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

DEFORMAČNÍ A NAPĚŤOVÁ ANALÝZA VLIVU RŮZNÝCH TOTÁLNÍCH KOLENNÍCH ENDOPROTÉZ NA KOSTNÍ TKÁŇ TIBIE

STRESS AND STRAIN ANALYSIS OF DIFFERENT TOTAL KNEE ENDOPROSTHESES ON TIBIA BONE TISSUE PERFORMANCE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE Bc. Petr Boháč

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. Petr Marcián, Ph.D.

SUPERVISOR

BRNO 2022

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	**Bc. Petr Boháč**
Studijní program:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Studijní obor:	Biomechanika
Vedoucí práce:	**Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok:	2021/22

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:

Deformační a napěťová analýza vlivu různých totálních kolenních endoprotéz na kostní tkáň tibie

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jedním z nejvíce namáhaných kloubů v lidském těle je kloub kolenní. Chronickým zatížením kolenního kloubu dochází k nevratnému poškození chrupavek neboli gonartóze. Pokročilou gonartrózu doprovází silná bolestivost a její jediné definitivní řešení v dnešní době je totální náhrada kolenního kloubu. Zavedením totální endoprotézy dojde ke změně charakteru mechanického namáhání kloubu soustavy. Předmětem této diplomové práce bude určení a analýza mechanického namáhání kolenního kloubu a kostní tkáně tibie po implantaci různých totálních kolenních endoprotéz a provedení srovnávací deformační a napěťové analýzy.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení podrobné rešeršní studie související s řešenou problematikou
2. Vytvoření modelu geometrie kostních tkání z CT snímků.
3. Vytvoření modelů geometrie poskytnutých totální endoprotéz kolene s využitím 3D skeneru.
4. Vytvoření výpočtových modelů.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy soustavy a posouzení vlivu rozdílných TEP kolene na mechanickém namáhání kostní tkáně.

Seznam doporučené literatury:

COMPLETO, A., SIMÕES, J.A., FONSECA, F., OLIVEIRA, M.: The influence of different tibial stem designs in load sharing and stability at the cement–bone interface in revision TKA. The Knee, 2008, č. 15, s. 227–232. DOI: 10.1016/j.knee.2008.01.008.

FROST H.M.: Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's Law: The bone modeling problem. Anat. Rec., 1990, č. 226, s. 403–413. DOI: 10.1002/ar.1092260402.

GRAY, H.A., TADDEI, F., ZAVATSKY, A.B., CRISTOFOLINI, L., GILL, H.S.: Experimental Validation of a Finite Element Model of a Human Cadaveric Tibia. J. Biomech. Eng., 2008, č. 130, s. 031016. DOI: 10.1115/1.2913335.

QUILEZ, M.P., SERAL, B., PÉREZ, M.A.: Biomechanical evaluation of tibial bone adaptation after revision total knee arthroplasty: A comparison of different implant systems. Plos ONE, 2017, č. 12, e0184361. DOI: 10.1371/journal.pone.0184361.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2021/22

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 deformačně-napěťovou analýzou vlivu různých totálních endoprotéz kolenního kloubu na periprostetickou kostní tkáň tibie. V první části práce je popsána problémová situace a provedená rešeršní studie související s danou problematikou. V druhé části práce jsou popsány základní znalosti vhodné pro pochopení řešené problematiky. V třetí části práce je podrobně popsán postup tvorby výpočtových modelů, jenž by měl využitou metodiku učinit reprodukovatelnou i pro případné další studie. V další části práce jsou analyzovány a prezentovány výsledky z výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků. Na základě Frostovy hypotézy jsou pak zhodnoceny a porovnány vlivy různých totálních endoprotéz kolenního kloubu na periprostetickou kostní tkáň tibie při určeném maximálním zatížení působícím v cyklu chůze. V závěru práce jsou zmíněny možné důsledky této analýzy.

Abstract

This diploma thesis deals with the stress-strain analysis of the influence of various total knee endoprosthesis on the periprosthetic bone tissue of the tibia. The first part of the thesis describes the problem situation and the research study related to the issue. The second part of the thesis describes the basic knowledge suitable for understanding the issues addressed. The third part of the thesis describes in detail the process of creating computational models, which should make the used methodology reproducible for possible further studies. The next part of the work analyses and presents the results of computational modelling using the finite element method. Based on the Frost hypothesis, the effects of various total knee endoprosthesis on the periprosthetic tibial bone tissue at a specified maximum load appearing in the walking cycle are evaluated and compared. At the end of the thesis, the possible consequences of this analysis are mentioned.

Klíčová slova

totální artroplastika kolenního kloubu, výpočtové modelování, metoda konečných prvků, celopolyethylénová tibiální komponenta, metal-backed tibiální komponenta

Keywords

total knee arthroplasty, computational modelling, finite element method, all-polyethylene tibial component, metal-backed tibial component

Bibliografická citace

BOHÁČ, Petr. *Deformační a napěťová analýza vlivu různých totálních kolenních endoprotéz na kostní tkáň tibie* [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-04-12]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/140127. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma ‚Deformační a napěťová analýza vlivu různých totálních kolenních endoprotéz na kostní tkáň tibie‘ vypracoval samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. s použitím odborné literatury a zdrojů uvedených v této práci.

V Brně dne 17. května 2022 ……

Petr Boháč

Poděkování

Tímto děkuji panu Ing. Petru Marciánovi Ph.D. za jeho odborné rady a připomínky při vedení této diplomové práce. Také bych chtěl poděkovat za spolupráci I. Ortopedické chirurgické klinice ve Fakultní nemocnici u sv. Anny a Lékařské fakultě Masarykovy univerzity v Brně, zvláště pak panu MUDr. Vasileiosovi Apostolopoulosovi. Dále bych také chtěl poděkovat své rodině a přítelkyni, kteří mě po celou dobu studia vysoké školy podporovali.

Obsah

1. Úvod **14**

2. Popis problémové situace **15**

3. Formulace problému a cíle jeho řešení **16**

4. Systém podstatných veličin **17**

5. Rešeršní studie **18**

5.1. Publikace související s výpočtovým modelováním 18

6. Označení rovin a směrů lidského těla **21**

7. Základní anatomie kolenního kloubu a kostních tkání **23**

7.1. Kostní tkáně 23

7.2. Anatomie kolenního kloubu 26

7.2.1. Distální femur 28

7.2.2. Proximální tibie 29

8. Frostova hypotéza **30**

9. Umělé náhrady kolenního kloubu **31**

9.1. Rozdělení endoprotéz kolenního kloubu 32

9.2. Artroplastika kolenního kloubu 33

10. Volba metody řešení problému **34**

11. Výpočtový model **35**

11.1. Model geometrie 35

11.1.1. Modely geometrie kostních tkání tibie 35

11.1.2. Modely geometrie totálních kolenních endoprotéz 40

11.1.3. Modely geometrie sestavy tibie a TEP 43

11.2. Diskretizace geometrie 44

11.2.1. Diskretizované sestavy 46

11.3. Model materiálu 47

11.3.1. Model materiálu TEP a kostního cementu 47

11.3.2. Model materiálu kostních tkání tibie 47

11.4. Model vazeb a zatížení 53

11.5. Shrnutí variant modelů 55

12. Prezentace a analýza výsledků 56

12.1. Analýza ekvivalentního přetvoření 56

12.2. Analýza kontaktních tlaků 63

12.3. Analýza ekvivalentního napětí 64

13. Diskuse 66

14. Závěr 68

Seznam symbolů a zkratek 69

Reference 70

1. Úvod

Totální artroplastika kolenního kloubu (TKA) je běžná chirurgická procedura, při které se nahradí kolenní kloub totální kolenní endoprotézou. Poprvé byla představena v roce 1968 a je považována za účinnou a definitivní léčbu osteoartrózy kolenního kloubu neboli gonartrózy. Gonartróza se projevuje bolestivostí kolenního kloubu při běžných činnostech jako je například chůze, běh anebo i v klidovém režimu. Může se také projevovat ztuhlostí kolene nebo otokem [1].

Podle Americké akademie ortopedických chirurgů v roce 2017 bylo ve Spojených státech amerických provedeno téměř milion TKA. Během následujících let se očekává, že bude provedeno násobně více TKA a průměrný věk pacienta při provedení zákroku se bude snižovat [2]. V současné době je přibližný věk pacienta při implantaci totální endoprotézy (TEP) kolenního kloubu bez ohledu na typ implantátu 69 let [3, 4].

Ačkoliv TKA má velmi dobré klinické výsledky, riziko selhání náhrady kolenního kloubu a tím pádem nutnost revizní TKA je v současné době 5 % do deseti let od provedení zákroku [5]. V případě časového intervalu mezi 10 a 15 lety je riziko revize TKA přibližně 10 %. Nejčastější komplikace TKA obecně je infekce. Nejčastější mechanickou příčinou selhání TKA je aseptické uvolnění a tvoří tak přibližně třetinu případů, dále následuje s menší četností nestabilita a periprostetické zlomeniny [6, 7].

Jelikož aseptické uvolnění je jednou z nejčastějších příčin selhání TEP kolenního kloubu, je důležité mít dostatečné množství přínosných informací pro ortopedy. Motivací k vypracování této diplomové práce je právě srovnání vlivu dvou různých TEP kolenního kloubu na periprostetickou kostní tkáň tibie pro různé věkové kategorie pacientů, a tím poskytnout biomechanickou analýzu, která může mít vliv na výběr druhu TEP, jež bude implantována konkrétnímu pacientovi.

2. Popis problémové situace

Kolenní kloub je jedním z nejvíce namáhaných kloubů lidského těla. Při chronickém zatěžování kolenního kloubu dochází ke gonartróze, kterou doprovází silná bolestivost a její jediné definitivní řešení v dnešní době je totální náhrada kolenního kloubu.

Při nahrazení kolenního kloubu TEP se změní charakter mechanického namáhání této soustavy. Totální endoprotéza kolenního kloubu s celopolyethylenovou tibiální (ang. ‚All-polyethylene tibial' – APT) komponentou vykazuje vysokou míru dlouhodobého přežití a srovnatelné funkční výsledky s tibiálními komponentami s kovovým podkladem (ang. ‚Metal-backed' – MB). APT komponenta je primárně doporučena starším pacientům a pacientům s nižšími nároky na pohybovou aktivitu. Pro volbu vhodného typu TEP kolenního kloubu nejsou ortopedickým chirurgům k dispozici žádné indikační pokyny, které by se zakládaly na biomechanické analýze. Není tak určen ani věk, při kterém je optimálnější implantovat APT komponentu.

Aktuálně je k dispozici řada článků a studií, které se zabývají analýzou deformačně–napěťových (D–N) stavů totálních kolenních endoprotéz pomocí výpočtového modelování například [8–11]. Výsledky těchto prací nejsou však vzájemně srovnatelné z důvodu použití různých modelů geometrie, materiálu, vazeb a zatížení.

3. Formulace problému a cíle jeho řešení

Formulace problému bude vycházet z vymezení P. Janíčka *‚Problémem jsou naformulované ty skutečnosti z problémové situace, které jsou podstatné a vyžadují řešení‘* [12]. V případě určení problémové situace v předchozí kapitole, bude problém vymezen následovně:

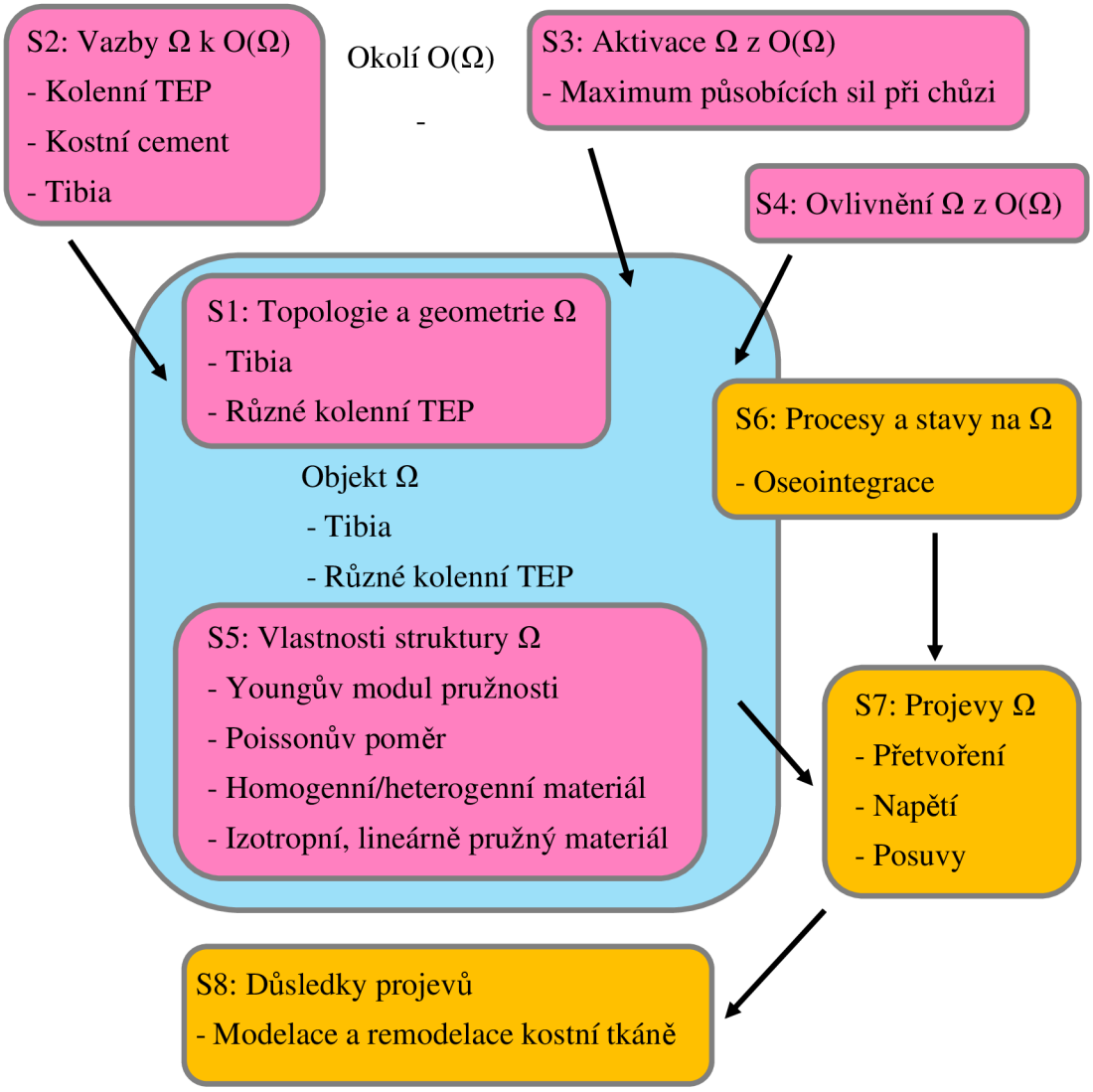
Posouzení deformačně-napěťových stavů vzniklých implantací totálních kolenních endoprotéz All-Polyethylene a Metal-backed a jejich vliv na kostní tkáň tibie pomocí výpočtového modelování.

Dílčí cíle vedoucí k řešení této diplomové práce jsou:

1. Provedení podrobné rešeršní studie související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelů geometrie kostních tkání z CT snímků.
3. Vytvoření modelů geometrie poskytnutých TEP kolenního kloubu s využitím 3D skeneru.
4. Vytvoření výpočtových modelů.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy soustavy a posouzení vlivu rozdílných TEP kolenního kloubu na mechanickém namáhání kostní tkáně.

4. Systém podstatných veličin

Pro posouzení vlivu D-N stavů vzniklých TKA byla sestavena množina podstatných veličin, které jsou spojené s modelovým objektem a z hlediska řešení problémové situace jsou podstatné [12]. Schéma systému podstatných veličin je zobrazeno na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Systém podstatných veličin [12]

Zatížení, které působí na TEP kolenního kloubu a tibii při chůzi, je dynamického charakteru. V této práci je uvažováno pouze vybrané maximum působících sil při cyklu chůze a veličiny jsou považovány za statické. Uvažováním stochastického charakteru vstupních veličin by byl překročen rámec této diplomové práce. Proto jsou všechny veličiny uvažovány jako deterministické.

5. Rešeršní studie

Existuje řada publikací a studií, jenž se zabývá hodnocením TKA jak z hlediska použití různých implantačních metod, tak různých TEP kolenního kloubu, ale také i rozdílného umístění komponent.

Využívané přístupy k provedení hodnocení v oblasti biomechaniky jsou nejčastěji experimentální modelování in vitro nebo pomocí výpočtového modelovaní s využitím metody konečných prvků (MKP), které je využito i v této práci. Práce využívají rozdílné zatížení při různých situacích jako je například dřep, chůze do schodů nebo stoj na jedné noze. Modely využívané k provádění analýz se také velmi liší. V experimentech se často využívá syntetických kompozitních kostí, jelikož jejich geometrie a mechanické vlastnosti jsou jednotnější, než při využití kostí odebraných z kadavéru [13]. Při využití výpočtového modelování pomocí MKP se využívají různé modely geometrie a materiálu, které se od sebe velmi často výrazně liší.

Výsledky těchto prací nejsou však vzájemně porovnatelné právě z důvodu využití různých přístupů, modelů i kritérií hodnocení. Z tohoto důvodu byla vypracována tato diplomová práce, ve které je detailně popsán postup tvorby výpočtového modelu se všemi potřebnými informacemi, jenž by měl činit využitou metodiku plně reprodukovatelnou. A zároveň poskytnout analýzu, ve které jsou porovnány dvě konkrétní TEP kolenního kloubu a jejich vliv na D-N stavy.

V této kapitole jsou dále uvedeny publikace, jež souvisí s řešenou problematikou v této diplomové práci.

5.1. Publikace související s výpočtovým modelováním

Finite element analysis: a comparison of an all-polyethylene tibial implant and its metal-backed equivalent; *S.M. Thompson, D. Yohuno, W.N. Bradley, A.D. Crocombe* (2016) [8]

Tato práce se zabývá hypotézou, že TEP s APT komponentou poskytuje srovnatelnou biomechanickou odezvu jako její MB ekvivalent. K posouzení mechanických veličin je využito výpočtové modelovaní. K tvorbě modelů geometrie kostních tkání byly využity sady snímků z výpočetní tomografie (ang. ‚Computed Tomography‘– CT). V práci jsou použity homogenní a izotropní modely materiálu kostních tkání, které rozlišují kortikální a spongiózní kostní tkáň.

Zatížení je aplikované přímo na povrchy tibiálních komponent TEP s rozdělením 50:50 na mediální a laterální stranu tibiální komponenty. Výsledkem této práce je závěr, že APT komponenta přenáší větší zatížení na spongiózní kostní tkáň než MB tibiální komponenta a způsobuje vyšší napětí v této tkáni. Dále bylo vyhodnoceno, že MB tibiální komponenta vykazuje větší potenciální úbytek kostní hmoty v důsledku resorpce než APT komponenta v oblasti proximální tibie.

Přínosem této práce je vytvoření biomechanické analýzy, jež v konkrétním případě srovnává různé TEP kolenního kloubu. Autoři práce zmiňují, že jejich analýza za určitých podmínek může mít vliv na výrazné snížení nákladů ve zdravotnictví, protože náklady na APT komponentu a MB tibiální komponentu se signifikantně liší. APT komponenta je finančně méně nákladná než MB tibiální komponenta.

All-polyethylene tibial components generate higher stress and micromotions than metal-backed tibial components in total knee arthroplasty; *Jean Brihault, Alessandro Navacchia, Silvia Pianigiani , Luc Labey , Ronny De Corte, Valerio Pascale, Bernardo Innocenti* (2015) [9]

Tato studie se zabývá biomechanickým srovnáním pomocí výpočtového modelování APT komponenty a MB tibiální komponenty TEP kolenního kloubu při okrajových podmínkách maximální flexe kolenního kloubu. Model geometrie byl vytvořen ze sady CT snímků modelu levé tibie od společnosti Sawbones USA. Tato práce rozlišuje kortikální a spongiózní kostní tkáň. Model materiálu kortikální kostní tkáně byl určen jako lineárně pružný a ortotropní, ostatní modely materiálu byly určeny jako lineárně pružné a izotropní. Materiálové charakteristiky kostních tkání i TEP byly získány z dostupných zdrojů. Z výsledků této studie vyplývá, že při použití APT komponenty dochází k méně uniformnímu rozložení napětí v kostní tkáni, které dosahuje vyšších hodnot. Autoři studie hodnotí APT komponentu tak, že z mechanického hlediska je potenciálně rizikovější její selhání než MB tibiální komponenty.

V této práci je využívána poměrně hrubá výpočetní síť, která obsahuje přibližně 55 000 elementů. Hodnocení je provedeno na základě mikro pohybů implantátů a napětí v kostní tkáni. Vyhodnocení přetvoření a zhodnocení dle Frostovy hypotézy nebylo uvažováno.

Coronal malposition effects in total knee arthroplasty: a finite element analysis; *Gabriel Stan, Horia Orban, Lucian Gruionu & Panait Gheorghe* (2012) [10]

Tato práce se zabývá hodnocením vlivu implantace tibiální i femorální komponenty při TKA na kostní tkáň tibie pomocí výpočtového modelování. V práci jsou porovnány výpočtové modely s ideálním umístěním komponent TEP, malpozicí (nežádoucí pozice) tibiální komponenty a malpozicí femorální komponenty vůči tibiální a zároveň malpozicí tibiální komponenty. V této práci není detailně uveden postup tvorby výpočtového modelu. Tudíž je nejasné, zda je rozlišena kortikální kostní tkáň a spongiózní kostní tkáň. Modely materiálu a zatížení jsou také nejasně definovány. Typ TEP v práci není také uveden.

Vzhledem k chybějícím informacím o využité metodice k tvorbě výpočtového modelu je tato práce jen velmi těžko reprodukovatelná. Tato studie se snaží poukázat na důležitost balancování TEP komponent při TKA.

Finite-Element analysis of a lateral femoro-tibial impact on the total knee arthroplasty*; Ali Zine El-Abidine Arab, Ali Merdji, Ali Benaissa, Osama M.Mukdadi (2020)* [11]

V této publikaci se autoři zabývají analýzou rozložení a hodnoty napětí pomocí výpočtového modelování v modelu kolenního kloubu s implantovanou TEP. Model geometrie kostí byl vytvořen ze sady CT snímků. V této práci je rozlišen model spongiózní kostní tkáně a kortikální kostní tkáně. Modely materiálu kostních tkání jsou uvažovány jako homogenní a izotropní. Analyzovaný typ TEP kolenního kloubu byl s MB tibiální komponentou. Model materiálu byl určen na základě dostupných zdrojů. Model zatížení simuloval náhlý náraz, ke kterému může dojít například při autonehodě. Shrnutí výsledků z této práce uvádí, že nejvyšší hodnoty napětí se vyskytují v oblasti kortikální kostní tkáně v blízkosti tibiální komponenty TEP kolenního kloubu. V práci je také diskutována důležitost minimalizace kontaktních tlaků na polyethylenové části tibiální komponenty.

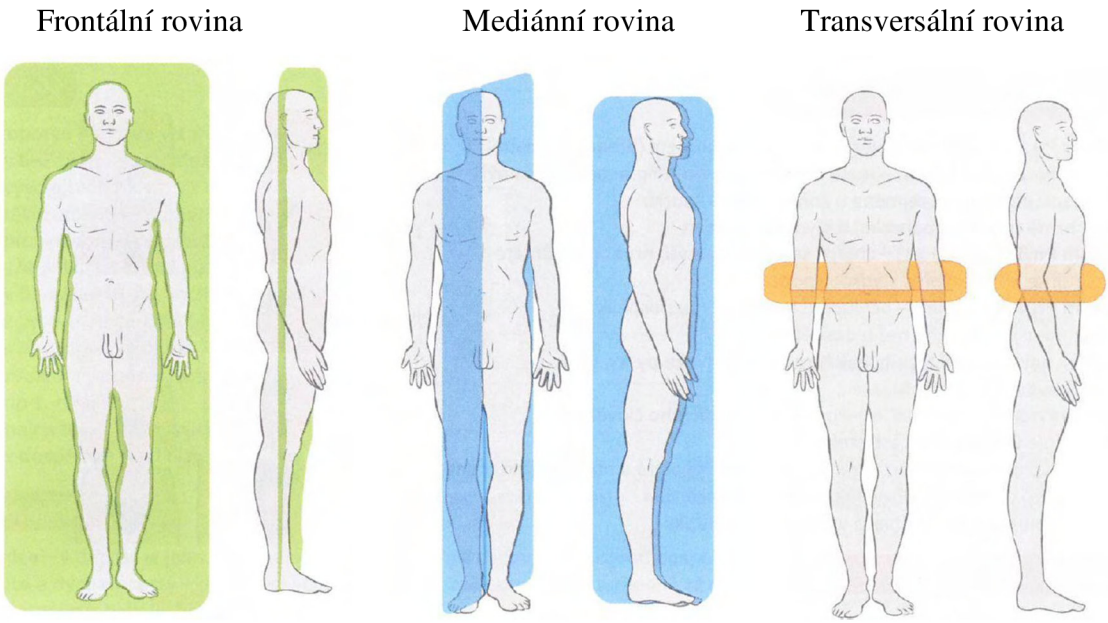
Autoři této práce se také snaží poukázat na důležitost analýzy pomocí výpočtového modelování s využitím MKP, která může poskytnout cenné poznatky jak ortopedickým chirurgům při TKA, tak konstruktérům komponent TEP kolenního kloubu při jejich návrhu.

6. Označení rovin a směrů lidského těla

V této práci jsou zmiňovány pojmy, jež souvisí s orientací na lidském těle a popisem jeho struktur. Znalost těchto pojmů je tedy vhodná pro správné pochopení všech následujících kapitol v této diplomové práci.

Běžnou pozicí lidského těla využívanou k popisu je anatomická poloha. Tato pozice je dosažena při vzpřímeném stoji horními končetinami visícími podél těla a dlaněmi otočenými vnitřní stranou vpřed. Tato pozice je znázorněna na obrázku 6.1. Z této pozice je možné určit tři na sebe kolmé základní roviny:

- Frontální rovina – rozděluje tělo na přední a zadní část
- Mediánní rovina – dělí tělo na pravou a levou polovinu
- Transversální rovina – dělí tělo na horní a dolní část

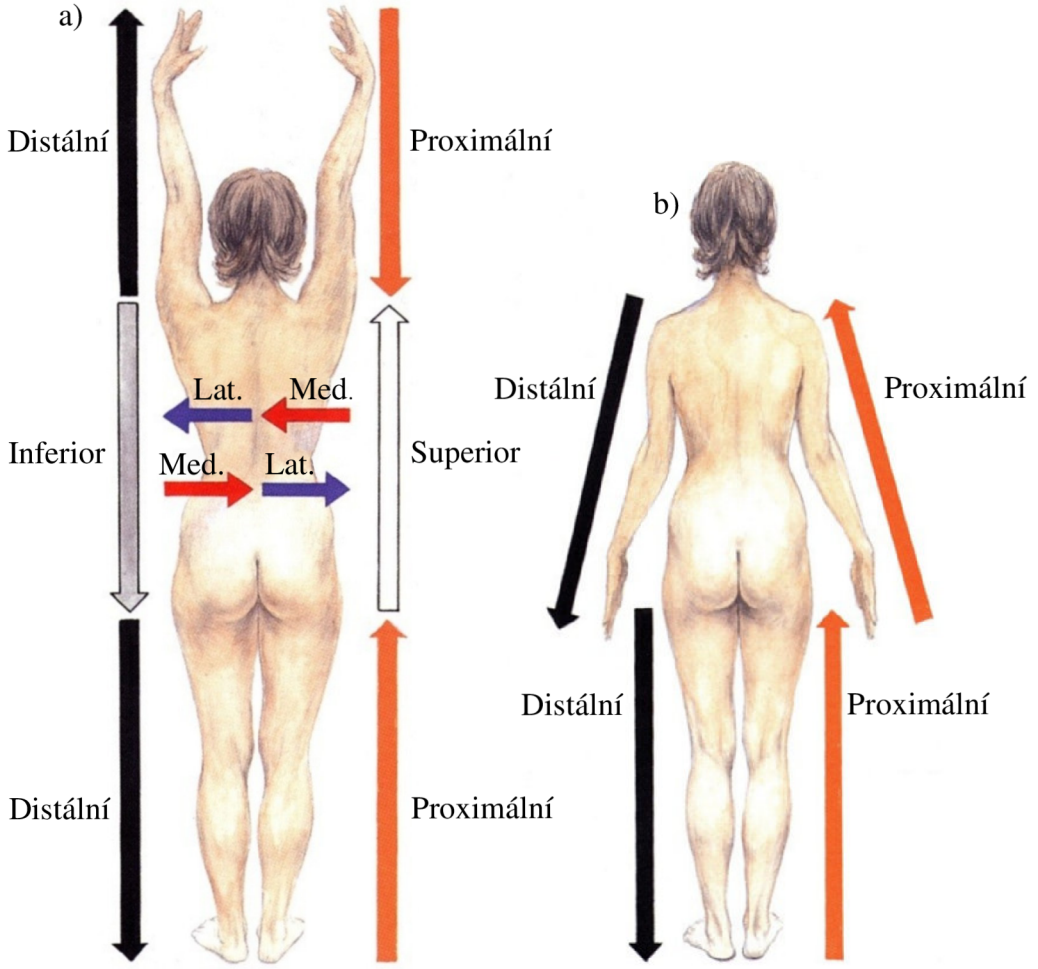


Obrázek 6.1: Základní roviny lidského těla [14]

Další využívanou rovinou je rovina sagitální, což je každá rovina rovnoběžná s rovinou mediánní.

K popsání směrů na lidském těle je využívána stejná anatomická poloha. Na obrázku 6.2 jsou označeny hlavní směry na lidském těle a na jeho končetinách. Určené směry:

- Superior – horní, nahoře
- Inferior – dolní, dole
- Distální – směr od trupu
- Proximální – směr k trupu
- Lat. (Laterální) – směr od středu těla
- Med. (Mediální) – směr do středu těla



Obrázek 6.2: a) Označení hlavních směrů lidského těla b) Označení směrů na končetinách [15]

7. Základní anatomie kolenního kloubu a kostních tkání

Pro určení D-N stavů, analýzu výsledků a tvorbu výpočtového modelu kolenního kloubu se zavedenou TEP je nutné mít podstatné znalosti z oblasti anatomie kolenního kloubu (lat. articulatio genus) a kostních tkání.

V této kapitole jsou popsány vybrané základní prvky, které byly určeny na základě konzultace se zkušeným lékařem jako podstatné. Je však nutné zmínit, že informace uvedené v této kapitole zcela nepopisují všechny prvky soustavy kolenního kloubu, podrobný popis všech prvků lze nalézt například v následujících knihách [15–17].

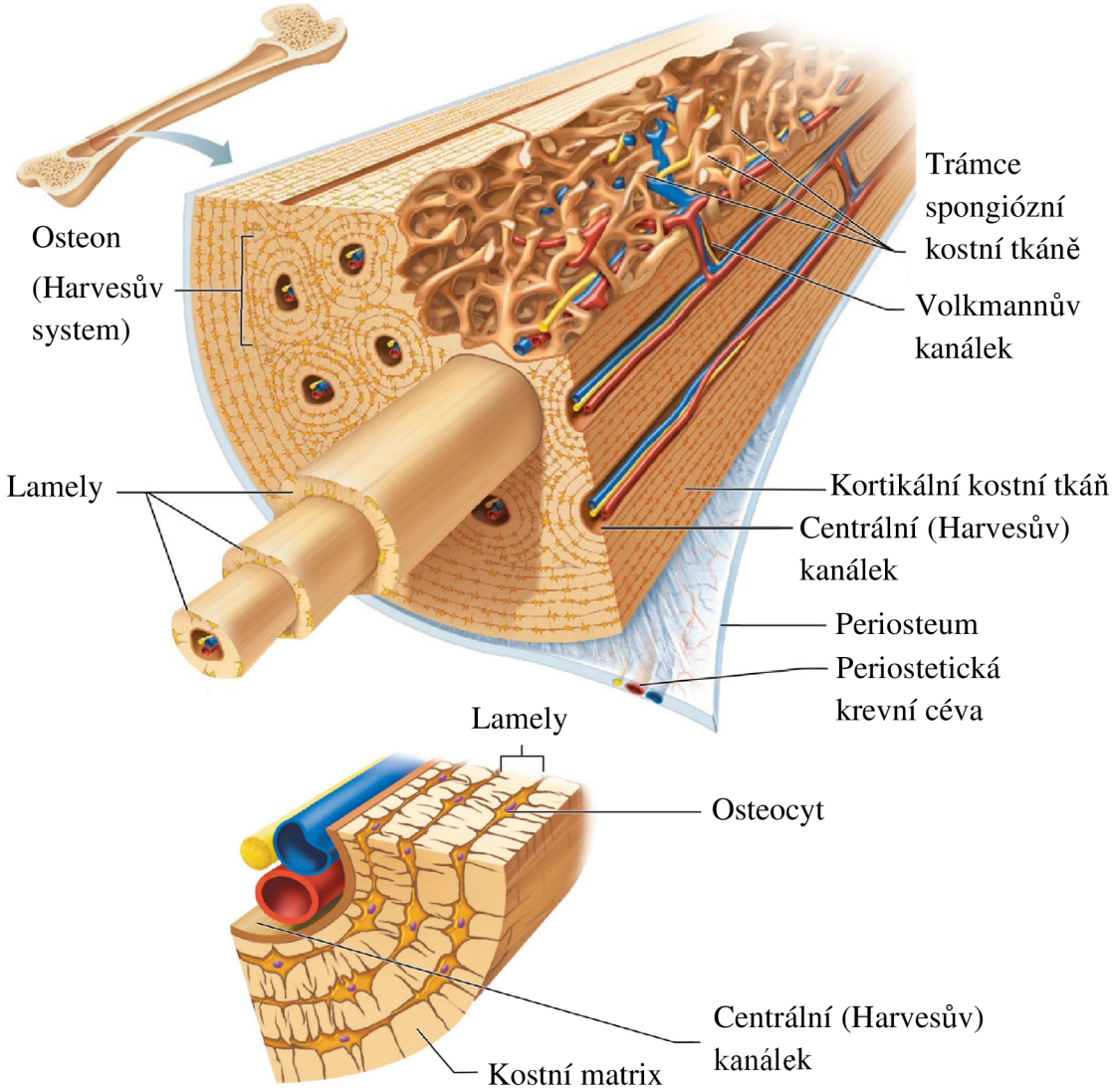
7.1. Kostní tkáně

Kost (lat. os) je mineralizovaná pojivová tkáň, jež vzniká procesem nazývaným osifikace. Tuto tkáň tvoří buňky a mezibuněčná hmota. Buňkami kostní tkáně jsou osteoblasty, osteocyty a osteoklasty. Stavba kosti je tvořena dvěma hlavními typy kostní tkáně, a to spongiózní kostní tkáň a kortikální kostní tkáň. Tyto dva typy tkáně se také liší rozdílnou strukturou, porozitou a hustotou [15, 16].

Kortikální kostní tkáň (lat. substantia compacta) je pojivová tkáň tvořená z organizovaných pravidelných shodně orientovaných vrstev destičkových nebo soustředných trubicových lamel. V transversálním řezu se tloušťka a tvar lamely může lišit v závislosti na konkrétní kosti. Stehenní kost (lat. femur), která je při běžných činnostech zatížena větší hmotností než kosti horních končetin, má vyšší počet lamel, které jsou i tlustší v porovnání právě s kostmi horních končetin. Kortikální kostní tkáň se většinou nachází ve vnější vrstvě dlouhých kostí a ve vnitřní části spongiózní kostní tkáně v proximálním a distálním konci kosti. Tvoří přibližně 80 % celkové hmotnosti kostry v lidském těle [18].

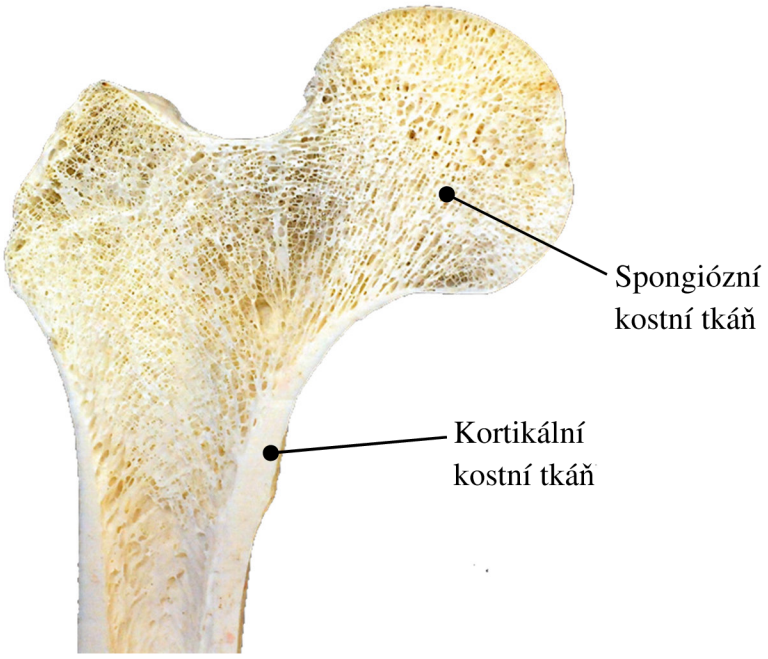
Lamely, které přiléhají na centrální (Harvesův) kanálek, tvoří osteon neboli Harvesův systém (viz obr. 7.1.1), jenž má cylindrickou strukturu. Centrální kanálek obsahuje krevní cévy a nervová vlákna a mezi centrálními kanálky jsou Volkmannovy kanálky, které propojují krevní oběh osteonů. Lamely jsou tvořeny osteocyty (popř. osteoblasty) a svazky kolagenních vláken v mezibuněčné hmotě (kostní matrix). Svazky kolagenních vláken jsou na jednotlivých lamelách téměř rovnoběžné a jejich sklon je rozdílný u každé z lamel. Osteony jsou potom v kortikální kostní tkáni zarovnány ve stejném směru [19].

Primární funkce kortikální kostní tkáně je mechanická opora těla. Kvůli výše popsané stavbě má tato tkáň při statickém zatížení nejvyšší tuhost v tlaku a v tahu podél osy osteonů, naopak nejnižší tuhost má při namáhání krutem. Tuhost kortikální kostní tkáně je ovlivněna také věkem, starší pacienti v důchodovém věku obvykle mají již méně kvalitní kortikální kostní tkáň, která není schopna bez porušení odolávat stejnému zatížení jako v mladé dospělosti [15].



Obrázek 7.1.1: Stavba kortikální kostní tkáně. Převzato a upraveno z [20]

Spongiózní kostní tkáň (lat. substantia spongiosa) je kostní tkáň tvořená z lamelósních trámců a plotének, které jsou propojeny a tvoří tak prostorovou síť (viz. obr. 7.1.2). Tato tkáň se pak primárně vyskytuje uvnitř v proximálním a distálním konci dlouhých i krátkých kostí (epifýze) a přechodu do střední části kosti z těchto konců (metafýze) [18].



Obrázek 7.1.2: Kostní architektonika proximální části femuru. Převzato a upraveno z [21]

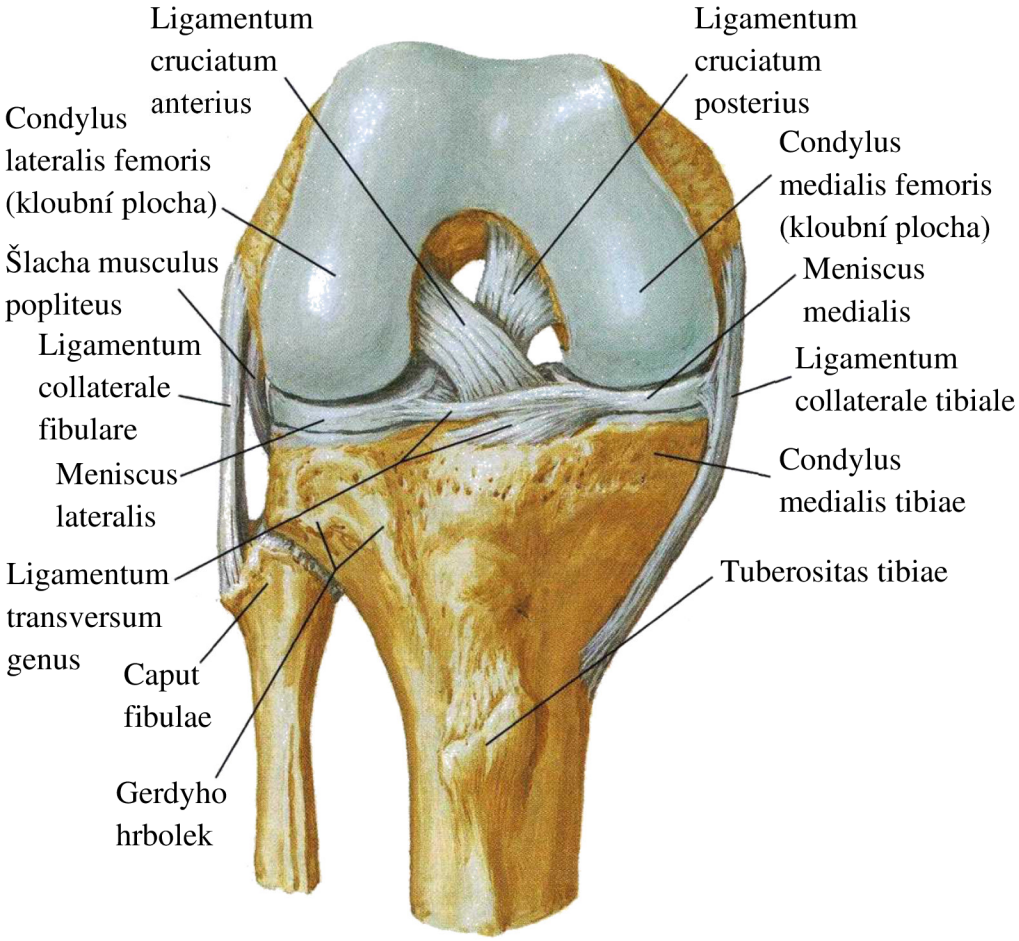
Kostní architektonika neboli tvar, počet, tloušťka a orientace trámců a plotének je závislá na mechanickém namáhání spongiózní kostní tkáně. V kosti je pak tedy prostorová síť spongiózní kostní tkáně formována tak, aby zajištovala optimální přenos zatížení [15]. Kostní architektonika se pak mění v čase podle velikosti a typu namáhání, v závislosti na pohybové aktivitě, věku, váze a poranění konkrétního člověka. Během jednoho roku dochází k remodelaci 10 % až 20 % celkového kostního skeletu [16, 19]. Tyto procesy popisuje například Frostova hypotéza, podle níž při určitém přetvoření způsobeným mechanickým namáháním dochází k modelaci a remodelaci kostní tkáně. Naopak pokud mechanické namáhání kostní tkáně není dostatečné, dochází k osteolýze [22]. V této práci je věnována těmto procesům samostatná kapitola 8.

Spongiózní kostní tkáň má obecně nižší hustotu, vyšší porozitu a nižší tuhost něž kortikální kostní tkáň z makroskopického hlediska (na mikro úrovni jsou mechanické vlastnosti některými autory uváděny bez rozlišování). Kostní dutina a póry jsou vyplněny kostní dření (lat. medulla ossium). Tato dřeň je zodpovědná za tvorbu většiny krevních částic [15, 19].

7.2. Anatomie kolenního kloubu

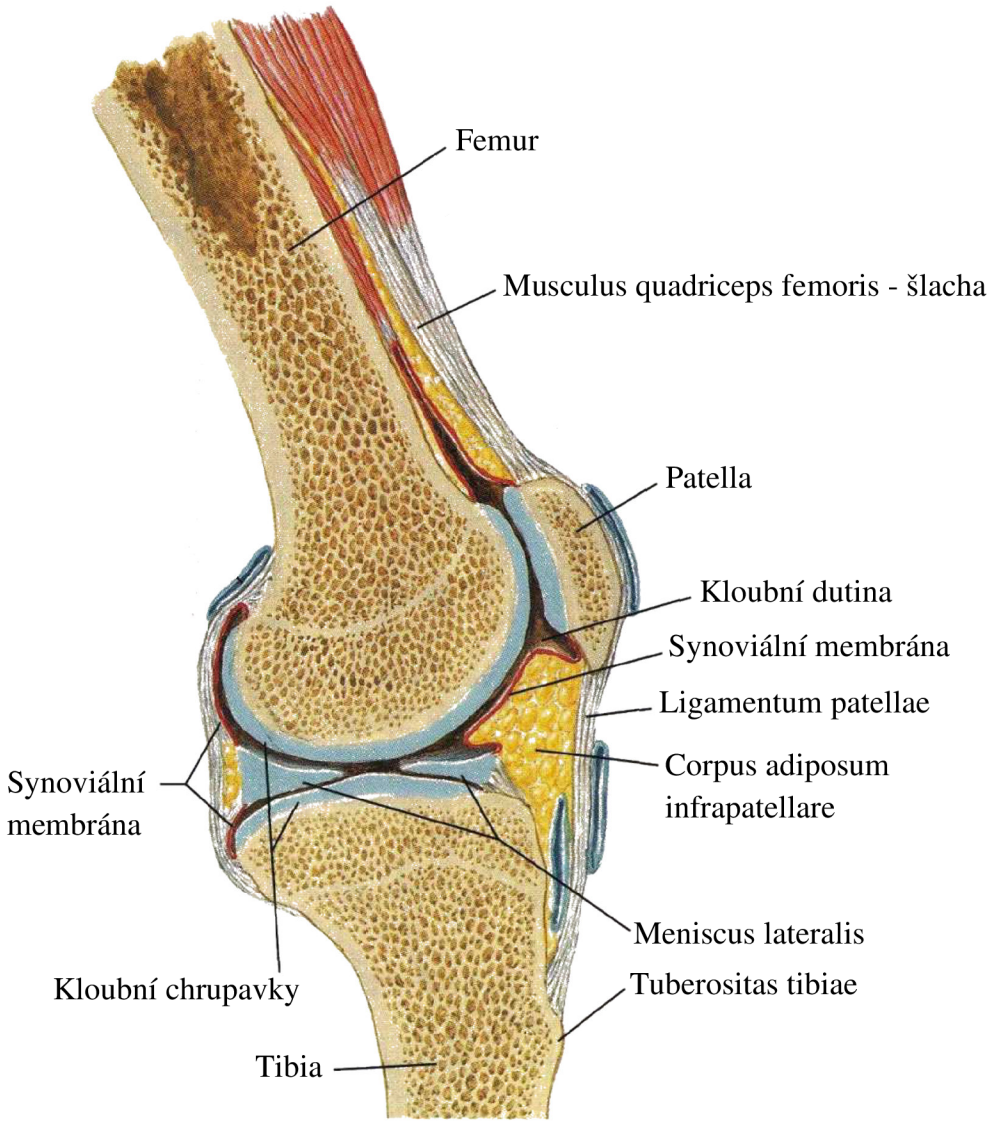
Kloubem je označováno pohyblivé spojení dvou a více kostí, které se dotýkají plochami povlečenými chrupavkou [15]. Kolenní kloub (lat. articulatio genus) je největší složený kloub v lidském těle. Kolenní kloub je komplex, který tvoří distální část femuru, čéška (lat. patella), proximální část tibie, jejich chrupavky (lat. cartilago), menisky (řec. meniscus), šlachy (řec. tendon) a vazy (lat. ligamentum) [17]. Na obrázku 7.2.1 je zobrazen pravý kolenní kloub ve flexi.

Povrchy všech tří kostí jsou pokryty hyalinními chrupavkami, což je tvrdá, hladká a křehká pojivová tkáň. Tato tkáň chrání kosti a umožňuje jim se po sobě bez obtíží pohybovat v kloubu. Menisky ve tvaru písmene ‚C' a ‚O' se nachází mezi femurem a tibií. Jejich funkce je mechanické tlumení pohybu kolenního kloubu a tím jej chrání před případným přetížením, které by mohlo vést k porušení některé z přítomných tkání. Velké vazy drží pospolu femur a tibii, tím zajišťují stabilitu soustavy kolenního kloubu.



Obrázek 7.2.1: Pravé koleno ve flexi – pohled zepředu [17]

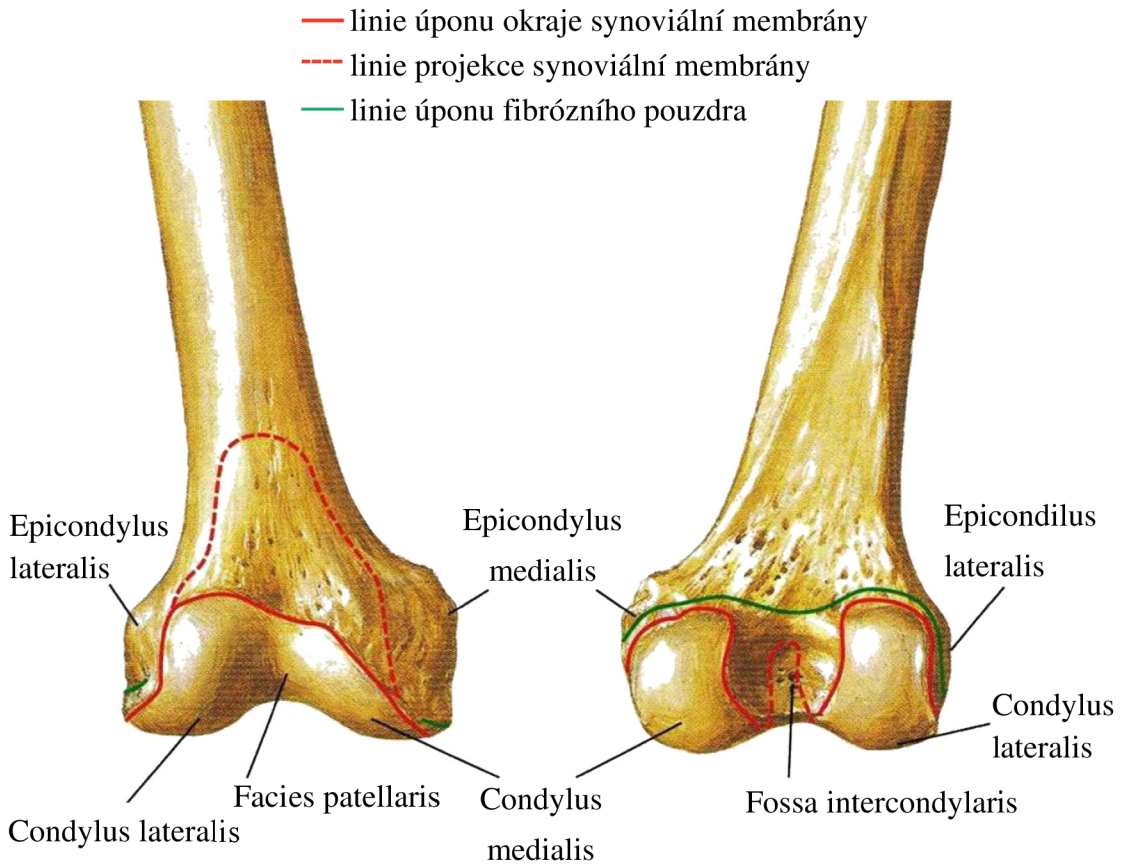
Všechny další povrchy kolenního kloubu jsou pokryty synoviální membránou. Synoviální buňky zajišťují lubrikaci chrupavek pomocí uvolňování kapaliny, která snižuje tření ve zdravém kolenním kloubu téměř na nulovou hodnotu. Na obrázku 7.2.2 je zobrazen kolenní kloub v sagitálním řezu.



Obrázek 7.2.2: Pravé koleno v extenzi zobrazené v sagitálním řezu [17]

7.2.1. Distální femur

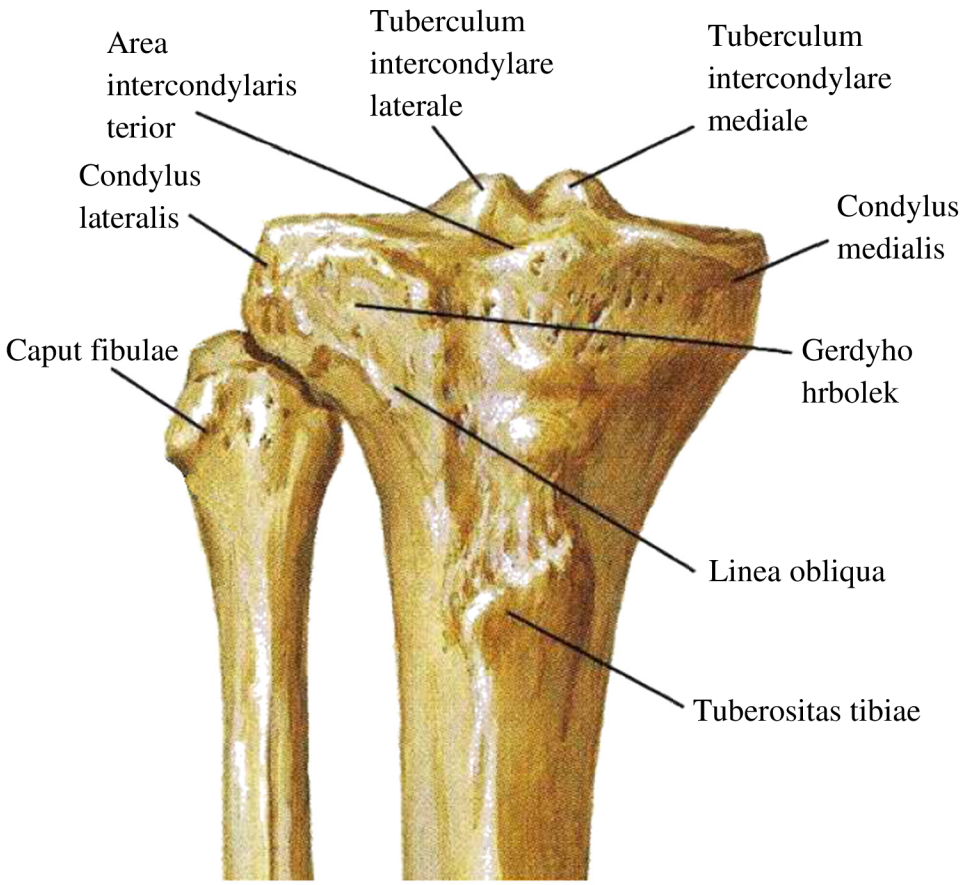
Stehenní kost (lat. femur) je nejdelší kostí lidského těla, její distální konec je rozšířený a vybíhá ve dva kloubní hrboly, mediální kondyl (lat. condylus medialis) a laterální kondyl (lat. condylus lateralis). Oba kondyly mají rozdílný obvod, profil i postavení. Mediální kondyl bývá delší a užší než laterální. Na obrázku 7.2.1.1 je popsána stavba distální části femuru.



Obrázek 7.2.1.1: Distální femur v levé části obrázku pohled zepředu a v pravé části obrázku pohled zezadu [17]

7.2.2. Proximální tibie

Kost holenní (lat. tibia) je nosná kost a výrazně mohutnější než kost lýtková (lat. fibula). Proximální část tibie tvoří mediální kondyl (lat. condylus medialis) a laterální kondyl (lat. condylus lateralis). Mediální kondyl má kloubní plochu oválnou a konkávní. Laterální kondyl má kloubní plochu okrouhlou až téměř rovnou. Na obrázku 7.2.2.1 je popsána stavba proximální části tibie a fibuly.

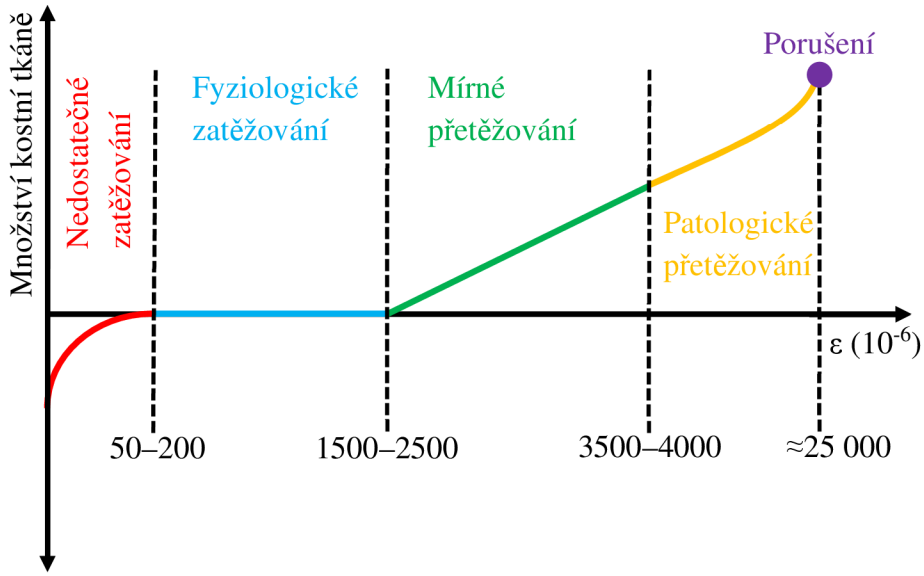


Obrázek 7.2.2.1: Proximální část pravého bérce – pohled zepředu [17]

8. Frostova hypotéza

Mechanostat hypotéza, kterou navrhl Frost [23, 24], popisuje přizpůsobení kostních tkání na mechanické namáhaní. Množství klinických případů a experimentů vykazovalo takové přizpůsobení kostních tkání v široké škále časových intervalů od dlouhodobé ztráty kostní hmoty po úrazu až po krátkodobý nárust kostní hmoty při každodenním cvičení [25–29]. Hypotéza mechanostatu je velmi důležitá pro biomechanické studie, které se zabývají porozuměním vlivu mechanického prostředí na degradaci, modelaci a remodelaci kostních tkání. Dlouhodobé výsledky tohoto přizpůsobení kostní tkáně mají také výrazný vliv na integraci a stabilitu implantátů [30].

Podle Frostovy hypotézy modelace a remodelace kostní tkáně závisí na přetvoření, které je způsobené jejím namáháním. Lze říci, že při fyziologickém zatížení kostní tkáně nedochází k jejímu úbytku, při mírném přetěžování kostní tkáně kostní tkáň přibývá. Pokud není kostní tkáň dostatečně zatížena, dochází k jejímu úbytku a pokud je patologicky přetěžována, může dojít k jejímu porušení [31]. Na obrázku 8.1 jsou zobrazeny závislosti mezi množstvím kostní tkáně a přetvořením.

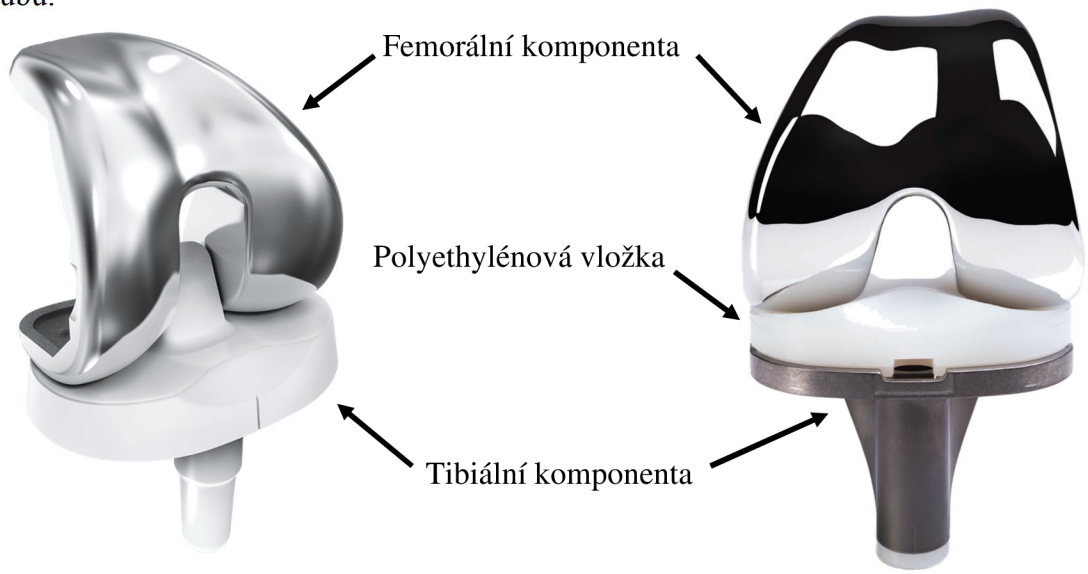


Obrázek 8.1: Schéma závislosti množství kostní tkáně na přetvoření [22, 32]

9. Umělé náhrady kolenního kloubu

TEP kolenního kloubu se obecně skládají z femorální a tibiální komponenty. Součástí TEP kolenního kloubu může být také patelární komponenta, v případě náhrady femoropatelárního kloubu. V současné době jsou obvykle TEP kolenního kloubu modulární stavebnicové sestavy. Tibiální i femorální komponenty jsou obvykle dostupné v několika velikostech, což umožňuje optimálnější přizpůsobení konkrétnímu pacientovi. Tibiální komponenty MB jsou sestaveny z tibiální kovové části a polyethylenové vložky. Polyethylenová vložka, která se nasazuje na tibiální kovovou část, může být vyměněna při revizi TKA. Tibiální komponenta může být také vyrobena z jednoho kusu materiálu, a to polyethylénu. Tvoří tak jeden spojitý díl (monoblock), v takovém případě se jedná o tibiální komponentu All-poly (AP) [33].

Tato diplomová práce se zabývá typem TEP kolenního kloubu, jehož tibiální komponenty umožnují zachovat zadní zkřížený vaz (lat. ligamentum cruciatum posterius) a označují se CR (ang. ‚cruciate retaining‘). V České republice je tento typ TEP kolenního kloubu nejčastěji využívaným pro primární implantaci [34]. Dalším příkladem typu TEP kolenního kloubu je PS (ang. ‚posterior stabilized‘) nebo CS (ang. ‚cruciate sacrificing‘), které neumožnují zachovat zadní zkřížený vaz. Různé typy TEP kolenního kloubu mají vliv na následnou vnitřní stabilitu kolenního kloubu po implantaci a jsou dle této vnitřní stability rozděleny [33]. Na obrázku 9.1 jsou zobrazeny příklady různých TEP kolenního kloubu.



Obrázek 9.1: a) All-poly PS TEP kolenního kloubu [35] b) Metal-backed CR TEP kolenního kloubu [36]

9.1. Rozdělení endoprotéz kolenního kloubu

Endoprotézy se rozdělují na částečné a totální podle počtu nahrazených kloubních ploch. Částečné endoprotézy nahradí pouze ty kloubní plochy, které vyžadují rekonstrukci. Může jimi být například unikondylární endoprotéza kolenního kloubu, kdy se nahradí jen mediální nebo laterální strana kloubu [37].

Z hlediska upevnění ke kostní tkáni se endoprotézy dělí na cementované, necementované a hybridní. Hybridní upevnění je kombinací kde jedna část TEP je cementovaná ke kostní tkáni a druhá část je necementovaná.

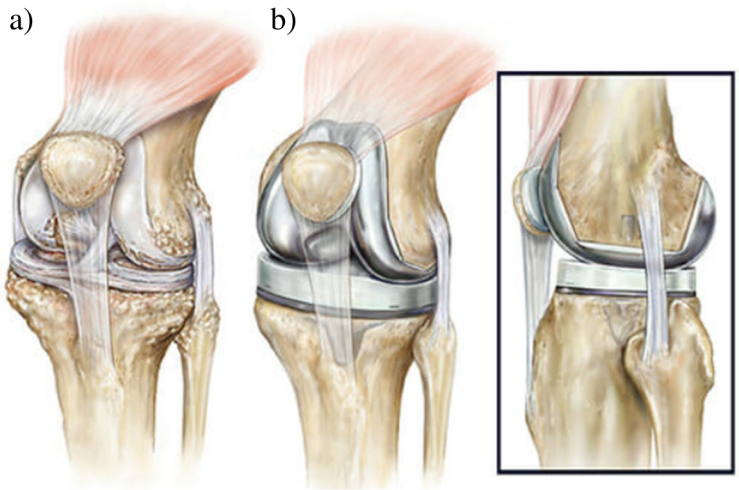
U **cementovaných** endoprotéz se využívá kostní cement pro jejich fixaci. Aplikuje se vtlačením do vytvořeného otvoru v kostní tkáni a následným usazením endoprotézy do finální polohy. Při usazování cement plně vyplní prostor mezi endoprotézou a kostní tkání. V optimálním případě pak kostní tkáň oseointegruje s povrchem kostního cementu a vytvoří pevné spojení [38]. V této diplomové práci jsou analyzovány právě cementované endoprotézy.

Necementované endoprotézy jsou zafixovány ke kostní tkáni bez přítomnosti kostního cementu. Jejich kontaktní povrch s kostní tkání bývá přizpůsoben tak, aby k němu mohla kostní tkáň přirůst a zafixovat tak endoprotézu. To je dosaženo vhodnou volbou materiálu, který je biokompatibilní, a vhodným přizpůsobením povrchu, který může být hrubý, porézní a opatřen biokompatibilním nástřikem [39]. Pevné a stabilní spojení endoprotézy s kostní tkání může také být pozitivně ovlivněno tím, že vytvořený otvor pro endoprotézu je mírně menší než samotná endoprotéza. V současné době necementované endoprotézy v České republice nejsou často využívány.

Běžně používané materiály pro výrobu femorálních komponent jsou slitiny na bázi kobaltu, titanu nebo zirkonu, mohou být také využívány keramiky. Pro výrobu tibiálních komponent se využívá polyethylen, titan nebo chrom-kobaltové slitiny [37].

9.2. Artroplastika kolenního kloubu

TKA je chirurgická procedura, při níž se kolenní kloub nahradí umělým kolenním kloubem. Při tomto zákroku se odstraní poškozené chrupavky na proximálním konci femuru a kostní tkáň se odřeže tak, aby byla přizpůsobena femorální komponentě, která se poté upevní na femur. Poškozené chrupavky a kostní tkáň tibie se také odříznou a tibie je následně přizpůsobena k usazení tibiální komponenty. Tibiální komponenta je poté usazena do optimální pozice určené výrobcem TEP [36, 40, 41]. Na obrázku 9.2.1 je zobrazeno stav před TKA a stav po TKA [42].



Obrázek 9.2.1: a) Kolenní kloub s gonartrózou b) Kolenní kloub po TKA

10. Volba metody řešení problému

Metoda řešení problému vychází ze systému podstatných veličin. Vzhledem k tomu, že není možné posoudit D-N stavy způsobené implantací TEP *in vivo* ani *in vitro,* byl zvolen přístup *in silico* [43]. Experimentální modelování *in vitro* by nebylo schopné popsat v D-N stavy v celém rozsahu zkoumané sestavy a v současné době mimo metody digitální objemové korelace (DVC) není možné provádět analýzu mechanické interakce aloplastiky uvnitř kostních tkání. V případě použití metody DVC by bylo nezbytné mít umístěné veškeré prvky sestavy k experimentálnímu modelování v CT zařízení. Přítomnost kovových materiálů s vysokou hustotou by zapříčinila vznik artefaktů v CT snímcích a znemožnila tím využití DVC metody. Proto jediným efektivním způsobem, jak posoudit danou mechanickou interakci mezi TEP a kostní tkání s uvažováním vlivu změny hustoty kostní tkáně, je výpočtové modelování s využitím MKP.

Četné studie se zabývaly analýzou mechanické odezvy periprostetické kostní tkáně s využitím výpočtového modelování, což naznačuje vhodnost metody pro účely této diplomové práce [10, 11, 13, 44]. Výpočtové modelování umožňuje simulovat stavy, které by bylo obtížné experimentálně dosáhnout (z důvodu nefyziologického zatížení), a pomáhá optimalizovat návrh nebo chování součástí. Dále je velmi užitečným nástrojem pro predikci stavů v ortopedii a demonstruje efektivní předoperační metodu pro plánování pacientovy specifické implantace TKA [11, 45].

V této práci byl využit k řešení problémové situace software ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 21.2, (Swanson Analysis, Inc., Houston, PA, USA), který je dostupný studentům na ÚMTMB, MATLAB R2021 (Math Works, Natick MA, USA) a ImageJ [46]. Využitý hardware byl HP Z440 s procesorem Intel® Xeon® E5-1650 v4 a operační pamětí 256 GB.

11. Výpočtový model

D-N analýza vlivu dvou různých totálních kolenních endoprotéz byla provedena pomocí výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků. Tato kapitola je věnována popisu tvorby výpočtových modelů využívaných pro řešení. Tyto modely se skládají z dílčích modelů geometrie, které jsou následně diskretizovány. Dále jsou popsány také modely materiálu, zatížení a vazeb.

11.1. Model geometrie

Pro určení D-N stavů bylo nutné vytvořit modely geometrie všech uvažovaných prvků soustavy. V této kapitole je podrobně popsán proces tvorby modelů geometrie tibie, totálních kolenních endoprotéz a kostních cementů.

11.1.1. Modely geometrie kostních tkání tibie

K vytvoření výpočetních modelů geometrie tibie bylo využito jedné sady snímků z výpočetní tomografie (CT) zvoleného reprezentativního pacienta ve věku 65 let, který trpěl gonartrózou 3. stupně Kellgren-Lawrence klasifikace, tedy artrózou kolenního kloubu v levé dolní končetině. Jednalo se o muže o hmotnosti 80 kg, který netrpěl žádným dalším onemocněním. Tento reprezentativní pacient byl zvolen na základě konzultace se zkušeným ortopedem. Snímky byly poskytnuty I. ortopedickou chirurgickou klinikou ve Fakultní nemocnici u sv. Anny a ve spolupráci s Lékařskou fakultou Masarykovy univerzity v Brně. Zařízení CT (CT General Electric LightSpeed VTC, Boston, Massachusetts, USA). Velikost voxelu byla 0,7031 mm x 0,7031 mm x 0,625 mm.

Výpočetní tomografie

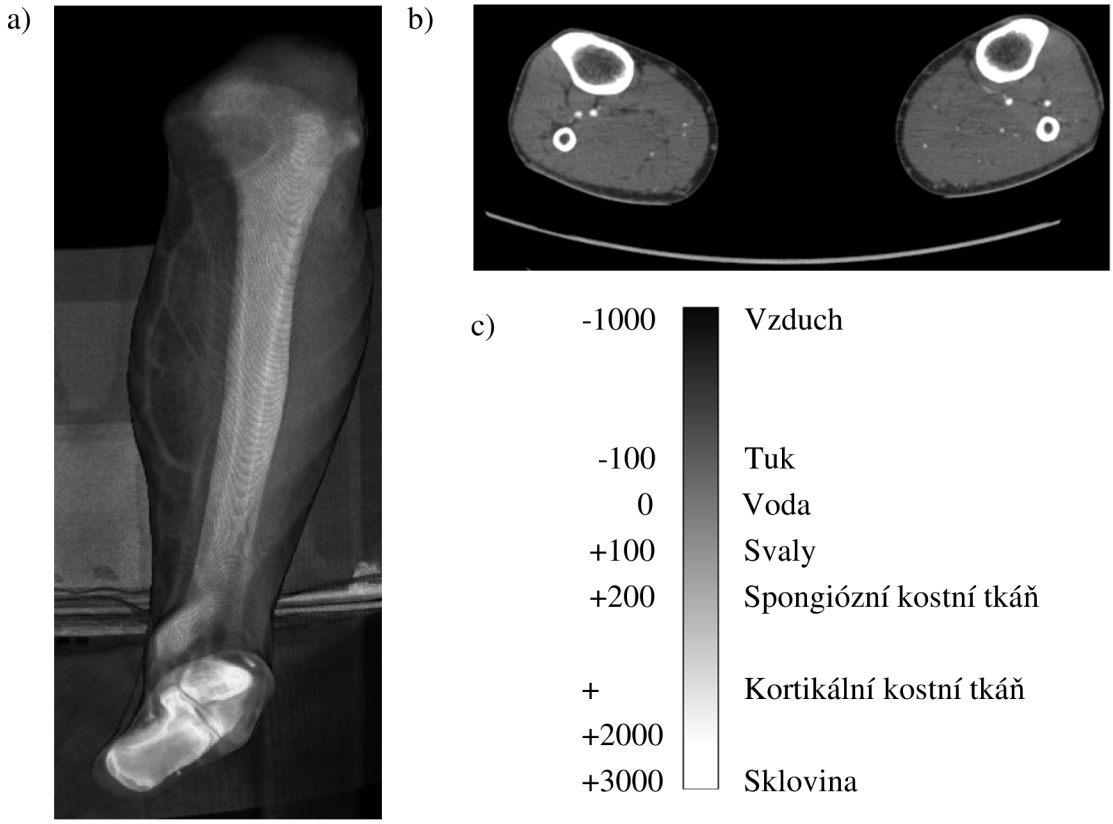
Výpočetní tomografie (ang. ‚Computed Tomography‘ – CT) je neinvazivní zobrazovací metoda, která využívá usměrněných svazků rentgenového záření a principu rozdílné pohltivosti rentgenového záření materiálů s různou hustotou. Materiál s vyšší hustotou pohltí více rentgenového záření a naopak. V lékařství je možné pomocí CT scanneru zobrazit celé tělo pacienta nebo jen jeho část v sérii 2D diskrétních transversálních řezů určité tloušťky.

Jelikož CT snímky jsou řezy o určité tloušťce, jsou potom data reprezentována pomocí voxelu (tzv. 3D pixel), což je nejmenší 3D prvek, nejčastěji reprezentovaný v podobě krychle nebo kvádru, typicky o délce strany v desetinách milimetru v případě moderních CT zařízení. Velikost voxelů popisujících geometrii, má poté vliv na rozlišení

jednotlivých tkání od sebe, čím menší rozměr má voxel, tím jsou rozdíly mezi tkáněmi zřetelnější. Každý voxel vyjadřuje míru útlumu záření rentgenového svazku [47]. V praxi se potom používají Hounsfieldovy jednotky (HU), které se dají vypočítat z referenčních hodnot absorpčních koeficientů pro vodu (μ_{voda} = 1000 cm^{-1}) a vzduch (μ_{vzduch} = 0 cm^{-1}) pomocí vztahu (1) [47].

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{voda}}{\mu_{voda} - \mu_{vzduch}} \qquad (-) \qquad (1)$$

Při klasickém černobílém zobrazení CT snímků v HU se potom tkáně s vyšší hustotou zobrazí v světlejších odstínech šedé a tkáně s nižší hustotou v tmavších odstínech šedé. Příkladem je stupnice na obrázku 11.1.1.1, kde kortikální kostní tkáň má vyšší hustotu než spongiózní, a proto je zobrazena světleji. Na obrázku 11.1.1.1 je zobrazena část levé dolní končetiny ze sady CT snímků.

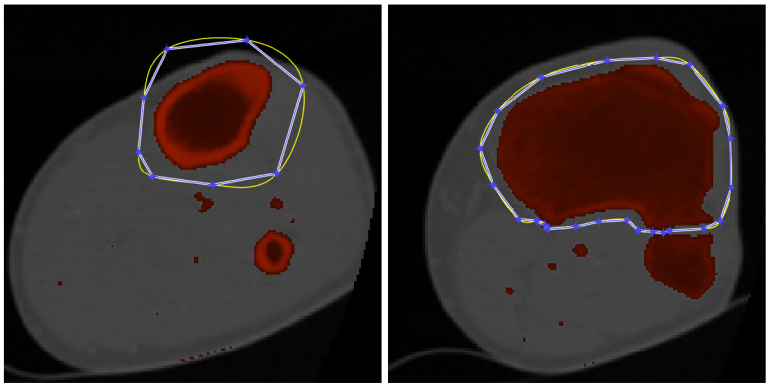


Obrázek 11.1.1.1: a) Zobrazení 3D reprezentace sady CT snímků levé dolní končetiny b) Transversální řez v oblasti tibie a fibuly dolních končetin z CT snímku c) HU stupnice s příklady [48]

Postup tvorby modelů geometrie kostních tkání tibie

Pro vytvoření modelů geometrie kortikální a spongiózní kostní tkáně tibie byla využita sada CT snímků reprezentativního pacienta. K zpracování sady CT snímků reprezentativního pacienta a vytvoření **povrchové polygonální sítě** byla využita aplikace STL Model Creator [49], napsána v prostředí MATLAB 2012 (Math Works, Natick MA, USA). V této aplikaci se využívá automatické, hybridní nebo manuální segmentace k určení oblastí, které se následně využívají jako zdrojová data pro vytvoření povrchové polygonální sítě ve formátu Standard Tessellation Language (STL). Nastavením prahové hodnoty, která vychází ze světlosti voxelu, a tedy i HU, je možné od sebe s rozlišit různé druhy tkání.

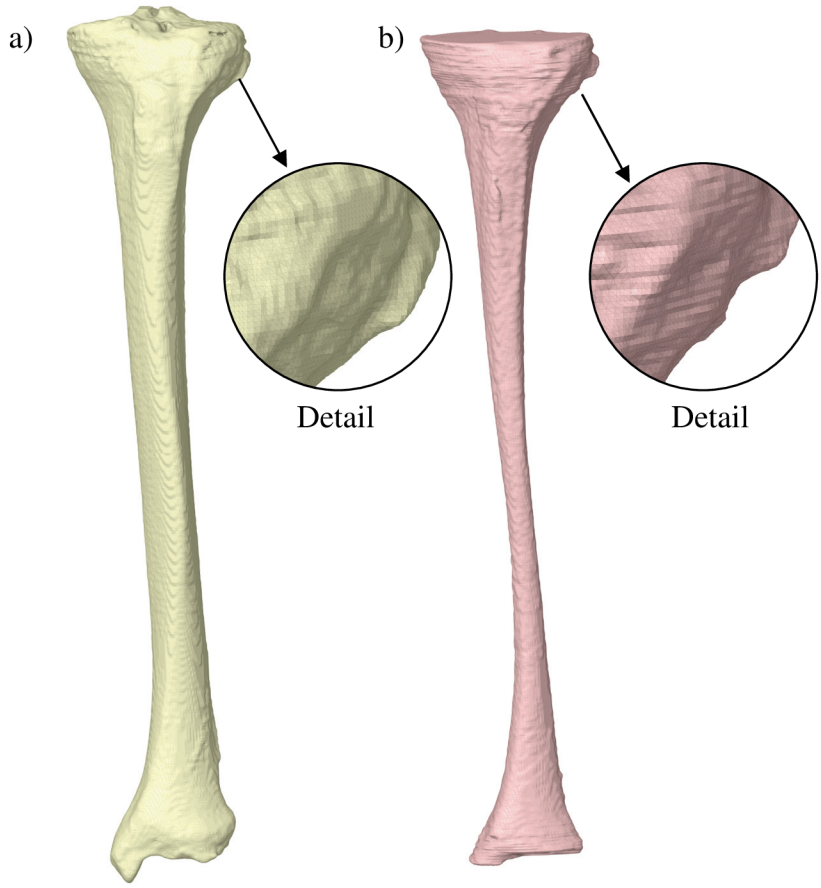
Pro vytvoření povrchové polygonální sítě kortikální kostní tkáně bylo nutné nastavit prahovou hodnotu tak, aby od sebe byly co nejdůrazněji oddělené veškeré měkké tkáně od kortikální kostní tkáně. Použitý rozsah hodnot byl 901 až 1504 HU. Poté za pomocí hybridní a manuální segmentace definovat zdrojové oblasti a vytvořit STL soubor, část tohoto postupu je zobrazena na obrázku 11.1.1.2. K vytvoření povrchové polygonální sítě spongiózní kostní tkáně byl použit stejný postup, jen prahová hodnota byla nastavena tak, aby byla rozlišena oblast spongiózní kostní tkáně od kortikální kostní tkáně. Použitý rozsah hodnot byl -100 až 900 HU, přičemž bylo dbáno na zachování spojité oblasti.



Obrázek 11.1.1.2: Příklad segmentace tibie v programu STL Model Creator

Povrchové modely polygonální sítě tibie byly importovány do prostředí SpaceClaim – ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 21.2 (Swanson Analysis, Inc., Houston, PA, USA). Polygonální sítě obou modelů geometrie kostních tkání byly vyhlazeny a počty polygonů zredukovány v modulu ‚Plošky‘. Pomocí funkcí na opravu polygonální sítě byly opraveny chybné spojení polygonů, ostré vrcholy,

nepřesné hrany a parazitní části. Zmíněné operace byly provedeny z důvodu usnadnění následné tvorby objemového modelu. Výsledné polygonální sítě jsou zobrazeny na obrázku 11.1.1.3.

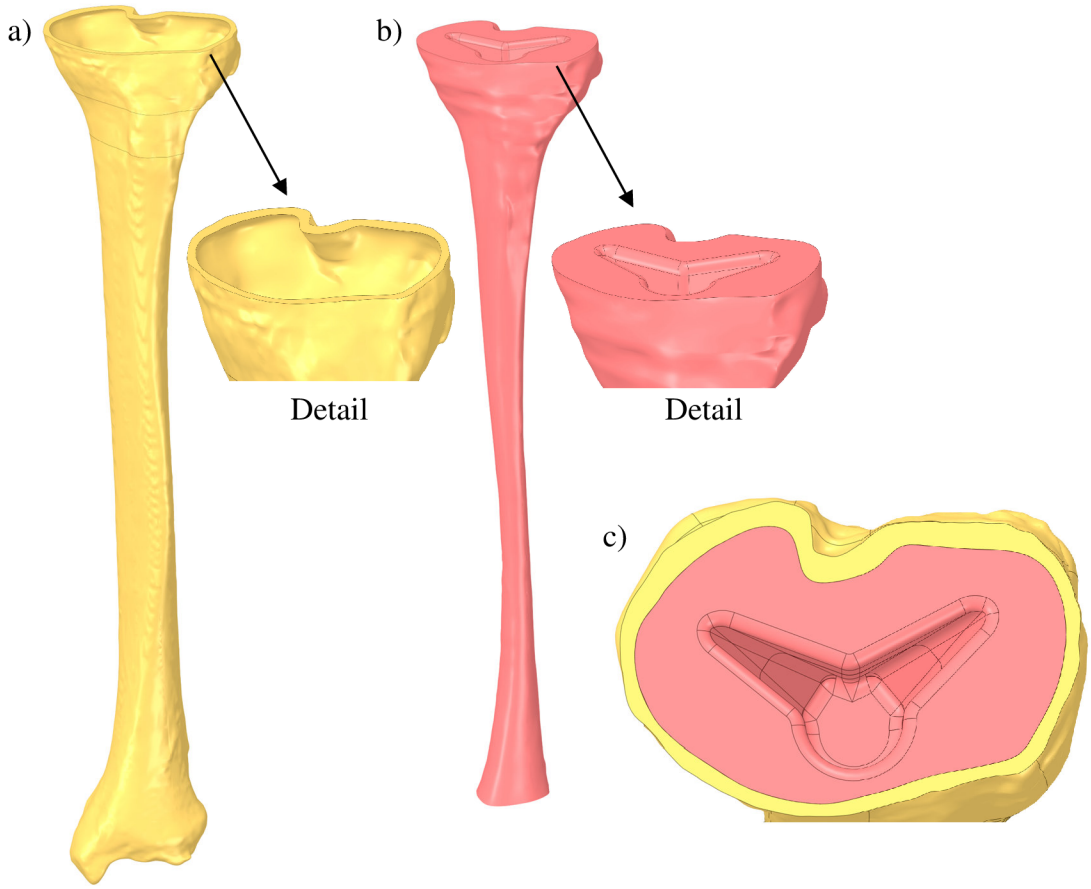


Obrázek 11.1.1.3: a) Povrchová polygonální síť kortikální kostní tkáně tibie b) Povrchová polygonální síť spongiózní kostní tkáně tibie

V modulu ‚Reverzní inženýrství' prostředí SpaceClaim byly využity funkce automatická textura a povrchová vrstva k vytvoření plošného modelu, který se ve výsledku spojil v uzavřené těleso a tím vytvořil objemový model. Tento postup byl využit pro vytvoření dvou objemových modelů jak kortikální, tak spongiózní kostní tkáně.

Pro vytvoření modelu geometrie kortikální kostní tkáně od něj byl odečten objemový model spongiózní kostní tkáně. Také byl proveden tibiální řez, který odstraní plato tibie. Do modelu geometrie spongiózní kostní tkáně byl vytvořen otvor pro následnou implantaci tibiální komponenty TEP [36, 40]. Rozměry vytvořeného otvoru v modelu geometrie spongiózní kostní tkáně pro následné zavedení TEP a kostního cementu odpovídají otvoru vytvořenému nástrojem k tomu určenému a následnému očištění operujícím lékařem. Rozměry vytvořených otvorů jsou shodné pro oba typy

tibiálních komponent. Umístění tohoto řezu a rozměry otvoru v modelech geometrie bylo provedeno po konzultaci se zkušeným ortopedem, aby byly dodrženy předpoklady správného provedení. Na obrázku 11.1.1.4 jsou zobrazeny výsledné objemové modely.

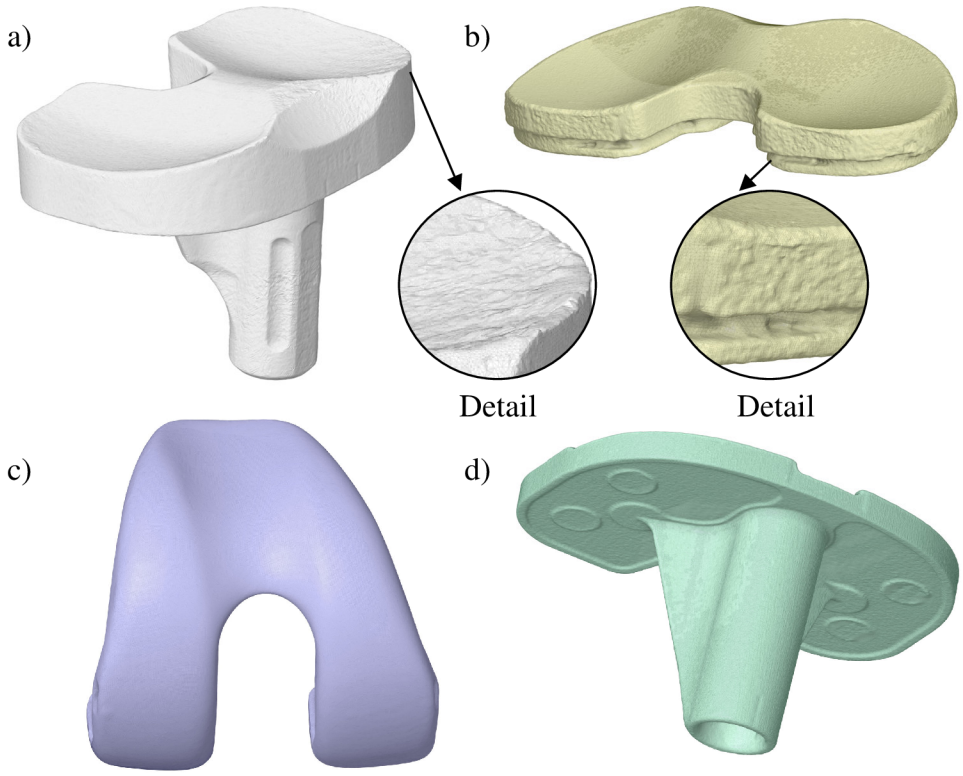


Obrázek 11.1.1.4: a) Objemový model kortikální kostní tkáně b) Objemový model spongiózní kostní tkáně c) Transversální pohled na detail vytvořeného otvoru a řezu tibiálního plata v objemovém modelu

11.1.2. Modely geometrie totálních kolenních endoprotéz

Modely geometrie byly vytvořeny na základě zapůjčených komponent poskytnutých I. ortopedickou chirurgickou klinikou ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně. Jedná se o tibiální komponentu totální kolenní endoprotézy All-polyethylene CR monoblock a o její modulární ekvivalent Metal-backed ve stejné velikosti. Pro obě tyto tibiální komponenty je společná femorální komponenta. Velikost totálních kolenních endoprotéz byla zvolena optimálně k velikosti použité tibie na základě konzultace s lékařem.

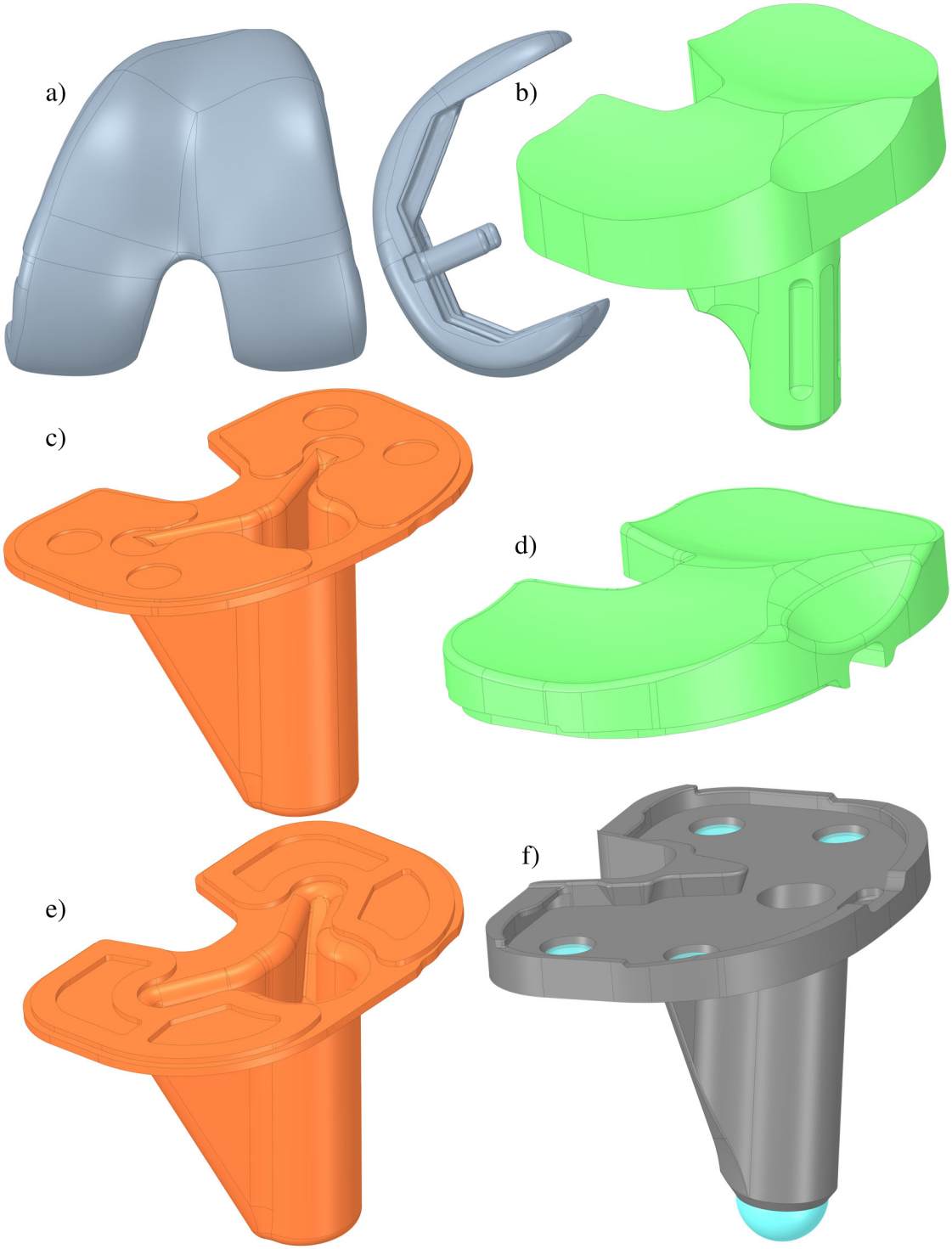
K získání povrchových modelů tibiálních komponent a femorální komponenty byl využit 3D scanner se strukturovaným světlem (Shining3D EinScan SE, SHINING 3D Technology GmbH., Stuttgart, Germany). Pomocí tohoto scanneru je možné získat povrchovou síť polygonů, jež geometricky určují skenovaný objekt. Pro úpravu získaných povrchových sítí byl využit stejný postup, jenž byl využit a popsán u tvorby modelů geometrie kostních tkání tibie. Získané polygonální sítě jsou zobrazeny na obrázku 11.1.2.1.



Obrázek 11.1.2.1: **Povrchové polygonální sítě** a) All-polyethylene tibiální komponenta b) Polyethylenová část tibiální komponenty Metal-backed c) Femorální komponenta d) Kovová část tibiální komponenty Metal-backed

Veškeré tibiální komponenty včetně jejich dílčích prvků dílů byly na základě polygonálních povrchových sítí a reálných komponent vymodelovány v prostředí SpaceClaim. Femorální komponenta byla převedena na objemový model pomocí stejného postupu, který byl využit pro tvorbu objemových modelů kostních tkání tibie. Velký důraz byl kladen na kvalitu vzniklých zakřivených ploch.

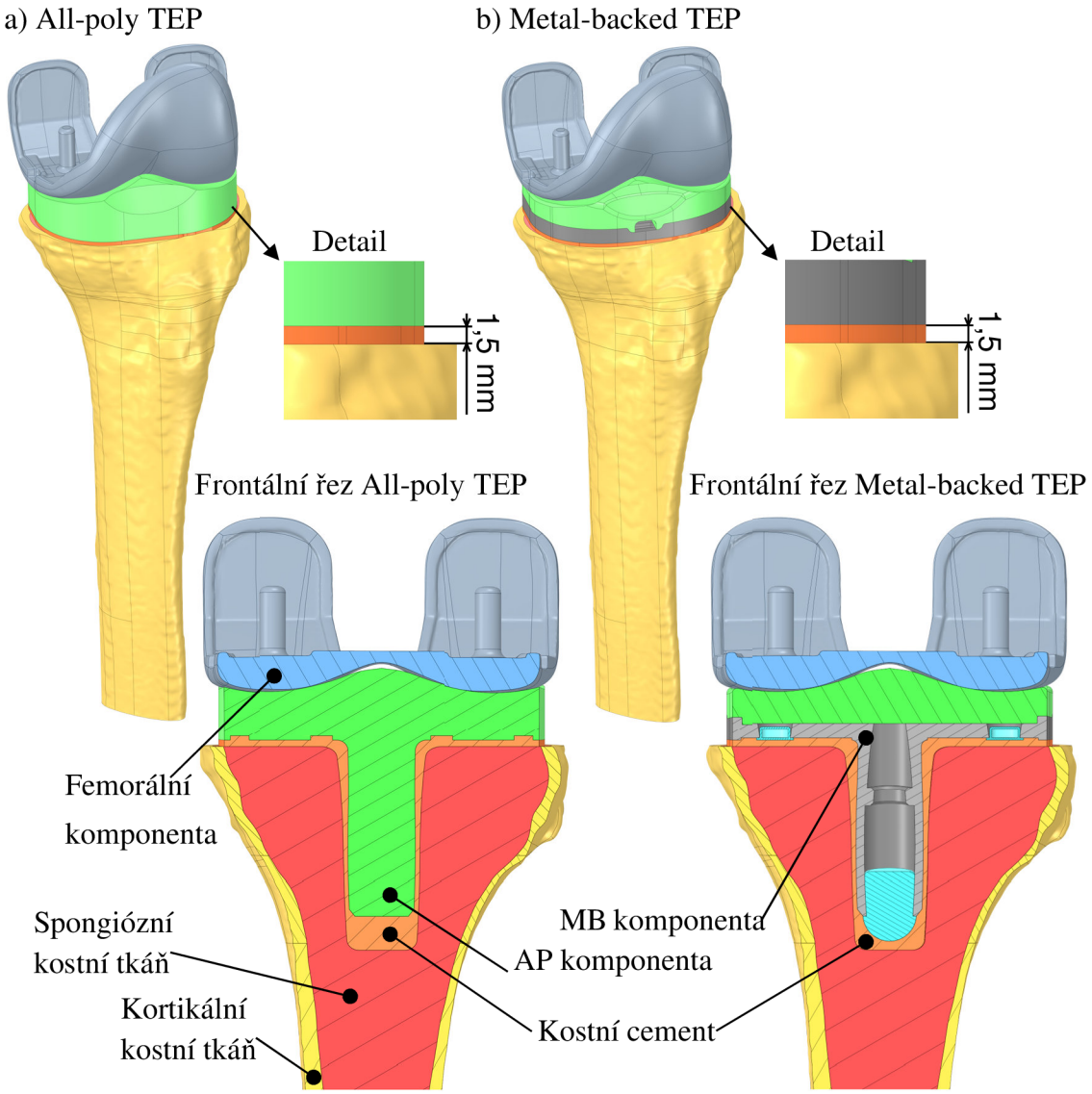
Byly také vytvořeny dva objemové modely kostních cementů příslušné danému typu tibiální komponenty. Tyto modely byly vytvořeny na základě využívaných postupů při operaci a jejich rozměry byly zvoleny na základě předpokladu optimálního umístění tibiální komponenty doporučenou výrobcem [36, 50]. Objemové modely kostních cementů byly navrženy tak, aby jejich rozměry nepřesahovaly objemový model kortikální kostní tkáně a zároveň ani objemový model tibiální komponenty. Dále bylo uvažováno, že kostní cement kompletně vyplní vytvořený otvor ve spongiózní kostní tkáni a bude plně v kontaktu s tibiální komponentou. Rozměry, jež budou v kontaktu s objemovými modely kostních tkání obou objemových modelů kostních cementů, jsou shodné (viz obr. 11.1.3.1). Na obrázku 11.1.2.2 jsou zobrazeny objemové modely tibiálních komponent, femorální komponenty a kostních cementů. Vzdálenost od hrany tibiální komponenty po plochu tibiálního řezu byla vymodelována s rozměrem 1,5 mm, tento rozměr je zobrazen na obrázku 11.1.3.1 v kapitole 11.1.3.



Obrázek 11.1.2.2: **Objemové modely** a) Femorální komponenta b) All-polyethylene tibiální komponenta c) Kostní cement k Metal-backed tibiální komponentě d) Polyethylenová část tibiální komponenty Metal-backed e) Kostní cement k All-polyethylene tibiální komponentě f) Kovová část tibiální komponenty Metal-backed

11.1.3. Modely geometrie sestavy tibie a TEP

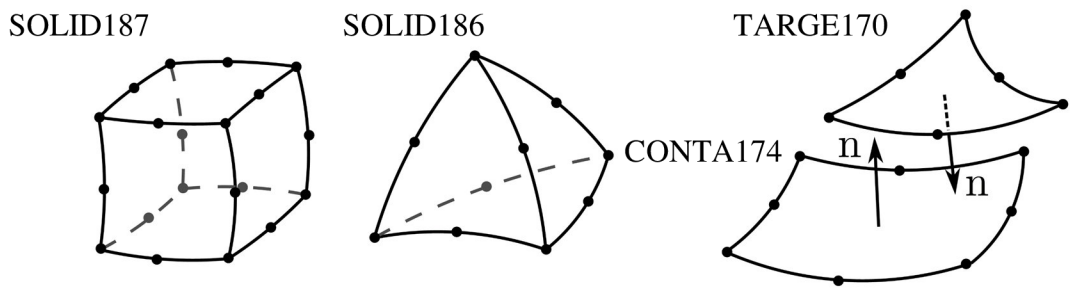
Finálním krokem k tvorbě modelu geometrie je sestavení všech potřebných dílčích částí. Modely geometrie TEP a kostního cementu byly umístěny do modelů geometrie kostních tkání tibie. Umístění tibiálních komponent a kostního cementu bylo provedeno do předem vytvořeného otvoru v kostních tkáních. Femorální komponenta byla umístěna na tibiální plato v obou případech totožně. Pozice femorální komponenty odpovídá přibližně pozici, která nastává při 45 % cyklu chůze [51], detailněji popsanému v kapitole 11.4. Modely geometrie kostních tkání tibie byly zkráceny na délku 200 mm od tibiálního řezu. Na obrázku 11.1.3.1 jsou zobrazeny dvě výsledné sestavy modelů geometrie.



Obrázek 11.1.3.1: **Objemové modely sestav** a) Sestava tibie a All-poly TEP b) Sestava tibie a Metal-backed TEP

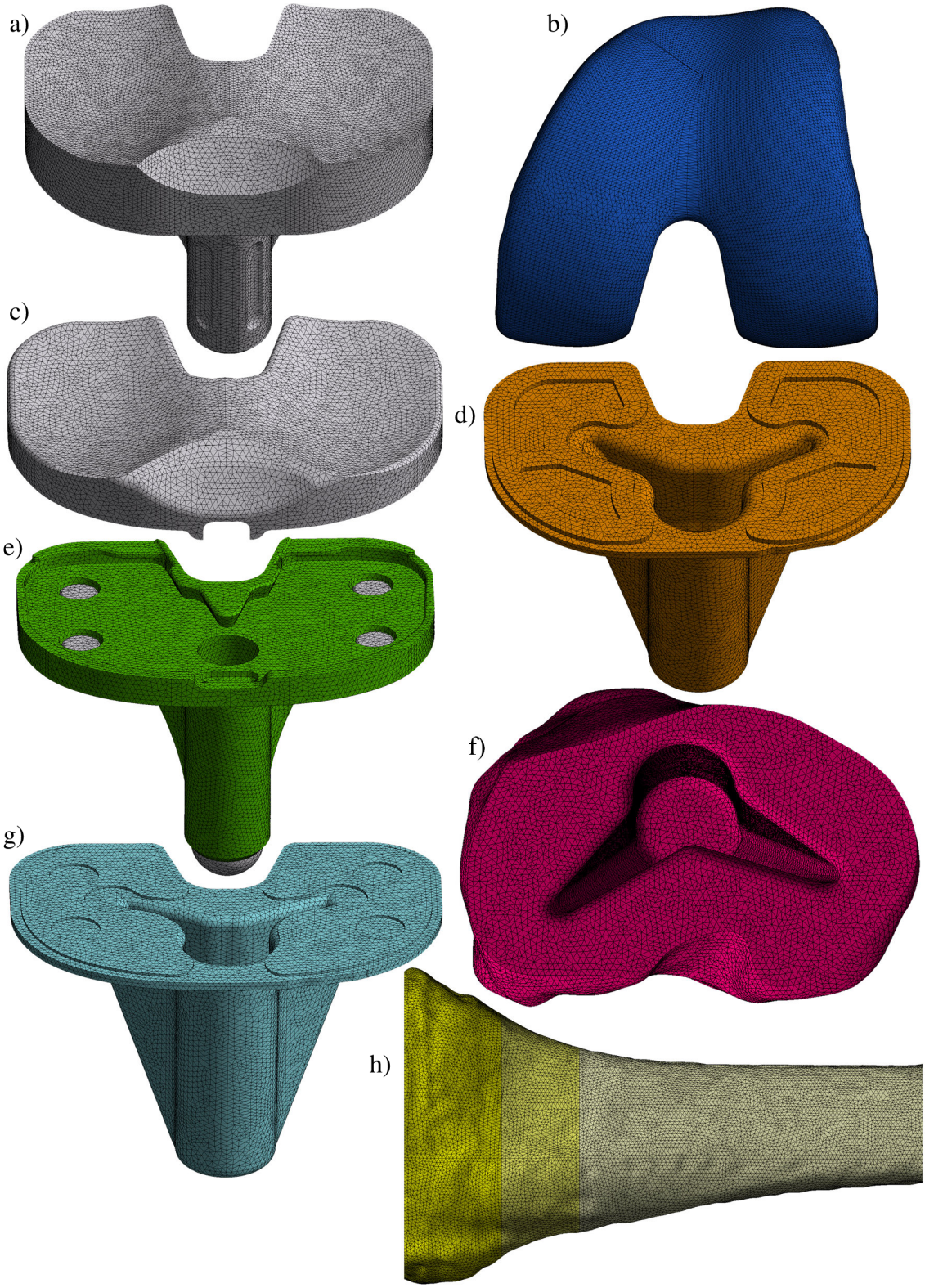
11.2. Diskretizace geometrie

Objemové modely byly sestaveny v prostředí SpaceClaim, jak je popsáno v kapitole 11.1.3, a diskretizovány v programu ANSYS®. Pro diskretizaci byly využity kvadratické hexahedrální prvky (SOLID186) a kvadratické tetrahedrální prvky (SOLID187). Kontaktní plochy byly diskretizovány pomocí kontaktních prvků CONTA174 a TARGE170. Zmíněné prvky jsou zobrazeny na obrázku 11.2.1.



Obrázek 11.2.1: Prvky použité při diskretizaci objemových modelů geometrie [52]

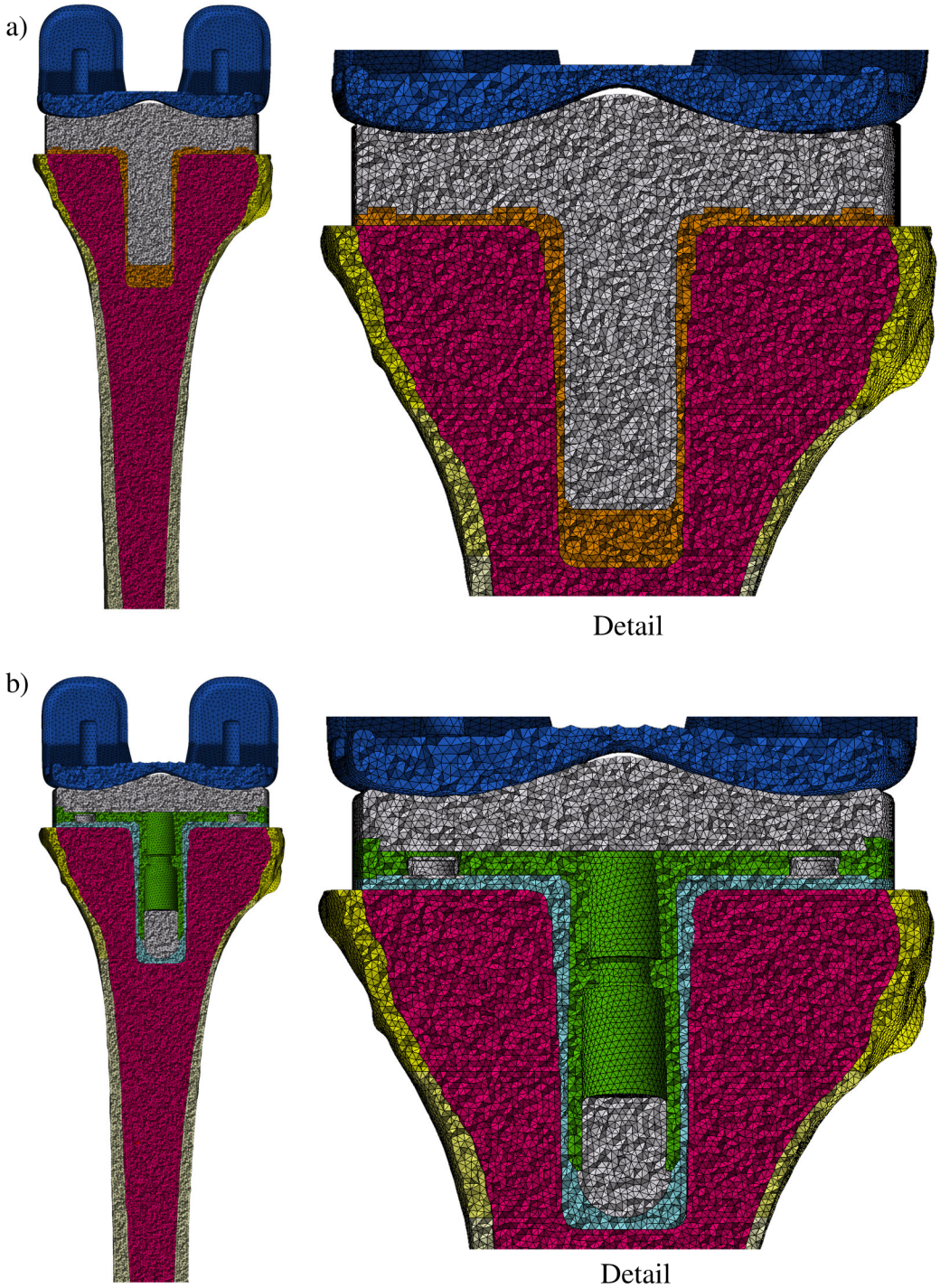
Pro všechny analyzované varianty byla provedena kontrola vlivu lokální velikosti prvku výpočetní sítě na hodnotu maximálního napětí v místě jeho výskytu. Pokud je změna maximálního ekvivalentního napětí menší jak 5 % při poloviční velikosti prvku, lze považovat chybu diskretizace za přijatelnou [53]. Výpočetní síť obsahovala celkově přes 3 milióny prvků ve všech variantách výpočetních modelů. Globální velikost prvku byla nastavena pro objemové modely kortikální a spongiózní kostní tkáně 1 mm. Objemový model femorální komponenty měl nastavenou globální velikost prvku 1,5 mm, objemový model kostního cementu a tibiálních komponent 1 mm a na specifikovaných kontaktních plochách (viz obr. 11.4.1) byla nastavena velikost prvku na 0,8 mm. Velikost prvků byla vybrána na základě předběžných testů a výpočtů citlivosti [54]. Na obrázku 11.2.2 jsou zobrazeny výsledné diskretizované geometrie.



Obrázek 11.2.2: **Diskretizovaná geometrie** a) All-polyethylene tibiální komponenta b) Femorální komponenta c) Polyethylenová část tibiální komponenty Metal-backed d) Kostní cement k All-polyethylene tibiální komponentě e) Kovová část tibiální komponenty Metal-backed f) Spongiózní kostní tkáň g) Kostní cement k Metal-backed tibiální komponentě h) Kortikální kostní tkáň

11.2.1. Diskretizované sestavy

Na obrázku 11.2.1.1 jsou zobrazeny diskretizované sestavy.



Obrázek 11.2.1.1: **Diskretizace sestav geometrie** a) Sestava tibie a All-poly TEP b) Sestava tibie a Metal-backed TEP

11.3. Model materiálu

Model materiálu lze rozčlenit na model materiálu biologických tkání, a to kortikální kostní tkáně a spongiózní kostní tkáně a model materiálu jednotlivých dílčích částí TEP a kostního cementu.

11.3.1. Model materiálu TEP a kostního cementu

Všechny modely materiálu, které jsou součástí TEP, a kostní cement jsou modelovány jako lineárně elastické, homogenní a izotropní. Materiály jsou vymezeny pomocí Youngova modulu (E) a Poissonova poměru (μ). Mechanické vlastnosti jsou vypsány v tabulce 11.3.1.1. Tibiální komponenta All-poly TEP je tvořena z jednoho kusu materiálu ultra vysoko-molekulárního polyethylenu (UHMWPE). Tibiální komponenta Metal-backed TEP je tvořena primárně ze dvou částí, kovového podkladu, který je v kontaktu s kostním cementem, a komponenty z materiálu UHMWPE, jež plní funkci tibiálního plata a je v kontaktu s femorální komponentou. Na obrázku 11.1.2.2 jsou zobrazeny modely geometrie a jejich barvy odpovídají typu použitého uvedeného materiálu v tabulce 11.3.1.1, zelená a tyrkysová barva představuje materiál UHMWPE, oranžová barva představuje materiál kostního cementu a šedivé a světle modré barvy představují kovové materiály.

Tabulka 11.3.1.1: Model materiálu TEP a kostního cementu

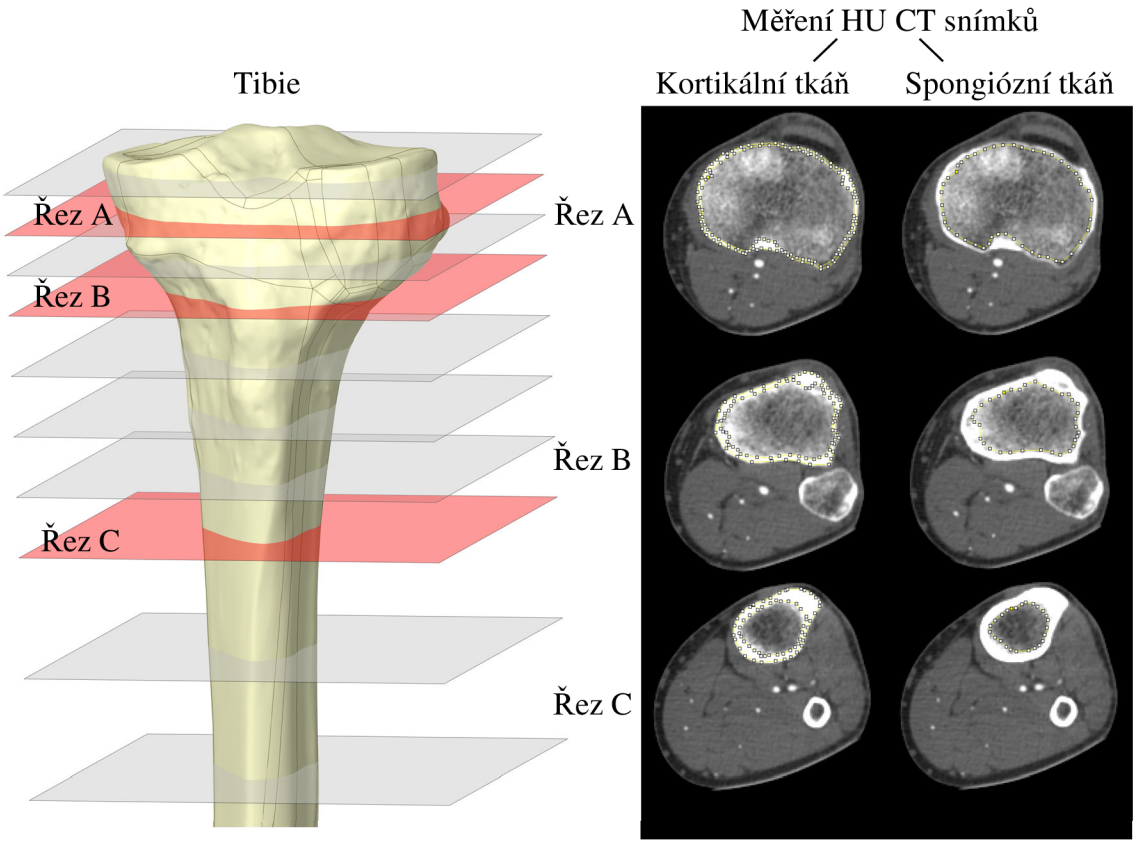
Prvek sestavy	Materiál	Barva	E (MPa)	μ (-)	Reference
AP komponenta	UHMWPE		670	0,46	[55]
Kovová část MB TEP	Tivanium® Alloy		114 000	0,24	[36, 56]
Polyethylenové části MB TEP	UHMWPE		670	0,46	[55]
Femorální komponenta	Zimaloy®		210 000	0,29	[57]
Kostní cement	Palacos R		2891	0,40	[58]

11.3.2. Model materiálu kostních tkání tibie

V případě modelu materiálu kostních tkání tibie jsou rozlišeny dva modely, a to model kortikální kostní tkáně a spongiózní kostní. Materiály jsou vymezeny pomocí Youngova modulu (E) a Poissonova poměru (μ). Youngův modul (E) kostních tkání je možné určit ze zdánlivé hustoty kostní tkáně (ρ_A) a tu lze přepočítat z HU. Pro určení

obou modelů materiálu byly využity sady CT snímků, které byly pořízeny pomocí totožného CT zařízení, jenž je popsáno v kapitole 11.1.1. Celkově bylo zpracováno 45 sad CT snímků různých pacientů, ti měli stejné indikace jako popsaný reprezentativní pacient v kapitole 11.1.1. Těchto 45 sad CT snímků bylo rozděleno do tří skupin podle věku, každá skupina obsahovala 15 pacientů. První skupina pacientů označována ‚Skupina 60 let' ve věku 59 až 61 let s průměrným věkem 60,2 let, druhá skupina pacientů označována ‚Skupina 65 let' ve věku 64 až 67 let s průměrným věkem 65,1 let a třetí skupina pacientů označována ‚Skupina 70 let' ve věku od 70 do 72 let s průměrným věkem 70,4 let.

V každé sadě CT snímků bylo provedeno měření HU v definovaných oblastech jak pro kortikální, tak pro spongiózní kostní tkáň. Tato měření jsou ilustračně zobrazena na obrázku 11.3.2.1, kde vyhodnocení průměrné hodnoty v oblasti a zobrazení CT snímků bylo provedeno v programu ImageJ [46].

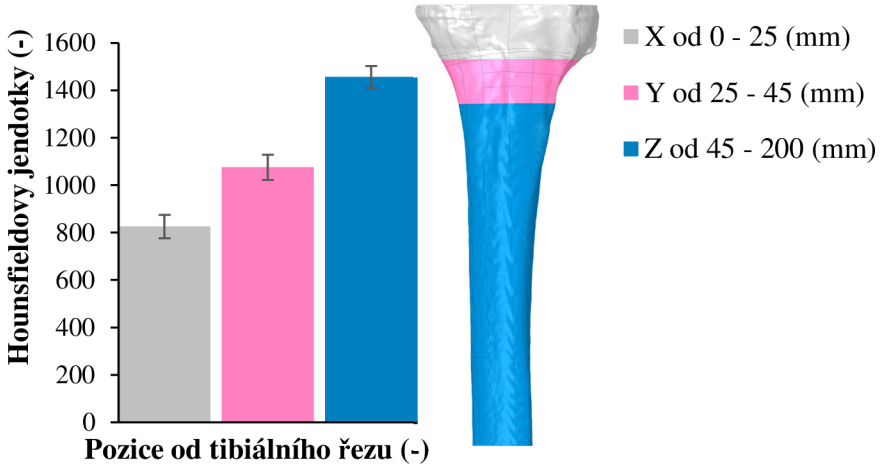


Obrázek 11.3.2.1: Ilustrativní zobrazení měření hodnot HU pro kostní tkáně tibie v definovaných oblastech.

Model materiálu kortikální kostní tkáně

Model materiálu kortikální kostní tkáně je uvažován jako lineárně elastický, homogenní a izotropní. Toto rozdělení bylo definováno od pozice tibiálního řezu jako referenční hodnoty 0 mm. Části modelu jsou označeny ‚X‘, ‚Y’ a ‚Z’. Vzniklé části jsou zobrazeny na obrázku 11.3.2.2.

Rozdělení na části bylo provedeno z důvodu zjištění rozdílných mechanických vlastností na základě měření HU v definovaných oblastech. Byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient pro posouzení lineárního vztahu mezi HU a vzdáleností od tibiálního řezu. Byla vyhodnocena silná pozitivní korelace, kde se rovná koeficient determinace R^2=0,9584, počet prvků n=45 a p<0,00001. Byla tedy zjištěna závislost změny HU na poloze od tibiálního řezu z vyhodnocených dat z CT snímků [59]. Zjištěná závislost je zobrazena v grafu na obrázku 11.3.2.2.



Obrázek 11.3.2.2: Kortikální kostní tkáň rozdělená na definované oblasti a vyobrazená naměřená data HU v závislosti na poloze od tibiálního řezu.

Tyto části mají předepsané rozdílně mechanické vlastnosti, určené na základě měření HU v těchto oblastech a následného přepočtu na zdánlivou hustotu (ρ_A) a poté na Youngův modul (E) pomocí rovnic (2) a (3). Poissonův poměr μ=0,33 (-) [60] byl předepsán pro všechny části kortikální kostní tkáně stejný. Výsledné hodnoty mechanických vlastností pro jednotlivé části jsou vypsány v tabulce 11.3.2.1.

Zdánlivá hustota kostní tkáně [59] $\rho_A = 114 + 0{,}916 \cdot CT \quad (\frac{kg}{m^3})$ (2)

E kortikální kostní tkáně [59] $E = -3.842 + 0{,}013 \cdot \rho \quad (GPa)$ (3)

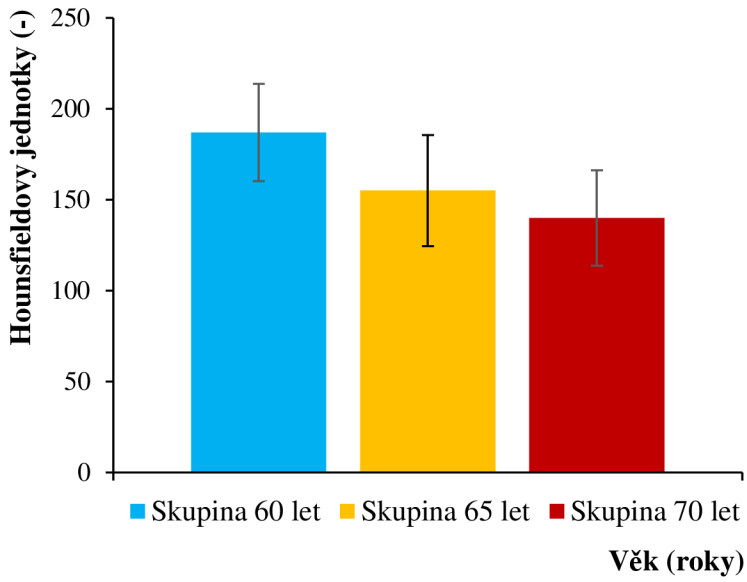
Tabulka 11.3.2.1: Materiálové charakteristiky jednotlivých částí modelu materiálu kortikální kostní tkáně

Vzdálenost od tibiálního řezu	Barva	E (MPa)	μ (-)
0–25 mm (X)		7 500	0.30
25–45 mm (Y)		10 500	0.30
45–200 mm (Z)		15 000	0.30

Model materiálu spongiózní kostní tkáně

Modely materiálu spongiózní kostní tkáně jsou uvažovány lineárně elastické, izotropní a heterogenní. Modely materiálu spongiózní kostní tkáně byly vytvořeny na základě sady CT snímků reprezentativního pacienta popsaného v kapitole 11.1.1.

V této diplomové práci bylo analyzováno celkem pět rozdílných modelů materiálu spongiózní kostní tkáně, které vychází ze tří věkových skupin popsaných v kapitole 11.3.2 a vybranými extrémy v těchto skupinách. Určení modelů materiálu spongiózní kostní tkáně proběhlo na základě změřených průměrných hodnot HU v oblasti epifýzy tibie. Výsledky tohoto měření jsou zobrazeny na obrázku 11.3.2.3.



Obrázek 11.3.2.3: Naměřené hodnoty HU v závislosti na věku v oblasti epifýzy spongiózní kostní tkáně tibie [61]

K určení E modelu materiálu spongiózní kostní tkáně byly využity rovnice (2), (3) a (4). Pomocí rovnice (2) byla vypočítána zdánlivá hustota (ρ_A), která byla následně vstupní veličinou do rovnic (3) a (4). Rovnice (3) je využita proto, že model geometrie

spongiózní kostní tkáně zasahuje i do částí, kde se dle definovaných limitací rovnice (4) vyskytuje také kortikální kostní tkáň. Rovnice (4) je využita k výpočtu E modelu materiálu spongiózní kostní tkáně.

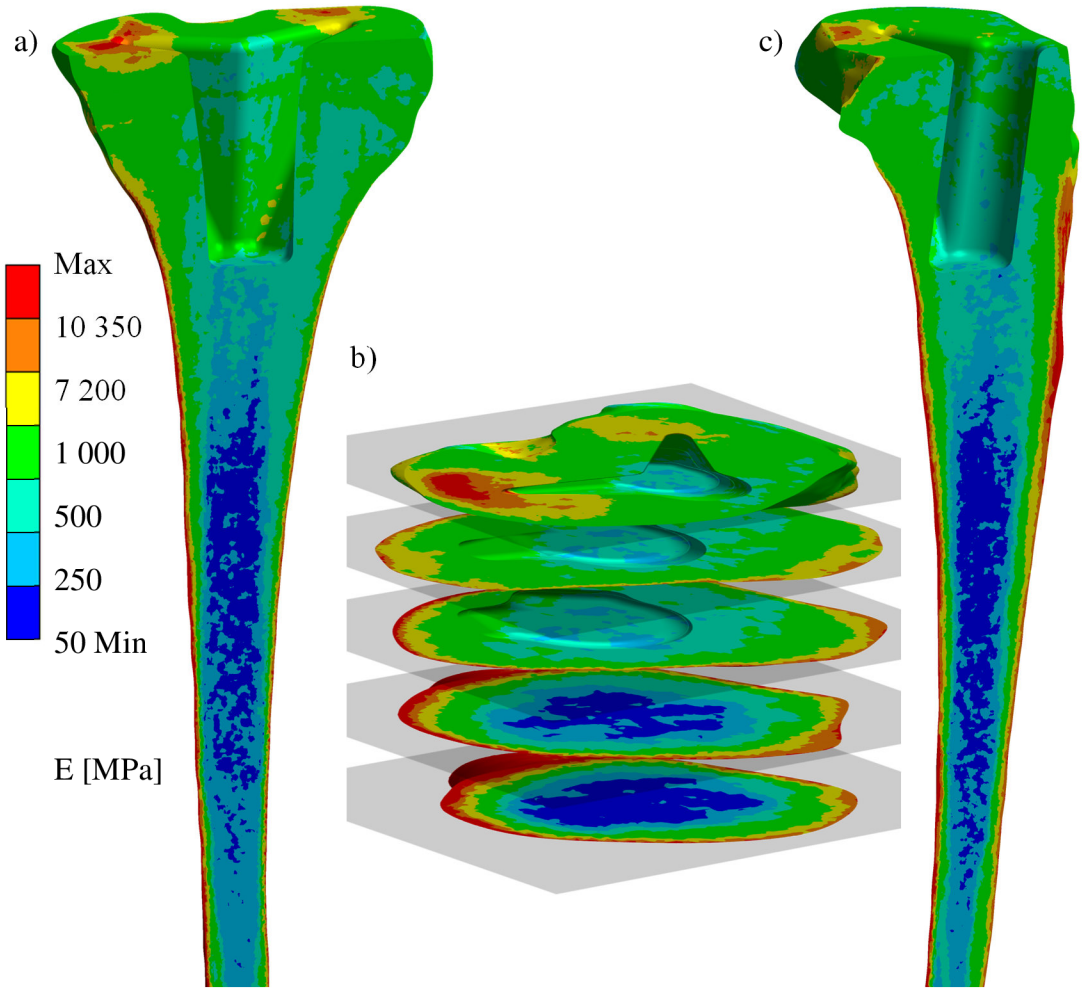
E spongiózní kostní tkáně $$E = \frac{0{,}51 \cdot \rho^{1{,}37}}{1000} \qquad (GPa) \qquad (4)$$

Na základě naměřených hodnot prezentovaných na obrázku 11.3.2.3 byly vytvořeny tři modely materiálu s ohledem na věkovou skupinu. Pro ‚Skupinu 60 let' byla upravena hodnota E v celém modelu materiálu o mínus 5 % oproti ‚Skupina 65 let'. Pro ‚Skupinu 70 let' byla upravena hodnota E v celém modelu materiálu o plus 5 % oproti ‚Skupina 65 let'. Model materiálu pro ‚Skupina 65 let' zůstal zachován.

Další dva modely materiálu spongiózní kostní tkáně byly určeny na základě pacientů, u kterých byla změřena nejnižší průměrná hodnota HU a nejvyšší průměrná hodnota HU [61]. Pacientovi ve věku 67 let byla naměřena nejvyšší průměrná hodnota HU, a to 201, pacientovi ve věku 72 let byla naměřena nejnižší průměrná hodnota HU, a to 91. Pro určení modelů materiálu odpovídajícím těmto extrémním hodnotám byla upravena hodnota E v celém modelu materiálu o +32 % pro pacienta s nejvyšší naměřenou průměrnou hodnotou HU (označeno ‚Max HU') a -41 % pro pacienta s nejnižší naměřenou průměrnou hodnotou HU (označeno ‚Min HU').

Pomocí programu CTPixelMapper vytvořeného v Python 3.4 [62] bylo vytvořeno vedoucím práce v APDL makro, které přiřadí na základě HU každého voxelu v CT snímcích do vybrané oblasti individuální hodnotu E. Vybranou oblastí byl v tomto případě model geometrie spongiózní kostní tkáně. V programu CTPixelMapper byly nastaveny rozsahy následovně: pro hodnoty HU nižší než -100 (-) byla zvolena minimální odpovídající hodnota E=50 MPa. Pro hodnoty HU od -100 do 400 (-) byla odpovídající hodnota E vypočítána z rovnice (4) pro spongiózní kostní tkáň, pro hodnoty HU od 400 do 4100 (-) (maximum) byla odpovídající hodnota E vypočítána z rovnice (3) pro kortikální kostní tkáň. APDL makro bylo naimportováno do prostředí ANSYS.

Na obrázku 11.3.2.4 je zobrazeno výsledné rozložení E na modelu geometrie spongiózní kostní tkáně reprezentativního pacienta (věk 65 let, ‚Skupina 65 let'). Z tohoto obrázku je patrné, že na mediální straně v oblasti tibiálního řezu je spongiózní kostní tkáň sklerotická a má tedy vyšší hustotu i výslednou hodnotu E. Vzhledem k tomu, že sklerotická kostní tkáň má v tomto případě, tak vysokou hustotu jako kortikální kostní tkáň jsou ji také přiřazeny odpovídající hodnoty E dle rovince (3).



Obrázek 11.3.2.4: Zobrazení rozložení E (MPa) spongiózní kostní tkáně tibie na modelu geometrie spongiózní kostní tkáně tibie a) Frontální řez b) Transversální řezy c) Sagitální řez

11.4. Model vazeb a zatížení

Model zatížení vychází z maximálního možného zatížení kolenního kloubu, které vzniká přibližně v 45 % cyklu chůze během stojné fáze před rozkročením, kdy je opěrná končetina natažená [63]. Působící síla na kolenní kloub v této fázi odpovídá 3.5 násobku váhy pacienta [64, 65]. V této diplomové práci je uvažován reprezentativní pacient o hmotnosti 80 kg. Podle následujících studií [66, 67] bylo rozložení působících sil určeno následovně. Na mediální straně kolenního kloubu 70 % (ang. medial force – MF) a na laterální straně 30 % (ang. lateral force – LF) vypočtené maximální působící síly. Tyto síly jsou aplikovány na plochy kolíků femorální komponenty na odpovídajících stranách.

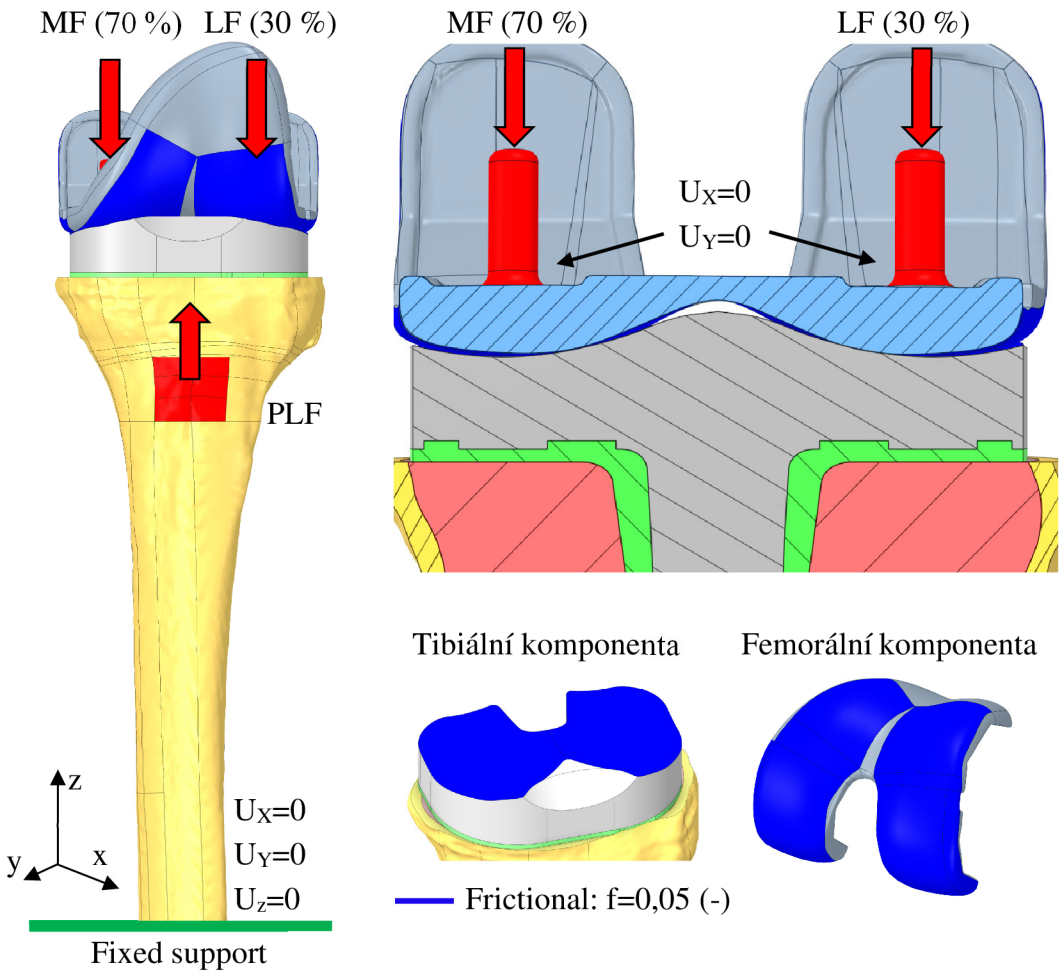
V popsané fázi cyklu chůze také na tibii působí síla patelárního ligamentu (ang. patellar ligament force - PLF), která je aplikovaná na plochu tibiální tuberosity [63, 68, 69]. Současně také působí na kolenní kloub síly od vazů lat. *ligamentum collaterale tibiale* a lat. *ligamentum collaterale fibulare* v rozsahu 10–50 N, které jsou v této diplomové práci zanedbány z důvodu jejich nízkých hodnot [68].

Model vazeb vychází z předpokladu, že došlo k úplné oseointegraci kostního cementu a kostních tkání. Spojení kostního cementu s tibiálními komponentami je uvažováno za dokonale fixní. Vzájemný pohyb dílů MB TEP kolenního kloubu není uvažován z důvodu uložení s přesahem. Veškeré kontaktní páry řešených soustav kromě kontaktu femorální komponenty s tibiální komponentou byly tedy modelovány jako fixně spojené, bez jakéhokoliv relativního pohybu (ang. ‚bonded‘). Kontaktní páry mezi femorálními komponentami a tibiálními komponentami TEP kolenního kloubu byly modelovány jako třecí kontakt (ang. ‚frictional‘) s koeficientem tření (f) 0,05 (-) [70].

Model tibie byl zafixován v prostoru ve vzdálenosti 200 mm od tibiálního řezu na řezem vzniklých plochách, bylo tedy zamezeno pohybu ve všech směrech (ang. fixed support). Femorální komponentě bylo zamezeno pohybu v transversální rovině pomocí předepsání nulových posuvů stejným plochám, na které jsou aplikovány síly.

Na obrázku 11.4.1 jsou zobrazeny veškeré zmíněné okrajové podmínky a zatížení. Modrou barvou jsou znázorněny vybrané plochy třecího kontaktu. Červenou barvou jsou znázorněné plochy, na které byla aplikována příslušná síla a zelenou barvou je znázorněna fixace tibie v prostoru

V tabulce 11.4.1 jsou vypsány hodnoty působících sil vypočítané z hmotnosti reprezentativního pacienta. Pro všechny výpočtové modely v této diplomové práci byl použit stejný model zatížení a vazeb.



Obrázek 11.4.1: Zobrazení modelu vazeb a zatížení na modelu geometrie sestav

Tabulka 11.4.1: Velikosti sil modelu zatížení

Síla	Hodnota (N)
MF (70 %) – Mediální síla	1680
LF (30 %) – Laterální síla	720
PLF – Síla patelárního ligamentu	760

11.5. Shrnutí variant modelů

Všechny varianty sdílí totožný model geometrie, výpočetní síť femorální komponenty. Všechny varianty sdílí totožný model materiálu kortikální kostní tkáně, který je rozdělen na tři části ‚X‘, ‚Y‘, a ‚Z‘ jež mají předepsané individuální E pro každou část (viz obr. 11.3.2.2). Všechny varianty také sdílí totožný model vazeb a zatížení. V tabulce 11.5.1 jsou zobrazeny veškeré použité varianty modelů uvažované v této diplomové práci.

Tabulka 11.5.1: Přehled variant modelů analyzovaných v této diplomové práci.

Tibiální komp.	Věková skupina/ označení	Model materiálu	Model geometrie a výpočetní síť
		Spongiózní kostní tkáň	
All-poly	60 let	E +5 % od skupiny 65 let	Společný pro všechny věkové skupiny a komponentu All-poly
	65 let	Založen na reprezentativním pacientovi	
	70 let	E -5 % od skupiny 65 let	
	Max HU	E +32 % od skupiny 65 let	
	Min HU	E -41 % od skupiny 65 let	
Metal-backed	60 let	E +5 % od skupiny 65 let	Společný pro všechny věkové skupiny a komponentu Metal-backed
	65 let	Založen na reprezentativním pacientovi	
	70 let	E -5 % od skupiny 65 let	
	Max HU	E +32 % od skupiny 65 let	
	Min HU	E -41 % od skupiny 65 let	

12. Prezentace a analýza výsledků

V této kapitole jsou prezentovány výsledky analyzovaných variant. Varianty jsou označeny dle věkové skupiny a použitého typu tibiální komponenty TEP kolenního kloubu. Značení pro variantu APT komponenty je (AP) a pro MB tibiální komponentu (MB) a pro věkové skupiny ‚Skupina 60 let' (60), ‚Skupina 65 let' (65) a ‚Skupina 70 let'(70). Značení pro variantu ‚Min HU' s minimální hodnotou E modelu materiálu spongiózní kostní tkáně oproti reprezentativnímu pacientovi je (MIN) a pro variantu ‚Max HU' s maximální hodnotou E je značení (MAX). Spojením těchto zkratek vznikne celkově vždy 10 různých variant pro všechny prezentované výsledky.

12.1. Analýza ekvivalentního přetvoření

Na obrázku 12.1.1 je zobrazeno ekvivalentní přetvoření na kostních tkáních tibie pro všechny analyzované varianty ve frontálním řezu. Výsledky budou prezentovány v jednotce ‚mikrostrain' (με) definovaný jako 1000 με = 0,1 % změna délky.

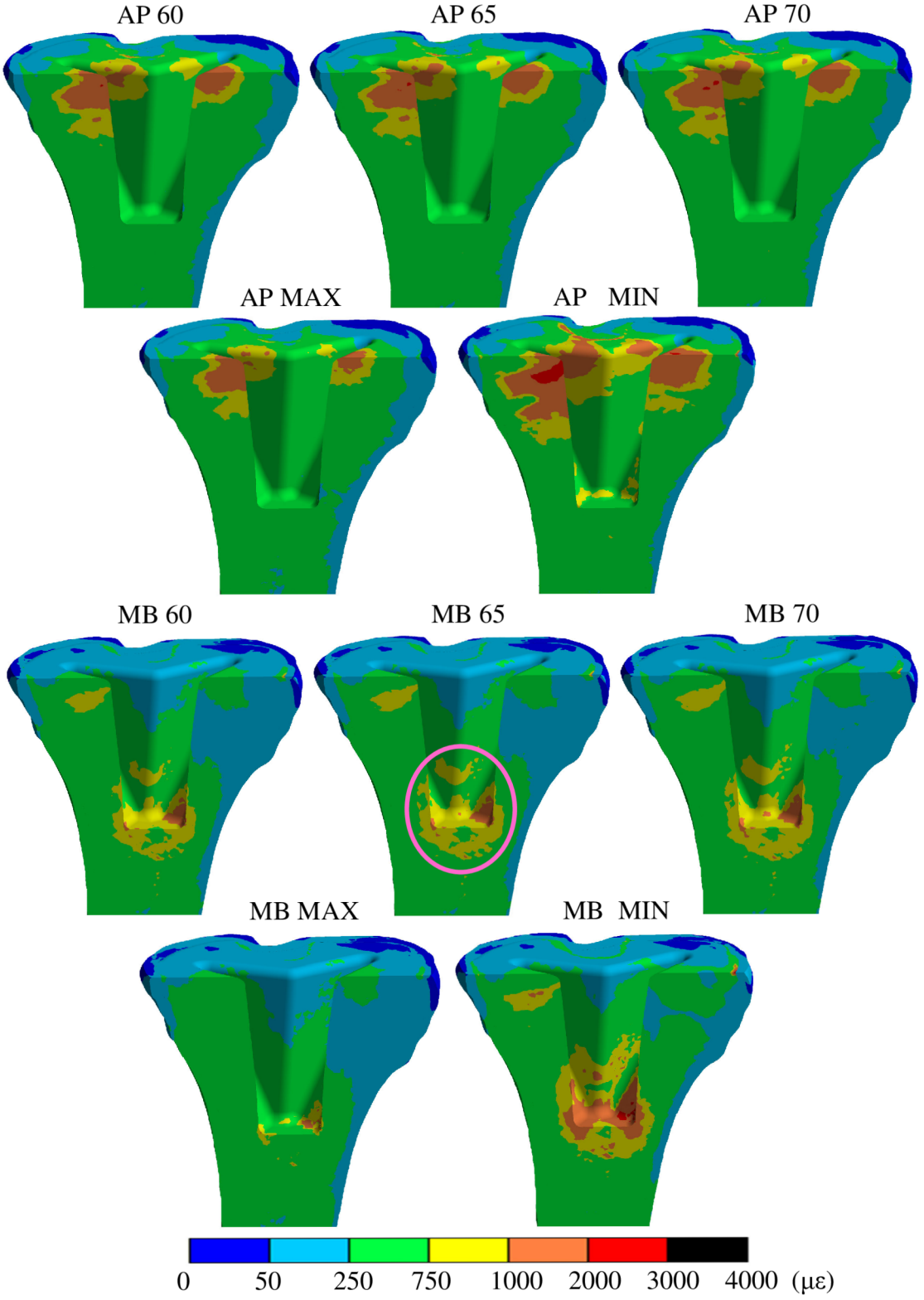
All-poly tibiální komponenta

Z obrázku 12.1.1 a 12.1.2 je zřejmé, že u variant výpočtových modelů s AP komponentou jsou nejvyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření v oblasti pod tibiálním řezem na mediální straně tibie. To je zapříčiněno vyšší působící silou (MF) nad touto oblastí na mediální straně určenou v modelu zatížení. Významným ovlivněním je také skleróza spongiózní kostní tkáně reprezentativního pacienta v této oblasti. Maximální hodnoty ekvivalentního přetvoření u výpočtových modelů pro věkové skupiny 60, 65 a 70 let nepřesahují hodnotu 3000 με. Výsledné hodnoty ekvivalentního přetvoření výpočtového modelu reprezentujícího pacienta s nejnižší hustotou spongiózní kostní tkáně (MIN) dosahují v maximu 3210 με. Ve většině objemu spongiózní kostní tkáně je hodnota ekvivalentního přetvoření v rozmezí od 200–2700 με.

Metal-backed tibiální komponenta

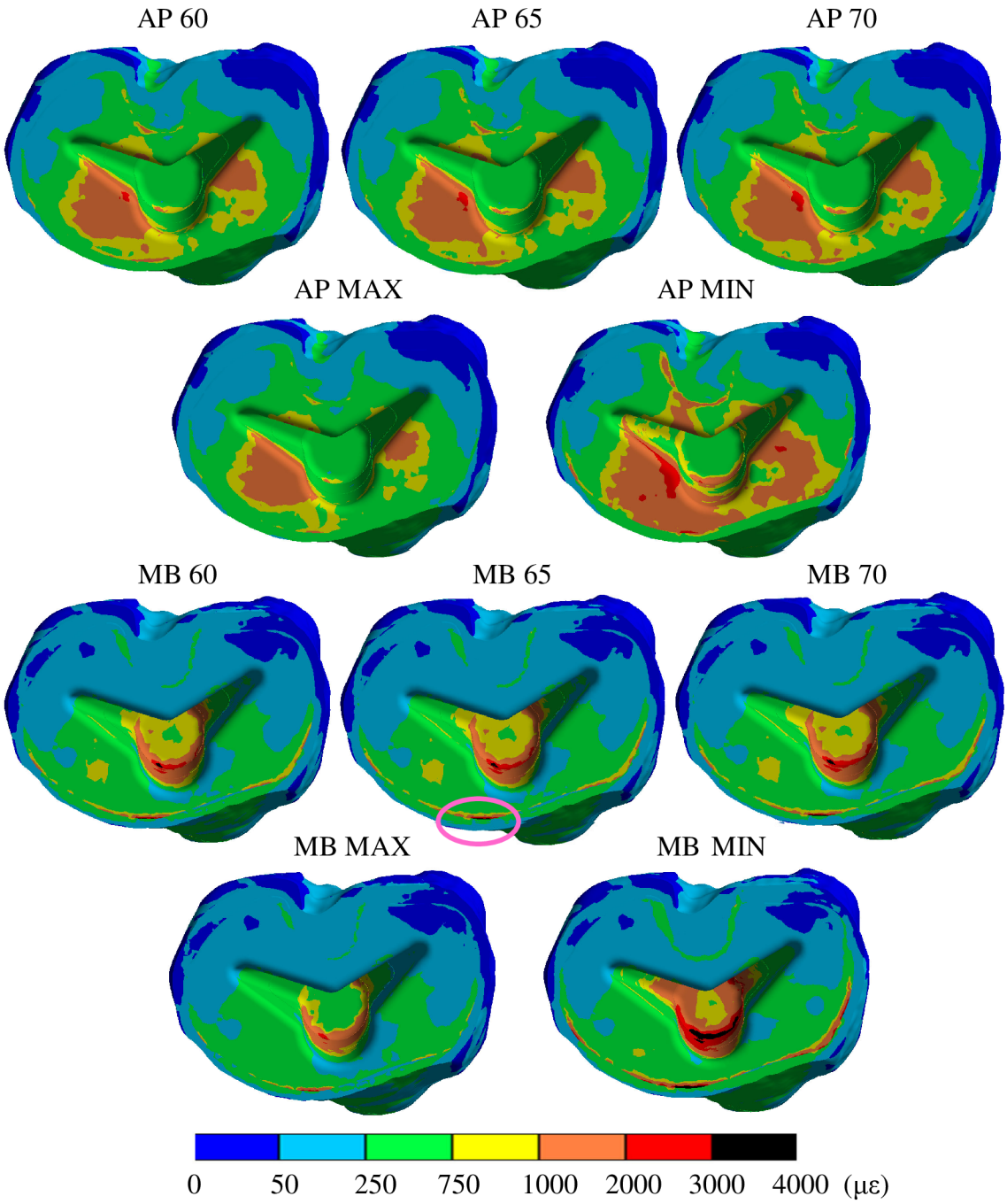
Z obrázku 12.1.1 a 12.1.2 je viditelné, že u variant výpočtových modelů s MB komponentou jsou nejvyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření kolem dna otvoru vytvořeného pro tibiální komponentu v oblasti metafýzy tibie (vyznačeno pomocí růžového oválu na obrázku 12.1.1 u varianty výpočtového modelu ‚MB 65'). Maximální hodnoty ekvivalentního přetvoření u výpočtových modelů pro věkové skupiny 60, 65 a 70 let nepřesahují hodnotu 4500 με.

U varianty výpočtového modelu ‚MIN‘, je dosažena maximální hodnota ekvivalentního přetvoření 7750 με na spongiózní kostní tkáni tibie (vyznačeno pomocí růžového oválu na obrázku 12.1.2. u varianty výpočtového modelu ‚MB 65‘).



Obrázek 12.1.1: Zobrazení ekvivalentního přetvoření kostních tkání tibie ve frontálním řezu.

Na obrázku 12.1.2 je zobrazeno ekvivalentní přetvoření kostních tkání tibie v transversálním pohledu.

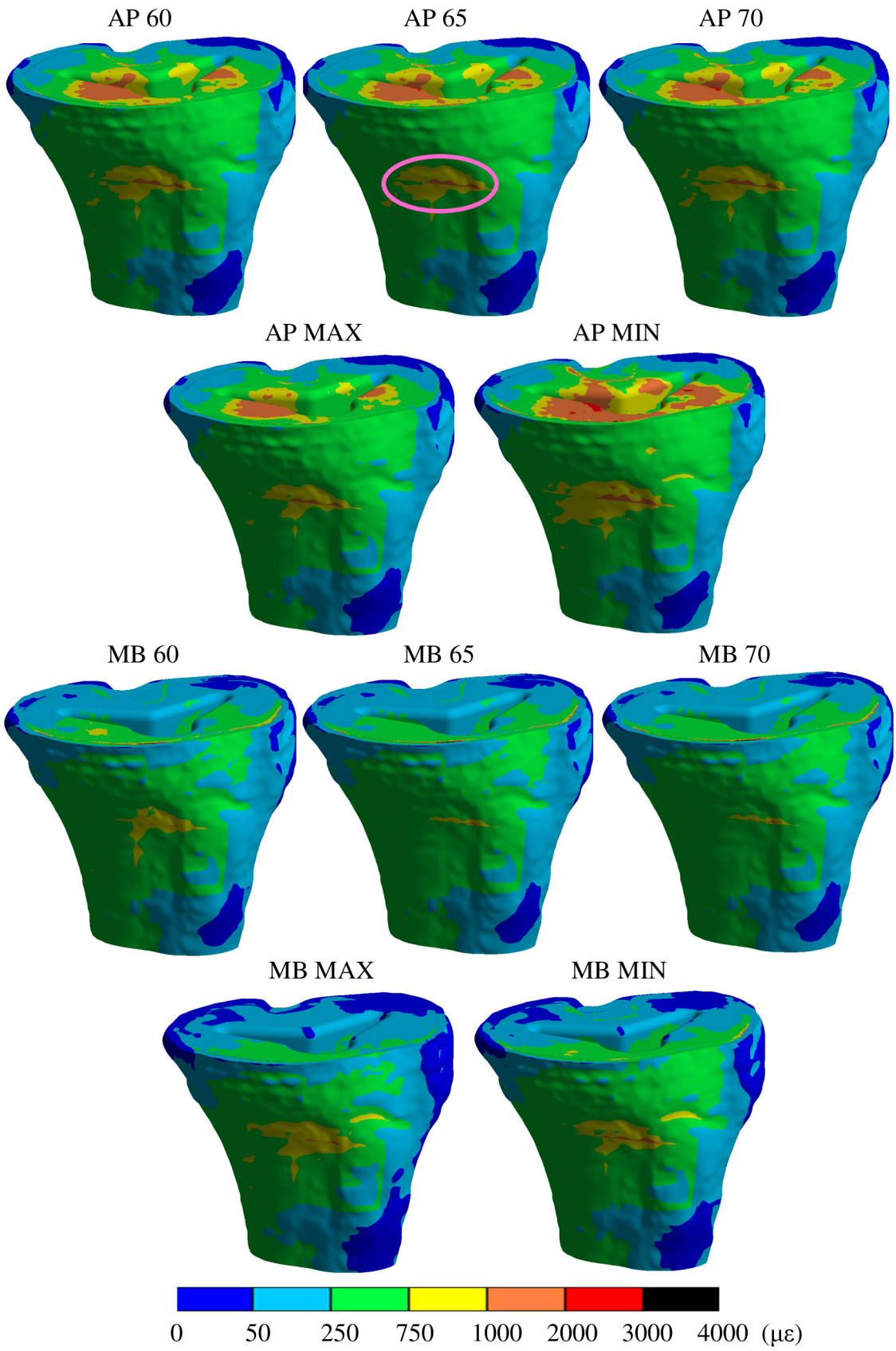


Obrázek 12.1.2: Zobrazení ekvivalentního přetvoření kostních tkání tibie v transversálním pohledu.

Na obrázku 12.1.3 jsou zobrazeny průběhy ekvivalentního přetvoření pro všechny analyzované varianty výpočtových modelů.

Z obrázku 12.1.3 je viditelné, že pro všechny varianty výpočtových modelů nezávisle na modelu materiálu spongiózní kostní tkáně a implantované tibiální komponentě jsou vyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření i v kortikální kostní tkáni, a to v oblasti, kde byl vytvořen přechod mezi modely materiálu kortikální kostní tkáně (části ‚X' a ‚Y' s předepsanými rozdílnými hodnotami E) a také předepsána působící síla od patelárního ligamentu (vyznačeno pomocí růžového oválu na obrázku 12.1.3. u varianty výpočtového modelu ‚AP 65'). Mírná skoková změna v hodnotách ekvivalentního přetvoření je také viditelná na rozhraní modelů materiálu kortikální kostní tkáně mezi částmi ‚Y' a ‚Z' s předepsanými rozdílnými hodnotami E.

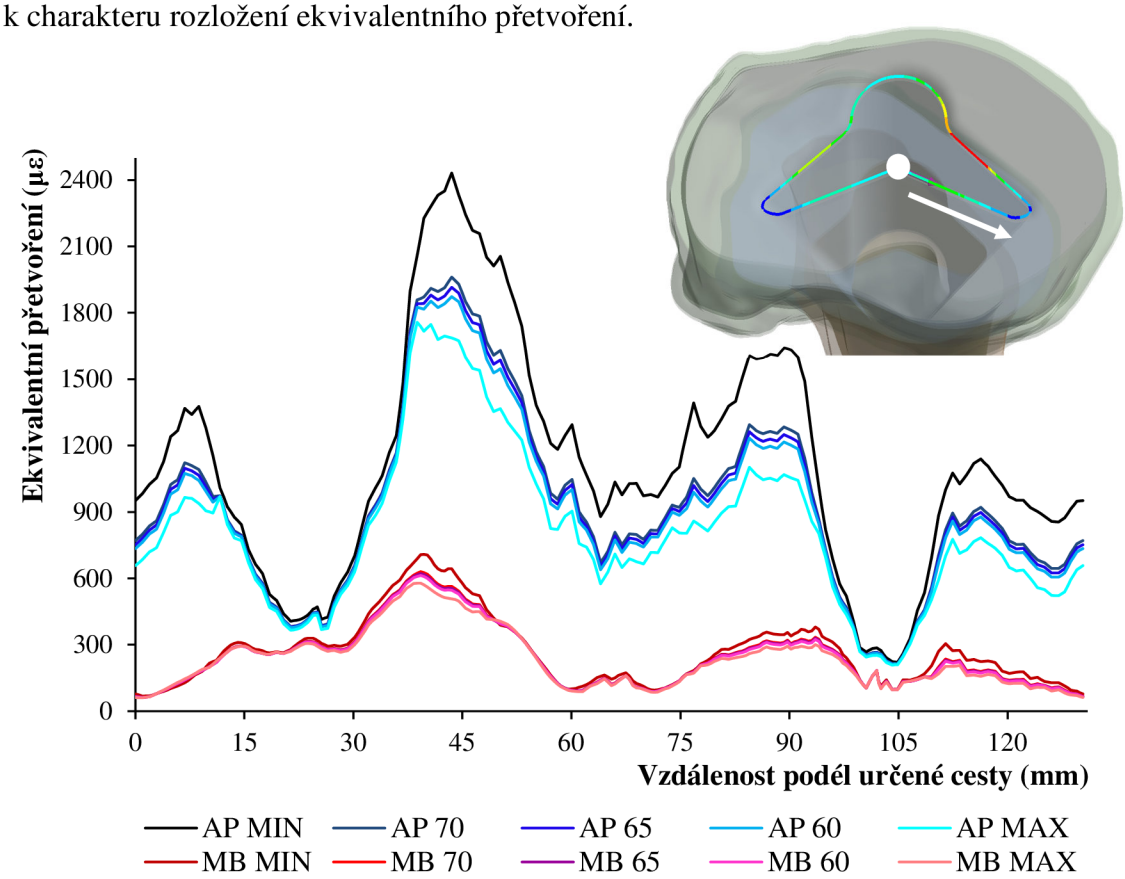
U všech analyzovaných výpočtových modelů je charakter rozložení i velikosti hodnot ekvivalentního přetvoření na kortikální kostní tkáni srovnatelný.



Obrázek 12.1.3: Zobrazení ekvivalentního přetvoření na kostních tkání tibie.

Na obrázku 12.1.4 je zobrazen průběh ekvivalentního přetvoření podél určené cesty, která vede podél vnitřní hrany vytvořeného otvoru pro tibiální komponentu v oblasti tibiálního řezu.

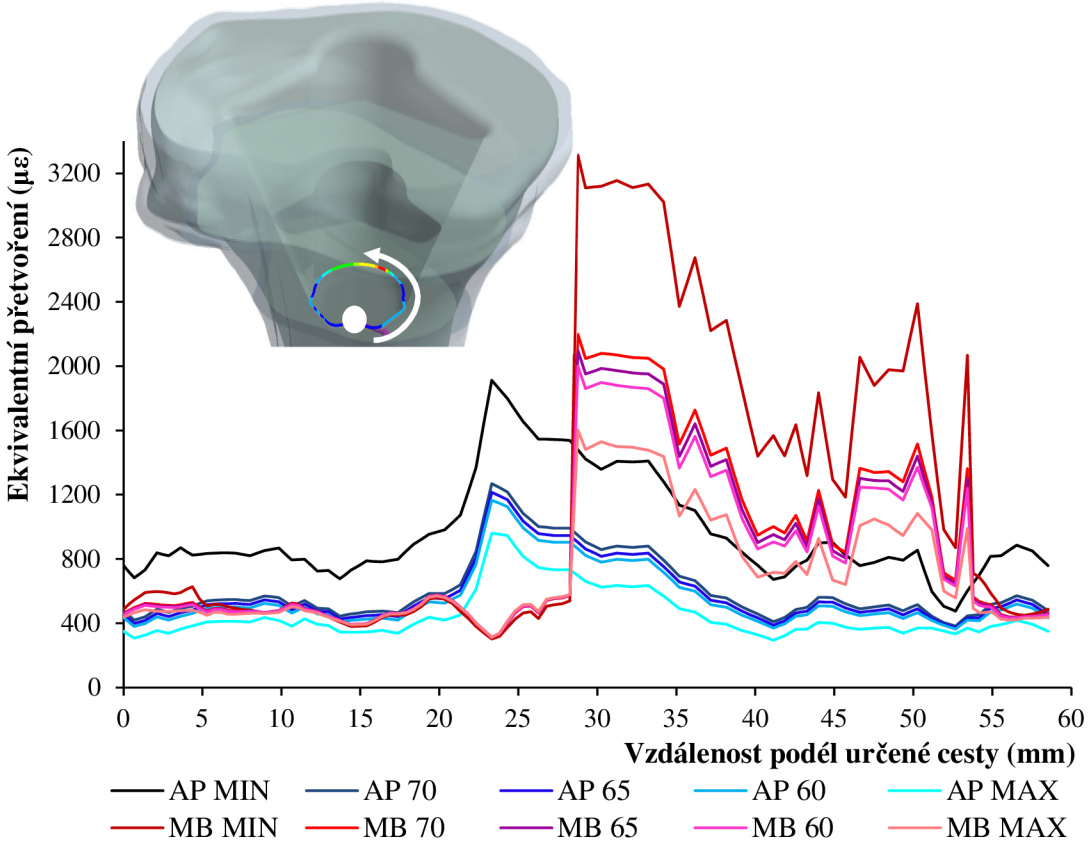
Z obrázku 12.1.4 je patrné, že v případě variant ‚AP' jsou průběhy ekvivalentního přetvoření celkově ve vyšších hodnotách než v případě variant ‚MB'. Pro varianty výpočtových modelů věkových skupin 60, 65 a 70 let a AP komponentu jsou průběhy ekvivalentního přetvoření v srovnatelných hodnotách a nejvíce se liší v oblasti maximálních hodnot. Stejné tvrzení platí i pro varianty výpočtových modelů věkových skupin 60, 65 a 70 let a MB komponentu. Nejvyšších hodnot ekvivalentního přetvoření podél celého průběhu určené cesty bylo dosaženo u varianty výpočtového modelu ‚MIN' v kombinaci s AP komponentou, a to 2430 με ve vzdálenosti 40-45 mm. To je způsobeno jednak charakterem rozložení ekvivalentního přetvoření v této oblasti u variant s AP komponentou, a také významně ovlivněno sklerózou spongiózní kostní tkáně v této oblasti. U varianty s MB komponentou vliv sklerózy není tak významný vzhledem k charakteru rozložení ekvivalentního přetvoření.



Obrázek 12.1.4: Zobrazení ekvivalentního přetvoření po cestě kolem hranice dříku TEP

Na obrázku 12.1.5 je zobrazen průběh ekvivalentního přetvoření podél určené cesty, která vede kolem oblasti konce dříku tibiální komponenty.

Z obrázku 12.1.5 je viditelné, že jako v přechozím případě zobrazení průběhu ekvivalentního přetvoření podél určené cesty jsou velikosti hodnot pro varianty výpočtových modelů věkových skupin 60, 65 a 70 let a AP komponentu srovnatelné a nijak významně se neliší. Průběhy ekvivalentního přetvoření podél určené cesty pro varianty výpočtových modelů věkových skupin 60, 65 a 70 let a MB komponentu se už mírně liší v hodnotách vyšších než 1200 με. Maximální hodnoty ekvivalentního přetvoření bylo dosaženo ve variantě výpočtového modelu ‚MIN' v kombinaci s MB komponentou, a to 3320 με ve vzdálenosti 25-30 mm. To je způsobeno charakterem rozložení ekvivalentního přetvoření v této oblasti kolem dříku MB komponenty, kde jsou předepsané hodnoty E modelu materiálu spongiózní kostní tkáně nižší než v oblastech blíže k tibiálnímu řezu (viz obr. 11.3.2.4). U varianty výpočtového modelu ‚MIN' v kombinaci s AP komponentou bylo dosaženo hodnoty ekvivalentního přetvoření 1920 με ve vzdálenosti 20-25 mm.



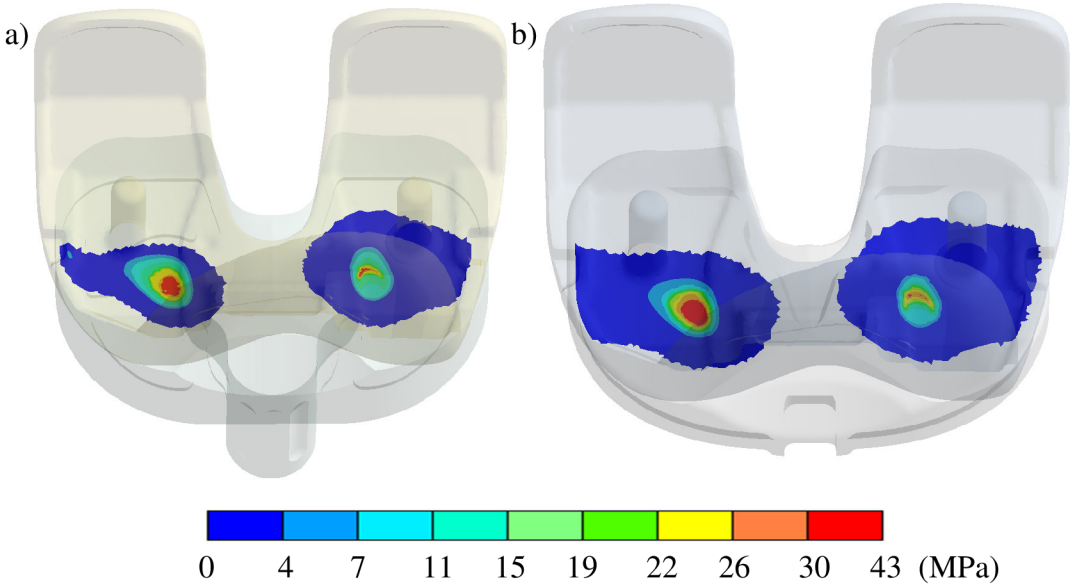
Obrázek 12.1.5: Zobrazení ekvivalentního přetvoření po cestě kolem oblasti konce dříku TEP

12.2. Analýza kontaktních tlaků

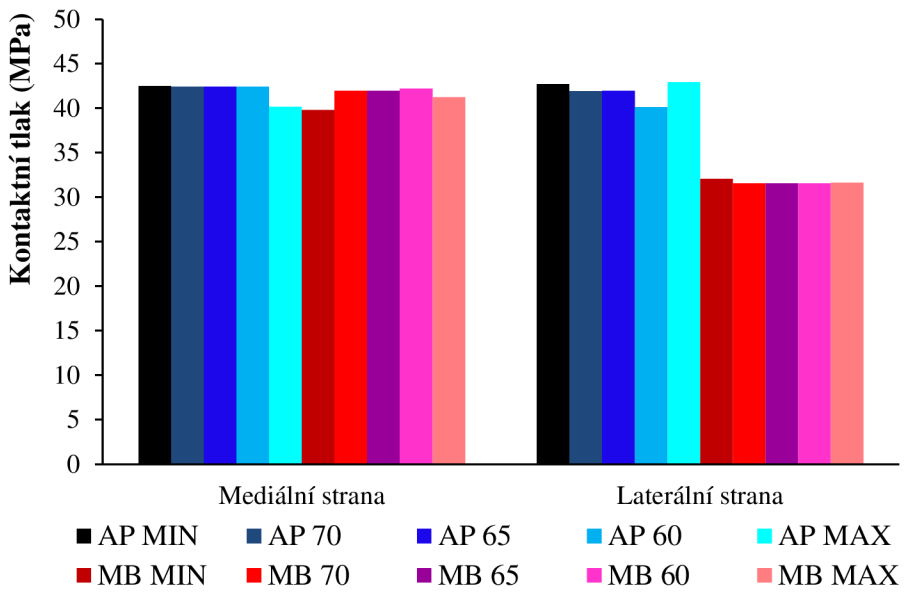
Na obrázku 12.2.1 jsou zobrazeny kontaktní tlaky mezi femorální a tibiální komponentou pro oba typy posuzovaných tibiálních komponent. V grafu na obrázku 12.2.2 jsou vyobrazeny maximální hodnoty kontaktních tlaků pro všechny varianty výpočtových modelů na mediální a laterální straně.

Z obrázků 12.2.1 a 12.2.2 je viditelné, že kontaktní tlaky mají charakter odpovídající předepsanému modelu zatížení vzhledem ke geometrii femorální komponenty. Zatímco tibiální komponenty AP i MB jsou symetrické, femorální komponenta je výrobcem navržena tak, aby kontaktní plochy i tlaky byly rovnoměrně rozloženy na mediální i laterální stranu i přesto, že zatížení mediální a laterální strany není symetrické. Výsledný charakter rozložení kontaktních ploch odpovídá lokalizaci deklarované výrobcem [36].

Výsledné kontaktní tlaky na mediální straně pro všechny posuzované varianty jsou mezi sebou srovnatelné a nevykazují žádné výrazné odchylky. Hodnoty kontaktních tlaků na mediální straně se pohybují od 39,8 do 42,5 MPa. Výsledné kontaktní tlaky na laterální straně jsou mezi sebou srovnatelné pro všechny posuzované varianty odlišené modelem materiálu spongiózní kostní tkáně, avšak v případě variant ‚AP' jsou hodnoty kontaktního tlaku v průměru vyšší o 10 MPa než pro MB tibiální komponentu. Hodnoty kontaktních tlaků na laterální straně se pohybují od 31,6 do 42,9 MPa.



Obrázek 12.2.1: **Zobrazení kontaktních tlaků mezi tibiálními a femorálními komponentami** a) All-poly tibiální komponenta b) Metel-backed tibiální komponenta

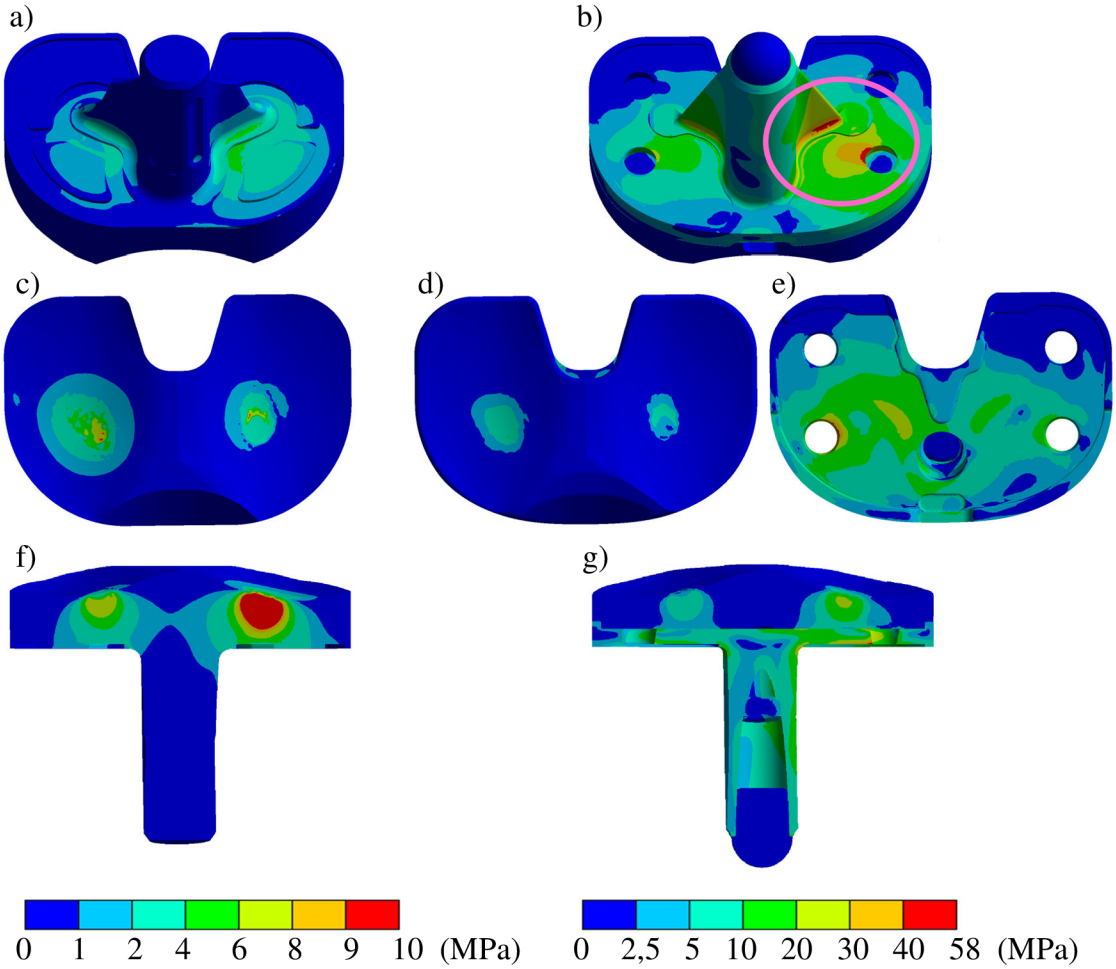


Obrázek 12.2.2: Zobrazení maximálních kontaktních tlaků na mediální a laterální straně pro všechny posuzované varianty výpočtových modelů

12.3. Analýza ekvivalentního napětí

Na obrázku 12.3.1 jsou zobrazeny průběhy ekvivalentního napětí (von-Mises) pro tibiální komponenty TEP v různých pohledech a řezech. Pro každou komponentu je vytvořena rozdílná stupnice hodnot ekvivalentního napětí. Prezentovány jsou pouze varianty ‚AP 65' a ‚MB 65'. Pro jednotlivé tibiální komponenty se výsledky ostatních analyzovaných výpočtových modelů s rozdílnými modely materiálu spongiózní kostní tkáně výrazně nelišily (±5 % v maximech).

Z obrázku 12.3.1 je viditelné, že u varianty ‚AP' hodnoty ekvivalentního napětí jsou ve výrazně nižším rozsahu než u varianty ‚MB'. Hodnoty ekvivalentního napětí na AP tibiální komponentě jsou do 10 MPa a nejvyšší hodnoty jsou v oblasti pod kontaktními plochami s femorální komponentou. Charakter rozložení a hodnoty ekvivalentního napětí na polyethylenové části MB tibiální komponenty jsou srovnatelné s odpovídající částí AP tibiální komponenty. Maximální hodnoty ekvivalentního napětí na kovové části MB tibiální komponenty jsou v rozsahu 45-58 MPa. Tyto maximální hodnoty ekvivalentního napětí jsou na mediální straně v oblasti dříku a kruhového otvoru kovové části MB tibiální komponenty (vyznačeno pomocí růžového oválu na obrázku 12.3.1. v části ‚b')



Obrázek 12.3.1: **Zobrazení ekvivalentního napětí na tibiálních komponentách TEP** a) All-poly komponenta pohled na kontaktní plochy s kostním cementem b) Metal-backed komponenta pohled na kontaktní plochy s kostním cementem c) All-poly komponenta pohled na kontaktní plochu s femorální komponentou d) Metal-backed komponenta pohled na kontaktní plochu s femorální komponentou e) Metal-backed komponenta pohled na kovovou část komponenty f) All-poly komponenta ve frontálním řezu g) Metal-backed komponenta ve frontálním řezu.

13. Diskuse

Z prezentovaných výsledků ekvivalentního přetvoření periprostetické kostní tkáně v této diplomové práci vyplývá, že výsledky získané z výpočtových modelů určené dle věkových skupin 60, 65 a 70 let jsou mezi sebou srovnatelné. Nejvýraznější rozdíly ve velikosti hodnot ekvivalentního přetvoření mezi těmito věkovými skupinami jsou v oblastech výskytu maxim těchto hodnot. Charakter rozložení ekvivalentního přetvoření je závislý na použité tibiální komponentně. Nejvyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření pro obě tibiální komponenty vždy dosahuje varianta výpočtového modelu s nejnižší hodnotou E modelu materiálu spongiózní kostní tkáně (MIN).

Remodelace kostní tkáně je regulována řadou mechanických a biochemických faktorů. Mechanické zatížení je velmi důležité pro zdraví kostní tkáně a má vliv na kostní architekturu [71]. Kostní tkáň se tedy přizpůsobuje přetěžování modelací a remodelací.

Výpočtové modely s AP tibiální komponentou vykazují nejvyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření v oblasti tibiálního řezu a v jeho blízkém okolí. V majoritní části objemu periprostetické kostní tkáně je hodnota ekvivalentního přetvoření v rozmezí 200-2700 με. Tento zjištěný rozsah odpovídá fyziologickému zatěžování a mírnému přetěžování, které vyvolává modelaci a remodelaci kostní tkáně. Žádná z řešených variant výpočtových modelů s AP tibiální komponentou nevykazuje vyšší hodnotu ekvivalentního přetvoření než 3210 με, která je považována za mírné přetěžování, jež napomáhá modelaci a remodelaci kostní tkáně. Tato modelace a remodelace kostní tkáně by mohla přispět k následnému snížení rizika aseptického uvolnění [72, 73].

Výpočtové modely s MB tibiální komponentou vykazují nejvyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření kolem dna otvoru vytvořeného pro tibiální komponentu v oblasti metafýzy tibie. V majoritní části objemu periprostetické kostní tkáně je ekvivalentní přetvoření obecně nižší než při porovnání s AP tibiální komponentou, nicméně rozsah hodnot je obdobný. Ve všech variantách výpočtových modelů s MB tibiální komponentou se vyskytovala oblast extrémních hodnot ekvivalentního přetvoření, a to v oblasti přechodu modelu geometrie kortikální a spongiózní kostní tkáně, kde zároveň byla jedna z hran modelu geometrie kostního cementu. Tyto modely geometrie měly předepsaný model materiálu s velmi rozdílnými hodnotami E. Mimo tento extrém, byla hodnota ekvivalentního přetvoření ve všech modelech s MB tibiální

komponentou nejvyšší v oblasti dna vytvořeného otvoru pro tibiální komponentu, a to v rozmezí 3040-5140 με. Vzhledem k tomu, že hodnoty od 3500 με a výše z tohoto rozmezí už odpovídají patologickému přetěžování, je v této oblasti možné zvýšené riziko aseptického uvolnění. Nicméně v majoritní části objemu periprostetické kostní tkáně by vypočtené ekvivalentní přetvoření mělo podpořit modelaci a remodelaci kostní tkáně [72, 73].

V této práci jsou také prezentovány výsledky kontaktních tlaků pro jejich klinický význam. Materiál UHMWPE používaný pro výrobu tibiálních komponent vykazuje nízké třecí síly, odolnost vůči abrazi a vysokou odolnost i v dynamickém zatížení v kontaktu s CoCrMo materiály [74]. Lze očekávat, že oblast maxim kontaktních tlaků, bude také oblastí s maximálním opotřebením povrchu tibiální komponenty [75]. Lokalizace kontaktních tlaků (viz obr. 12.2.1) odpovídá svojí lokalizací deklarované výrobcem.

Vypočtené ekvivalentní napětí na části MB tibiální komponenty a celé tibiální komponentě AP z materiálu UHMWPE nepřesahovalo hodnoty 10 MPa. Mez kluzu materiálu UHMWPE je 24 MPa [76]. Veškeré vypočtené výsledné hodnoty ekvivalentního napětí na komponentách z tohoto materiálu jsou tedy v bezpečné oblasti s dostatečnou rezervou. Vypočtené ekvivalentní napětí na kovové části MB tibiální komponenty z materiálu ‚Tivanium® Alloy‘ dosahovalo maximální hodnoty 58 MPa, mez kluzu tohoto materiálu je 828 MPa [77]. U tibiálních komponent TEP není očekáváno, že by při zatížení určeném v této práci došlo k překročení meze kluzu.

V této diplomové práci je uvažován kontakt mezi kostním cementem a kostní tkání za dokonale spojený. V důsledku tohoto předpokladu jsou vyloučeny mikro pohyby implantátu. Analýza mikro pohybů mezi kostní tkání a kostním cementem by mohla být předmětem další studie.

14. Závěr

Hlavním cílem této diplomové práce bylo posouzení D-N stavů vzniklých implantací různých TEP kolenního kloubu na periprostetické kostní tkáni tibie. Toto posouzení bylo provedeno na základě výsledků z výpočtového modelování pomocí MKP. Hlavní posuzovanou veličinou bylo ekvivalentní přetvoření a potenciální důsledky jeho hodnot a charakteru rozložení v objemu kosti na modelaci a remodelaci kostní tkáně podle Frostovy hypotézy.

Z provedené analýzy lze vyvodit následující závěry. TKA s použitím APT komponenty pro pacienty ve věku od 60 do 70 let vytváří podobnou mechanickou odezvu na maximální možnou zátěž v cyklu chůze. Za určených podmínek charakter rozložení a hodnoty ekvivalentního přetvoření v objemu periprostetické kostní tkáně při použití APT komponenty vytváří obecně výhodnější podmínky pro modelaci a remodelaci kostní tkáně než při použití MB tibiální komponenty pro zkoumané věkové skupiny. Pokud by výsledek této analýzy byl klinicky verifikován, tak by se mohla změnit indikační kritéria volby implantátu. V důsledku by se tak mohla zvýšit četnost implantace APT tibiálních komponent a jejich využití případně i u mladších pacientů.

Dílčí výsledky této diplomové práce jsou prezentovány v časopise **Computer Methods and Programs in Biomedicine** ve vědecké publikaci: **Biomechanical analysis of all-polyethylene total knee arthroplasty on periprosthetic tibia using the finite element method** [34].

Seznam symbolů a zkratek

Symboly

μ	Poissonův poměr
f	koeficient tření
ρ_A	zdánlivá hustota kostní tkáně
E	Youngův modul pružnosti
$\mu\varepsilon$	mirkostrain
p	p-hodnota
n	počet prvků
R^2	koeficient determinace

Zkratky

TKA	totální artroplastika kolenního kloubu
TEP	totální endoprotéza
APT	all-polyethylene tibial
MB	metal-backed
D-N	deformačně-napěťové
MKP	metoda konečných prvků
CT	výpočetní tomografie
AP	all-poly (all-polyethylene)
CR	cruciate retaining
PS	posterior stabilized
CS	cruciate sacrificing
DVC	digital volume correlation
HU	Hounsfieldovy jednotky
STL	standard tessellation language
UHMWPE	ultra vysoko-molekulární polyethylen

Reference

[1] KWIATKOWSKI, Krzysztof a Janusz PŁOMIŃSKI. [Gonarthrosis--pathomechanism and diagnosis]. *Polski Merkuriusz Lekarski: Organ Polskiego Towarzystwa Lekarskiego*. 2004, **17**(100), 415–419. ISSN 1426-9686.

[2] SPRINGER, Bryan D., Brett R. LEVINE a Gregory J. GOLLADAY. Highlights of the 2020 American Joint Replacement Registry Annual Report. *Arthroplasty Today* [online]. 2021, **9**, 141–142. ISSN 23523441. Dostupné z: doi:10.1016/j.artd.2021.06.004

[3] *SLOAN, Matthew; SHETH, N. Changing demographics in primary and revision total joint arthroplasty, 2000–2014. In: Proceedings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 2018 Annual Meeting. 2018.*

[4] LIN, Fu-Huang, Hsiang-Cheng CHEN, Chin LIN, Yu-Lung CHIU, Herng-Sheng LEE, Hung CHANG, Guo-Shu HUANG, Hsueh-Lu CHANG, Shih-Jen YEH, Wen SU, Chih-Chien WANG a Sui-Lung SU. The increase in total knee replacement surgery in Taiwan: A 15-year retrospective study. *Medicine* [online]. 2018, **97**(31), e11749. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.0000000000011749

[5] KHAN, M., K. OSMAN, G. GREEN a F. S. HADDAD. The epidemiology of failure in total knee arthroplasty: avoiding your next revision. *The Bone & Joint Journal* [online]. 2016, **98-B**(1_Supple_A), 105–112. ISSN 2049-4394, 2049-4408. Dostupné z: doi:10.1302/0301-620X.98B1.36293

[6] SCHROER, William C., Keith R. BEREND, Adolph V. LOMBARDI, C. Lowry BARNES, Michael P. BOLOGNESI, Michael E. BEREND, Merrill A. RITTER a Ryan M. NUNLEY. Why Are Total Knees Failing Today? Etiology of Total Knee Revision in 2010 and 2011. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2013, **28**(8), 116–119. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2013.04.056

[7] DELANOIS, Ronald E., Jaydev B. MISTRY, Chukwuweike U. GWAM, Nequesha S. MOHAMED, Ujval S. CHOKSI a Michael A. MONT. Current Epidemiology of Revision Total Knee Arthroplasty in the United States. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2017, **32**(9), 2663–2668. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2017.03.066

[8] THOMPSON, S. M., D. YOHUNO, W. N. BRADLEY a A. D. CROCOMBE. Finite element analysis: a comparison of an all-polyethylene tibial implant and its metal-backed equivalent. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2016, **24**(8), 2560–2566. ISSN 0942-2056, 1433-7347. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-015-3923-y

[9] BRIHAULT, Jean, Alessandro NAVACCHIA, Silvia PIANIGIANI, Luc LABEY, Ronny DE CORTE, Valerio PASCALE a Bernardo INNOCENTI. All-polyethylene tibial components generate higher stress and micromotions than metal-backed tibial components in total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2016, **24**(8), 2550–2559. ISSN 0942-2056, 1433-7347. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-015-3630-8

[10] STAN, Gabriel, Horia ORBAN, Lucian GRUIONU a Panait GHEORGHE. Coronal malposition effects in total knee arthroplasty: a finite element analysis. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* [online]. 2013, **23**(6), 685–690. ISSN 1633-8065, 1432-1068. Dostupné z: doi:10.1007/s00590-012-1051-7

[11] ARAB, Ali Zine El-Abidine, Ali MERDJI, Ali BENAISSA, Sandipan ROY, Bel-Abbes BACHIR BOUIADJRA, Khaled LAYADI, Abdelhakim OUDDANE a Osama M. MUKDADI. Finite-Element analysis of a lateral femoro-tibial impact on the total knee arthroplasty. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2020, **192**, 105446. ISSN 01692607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2020.105446

[12] JANÍČEK, Přemysl. *Systémová metodologie: brána do řešení problémů*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2014. ISBN 978-80-7204-887-8.

[13] CLARY, Chadd W., Clare K. FITZPATRICK, Lorin P. MALETSKY a Paul J. RULLKOETTER. The influence of total knee arthroplasty geometry on mid-flexion stability: An experimental and finite element study. *Journal of Biomechanics* [online]. 2013, **46**(7), 1351–1357. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.01.025

[14] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Praha: Triton, 2013. ISBN 978-80-7387-674-6.

[15] ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM, Rastislav DRUGA, Milan MED a Ivan HELEKAL. *Anatomie*. Praha: Grada, 2001. ISBN 978-80-7169-970-5.

[16] BARTONÍČEK, Jan a Jiří HERT. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 978-80-7345-017-5.

[17] NETTER, Frank H. *Netterův anatomický atlas človeka*. Brno: Computer Press, 2010. ISBN 978-80-251-2248-8.

[18] *Comparative Kinesiology of the Human Body* [online]. B.m.: Elsevier, 2020 [vid. 2022-04-18]. ISBN 978-0-12-812162-7. Dostupné z: doi:10.1016/C2016-0-02556-1

[19] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

[20] © *2018 Pearson Education, Inc.* [online]. Dostupné z: http://www2.estrellamountain.edu/faculty/hoffman/commonfiles/bio160/05TheSkeletalSystem.1.pdf

[21] © *2022 Rush University* [online]. Dostupné z: https://www.rushu.rush.edu/rush-medical-college/departments/department-anatomy-cell-biology

[22] NAGARAJA, Srinidhi, Tracey L. COUSE a Robert E. GULDBERG. Trabecular bone microdamage and microstructural stresses under uniaxial compression. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, **38**(4), 707–716. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.013

[23] FROST, H. M. Bone „mass" and the „mechanostat": A proposal. *The Anatomical Record* [online]. 1987, **219**(1), 1–9. ISSN 0003-276X, 1097-0185. Dostupné z: doi:10.1002/ar.1092190104

[24] FROST, Harold M. Bone's mechanostat: A 2003 update. *The Anatomical Record* [online]. 2003, **275A**(2), 1081–1101. ISSN 0003-276X, 1097-0185. Dostupné z: doi:10.1002/ar.a.10119

[25] VICO, Laurence, Philippe COLLET, Alain GUIGNANDON, Marie-Hélène LAFAGE-PROUST, Thierry THOMAS, Mohamed REHAILIA a Christian ALEXANDRE. Effects of long-term microgravity exposure on cancellous and cortical

weight-bearing bones of cosmonauts. *The Lancet* [online]. 2000, **355**(9215), 1607–1611. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(00)02217-0

[26] THOMPSON, William R., Clinton T. RUBIN a Janet RUBIN. Mechanical regulation of signaling pathways in bone. *Gene* [online]. 2012, **503**(2), 179–193. ISSN 03781119. Dostupné z: doi:10.1016/j.gene.2012.04.076

[27] ESER, P, A FROTZLER, Y ZEHNDER, L WICK, H KNECHT, J DENOTH a H SCHIESSL. Relationship between the duration of paralysis and bone structure: a pQCT study of spinal cord injured individuals. *Bone* [online]. 2004, **34**(5), 869–880. ISSN 87563282. Dostupné z: doi:10.1016/j.bone.2004.01.001

[28] EHRLICH, P. J. a L. E. LANYON. Mechanical Strain and Bone Cell Function: A Review. *Osteoporosis International* [online]. 2002, **13**(9), 688–700. ISSN 0937-941X, 1433-2965. Dostupné z: doi:10.1007/s001980200095

[29] TURNER, Charles a Alexander ROBLING. Exercise as an Anabolic Stimulus for Bone. *Current Pharmaceutical Design* [online]. 2004, **10**(21), 2629–2641. ISSN 13816128. Dostupné z: doi:10.2174/1381612043383755

[30] TURNER, A. W. L., R. M. GILLIES, R. SEKEL, P. MORRIS, W. BRUCE a W. R. WALSH. Computational bone remodelling simulations and comparisons with DEXA results. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2005, **23**(4), 705–712. ISSN 0736-0266, 1554-527X. Dostupné z: doi:10.1016/j.orthres.2005.02.002

[31] LEREBOURS, Chloé a Pascal R. BUENZLI. Towards a cell-based mechanostat theory of bone: the need to account for osteocyte desensitisation and osteocyte replacement. *Journal of Biomechanics* [online]. 2016, **49**(13), 2600–2606. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2016.05.012

[32] MARTIN, R. Bruce, David B. BURR, Neil A. SHARKEY a David P. FYHRIE. *Skeletal tissue mechanics*. Second edition. New York: Springer, 2015. ISBN 978-1-4939-3001-2.

[33] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.

[34] APOSTOLOPOULOS, Vasileios, Tomáš TOMÁŠ, Petr BOHÁČ, Petr MARCIÁN, Michal MAHDAL, Tomáš VALOUŠEK, Pavel JANÍČEK a Luboš NACHTNEBL. Biomechanical analysis of all-polyethylene total knee arthroplasty on

periprosthetic tibia using the finite element method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2022, **220**, 106834. ISSN 01692607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2022.106834

[35] *2022 © Waldemar Link GmbH & Co. KG* [online]. Dostupné z: https://www.linkorthopaedics.com/us/for-the-physician/products/knee

[36] *Zimmer Biomet, NexGen® CR-Flex and LPS-Flex Knees, 2016.*

[37] *BEZNOSKA, Stanislav, Oldřich ČECH a Karel LÖBL. Umělé náhrady lidských kloubů: biomechanické materiálové a technologické aspekty. Praha: SNTL, 1987.*

[38] PRASAD, Anoop K., Jaimee H.S. TAN, Hany S. BEDAIR, Sebastian DAWSON-BOWLING a Sammy A. HANNA. Cemented vs. cementless fixation in primary total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *EFORT Open Reviews* [online]. 2020, **5**(11), 793–798. ISSN 2396-7544, 2058-5241. Dostupné z: doi:10.1302/2058-5241.5.200030

[39] APRATO, Alessandro, Salvatore RISITANO, Luigi SABATINI, Matteo GIACHINO, Gabriele AGATI a Alessandro MASSÈ. Cementless total knee arthroplasty. *Annals of Translational Medicine* [online]. 2016, **4**(7), 129–129. ISSN 23055839, 23055847. Dostupné z: doi:10.21037/atm.2016.01.34

[40] FECZKO, Peter Z., Bart G. PIJLS, Michael J. VAN STEIJN, Lodewijk W. VAN RHIJN, Jacobus J. ARTS a Peter J. EMANS. Tibial component rotation in total knee arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2016, **17**(1), 87. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-016-0940-z

[41] *American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. Dostupné z: https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-knee-replacement/

[42] *© 2021 Summit Orthopedics* [online]. Dostupné z: https://www.summitortho.com/services/joint-preservation-replacement/arthritis-related-conditions-treatments/total-knee-replacement/

[43] VICECONTI, Marco. Biomechanics-based in silico medicine: The manifesto of a new science. *Journal of Biomechanics* [online]. 2015, **48**(2), 193–194. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2014.11.022

[44] MIRULLA, Agostino Igor, Salvatore PINELLI, Stefano ZAFFAGNINI, Vincenzo NIGRELLI, Tommaso INGRASSIA, Stefano Di PAOLO a Laura BRAGONZONI. Numerical simulations on periprosthetic bone remodeling: a systematic review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2021, **204**, 106072. ISSN 01692607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2021.106072

[45] PFEIFFER, Ferris. The Use of Finite Element Analysis to Enhance Research and Clinical Practice in Orthopedics. *Journal of Knee Surgery* [online]. 2016, **29**(02), 149–158. ISSN 1538-8506, 1938-2480. Dostupné z: doi:10.1055/s-0035-1570114

[46] SCHNEIDER, Caroline A, Wayne S RASBAND a Kevin W ELICEIRI. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods* [online]. 2012, **9**(7), 671–675. ISSN 1548-7091, 1548-7105. Dostupné z: doi:10.1038/nmeth.2089

[47] HRAZDIRA, Ivo a Vojtech MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 978-80-902896-1-1.

[48] KLEIN, Jeffrey S., William E. BRANT, Clyde A. HELMS a Emily N. VINSON, ed. *Brant and Helm's fundamentals of diagnostic radiology*. Fifth edition. Philadelphia Baltimore New York London Buenos Aires Hong Kong Sydney Tokyo: Wolters Kluwer, 2019. radiology. ISBN 978-1-4963-6738-9.

[49] P MARCIÁN, O KONECNÝ, L BORÁK, J VALASEK, K REHAK, D KRPALEK, Z FLORIAN. On the level of computational models in biomechanics depending on gained data from CT/MRI and micro-CT. nedatováno, **2011**, 455–462.

[50] FECZKO, Peter Z., Bart G. PIJLS, Michael J. VAN STEIJN, Lodewijk W. VAN RHIJN, Jacobus J. ARTS a Peter J. EMANS. Tibial component rotation in total knee arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2016, **17**(1), 87. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-016-0940-z

[51] TAYLOR, S.J.G., P.S. WALKER, J.S. PERRY, S.R. CANNON a R. WOLEDGE. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 1998, **13**(4), 428–437. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/S0883-5403(98)90009-2

[52] *Ansys Academic Research Mechanical, Help System, Element Reference, ANSYS, Inc., Release R2, 2020*

[53] *PETRUŠKA, Jindřich. MKP v inženýrských výpočtech: studijní opora. Brno: VUT, FSI, UMTMB.*

[54] FUIS, Vladimír, ed. *Engineering mechanics 2017: 23rd international conference, May 15-18, 2017, Svratka, Czech Republic: IM 2017: book of full texts*. 1st edition. Brno: Brno University of Technology, 2017. ISBN 978-80-214-5497-2.

[55] ZARIBAF, Fedra Parnian. Medical-grade ultra-high molecular weight polyethylene: past, current and future. *Materials Science and Technology* [online]. 2018, **34**(16), 1940–1953. ISSN 0267-0836, 1743-2847. Dostupné z: doi:10.1080/02670836.2018.1469455

[56] OSMAN, Reham a Michael SWAIN. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials* [online]. 2015, **8**(3), 932–958. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma8030932

[57] KLARSTROM, D., P. CROOK a A. SHARIF. Cobalt Alloys: Alloying and Thermomechanical Processing. In: *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering* [online]. B.m.: Elsevier, 2017 [vid. 2022-04-06], s. B9780128035818093000. ISBN 978-0-12-803581-8. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-803581-8.09213-4

[58] DUNNE, N. Mechanical properties of bone cements. In: *Orthopaedic Bone Cements* [online]. B.m.: Elsevier, 2008 [vid. 2022-04-06], s. 233–264. ISBN 978-1-84569-376-3. Dostupné z: doi:10.1533/9781845695170.3.233

[59] GRAY, Hans A., Fulvia TADDEI, Amy B. ZAVATSKY, Luca CRISTOFOLINI a Harinderjit S GILL. Experimental Validation of a Finite Element Model of a Human Cadaveric Tibia. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2008, **130**(3), 031016. ISSN 0148-0731, 1528-8951. Dostupné z: doi:10.1115/1.2913335

[60] FAN, Lixia, Shaopeng PEI, X LUCAS LU a Liyun WANG. A multiscale 3D finite element analysis of fluid/solute transport in mechanically loaded bone. *Bone Research* [online]. 2016, **4**(1), 16032. ISSN 2095-6231. Dostupné z: doi:10.1038/boneres.2016.32

[61] RUNGRUANGBAIYOK, Chadapa, Fahimeh AZARI, G. Harry VAN LENTHE, Jos VANDER SLOTEN, Boonsin TANGTRAKULWANICH a Surapong CHATPUN. Finite Element Investigation of Fracture Risk Under Postero-

Anterior Mobilization on a Lumbar Bone in Elderly With and Without Osteoporosis. *Journal of Medical and Biological Engineering* [online]. 2021, **41**(3), 285–294. ISSN 1609-0985, 2199-4757. Dostupné z: doi:10.1007/s40846-021-00607-1

[62] MARCIÁN, Petr, Libor BORÁK, Tomáš ZIKMUND, Ladislava HORÁČKOVÁ, Jozef KAISER, Marek JOUKAL a Jan WOLFF. On the limits of finite element models created from (micro)CT datasets and used in studies of bone-implant-related biomechanical problems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2021, **117**, 104393. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104393

[63] TAYLOR, S.J.G., P.S. WALKER, J.S. PERRY, S.R. CANNON a R. WOLEDGE. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 1998, **13**(4), 428–437. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/S0883-5403(98)90009-2

[64] ZHANG, Jing, Zhenxian CHEN, Qida ZHANG a Zhongmin JIN. Computational modelling of biomechanics and biotribology for artificial knee joint. In: *Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System* [online]. B.m.: Elsevier, 2021 [vid. 2022-04-21], s. 547–575. ISBN 978-0-12-819531-4. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-819531-4.00021-3

[65] RICHARDS, R.E., M.S. ANDERSEN, J. HARLAAR a J.C. VAN DEN NOORT. Relationship between knee joint contact forces and external knee joint moments in patients with medial knee osteoarthritis: effects of gait modifications. *Osteoarthritis and Cartilage* [online]. 2018, **26**(9), 1203–1214. ISSN 10634584. Dostupné z: doi:10.1016/j.joca.2018.04.011

[66] COMPLETO, A., J.A. SIMÕES, F. FONSECA a M. OLIVEIRA. The influence of different tibial stem designs in load sharing and stability at the cement–bone interface in revision TKA. *The Knee* [online]. 2008, **15**(3), 227–232. ISSN 09680160. Dostupné z: doi:10.1016/j.knee.2008.01.008

[67] KUTZNER, I., A. BENDER, J. DYMKE, G. DUDA, P. VON ROTH a G. BERGMANN. Mediolateral force distribution at the knee joint shifts across activities and is driven by tibiofemoral alignment. *The Bone & Joint Journal* [online]. 2017, **99-B**(6),

779–787. ISSN 2049-4394, 2049-4408. Dostupné z: doi:10.1302/0301-620X.99B6.BJJ-2016-0713.R1

[68] KANG, Kyoung-Tak, Yong-Gon KOH, Kyoung-Mi PARK, Jun-Sang LEE a Sae Kwang KWON. Biomechanical analysis of a changed posterior condylar offset under deep knee bend loading in cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Bio-Medical Materials and Engineering* [online]. 2019, **30**(2), 157–169. ISSN 09592989, 18783619. Dostupné z: doi:10.3233/BME-191041

[69] SHARMA, Adrija, Filip LESZKO, Richard D. KOMISTEK, Giles R. SCUDERI, Harold E. CATES a Fei LIU. In vivo patellofemoral forces in high flexion total knee arthroplasty. *Journal of Biomechanics* [online]. 2008, **41**(3), 642–648. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2007.09.027

[70] GUEZMIL, M., W. BENSALAH a S. MEZLINI. Tribological behavior of UHMWPE against TiAl6V4 and CoCr28Mo alloys under dry and lubricated conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2016, **63**, 375–385. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2016.07.002

[71] OKAWARA, Hisami, Yuki ARAI, Hitomi MATSUNO, Petr MARCIÁN, Libor BORÁK, Kazuhiro AOKI a Noriyuki WAKABAYASHI. Effect of load-induced local mechanical strain on peri-implant bone cell activity related to bone resorption and formation in mice: An analysis of histology and strain distributions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2021, **116**, 104370. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104370

[72] FROST, H. M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's Law: The remodeling problem. *The Anatomical Record* [online]. 1990, **226**(4), 414–422. ISSN 0003-276X, 1097-0185. Dostupné z: doi:10.1002/ar.1092260403

[73] GUDNASON, Asgeir, Nils P. HAILER, Annette W-DAHL, Martin SUNDBERG a Otto ROBERTSSON. All-Polyethylene Versus Metal-Backed Tibial Components—An Analysis of 27,733 Cruciate-Retaining Total Knee Replacements from the Swedish Knee Arthroplasty Register. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 2014, **96**(12), 994–999. ISSN 0021-9355, 1535-1386. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.M.00373

[74] GHEORGHIU, Nicolae, Bogdan SOCEA, Mihai DIMITRIU, Nicolae BACALBASA, Gabriel STAN a Horia ORBAN. A finite element analysis for predicting outcomes of cemented total knee arthroplasty. *Experimental and Therapeutic Medicine* [online]. 2021, **21**(3), 267. ISSN 1792-0981, 1792-1015. Dostupné z: doi:10.3892/etm.2021.9698

[75] *M.S. Kuster, G.W. Stachowiak, Factors affecting polyethylene wear in total knee arthroplasty, Orthopedics. 25 (2002) s235-242.*

[76] SAFAEI, Mohsen a Steven R. ANTON. The effects of dimensional parameters on sensing and energy harvesting of an embedded PZT in a total knee replacement. In: Gyuhae PARK, ed. *SPIE Smart Structures and Materials + Nondestructive Evaluation and Health Monitoring* [online]. 2016, s. 97992P [vid. 2022-05-17]. Dostupné z: doi:10.1117/12.2219462

[77] *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*