické praxi se stále objevují nové typy TEP kyčelního kloubu s různou geometrickou variabilitou dřívků TEP. K posouzení mechanického chování TEP je nezbytná mimo jiné také deformační a napěťová analýza.

Cíle diplomové práce:

1. Rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie kostních tkání z dodaných CT dat.
3. Vytvoření modelu geometrie různých dřívků totální endoprotézy.
4. Vytvoření výpočtového modelu soustavy TEP s různými dřívky.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy.

Seznam doporučené literatury:

ČIHÁK, R. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

BENNETT, D.; GOSWAMI, T. Finite element analysis of hip stem designs, Materials & Design, 2008, roč. 29, č. 1, str. 45-60.

LANDOR, I. Revizní operace totálních náhrad kyčelního kloubu. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-254-4.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá stanovením deformačně-napětových (D-N) stavů kyčelního kloubu se zavedenou totální endoprotézou (TEP). Tyto D-N stavy byly následně porovnány pro čtyři různé varianty dříků. Byla provedena rešeršní studie literární zdrojů zaměřena na problematiku D-N analýzy kyčle pomocí metody konečných prvků. V práci jsou popsány základy anatomie kyčelního kloubu spolu s různými variantami TEP kyčelního kloubu.

Pro řešení byla zvolena metoda výpočtového modelování pomocí metody konečných prvků. Řešení bylo provedeno v softwaru ANSYS. Pro každou variantu dříku byl vytvořen výpočtový model, který se skládá z dílčích modelů geometrie, materiálu, vazeb a zatížení.

Analyzovány byly posuvy kyčle, kontaktní tlak mezi hlavicí a vložkou, napětí na dřících a přetvoření stehenní kosti. Hodnocení kostní tkáně femuru bylo provedeno na základě Frostovy hypotézy mechanostatu v sedmi Gruenových zónách.

Abstract

This master's thesis deals with stress-strain analysis of hip joint after total hip replacement. These stress-strain states are compared between four variable stems. A research study of available literature is presented with the focus on finite element analysis of hip joints. Basics of hip's joint anatomy is described along with total endoprostheses' variants and properties.

Computational modeling was chosen as a solution method using finite element analysis. The solution was executed using ANSYS software. For each stem there was created a computational model which consists of several submodels such as model of geometry, material, contacts and loading.

The assessed variables were total hip displacement, contact pressure between the head and liner, stress on each stem and strain on femur. The evaluation of femur's bone tissue was accomplished on basis of Frost's mechanostat in seven Gruen zones.

Klíčová slova

totální endoprotéza, dřík, aloplastika kyčle, metoda konečných prvků, deformačně-napětová analýza

Keywords

total endoprosthesis, stem, hip replacement, finite element method, stress and strain analysis

ZÝBAL, J. *Vliv geometrické variability dřívků u existujících TEP kyčelního kloubu na deformačně - napěťové stavy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2020. 75 s. Vedoucí Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal, byly uvedeny na konci práce.

.....

Jan Zýbal
29. června 2020

Tímto děkuji vedoucímu práce Ing. Petru Marciánovi Ph.D. za jeho odborné rady, připomínky a materiály. Také bych chtěl poděkovat své rodině, která mě po celé studium vysoké školy podporovala.

Obsah

1	Úvod	15
2	Popis problémové situace	16
3	Formulace problému a cíle jeho řešení	17
4	Systém podstatných veličin	18
5	Rešeršní studie	19
5.1	Publikace související s tvorbou výpočtového modelu a analýzy výsledků . . .	19
6	Označení směrů a rovin	23
7	Základy anatomie kyčelního kloubu	25
7.1	Kosti kyčelního kloubu	25
7.1.1	Mikrostruktura kosti	25
7.1.2	Stehenní kost	27
7.1.3	Pánevní kost	28
7.2	Svaly v okolí kyčelního kloubu	30
7.3	Frostova hypotéza	31
8	Umělé náhrady kyčelního kloubu	32
8.1	Aloplastika kyčelního kloubu	32
8.2	Rozdělení totálních endoprotéz kyčelního kloubu	33
8.2.1	Cementované a necementované dřívky	33
8.2.2	Klasické a krátké dřívky	34
9	Volba metody řešení problému	36
10	Výpočtový model	37
10.1	Model geometrie	37
10.1.1	Model geometrie kostí kyčelního kloubu	37
10.1.2	Model geometrie totální endoprotézy	40
10.1.3	Model geometrie sestavy kost-TEP	41
10.2	Model materiálu	42
10.2.1	Model materiálu kostních tkání	42
10.2.2	Model materiálu komponent TEP	44
10.3	Diskretizace geometrie	45
10.4	Model vazeb a interakce s okolím	48
10.5	Model zatížení	50
11	Realizace řešení	52
11.1	Nastavení kontaktů	52
11.2	Dodatečná okrajová podmínka	52
11.3	Vliv velkých deformací na D-N stavy	53

12	Prezentace a analýza výsledků	54
12.1	Analýza posuvů kyčle	54
12.2	Analýza kontaktu mezi hlavicí a vložkou	54
12.3	Analýza dřívků	55
12.4	Analýza cementových toulců	58
12.5	Analýza kostních tkání	58
12.5.1	Kortika a spongióza femuru	58
12.5.2	Gruenovy zóny	61
13	Závěr	63
	Literatura	65
	Seznam symbolů a zkratk	72
	Seznam obrázků	74
	Seznam tabulek	75

1. Úvod

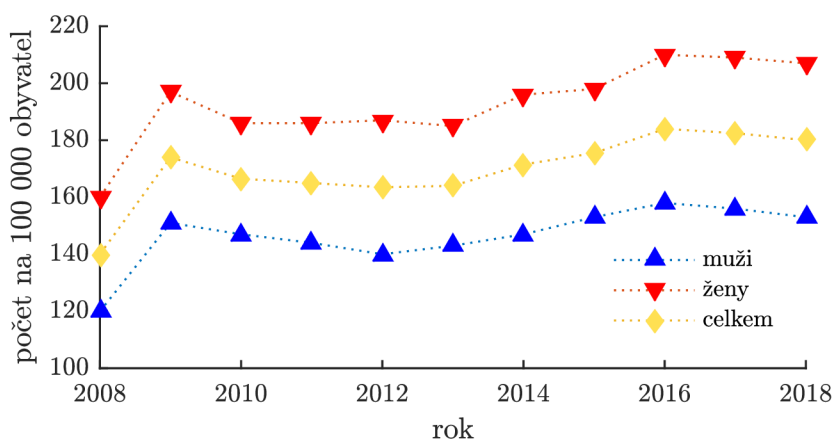
Životní úroveň a doba dožití lidí se neustále zvyšuje, což je výsledkem vyspělé společnosti. Člověk by měl svůj život prožít na plno, kvalitu života však může zásadně ovlivnit zranění nebo nemoc. Lidé by měli o své tělo pečovat, udržovat ho ve fyzické i psychické kondici, zdravě jíst a tím vším minimalizovat riziko nemoci či úrazu. Lidské tělo s přibývajícím věkem nezastavitelně degraduje, což má za následek zvýšení rizika úrazu. Díky moderní medicíně to však z dlouhodobého hlediska nemusí znamenat prudké snížení kvality života.

Kyčelní kloub, jakožto jeden z největších kloubů lidského těla, nese celou váhu lidského těla. Postihuje jej řada degenerativních a jiných onemocnění, jejichž následkem může docházet k bolesti a ztrátě funkce. Zejména u starších lidí dochází také k vyšší pravděpodobnosti zlomeniny v důsledku křehnutí kostí [45]. V dnešní době se tyto problémy dají řešit úplnou nebo částečnou rekonstrukcí kyčelního kloubu za užití kloubních náhrad.

Aloplastika kyčelního kloubu je dnes již rutinní operační výkon, který přináší rychlou úlevu od obtíží a výrazné zlepšení funkce při poměrně nízké četnosti perioperačních a pooperačních komplikací. Dříve byli pacienti odkázáni na daleko méně účinné metody a to sice resekci hlavice stehenní kosti, osteotomií proximální stehenní kosti nebo interpoziční plastiku [45].

Počet operací kyčelního kloubu se neustále zvyšuje, tento trend je zjevný z národních registrů [18, 55]. Obr. 1.1 zobrazuje počet primárních implantací na 100 000 obyvatel v Dánsku. Životnost totálních endoprotéz (TEP) kyčelního kloubu se v dnešní době uvádí asi 15 let a snahou operatérů je tuto dobu co nejvíce prodloužit.

Nejčastějším typem selhání dřívku TEP je dle národních registrů aseptické uvolnění, na kterém se podílí řada faktorů jako např. jeho geometrie, materiál či povrchová úprava [45]. Volbou dřívku může operatér zásadně ovlivnit životnost náhrady. V klinické praxi existuje spousta implantátů od různých výrobců, motivací této práce je vybrané dřívky mezi sebou porovnat z hlediska jejich geometrie.



Obrázek 1.1: Počet primárních implantací kyčelního kloubu na 100 000 obyvatel [18]

2. Popis problémové situace

Kyčelní kloub se řadí k jedním z největších a nejvíce namáhaných kloubů lidského těla, který postihuje mnoho onemocnění a úrazů. V jejich důsledku dochází k omezení či zcela zamezení pohybu člověka. Aloplastika kyčelního kloubu je sice v dnešní době zcela běžným zákrokem, ale v klinické praxi se stále objevují novější typy TEP, které se od sebe liší především různou geometrií dříků.

Zavedením dříku TEP do kosti se při chůzi podstatně mění charakter namáhání okolních kostních tkání a v důsledku toho i deformačně-napětové (D-N) stavy. Pro porovnání různé geometrie dříků je vhodné tyto stavy určit a mezi sebou porovnat. Při řešení problému, který z této problémové situace vyplývá, lze očekávat další subproblémy spojené s řešením dílčích modelů geometrie, materiálu, zatížení a vazeb.

Existuje řada článků a studií, které se zabývají obdobnou problematikou určení D-N stavů dříků TEP kyčelního kloubu pomocí výpočtového modelování (např. [64, 47, 31, 8, 36]), jejich výsledky však nejsou komparabilní z důvodu rozdílných výpočtových modelů (různý model geometrie a materiálu kostních tkání, vazeb i zatížení), ale také z důvodu rozdílu v použitém hardwaru a softwaru.

3. Formulace problému a cíle jeho řešení

Problémem jsou naformulované ty skutečnosti z problémové situace, které jsou podstatné a vyžadují řešení [39]. Dle popisu problémové situace je řešitelem problém formulován následovně:

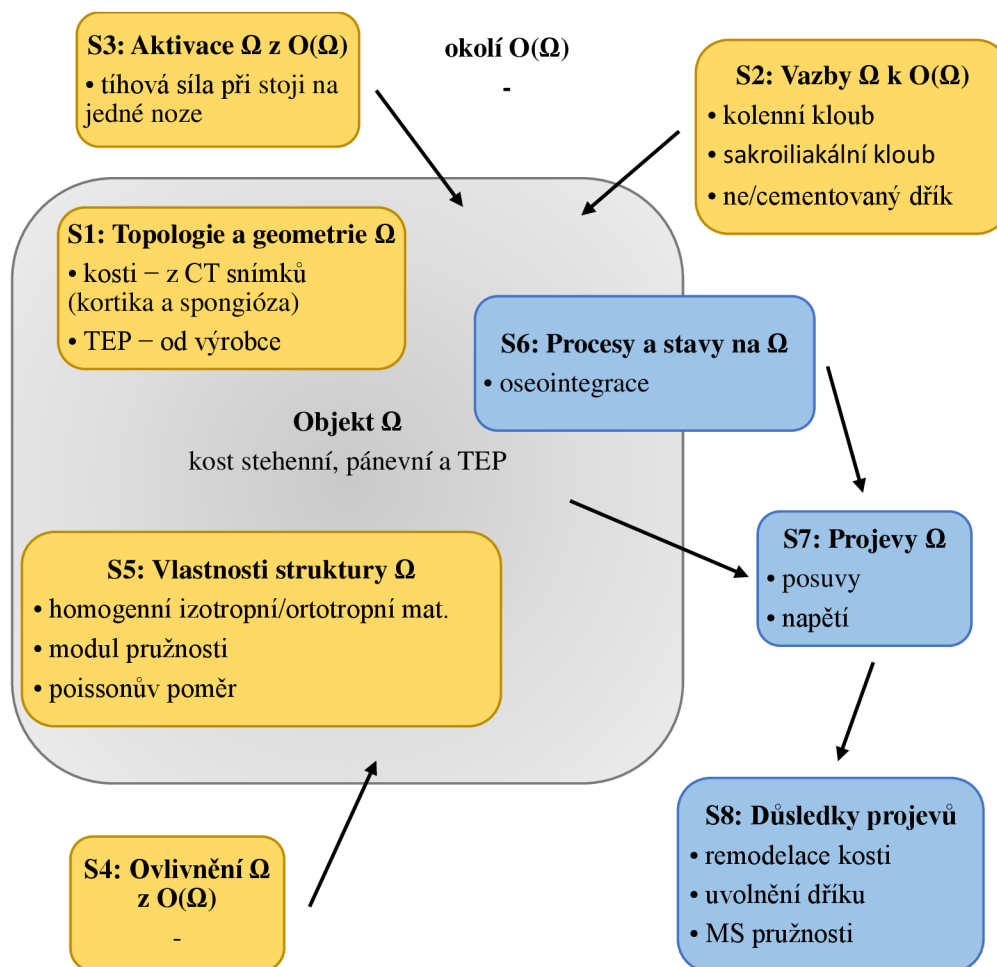
Posouzení vlivu geometrické variability dříků vybraných existujících TEP kyčelního kloubu na deformačně-napěťové stavy.

Dílčí cíle řešení této práce jsou:

1. Provést rešeršní studii existující literatury, která souvisí s problematikou TEP kyčelního kloubu.
2. Vytvořit 3D model geometrie kostních tkání z CT dat.
3. Vytvořit 3D model geometrie hlavice, jamky a různých dříků TEP kyčelního kloubu.
4. Vytvořit výpočtové modely kostí se zavedenými implantáty.
5. Provést deformačně-napěťovou analýzu jednotlivých soustav kost-TEP.

4. Systém podstatných veličin

Z analýzy kyčelního kloubu se zavedeným implantátem je k řešení potřeba sestavit množinu všech veličin spojených s modelovým objektem, které jsou z hlediska jeho řešení podstatné [39]. Schéma systému podstatných veličin je vyobrazeno na obr. 4.1.



Obrázek 4.1: Systém podstatných veličin [39]

Člověk při každém pohybu zatěžuje kyčelní kloub (respektive TEP) dynamicky. Řešitel však při určování D-N stavů uvažuje pouze stoj na jedné noze, a proto veličiny považuje za statické.

Stochastičnost veličin je buď nepodstatná, nebo by jejím posuzováním řešitel překročil rámec této diplomové práce. Z tohoto důvodu jsou všechny veličiny uvažovány jako deterministické.

5. Rešeršní studie

Uplynulo již více než 80 let od prvních pokusů aloplastiky kyčelního kloubu [45]. Problematikou náhrad kyčelního kloubu se za tuto dobu zabývalo mnoho pracovišť a vědeckých týmů. Pro zjištění současného stavu poznání a přístupů k řešení problému je nutné provést rešeršní studii.

Publikace autora Landor et al. z roku 2012 [45] pojednává o klinických poznatcích v oblasti totálních náhrad kyčelního kloubu, především tedy při revizních operacích. Obsahuje mnoho užitečných informací jako např. příčiny a diagnostika selhání TEP, perioperační a pooperační problémy atd. Je zde uvedena historie aloplastiky kyčle nejen v České republice, ale také ve světě.

V oblasti biomechaniky kyčelního kloubu se poslední dobou uplatňuje přístup zejména výpočtového modelování pomocí metody konečných prvků (MKP). Existuje řada prací, které se zabývají validací výsledků výpočtového modelování pomocí in vitro technických experimentů jako např. [62, 72, 26, 29]. Často se v technických experimentech také používá syntetických kompozitních stehenních kostí [67, 74, 38, 70].

Následuje výčet vybraných publikací, které se zabývají výpočtovým modelováním biomechaniky kostních tkání pomocí MKP a poskytují užitečné informace pro tuto závěrečnou práci.

5.1. Publikace související s tvorbou výpočtového modelu a analýzy výsledků

A convenient approach for finite-element-analyses of orthopaedic implants in bone contact: Modeling and experimental validation; *D. Kluess, R. Souffrant et al.*; 2009 [43]

Tato práce se zabývá postupem tvorby výpočtového modelu pánevní kosti se zavedenou acetabulární komponentou TEP z CT dat. Je zde také provedena validace výsledků získaných výpočtovým modelováním užitím MKP pomocí technického experimentu. Na rozdíl od většiny studií zabývajících se D-N stavy se zaměřuje na detailní popis tvorby výpočtového modelu, který lze snadno reprodukovat. Na rozdíl od většiny studií byl použit heterogenní izotropní model materiálu závislý na teplotě, kde teplota představuje hustotu kostní tkáně. Každému uzlu jsou tedy přiřazeny materiálové charakteristiky dle lineárního přepočtového vztahu mezi modulem pružnosti a kostní denzitou. To má za cíl snížit výpočetní náročnost oproti mapování materiálových vlastností celému objemu jednotlivých prvků.

Práce udává jakýsi návod pro tvorbu výpočtového modelu. Autory použitý software však není dostupný na ÚMTMB. Přínosem této práce je především metodika tvorby modelu geometrie kostí z CT dat.

Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis; A. Senalp, O. Kayabasi et al.; 2007 [64]

Studie se zabývá určením D-N stavů cementovaných dřívků různých tvarů pro statické i dynamické namáhání pomocí MKP. Na základě D-N stavů je následně vyhodnocen koeficient bezpečnosti vůči meznímu stavu únavové pevnosti (MSÚP) pro každý dřívík při statickém a dynamickém namáhání. Autoři uvažovali dva modely materiálu pro každý dřívík – Ti6Al4V a slitinu kobaltu a chromu. Model materiálu stehenní kosti je heterogenní, rozlišuje kortikální a spongiózní kostní tkáň. Pro kortikální kostní tkáň byl použit model materiálu transverzálně ortotropní. Pro cement, dřívík a spongiózu byl použit model materiálu izotropní. Spojení dřívíku, cementu a kostních tkání je modelováno jako spojení pevné bez relativního pohybu. Svaly jsou modelovány pouze silovou okrajovou podmínkou v místě úponu, která však vůbec nezáleží na velikosti zatížení.

Práce porovnává celkem 5 dřívíků, ale pouze jeden z nich je komerčně vyráběný dřívík TEP. Ostatní dřívíky slouží pouze k zjištění vlivu variabilní geometrie na D-N stavy, respektive bezpečnosti vůči MSÚP. Nejsou zde vůbec analyzovány D-N stavy kostních tkání či cementu. Chybí jakákoliv analýza vlivu velikosti elementu na maximální napětí, které vstupuje do výpočtu bezpečnosti vůči MSÚP.

Přínosem studie pro tuto závěrečnou práci je model materiálu kostních tkání (především kortiky) a model zatížení, kde maximální zatížení během jednoho kroku dosahuje více než dvojnásobku statického zatížení.

Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně; Ing. Petr Marcián Ph.D.; 2012 [51]

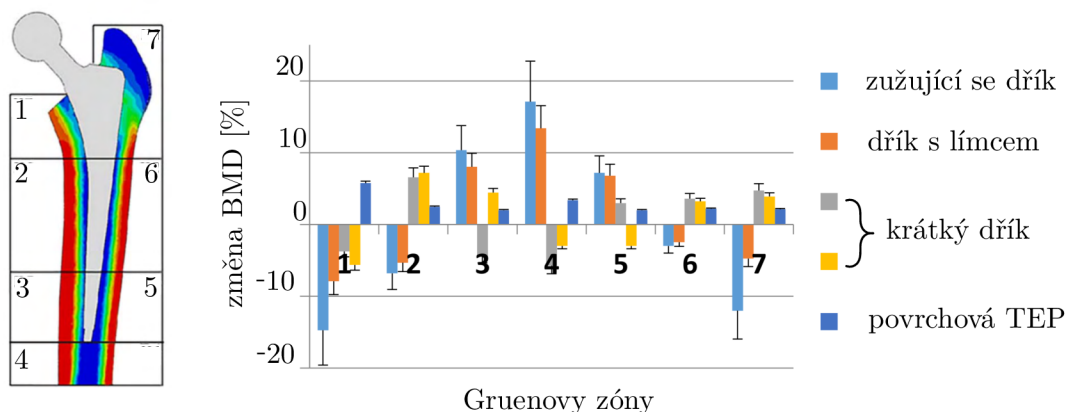
Tato dizertační práce se sice zabývá stomatologickou biomechanikou, ale obsahuje množství informací použitelných i pro výpočtové modelování kyčle. Autor sepsal rozsáhlou rešeršní studii, která obsahuje mimo jiné i shrnutí současných trendů v modelu geometrie a materiálu kostních tkání. Autor popisuje princip zobrazovacích metod (především CT), které se používají pro kvantitativní analýzu materiálu a pro tvorbu modelu geometrie. V práci je také popsáno chování a možnosti analýzy mechanicky namáhané kosti (Frostova hypotéza mechanostatu a SED).

Deformačně napěťová studie Burch-Schneiderovy dlahy; Ing. Kamil Řehák Ph.D.; 2017 [59]

Tato dizertační práce se již zabývá kyčelním kloubem se zavedeným implantátem a Burch-Schneiderovou dlahou. Ačkoliv se práce zaměřuje na analýzu jamky kyčelního kloubu, jsou v práci prezentovány i D-N stavy dřívíku a stehenní kosti. Autor sepsal rešerši, jejíž jedna podkapitola se zaměřuje na D-N analýzu kyčelního kloubu. Je zde uvedeno mnoho přínosných zdrojů, jakožto i historie výpočtového modelování kyčelního kloubu. Autor vytvořil model geometrie stehenní, pánevní i křížové kosti. Největším přínosem této práce jsou podkapitoly tvorby modelu geometrie, modelu zatížení a především modelu materiálu, jež obsahuje velké množství zdrojů souvisejících s kyčelním kloubem. Je zde také zmínka o hodnocení mechanicky zatěžované kostní tkáně pomocí Frostovy hypotézy mechanostatu.

Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs; *I. Levadnyia, J. Awrejcewicz et al.*; 2018 [47]

Studie se zabývá změnou BMD (hustota kostní tkáně) femuru po implantaci 5 geometricky odlišných necementovaných TEP (viz obr. 5.1) pomocí MKP – iteračním procesem se mění hustota kostní tkáně v závislosti na referenčních hodnotách hustoty energie napjatosti (SED). Spojení mezi dříkem a kostí považují za pevné. Stehenní kost je rozdělena do 7 Grünových zón, ve kterých se vyhodnocuje změna BMD. Výsledky jsou prezentovány po 2 letech od implantace a porovnány s klinickými daty z RTG.



Obrázek 5.1: Změna hustoty kostní tkáně po 2 letech od implantace [47]

Publikace uvádí pouze hodnoty změny BMD v mediánní rovině, nikoliv posuvy a napětí pro kost či dřík. Výsledky pro dlouhé dříky poukazují na výrazné zvýšení BMD v distální části femuru a snížení BMD v proximální části, kde dochází ke stress shieldingu. Užitím dlouhého dříku s límcem má za následek menší změnu BMD v proximálním femuru oproti dříku bez límce. Krátké TEP vykazují lepší výsledky v proximální části. V distální části však dochází ke snížení BMD. Při použití povrchové náhrady je změna BMD minimální ve všech Gruenových zónách, namáhání kosti se blíží fyziologickému stavu.

Přínosem této publikace je způsob jak modelovat remodelaci kostní tkáně pro různé typy TEP. Lze využít SED jako indikátor změny BMD v Gruenových zónách pro porovnání geometricky odlišných dříků mezi sebou a predikci stress shieldingu. Sestrojit však výše zmíněný model remodelace kosti by výrazně přesahovalo náplň této diplomové práce.

Anatomic grooved stem mitigates strain shielding compared to established total hip arthroplasty stem designs in finite-element models; *M. Heyland, S. Checa et al.*; 2019 [31]

Tato publikace se zabývá srovnáním klinicky nejúspěšnějších necementovaných dříků TEP s fyziologickým stavem a také mezi sebou pomocí MKP. Přetvoření na vnějším povrchu kosti pro fyziologický stav bylo verifikováno pomocí experimentu, jehož výsledky však nejsou v publikaci detailně popsány. Autoři také navrhují několik konstrukčních prvků na jednom z uvedených dříků a zkoumají jejich vliv. Autoři používají termín strain-shielding, který značí snížení přetvoření v určité oblasti oproti fyziologickému stavu. Model geometrie a materiálu femuru byl získán z CT dat. Model zatížení autoři převzali z jejich předchozí studie, hlavici TEP předepsali silovou okrajovou podmínku, která reprezentuje stykovou sílu v kyčelním kloubu. Autoři uvažují pevné spojení mezi kostí a dříkem v oblasti dříku, kde se vyskytuje nástřík nebo drážkování. Okrajové podmínky byly předepsány třem uzlům způsobem 3-2-1

tak, aby byl zamezen posuv tělesa jako celku a zároveň relativní pohyb odpovídal kinematice kyčle.

Autoři vyhodnocují klouzavý průměr přetvoření na laterálním a mediálním povrchu kosti a také těsně pod vnějším laterálním a mediálním povrchem. Je vyobrazen kontaktní tlak pro jednotlivé varianty dřívků.

Studie však neuvádí žádný model svalů a není tedy zřejmé, jestli výpočtový model svaly uvažuje. Je vyšetřováno pouze přetvoření na vnějším povrchu kosti (či těsně pod povrchem), nikoliv na rozhraní dřív-kost. Studie se nezabývá napětím a posuvy dřívků. Zde může docházet jednak ke koncentracím napětí v drážkách, ale také k nárůstu napětí v průřezu dřívku vlivem drážkování, které zmenšuje plochu příčného průřezu.

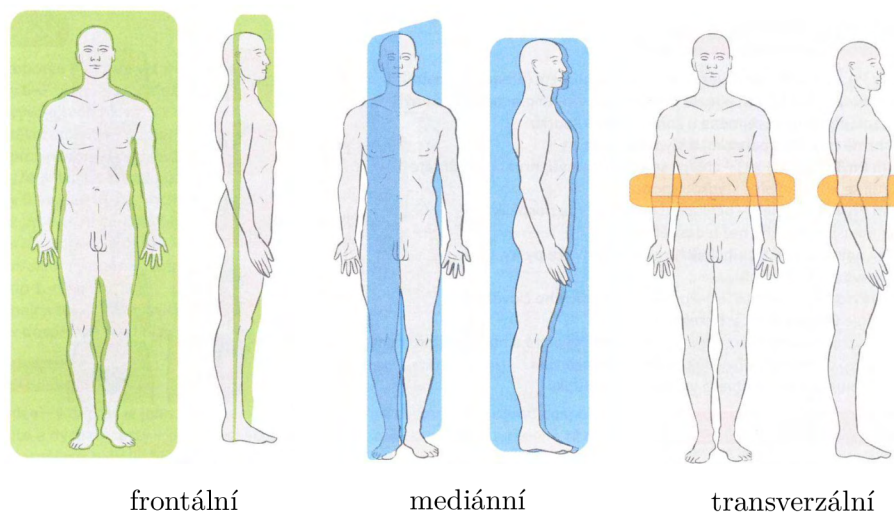
Přínosem studie pro tuto práci je především způsob vyhodnocení výsledků a jejich srovnání pro různé dřívky pomocí klouzavého průměru přetvoření. Z poznatků lze předpokládat menší úbytek kosti v proximální části femuru pro drážkovaný anatomicky zakřivený dřív.

6. Označení směrů a rovin

Správná schopnost orientace na lidském těle je nutná pro popis jednotlivých struktur těla, ale také pro interpretaci, analýzu a diskuzi výsledků této práce. Pro standardní popis lidského těla se používá tzv. anatomické polohy, kterou tělo zaujímá při stožení se vzpřímenou hlavou, volně spuštěnými končetinami a dlaněmi obrácenými směrem vpřed (viz obr. 6.1). Při popisu stavby lidského těla se vždy vychází z tohoto postavení bez ohledu na aktuální polohu končetin a orgánů.

Na lidském těle můžeme stanovit čtyři základní roviny:

- rovina mediánní (střední) — dělí tělo na dvě souměrné poloviny
- rovina sagitální — rovnoběžná s mediánní rovinou
- rovina transverzální (příčná) — dělí tělo na horní a dolní část
- rovina frontální (čelní) — dělí tělo na část přední a zadní



Obrázek 6.1: Základní roviny lidského těla [34]

Tělem vedou tři orientační osy:

- osa svislá — prochází středem těla od temene po kostrč
- osa předozadní — od břišní stěny po zádovou stranu
- osa příčná — od pravé strany k levé straně těla

Na základě těchto rovin a os lze určit směry na trupu a končetinách. Pro trup se vzhledem ke vzdálenosti od mediánní roviny na příčné ose užívá směr mediální (lat. *medialis*) a laterální (lat. *lateralis*). Na svislé ose se označuje směr kraniální (lat. *cranialis*), který lze volně

přeložit jako „k hlavě“, a opačný směr kaudální (lat. caudalis). Útvary uloženy před frontální rovinou jsou ve směru ventrálním (lat. ventralis) a útvary uloženy za frontální rovinou jsou ve směru dorzálním (lat. dorsalis). Dále se užívá výrazů k popisu hloubky, a to sice povrchový, zevní (lat. superficialis, externus) a hluboký, vnitřní (lat. profundus, internus).

Při popisu směru u končetin lze užít buď stejného názvosloví jako u trupu, ale většinou se používá označení proximální (lat. proximalis), tzn. blíže k trupu, a blíže k prstům nebo-li distální (lat. distalis). Strany se označují pravý (lat. dexter) a levý (lat. sinister) [21].

V anatomickém názvosloví existuje i celá řada synonymních názvů jako např.:

- ventralis = anterior
- dorsalis = posterior
- cranialis = proximalis, superior
- caudalis = distalis, inferior

7. Základy anatomie kyčelního kloubu

Znalost alespoň základů anatomie kyčelního kloubu je nezbytným předpokladem nejen pro vytvoření výpočtového modelu a určení D-N stavů, ale také pro následnou analýzu výsledků.

Kloubem se obecně značí pohyblivé spojení dvou nebo více kostí, které se dotýkají styčnými plochami. Kyčelní kloub (lat. *articulatio coxae*) se klasifikuje jako kloub kulový omezený, kde téměř kulová hlavice leží v hluboké jamce. Anatomii kyčelního kloubu podstatnou z hlediska řešení problému lze rozdělit do následujících podkapitol [7]:

- Kosti kyčelního kloubu
- Svaly v okolí kyčelního kloubu

Nutno podotknout, že níže uvedené kapitoly v žádném případě nepopisují všechny prvky soustavy kyčelního kloubu. Řešitel problému musí mít také alespoň základní povědomí o vazivovém aparátu i cévním a nervovém zásobení kyčelního kloubu. Detailní popis těchto prvků lze nalézt např. v knihách [7, 14, 56].

7.1. Kosti kyčelního kloubu

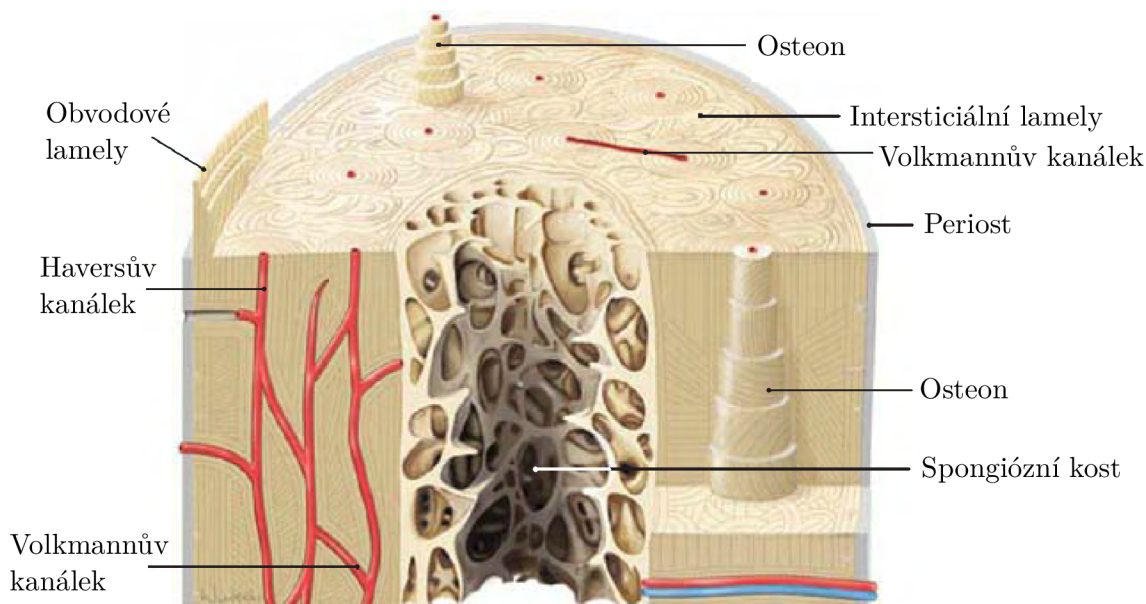
Kost (lat. *os*) je základní stavební prvek kostry, která se pasivně podílí na každém pohybu. Skelet lidského těla plní i další funkce jako je opora pro svaly, ochrana důležitých orgánů, úložiště minerálů, krvetvorba nebo zdroj energie akumulované v kostní dřeni [21]. Následující sekce obsahují popis stavby a složení kosti na mikroúrovni a také detailní popis artikulujících kostí kyčelního kloubu (kost stehenní a pánevní) na makroúrovni.

7.1.1. Mikrostruktura kosti

Kostní tkáň, která je hlavní složkou kosti, se dělí na dva typy kostí – lamelární (vrstevnatá) a fibrilární (vláknitá). Fibrilární kost vzniká v místech zhojení zlomenin a u dospělého člověka se vytváří pouze na některých hrbolcích, výběžcích a drsnatinách kostí v místech svalových úponů. Lamelární kost, která je základem lidské kostry, lze podle její mikrostruktury rozdělit na kostní kompaktu a kostní spongiózu [21, 14].

Kostní kompaktu (lat. *substantia compacta*) tvoří soustředně uspořádané trubicové nebo destičkové lamely, které jsou shodně orientovány. Základní stavební jednotkou kompakty je osteon (viz obr. 7.1), jehož středem probíhá centrální (Haversův) kanálek a na něj soustředně přiléhají trubicové lamely. Jednotlivé lamely se skládají z osteocytů (popř. osteoblastů) a ze svazků kolagenních vláken zalitých do mezibuněčné hmoty. Tyto svazky kolagenních vláken jsou v každé lamelle téměř rovnoběžné a jejich sklon se pro každou lamelu liší [21].

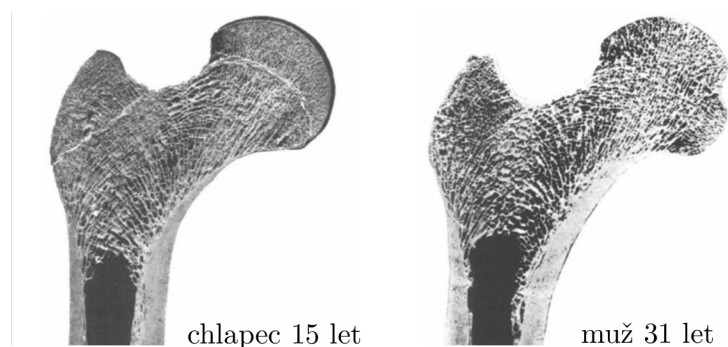
Haversův kanálek osteonu je vyplněn řídkým vazivem, různými typy pojivových buněk, krevními kapilárami a nervovými vlákny. Mezi jednotlivými centrálními kanálky se vyskytují Volkmannovy kanálky, které vzájemně propojují krevní oběh osteonů [21].



Obrázek 7.1: Skladba kosti [65]

Důsledkem výše popsané stavby dosahuje kompakta maximální pevnosti v tahu a tlaku podél osy osteonů a minimální pevnost v krutu. Primární funkcí kompakty je mechanická opora [14].

Spongiózní kost (lat. substantia spongiosa) se skládá z trámčů a plotének, které tvoří porézní prostorovou síť (viz obr. 7.2), jejíž vnitřní stavbu lze považovat za stejnou jako u osteonů kompaktní kosti. Tvar a orientace trámčů a plotének (kostní architektonika) závisí na mechanickém namáhání kosti. Lidské tělo formuje prostorovou síť tak, aby umožňovala přenos zatížení při všech polohách kloubu. Každý kloub má proto jiné uspořádání v závislosti na rozsahu a směrech kloubních pohybů. Kostní architektonika se mění v čase dle charakteru a velikosti namáhání při růstu člověka, v důsledku zlomeniny nebo změny váhy člověka [21, 7]. Tyto remodelační procesy popisuje Wolfův zákon a Frostova hypotéza (viz kapitola 7.3) [82, 25].



Obrázek 7.2: Kostní architektonika proximálního femuru [82]

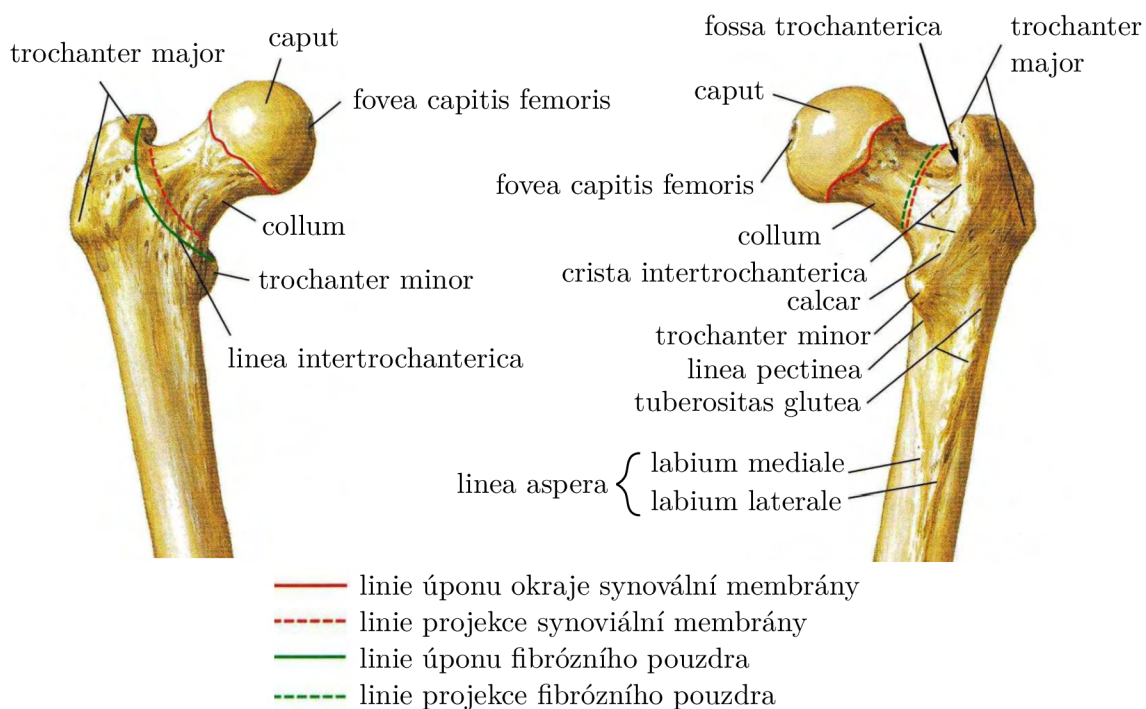
Jednotlivé póry vyplňuje červená kostní dřev, která kromě krve tvorby plní při zatížení i funkci hydraulické kapaliny. Spongiózní kost je v důsledku své poréznosti poddajnější než kost kompaktní [21, 7].

Periost (lat. periosteum) je tuhá vazivová blána na vnějším povrchu kosti. Mezi hlavní funkce periostu patří mechanická ochrana, zdroj cévního zásobení a kostitvorná aktivita při růstu kosti do šířky jakožto i při remodelačních a hojících procesech. **Endost** (lat. endosteum) značí jemnou vazivovou blánu vystýlající kostní dutinu [21].

Stykové plochy kloubů pokrývá **chrupavka** (lat. cartilago), což je tuhá a pevná pojivová tkáň. Skládá se z buněk (chondrocytů nebo chondroblastů) a mezibuněčné hmoty, která se sestává z kolagenu zabudovaného do hydratovaného gelu [14]. Rozeznávají se tři typy chrupavek a to sice chrupavka buněčná, hyalinní a elastická. Artikulující plochy kyčelního kloubu jsou pokryty chrupavkou hyalinní, kterou tvoří z drtivé většiny mezibuněčná hmota obsahující kolagenní fibrily. Jednotlivé chondrocyty jsou v mezibuněčné hmotě uloženy buď samostatně, nebo po skupinkách. Jakousi základní stavební jednotkou hyalinní chrupavky je tzv. chondron – z povrchu chrupavky přecházejí do mezibuněčné hmoty svazky vláken, které obkružují skupiny buněk. Chondron funguje jako pružný polštář ukotvený svazky vláken [14].

7.1.2. Stehenní kost

Kosti lidského těla lze dle tvaru rozdělit do tří kategorií, a to sice kosti dlouhé, krátké a ploché. Stehenní kost (lat. femur) je typickým zástupcem kostí dlouhých. Střed femuru tvoří dutý silný plášť kompakty, kterou vyplňuje žlutá kostní dřev. Pro tuto část se běžně užívá označení *diafýza*. Koncové části dlouhých kostí, které tvoří kloubní plochy pokryté chrupavkou, se značí *epifýzami* [21].



Obrázek 7.3: Proximální femur [56]

Proximální konec femuru lze rozdělit na hlavici, krček a trochanterický masiv. **Hlavici** (lat. caput femoris) pokrývá asi ze dvou třetin chrupavka, jejíž tloušťka se běžně pohybuje v rozmezí 1 až 3 mm. V mediálním směru se vyskytuje malá prohlubeň, kde se upíná capitis

femoris. Hlavice za normálních podmínek přímo navazuje na krček tak, že podélná osa krčku prochází středem hlavice. **Krček** (lat. collum femoris) spojuje hlavici s trochanterickým masivem. Nejužším místem krčku je jeho střední část. Proximálně tvoří krček konkávu, distálně téměř rovnou šikmou plochu [21, 7].

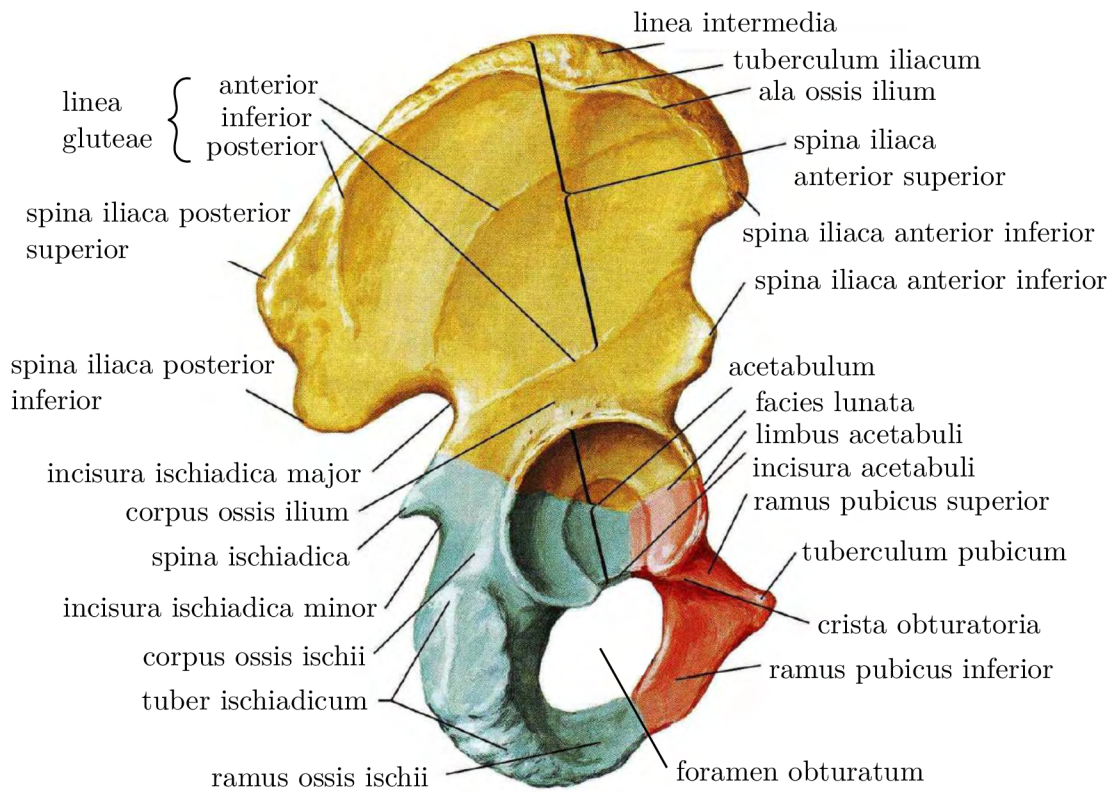
Trochanterický masiv je tvořen velkým a malým trochanterem, které dorzálně spojuje crista intertrochanterica a ventrálně linea intertrochanterica. Na mediální straně velkého trochanteru se v dorzálním směru vyskytuje výrazná prohlubenina (fossa trochanterica), kterou lemují crista intertrochanterica [21, 7]. Detailní anatomický popis proximálního konce stehenní kosti je uveden na obr. 7.3.

7.1.3. Pánevní kost

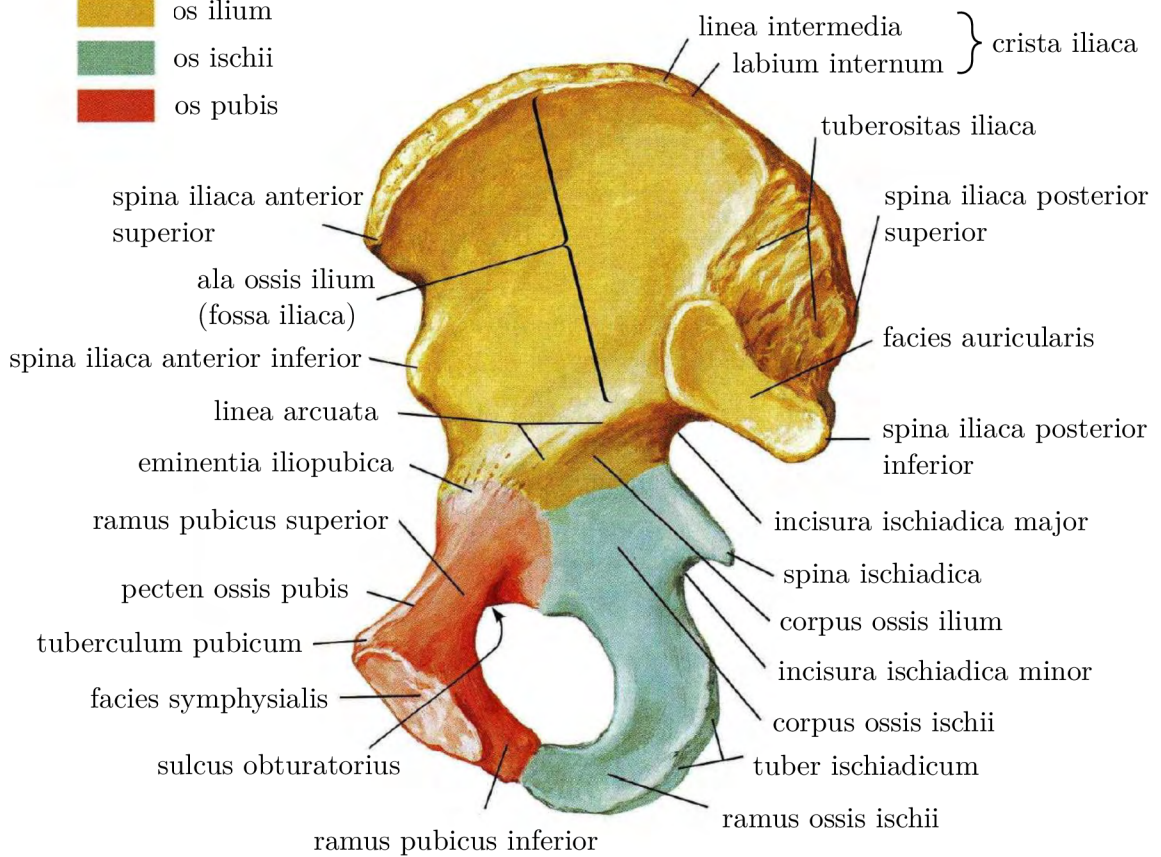
Pánevní kost (lat. os coxae), která se řadí mezi kosti ploché, se u dospělého člověka skládá ze tří vzájemně srostlých kostí – kost kyčelní, sedací a stydká (lat. os ilium, os ischii, os pubis). Jedná se o párovou kost, která je iliosakrálním kloubem dorsálně připojena ke křížové kosti (lat. os sacrum). Ventrálně jsou pánevní kosti spojeny stydkou sponou (lat. symphysis pubis). Dvě pánevní kosti spolu s křížovou kostí dohromady tvoří pánev (lat. pelvis) [21, 7].

Vnější část pánevní kosti tvoří vrstva kompakty s proměnnou tloušťkou, která je u plochých kostí převážně složena z plochých rovnoběžných lamel. Vnitřní prostor vyplňuje kost spongiózní spolu s červenou kostní dřeví. V porovnání s epifýzou stehenní kosti se u spongiózy plochých kostí vyskytují poměrně velké prostory mezi jednotlivými trámci a ploténkami. Tyto prostory jsou vyplněny krvetvornou červenou dřeví [21, 7].

Kloubní jamka (lat. acetabulum) se nachází v místě styku kyčelní, sedací a stydké kosti. Má tvar duté polokoule o průměru asi 50 mm. Okraj acetabula se zvedá v ostrou hranu s výjimkou ventrokaudálního směru. Styková plocha však nevyplňuje celý vnitřní prostor acetabula, má tvar podkovy směřující ventrokaudálně [7]. Podrobný popis pánevní kosti je uveden na obr. 7.4.



- os ilium
- os ischii
- os pubis



Obrázek 7.4: Pánevní kost [56]

7.2. Svaly v okolí kyčelního kloubu

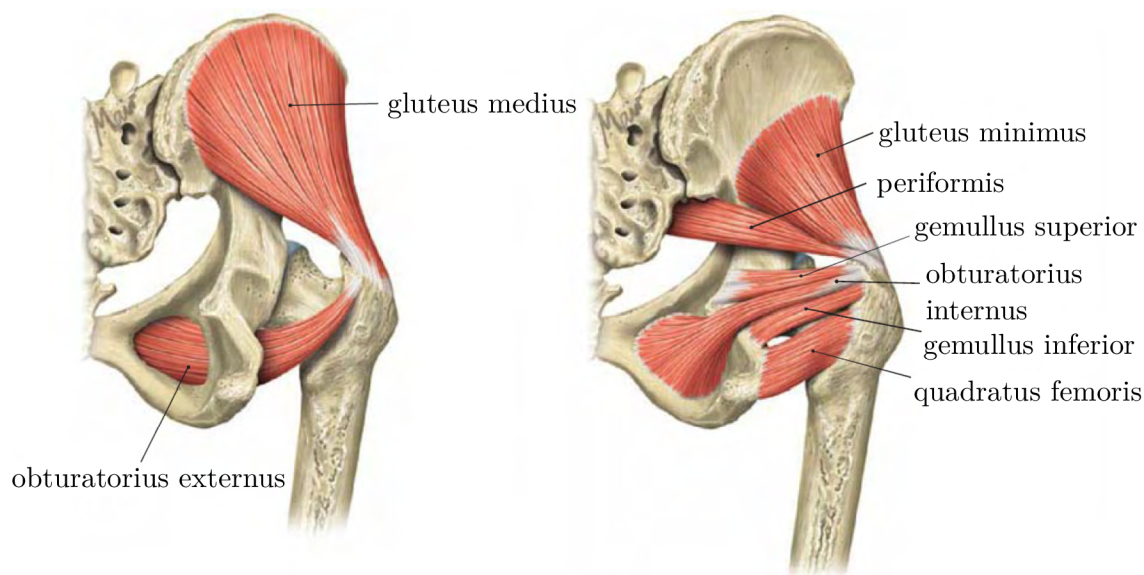
Obecnou vlastností všech svalů (lat. *musculus*) je schopnost kontrakce. Všechny kosterní svaly tvoří příčně pruhovaná svalovina, která se skládá z jednotlivých svalových vláken. Ty jsou obaleny a spojeny vazivem, které také vytváří úpony svalů ke kostem (tzv. šlachy). Základní stavební jednotkou svalových vláken je sarkomera, jejíž kontrakci způsobují bílkoviny myozin a aktin [21].

Do pohybu kyčelního kloubu se zapojuje celkem 22 svalů [7]. Při stožení na jedné dolní končetině však drtivá většina z nich nepřenáší téměř žádné zatížení [65, 21]. Proto se tato kapitola omezí na výčet a popis pouze těch kyčelních svalů, které se aktivují při stožení na jedné dolní končetině.

Střední sval hýžďový (lat. *m. gluteus medius*) začíná na zevní ploše lopaty kyčelní kosti mezi *linea glutea posterior* a *linea glutea interior*, kranálně až ke *crista iliaca*. Upíná se na přední, horní a zadní okraj velkého trochanteru. Výrazně přispívá k udržování rovnováhy při stožení, neboť má funkci zejména abdukce, vnitřní a vnější rotace kyčelního kloubu, ale také se účastí flexe a extenze kyčle [21, 7].

Malý sval hýžďový (lat. *m. gluteus minimus*) leží pod *m. gluteus medius*, který jej zcela překrývá. Začíná na zevní ploše lopatky kyčelní kosti mezi *linea glutea anterior* a *linea glutea inferior*. Tento sval se také upíná na horní a přední okraj velkého trochanteru. Jeho funkce je společná s *m. gluteus medius*, pohyb však generuje s podstatně menší silou a výrazněji přispívá k vnitřní rotaci kyčelního kloubu [21, 7].

Mezi další stabilizační svaly se řadí **pelvitrochanterické svaly**, které začínají na pánvi při *incisura ischiadica major* či *minor* a většinou se upínají do *fossa trochanterica*. Všechny tyto svaly mají funkci zevních rotátorů kyčelního kloubu. Příkladem takového svalu je *m. gemellus superior*, který začíná na horním okraji *tuber ischiadicum* a upíná se do *fossa trochanterica* [21, 7]. Všechny svaly uvedené v této kapitole lze vidět na obr. 7.5.

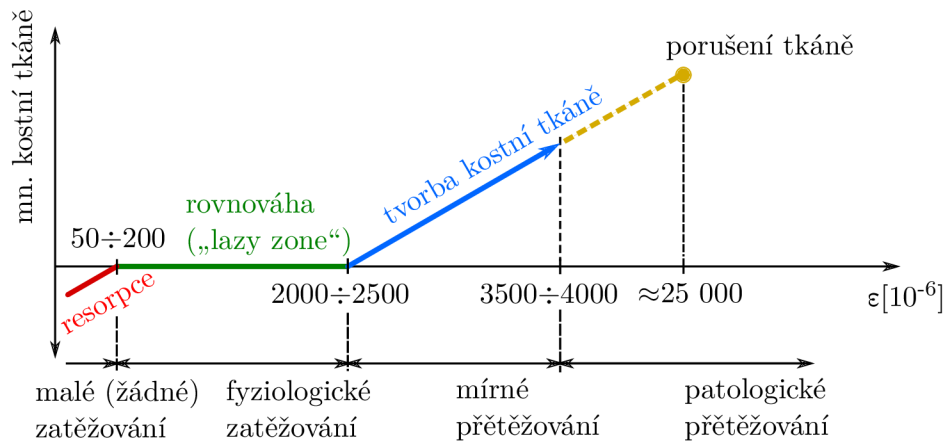


Obrázek 7.5: Kyčelní svaly, dorzální pohled [65]

7.3. Frostova hypotéza

Během lidského života neustále probíhají modelační a remodelační procesy na kostní tkáni, která se přizpůsobuje (nejen) mechanickému namáhání. Na těchto procesech se podílí několik typů buněk, především osteoblasty (tvorba), osteoklasty (resorpce) a osteocyty [21]. Modelační procesy popisuje Wolfův zákon [82], na který navazuje Frostova hypotéza mechanostatu [25]. Obecně lze říci, že málo namáhaná kostní tkáň atrofuje, naopak při přetěžování kostní tkáň přibývá. Nově vzniklá kost však ztrácí svou pružnost [51].

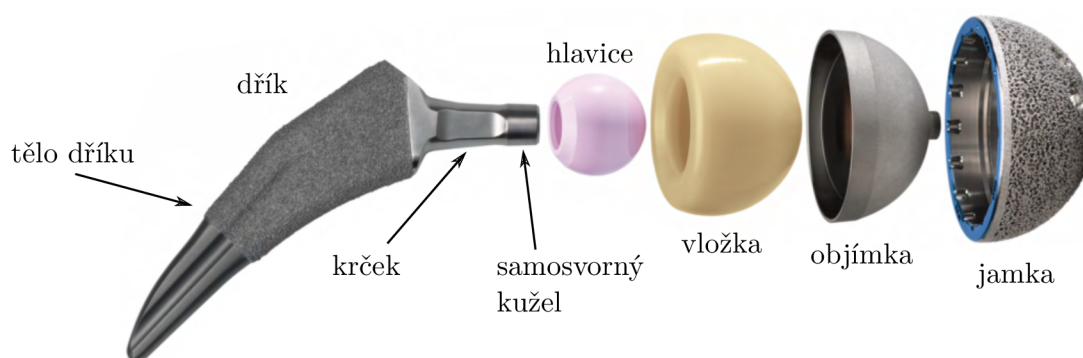
Podle Frosta závisí remodelace a modelace kostní tkáně na jejím přetvoření. Schéma na obr. 7.6 uvádí lineární závislost mezi množstvím kostní tkáně a přetvořením. Jednotlivé stádia od sebe oddělují hodnoty minimálního efektivního přetvoření, které byly převzaty z práce [52]. Tvorba nebo resorpce kostní tkáně je řízena zpětnovazební smyčkou, takže za nějaký čas se kost vlivem změny tuhosti (v důsledku změny množství kostní tkáně) dostane znovu do stádia fyziologického zatěžování, což je stádium rovnováhy mezi úbytkem a přírůstkem kostní tkáně (často se uvádí ang. název „lazy zone“) [25].



Obrázek 7.6: Schéma závislosti množství kostní tkáně na mechanickém namáhání [51, 81, 52]

8. Umělé náhrady kyčelního kloubu

Počet aloplastik kyčelního kloubu postupně narůstá se zvyšujícím se věkem populace [20]. Pojmeme aloplastika se označuje úplná či částečná rekonstrukce kloubu za použití výhradně cizího materiálu [44]. V případě kyčle se kloub nahrazuje endoprotézou povrchovou, cervi-kokapitální či totální. Totální endoprotéza nahrazuje jak krčec a hlavici stehenní kosti, tak i acetabulum pánevní kosti [20]. Tato práce se s ohledem na řešený problém omezuje jen na popis totálních endoprotéz kyčelního kloubu.



Obrázek 8.1: Moderní necementovaná totální endoprotéza kyčelního kloubu s keramickou hlavici a vložkou [1]

Totální endoprotéza kyčelního kloubu se skládá z dříku, hlavice, vložky a jamky. Někteří výrobci vkládají mezi keramickou vložku a kovovou jamku navíc i titanovou objímku (viz obr. 8.1). V současné době se nejčastěji používá kovové či keramické hlavice v kombinaci s polyethylenovou nebo keramickou vložkou [20].

8.1. Aloplastika kyčelního kloubu

Náhrada kyčelního kloubu je jedním z největších pokroků medicíny po druhé světové válce. Jedná se o spolehlivou metodu léčby degenerativních a jiných onemocnění kyčelního kloubu. Rozlišuje se mezi primární implantací, pokud pacient podstupuje zákrok poprvé, a revizní operací již zavedené endoprotézy [45].

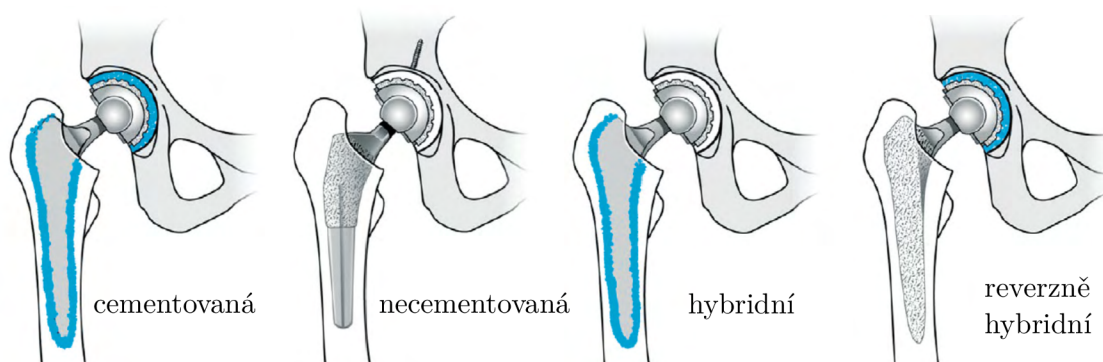
Totální náhrada kyčelního kloubu se nejčastěji implantuje při poruše kloubu způsobené osteoartrózou, osteonekrózou, zlomeninou kosti a dalšími onemocněními [75]. Operatér má na výběr z mnoha základních operačních přístupů, v posledních letech někteří lékaři propagují tzv. miniinvasivní přístupy, jejichž cílem je co nejmenší poškození měkkých tkání a tedy menší krevní ztráty i rychlejší návrat do běžného života. Tyto výhody však dosud nebyly zcela prokázány. Volba operačního přístupu závisí hlavně na zkušenostech a preferencích samotného operatéra [20].

8.2. Rozdělení totálních endoprotéz kyčelního kloubu

Endoprotézy kyčelního kloubu lze rozdělit z mnoha hledisek – podle rozsahu, způsobu fixace, stavby, délky náhrady atp. Existují dříky modulární nebo vyrobené z monobloku. U modulárních dříků má operátor široký výběr vzájemně sesaditelných komponent, jejich pevnost se však v místě spojení jednotlivých částí snižuje. Dále lze dříky TEP rozdělit na dříky určené k primoimplantaci, revizním úkonům a náhradě defektu proximálního femuru [20]. V následujících podkapitolách jsou stručně popsány dříky totálních endoprotéz kyčelního kloubu podle způsobu fixace a délky dříku.

8.2.1. Cementované a necementované dříky

Totální endoprotézy kyčelního kloubu lze podle způsobu fixace rozdělit na náhrady cementované, necementované, hybridní a reverzně hybridní – viz obr. 8.2.



Obrázek 8.2: Způsoby fixace totální endoprotézy kyčelního kloubu [58]

Cementované dříky jsou do kosti ukotveny pomocí cementu, který je tvořen polymethylmetakrylátem (PMMA). Ten funguje jako pevná mezivrstva vyplňující prostor mezi dříkem a kostí. Většina cementovaných dříků má oblý průřez a distálně se kónicky zužují. Jako materiál se nejčastěji používá korozivzdorná oceli či CoCrMo slitiny, povrch dříků bývá zpravidla leštěný [20].

Balení kostního cementu obsahuje jednak práškový polymer a tekutý monomer, po jejich smíchání dojde k polymerizační exotermické reakci. Během této reakce dochází ke změně objemu cementu vlivem objemové roztažnosti a také může vlivem vysoké teploty docházet k nekrotizaci kostní tkáně, proto se výrobci snaží o co nejnižší teplotu polymerizace. V dnešní době se také vyskytují cementy s přísadkou antibiotik, které se z něj dlouhodobě uvolňují [20].

Cement se připravuje až v okamžiku, kdy je zapotřebí v průběhu operace. Jeho příprava probíhá ve čtyřech fázích, nejprve se smíchají obě složky cementu (I.). V současnosti se doporučuje tzv. vakuové míchání, kdy nedochází ke vzniku vzduchových bublin, které snižují pevnost cementu. Poté se čeká na dosažení optimální konzistence (II.), následně se cement aplikuje do kosti a usadí se do něj dřík (III.). Ten je nehnutě držen ve správném postavení dokud cement neztuhne (IV.) [20].

Technika cementování prodělala od prvních cementovaných implantátů zásadní vývoj. Rozlišuje se mezi třemi generacemi cementování. Cement III. generace se po vakuovém smíchání

aplikuje pod tlakem do kosti a přesné usazení dříku zajišťují tzv. centralizéry. Tímto způsobem se docílí stejně tlustého cementového pláště kolem dříku [20].

Necementované dříky jsou upevněny přímo v kosti bez jakékoliv mezivrstvy. Podle časového průběhu povrchové fixace dříku ke kosti (oseointegraci) lze rozlišit tři stádia nazývaných primární, sekundární a terciální stabilita. Primární stabilita je bezprostřední dosažená pevnost ukotvení dříku po jeho implantaci a trvá asi 3 až 6 měsíců. Většinou se jí dosahuje tzv. „press-fit“ způsobem, nebo-li uložení s přesahem. Jedná se pouze o mechanické ukotvení dokud nedojde k oseointegraci. Sekundární stabilita má zásadní vliv na dlouhodobou pevnou fixaci dříku a podstatně ji ovlivňuje povrchová úprava dříku. Terciální stabilita souvisí s modelací a remodelací kostní tkáně podle Wolfova zákona [82], při které se také mění velikost a způsob namáhání endoprotézy i kosti [20].

Necementované dříky mají běžně hranatější tvar oproti cementovaným implantátům, jako materiál se nejčastěji používá slitina titanu s neležťeným povrchem a různou povrchovou úpravou jako např. tryskání, spékání či plazmatický nástřik [20, 21].

Necementované dříky lze dále dělit podle konstrukce na dříky rovné (jednoduchý klín, dvojitý klín atd.) a anatomické, které se snaží co nejlépe kopírovat tvar dřeňové dutiny [20]. Existují také dříky vyrobeny na míru pacientovi podle CT snímků, které mohou mít do budoucna s rozvojem 3D tisku kovu a umělé inteligence velký potenciál [20, 73].

Při volbě způsobu fixace bere operátor v potaz zejména kvalitu kostní tkáně, anatomii a věk pacienta, volba však také závisí na zvyklostech daného pracoviště. Obecně se cementované dříky volí pro pacienty se špatnou kvalitou kostních tkání a pro pacienty v pokročilém věku [20].



Obrázek 8.3: Rozdělení dříků TEP podle jejich délky [16]

8.2.2. Klasické a krátké dříky

Podle délky lze dříky rozdělit na klasické (dlouhé) a moderní (krátké), které lze podle místa fixace také nazvat jako metafyzární [20] – viz obr. 8.3. Mezi hlavní výhody krátkých dříků oproti těm klasickým patří zachování většího množství kostní tkáně pro eventuelní reimplantaci, menší krevní ztráty a nižší cena operačního výkonu u zkušených operátorů [49].

Problémem klasických dříků je nedostatečné namáhání proximální části femuru oproti fyziologickému stavu (tzv. *stress shielding*) [20]. Při použití některých krátkých dříků lze pozorovat namáhání kosti bližší fyziologickému stavu, i přesto však dochází ke *stress shieldingu* v proximální části [49, 11]. Stále chybí dlouhodobé výsledky implantovaných krátkých dříků, a proto jejich kvalitu a opodstatněnost použití ukáže až budoucnost [49, 20].

9. Volba metody řešení problému

Pro řešení problémů se dle systémového přístupu volí taková metoda řešení, která respektuje vytvořený systém podstatných veličin [39]. Z analýzy systému podstatných veličin (viz kap. 4) je zřejmé, že se jedná o problém přímý příčinný, protože vstupem do algoritmu řešení jsou veličiny S1 až S5 a výstupem veličiny S6 až S8 [39]. Pro řešení D-N stavů dřívků se s ohledem na systém podstatných veličin a komplexitu problému nabízí modelování výpočtové nebo experimentální. Experimentální modelování však nepopíše D-N stavy v celém rozsahu zkoumaného objektu, vyžaduje speciální vybavení, které řešitel nemá k dispozici, a přesahuje rámec diplomové práce. Jako vhodné se jeví výpočtové modelování, a to zejména s využitím metody konečných prvků. Mezi nejrozšířenější komerčně dostupné programy patří ANSYS, ABAQUS a NASTRAN. V této práci bylo k řešení zvoleno programu ANSYS® Academic Research Mechanical, 2019 R3 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA), který je pro studenty dostupný na ÚMTMB. Tento program umožňuje zahrnout všechny veličiny ze systému podstatných veličin do procesu řešení.

10. Výpočtový model

Řešení problému je provedeno pomocí výpočtového modelování, který je vytvořen na 3D úrovni. V následující kapitole je popsán postup tvorby výpočtových modelů pro různé dílky TEP. Výpočtový model se skládá z diskretizace geometrie a dílčích modelů geometrie, materiálu, vazeb a zatížení.

10.1. Model geometrie

Kyčelní kloub se skládá ze stehenní kosti, mezikloubní chrupavky a pánevní kosti. Operatér při totální aloplastice kyčelního kloubu odstraní část artikulujících kostí, do kterých vloží TEP. Obdobným způsobem je vytvořen model geometrie.

10.1.1. Model geometrie kostí kyčelního kloubu

K vytvoření modelu geometrie artikulujících kostí bylo použito CT dat ženy ve věku 59 let, která jsou volně přístupna na stránkách Visible Human Project [71].

Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (ang. „Computed Tomography“ – CT) funguje na principu rozdílné absorpce rentgenového záření pro materiály s různou hustotou – čím hustší materiál, tím více záření absorbuje. Záření se usměrní do úzkého svazku kuželových paprsků, které prochází snímaným objektem pod různými úhly při současné rotaci zdroje záření okolo tohoto objektu (viz obr. 10.1). Snímač umístěný na opačné straně zdroje záření vyhodnotí intenzitu paprsků [51]. Jakmile se zdroj záření otočí okolo objektu o 360°, lze pomocí matematického aparátu zrekonstruovat diskrétní 2D obraz transverzálního řezu určité tloušťky. Rozlišení obrazu je určeno intenzitou rentgenového záření. Každý voxel¹ je reprezentován tzv. absorpčním koeficientem μ [cm⁻¹], který udává míru útlumu svazku rentgenového záření v „bodě“. Referenční hodnoty jsou pro vodu ($\mu_{voda} = 1000$) a vzduch ($\mu_{vzduch} = 0$) [32].

V praxi se užívá CT čísel nebo-li Hounsfieldových jednotek HU² [-], které jsou určeny transformačním vztahem (10.1) [32]. Ty se pohybují v rozmezí -1024 až +3071 od nejmenší po největší absorpci – celkem tedy 4096 hodnot [42].

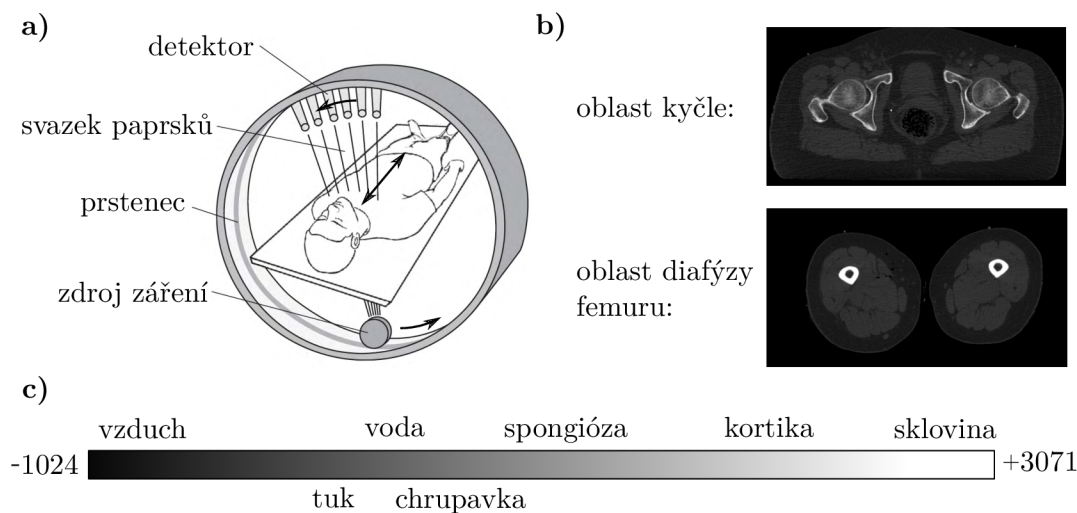
$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{voda}}{\mu_{voda} - \mu_{vzduch}} \quad (10.1)$$

Výstupem výpočetní tomografie je série (popř. jeden) rastrových obrázků ve stupních šedi (0 až 4095) [42], které navíc obsahují tzv. metadata s informacemi o pacientovi, pracovišti atd. Tato data jsou důležitá pro tvorbu modelu geometrie popř. kvantitativní analýzu obrazu pro model materiálu. V dnešní době se užívá mezinárodního formátu DICOM³ [51].

¹z ang. „volume pixels“

²z ang. Hounsfield units

³z ang. „Digital Imaging and Communications in Medicine“



Obrázek 10.1: a) schéma CT skeneru [80], b) CT snímky [71], c) HU stupnice [42]

Tvorba modelu geometrie kostních tkání

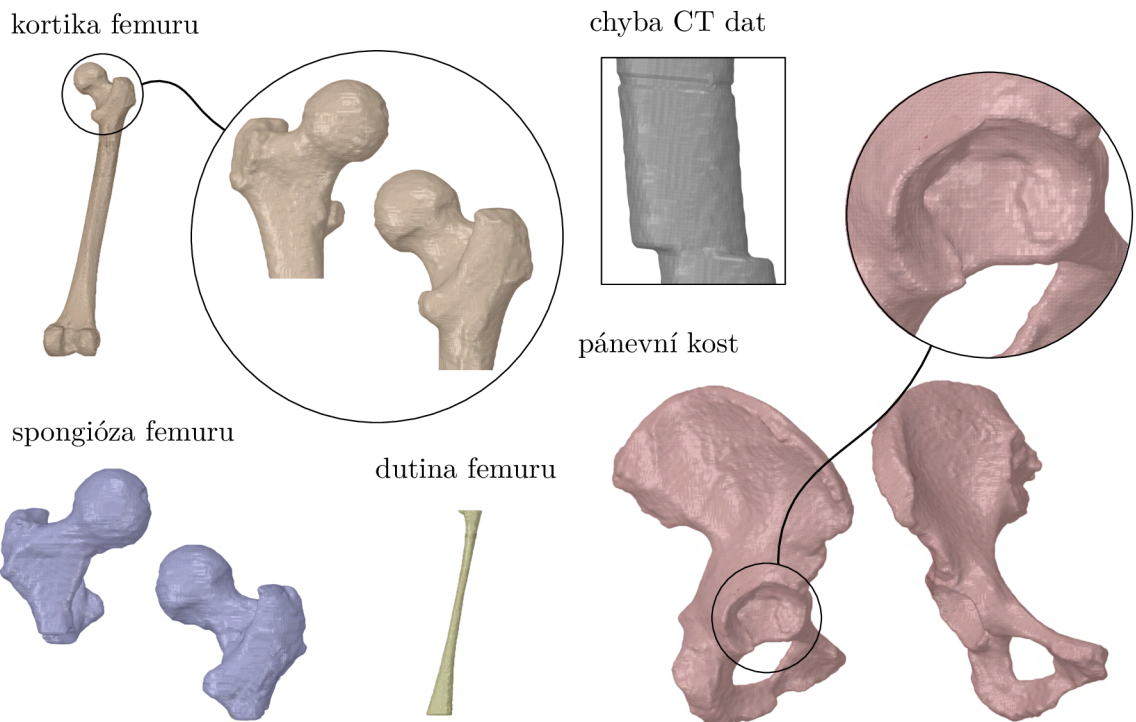
Postup rekonstrukce trojrozměrného modelu lze rozdělit do tří dílčích kroků, a to sice tvorba povrchového modelu polygonální sítě, jeho převod na plošný model a nakonec vytvoření objemů z uzavřených ploch.

Povrchový model polygonální sítě (obr. 10.2) byl vytvořen ze 563 CT snímků o rozlišení 512×512 voxelů, kde hrana jednoho voxelu má délku 1 mm. Bylo využito aplikace STL Model Creator (viz [50]), která byla napsána v programu Matlab 2012, Math Works, Natick MA, USA. Segmentací obrazu se CT snímky rozdělí na podoblasti, které leží nad nebo pod prahovou hodnotou CT čísel. Uživatel má na výběr z manuální, hybridní nebo automatické segmentace. Automatické segmentace se využilo v oblasti diafýzy femuru, kde kost tvoří především tlustá vrstva kortiky o vysoké intenzitě – viz obr. 10.1. Epifýza stehenní kosti a celá pánevní kost se segmentovala hybridně pro lepší kontrolu nad výsledným tvarem, protože hranice mezi kostí a okolními tkáněmi není tak zřetelná. Jednotlivé modely stehenní kosti (kompakta, spongióza a dřevná dutina) a model pánevní kosti se exportují do formátu STL⁴. Při exportu je ponecháno výchozí nastavení programu pro vyhlazení modelů. Při vizuální analýze povrchového modelu byly zjištěny dvě chyby vstupních dat, a to sice chybějící snímek a skokový posuv snímků – viz obr. 10.2. Chybějící prostor mezi snímky byl doplněn pomocí funkce *patch* ve volně dostupném programu GOM Inspect 2018 (ZEISS Group, Oberkochen, Germany). Distální část femuru byla posunuta tak, aby plynule navazovala na proximální část v softwaru Magics 24 (Materialise, Leuven, Belgium).

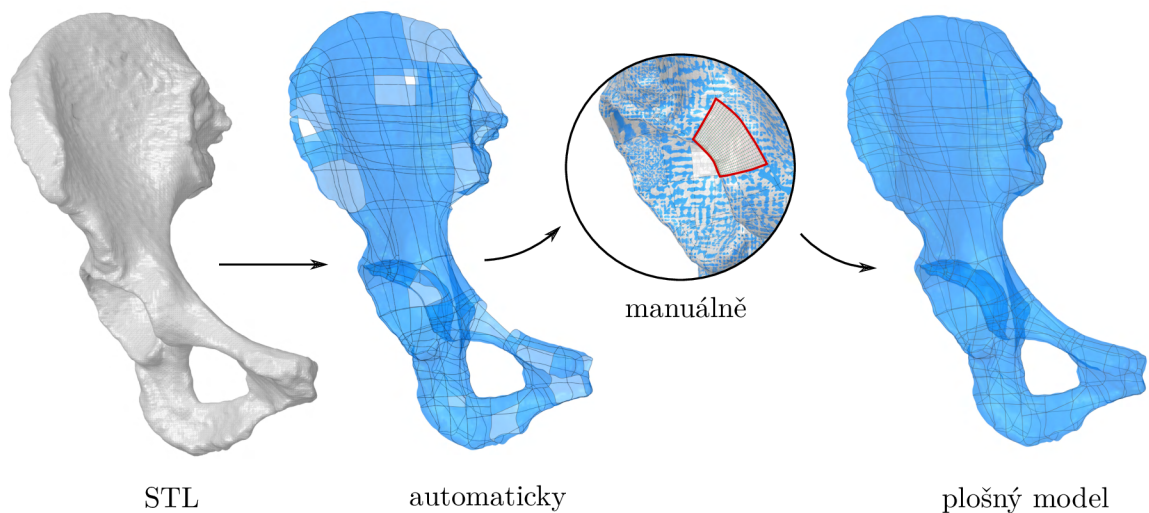
Poté byl povrchový model importován do prostředí Spaceclaim 2019 R3⁵. Byly opraveny chyby polygonální sítě v modulu *cleanup* (např. chybné napojení polygonů, ostré vrcholy a hrany). Následně byl vytvořen **plošný model** pomocí modulu *reverse engineering*. Ten nabízí možnost manuální i automatické tvorby ploch na polygonální síti. Vzhledem ke složitosti polygonální sítě se automaticky vytvořila pouze část plošného modelu, zbylé plochy bylo nutné vytvořit manuálně – viz obr. 10.3.

⁴z ang. „stereolithography“

⁵součástí ANSYS[®] Academic Research Mechanical, 2019 R3 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA)

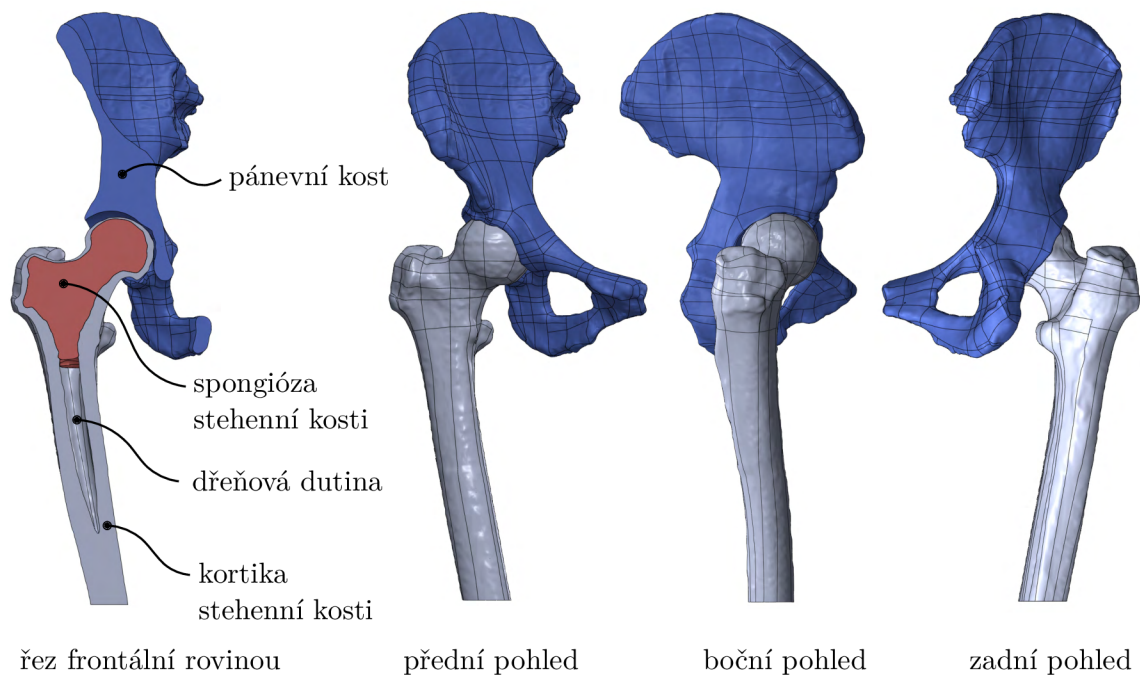


Obrázek 10.2: Povrchový model geometrie kostí



Obrázek 10.3: Postup tvorby plošného modelu pánevní kosti

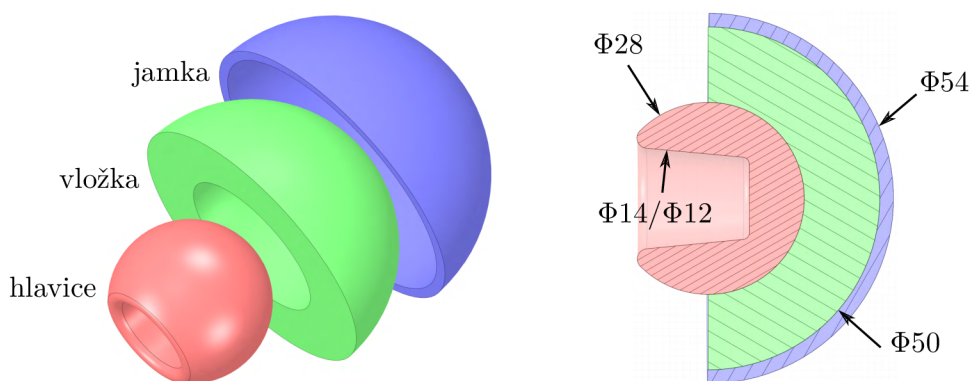
Pro tvorbu **objemového modelu** bylo využito programu SolidWorks® 2012 (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France). Nahraný plošný model byl zkontrolován a opraven pomocí funkce *import diagnostics*, která plošný model automaticky převedla na model objemový. Při tvorbě všech modelů (povrchový, plošný i objemový) se zachoval původní souřadný systém, proto modely vložené do sestavy odpovídají fyziologickému uspořádání. Od modelu kortiky femuru se pomocí booleovských operací odečetly modely dutiny a spongiózy femuru, distální část kortikální kosti femuru byla za účelem snížení počtu prvků při diskretizaci odříznuta. Objemový model kostí kyčelního kloubu je zobrazen na obr. 10.4.



Obrázek 10.4: Objemový model geometrie kostí

10.1.2. Model geometrie totální endoprotézy

Modely geometrie jednotlivých komponent TEP byly modelovány v prostředí Spaceclaim 2019 R3. Velikost modelu geometrie **hlavice, vložky a jamky** (viz obr. 10.5) byla zvolena dle standardních rozměrů z katalogů různých výrobců TEP s ohledem na rozměry acetabula, hlavice femuru a dřívku TEP. Délka samosvorného kuželu hlavice se liší pro různé výrobce dřívků, proto jsou vytvořeny dvě varianty hlavice tak, aby byly s těmito dřívky kompatibilní.



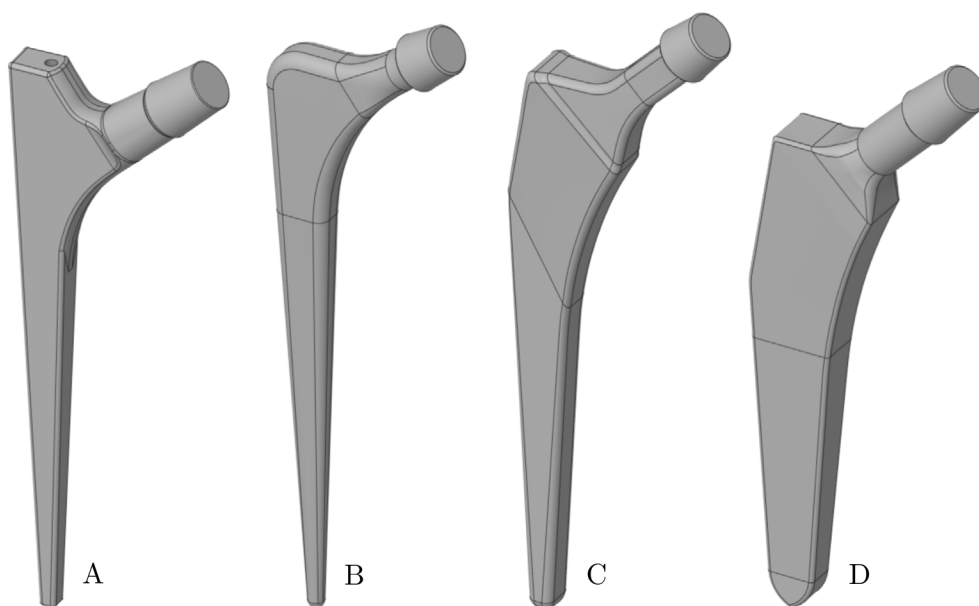
Obrázek 10.5: Model geometrie hlavice, vložky a jamky TEP

Celkem byly vytvořeny čtyři geometricky odlišné modely geometrie **dřívků** (viz obr. 10.6), jejichž základní informace jsou uvedeny v tab. 10.1. Základní rozměry dřívků byly získány z volně dostupných katalogů od výrobců [68, 19, 10], u varianty dřívku A byl použit model geometrie dle práce [22]. Velikost dřívků byla z katalogů zvolena s ohledem na rozměry proximálního femuru. Obecný postup byl pro modelování všech dřívků stejný. Nejprve se načrtlo několik příčných průřezů těla dřívku, které se spojily hraničními křivkami kopírující tvar

těla. Poté se rotací vytvořila styčná plocha dřívku s jamkou (samosvorný kužel). Následným spojením profilů podél hraničních křivek vznikl výsledný model geometrie dřívku.

Tabulka 10.1: Základní informace dřívků TEP

varianta	způsob fixace	kolodiafyzární úhel	místo fixace	reference
A	cementovaný	135°	-	[22]
B	cementovaný	125°	-	[68]
C	necementovaný	135°	po celé délce těla	[19]
D	necementovaný	135°	proximálně	[10]



Obrázek 10.6: Model geometrie dřívků TEP

10.1.3. Model geometrie sestavy kost-TEP

V posledním kroku se vloží modely geometrie TEP do modelu geometrie kostí. Pro každý model geometrie dřívku je vytvořena jedna sestava kost-TEP (celkem tedy čtyři modely geometrie sestav). Jelikož se jamka s vložkou pro různé dřívky nemění, lze použít stejný model geometrie pánevní kosti včetně jamky a vložky pro všechny sestavy.

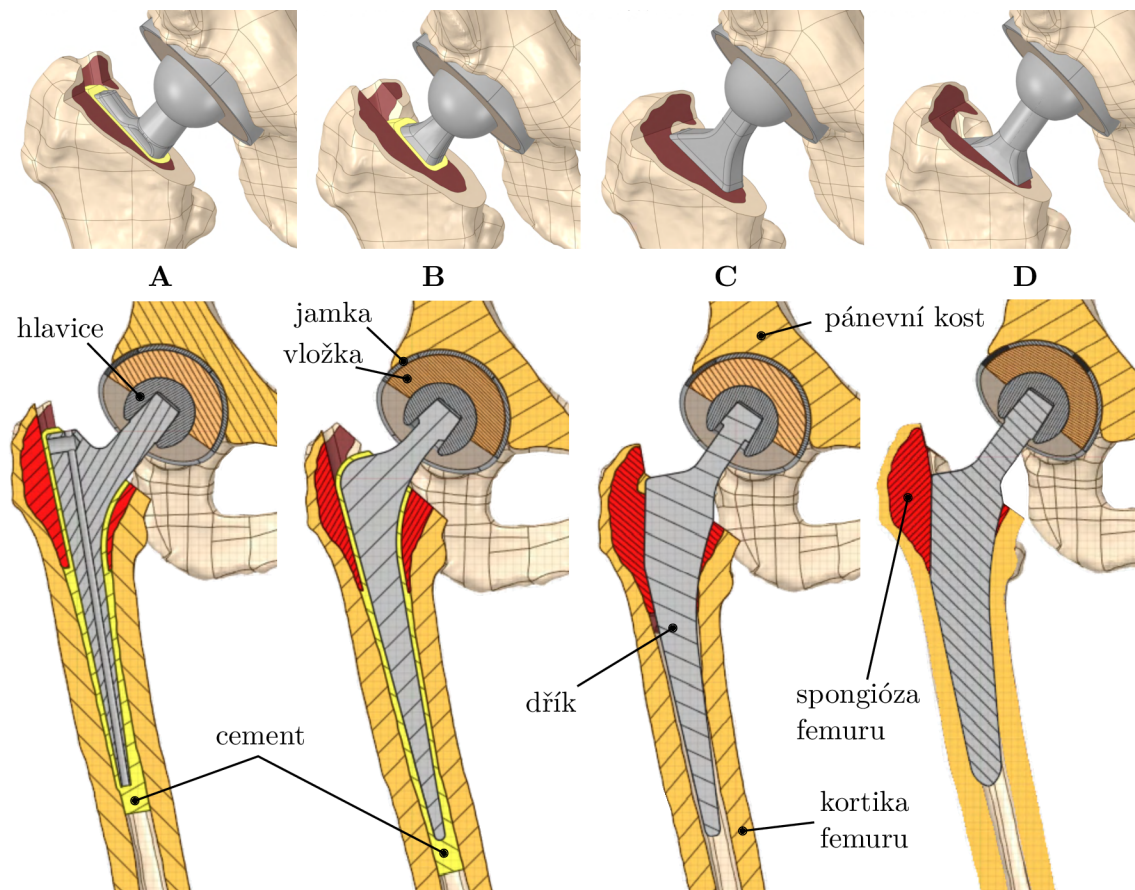
Modely geometrie jednotlivých dřívků TEP byly umístěny do modelu geometrie femuru podle operačních pokynů uvedených v katalozích dřívků [68, 19, 10] a také podle operační techniky uvedené v [20]. Model geometrie jamky TEP byl umístěn do modelu geometrie pánevní kosti dle obecné operační techniky uvedené v knize [20].

U cementovaných dřívků se jejich vnější plochy odsadily o 2 mm a z nich byl vytvořen objemový model, který odpovídá vrstvě cementu. Tento objem se sečetl s objemem dutiny femuru, ořízl se 10 mm pod koncem dřívku a byl od něj odečten objem dřívku.

Rovina řezu femuru byla zvolena tak, aby odpovídala operačnímu návodu daného dřívku (viz [68, 19, 10]) s ohledem na pozici modelu geometrie dřívku vůči modelu geometrie femuru.

Resekce byla provedena buď jednou rovinou, nebo dvěma rovinami (viz obr. 10.7). Krček a hlavice femuru (popř. i cement) se těmito rovinami odřízly.

Jakmile jsou všechny modely geometrie komponent TEP umístěny v modelech geometrie kostí, odečte se od modelu geometrie kostí průnik modelů geometrie TEP (popř. cementu) s kostí. Výsledné modely geometrie sestav kost-TEP lze vidět na obr. 10.7.



Obrázek 10.7: Modely geometrie soustav TEP-kost

10.2. Model materiálu

Model materiálu, který je dílčím modelem výpočtového modelu, lze rozdělit na model materiálu TEP komponent a model materiálu kostních tkání. Volba modelu a materiálových charakteristik biologických tkání je poměrně složitá v porovnání s běžnými technickými materiály. Důvodů je celá řada jako např. složitá vnitřní struktura, nemožnost provádět in vivo experimenty, změna materiálových vlastností při vyjmutí kosti z těla atd. [2, 53, 17].

10.2.1. Model materiálu kostních tkání

V literatuře existuje několik používaných modelů materiálu kostní tkáně, ty se také mohou lišit pro různé kosti. Při obdobných analýzách se běžně užívá model materiálu popsany dvěma materiálovými charakteristikami (tzv. Hookovský materiál), tj. Youngův modul E

a Poissonova konstanta μ , které lze stanovit z ex vivo mechanických zkoušek. Tento model byl použit např. v pracích [33, 5] a je pro tuto srovnávací analýzu vhodný.

Vzhledem ke stavbě kortikální kostní tkáně se také užívá transversální ortotropní lineárně elastický model materiálu, kde materiálové směry odpovídají směru osteonů a lamel kompakty.

Další úrovní je model homogenní izotropní lineárně pružný, který je určen pomocí HU (použit např. v pracích [41, 54, 12]). Přepočtové vztahy se v publikacích výrazně liší, jejich předpis je však totožný:

$$\rho = a \cdot HU + b \quad (10.2)$$

$$E = c \cdot \rho^d + e \quad (10.3)$$

Kde a, b, c, d, e představují konstanty, ρ hustotu kostní tkáně a E modul pružnosti.

Tabulka 10.2: Model materiálu kostních tkání

kost	kostní tkáň	nezávislé materiálové charakteristiky			reference
		E [GPa]	G [GPa]	μ [-]	
pánevní	-	$E = 4,59$	-	$\mu = 0,3$	[13]
stehenní	kompakta	$E_x = 7,0$	$G_{yz} = 3,5$	$\mu_{yz} = 0,3$	[67]
		$E_y = 7,0$	$G_{xz} = 3,5$	$\mu_{xz} = 0,3$	
		$E_z = 11,0$	$G_{xy} = 2,6$	$\mu_{xy} = 0,3$	
stehenní	spongióza	$E = 1,06$	-	$\mu = 0,3$	[60]



Obrázek 10.8: Souřadný systém modelu materiálu kompakty femuru

Pánevní kost

Pánevní kost není předmětem této srovnávací studie, její model geometrie nerozlišuje kortikální a spongiózní kostní tkáň. Byl zvolen Hookovský model materiálu podle publikace [13] (viz tab. 10.2). Tyto materiálové charakteristiky zohledňují jak spongiózu, tak i kortiku pánevní kosti.

Kompakta stehenní kosti

Model materiálu kortikální kosti femuru byl převzat z publikace autora Stolk et al. [67]. Jedná se o model materiálu příčně ortotropní homogenní lineárně elastický. Jednotlivé materiálové charakteristiky byly vyneseny do tab. 10.2, kde osa z odpovídá ose diafýzy femuru a rovina xy je na ni kolmá - viz obr. 10.8.

Spongióza stehenní kosti

Pro spongiózní kostní tkáň femuru byl zvolen model materiálu homogenní izotropní lineárně pružný. Modul pružnosti E byl určen na základě přepočtového vztahu (10.6) z publikace autora J. Y. Rho et al. [60].

Tabulka 10.3: Hounsfieldovy jednotky spongiózy femuru pro různá měření

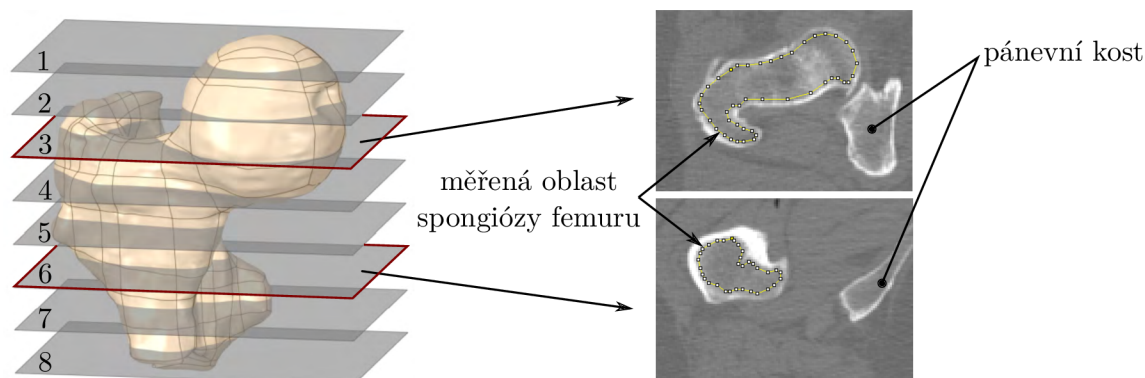
č. měření	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.
HU_i [-]	252,0	153,3	193,4	176,5	173,9	123,2	172,4	153,6

Z CT snímků byly stanoveny HU užitím volně dostupného programu ImageJ [63]. Bylo provedeno celkem 8 měření pro různé oblasti spongiózní kosti femuru pomocí polygonu (viz obr. 10.9), střední hodnota HU těchto oblastí byla zapsána do tab. 10.3. Poté se průměrná hodnota HU dosadila do přepočtových vztahů a vypočítal se modul pružnosti (rovnice (10.5) a (10.6)). Vypočítané materiálové charakteristiky spongiózy femuru jsou zapsány v tab. 10.2.

$$HU = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 HU_i = 174,8 \quad (10.4)$$

$$(\rho)^6 = 1,067HU + 131 \doteq 321,8 \text{ kg/m}^3 \quad (10.5)$$

$$E = 0,58\rho^{1,30} \doteq 1,06 \text{ GPa} \quad (10.6)$$



Obrázek 10.9: Ukázka měření HU spongiózní kosti femuru z CT snímků v programu ImageJ

10.2.2. Model materiálu komponent TEP

Jakákoliv plastická deformace je u TEP nežádoucí, proto by se napětí ve všech komponentách mělo pohybovat pouze v elastické oblasti [76]. Je zvolen model materiálu homogenní izotropní lineárně pružný pro všechny prvky TEP. Základní mechanické vlastnosti jednotlivých komponent jsou vypsány v tab. 10.4.

⁶podle CT skeneru Phillips Tomoscan AV (120 kVp, 150 mAs), který byl použit autory v publikaci [60]

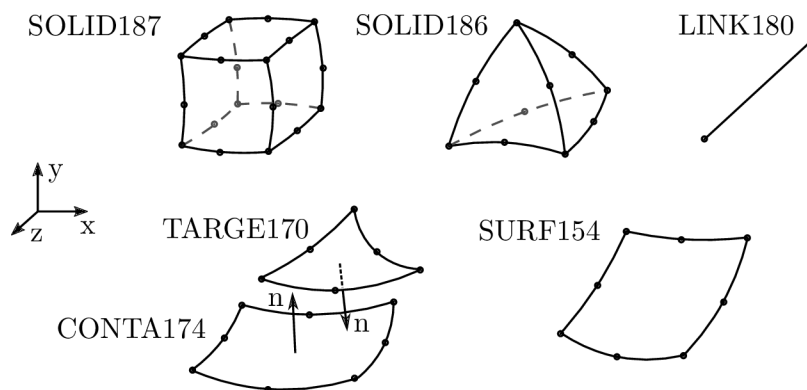
Tabulka 10.4: Model materiálu komponent TEP

prvek	materiál	E [MPa]	μ [-]	R_e [MPa]	R_m [MPa]	reference
jamka	Ti-6Al-4V	110 000	0,30	828	895	[28]
vložka	UHMWPE	650	0,46	25	45	[48]
hlavice	316L	193 000	0,30	170	485	[66]
cement	PMMA	2 750	0,35	40	-	[77, 9]
dřík A	FeCrNi	210 000	0,30	430	740	[37]
dřík B	Orthinox	195 000	0,30	700	1000	[76]
dřík C	Ti-6Al-4V	110 000	0,30	828	895	[28]
dřík D	Ti-6Al-4V	110 000	0,30	828	895	[28]

10.3. Diskretizace geometrie

Jedním z předpokladů výpočtového modelování pomocí metody konečných prvků je diskretizace oblasti, na které se problém řeší, na konečný počet podoblastí (prvků) [57]. Počet a typ prvků podstatně ovlivňuje výpočtový čas a konvergenci řešení. Čím více prvků, tím delší výpočtový čas. Pro všechny řešené varianty byla provedena kontrola vlivu lokální velikosti prvku konečnoprvkové sítě na velikost max. napětí v místě jeho výskytu. Pokud je změna max. ekvivalentního napětí menší jak 5 % při poloviční velikosti prvku, lze považovat chybu diskretizace za přijatelnou. Diskretizační chyba vzniká řešením spojitého problému numerickým výpočtem, který poskytuje výsledky spojitě pouze po částech [57].

Jelikož lze předpokládat největší hodnoty napětí a přetvoření na povrchu těles (nikoliv v objemu), byla předepsána výchozí velikost prvku na 8 mm s faktorem růstu 1,4. Na povrchu jednotlivých těles byla zvolena velikost prvků tak, aby konečnoprvková síť dostatečně aproximovala model geometrie a doba výpočtu byla co nejkratší při uspokojivých výsledcích (tzn. lokální maxima napětí a přetvoření se nevyskytují v místě hrubých geometrických diskontinuit). Pro cementový toulec a kortiku femuru byl zaručen výskyt alespoň dvou prvků po tloušťce. V oblastech nepodstatných pro D-N stavy dříku a stehenní kosti lze použít poměrně hrubou konečnoprvkovou síť (např. pánevní kost).



Obrázek 10.10: Použité prvky při diskretizaci geometrie [3]

Při diskretizaci geometrie bylo použito následujících 3D prvků, které jsou implementovány v programu ANSYS Mechanical [3]:

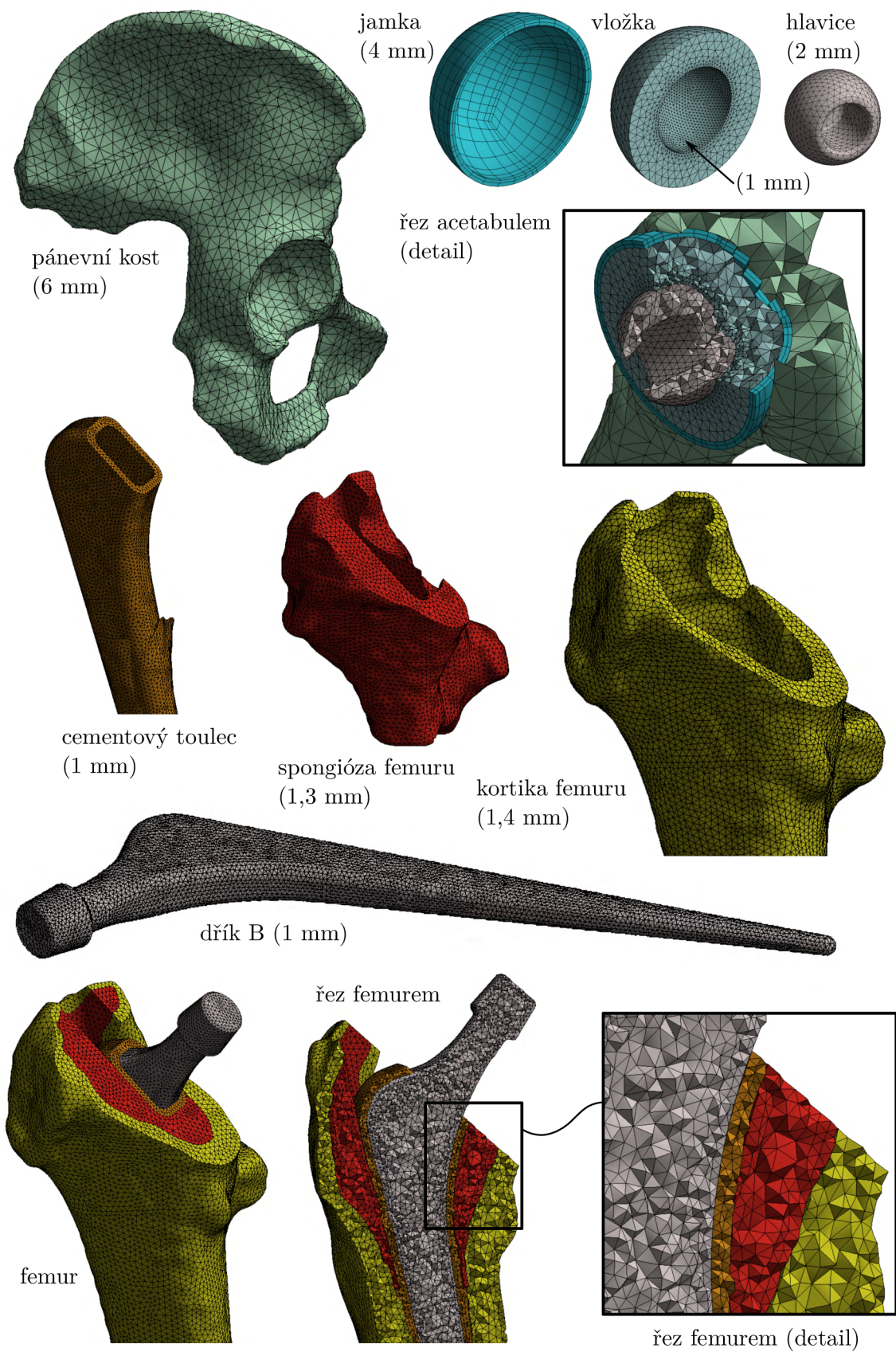
- SOLID186 – objemový kvadratický prvek s 20 uzly, který se v základní formě tvoří kvádr. Dalšími degenerovanými formami tohoto prvku jsou čtyřstěn, pyramida nebo klín (10, 13 a 15 uzlů).
- SOLID187 – objemový kvadratický prvek s 10 uzly ve tvaru čtyřstěnu. Je vhodný zejména pro tvorbu konečnoprvkové sítě složité geometrie.
- CONTA174, TARGE170 – povrchové kvadratické prvky, které společně svazují povrch dvou těles k sobě. Jsou vytvořeny na povrchu stykových ploch těles, v případě 3D těles se vyskytují ve formě čtyřúhelníku nebo trojúhelníku.
- SURF154 – povrchový prvek, který se používá pro aplikaci zatížení. Může se vyskytovat jak v lineární, tak i kvadratické formě čtyřúhelníku popř. trojúhelníku.
- LINK180 – prutový lineární 3D prvek, který přenáší pouze tah a tlak. Lze mu předepsat funkci pouze v tahu nebo pouze v tlaku.

Všechny výše uvedené prvky jsou schématicky zobrazeny na obr. 10.10.

Pro každou řešenou variantu byla vytvořena jedna konečnoprvková síť, celkem tedy čtyři. Globální velikost prvků jednotlivých těles soustavy se napříč těmito variantami sítě nemění. Konečnoprvková síť pro jednu variantu cementovaného dřívku je spolu s předepsanou velikostí prvků na povrchu těles zobrazen na obr. 10.11. Počet prvků pro každou řešenou variantu vyneseno v tab. 10.5, kde „k“ značí tisíce.

Tabulka 10.5: Celkový počet prvků konečnoprvkové sítě pro jednotlivé řešené varianty

varianta	A	B	C	D
počet prvků	618k	610k	560k	536k



Obrázek 10.11: Diskretizace geometrie varianty s dříkem B

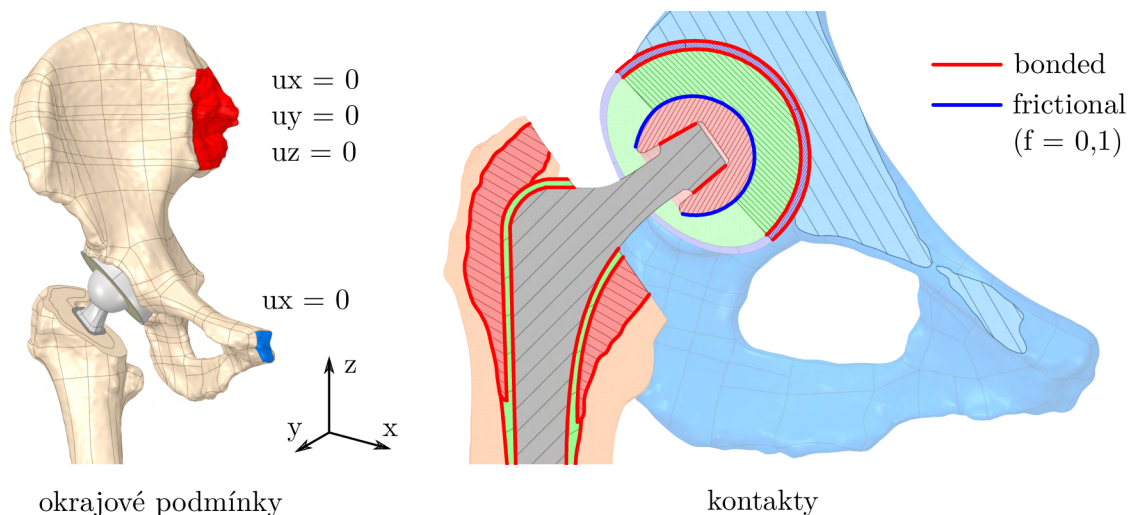
10.4. Model vazeb a interakce s okolím

Prostorovou statickou úlohu obecně popisuje celkem 15 neznámých funkcí posuvů, přetvoření a napětí. Ty jsou vzájemně vázány systémem obecných rovnic, které musí být uvnitř řešené oblasti splněny. Jedná se o rovnice rovnováhy, geometrické rovnice a konstitutivní vztahy. Tyto obecné rovnice musí být navíc doplněny okrajovými podmínkami, které soustavu jednoznačně vymezují v prostoru [57].

Okrajové podmínky aplikované na model geometrie jsou uvedeny na obr. 10.12. Totožných okrajových podmínek bylo použito např. v práci [59].

V místě kontaktu mezi hlavicí a vložkou dochází k relativnímu pohybu, v tomto místě je předepsán třecí kontakt (ang. „frictional“) s koeficientem tření 0,1 mezi kovovou hlavicí a polyetylenovou vložkou [6].

Model vazeb předpokládá, že již došlo k úplné oseointegraci mezi kostí a dřívkem (popř. cementem). Uložení jamky a vložky se považuje za uložení s přesahem. Spojení dřívku a hlavice se realizuje samosvorným kuželem. Kortikální a spongiózní kostní tkáň je fyziologicky pevně spojena. Spojení mezi cementem a dřívkem se považuje za dokonale slepené. Všechny výše zmíněné kontaktní páry se modelují jako spojení bez relativního pohybu a byl pro ně nastaven kontakt typu pevného spojení (ang. „bonded“).

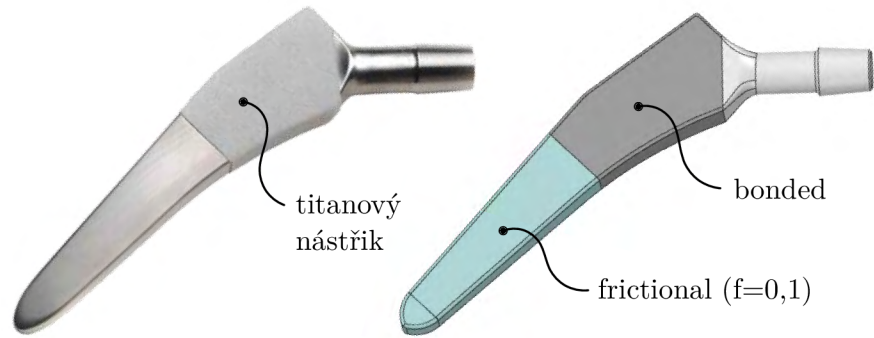


Obrázek 10.12: Předepsané okrajové podmínky

U necementovaného dřívku D však v distální části, kde je povrch leštěný, nedochází k oseointegraci. Pro tuto plochu byl předepsán třecí kontakt s koeficientem tření 0,1 (viz obr. 10.13). Jednotlivé kontaktní páry a jejich definici pro ostatní dřívky lze nalézt na obr. 10.12.

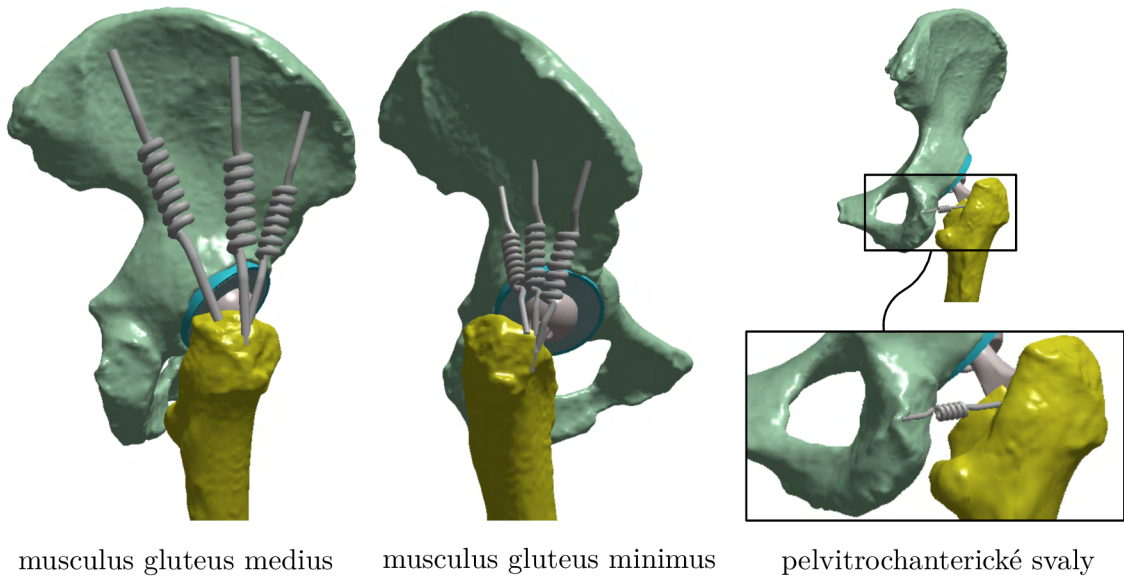
Model kyčelních svalů byl vytvořen pomocí pružin. Byly zahrnuty pouze ty kyčelní svaly, které jsou podstatné z hlediska řešení problému a jsou aktivní při stoji na jedné noze [45] (viz kap. 7.2) – musculus gluteus medius, m. gluteus minimus a pelvitrochanterické svaly. V případě hýždových svalů bylo použito tří pružin na sval pro lepší vystižení a rozložení zatížení. Model svalů je pro všechny varianty dřívků stejný, pro variantu dřívku B jej lze vidět na obr. 10.14.

Předpokládá se, že všechny svaly jsou v izometrické kontrakci, tzn. napětí se zvyšuje bez podstatné změny délky [24]. Svaly fungují pouze v režimu tahu, v tlaku není jejich tuhost



Obrázek 10.13: Kontakty předepsané pro dřík D

podstatná (to odpovídá lanu). Proto byla pružinám předepsána vysoká tuhost o velikosti 10^6 N/mm a podmínka aktivace pouze v režimu tahu. Pro tuto podmínku ANSYS ve výpočtu automaticky použije prutový prvek LINK180 (v režimu „pouze tah“).



musculus gluteus medius

musculus gluteus minimus

pelvitrochanterické svaly

Obrázek 10.14: Model svalů

10.5. Model zatížení

Zatížení kyčelního kloubu se vlivem změny geometrického uspořádání při každodenních činnostech mění (např. stoj, sezení, chůze po rovině nebo chůze do/ze schodů). Chůzi po rovině lze však považovat za nejčastější pohyb. Při jednom kroku nese kyčelní kloub v určitém okamžiku celou váhu těla s výjimkou jedné dolní končetiny (tento okamžik odpovídá stojí na jedné dolní končetině). Právě v tomto okamžiku lze předpokládat největší namáhání kloubu při chůzi.

Ze statické rovnováhy je zřejmé, že na člověka působí pouze tíhová síla a styková síla. Styková síla působí stejně jaké tíhová síla na ose člověka. Při stojí na jedné noze totiž člověk automaticky přesune těžiště těla tak, aby leželo nad působištem stykové síly. V opačném případě by člověk upadl. Kyčelní kloub však při stojí na jedné noze nenese váhu dolní končetiny, na které člověk stojí (viz obr. 10.15). Proto se tíhová síla dolní končetiny odečte. Stykovou sílu je nutné umístit do distálního konce modelu geometrie femuru, z podmínky statické ekvivalence se nahradí silou a momentem (viz obr. 10.15).

Velikost zatížení je vypočítána ze vztahů níže, kde F_G značí tíhovou sílu člověka, F_S stykovou sílu od podložky, F_{kG} tíhu člověka bez dolní končetiny, F_{Sk} stykovou sílu v kyčelním kloubu, F_E ekvivalentní stykovou sílu, M_E ohybový moment při SE, r_E – rameno ekvivalentní stykové síly, r_T – rameno těžiště dolní končetiny.

Uvolnění chodidla:

$$F_S = F_G \quad (10.7)$$

Uvolnění kyčelního kloubu:

$$F_{Sk} = F_{Gk} = F_G - F_{Gdk} = g(m - m_{dk}) \quad (10.8)$$

Statická ekvivalence (SE):

$$F_E = F_{Sk} \quad (10.9)$$

$$M_E = -F_{Sk} \cdot r_E + g \cdot m_{dk}(r_E - r_T) \quad (10.10)$$

Podle studie [46], ve které se autor zabýval procentuálním zastoupením hmotností jednotlivých segmentů lidského těla, tvoří hmotnost dolní končetiny 20,3 % celkové hmotnosti ženy. Působíště tíhové síly dolní končetiny (těžiště) bylo na základě hmotnostního podílu stehna, bérce a nohy odhadnuto na 4/5 délky femuru a délka ramena těžiště odměřena z modelu geometrie. Hmotnost jedince je odhadnuta z jeho výšky.

Výše zmíněný výpočet reprezentuje pouze statické zatížení při stojí na jedné končetině, ve skutečnosti však dochází v průběhu kroku k dynamickému namáhání kloubu, kdy maximální hodnota zatížení může při zakopnutí dosáhnout až sedminásobku statického zatížení [15]. Byl tedy zaveden faktor dynamického zatížení jako podíl maximálního zatížení v průběhu kroku vůči statickému zatížení. Hodnota tohoto faktoru byla zvolena 2,5 podle studie [64], což odpovídá pomalé chůzi.

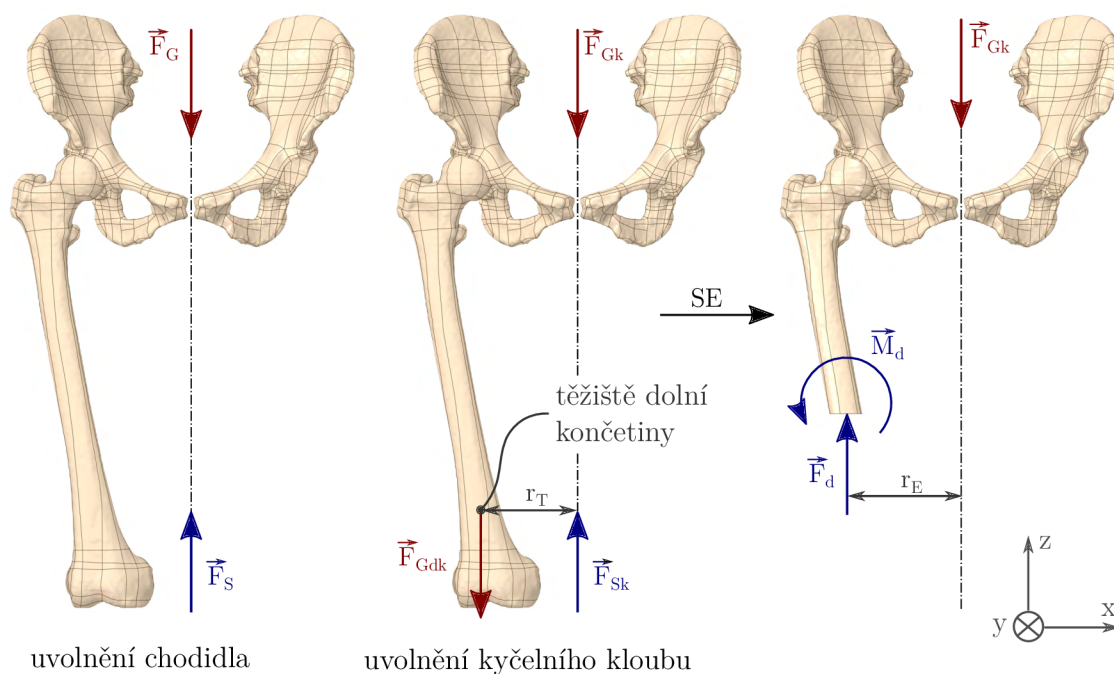
$$F_d = k \cdot F_E \quad (10.11)$$

$$M_d = k \cdot M_E \quad (10.12)$$

Kde F_d je dynamická síla, M_d dynamický moment na distálním konci modelu geometrie femuru a k faktor dynamického zatížení. Vstupní a výsledné hodnoty výpočtu jsou zapsány do tab. 10.6. Hodnoty dynamické síly a momentu byly předepsány na distální ploše femuru jako silové okrajové podmínky.

Tabulka 10.6: Vstupní a výstupní hodnoty modelu zatížení

	veličina	značka	hodnota
vstupní veličiny	hmotnost člověka	m	60 kg
	gravitační zrychlení	g	9,81 ms ⁻²
	rameno ekvivalentní stykové síly	r _E	102 mm
	rameno těžiště dolní končetiny	r _T	97 mm
	hmotnost dolní končetiny	m _{dk}	20,3 % m
	faktor dynamického zatížení	k	2,5
výstupní veličiny	ekvivalentní styková síla	F _E	469 N
	ohybový moment při SE	M _E	-47 252 Nmm
	dynamická síla	F _d	1 173 N
	dynamický moment	M _d	-118 130 Nmm



Obrázek 10.15: Schéma modelu zatížení

11. Realizace řešení

Byly vytvořeny celkem čtyři výpočtové modely, které byly řešeny v softwaru ANSYS Workbench 2019 R3 (viz kap. 9) dostupném na ÚMTMB. Všechny výpočty byly provedeny na počítači s Windows 10 64bit o následujícím hardwaru:

- CPU: AMD Ryzen 5 1500X Quad-core 3,5 GHz
- GPU: NVIDIA GeForce RTX 1050 Ti 4 GB
- RAM: 16 GB

Nastavení analýzy bylo ponecháno jako výchozí kromě počtu dílčích kroků (ang. substeps), jejichž počet byl nastaven minimálně na 5. Níže jsou popsány kroky, které byly provedeny pro dosažení konvergence výpočtu.

11.1. Nastavení kontaktů

Pro pevně spojené kontakty bylo ponecháno výchozí nastavení. Volbou třetího kontaktu mezi hlavicí a vložkou TEP se úloha stává nelineární. Nelineární úlohy často špatně konvergují, především pokud jsou špatně podmíněné. Pro každý výpočtový model se iteračním způsobem měnily parametry třetího kontaktu (formulace, normální tuhost a penetrace) dokud výpočet nekonvergoval, to znamená provést několik testovacích sérií pro každou řešenou variantu. Pokutový přístup se ukázal jako nejlepší z pohledu konvergence. Při změně normální tuhosti kontaktu byla kontrolována hodnota maximální penetrace tak, aby nepřekročila jednotky procent deformace v daném místě.

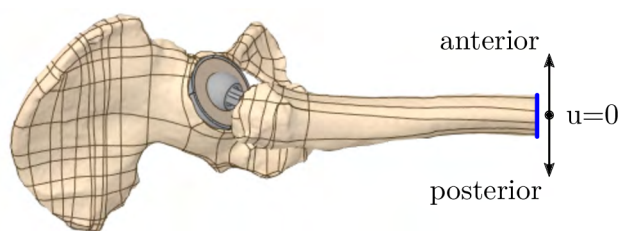
Časová náročnost jednoho výpočtu se pro každou řešenou variantu pohybuje v řádu jednotek hodin - viz tab. 11.1. Celkový výpočtový čas byl pro všechny řešené varianty asi 110 hodin.

Tabulka 11.1: Konečný výpočtový čas pro každou řešenou variantu

varianta	A	B	C	D
výpočtový čas	3,4 h	3,1 h	3,5 h	5,7 h

11.2. Dodatečná okrajová podmínka

Pro výpočtový model dřívku C bylo nezbytné pro zajištění konvergence přidat okrajovou podmínku (OP) nulového posuvu distálního konce femuru ve směru anterior-posterior (viz obr. 11.1). Bez této OP docházelo k pohybu těles jako celku, nastala tedy aktivace kontaktních prvků v oblasti třetího kontaktu mezi hlavicí a vložkou. Pro zajištění komparability byla tato dodatečná okrajová podmínka aplikována pro všechny řešené varianty.



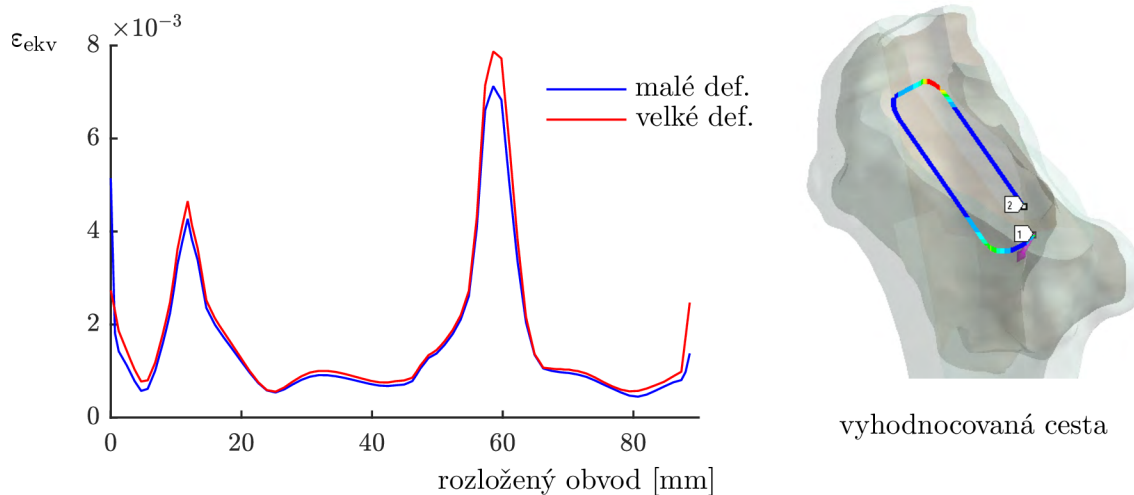
Obrázek 11.1: Dodatečná okrajová podmínka pro zajištění konvergence řešení

11.3. Vliv velkých deformací na D-N stavy

Vzhledem k vysoké poddajnosti spongiózní kostní tkáně a cementu lze předpokládat výskyt velkých deformací. Při zahrnutí vlivu velkých deformací se do modelu vnáší další nelinearita a podstatně se prodlužuje výpočetní čas. Je proto žádoucí posoudit, zda mají velké deformace podstatný vliv na D-N stavy soustavy.

Pro výpočtový model dřívku A byly provedeny dva výpočty s nastavením analýzy pro malé i velké deformace. Po obvodu cementového toulce bylo vyhodnoceno ekvivalentní přetvoření (von Mises) ϵ_{ekv} spongiózní kostní tkáně. Hodnoty ϵ_{ekv} byly vyneseny do grafu v závislosti na délce rozloženého obvodu – viz obr. 11.2.

Průběh ϵ_{ekv} po vyhodnocené cestě je pro malé a velké deformace téměř shodný, největší rozdíl se vyskytuje v lokálních maximech, a to sice 10 %. Výpočtový čas je pro velké deformace asi 9 hodin, což je téměř trojnásobek oproti malým deformacím. Rozdíl mezi malými a velkými deformacemi není proto považován za podstatný z hlediska řešení problému a řešení bylo provedeno s uvažováním malých deformací.



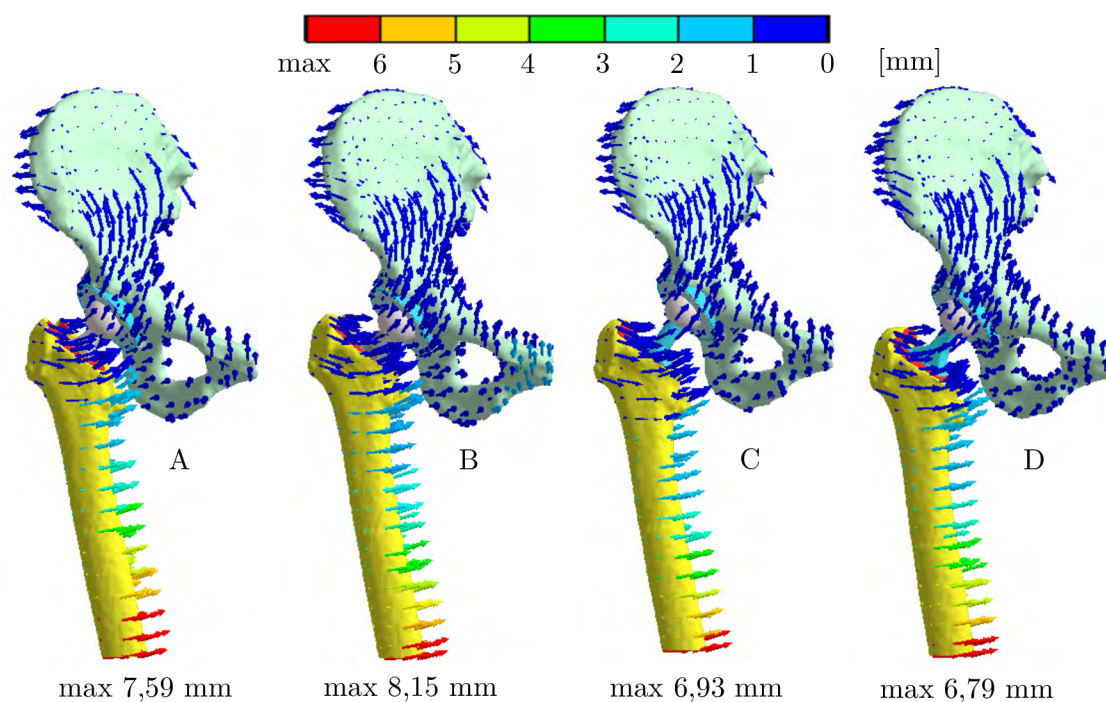
Obrázek 11.2: Velikost ekvivalentního přetvoření spongiózy pro malé a velké deformace

12. Prezentace a analýza výsledků

V této kapitole jsou prezentovány a analyzovány dosažené výsledky deformačně-napěťové analýzy všech výpočtových modelů. Ty byly označeny stejně jako implantované dřívky, a to sice A, B, C a D.

12.1. Analýza posuvů kyčle

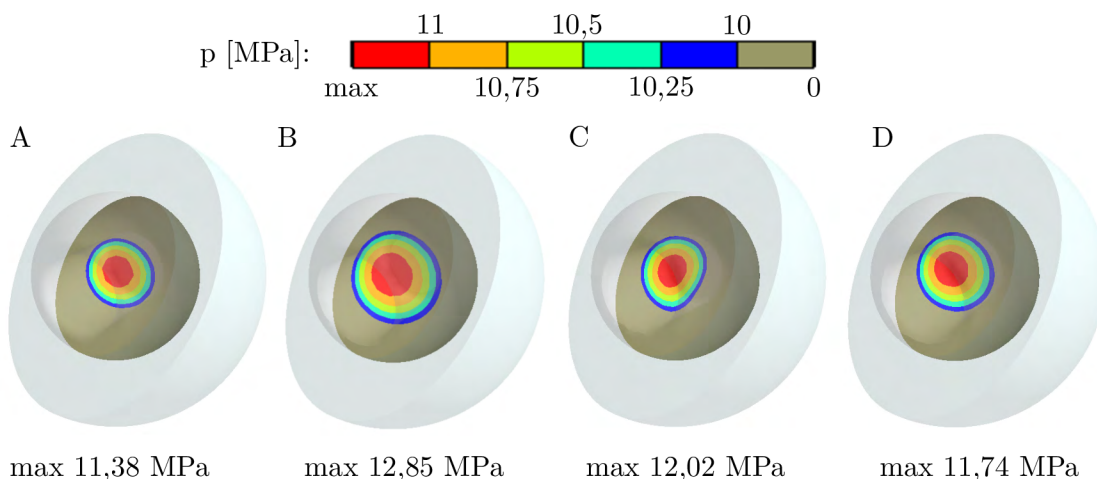
Na obr. 12.1 jsou zobrazeny celkové posuvy pro všechny řešené varianty. Všechny varianty se deformují obdobně, k největším posuvům dochází na distálním konci femuru. Maximální posuv 8,15 mm nastává u varianty B, naopak nejmenší posuv 6,79 mm u varianty D.



Obrázek 12.1: Celkové posuvy výpočtového modelu (posterior pohled)

12.2. Analýza kontaktu mezi hlavicí a vložkou

Rozložení kontaktního tlaku mezi polyethylenovou vložkou a kovovou hlavicí (viz obr. 12.2) je pro všechny varianty stejné, izolinie tlaku tvoří téměř soustředné elipsy. Maximální hodnoty kontaktního tlaku jsou největší pro variantu B, kde maximální kontaktní tlak nabývá hodnoty 12,85 MPa. Tyto hodnoty řádově odpovídají výsledkům prací [59] (kontaktní tlak asi 10 MPa, hmotnost 80 kg, faktor dynamického zatížení 2) a [22] (kontaktní tlak 11 MPa, hmotnost 100 kg, faktor dynamického zatížení 1).



Obrázek 12.2: Kontaktní tlak mezi hlavicí a vložkou TEP (kraniální pohled)

S kontaktním tlakem úzce souvisí periprotetická osteolýza (tzv. „částicová nemoc“), která může mít za následek až aseptické uvolnění implantátu. Při tření dvou povrchů po sobě se z povrchu uvolňují velmi malé cizorodé částice, jejichž následkem dochází k resorpci kosti v místě jejich shlukování [27]. Z prezentovaných výsledků kontaktního tlaku mezi hlavicí a vložkou lze očekávat výskyt největšího otěru u varianty B.

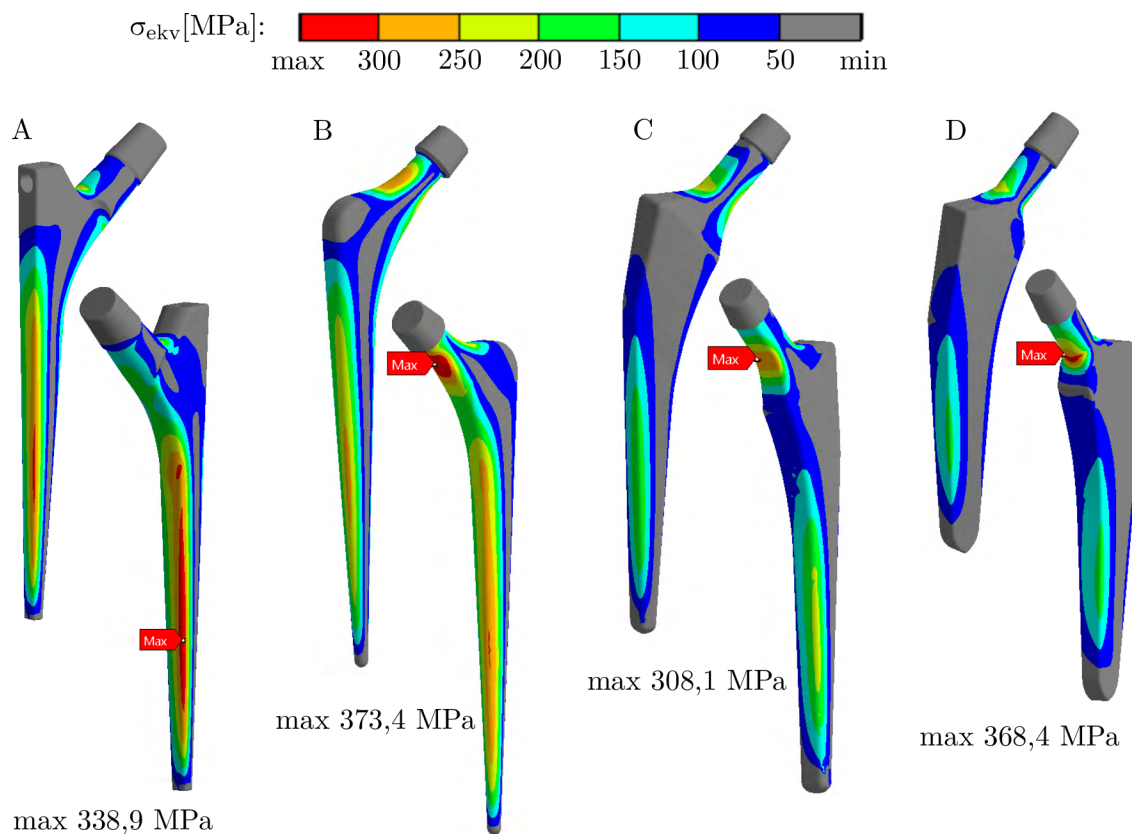
12.3. Analýza dříků

Jednotlivé dříky jsou srovnány na základě ekvivalentního napětí (von-Mises) σ_{ekv} . Obr. 12.3 zobrazuje průběh σ_{ekv} na jednotlivých dřících. Barevná škála byla pro všechny dříky sjednocena. Nejvíce namáhaný se ze všech dříků jeví varianta B, kde σ_{ekv} dosahuje až 373 MPa. Naopak nejnižší maximální hodnota σ_{ekv} se vyskytuje na variantě dříku C. U všech dříků však leží maximální σ_{ekv} pod mezí kluzu.

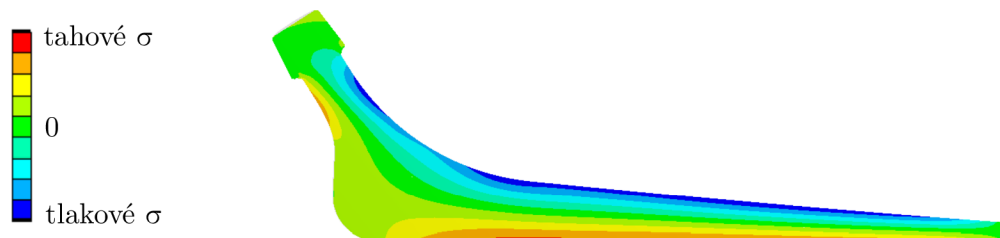
Při pohledu na obr. 12.3 lze konstatovat, že průběh napětí je pro všechny dříky obdobný. Tělo i krček dříků je namáháno ohybovým momentem, kde tahové napětí se vyskytuje na laterální straně a tlakové napětí na straně mediální (viz obr. 12.4). Varianty B, C a D jsou nejvíce namáhány v místě mediálního přechodu krčku a těla dříku. Naopak u varianty A dosahuje σ_{ekv} lokálního maxima na laterální straně přechodu krčku a těla dříku (tedy v místě tahových napětí na rozdíl od tahových u ostatních dříků).

Varianta A je nejvíce namáhána na mediálně-dorzální hraně těla dříku v distální polovině, což odpovídá výsledkům D-N analýzy totožného dříku v práci [35]. V tomto místě se vyskytují také lokální maxima σ_{ekv} u všech ostatních dříků, ačkoliv s nižšími hodnotami σ_{ekv} . Proximální a distální konce všech dříků spolu se samosvorným kuželem se jeví jako velmi málo namáhané, kde σ_{ekv} nedosahuje ani hodnoty 50 MPa.

Obr. 12.5 a 12.6 zobrazuje průběh σ_{ekv} podél mediální a laterální strany povrchu dříků ve střední rovině. Jelikož jednotlivé dříky mají rozdílnou délku, bylo napětí podél cesty vykresleno v procentech. Lze konstatovat, že cementované dříky (varianty A, B) jsou více namáhané oproti dříkům necementovaným (C, D). Důvodem je použitý materiál dříků TEP, cementované dříky mají téměř dvojnásobnou hodnotu modulu pružnosti oproti necementovaným dříkům.



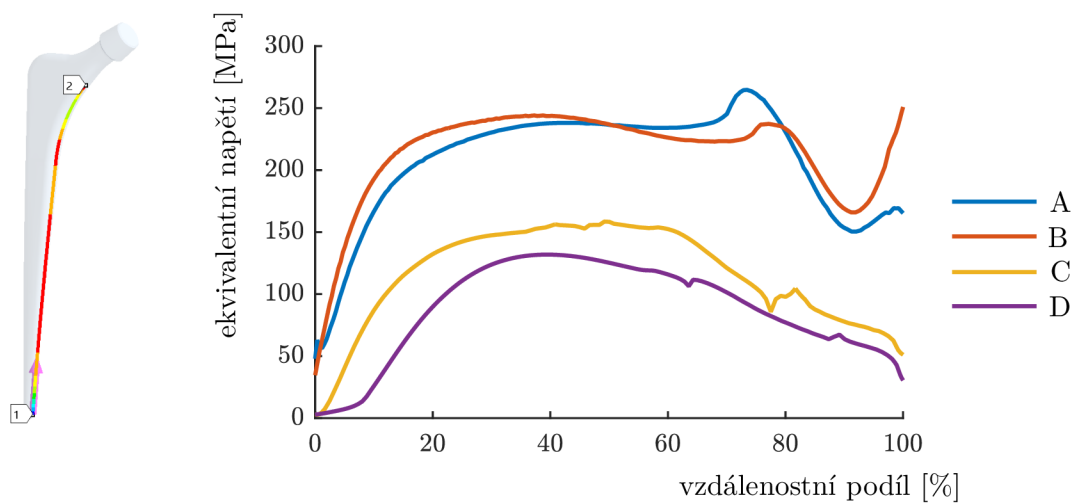
Obrázek 12.3: Ekvivalentní napětí (von Mises) vykresleno na jednotlivých dřících



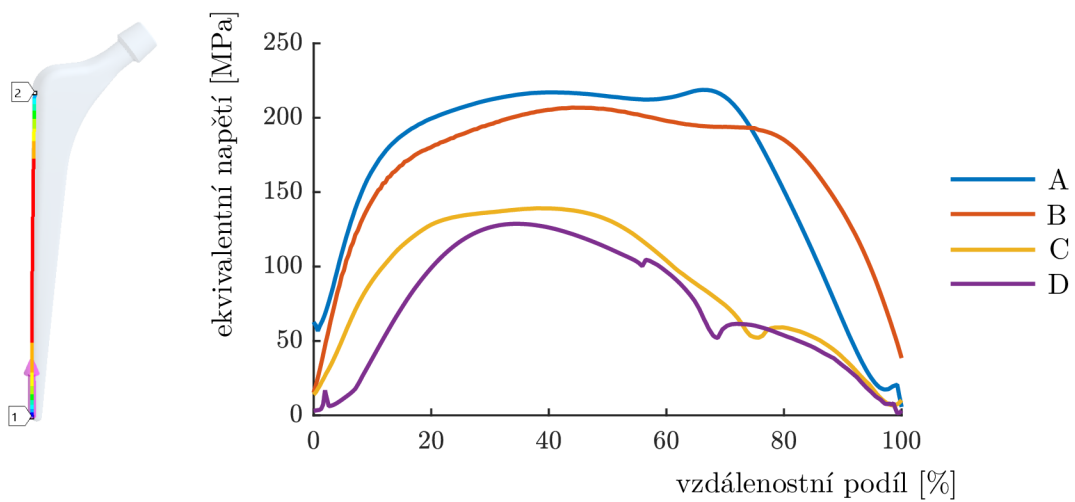
Obrázek 12.4: Normálové napětí ve střední rovině dříku B ve směru superior-inferior

Za příznivý stav lze považovat rovnoměrné namáhání dříku, poté se zatížení přenáší z dříku do okolní kosti také rovnoměrně. Při srovnání cementovaných dříků mezi sebou vychází lépe varianta B, zejména v proximální části.

U necementovaných dříků není namáhání dříku ani zdaleka tak rovnoměrné jako u dříků cementovaných. Namáhání proximální poloviny necementovaných dříků je podstatně nižší oproti distální části (oblast kontaktu se spongiózní kostí). Dřík D není v prvních asi 5 % vyšetřované délky v kontaktu s kostí, proto je zde téměř nulové σ_{ekv} . Varianta C je zatěžována rovnoměrně v rozmezí asi 20 % až 50 % délky, poté σ_{ekv} téměř rovnoměrně klesá. U dříku D dochází k maximálnímu namáhání v 30 % délky.



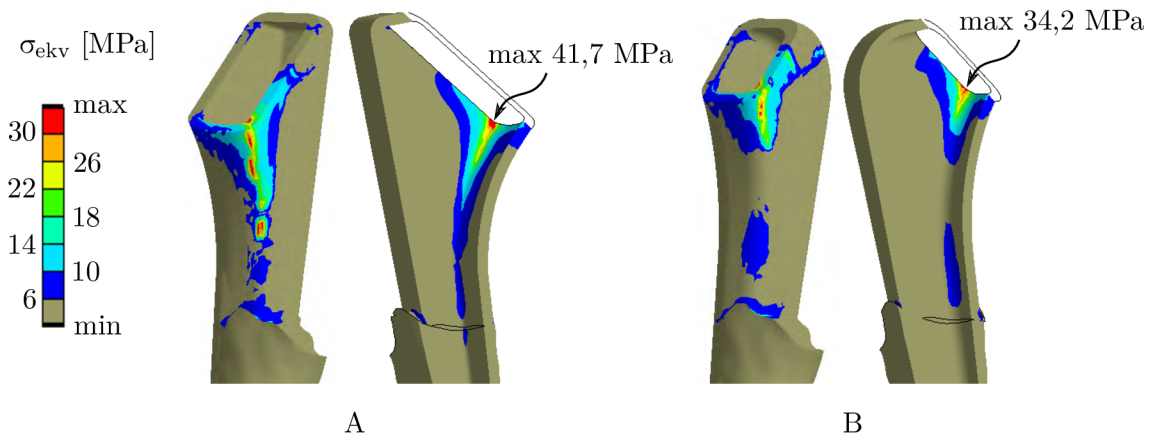
Obrázek 12.5: Průběh ekvivalentního napětí podél mediální strany dříků



Obrázek 12.6: Průběh ekvivalentního napětí podél laterální strany dříků

12.4. Analýza cementových toulců

Obr. 12.7 prezentuje σ_{ekv} cementového toulce variant A a B v proximální části, kde se vyskytuje největší namáhání. U obou cementovaných variant se maximální σ_{ekv} vyskytuje ve směru posterior-medialis v oblasti resekce femuru. Maximální hodnota σ_{ekv} je pro variantu A 41,7 MPa, což je o 20 % více oproti variantě B. Proto je pravděpodobnější uvolnění dřívku (popř. cementu na rozhraní cement-kost) u varianty A.



Obrázek 12.7: Ekvivalentní napětí cementového toulce v proximální části, pohled lateralis a posterior (v řezu)

12.5. Analýza kostních tkání

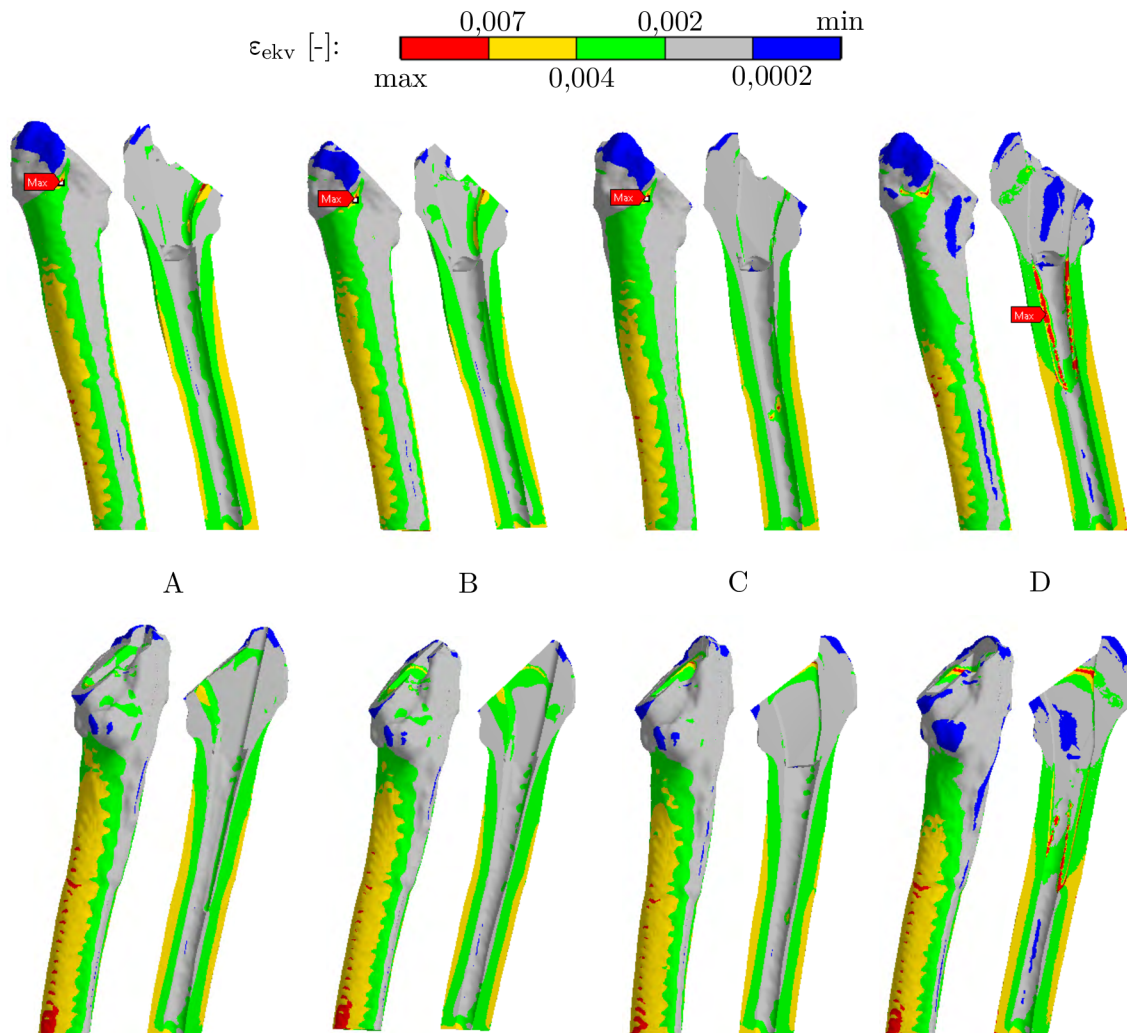
Postup hodnocení kostní tkáně je založen na Frostově hypotéze mechanostatu, kde se analyzuje ekvivalentní přetvoření (von-Mises) ϵ_{ekv} . Ekvivalentní přetvoření kostní tkáně je rozčleněno do čtyř stádií (viz kap. 7.3) – do hodnoty 0,0002 se kost zatěžuje nedostatečně, od 0,0002 do 0,002 fyziologicky, dále se kost od 0,002 do 0,004 mírně přetěžuje a ϵ_{ekv} větší než 0,004 se považuje za patologické přetěžování. U ϵ_{ekv} nad hodnotou 0,025 může dojít k porušení kostní tkáně.

Rozdíl mezi D-N stavy pánevní kosti pro různé dřívky je nepodstatný, proto byla analyzována pouze kostní tkáň femuru.

12.5.1. Kortika a spongióza femuru

Obr. 12.8 zobrazuje ϵ_{ekv} kortikální i spongiózní kostní tkáně femuru. Barevná škála byla upravena tak, aby izolinie představovaly referenční hodnoty jednotlivých intervalů dle Frostovy hypotézy. Interval patologického přetěžování byl rozdělen mezi dvě barvy (žlutá a červená) pro lepší zobrazení lokálních maxim. Při pohledu na jednotlivé varianty je průběh ϵ_{ekv} podobný s výjimkou varianty D, kde dochází k velkému patologickému přetěžování kosti v místě kontaktu distálního dřívku s kortikou. Maximální hodnoty ϵ_{ekv} kortikální kosti u varianty D se v těchto místech pohybují o řád výše než u ostatních variant a blíží se mezní hodnotě porušení kostní tkáně. U variant A, B a C dosahuje ϵ_{ekv} největších hodnot v proximální části na vnějším anterior povrchu.

V proximální části všech řešených variant lze pozorovat oblast nedostatečného zatěžování kostní tkáně a v těchto místech lze očekávat úbytek kosti. Maximální hodnoty ϵ_{ekv} kortikální kosti jsou vyneseny v tab. 12.1. Je zřejmé, že nejvíce je namáhána kostní tkáň u varianty D pro kortikální i spongiózní kost.



Obrázek 12.8: Ekvivalentní přetvoření stehenní kosti na povrchu a v řezu frontální rovinou, pohled posterior (nahore) a anterior (dole)

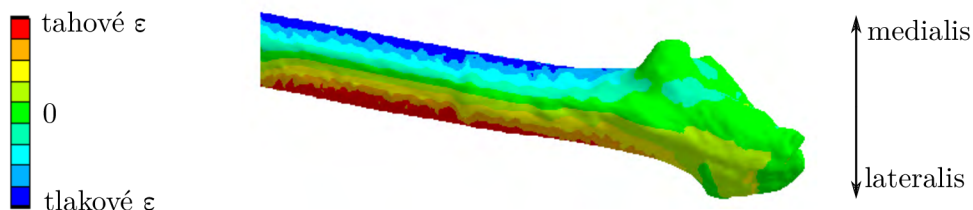
Tabulka 12.1: Maximální hodnoty ekvivalentního přetvoření kortiky a spongiózy femuru

		A	B	C	D
max. ϵ_{ekv} [-]	kortika	0,013	0,014	0,012	0,210
	spongióza	0,009	0,008	0,008	0,015

pozn.: U varianty D se nachází max. ϵ_{ekv} na ostré hraně kortiky (koncentrátor), proto byla hodnota max. ϵ_{ekv} odečtena ve vzdálenosti 1 prvek od polohy maxima

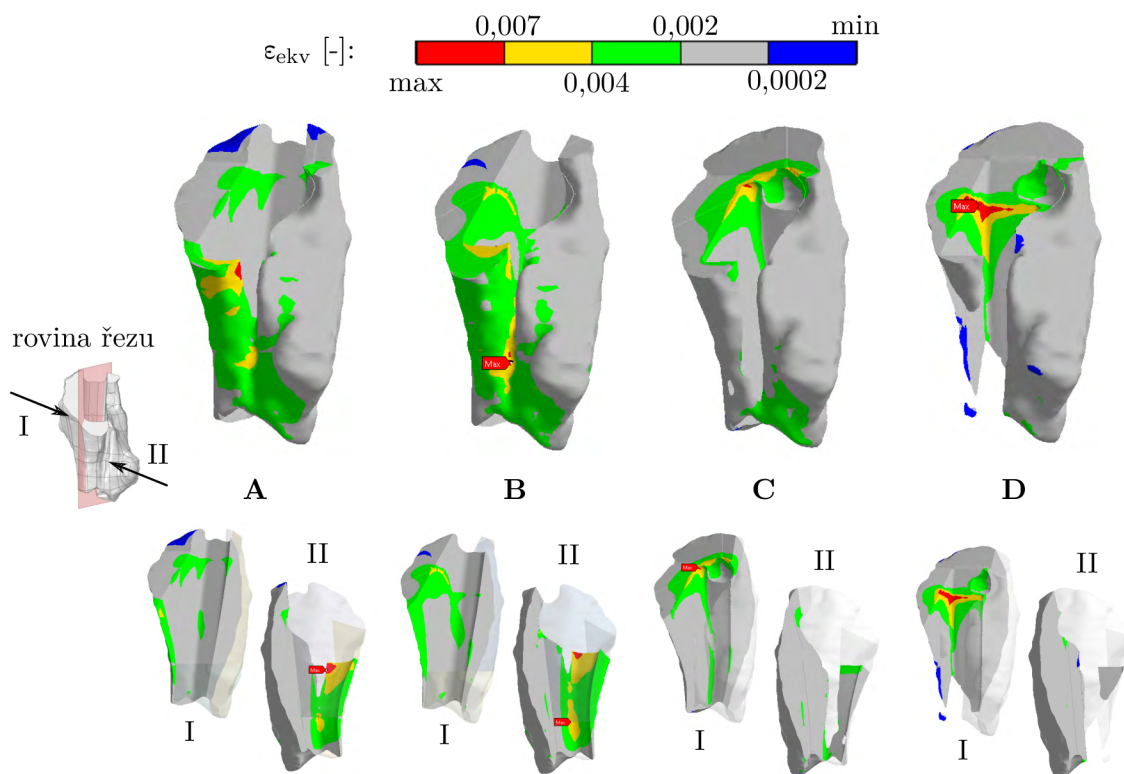
Diafýza všech řešených variant je namáhána ohybem, a to sice tahem laterálně a tlakem mediálně (viz obr. 12.9). Mediální i laterální vnější povrch diafýz je patologicky přetěžován, lze tedy v těchto místech předpokládat modelaci fibrilární kostní tkáně. Střední část mezi

laterální a mediální stranou diafýzy leží v intervalu fyziologického namáhání (šedá barva na obr. 12.8 v místě diafýzy).



Obrázek 12.9: Normálové přetvoření kortiky femuru ve směru superior-inferior

Ekvivalentní přetvoření samotné spongiózní kostní tkáně je vykresleno na obr. 12.10. Z tohoto obrázku vyplývá, že nejvíce namáhaná je oblast styku dřívku (popř. cementu) a kosti. Pro cementované varianty A a B leží lokální maximum ϵ_{ekv} na mediální straně cementového lůžka v místě resekce femuru. U necementovaných variant C a D se maximální ϵ_{ekv} vyskytuje na povrchu lůžka dřívku ve směru anterior-lateralis. Ve všech těchto lokálních maximech a jejich blízkém okolí dochází k modelaci fibrilární kostní tkáně. Ze všech řešených variant je velikost oblasti nadměrné modelace kostní tkáně na rozhraní dřív-kost či cement-kost největší u varianty D a nejmenší u C. Maximální hodnoty ϵ_{ekv} spongiózní kosti jsou vyneseny v tab. 12.1.



Obrázek 12.10: Ekvivalentní přetvoření spongiózní kostní tkáně femuru

12.5.2. Gruenovy zóny

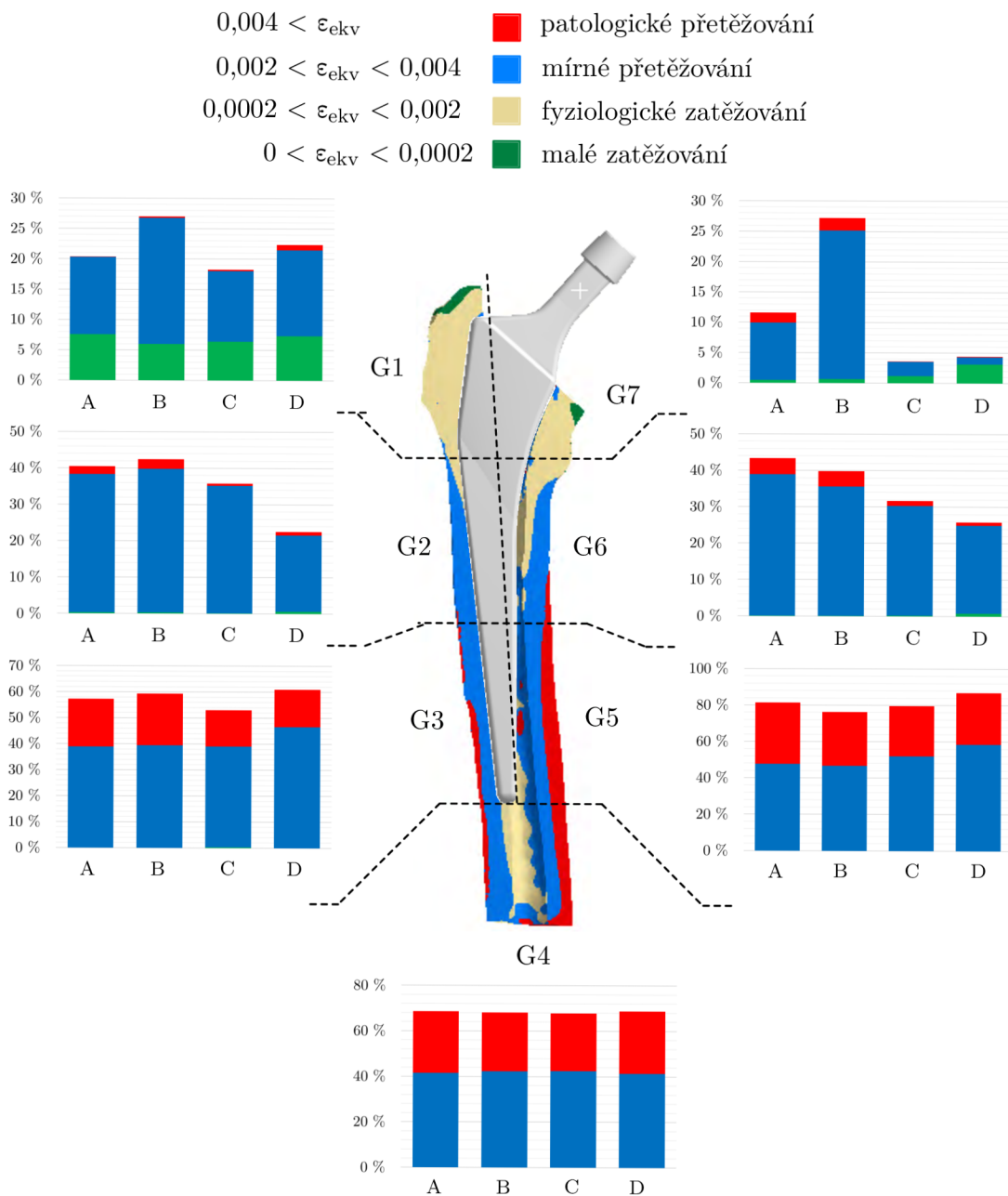
Za účelem kvantitativního porovnání velikosti přetěžování kostí pro jednotlivé varianty byl femur rozdělen do sedmi oblastí zájmu (tzv. Gruenových zón G1 až G7). Toto rozdělení se běžně užívá v klinické praxi při hodnocení kostí v okolí kyčelního kloubu [45, 30]. V těchto zónách bylo analyzováno průměrné ε_{ekv} přes jednotlivé prvky, při kterém dochází k přetěžování či nedostatečnému zatěžování kostní tkáně. Objemy prvků, jejichž ε_{ekv} leží nad referenčními hodnotami dle Frostovy hypotézy, byly sečteny a poděleny celkovým objemem oblasti zájmu. Výsledkem je tedy procento objemu oblasti zájmu (dále značeno jako objemový podíl), jejíž ε_{ekv} leží v intervalech dle Frostovy hypotézy mechanostatu.

Při pohledu na obr. 12.11 lze pozorovat, že u všech řešených variant dochází k malému namáhání kostní tkáně v zóně G1, jehož důsledkem může být úbytek kostní tkáně. Při porovnání jednotlivých variant vychází nejlépe varianta B, kde je ze všech variant nejmenší část objemu kosti nedostatečně namáhána.

Na mediální straně femuru v proximální části (zóna G7) je evidentní rozdíl mezi cementovanými (A, B) a necementovanými variantami (C, D), zejména tedy u varianty D, kde dochází ve 3 % objemu kosti k nedostatečnému namáhání. Kost cementovaných variant je v této zóně naopak patologicky přetěžována.

Při pohledu na zóny G2 a G6 lze konstatovat, že kostní tkáň cementovaných variant je zde více přetěžována, zejména v intervalu patologického přetěžování. K nejmenšímu přetěžování kosti v této oblasti dochází u varianty D.

Z grafů na obr. 12.11 je zřejmé, že k největšímu namáhání kostní tkáně dochází v distální části (zóny G3, G4 a G5), zejména na mediální straně (zóna G5). Objemový podíl přetěžované kostní tkáně v zóně G4 je velmi podobný pro všechny řešené varianty, proto lze konstatovat, že namáhání distální části kosti pod hranicí konce implantátu nezávisí na geometrii dlouhého dřívku.



Obrázek 12.11: Analýza ekvivalentního přetvoření v sedmi Gruenových zónách (G1 až G7) podle Frostovy hypotézy mechanostatu. Svislá osa grafů představuje část objemu dané Gruenovy zóny vyjádřenou v procentech [30].

13. Závěr

V rámci této diplomové práce byla provedena deformačně-napěťová analýza kyčle po aloplastice pro čtyři geometricky odlišné dlouhé dřívky TEP. Všechny stanovené cíle této diplomové práce byly splněny.

S ohledem na systémový přístup byl vymezen problém spolu s množinou podstatných veličin, na jejichž základě bylo zvoleno výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků jako vhodná metoda řešení. Byla zpracována rešeršní studie, která se zaměřuje zejména na výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků.

Následně byly mezi sebou srovnány deformačně-napěťové stavy pro každou řešenou variantu. Byly analyzovány celkové posuvy kyčle jednotlivých řešených variant, kontaktní tlak mezi hlavicí a vložkou TEP, pro jednotlivé dřívky a cementové toulce bylo analyzováno ekvivalentní napětí a u kostních tkání ekvivalentní přetvoření.

Směr a velikost celkových posuvů všech řešených variant je obdobný, k největšímu posuvu dochází na distálním konci femuru v mediálním směru. Při porovnání jednotlivých variant dochází k největšímu celkovému posuvu u varianty B.

Rozložení kontaktního tlaku mezi hlavicí a vložkou je pro všechny řešené varianty velmi podobné, liší se pouze v jeho maximální hodnotě. Největší hodnota kontaktního tlaku se vyskytuje u varianty B a naopak nejmenší u varianty A (u varianty B je maximální kontaktní tlak asi o 12 % větší oproti variantě A). Největší otěr mezi kovovou hlavicí a polyethylenovou vložkou lze tedy očekávat u varianty B.

Ekvivalentní napětí na všech dřících jsou pod mezí kluzu použitých materiálů. Průběh ekvivalentního napětí na jednotlivých dřících je obdobný, kde krček a tělo dřívku je namáháno zejména ohybem. Tlakové napětí se vyskytuje na mediální straně a tahové na straně laterální. Lze konstatovat, že cementované varianty dřívku jsou více namáhány než varianty necementované. Důvodem je rozdílnost použitých materiálů.

Cementové toulce jsou nejvíce namáhány ve směru posterior-medialis v oblasti resekce femuru. Maximální ekvivalentní napětí je u varianty A o 20 % větší než u varianty B, proto může dojít spíše k uvolnění dřívku u varianty A.

Kostní tkáně jsou nejvíce namáhány v případě varianty D, kde se maximální ekvivalentní přetvoření vyskytuje v místě styku distálního konce dřívku s kortikou. U ostatních řešených variant je namáhání kostní tkáně srovnatelné, maximální ekvivalentní přetvoření se u variant A, B a C nachází v proximální části na straně anterior.

Oblast diafýzy všech kostí je nejvíce namáhána ohybem, kde tlakové napětí se vyskytuje mediálně a tahové napětí laterálně. Při srovnání průběhu ekvivalentního přetvoření samotné spongiózní kosti lze pozorovat rozdíl mezi cementovanými a necementovanými dřívky, kde spongióza cementovaných variant je více namáhána mediálně a u necementovaných variant laterálně.

Bylo také provedeno kvantitativní srovnání velikosti zatěžování kostí všech řešených variant v sedmi Gruenových zónách na základě intervalů ekvivalentního přetvoření dle Frostovy hypotézy mehanostatu. Největší rozdíl mezi jednotlivými variantami se vyskytuje v proximální

části, konkrétně v zónách G1, G2, G6 a G7. U cementovaných dřívků dochází k podstatnému patologickému přetěžování kostní tkáně mediálně a také v zóně G2. Naopak u necementovaných dřívků dochází k menšímu zatěžování v zóně G7. U varianty D je podíl objemu zóny G7 s málo zatěžovanou kostní tkání asi třikrát větší oproti variantě C. Lze také konstatovat, že velikost přetěžované oblasti na distálním konci femuru je nezávislá na volbě endoprotézy.

Literatura

- [1] Adirondack Joint Surgery: Total Hip Replacement [online]. New York: Lake Placid Sports Medicine [cit. 2020-06-24]. Dostupné z: <https://www.adkjoinsurgery.com/hip-total-hip-replacement>
- [2] AN, Yuehuei a Robert A DRAUGHN. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Boca Raton: CRC Press, 2000, 624 s. ISBN 0-8493-0266-8.
- [3] Ansys® Academic Research Mechanical, Help System, Element Reference, ANSYS, Inc., Release R3, 2019
- [4] Apatite Formation on Cobalt and Titanium Alloys by a Biomimetic Process. AZo Materials [online]. AZoNetwork Site, 2000 [cit. 2020-04-13]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=3128>
- [5] BAE, Ji-yong, Umar FAROOQUE, Kyung-won LEE, Gyu-ha KIM, Insu JEON a Taek-rim YOON. Development of hip joint prostheses with modular stems. Computer-Aided Design [online]. Elsevier, 2011, 43(9), 1173-1180 [cit. 2020-04-13]. DOI: 10.1016/j.cad.2011.05.004. ISSN 0010-4485.
- [6] BANCHET, V, V FRIDRICI, J.C ABRY a Ph KAPSA. Wear and friction characterization of materials for hip prosthesis. Wear [online]. Elsevier, 2007, 263(7), 1066-1071 [cit. 2020-04-10]. DOI: 10.1016/j.wear.2007.01.085. ISSN 0043-1648.
- [7] BARTONÍČEK, Jan a Jiří HEŘT. Základy klinické anatomie pohybového aparátu. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-734-5017-8.
- [8] BENNETT, D a T GOSWAMI. Finite element analysis of hip stem designs. Materials and Design [online]. ELSEVIER SCI, 2008, 29(1), 45-60 [cit. 2020-04-29]. DOI: 10.1016/j.matdes.2006.12.014. ISSN 0261-3069.
- [9] BEZNOSKA, Stanislav, Oldřich ČECH a Karel LÖBL. Umělé náhrady lidských kloubů. Praha: SNTL, c1987.
- [10] Beznoska. [cit. 6. 6. 2020]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/pro-odborniky/produkty/aloplastika/kycle/>
- [11] BIEGER, Ralf, Anita IGNATIUS, Heiko REICHEL a Lutz DÜRSELEN. Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society [online]. 2013, 31(8), 1180 [cit. 2020-06-24]. DOI: 10.1002/jor.22349. ISSN 0736-0266.
- [12] CARTER, DR a WC HAYES. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. The Journal of Bone and Joint Surgery [online]. 1977, 59(7), 954-962 [cit. 2020-04-13].

- [13] CHOI, K, JL KUHN, MJ CIARELLI a SA GOLDSTEIN. The elastic moduli of human subchondral, trabecular and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of Biomechanics* [online]. 1990, 23(11), 1103-1113 [cit. 2020-04-13]. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90003-L. ISSN 0021-9290.
- [14] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada, c2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [15] COLIC, Katarina, A. SEDMAK, A. GRBOVIC, U. TATIC, S. SEDMAK a B. DJORDJEVIC. Finite element modeling of hip implant static loading. *Procedia Engineering*. Elsevier, c2016, 149(1), 257-262. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.664>. ISSN 1877-7058.
- [16] Corin: Connected Orthopedics Insight [online]. Gloucestershire: Corin group, 2011 [cit. 2020-06-24]. Dostupné z: <https://www.coringroup.com/uk/solutions/>
- [17] CRISTOFOLINI, Luca, Enrico SCHILEO, Mateusz JUSZCZYK, Fulvia TADDEI, Saulo MARTELLI a Marco VICECONTI. Mechanical testing of bones: the positive synergy of finite—element models and in vitro experiments. *Philosophical Transactions: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* [online]. The Royal Society, 2010, 368(1920), 2725-2763 [cit. 2020-04-13]. DOI: 10.1098/rsta.2010.0046. ISSN 1364503X.
- [18] Danish Hip Arthroplasty Register: National Annual Report [online]. 2019 [cit. 2020-04-11]. Dostupné z: <http://danskhoftalloplastikregister.dk>
- [19] DePuy Synthes, c2016. [cit. 6: 6: 2020]. Dostupné z: <https://www.jnjmedicaldevices.com/en-EMEA/specialty/hip-replacement>
- [20] DUNGL, Pavel. *Ortopedie. 2., preparac. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [21] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [22] EBRINGEROVÁ, Veronika. *Deformačně napěťová analýza kyčelního spojení s totální endoprotézou s uvažováním otěru*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2011, 58 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [23] ENNS-BRAY, William S, Jan S OWOC, Kyle K NISHIYAMA a Steven K BOYD. Mapping anisotropy of the proximal femur for enhanced image based finite element analysis. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2014, 47(13), 3272-3278 [cit. 2020-04-12]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.020. ISSN 0021-9290.
- [24] FEHER, Joseph. 3.4 - Skeletal Muscle Mechanics. *Quantitative Human Physiology*. 2nd ed. Elsevier, 2017, s. 292-304. DOI: 10.1016/B978-0-12-800883-6.00027-6. ISBN 9780128008836.
- [25] FROST, H M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle orthodontist* [online]. 1994, 64(3), 175-188 [cit. 2020-04-10]. DOI: 10.1043/0003-3219(1994)0642.0.CO;2. ISSN 0003-3219. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/76661664/>

- [26] FUNG, Anita, Lindsay L LOUNDAGIN a W. Brent EDWARDS. Experimental validation of finite element predicted bone strain in the human metatarsal. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2017, 60, 22-29 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.010. ISSN 0021-9290.
- [27] GALLO, J., F. MRÁZEK a M. PETŘÍK. Podíl imunogenetických faktorů na vzniku a rozvoji periprotetické osteolýzy [online]. 2007, 74, 247-252 [cit. 2020-05-17].
- [28] Grade 5 Ti-6Al-4V Alloy (UNS R56200). AZo Materials [online]. An AZoNetwork Site, c2000 [cit. 2020-04-13]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=9299>
- [29] GRÖNING, F, J.A BRIGHT, M.J FAGAN a P O'HIGGINS. Improving the validation of finite element models with quantitative full-field strain comparisons. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2012, 45(8), 1498-1506 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.02.009. ISSN 0021-9290.
- [30] GRUEN, T.A., G.M. MCNEICE a H.C. AMSTUTZ. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1979, 141, 17-27.
- [31] HEYLAND, Mark, Sara CHECA, Daniel KENDOFF, Georg N DUDA a Mark HEYLAND. Anatomic grooved stem mitigates strain shielding compared to established total hip arthroplasty stem designs in finite-element models. *Scientific reports* [online]. 2019, 9(1), 482-482 [cit. 2020-04-27]. DOI: 10.1038/s41598-018-36503-z. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/2179412969/>
- [32] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
- [33] HSU, Jui-ting et al. The relation between micromotion and screw fixation in acetabular cup. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. Elsevier Ireland, 2006, 84(1), 34-41 [cit. 2020-04-13]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2006.08.002. ISSN 0169-2607.
- [34] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Praha: Triton, c2013. ISBN 978-80-7387-674-6.
- [35] HUDEC, J. a M. KOVANDA. Endoprotéza CF-30 – klinická praxe vs. deformačně napěťová analýza [online]. 2002 [cit. 2020-05-17].
- [36] Chethan K.N, Mohammad ZUBER, Shyamasunder BHAT N, Satish SHENOY B a Chandrakant R. KINI. Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method. *Heliyon* [online]. Elsevier, 2019, 5(6) [cit. 2020-04-29]. DOI: 10.1016/j.heliyon.2019.e01767. ISSN 2405-8440.
- [37] ISO 5832-9:2019. *Implants for surgery — Metallic materials: Part 9: Wrought high nitrogen stainless steel*. 3. 2019.
- [38] JAKUBOWITZ, Eike, Rudi G BITSCH, Christian HEISEL, Christoph LEE, Jan P KRETZER a Marc N THOMSEN. Primary rotational stability of cylindrical and conical revision hip stems as a function of femoral bone defects: An in vitro comparison. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2008, 41(14), 3078-3084 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.06.002. ISSN 0021-9290.

- [39] JANÍČEK, Přemysl. Systémová metodologie: brána do řešení problémů. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2014. ISBN 978-80-7204-887-8.
- [40] Journal of Bone and Mineral Research [online]. 27. Wiley Subscription Services, 2012 [cit. 2020-04-10]. ISSN 0884-0431.
- [41] KELLER, Tony S. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. Journal of Biomechanics [online]. 1994, 27(9), 1159-1168 [cit. 2020-04-13]. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90056-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90056-6). ISSN 0021-9290.
- [42] KLEIN, Jeffrey, Jennifer POHL, Emily N VINSON, William E BRANT a Clyde A HELMS. Brant and Helms' Fundamentals of Diagnostic Radiology. 5th edition. Wolters Kluwer Health, 2018. ISBN 9781496367389.
- [43] KLUESS, Daniel, Robert SOUFFRANT, Wolfram MITTELMEIER a Andreas WREE. A convenient approach for finite-element-analyses of orthopaedic implants in bone contact: Modeling and experimental validation. Computer methods and programs in biomedicine [online]. Elsevier, 2009, 95(1), 23-30 [cit. 2020-04-27]. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2009.01.004>. ISSN 0169-2607.
- [44] KOUDELA, Karel. Ortopedie. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0654-2.
- [45] LANDOR, Ivan. Revizní operace totálních náhrad kyčelního kloubu. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-254-4.
- [46] LEVA, Paolo de. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. Journal of Biomechanics. 1996, 29(9), 1223-1230.
- [47] LEVADNYI, Ievgen, Jan AWREJCEWICZ, José Eduardo GUBAUA a Jucélio Tomás PEREIRA. Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs. Clinical Biomechanics [online]. Elsevier, 2017, 50, 122-129 [cit. 2020-04-27]. ISSN 1537-1409.
- [48] LI, S a AH BURSTEIN. Ultra-high molecular weight polyethylene: The material and its use in total joint implants. The Journal of Bone and Joint surgery: American Volume [online]. 1994, 76(7), 1080-1090 [cit. 2020-04-13]. DOI: 10.2106/00004623-199407000-00020.
- [49] LIANG, Hd, Wy YANG, Jk PAN, Ht HUANG, Mh LUO, Lf ZENG a J LIU. Are short-stem prostheses superior to conventional stem prostheses in primary total hip arthroplasty? A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. Bmj Open [online]. BMJ PUBLISHING GROUP, 2018, 8(9) [cit. 2020-06-24]. DOI: 10.1136/bmjopen-2018-021649. ISSN 2044-6055.
- [50] MARCIÁN, Petr et al. On the level of computational models in biomechanics depending on gained data from CT/MRI and micro-CT. Mendel. 2011.
- [51] MARCIÁN, Petr. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno, 2012. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [52] MARTIN, R. Bruce, David B BURR, Neil A SHARKEY a David P FYHRIE. Skeletal tissue mechanics. 2nd edition. New York: Springer Science+Business Media, 2015. ISBN 978-1-4939-3001-2.

- [53] MEULEN MCH, K JEPSEN a B MIKIC. Understanding bone strength: size isn't everything. *Bone* [online]. 2001, 29(2), 101-104 [cit. 2020-04-13]. ISSN 8756-3282.
- [54] MORGAN, Elise F, Harun H BAYRAKTAR a Tony M KEAVENY. Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2003, 36(7), 897-904 [cit. 2020-04-13]. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00071-X. ISSN 0021-9290.
- [55] National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man: 16th Annual Report [online]. 16. Pad Creative, 2019 [cit. 2020-04-13]. ISSN 2054-183X. Dostupné z: <http://www.njrcentre.org.uk/>
- [56] NETTER, Frank H. *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: Computer Press, c2010. ISBN 978-80-251-2248-8.
- [57] PETRUŠKA, Jindřich. *MKP v inženýrských výpočtech: studijní opora*. Brno: VUT, FSI, UMTMB.
- [58] PIVEC, Robert, Aaron J. JOHNSON, Simon C. MEARS a Michael A. MONT. Hip arthroplasty. *The Lancet* [online]. Elsevier, 2012, 380(9855), 1768-1777 [cit. 2020-06-24]. DOI: 10.1016/S0140-6736(12)60607-2. ISSN 0140-6736.
- [59] ŘEHÁK, Kamil. *Deformačně napěťová studie Burch-Schneiderovy dlahy*. Brno, 2017, 111 s. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [60] RHO, J.Y, M.C HOBATHO a R.B ASHMAN. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering and Physics* [online]. Elsevier, 1995, 17(5), 347-355 [cit. 2020-04-12]. DOI: 10.1016/1350-4533(95)97314-F. ISSN 1350-4533.
- [61] ROHEN, Johannes W., Chihiro YOKOCHI a Elke LÜTJEN-DRECOLL. *Anatomie člověka: fotografický atlas systematické a topografické anatomie*. 6. Praha: Triton, c2008. ISBN 978-807-3871-314.
- [62] SCHILEO, Enrico, Luca BALISTRERI, Lorenzo GRASSI, Luca CRISTOFOLINI a Fulvia TADDEI. To what extent can linear finite element models of human femora predict failure under stance and fall loading configurations? *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2014, 47(14), 3531-3538 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.024. ISSN 0021-9290.
- [63] SCHNEIDER, Caroline A, Wayne S RASBAND a Kevin W ELICEIRI. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods* [online]. Nature Publishing Group, 2012, 9(7), 671 [cit. 2020-04-12]. DOI: 10.1038/nmeth.2089. ISSN 1548-7091.
- [64] SENALP, A. Zafer, Oguz KAYABASI a Hasan KURTARAN. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. *Materials and Design*. Elsevier, 2007, 28(5), 1577-1583. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2006.02.015>. ISSN 0261-3069.
- [65] SOBOTTA, Johannes. *Atlas of Human Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System*. 15th. Munich: Elsevier, c2011. ISBN 978-0-7234-3639-3.

- [66] Stainless Steel - Grade 316L - Properties, Fabrication and Applications (UNS S31603). AZo Materials [online]. AZoNetwork Site, 2000 [cit. 2020-04-13]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=2382>
- [67] STOLK, J, 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. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2002, 35(4), 499-510 [cit. 2020-04-12]. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00213-5. ISSN 0021-9290.
- [68] Stryker. [cit. 6. 6. 2020]. Dostupné z: <https://www.stryker.com/us/en/portfolios/orthopaedics/joint-replacement/hip.html>
- [69] TADDEI, Fulvia, I. PALMADORI, W. R. TAYLOR, B. BORDINI, A. TONI a E. SCHILEO. Safety factor of the proximal femur during gait: A population-based finite element study. *Journal of Biomechanics*. Elsevier, c2014, 47(14), 3433-3440. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.08.030>. ISSN 0021-9290.
- [70] TAI, Ching-lung, Mel LEE, Weng-pin CHEN, Pang-hsin HSIEH, Po-chen LEE, Chun-hsiung SHIH a Ching-lung TAI. Biomechanical comparison of newly designed stemless prosthesis and conventional hip prosthesis - An experimental study. *Bio-Medical Materials and Engineering* [online]. 2005, 15(3), 239-249 [cit. 2020-04-25]. ISSN 0959-2989. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/28920769/>
- [71] The Visible Human Project [online]. Iowa City: Carver College of Medicine, University of Iowa Health Care, 1986 [cit. 2019-11-14]. Dostupné z: <https://medicine.uiowa.edu/mri/>
- [72] TRABELSI, Nir, Zohar YOSIBASH, Christof WUTTE, Peter AUGAT a Sebastian EBERLE. Patient-specific finite element analysis of the human femur—A double-blinded biomechanical validation. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, 2011, 44(9), 1666-1672 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.03.024. ISSN 0021-9290.
- [73] TRAUNER, Kenneth B. The Emerging Role of 3D Printing in Arthroplasty and Orthopedics. *The Journal of Arthroplasty* [online]. Elsevier, 2018, 33(8), 2352-2354 [cit. 2020-06-24]. DOI: 10.1016/j.arth.2018.02.033. ISSN 0883-5403.
- [74] TUNCAY, Ibrahim, Fatih YILDIZ, Kerem BILSEL, Gökçer UZER, Mehmet ELMADAĞ, Tunay ERDEN a Ergun BOZDAĞ. Biomechanical Comparison of 2 Different Femoral Stems in the Shortening Osteotomy of the High-Riding Hip. *The Journal of Arthroplasty* [online]. Elsevier, 2016, 31(6), 1346-1351 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1016/j.arth.2015.12.005. ISSN 0883-5403.
- [75] VARACALLO, Matthew, David T. LUO a Norman A. JOHANSON. Total Hip Arthroplasty (THA) Techniques [online]. Treasure Island, Florida: StatPearls Publishing, 2020 [cit. 2020-06-23].
- [76] VIDALAIN, Jean-Pierre, ed. The Corail® Hip System: A Practical Approach Based on 25 Years of Experience. Berlin: Springer, c2011. DOI: 10.1007/978-3-642-18396-6. ISBN 978-3-642-18395-9.

- [77] VORNDRAN, Elke, Nikola SPOHN, Berthold NIES, Sophie RÖSSLER, Sandra STORCH a Uwe GBURECK. Mechanical Properties and Drug Release Behavior of Bioactivated PMMA Cements. *Journal of Biomaterials Applications* [online]. London, England: SAGE Publications, 2012, 26(5), 581-594 [cit. 2020-04-13]. DOI: 10.1177/0885328210376996. ISSN 0885-3282.
- [78] VOSYNEK, Petr. Deformačně-napěťová analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2008. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Doc. Ing. Tomáš Návrat Ph.D.
- [79] Výběrové šetření o zdravotním stavu české populace: Index tělesné hmotnosti (III. díl). Praha: Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky, 2002. Dostupné také z: <https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna>
- [80] WEBSTER, John, ed. *The Physiological Measurement Handbook: Orthopedics* [online]. Baton Rouge: CRC Press, c2014 [cit. 2020-04-10]. ISBN 978-1-4398-0848-1. Dostupné z: <https://doi-org.ezproxy.lib.vutbr.cz/10.1201/b17831>
- [81] WEINANS, Harrie, Rik HUISKES a H.J. GROOTENBOER. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *Journal of Biomechanics* [online]. 1992, 25(12), 1425-1441 [cit. 2020-04-10]. DOI: 10.1016/0021-9290(92)90056-7. ISSN 00219290.
- [82] WOLFF, Julius. *The Law of Bone Remodelling*. Berlin: Springer, 1986. ISBN 978-3-642-71031-5.

Seznam symbolů a zkratek

Symbols

ϵ_{ekv}	ekvivalentní přetvoření (von-Mises)
μ	Poissonova konstanta / absorpční koeficient
σ_{ekv}	ekvivalentní napětí (von-Mises)
E	modul pružnosti
f	koeficient tření
F_d	dynamická síla
F_E	ekvivalentní styková síla
F_G	tíhová síla člověka
F_{kG}	tíhová síla člověka bez dolní končetiny
F_{Sk}	styková síla kyčelního kloubu
F_S	styková síla od podložky
g	gravitační zrychlení
k	faktor dynamického zatížení
m	hmotnost člověka
M_d	dynamický moment
M_E	ohybový moment při statické ekvivalenci
r_E	rameno ekvivalentní stykové síly
r_T	rameno těžiště dolní končetiny

Zkratky

CT	výpočetní tomografie
D-N	deformačně-napětové
HU	hounsfieldovy jednotky
MKP	metoda konečných prvků
OP	okrajová podmínka
SED	hustota energie napjatosti
TEP	totální endoprotéza

Seznam obrázků

1.1	Počet primárních implantací kyčelního kloubu na 100 000 obyvatel [18] . . .	15
4.1	Systém podstatných veličin [39]	18
5.1	Změna hustoty kostní tkáně po 2 letech od implantace [47]	21
6.1	Základní roviny lidského těla [34]	23
7.1	Skladba kosti [65]	26
7.2	Kostní architektonika proximálního femuru [82]	26
7.3	Proximální femur [56]	27
7.4	Pánevní kost [56]	29
7.5	Kyčelní svaly, dorzální pohled [65]	30
7.6	Schéma závislosti množství kostní tkáně na mechanickém namáhání [51, 81, 52]	31
8.1	Moderní necementovaná totální endoprotéza kyčelního kloubu s keramickou hlavicí a vložkou [1]	32
8.2	Způsoby fixace totální endoprotézy kyčelního kloubu [58]	33
8.3	Rozdělení dříků TEP podle jejich délky [16]	34
10.1	a) schéma CT skeneru [80], b) CT snímky [71], c) HU stupnice [42]	38
10.2	Povrchový model geometrie kostí	39
10.3	Postup tvorby plošného modelu pánevní kosti	39
10.4	Objemový model geometrie kostí	40
10.5	Model geometrie hlavice, vložky a jamky TEP	40
10.6	Model geometrie dříků TEP	41
10.7	Modely geometrie soustav TEP-kost	42
10.8	Souřadný systém modelu materiálu kompakty femuru	43
10.9	Ukázka měření HU spongiózní kosti femuru z CT snímků v programu ImageJ	44
10.10	Použité prvky při diskretizaci geometrie [3]	45
10.11	Diskretizace geometrie varianty s dříkem B	47
10.12	Předepsané okrajové podmínky	48
10.13	Kontakty předepsané pro dřík D	49

10.14	Model svalů	49
10.15	Schéma modelu zatížení	51
11.1	Dodatečná okrajová podmínka pro zajištění konvergence řešení	53
11.2	Velikost ekvivalentního přetvoření spongiózy pro malé a velké deformace	53
12.1	Celkové posuvy výpočtového modelu (posterior pohled)	54
12.2	Kontaktní tlak mezi hlavicí a vložkou TEP (kraniální pohled)	55
12.3	Ekvivalentní napětí (von Mises) vykresleno na jednotlivých dřících	56
12.4	Normálové napětí ve střední rovině dříku B ve směru superior-inferior	56
12.5	Průběh ekvivalentního napětí podél mediální strany dříků	57
12.6	Průběh ekvivalentního napětí podél laterální strany dříků	57
12.7	Ekvivalentní napětí cementového toulce v proximální části, pohled lateralis a posterior (v řezu)	58
12.8	Ekvivalentní přetvoření stehenní kosti na povrchu a v řezu frontální rovinou, pohled posterior (nahore) a anterior (dole)	59
12.9	Normálové přetvoření kortiky femuru ve směru superior-inferior	60
12.10	Ekvivalentní přetvoření spongiózní kostní tkáně femuru	60
12.11	Analýza ekvivalentního přetvoření v sedmi Gruenových zónách (G1 až G7) podle Frostovy hypotézy mechanostatu. Svislá osa grafů představuje část objemu dané Gruenovy zóny vyjádřenou v procentech [30].	62

Seznam tabulek

10.1	Základní informace dřívků TEP	41
10.2	Model materiálu kostních tkání	43
10.3	Hounsfieldovy jednotky spongiózy femuru pro různá měření	44
10.4	Model materiálu komponent TEP	45
10.5	Celkový počet prvků konečnoprvkové sítě pro jednotlivé řešené varianty . .	46
10.6	Vstupní a výstupní hodnoty modelu zatížení	51
11.1	Konečný výpočtový čas pro každou řešenou variantu	52
12.1	Maximální hodnoty ekvivalentního přetvoření kortiky a spongiózy femuru .	59