



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA STEHENNÍ KOSTI S VYUŽITÍM DAT Z POČÍTAČOVÉ TOMOGRFIE

STRESS STRAIN ANALYSIS OF THE FEMUR BASED ON THE CT DATA COLLECTION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. DAVID NEČAS

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR VOSYNEK

BRNO 2012

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. David Nečas

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

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:

Deformačně napěťová analýza stehenní kosti s využitím dat z počítačové tomografie

v anglickém jazyce:

Stress strain analysis of the femur based on the CT data collection

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Využití dat z počítačové tomografie při tvorbě výpočtového modelu za účelem srovnání rozlišovací úrovně homogenně rozloženého materiálu a nehomogenně rozloženého materiálu.

Cíle diplomové práce:

*Rešeršní studie soustavy kyčelního kloubu a programů pro využití CT dat při vytváření výpočtového modelu.

*Tvorba výpočtového modelu stehenní kosti.

*Řešení výpočtového modelu.

*Analýza (srovnání) získaných výsledků.

Seznam odborné literatury:

AN, Yuehwei H.; DRAUGHN, Robert A. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Boca Raton; London; New York; Washington, D.C. : CRC Press, 2000. 624 s. ISBN 0-8493-0266-8.

COWIN, Stephen C. Bone mechanics handbook. 2nd edition. Boca Raton; London; New York; Washington, D.C. : CRC Press, 2001. [800]. ISBN 0-8493-9117-2

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Vosynek

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2011/2012.

V Brně, dne 20.10.2011

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Oblast klinické biomechaniky je v současné době velmi rychle se rozvíjející inženýrskou disciplínou. Diplomová práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou krčku stehenní kosti. Velká pozornost je přitom věnována tvorbě výpočtového modelu, zejména potom modelu materiálu, jelikož kostní tkáň je materiálem silně nehomogenním. Při tvorbě výpočtového modelu bylo postupně testováno několik softwarů, které jsou často zmiňovány v souvislosti s řešením biomechanických úloh. V další části práci je provedena analýza pomocí metody konečných prvků pro několik variant modelu materiálu, které byly vytvořeny na základě rozsáhlé analýzy vztahů pro převod informací ze snímků výpočetní tomografie na materiálové charakteristiky. Následně je popsána realizace experimentálního měření. V závěru práce jsou zhodnoceny výsledky MKP analýzy, které jsou porovnány s experimentem.

KLÍČOVÁ SLOVA

Stehenní kost, MKP analýza, výpočetní tomografie, mechanické vlastnosti

ABSTRACT

The area of clinical biomechanics is a rapidly growing engineering discipline in the world of today. This master's thesis is concerned with the stress-strain analysis of human femoral neck. In the first place it emphasizes the creation of computational model, especially the model of bone material, because of its high level of inhomogeneity. The creation of the computational model has been tested using several software packages, which are often mentioned in connection with the biomechanical tasks. The latter part of the thesis contains finite element method analysis for several material models, which are based on extensive analysis of relations used to transfer the information from computed tomography data to material model properties. Subsequently, the realization of experimental measurement is described. The final part of the thesis contains evaluated results obtained from the FEM analysis, which are also compared with the experiment.

KEYWORDS

Femur, FEM analysis, computed tomography, mechanical properties

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

NEČAS, David. *Deformačně napěťová analýza stehenní kosti s využitím dat z počítačové tomografie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 96 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Vosynek.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod odborným dohledem vedoucího práce Ing. Petra Vosynka. V seznamu použité literatury jsem uvedl všechny zdroje, ze kterých jsem čerpal.

V Brně 20. května 2012

.....
podpis

PODĚKOVÁNÍ

Chtěl bych tímto velmi upřímně poděkovat vedoucímu diplomové práce Ing. Petru Vosynkovi za věnovaný čas, rady, ochotu a trpělivost, kterou mi věnoval v průběhu tvorby práce. Dále bych rád poděkoval prof. Ing. Přemyslu Janíčkoví, DrSc., Ing. Enricu Schileovi, MSc., Ph.D., Ing. Petru Marciánovi, Ing. Petru Krejčímu, Ph.D., Ing. Janu Šplíchalovi a Ondřeji Konečnému za cenné rady ohledně teoretické či experimentální části práce.

Velký dík také patří všem mým blízkým, zejména pak rodičům, kteří mě plně podporovali po celou dobu studia na vysoké škole.

Obsah

1	Úvod	10
2	Problémová situace	11
3	Problém	11
4	Formulace cílů	11
5	Základní pojmy	12
5.1	Pojmy vztahující se k lidskému tělu	12
5.2	Pojmy související s definicí materiálu	12
6	Systém podstatných veličin	13
7	Rešeršní studie	15
7.1	Anatomie stehenní kosti, pánevní oblasti, kyčelního spojení	15
7.1.1	Obecná osteologie	15
7.1.2	Obecná arthrologie	19
7.2	Mechanické vlastnosti kostní tkáně	22
7.2.1	Kortikální tkáň	22
7.2.2	Spongiózní tkáň	23
7.3	Výpočetní tomografie	29
7.3.1	Princip	29
7.3.2	Historický vývoj	31
7.3.3	Používané technologie	32
7.3.4	Spirální výpočetní tomografie	35
7.3.5	Využití kontrastních látek	36
7.3.6	Výhody CT vyšetření	36
7.3.7	Nevýhody CT vyšetření	36
7.4	Softwary využívané při řešení biomechanických úloh	37
7.4.1	DeVIDE	37
7.4.2	3D Doctor	38
7.4.3	Mimics	39
7.4.4	Amira	41

7.4.5	BoneMat	42
7.4.6	CT Data Analysis	46
7.4.7	Další využívané softwary	47
7.5	Přehled nastudovaných článků.....	48
8	Volba metody řešení	49
8.1	Metoda řešení.....	49
8.2	Přehled použitých softwarů.....	49
8.3	Využitý hardware.....	50
9	Tvorba výpočtového modelu.....	51
9.1	Model geometrie stehenní kosti	51
9.1.1	Segmentace CT snímků	51
9.1.2	Tvorba plošného modelu	52
9.1.3	Tvorba objemového modelu	53
9.2	Model geometrie zatěžovacího přípravku.....	54
9.3	Model geometrie svalů.....	55
9.4	Model materiálu stehenní kosti	55
9.4.1	Model materiálu – Varianta A	56
9.4.2	Model materiálu – Varianty B, C, D, E	56
9.5	Model materiálu zatěžovacího přípravku.....	63
9.6	Model materiálu svalů	64
9.7	Model zatížení a vazeb	64
9.7.1	Silová okrajová podmínka	65
9.7.2	Deformační okrajová podmínka	65
9.8	Model vzájemného styku těles.....	66
9.9	Tvorba konečnoprvkové sítě.....	66
9.10	Konvergence výpočtu	68
9.11	Vyhodnocení MKP výpočtu	68
10	Experimentální měření	73
10.1	Princip měření.....	73

10.2	Měřicí řetězec	74
10.3	Výpočet silového zatížení	74
10.4	Vyhodnocení experimentálního měření	76
10.5	Porovnání výsledků experimentálního měření a MKP analýzy.....	80
11	Závěr	81
12	Seznam použité literatury	83
12.1	Knihy	83
12.2	Vědecké práce	83
12.3	Odborné články	83
12.4	Internetové zdroje	89
12.5	Zdroje obrázků	91
13	Souhrnná bibliografie	91
13.1	Seznam obrázků	91
13.2	Seznam tabulek	93
13.3	Seznam grafů	93
13.4	Seznam symbolů	94
13.5	Seznam zkratek	96

1 Úvod

Biomechanika spadá do oblasti bioinženýrských oborů. Využití nachází při řešení biologických a medicínských problémů, které v sobě zahrnují problémy technické mechaniky. Řešení úloh potom probíhá na biomechanických objektech, které jsou odlišné dle typu řešené problematiky.

Oblast klinické biomechaniky se v současné době stává stále více diskutovanou inženýrskou disciplínou vědců prakticky z celého světa. Biomechanické úlohy se v zásadě řeší pomocí experimentálních měření a výpočtových simulací. Mezi základní oblasti studií patří: deformačně napěťová analýza kostí a kloubů, kloubní náhrady, umělé orgány, tepenné náhrady, rekonstrukce deformovaných či zcela zničených částí těla, problematika zubních implantátů, fixátorů, remodelace kostní tkáně a podobně.

Předmětem této práce je deformačně napěťová analýza stehenní kosti, nejdelší kosti lidského těla. Zejména u starších lidí dochází často při pádech ke zlomeninám krčku stehenní kosti. Rekonvalescence po takové fraktuře trvá obvykle velmi dlouho, pacient nemůže několik týdnů chodit, což může v některých případech vést až k úplnému upoutání člověka na lůžko.

U těchto typů analýz bývá největším problémem vytvoření vhodného výpočtového modelu. Při tvorbě modelu geometrie prakticky není možné, ani při využití nejmodernějších softwarů, přesně dodržet tvar kosti. Nejnáročnější je však proces tvorby modelu materiálu, jelikož kost je tvořena materiálem silně nehomogenním. V této práci byl výpočtový model vytvořen na základě studia snímků z výpočetní tomografie.

Samotná aplikace poznatků inženýrské mechaniky na biologický problém v této diplomové práci spočívá ve vytvoření výpočtového modelu jisté rozlišovací úrovně a následná analýza tohoto modelu pomocí metody konečných prvků.

2 Problémová situace

Zásadním požadavkem k tomu, aby provedená deformačně napěťová analýza ať už biomechanického, či zcela technického problému poskytla správné výsledky, je vhodně vytvořený výpočtový model. Ten se skládá z dílčích výpočtových modelů s ohledem na vytvořený systém podstatných veličin. Motivací při rozhodování o výběru téma diplomové práce byla zejména snaha o zvýšení úrovně tvorby modelu materiálu kostní tkáně, jelikož mnoho prací stále uvažuje kost pro zjednodušení jako homogenní materiál.

Zvýšení rozlišovací úrovně při posuzování vnitřní stavby kosti lze v zásadě provést dvěma přístupy. Buď zdokonalením modelu geometrie a topologie, to znamená modelovat jednotlivé kostní trámečky a řešit jejich vazby v prostoru, nebo věnovat vyšší pozornost materiálovým charakteristikám v dílčích oblastech kosti. Zde se nabízí využití snímků z výpočetní tomografie, kdy je na základě stupňů šedi na snímku možné určit materiálové charakteristiky.

3 Problém

Na základě problémové situace formuluji následující problém:

Vytvoření algoritmu pro využití CT dat při tvorbě výpočtového modelu kostní tkáně.

4 Formulace cílů

Formulované cíle jsou důsledkem problémové situace, respektive problému a také konzultací s vedoucím diplomové práce. V práci jsou uplatněny přístupy systémové metodologie.

- Provést rešeršní studii problematiky související s diplomovou prací
 - o Anatomie stehenní kosti, kyčelního spojení
 - o Materiálové charakteristiky kostní tkáně
 - o Výpočetní tomografie
 - o Softwary využívané při řešení biomechanických úloh
- Vytvořit dílčí výpočtové modely
- Vytvořit konečný výpočtový model
- Provést deformačně napěťovou a srovnávací analýzu

5 Základní pojmy

Pro přehlednost a jednoznačnost předkládaného textu nejprve uvádím krátký seznam používaných odborných pojmů a jejich stručné vysvětlení.

5.1 Pojmy vztahující se k lidskému tělu ^{[82], [83]}

Anatomie – nauka o tvaru a stavbě organismu

Arthrologie – nauka o spojení kostí

Diafýza – střední část dlouhé kosti

Distální – okrajový, vzdálený od středu těla, směr od trupu

Epifýza – zakončení dlouhé kosti (stejně označení se využívá i pro šišinku mozkovou, v této práci je však uvažován první uvedený význam slova)

Osteologie – nauka o kostech

Proximální – bližší ke středu těla, směr k trupu

5.2 Pojmy související s definicí materiálu ^{[82], [83]}

Anizotropie – závislost fyzikálních, popřípadě mechanických vlastností materiálu na směru, ve kterém jsou měřeny

Homogenita – stejnorodost, stejná struktura, složení a vlastnosti v celém objemu materiálu (příkladem homogenního materiálu je ocel)

Isotropie – nezávislost fyzikálních, popřípadě mechanických vlastností materiálu na směru, ve kterém jsou měřeny

Nehomogenita – nestejnorodost materiálu

Ortotropie – pravoúhlá anizotropie, materiálové vlastnosti jsou symetrické ve třech vzájemně kolmých rovinách

6 Systém podstatných veličin ^[5]

Systém podstatných veličin je vytvořen pro lidskou stehenní kost, která je předmětem výpočtového modelování a tvoří tak modelový objekt diplomové práce.

S0 – Veličiny popisující okolí entity

Okolí entity je tvořeno kolenním a kyčelním kloubem. Kyčelní kloub připojuje stehenní kost ke kosti pánevní, přičemž pomocí pletence pánevního je ke kostře připojena celá dolní končetina. Pomocí kolenního kloubu je potom femur připojen ke kosti holenní, která je jednou z kostí bércových. Okolí entity je dále tvořeno měkkými tkáněmi a to zejména svaly, šlachami a vazy.

S1 – Veličiny popisující geometrii a topologii entity

Stehenní kost je největší kostí v lidském těle. Její povrch s výjimkou kloubních konců je pokryt okosticí. Kloubní plochy jsou pak pokryty sklovitou kloubní chrupavkou. Proximální část femuru je ukončena hlavicí stehenní kosti. Její povrch představuje přibližně 3/4 povrchu koule. S tělem kosti je hlavice spojena pomocí krčku, který představuje jakési nebezpečné místo kosti. Úhel, který svírá hlavice kosti s tělem kosti, se nazývá inkлинаční úhel a u zdravého člověka má hodnotu přibližně 125°. Hlavice s krčkem je pak pootočena dopředu vůči tělu kosti o takzvaný deklinační úhel (přibližně 15°). Zevně od krčku vybíhá kost v takzvaný velký chocholík. Mezi velkým chocholíkem a horním zadním obvodem krčku vzniká hlubší jáma chocholíková. Vpředu pod hlavicí vybíhá malý chocholík. Tělo femuru je prohnuté dopředu a po jeho zadním obvodu sestupuje drsná hrana, na níž se upínají četné svaly. V dolní části vybíhá kost ve dva hrboly kloubní pro spojení s kostí holenní

S2 – Veličiny popisující vazby a interakce entity s okolím

Proximální část stehenní kosti je pomocí kyčelního kloubu spojena s pánevní kostí. Pánevní kost je tvořena třemi kostmi, které jsou původně samostatné, ale v průběhu vývoje dojde k jejich spojení. Jedná se o kost sedací, stydkou a kyčelní. Distální konec femuru je pak spojen pomocí dvou hrbolů kloubních s dvěma kloubními hrboly, které vybíhají v proximální část kosti holenní.

S3 – Veličiny popisující aktivaci entity s okolím

Aktivace stehenní kosti probíhá díky četné síti svalů, které jsou ke kosti upnuty. Impulsy pro vykonání příslušných pohybů vznikají v lidském mozku a šíří se pomocí nervové

soustavy. Dalšími faktory, které kost jistým způsobem aktivují je lidská tíha a různé silové účinky, ať už se jedná o údery, nárazy a podobně.

S4 – Veličiny popisující ovlivňování entity okolím

Stehenní kost, respektive kostní tkáň se dokáže jistým způsobem přizpůsobit různým zatěžovacím stavům. Tento proces, který je v současné době předmětem mnoha studií se nazývá remodelace a v podstatě představuje schopnost kosti měnit svoji geometrickou strukturu a mechanické vlastnosti v závislosti na určitém specifickém typu zatížení.

S5 – Veličiny popisující oborové vlastnosti struktury entity

Tak jako každý materiál, i kostní tkáň je popsána základními materiálovými mechanickými charakteristikami. Jelikož je kostní tkáň silně nehomogenní, nejčastěji se k jejímu popisu využívá hustota ρ [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]. Dalšími veličinami, popisující vlastnosti entity je délka kosti, průměr hlavice, průměr krčku, hodnoty inklinálního a deklinálního úhlu.

S6 – Veličiny popisující procesy a stavy

Mezi tyto procesy lze zařadit například zmíněnou remodelaci nebo osteoporózu neboli řídnutí kostí, přičemž oba tyto procesy probíhají ve struktuře kostní tkáně. Kostní tkáň potom (v případě osteoporózy) degraduje, mění se její mechanické vlastnosti. Jelikož CT snímky, na základě kterých byl vytvořen výpočtový model, jsou z jednoho období a nepostihují tedy žádný ze zmíněných procesů, lze konstatovat, že neuvažujeme procesy probíhající ve struktuře materiálu, z čehož plyne, že množina veličin S6 zůstává prázdná.

S7 – Veličiny popisující projevy entity

Ve vztahu k deformaci se jedná o posuvy v místě krčku (krček považujeme za kritické místo a proto mu při výpočtovém modelování věnujeme bližší pozornost). V případě vyhodnocování napjatosti se potom jedná o složky tenzoru napětí.

S8 – Veličiny popisující důsledky projevů

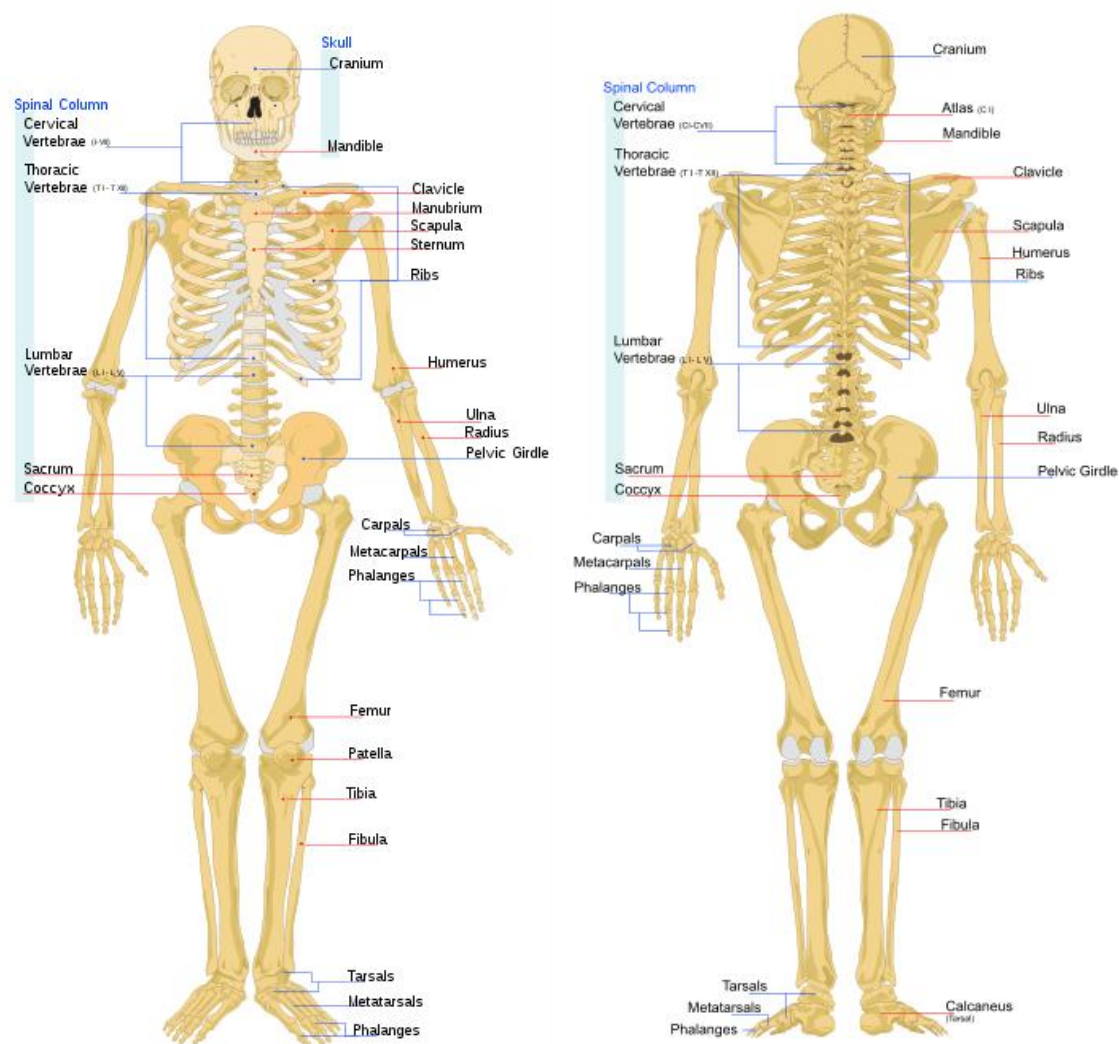
Důsledkem projevů je dosažení mezního stavu, v případě stehenní kosti se jedná o její frakturu případně silnou degradaci tkáně, kdy kost již nedokáže dále plnit svoji funkci, což může vést k potřebě zavedení částečné nebo totální endoprotézy.

7 Rešeršní studie

7.1 Anatomie stehenní kosti, pánevní oblasti, kyčelního spojení

7.1.1 Obecná osteologie

Přibližně jednu pětinu hmotnosti lidského těla tvoří kostra, soubor kostí, který společně s chrupavkami a kloubními a vazivovými spoji kostí vytváří pasivní pohybový aparát. Kost je tvrdá pojivová tkáň, specifikovaná pro podpůrnou a ochrannou funkci. Stejně jako ostatní pojivové tkáně se skládá z buněk a mezibuněčné hmoty. Hodnota označující přesný počet kostí v lidském těle je zavádějící, jelikož existují jisté odlišnosti. Některé zdroje uvádějí číslo 206, jiné dokonce 208 až 214 kostí^[80]. Kostní tkáň obsahuje přibližně 22% vody a i přesto, že je její struktura lehká a ohebná, je také velmi pevná.^{[3], [5], [7], [79]}



Obr. 1: Kostra lidského těla^[86]

Obecně rozeznáváme tři základní tvary kostí a to takzvané kosti dlouhé (femur, humerus, tibia, fibula,...) s výrazným tělem (diafýzou), a charakteristickými kloubními úseky na obou koncích. Dále pak kosti krátké (kosti zápěstní, patní kost...), jejichž tvar je v podstatě nepravidelný s kloubními plochami různých tvarů. Třetí skupinu pak tvoří kosti ploché (některé kosti lebky, lopatka...), které mají velkou plochu pro uchycení svalů a některé z nich chrání životně důležité orgány, jako například mozek. Pokud se tvar kostí vymyká předchozím definicím, označujeme je jako nepravidelné. Kostí s jednou nebo více dutinami vystlanými sliznicí a vyplněnými vzduchem se označují jako pneumatizované. [3], [7], [9], [79]

Nezávisle na tvaru kostí, je kost tvořena dvěma základními formami kostní tkáně. Tkáň kompaktní (označovaná také jako kortikální, hutná, lamelární), tvoří povrch kostí a její tloušťka je závislá na druhu kosti, ale i dalších faktorech, jako je například věk. Struktura kompaktní kosti se skládá z drobných tyčinkovitých útvarů nazývaných osteony. V mikroskopickém pohledu vidíme osteony v těsném shluku, přičemž toto uspořádání dodává tkáni vysokou mechanickou pevnost. Druhou formou kostní tkáně je takzvaná tkáň spongiózní (houbovitá, trabekulární, trámčitá), která se nachází v nitru dlouhých kostí. V případě krátkých kostí se potom nachází pod tenkou kompaktní vrstvou podobně jako u kostí plochých. Spongiózní tkáň je tvořena lamelami kolagenních vláken, které jsou navzájem propojeny a vytváří prostorovou síť, přičemž vlákna jsou orientována ve směru dominantních (hlavních) napětí. [3], [4], [5], [7], [79]

Dutiny uvnitř kostí, stejně jako prostory mezi trámečky kosti spongiózní jsou vyplněny kostní dřeví, což je měkká tkáň makroskopicky různého vzhledu. Kostní dřevě rozlišujeme na červenou, v níž probíhá krvetvorba, a žlutou, která vzniká z červené kostní dřevě, a která se stává tkání tukovou. Okolo dvaceti let věku je žlutá dřevě v dutinách všech dlouhých kostí s výjimkou proximálních konců kostí pažních a stehenních, kde se udržuje dřevě červená. [3], [4], [7], [79]

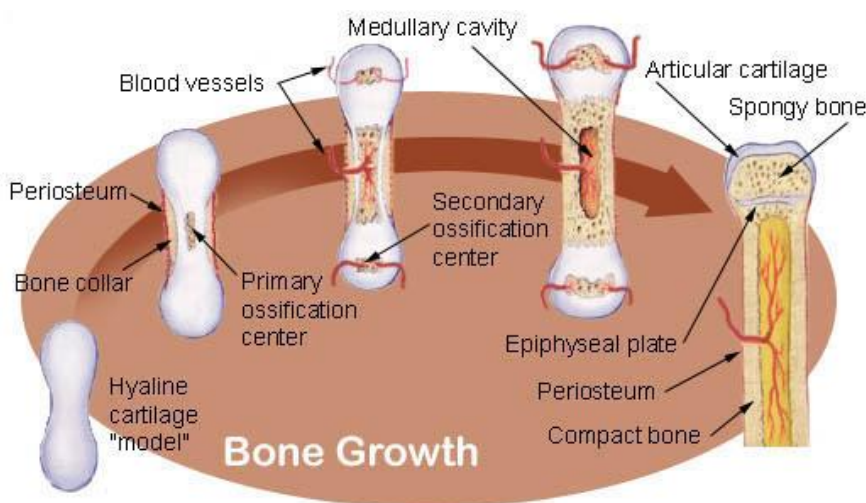
Vazivový obal zakrývající povrch kosti se nazývá okostice neboli periosteum, jehož tloušťka je proměnná. Okostici lze většinou od kostí oddělit. Problém však nastává u plochých kostí lebečních, kde je periosteum velmi pevně uchyceno. [3]

Kosti se vyvíjí v průběhu nitroděložního vývoje a prvního roku života z chrupavčitého nebo vazivového modelu. Z vazivového modelu se vyvíjí například kosti obličejové, či kost klíční. Z chrupavčitého modelu je to pak převážná většina kostí v těle. Proces přeměny chrupavčité tkáně na tkáň kostní se nazývá osifikace. Je to v podstatě ukládání minerálních solí a krystalických látek, zejména fosforečnanů a uhličitánů vápníku do chrupavčité tkáně. Pro stavbu, růst a vývoj kostí jsou nezbytné tři druhy buněk, které vznikají v kostní dřeví.

První se nazývají osteoblasty, které zpočátku produkují kostní tkáň ve formě trámečků. Následně se tyto buňky přemění na osteocyty, které vzniklou kostní tkáň udržují. Později vznikají takzvané osteoklasty, což jsou mnohоядерné buňky, jejichž úkolem je odbourávání nezdravé či nepotřebné kostní tkáně. Odbouraná tkáň je nahrazena novou tkání, přičemž tento proces se nazývá přestavba (odbourávání a opětovné tvoření kosti), která probíhá po celý život. ^{[3], [7], [79]}

Růst do výšky je zapříčiněn prodlužováním dlouhých kostí, kdy poblíž jejího zakončení – epifýzy je úsek označovaný jako metafýza, kde probíhá prodlužování kosti spojené s osifikací tkáně. ^{[3], [7]}

Kromě schopnosti přestavby disponuje kostní tkáň ještě jednou pro člověka velice podstatnou vlastností a to schopností takzvané remodelace. Jedná se o zvláštní případ přestavby tkáně, kdy se tkáň přizpůsobuje zvýšené či snížené námaze určitých kostí při konkrétní činnosti. Tyto kosti se pak stávají buď pevnějšími, nebo naopak pevnost ztrácí. Jev zpevnění kostí je zřejmý například u vrcholových sportovců ale i u osob, které vykonávají dlouhodobě stejnorodou fyzicky náročnou práci. ^{[3], [5], [7]}



Obr. 2: Růst a vývoj kostí ^[87]

Os femoris (Obr. 3), neboli kost stehenní, je nejmohutnější kostí lidského těla. Skládá se ze čtyř hlavních částí, anatomicky označovaných jako: ^[3]

- Caput femoris – hlavice kosti stehenní, jejíž průměr u dospělého jedince dosahuje přibližně 4,5 cm. Vytváří kloubní plochu odpovídající přibližně třem čtvrtinám plochy koule.

- b) Collum femoris – krček kosti stehenní spojující hlavičku s tělem kosti a svírající s tělem kosti takzvaný kolodiafysární (inklinační) úhel, jehož průměrná hodnota je 125° . V případě, že kolodiafysární úhel je menší než 120° , jedná se o onemocnění coxa vara, naopak, překročí-li tento úhel hodnotu 135° , pacient trpí nemocí coxa valga.
- c) Corpus femoris – tělo kosti stehenní, z něhož na horním konci ústí tzv. chocholíky, trochanter major (velký chocholík) a trochanter minor (malý chocholík).
- d) Condyli femoris – kondyly stehenní kosti, které slouží pro spojení s tibií (kost holenní).



Obr. 3: Os femoris – kost stehenní ^[88]

Os coxae – kost pánevní je kloubem spojena s kostí křížovou a vpředu je ve sponě stydké spojená s druhostrannou pánevní kostí. Tímto spojením vzniká pánev, latinsky pelvis. Kost pánevní vznikne během vývoje spojením tří kostí, které jsou spojené synchondrosou (chrupavčité spojení). Jedná se o kosti: ^[3]

- a) Os ilium – kost kyčelní
- b) Os ischii – kost sedací
- c) Os pubis – kost stydká

Chrupavčité hranice uvedených kostí se v období růstu setkávají ve tvaru písmene Y v jamce kyčelního kloubu, takzvaném acetabulu a přímo se tak podílí na jeho tvorbě.

7.1.2 Obecná arthrologie

Oblasti, v nichž dochází ke spojení kostí, nazývaná articulationes, slouží pohyblivosti kosterního aparátu člověka a představují místa, kde kosti rostou. Tato druhá z charakteristik místy převažuje a to například ve švech, jimiž jsou spojeny lebeční kosti. ^{[3], [4], [7]}

7.1.2.1 Typy kosterního spojení ^{[3], [7]}

Obecně rozeznáváme dva typy kosterního spojení a to:

- a) Plynulé **spojení pojivovou tkání**, které se v těle vyskytuje ve třech formách, v závislosti na druhu pojiva.
 - Articulatio fibrosa – jedná se o spojení kostí prostřednictvím vaziva, vyskytuje se zejména v místech, kde dochází k tahovému namáhání spoje.
 - Articulatio cartilaginea – je pevné spojení kostí pomocí chrupavky.
 - Synostosis – spojení kostních tkání, vyvíjí se sekundárně z vazivového nebo chrupavčitého spojení. Příkladem je 5 obratlů křížových, které jsou zprvu spojeny chrupavčitými destičkami. Toto spojení postupně srůstá a vzniká tak kost křížová.

- b) V případě vzájemného dotyku styčných ploch potažených chrupavkou, přičemž vazivem jsou kosti spojeny pouze na obvodu styčných ploch, hovoříme o **spojení kloubním**.

ad b) Jedná se o pohyblivé spojení, kdy je obvykle jedna styčná plocha konkávní – jamka kloubní a druhá konvexní – hlavice kloubní. Chrupavka, která potahuje stykové plochy je

obvykle chrupavka hyalinní, což je v podstatě zbytek původní chrupavky kostního základu u které nedošlo k osifikaci. U některých, více tlakově namáhaných kloubů, je styčná plocha potažena mechanicky odolnější chrupavkou vazivovou. Tloušťka kloubní chrupavky je odvislá od typu kloubního spojení a pohybuje se v rozsahu 0,5 – 0,6 mm.

Pohyby v kloubech jsou předurčeny geometrickým tvarem styčných ploch kloubu a umístěním svalových úponů v jeho okolí. Podle počtu os, kolem nichž se pohyby uskutečňují, rozeznáváme klouby jednoosé, dvouosé a víceosé, přičemž u víceosých je výsledný pohyb součtem pohybů kolem tří vzájemně kolmých os. Ze základního anatomického postavení, což je vzpřímený stoj s horními končetinami podél těla s dlaněmi dopředu, vychází následující hlavní pohyby:

- 1) Flexe (ventrální flexe) – ohnutí (dopředu)
- 2) Extense (dorsální flexe) – natažení (dozadu)
- 3) Abdukce (laterální flexe) – odtážení (stranou)
- 4) Addukce – přitažení (ke střední rovině)
- 5) Rotace (vnější, vnitřní) – kolem osy procházející podélně tělem rotující kosti
- 6) Cirkumdulace – kroužení, složený pohyb, současná flexe, extense, abdukce, addukce

Rozdělení kloubů provádíme z následujících hledisek:

- 1) Podle počtu komponent
 - Klouby jednoduché – styk pouze dvou kostí, například kloub ramenní
 - Klouby složené – styk více než dvou kostí, například kloub loketní
- 2) Podle tvaru styčných ploch
 - Kloub kulovitý – hlavice i jamka jsou kulovité plochy
 - Kloub kulovitý volný – plocha jamky je menší než plocha hlavice, je umožněn velký rozsah pohybů
 - Kloub kulovitý omezený – má hlubokou jamku, jejíž okraje omezují pohyb kosti

Pozn.: Další typy kloubů dle tvaru styčných ploch jsou uvedeny pouze výčtem, jelikož v této práci nejsou předmětem další studie ani výpočtového modelování.

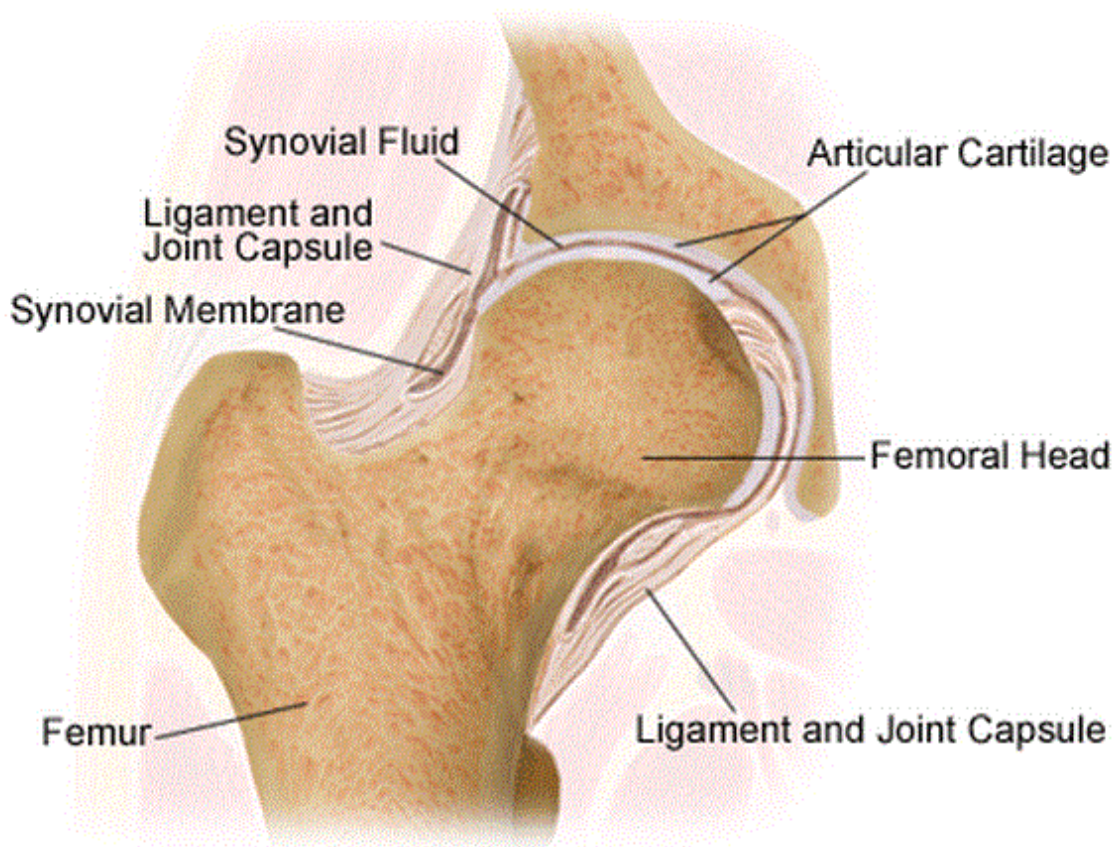
- Kloub elipsovité
- Kloub sedlový
- Kloub válcový
- Kloub kladkový

- Kloub plochý
- Kloub tuhý

Articulatio coxae neboli kyčelní kloub spadá do kategorie kloubů kulovitých omezených. Hlavicí kloubu je zmíněná hlavice kosti stehenní, jamku pak tvoří část acetabula zvaná facies lunata. Funkcí kyčelních kloubů není pouze pohyb dolních končetin vzhledem k pánvi, ale také přispívají k udržení rovnováhy trupu, která je vázána na sklon pánve. Při základním postoji jsou možné základní pohyby následujících rozsahů:

- a) Flexe – dosahuje přibližně 120° , současnou abdukci může být flexe výraznější
- b) Extense – nízká hodnota, přibližně 13°
- c) Abdukce – do 40° , výraznější při současné flexi
- d) Addukce – do 10°
- e) Rotace – vnější – do 15°
– vnitřní – do 35°

Hodnoty úhlů abdukce, addukce i rotace oběma směry stoupají při současné flexi.



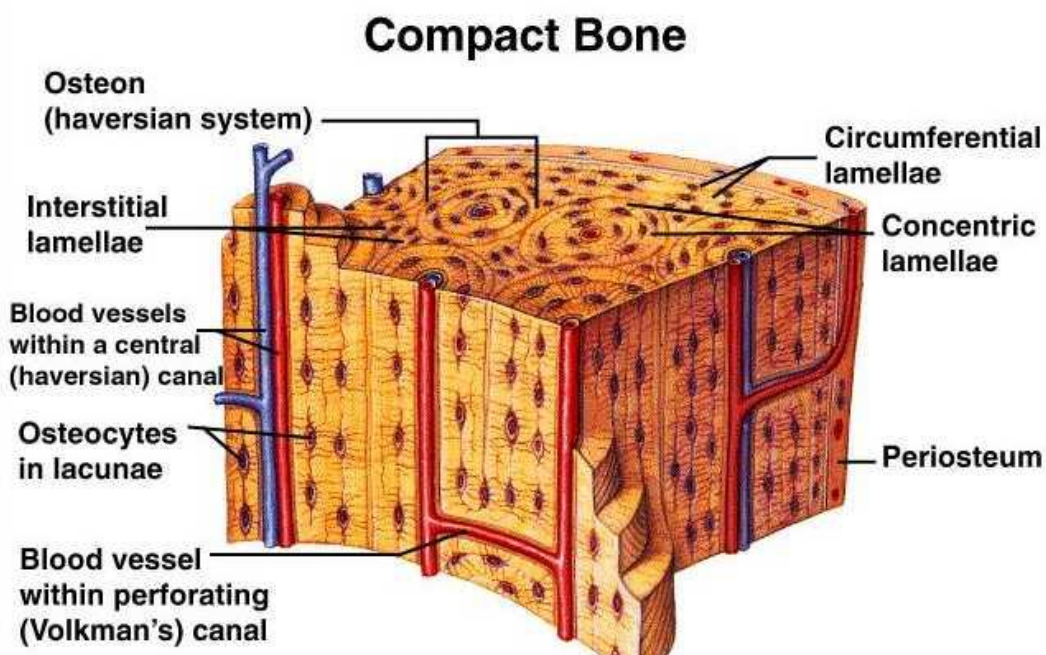
Obr. 4: Articulatio coxae – kyčelní kloub ^[89]

7.2 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kost není v pravém slova smyslu tkáň, ale komplexní anizotropní, nelineární, nehomogenní, viskoelastický biomateriál. Vykazuje velmi různé mechanické vlastnosti z hlediska struktury, lokality, zátěžové historie, dále pak pohlaví, věku, procesu osteoporózy (případně dalších onemocnění), procentu vody v kosti a dalších faktorů. ^{[1], [5]}

7.2.1 Kortikální tkáň

Jak již bylo zmíněno, kostní tkáň je anizotropní a to především z důvodu uspořádání osteonů a orientace lamel. Zejména hodnoty tuhosti a pevnosti dlouhých kostí v podélném směru jsou výrazně vyšší, než ve směru příčném. Dále pak lze konstatovat, že kortikální kost dosahuje vyšší pevnosti v tlaku, než v tahu. V podélném směru zatěžování platí, že pevnost v tahu dosahuje přibližně 2/3 pevnosti v tlaku, pevnost ve smyku je pak v porovnání s tlakovou přibližně třetinová. Pokud se nad těmito vlastnostmi kortikální tkáně člověk zamyslí, dojde k závěru, že příroda vytvořila kompaktní kost takovým způsobem, jakým je to pro organismus nejvýhodnější. Většina dlouhých kostí je totiž namáhána tlakem ve směru podélné osy kosti. Pro zjednodušení při výpočtech se kortikální kost obvykle považuje za ortotropní materiál, jehož mechanické vlastnosti jsou charakterizovány třemi hodnotami Youngova modulu pružnosti E_{12} , E_{13} , E_{23} , dále třemi hodnotami modulu pružnosti ve smyku G_{12} , G_{13} , G_{23} v závislosti na směru zatížení a šesti hodnotami Poissonových poměrů μ_{12} , μ_{13} , μ_{23} , μ_{21} , μ_{31} , μ_{32} . ^{[1], [3], [4], [5], [6], [24], [33], [53], [77]}



Obr. 5: Skladba kompaktní kostní tkáně ^[90]

Parametr	Směr	Namáhání	Hodnota
Modul pružnosti E [GPa]	Podélný		17,0
	Příčný		11,5
	Smyk		3,3
Poissonův poměr μ [-]			0,3 – 0,5
Mez pevnosti σ_p [MPa]	Podélný	Tlak	193
	Podélný	Tah	133
	Podélný	Smyk	68
	Příčný	Tlak	133
	Příčný	Tah	51

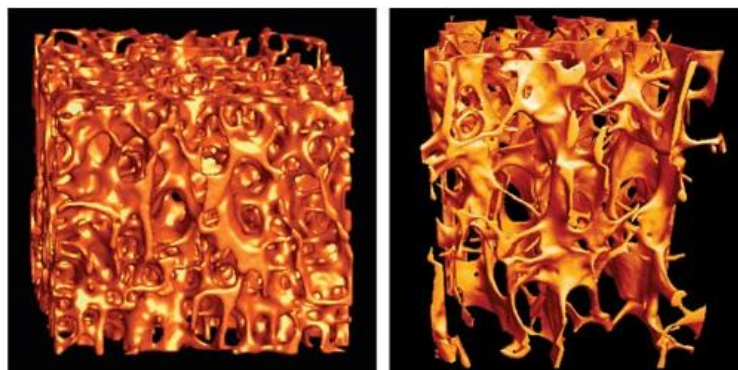
Tab. 1: Mechanické vlastnosti kortikální tkáně ^[4]

Mez pevnosti	Věk						
	10 - 20	20 - 30	30 - 40	40 - 50	50 - 60	60 - 70	70 - 80
Tah [MPa]	114	123	120	112	93	86	86
Tlak [MPa]	-	167	167	161	155	145	-
Ohyb [MPa]	151	173	173	162	154	139	139
Krut [MPa]	-	57	57	52	52	49	49

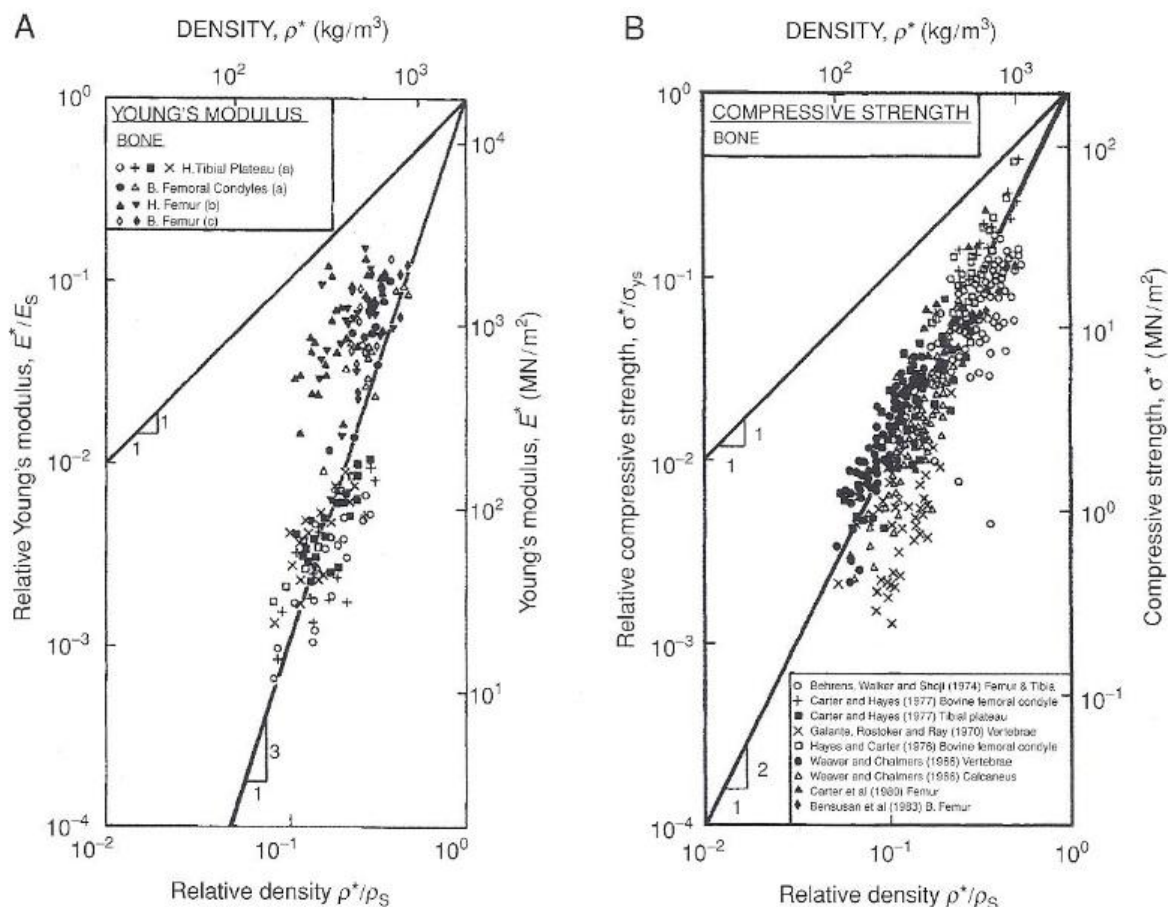
Tab. 2: Mez pevnosti kortikální tkáně při různém druhu namáhání v závislosti na věku ^[77]

7.2.2 Spongiózní tkáň

Mechanické vlastnosti houbovitě kostní tkáně jsou silně závislé na již zmíněných faktorech (onemocnění, věk, pohlaví,...). Z tohoto důvodu prakticky není možné vyvodit jednoznačné závěry, co se týče hodnot materiálových charakteristik. Rozsah hodnot Youngova modulu pružnosti v tahu (tlaku) se může i řádově lišit. ^{[1], [3], [16], [23], [31], [39]}



Obr. 6: Srovnání zrekonstruovaného obrazu spongiózní tkáně z výpočetní tomografie (vlevo žena – 30 let, vpravo muž – 63 let) ^[91]



Graf 1: Grafická závislost mechanických vlastností spongiózní kostní tkáň na relativní hustotě ^[4]

Hodnoty E_s , ρ_s a σ_s se uvažují jako hodnoty neporézního tuhého elementu. Spongiózní tkáň tak vlastně odpovídá tkáni kortikální. Konkrétní hodnoty jsou pak uvažovány: ^[4]

$$E_s = 17\,000 \text{ MPa}$$

$$\rho_s = 1\,800 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$$

$$\sigma_{ys} = 193 \text{ MPa}$$

Pro určení mechanických vlastností kostí, respektive kostních tkání se využívají různé metody. Jedná se různé druhy experimentálního měření, jako je denzitometrie, nanoindentace, akustická mikroskopie, zkoušky tahové, tlakové, ohybové, ultrazvukové zkoušky. Dále připadá v úvahu již zmíněná počítačová technologie, kdy je možné na základě snímků z výpočetní tomografie nebo magnetické rezonance určit hustotu tkáň, kterou lze dále přepočítat na hodnotu Youngova modulu pružnosti (Tab. 3, Tab. 4).

Zdroj	Hustota kostní tkáně $\rho, \rho_{app}, \rho_{QCT}, \rho_{DRY}, \rho_{ash}$ [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Omezení hodnot hustoty kostní tkáně [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]
[10]	-	$E = 2\,232 \cdot \epsilon^{0,047} \cdot \rho^{1,56}$ $r = 0,84$	-
[15]	-	$E = 3\,790 \cdot \epsilon^{0,06} \cdot \rho^3$	-
[16]	$\rho_{QCT} = 0,11837 + 0,001141 \cdot CT^\#$ $R^2 = 0,821$	$E = -38,644 + 1,3665 \cdot CT^\#$ $R^2 = 0,791$	-
[17]	-	$* E = 1\,949 \cdot \rho_{app}^{2,5}$	$\rho_{app} \leq 1,2$
[18]	$\rho_{QCT} = (17,2 + 1,5 \cdot CT^\#) / 1\,000$ $R^2 = 0,80$	$E = -102 + 3,8 \cdot CT^\#$ $R^2 = 0,57$	-
[31]	$\rho_{app} = 0,103 + 0,00130 \cdot CT^\#$ $r = 0,935$	$*^1 E = -44,38 + 1\,173 \cdot \rho_{app}$ $r = 0,744$	-
	-	$*^2 E = 1\,371 \cdot \rho_{app}^{1,33}$ $r = 0,794$	-
	$\rho_{ash} = 0,0625 + 0,000746 \cdot CT^\#$ $r = 0,952$	$*^3 E = -79,74 + 2\,278 \cdot \rho_{ash}$ $r = 0,776$	-
	-	$*^4 E = 3\,473 \cdot \rho_{ash}^{1,43}$ $r = 0,815$	-
[32]	$\rho_{QCT} = -0,0829 + 0,0026 \cdot CT^\#$ $R^2 = 0,8985$	-	-
[34]	-	$* E = 10\,500 \cdot \rho_{ash}^{2,29}$ $R^2 = 0,849$	-
[36]	-	$* E = 33\,900 \cdot \rho_{ash}^{2,20}$	$\rho_{ash} \leq 0,27$
[37]	$\rho_{DRY} = -0,0005 + 1,75 \cdot \rho_{ash}$ $r = 0,9994$	$*^1 E = 1\,012 \cdot \rho_{DRY}^{1,13}$ $r = 0,72$	-
	-	$E = 4\,778 \cdot \rho_{DRY}^{1,99}$ $r = 0,89$	-
	-	$E = 10\,256 \cdot \rho_{DRY}^{2,5}$ $r = 0,92$	-
	-	$E = 2\,132 \cdot \rho_{DRY}^{1,46}$ $r = 0,78$	-
	-	$E = 3\,890 \cdot \rho_{DRY}^2$	-

Zdroj	Hustota kostní tkáně $\rho, \rho_{app}, \rho_{QCT}, \rho_{DRY}, \rho_{ash}$ [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Omezení hodnot hustoty kostní tkáně [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]
[37]	-	$E = 4\,600 \cdot \rho_{WET}^{1,07}$ $r = 0,93$	-
	-	$E = 2\,875 \cdot \rho_{WET}^3$	-
	-	$*^2 E = 23\,500 \cdot \rho_{ash}^{2,10}$ $r = 0,85$	-
[39]	-	$*^1 E = -34,7 + 3\,230 \cdot \rho_{QCT}$ $r^2 = 0,91$	-
	-	$*^2 E = 2\,980 \cdot \rho_{QCT}^{1,05}$ $r^2 = 0,90$	-
[43]	-	$E = (-321 + 2\,164 \cdot \rho_{app}) \cdot \epsilon^{0,047}$ $r = 0,84$	-
	-	$E = (1\,534 + 103 \cdot \epsilon) \cdot \rho_{app}^{1,43}$ $r = 0,89$	-
[45]	$\rho = 0,139 + 0,001205 \cdot CT^\#$	$* E = 2\,349 \cdot \rho^{2,15}$	-
[49]	-	$* E = 5\,050 \cdot \rho^{1,269}$	$\rho < 1$

Tab. 3: Vztahy pro výpočet mechanických vlastností spongiózní tkáně na základě informací z CT snímků

* Takto označené vztahy jsou vyneseny do grafické závislosti (Graf 2, Graf 3).

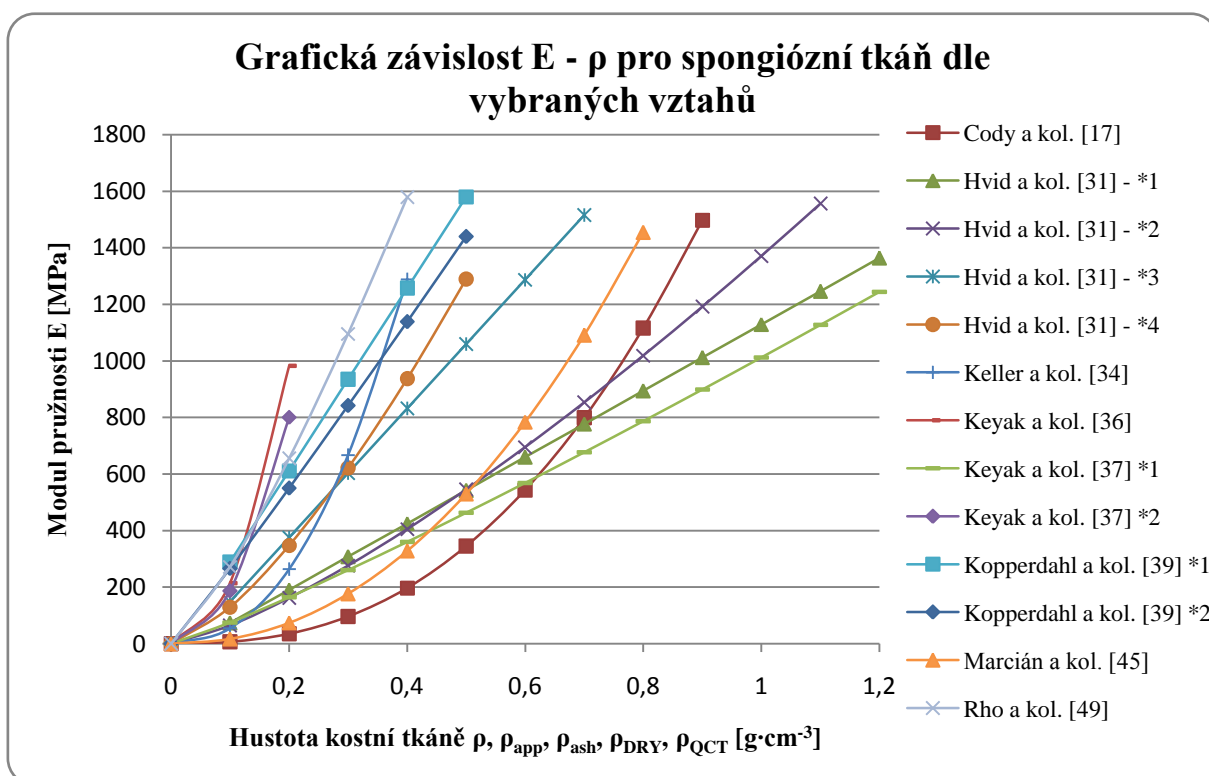
Zdroj	Hustota kostní tkáně ρ [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Omezení hodnot hustoty kostní tkáně [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]
[15]	-	$E = 3\,790 \cdot \epsilon^{0,06} \cdot \rho^3$	-
[17]	-	$* E = 1\,684 \cdot \rho_{app}^{3,3}$	$\rho_{app} > 1,2$
[35]	-	$* E = 6\,400 \cdot \rho^{1,54}$	$\rho > 0,5$
[36]	-	$* E = 10\,200 \cdot \rho_{ash}^{2,01}$	$\rho_{ash} \geq 0,6$
[49]	-	$* E = 9\,110 \cdot \rho^{1,326}$	$\rho > 1,5$
[52]	-	$* E = 90 \cdot \rho^{7,4}$	$\rho = 2 \div 2,16$
[53]	$\rho = 1,09 + (4,45 \cdot 10^{-4}) \cdot HU$	$* E = (10^{9,59} \cdot \rho^{2,39}) / 10^6$ $r = 0,74$	-

Zdroj	Hustota kostní tkáně ρ [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]	Youngův modul pružnosti E [MPa]	Omezení hodnot hustoty kostní tkáně [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]
[53]	-	$E = (-23,5 \cdot 10^9 + \rho \cdot 21,91 \cdot 10^9) / 10^6$ $r = 0,74$	-
	-	$E = (10^{7,81} \cdot \text{HU}^{0,74}) / 10^6$ $r = 0,55$	-
	-	$E = (70,4 \cdot 10^5 \cdot \text{HU}) / 10^6$ $r = 0,55$	-

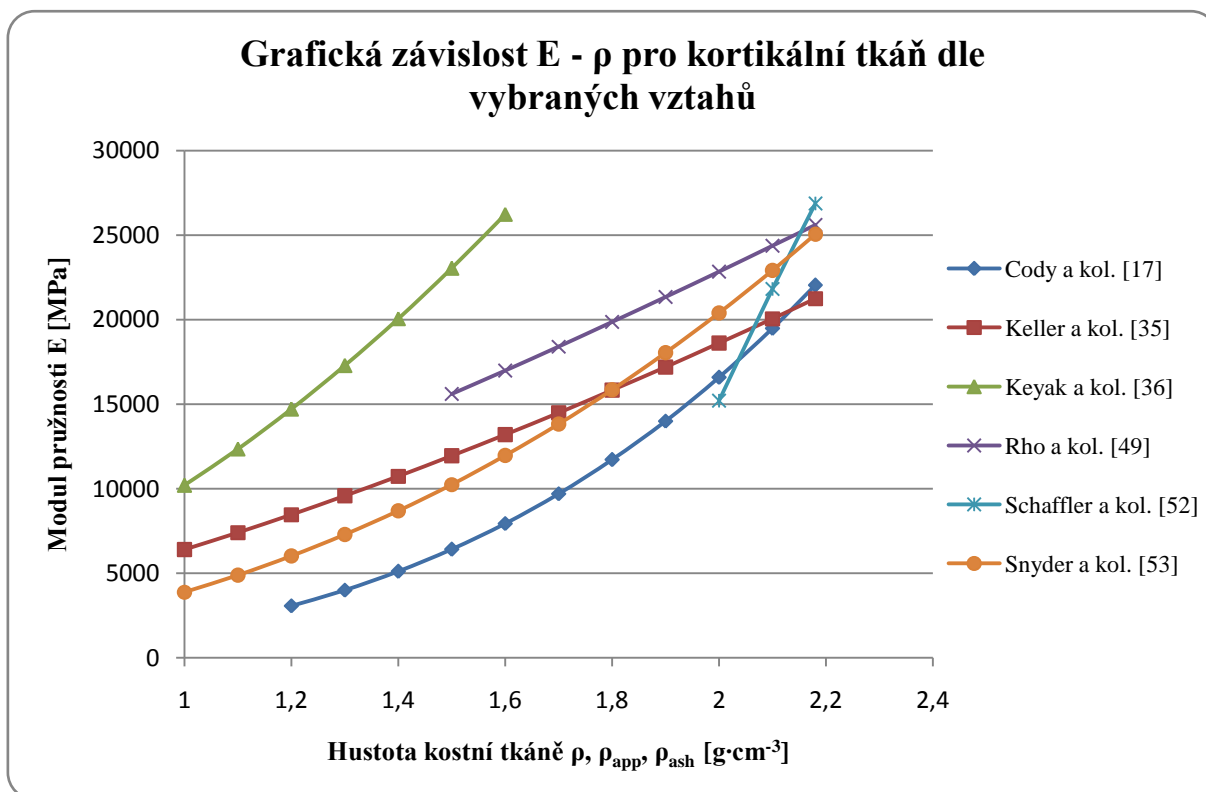
Tab. 4: Vztahy pro výpočet mechanických vlastností kortikální tkáně na základě informací z CT snímků

Poznámka: U vztahů, které nejsou v Tab. 3, Tab. 4 omezeny hodnotami hustot nelze automaticky předpokládat, že vztahy jsou využitelné v neomezeném rozsahu. Tato omezení jen nebyla autory článků studována, případně publikována.

* Takto označené vztahy jsou vyneseny do grafické závislosti (Graf 2, Graf 3).



Graf 2: Grafická závislost E - ρ pro spongiózní tkáň dle vybraných vztahů



Graf 3: Grafická závislost E – ρ pro kortikální tkáň dle vybraných vztahů

Jak je vidět z uvedených grafických závislostí, jednotlivé vztahy poskytují v některých případech velmi odlišné výsledky. V případě rozhodování o volbě vhodného vztahu pro přepočítání je třeba důkladně nastudovat podmínky, za jakých byly vztahy odvozeny (zda autor pracuje s kostí čerstvou nebo vysušenou, lidskou nebo zvířecí, stehenní, či lýtkovou, a podobně) a následně zvolit ten vztah, který se pro konkrétní případ jeví jako vhodný. V případě, že je to možné, je dobré zvolit několik různých vztahů a provést následné porovnání získaných výsledků. Takové strategie je využito v této diplomové práci.

7.3 Výpočetní tomografie

7.3.1 Princip ^{[2], [48], [68], [69], [70], [73], [74], [76]}

Výpočetní tomografie označována zkráceně jako CT z anglického výrazu Computed Tomography (Tomography = Tomos (řez, sekce) + Graphia (popis)) je neinvazivní lékařské vyšetření, které je využíváno především k určování diagnózy a plánování následné léčby. Samotná konstrukce CT zařízení se skládá z lože pro pacienta a dále rentgenky a detektorů na obvodu kruhového portálu, takzvané gantry. Princip metody spočívá v měření úbytku neboli lineárního součinitele zeslabení μ_{RTG} rentgenového (dále jen RTG) záření ve zvolené tenké vrstvě vyšetřované oblasti těla. Jednotlivé řezy objektu jsou přitom rozděleny do sítě objemových elementů – voxelů, které jsou volumetrickou analogií obrazových bodů – pixelů.



Obr. 7: CT přístroj Aquilion One od firmy Toshiba ^[92]

Intenzita RTG záření je zeslabena z důvodu procesu absorpce a rozptýlení paprsků při průchodu tkání. Matematicky je pak určena hodnota absorpce RTG záření, která je na výsledném zrekonstruovaném snímku zobrazená v odstínech šedi. Lineární součinitel zeslabení je funkcí energetického spektra RTG paprsků, hustoty tkáně a protonového čísla.

$$\mu_{\text{RTG}} = f(E_{\text{RTG}}, \rho, Z) \quad (7.3.1.1)$$

Přenášená intenzita záření je následně dána vztahem:

$$I_t = I_0 e^{-\int_0^L \mu_{\text{RTG}}(x) dx} \quad (7.3.1.2)$$

Kde I_0 a I_t jsou hodnoty počáteční a zeslabené intenzity RTG paprsků a L je délka trajektorie RTG paprsku. Výraz (7.3.1.2) je dále možné zlogaritmovat a provést úpravu, čímž dostaneme vztah pro integrál lineárního součinitele zeslabení.

$$\int_0^L \mu_{\text{RTG}}(x) dx = -\frac{1}{L} \ln \frac{I_t}{I_0} \quad (7.3.1.3)$$

Tento integrál pro spojitou veličinu můžeme převést pro množinu diskrétních (digitálních) hodnot.

$$\int_0^L \mu_{\text{RTG}}(x) dx = \sum_{i=1}^N \mu_i(x) \quad i=1,2,\dots,N \quad (7.3.1.4)$$

Výpočet relativního součinitele μ_{rel} označovaného také jako takzvaná Hounsfieldova jednotka HU, což je lineární transformace původního lineárního součinitele zeslabení, se provádí vzhledem k referenčnímu materiálu. Tímto materiálem je voda při monochromatické energii záření 73 keV. Hodnota HU vody je potom rovna nule.

$$\mu_{\text{rel}} = \text{HU} = K \frac{\mu_{\text{objekt}} - \mu_{\text{voda při 73 keV}}}{\mu_{\text{voda při 73 keV}}} \quad (7.3.1.5)$$

Veličina K je konstanta, která se zpravidla volí jako hodnota 1000. V některých zdrojích se tato hodnota ve vzorci pro výpočet HU přímo vyskytuje. Hodnota $\mu_{\text{voda při 73 keV}}$ je $0,19 \text{ cm}^{-1}$.

Látka	HU [-]
Vzduch	- 1 000
Měkké tkáně	- 300 až - 100
Tuk	- 200 až - 50
Voda	0
Srdce	25 až 50
Krev	30 až 60
Kostní tkáň (spongiózní)	- 500 až 200
Kostní tkáň (kompaktní)	1 000 až 2 500
Zubní sklovina	3 000

Tab. 5: Příklady hodnot HU pro různé látky ^{[45], [73], [76]}

Samostatnou velice rozsáhlou kapitolu této práce by mohla tvořit stať o zpracování obrazu získaného pomocí výpočetní tomografie a jeho převedení do tištěné či digitální podoby. Jedná se o složitou problematiku, využívající mnoha matematických a fyzikálních aparátů. Pro zachování jednoznačnosti a stručnosti předkládaného textu se tímto práce nebude dále zabývat.

7.3.2 Historický vývoj ^[73]

V přehledu historického vývoje výpočetní tomografie je zcela nezbytné zmínit muže jménem Sir Godfrey Newbold Hounsfield (28.8.1919 – 12.8.2004). Tento anglický elektrotechnik je vynálezcem prvního funkčního CT zařízení. Za přínos v oblasti výpočetní tomografie byl v roce 1979 oceněn Nobelovou cenou za fyziologii a medicínu, kterou společně s ním sdílel Allan McLeod Cormack.



Obr. 8: Sir Godfrey Newbold Hounsfield ^[93]

Důležité historické mezníky v oblasti výpočetní tomografie ve zkratce:

- 1895 – Wilhelm Conrad Roentgen objevil RTG záření.
- 1896 – V Bostonu proběhlo úspěšně první RTG vyšetření hrudníku.
- 1917 – Matematická teorie rekonstrukce předmětu ze znalosti průmětů předmětu do různých směrů.
- 1956 – První praktická aplikace matematického základu rekonstrukční tomografie v radioastronomii.
- 1963 – Teoretické práce z oblasti RTG tomografie.
- 1971 – Princip výpočetní tomografie – Sir Godfrey Newbold Hounsfield.
- 1973 – Princip systému výpočetní emisní tomografie.
- 1974 – Princip systému ultrazvukové transmisní tomografie.
- 1977 – 3D pozitronová emisní kamera.
- 1979 – Ultrazvuková reflexní tomografie.
- 1982 – Jednofotonová emisní výpočetní tomografie.
- 1989 – Poprvé využito spirální CT při běžné operaci.

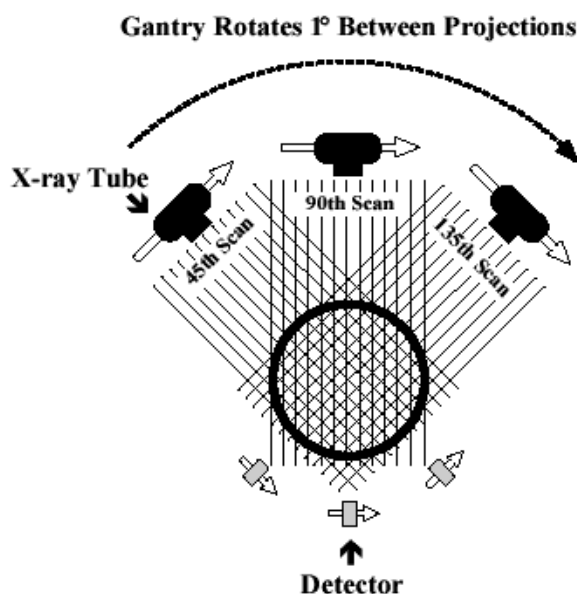
V následujících letech již docházelo v podstatě ke zdokonalování již objevených metod a modernizaci konstrukcí CT zařízení, čímž došlo především k výraznému zkrácení času potřebného jak k provedení vyšetření, tak ke zpracování snímků.

7.3.3 Používané technologie ^{[2], [73]}

7.3.3.1 CT systém 1. generace

Translačně rotační pohyb paralelních paprsků

Jedná se o technicky nejjednodušší systém ke správnému pochopení principů výpočetní tomografie. CT vyšetření touto technologií trvá v každém řezu přibližně pět minut. Zdroj paprsků a detektor konají nejprve translační pohyb a po naskenování objektu v dané rovině se postupně otáčí kolem pacienta, přičemž pootočení po každém naskenovaném snímku je přibližně 1°. Právě této technologie využil G. N. Hounsfield při konstrukci svého CT zařízení. U moderních zařízení se již tento přístup nepoužívá.

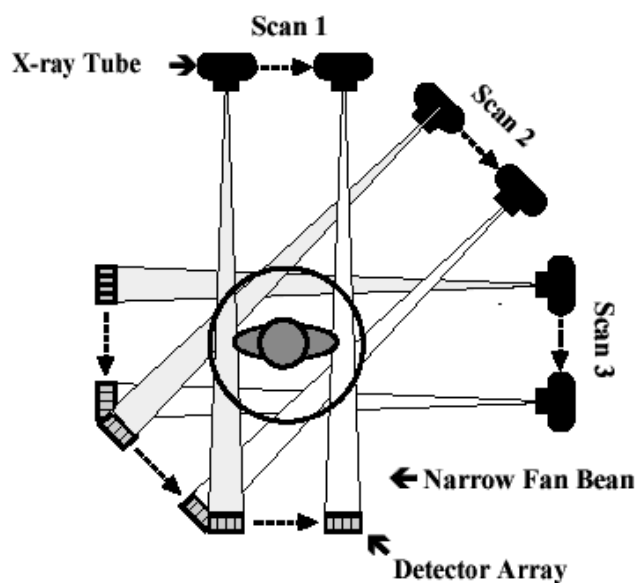


Obr. 9: CT systém 1. generace ^[94]

7.3.3.2 CT systém 2. generace

Translačně rotační pohyb vějířovitého paprsku a skupiny detektorů

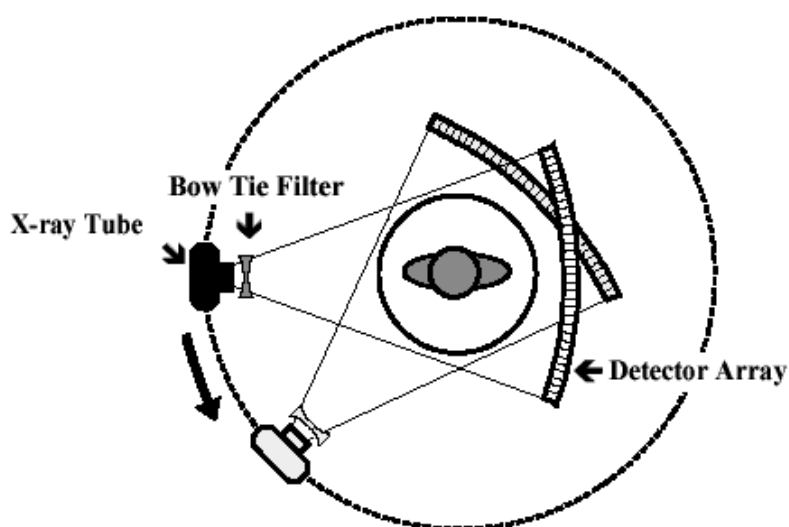
Čas potřebný k naskenování objektu se touto technologií zkrátil na přibližně 30 sekund. Sice se zachoval translačně rotační pohyb zdroje a detektoru RTG záření, ale vějířovitý paprsek poskytl možnost většího úhlu pootočení po jednotlivých měřeních. Nevýhodou tohoto typu paprsku je složitější algoritmus nutný ke zpětné projekci obrazu.

Obr. 10: CT systém 2. generace ^[95]

7.3.3.3 CT systém 3. generace

Rotační pohyb vějířovitého paprsku a skupiny detektorů

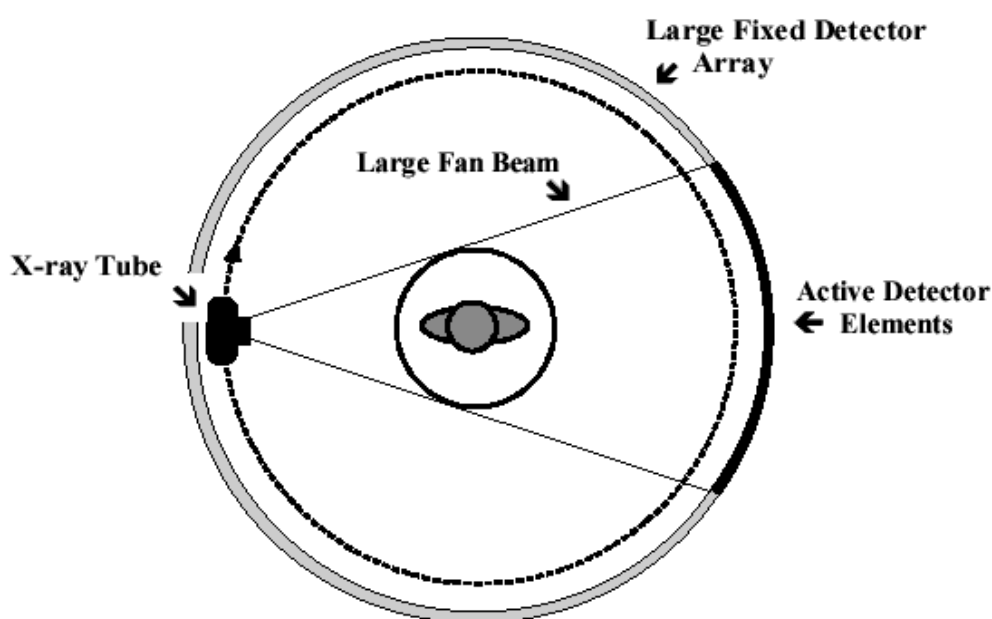
Tato technologie byla objevena v roce 1976. Zdroj paprsků a jejich detektory již nekonají translační pohyb, ale pouze se plynule synchronizovaně otáčejí v rozsahu 360°. Oproti 2. generaci je však potřeba většího rozsahu vějíře paprsků, aby v každém okamžiku došlo k naskenování celé plochy objektu v rovině kolmé na zdroj paprsků. Tímto řešením konstrukce se vyšetření v daném řezu opět výrazně zkrátilo a to přibližně na 1 sekundu.

Obr. 11: CT systém 3. generace ^[95]

7.3.3.4 CT systém 4. generace

Rotační pohyb vějířovitého paprsku, stacionární detektory

Zařízení obsahuje v závislosti na výrobci 600 a 4 800 detektorů, které jsou rovnoměrně rozmístěny na kruhovém portálu. Čas potřebný k provedení vyšetření se oproti předchozí generaci prakticky nemění. Významnou výhodou je automatická kalibrace detektorů vždy dvakrát během jednoho snímání. V případě 3. generace dochází ke kalibraci jedenkrát v průběhu několika hodin. V současné době je v praxi běžně využívána jak 3. tak 4. generace CT zařízení.

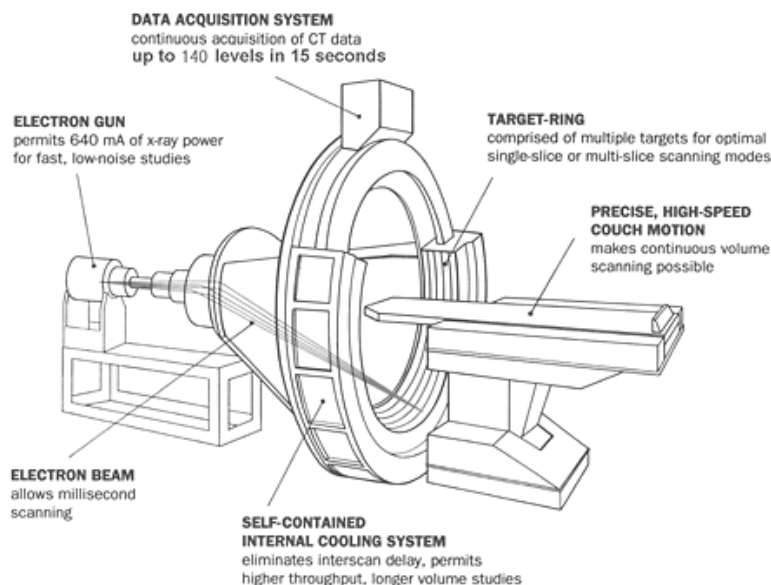


Obr. 12: CT systém 4. generace ^[95]

7.3.3.5 CT systém 5. generace

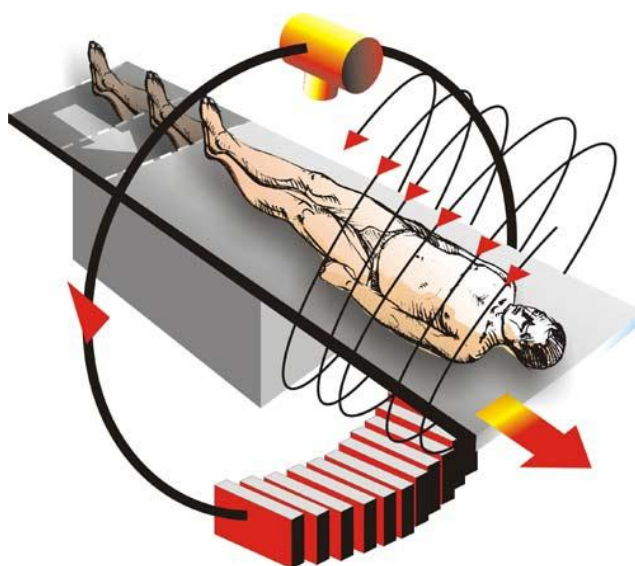
Skenování elektronovým svazkem paprsků

Nejmodernější technologie je specifická v tom směru, že zdroj RTG paprsků je již součástí designu zařízení. Pole detektorů je opět stacionární. Vysoce energetický elektronový svazek je přiveden na wolframovou anodu ve tvaru půlkruhu. V okamžiku kontaktu elektronového paprsku s wolframovou anodou dochází ke vzniku RTG záření, které obíhá kolem pacienta, aniž by bylo potřeba rotujících prvků konstrukce. Doba skenování se tímto přístupem zkrátila až na 50 ms, což umožňuje například snímání tlukoucího srdce.

Obr. 13: CT systém 5. generace ^[96]

7.3.4 Spirální výpočetní tomografie ^{[2], [48], [73]}

Požadavky na zkrácení doby vyšetření vedly k vynálezu takzvaného spirálního skenování. U konvenčního – sekvenčního CT vyšetření se lože s vyšetřovaným objektem posune o definovanou tloušťku řezu, objekt se zastaví, proběhne skenování a proces se opakuje v potřebném množství řezů. Spirální skenování spočívá, jak název napovídá, v postupném nepřerušovaném pohybu objektu, přičemž snímkování probíhá po celou dobu procesu. Tato technologie je výhodná i z hlediska tvorby 3D modelů geometrie, jelikož je k dispozici násobně více snímků. Tato technologie byla implementována do přístrojů 3. i 4. generace CT zařízení.

Obr. 14: Spirální výpočetní tomografie ^[97]

7.3.5 Využití kontrastních látek ^[48]

V některých případech se při CT vyšetření podává jodová kontrastní látka. Při jejím podání je nutnost, aby pacient alespoň 4 hodiny předem lačnil a přijímal tekutiny jen v malých dávkách a pouze tehdy, pokud je to nezbytně nutné, například děti a starší osoby v letním horkém počasí. Samotné podání kontrastní látky probíhá několika způsoby:

Intravenózní podání	– zvýšení kontrastu a snadnější rozlišení tkání – například záněty
Perorální podání	– větší množství naředěné kontrastní látky – vyšetření trávicího traktu
Intratékální podání	– vyšetření průchodnosti páteřního kanálu – pyelografie
Per rektum	– vyšetření střev
Podání do katetru	

Při podání kontrastní látky existují jistá rizika. Do rizikové skupiny jsou zařazeny děti do 15 let věku, senioři nad 70 let, alergici a astmatici. Nežádoucí účinky se mohou projevit formou lehké reakce, jako je například sucho v ústech, středně těžké reakce (zvracení, dýchací potíže) a těžké reakce (bezvědomí, zástava krevního oběhu).

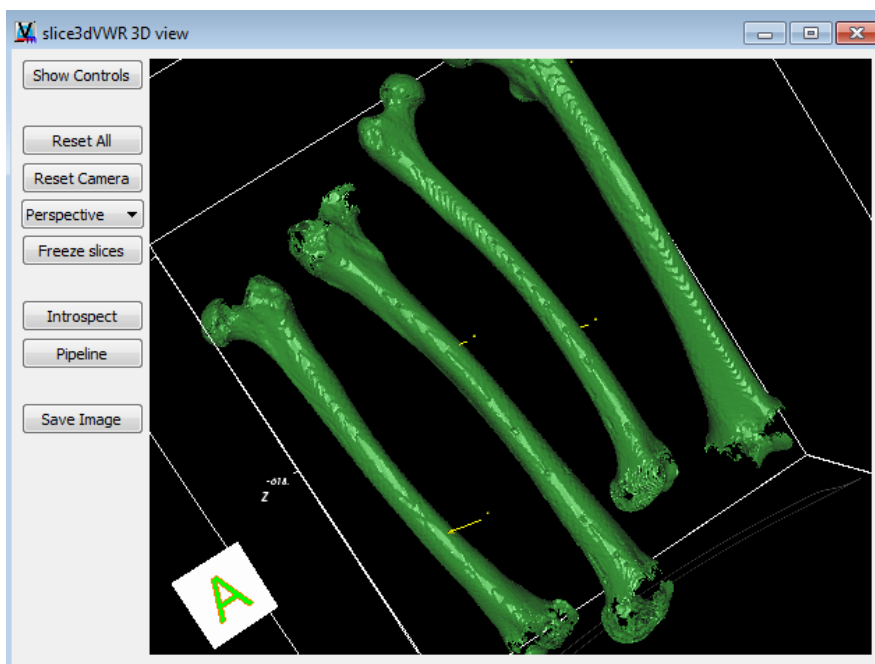
7.3.6 Výhody CT vyšetření ^[70]

- Neinvazivní bezbolestné vyšetření
- Poměrně rychlé a jednoduché vyšetření, které dokáže rychle odhalit vnitřní zranění
- Oproti konvenčnímu rentgenovému vyšetření poskytuje detailní zobrazení různých tkání v jednom snímku
- Méně citlivé na pohyb pacienta než vyšetření magnetickou resonancí
- Na rozdíl od magnetické rezonance nejsou překážkou vyšetření implantáty
- RTG paprsky užívané u CT vyšetření nemají obvykle bezprostřední vedlejší účinky
- CT vyšetření může nahradit biopsii a některé „průzkumné“ operace

7.3.7 Nevýhody CT vyšetření ^[70]

- Jisté riziko rakovinného onemocnění vlivem ozáření
- Vyšetření není vhodné pro těhotné ženy
- Kojící matky by neměly 24 hodin po podání kontrastní látky kojit
- Již zmíněné riziko reakce na podání kontrastní látky
- U dětí by se mělo CT vyšetření realizovat jen v neodkladných případech

Při tvorbě této diplomové práce nebyl nakonec software DeVIDE využit v širším rozsahu, jelikož se sice podařilo z CT snímků vygenerovat model geometrie ve formátu *.stl, ale vzhledem k rozlišovací úrovni programu byla kvalita vygenerovaného modelu velmi nízká. Bylo by tedy potřeba tento model dále graficky upravovat, přičemž tato operace by byla poměrně náročná a jen těžko by se vytvářela geometrie, která by v požadované kvalitě odpovídala podkladům z CT dat.

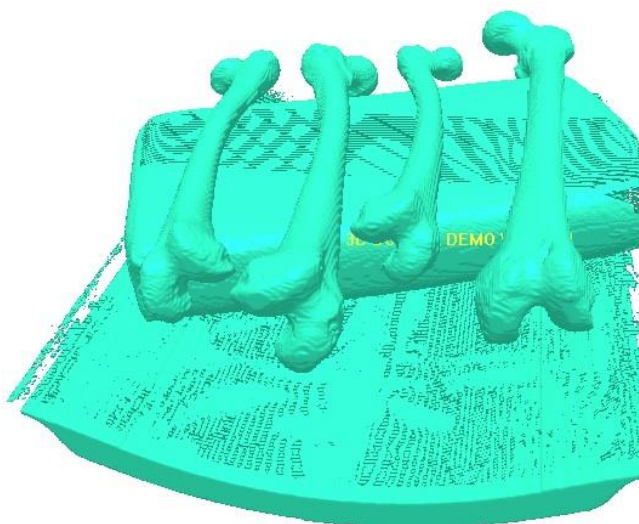


Obr. 16: Zrekonstruovaná geometrie stehenních kostí na základě CT snímků

7.4.2 3D Doctor ^[64]

Tento software vytvořila společnost Able Software Corporation, přičemž jeho akademická licence stojí 2 400 USD. Jedná se o velmi kvalitní program pro tvorbu prostorových modelů geometrie z 2D dat. 3D Doctor podporuje import dat v mnoha obrazových formátech, přičemž obrázky mohou být jak černobílé, tak i barevné. Výstupem ze softwaru jsou potom soubory ve formátech, které je možné přímo využít například při analýze pomocí MKP, aniž by musely být modely dále upravovány. Segmentace CT dat probíhá automaticky a kvalita vygenerovaného modelu je velmi vysoká. V softwaru je implementováno mnoho užitečných funkcí, umožňujících například odměřování vzdáleností, poskytující informace o velikosti ploch, objemů, dále je možné získat informace o rozložení pixelů, či různá statistická data pro další analýzy. Často využívaným modulem je *3D vizualizace*, kterou lze využít pro simulaci pohybů apod. Také tento program, stejně jako DeVIDE se pak využívá například i při tvorbě fyzických modelů pomocí technologie rapid prototyping.

Tento software dnes využívá mnoho lékařských institucí, akademických pracovišť, či soukromých firem. Zdarma ke stažení je na internetu velmi rozsáhlá uživatelská příručka, kterou si může potenciální zákazník prostudovat dříve, než samotnou licenci zakoupí a může být tedy dopředu seznámen s veškerými funkcemi, které program poskytuje. Další možností, jak se seznámit s prací v tomto softwaru, je nabídka online kurzu v délce trvání 4 hodin, kdy je zákazník, dle informací společnosti, dostatečně seznámen se všemi základními kroky při tvorbě modelu geometrie. Cena tohoto kurzu je 450 USD, přičemž při koupi dvou akademických licencí, popřípadě jedné běžné licence (4 800 USD), je kurz zdarma.

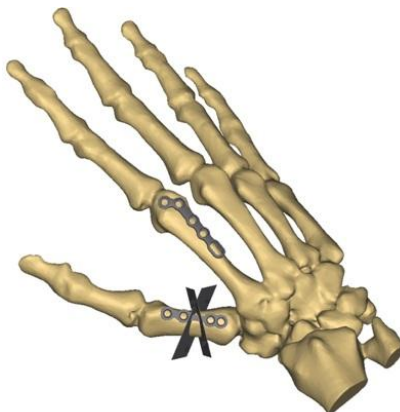


Obr. 17: Automaticky vygenerovaný model stehenních kostí pomocí softwaru 3D Doctor

3D Doctor je jedním ze softwarů, které byly vyzkoušeny při tvorbě této práce za účelem zvolení optimálních programů k úspěšnému splnění stanovených cílů. I přesto, že kvalita automaticky vygenerovaného modelu geometrie byla velmi dobrá a pro účely této práce jistě dostačující, zkušební verze neumožňuje zpracovaná data ukládat, proto bylo nutné, využít jiných dostupných softwarů.

7.4.3 Mimics ^[78]

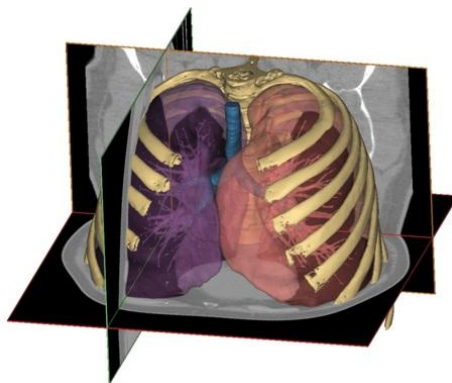
Software Mimics od společnosti Materialise je v současné době jedním z nejlepších nástrojů pro převod obrazových dat na 3D data. Oblast uplatnění tohoto softwaru je velmi široká. Program lze využít pro vizualizaci pohybů, simulaci chirurgických zákroků, je možné provádět různé analýzy, generovat data pro CAD systémy. Přímou v softwaru je navíc obsažen vlastní CAD modul umožňující standardní tvorbu geometrie například pro vizualizaci zavádění kyčelních náhrad. Velmi využívaný je také Mimics jako nástroj pro tvorbu modelů při analýze pomocí MKP. Oproti ostatním softwarům totiž poskytuje jednu zcela zásadní výhodu a to schopnost přiřadit rozdílné materiálové charakteristiky do jednotlivých elementů konečnoprvkové sítě přímo na základě stupňů šedi importovaného CT snímku.



Obr. 18: Simulace operačního zákroku v softwaru Mimics ^[98]

Co se týče možnosti získání zkušební verze, musí se uživatel připravit na několik překážek. Nejprve jsem získal kontakt na firmu, která je distributorem tohoto softwaru na území ČR. Po několika telefonických rozhovorech a e-mailech, jsem byl ubezpečen, že získání zkušební verze by neměl být žádný problém. Zástupkyně firmy byla vstřícná, dokonce údajně sama iniciovala několik telefonátů s obchodními zástupci společnosti Materialise a její snahou bylo domluvit schůzku se zástupci společnosti Materialise přímo na ÚMTMB VUT v Brně. Na upozornění, že prozatím se jedná opravdu jen o zkušební verzi, reagovala zástupkyně české firmy tím, že společnost Materialise má velký zájem na tom, navázat s FSI, respektive ÚMTMB bližší spolupráci. Zásadní zlom nastal v okamžiku, kdy jsem v jednom z telefonátů trval na požadavku sdělení alespoň přibližné ceny licence. Odpověď mi ani po několika urgencích nebyla sdělena, a poté, kdy jsem naznačil, že pokud se částka pohybuje v řádech statisíců korun, není v současné době v možnostech ÚMTMB spolupráci navázat, došlo k poměrně výraznému obratu v jednání. Několikrát byl pozměněn plánovaný termín schůzky, ke které nakonec vůbec nedošlo a zástupkyně firmy, se kterou jsem byl přibližně dva měsíce v kontaktu, mi již nezvedla telefon.

Druhým pokusem pro získání zkušební verze byla návštěva stánku společnosti Materialise na konferenci ISB 2011 v Bruselu, která proběhla v červenci 2011. Bylo mi sděleno, že jedinou možností získání zkušební verze je žádost pomocí elektronického formuláře. Tento jsem sice vyplnil již v průběhu června 2011, ale komunikace nebyla úplně jednoduchá. Postupně bylo nutné vyplnit několik dotazníků, na základě kterých měla být vygenerována zkušební verze určená přímo pro plánované využití. Komunikace probíhala s několika zaměstnanci, některé dotazníky jsem vyplňoval i vícekrát. Zkušební verze nakonec přibližně po dvou měsících skutečně byla vygenerována a bylo možné ji po dobu třiceti dnů využívat. Avšak vyplnění dotazníků pravděpodobně nebylo nezbytně nutné, jelikož ve verzi bylo dostupných jen několik málo modulů a prakticky nebylo možné vytvořit alespoň částečně fungující úlohu.



Obr. 19: Rekonstrukce části lidského těla v softwaru Mimics ^[98]

Je třeba zmínit, že pokud by byl software Mimics k dispozici na ÚMTMB, byla by tvorba této práce velmi usnadněna, ale i přesto bylo snahou si program vyzkoušet a poznat některé jeho možnosti. Je pro mne proto zklamáním a poučením zároveň, jak celé jednání a konečně i poskytnutí zkušební verze proběhlo.

7.4.4 Amira ^[65]

Tento program vyvinula firma Visage Imaging. Jedná se opět o velmi kvalitní software, umožňující provádět velké množství operací. Lze importovat a exportovat data v mnoha formátech, je možné zobrazovat isočáry, isoplochy, provádět simulace, měření, různé druhy analýz, jako například denzitometrii. Není také problém vytvořit konečnoprvkovou síť, kterou je možné exportovat ve formátu, se kterým dále pracuje software ABAQUS. Amira však, na rozdíl od předchozího popsaného softwaru Mimics, nedisponuje již zmíněnou možností přiřazení materiálových charakteristik do elementů konečnoprvkové sítě na základě importovaných CT snímků. Exportovaná síť je tedy vhodná spíše pro výpočty tkání, u kterých nejsou mechanické charakteristiky příliš proměnné a materiál lze tak uvažovat jako homogenní.



Obr. 20: Automaticky vygenerované plochy stehenních kostí softwarem Amira

Zkušební verze tohoto produktu, která obsahuje všechny moduly, jako standardně zakoupená licence, je uživateli po registraci zpřístupněna na 15 dní. Program má velmi dobře zpracovanou uživatelskou příručku, která je dostupná jak na internetu v podobě pdf dokumentu, tak i přímo po spuštění programu pod záložkou *Help*. I z tohoto hlediska je práce v tomto softwaru poměrně snadná a pro uživatele není problém vytvořit potřebnou úlohu. Stačí vždy následovat pokyny a dodržovat posloupnost příkazů. Struktura úlohy se přehledně zobrazuje v levé části obrazovky a poskytuje tak informaci o návaznosti jednotlivých modulů. Při tvorbě 3D modelu geometrie z CT dat je zcela zásadní proces segmentace dat. Segmentace se v tomto případě provádí ručně, přičemž je možné využít několika nástrojů. Tak jak bývá běžné u softwarů, které využívají manuální segmentaci, není potřeba obkreslovat každý snímek jednotlivě, ale v oblastech, kde nedochází k velkým změnám průřezu, například v oblasti diafýzy stehenní kosti, je možné vždy několik obrazů vynechat. Toto se následně řeší interpolací vytvořených řezů, kdy software sám dopočítá nevytvořené hranice.

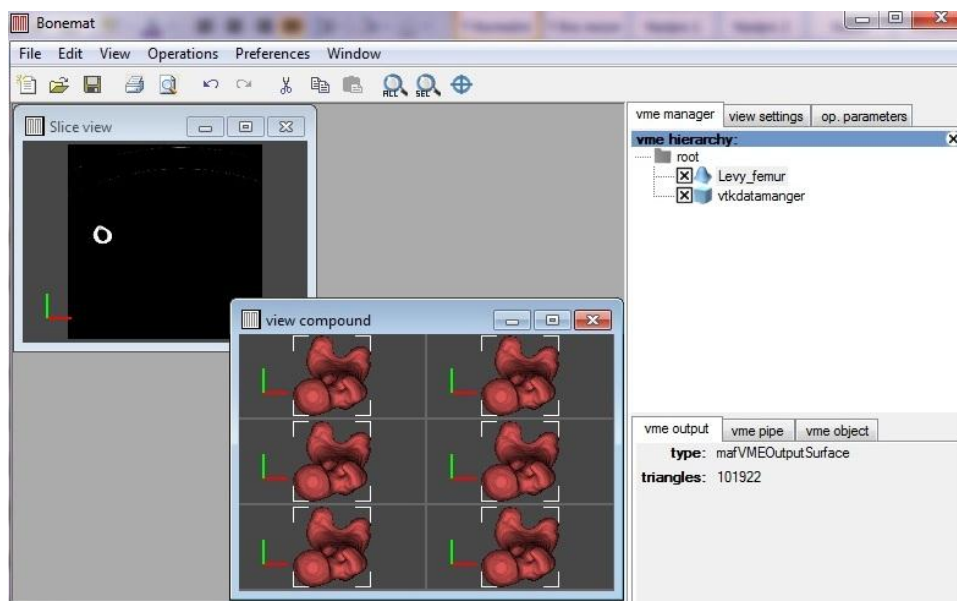
Software Amira byl při tvorbě této práce využit právě pro segmentaci CT dat stehenní kosti, přičemž vygenerovaná plocha byla exportována ve formátu *.stl.

7.4.5 BoneMat ^{[63], [67]}

Jelikož tento program sehrál významnou roli při tvorbě diplomové práce, je mu věnován větší prostor, než předešlým softwarům.

7.4.5.1 Základní informace

BoneMat byl vyvinut skupinou italských vědců. Jedná se o software, který si může uživatel po registraci na internetových stránkách www.biomedtown.org bezplatně stáhnout. Zcela zásadním nástrojem, kterým tento program disponuje, je modul nazvaný mmoBonemat. Tento umožňuje uživateli na základě definovaných vztahů a importovaných dat nadefinovat materiálové charakteristiky (Youngův modul pružnosti a hustotu) každému elementu sítě. Software se tedy jevil jako vhodný při volbě strategie zpracování diplomové práce, jelikož je zatím jediný svého druhu, který není komerční. Jeho poměrně podstatnou nevýhodou je to, že neobsahuje žádnou formu nápovědy. Je tedy nutné nastudovat publikované články, které se práce v programu alespoň částečně týkají. Velmi dobrým zdrojem informací je také internetové diskusní fórum uživatelů.

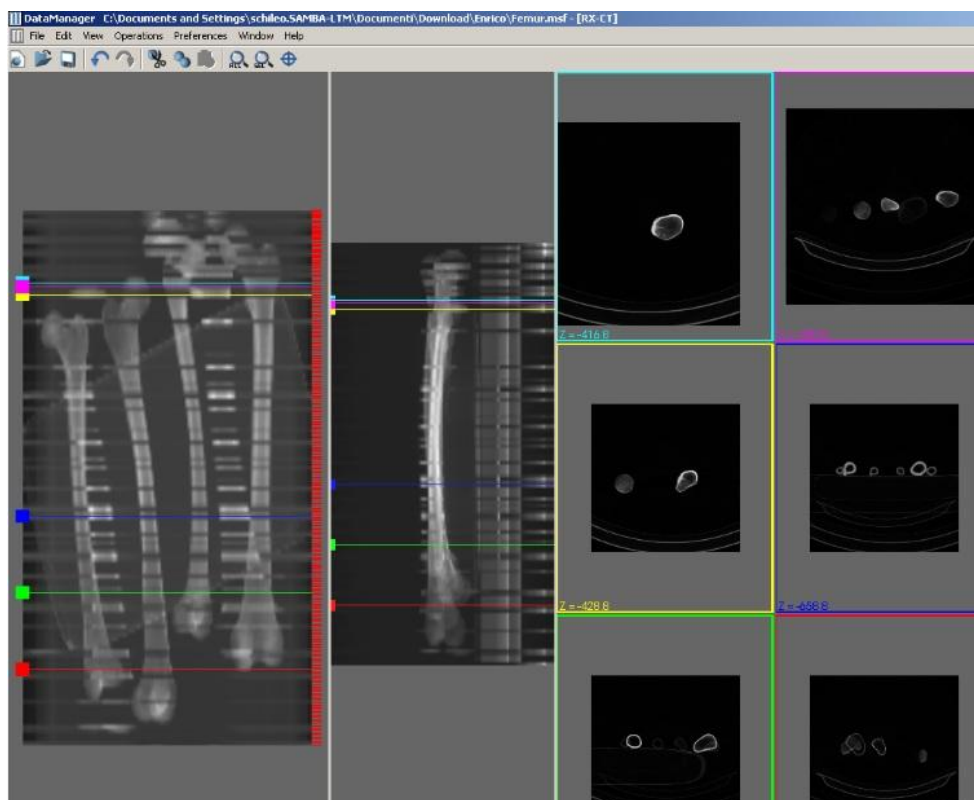


Obr. 21: Prostředí softwaru BoneMat

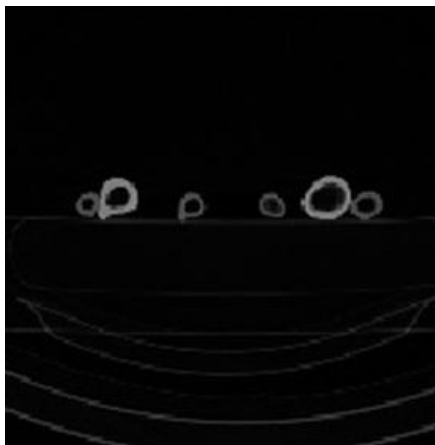
7.4.5.2 Mechanismus převodu materiálových charakteristik

Aby dokázal software provést zmíněné přiřazení materiálových charakteristik do elementů, je nutné, aby uživatel poskytl dva typy souborů. Jedním z nich je konečnoprvková síť ve formátu neutral data file, tedy *.ntr. Zde vznikl první problém, jelikož výpočtový software ANSYS WORKBENCH, ve kterém měla být provedena MKP analýza, nedisponuje možností exportu sítě v tomto formátu. Po studii článků bylo zjištěno, že nejčastěji používanými softwary při generování sítě zmíněného formátu jsou programy Hypermesh a Patran, přičemž Patran je využíván na Leteckém ústavu (dále jen LÚ) FSI. Po dohodě s ředitelem ústavu prof. ing. Antonínem Pištěkem, CSc. mi bylo umožněno využívat k těmto účelům počítačů ve výukové učebně LÚ. Druhým, ze zmíněných souborů, který je nutné do BoneMatu importovat, je objemový model geometrie ve formátu *.vtk. Jedná se model, který v sobě dokáže přenést informaci z CT snímků. Opět bylo nutné zvolit vhodný software pro vygenerování VTK modelu. Rozhodl jsem se využít programu DataManager, který byl vyvinut stejnou skupinou jako BoneMat. Proces generování VTK modelu probíhá následujícím způsobem. Nejprve je třeba importovat CT snímky, na základě kterých byl vytvořen model geometrie. Následně se musí nahrát samotný model geometrie, přičemž jeho formát není nikterak zásadní (byl využit plošný model ve formátu *.stl). Následně musí uživatel provést zásadní krok označovaný jako **registrace** dat. Prakticky se jedná o to, že model geometrie se pomocí posunutí a rotací v kartézském souřadnicovém systému nastaví do polohy v prostoru, kdy co možná nejpřesněji kopíruje jednotlivé CT snímky.

Poté, kdy byly nastudovány dostupné články a informace o softwaru BoneMat, jsem věřil, že se podaří dosáhnout požadovaného výsledku. Věnoval jsem tedy práci s tímto softwarem velké množství času. Postupně se však objevovalo několik více či méně zásadních problémů. Několikrát dokonce nastala situace, se kterou jsem si nedokázal poradit. Prvním takovým okamžikem bylo, když vytvořený objemový VTK model, nepřenášel informaci z CT dat. Rozhodl jsem se tedy obrátit na profesora biomechaniky Univerzity v Sheffieldu Marca Vicecontiho, jednoho z členů týmu, který software vytvořil a publikoval několik článků, ve kterých zmiňuje BoneMat při popisu tvorby modelu materiálu. Pan profesor mě odkázal na Ing. Enrica Schilea, MSc., Ph.D., působícího na ortopedickém institutu v italské Boloni. Právě on by měl mít se softwarem BoneMat nejvíce zkušeností. Obrátil jsem se tedy na něho a během několika málo dní jsem obdržel odpověď, která nastalý problém řešila. Potvrdila se domněnka, že CT data jsou chybná. Byla to poměrně překvapivá informace, jelikož se doposud v žádném ze softwarů, které byly v rámci rešeršní studie testovány, chyba dat neprojevila. Konkrétně se jednalo o to, že CT snímky, na kterých se nacházely čtyři stehenní vedle sebe, přičemž jedna z nich byla modelovým objektem pro tuto diplomovou práci, obsahovaly další dvě kosti, které se však zobrazily jen v některých řezech. Zřejmá je nastalá situace na Obr. 22, Obr. 23.



Obr. 22: Chybná CT data zobrazená v softwaru DataManager

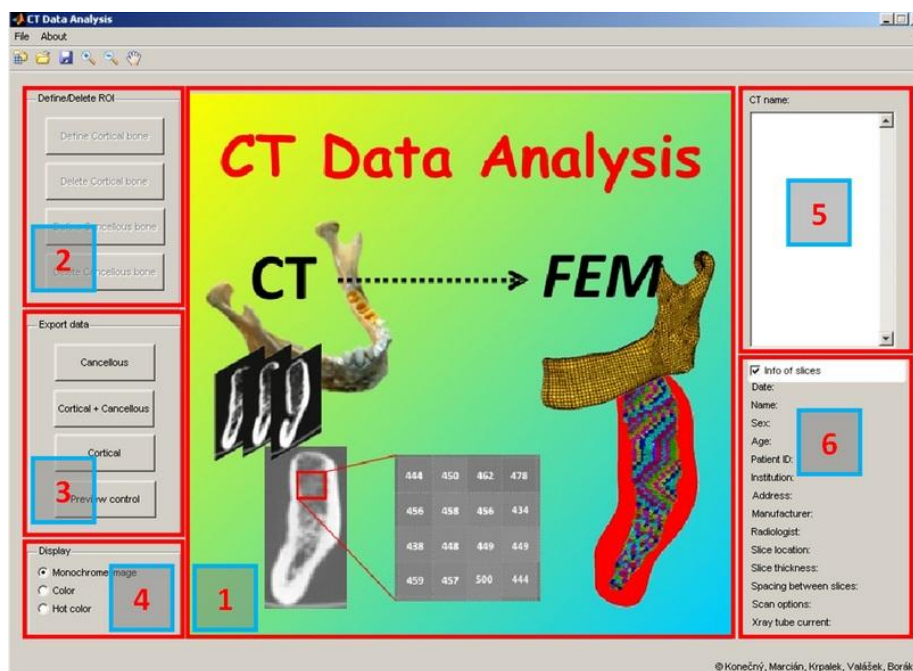


Obr. 23: Detail jednoho z problematických řezů

Nabízelo se tedy poměrně jasné řešení a to provedení nového snímkování vybrané kosti. Nejprve jsem ale chtěl mít jistotu, že problém bude tímto vyřešen, proto jsem se rozhodl vyzkoušet celý proces pro jiná CT data. Bylo využito jen několik málo snímků jiné stehenní kosti a byl vytvořen asi dva centimetry dlouhý segment střední části kosti. Tentokrát se vše zdálo být v pořádku. Síť byla ve správném formátu, VTK model přenášel informaci z CT dat. Avšak v okamžiku, kdy měla proběhnout operace přiřazení materiálových charakteristik v BoneMatu, bylo zjištěno, že výstupní soubor má nulovou velikost a model obsahuje 0 materiálů. Několikrát jsem celý algoritmus prověřil a zopakoval generování sítě i modelu, přesto byl výsledek vždy stejný. Rozhodl jsem se tedy znovu kontaktovat doktora Schilea. Tentokrát jsem však ani po více než deseti dnech neobdržel žádnou odpověď. Proto jsem se rozhodl napsat druhý e-mail a po dalším týdnu ještě jeden. Odpověď, kterou jsem nakonec získal, však nebyla příliš pozitivní. Bylo mi sděleno, že vytvořená data se zdají být zcela v pořádku. Doktor Schileo zkoušel úlohu na základě zaslaných dat zpracovat sám, avšak ani on nedokázal dosáhnout požadovaného výsledku. Poslední rada se tak týkala pozměněného postupu při generování podkladových souborů. Ani poté však úloha nepracovala správně. Je pravdou, že během několika měsíců, kdy jsem se snažil pomocí BoneMatu získat vhodný model materiálu, jsem zjistil, že jen velmi malému množství uživatelů se podařilo docílit toho, aby program fungoval správně. Například jsem se dočetl, že jednomu uživateli, který se snažil se softwarem pracovat, program vůbec nešel spustit. Nikdo z diskutujících, včetně doktora Schilea mu nedokázal sdělit příčinu. Nakonec sám zmíněný uživatel přidal příspěvek, že problém vyřešil, a to tím způsobem, že spouštěcí soubor programu umístil na plochu svého počítače. Do té doby měl soubor ve složce na pevném disku. Sám jsem si tuto informaci ověřil a při spouštění z jiného místa, než z plochy, software opravdu nefungoval. Dá se tedy předpokládat, že tím, že se jedná o program vytvořený úzkým kolektivem, pro konkrétní podmínky využití (například charakter generovaných CT dat), může obsahovat nějaké skryté chyby.

7.4.6 CT Data Analysis ^[66]

Tento software byl vyvinut pracovníky a studenty na FSI VUT v Brně. Byl vytvořen v rámci specifického vysokoškolského výzkumu na VUT. K programu byla v rámci Fondu rozvoje vysokých škol současně vytvořena i nápověda, která značně usnadňuje jeho užívání. Software byl napsán v prostředí Matlab, přičemž instalace produktu Matlab, respektive jeho knihoven je nutnou podmínkou pro správné fungování CT Data Analysis.



Obr. 24: Prostředí softwaru CT Data Analysis ^[99]

- 1 – pracovní plocha, 2 – panel pro definování oblastí kostní tkáně,
3 – export dat, 4 – volba barevného zobrazení, 5 – načtené CT snímky, 6 – informace o snímku

Využití programu spočívá v načtení CT snímků, jejich zpracování (ruční segmentace jednotlivých řezů) a následném exportování souboru v textovém formátu. Každý takový soubor obsahuje matici čísel o řádu 512 x 512.

V rámci tvorby této diplomové práce byl software využit k exportu matic spongiózní tkáně při snaze o zvýšení rozlišovací úrovně při tvorbě modelu materiálu. Jelikož je software vytvořen prakticky k jedinému účelu, nelze ho samozřejmě srovnávat s výše uvedenými programy. Na druhou stranu však funguje bez větších problémů a jeho ovládání je velmi snadné. Jediné, na co je třeba si dát pozor, je opětovné zapnutí programu pro každý nový snímek. V případě načtení nového snímku se sice na první pohled zdá, že předchozí snímek byl zcela nahrazen, avšak zůstává v paměti a při zápisu nové matice program exportuje do souboru jak data z nového, tak předchozího snímku.

7.4.7 Další využívané softwary

Pro představu dále uvádím výčet některých dalších softwarů, které se v rámci řešení biomechanických úloh využívají.

Oblast využití softwaru	Název
Analýza svalově kosterní soustavy	AnyBody
	LifeMod
	Opensim
	Madymo
	ESI Group
	Marlbrook
	Motek
Digitální figuríny	RAMSIS
	Jack
	HumanBuilder
	HumanCAD
	Santos
Analýza pohybu	BodyBuilder
	Simi
	Qualisys
	SIMM
	XSENS
Výpočtové modelování	ANSYS
	Abaqus
	NASTRAN
	COMSOL

Tab. 6: Přehled některých softwarů využívaných při řešení biomechanických úloh ^[81]

7.5 Přehled nastudovaných článků

Jedním z požadavků k tomu, aby bylo možné dostatečně pochopit tematiku, kterou se zabývá tato diplomová práce, bylo nastudování níže uvedených článků. Ačkoliv je přes univerzitní IP adresu zpřístupněno mnoho odborných informací, ke kterým nemá běžný uživatel internetu přístup, byly přesto přibližně dvě třetiny článků k dispozici pouze po zaplacení částky, která se pohybuje v řádech desítek amerických dolarů. Díky fakultní knihovně jsou však studentům informace zprostředkovány zcela bezplatně, což poskytuje výraznou výhodu při tvorbě závěrečných prací. Dále uvádím výčet článků dle problematiky, kterou se primárně zabývají.

- a) Výpočet biomechanických úloh pomocí MKP - [8], [9], [11], [17], [18], [25], [30], [32], [36], [38], [39], [42], [54], [55], [57], [59], [60], [62], [63], [75]
- b) Výpočetní tomografie - [12], [16], [17], [24], [25], [31], [32], [33], [36], [37], [41], [42], [44], [45], [48], [49], [53], [54], [55], [57], [58], [59], [62], [63], [75]
- c) Mechanické vlastnosti kostních tkání - [10], [12], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [23], [24], [25], [26], [29], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [39], [41], [42], [43], [44], [45], [46], [47], [49], [50], [52], [53], [54], [55], [63], [75]
- d) Automatické generování sítě vycházející z CT dat - [56], [57], [59], [60], [63]
- e) Fraktury kostí - [10], [19], [20], [36], [38], [41]
- f) Osteoporóza - [10], [38], [39], [51]
- g) Osteotomie - [22]
- h) Silové působení v kyčelním kloubu - [13], [40], [42], [75]
- i) Kontaktní tlak v kyčelním kloubu - [14], [21], [22], [27], [28], [61], [75]
- j) Telemetrie - [13], [27], [28], [40]
- k) Kloubní náhrady - [13], [27], [28], [40]
- l) Remodelace - [30], [51]

8 Volba metody řešení

8.1 Metoda řešení

Na základě stanovených cílů bylo zvoleno pro řešení definované problémové situace využití počítačových softwarů. Samotná deformačně napěťová analýza byla řešena pomocí MKP v programovém prostředí ANSYS WORKBENCH (dále jen ANSYS WB). Aby byla ověřena správnost získaných výsledků, je zapotřebí provést experiment, který bude co do podmínek co možná nejpřesněji simulovat výpočet pomocí MKP. Experiment je však realizovatelný pouze ve stavu in vitro (mimo živé tělo), tedy v případě, že stehenní kost pacienta je poskytnuta k vědeckým účelům, což v tomto konkrétním případě byla.

8.2 Přehled použitých softwarů

Oblast využití programu	Název programu
Operační systém	Windows 7 (64-bit verze)
Tvorba výpočtového modelu	Amira
	Catia
	CT Data Analysis
	Matlab
	ANSYS
	ANSYS WORKBENCH
Další využití programy (ověřování CT čísel, tvorba sítě, vizualizace modelů, změna přípon souborů, tvorba grafů)	CT Data Analysis
	Matlab
	ROI Analysis
	Meshlab
	Patran
	ImageJ
	Bica
	MS EXCEL

Tab. 7: Přehled používaných programů

8.3 Využitý hardware

Jednotlivé kroky byly v závislosti na náročnosti etap (například z hlediska potřebné operační paměti, apod.) prováděny na několika počítačích.

Notebook ASUS K53SV	
Procesor	Intel(R) Core(TM) i5-2410M CPU @ 2.30 GHz
Operační paměť [MB]	4 096
Grafická paměť [MB]	2 048
Grafická karta	NVIDIA GeForce GT 540M
Velikost pevného disku [GB]	640

Tab. 8: Hardwarové parametry notebooku ASUS K53SV

Výpočetní server (ÚMTMB)	
Procesor	Intel(R) Xeon(R) CPU L5630 @ 2.13 GHz (počet procesorů: 2)
Operační paměť [GB]	64
Grafická paměť	-
Grafická karta	Standardní grafický adaptér s rozlišením VGA
Velikost pevného disku [TB]	2,15

Tab. 9: Hardwarové parametry výpočetního serveru ÚMTMB

Stolní počítač (ÚMTMB)	
Procesor	Intel(R) Core(TM) i7 CPU @ 3.20 GHz
Operační paměť [GB]	24
Grafická paměť [MB]	4 096
Grafická karta	NVIDIA GeForce GTX 560
Velikost pevného disku [GB]	1 050

Tab. 10: Hardwarové parametry stolního PC z kanceláře ÚMTMB

Stolní počítač (počítačová učebna ÚMTMB)	
Procesor	Intel(R) Core(TM) i5 CPU 760 @ 2.80 GHz
Operační paměť [GB]	8
Grafická paměť [MB]	1 024
Grafická karta	ATI Radeon HD 5700 Series
Velikost pevného disku [GB]	504

Tab. 11: Hardwarové parametry stolního PC z učebny ÚMTMB

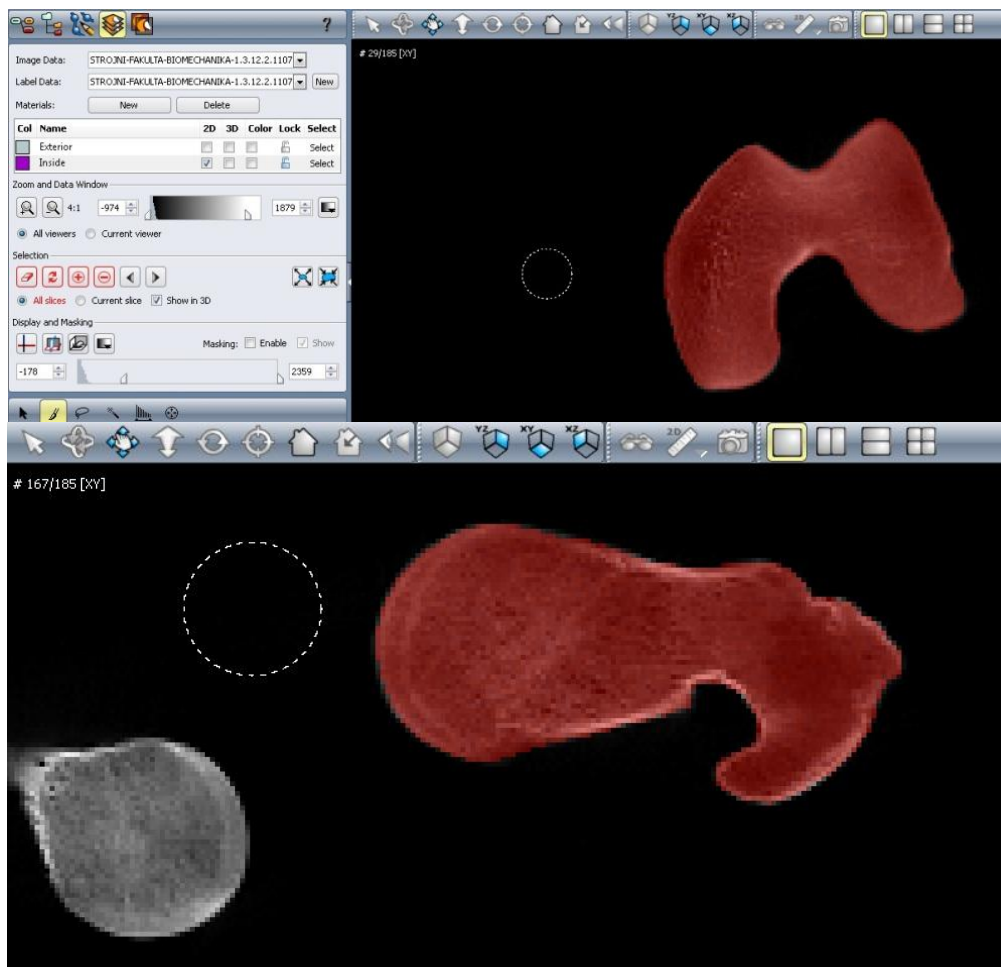
9 Tvorba výpočtového modelu

9.1 Model geometrie stehenní kosti

Samotný proces tvorby výpočtového modelu je v případě modelování kostí velmi obtížný a časově náročný. Ani v případě dobré znalosti CAD systémů jako je například Catia prakticky není možné pomocí ploch vymodelovat kost takovým způsobem, aby se blížila skutečnému tvaru. Nejvyužívanějším způsobem při tvorbě modelu geometrie je využití CT snímků dané kosti. Je třeba provést takzvanou segmentaci jednotlivých řezů.

9.1.1 Segmentace CT snímků

Nejprve byly testovány některé programy, které disponují nástrojem automatické segmentace. Nastala však situace, kdy buďto nebyla kvalita povrchu příliš vysoká, jelikož software nedisponoval potřebnou rozlišovací úrovní, nebo nebylo možné data exportovat z důvodu využití zkušební verze. V případě nedokonalosti povrchu je možné pokračovat dvěma způsoby. Prvním způsobem je dodatečná úprava dalším softwarem, kdy lze například modelováním primitiv (koule, válce, kvádry) uměle doplnit plochy, které nebyly automaticky vygenerovány. Již zde se však dosahuje jistých odchylek od reálného stavu. Dalším způsobem, který byl nakonec využit při tvorbě modelu geometrie v této práci, je manuální segmentace dat. Prakticky se jedná o to, že uživatel přechází mezi jednotlivými snímky a různými nástroji značí oblast, na základě které bude následně vytvořen plošný model. Mezi tyto nástroje patří například smyčka, kdy je tvar řezu definován jeho postupným obkreslením. Dále je možné využít takzvané poloautomatické nástroje, kdy uživatel definuje bod a software označí plochu v určitém okolí bodu s velmi podobným barevným odstínem. V této práci byl využit takzvaný štětec, což je zcela manuální nástroj. Uživatel nastaví průměr štětce a postupně označuje jednotlivé řezy. Vzhledem k tomu, že je možné průměr libovolně měnit během segmentace každého snímku, lze označit i velmi malé tvarové detaily a dosáhnout tak co možná nejvyšší přesnosti modelu. Navíc je možné pomocí lupy jednotlivé snímky zvětšovat a zmenšovat, opět pro dosažení vysoké přesnosti. Jak již bylo zmíněno, segmentace byla provedena pomocí softwaru Amira. Časová náročnost procesu segmentace jedné kompletní stehenní kosti je přibližně 1 až 1,5 hodiny, v závislosti na zručnosti uživatele a preciznosti procesu.



Obr. 25: Ukázka segmentace CT řezů v softwaru Amira

9.1.2 Tvorba plošného modelu

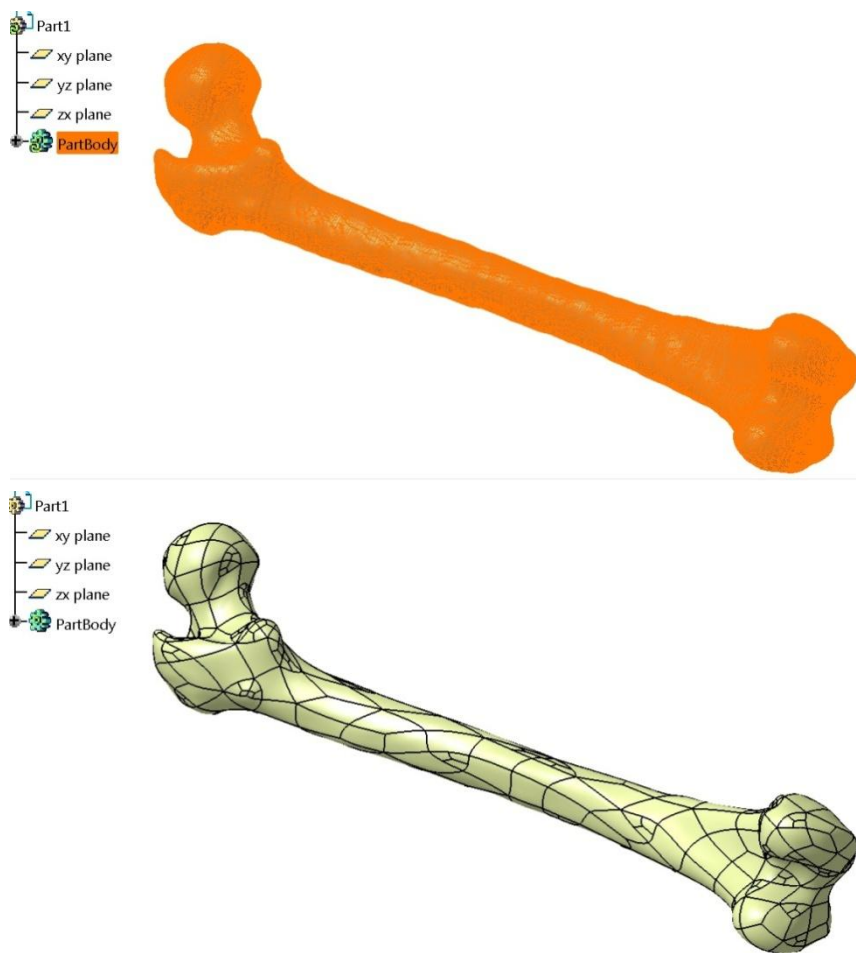
Na základě segmentovaných řezů je v dalším kroku potřeba vytvořit plošný model geometrie. Tento krok byl opět proveden v programu Amira. Operace je velmi jednoduchá a rychlá. Vygenerování plochy z jednotlivých segmentovaných snímků trvá řádově několik sekund. Plošný model lze následně exportovat v několika formátech. Pro uživatele je pravděpodobně nejpraktičtější soubor s koncovkou *.stl, který je velmi univerzální a nachází stále větší uplatnění při přenosu dat. Jednou z oblastí, pro kterou je tento formát zcela zásadní, je stále rychle se rozvíjející oblast rychlé výroby součástí, již zmíněná technologie rapid prototyping.



Obr. 26: Plošný model segmentované kostní tkáně v softwaru Amira
(vlevo kompaktní, vpravo spongiózní)

9.1.3 Tvorba objemového modelu

Dalším krokem při tvorbě modelu geometrie je proces generování objemového modelu z modelu plošného. K tomuto procesu bylo využito softwaru Catia, který je k dispozici na počítačové učebně ÚMTMB. Software Catia patří k velice sofistikovaným systémům, které umožňují pokrýt celý proces životního cyklu produktu (PLM). Jedná se o etapy návrhu, konstrukce, simulace či analýzy. Právě velká oblast využití programu patří k jeho nejvýraznějším přednostem a dnes je tento produkt jedním z nejžádanějších na trhu. Z nabízených modulů bylo při tvorbě objemového modelu využito modulu SHAPE (plocha). Poté, kdy uživatel získá potřebné informace například z nápovědy softwaru nebo z internetových diskusí je samotné vygenerování objemového modelu otázkou několika málo minut. Nejprve je třeba pomocí modulu Digitalized Shape Editor importovat geometrii ve zmíněném formátu *.stl. Dále je třeba se přepnout do modulu Quick Surface Reconstruction, kdy na základě geometrie systém vygeneruje dílčí plochy (původní importovaná plocha je celistvá a tvarově velmi složitá, proto je třeba ji rozdělit na plochy s jednodušším matematickým popisem). Poslední krok probíhá v modulu Generative Shape Design, kdy dojde k vyplnění plošného modelu objemem. Objemový model je následně možné exportovat v různých formátech, přičemž v tomto případě byl zvolen formát STEP *.stp.



Obr. 27: Plošný model kompaktní kosti vygenerovaný v softwaru Catia (nahore – *.stl model, dole – vygenerovaný model)

Poznámka: Catia nedokáže vytvořit plochy na tělese, které obsahuje takzvané „non-manifold“ hrany. Pojem non-manifold označuje těleso, které je v praxi nevyrobitelné. V případě hran se jedná o to, že hrana buď protíná některou plochu, nebo náleží více než dvěma plochám. V průběhu tvorby diplomové práce, jsem na tento problém několikrát narazil. Jelikož jsem nedokázal identifikovat příčinu, respektive non-manifold hranu, bylo nutné provést segmentaci znovu.

9.2 Model geometrie zatěžovacího přípravku

Model geometrie zatěžovacího přípravku navrhnul a vytvořil vedoucí diplomové práce Ing. Petr Vosynek v rámci projektu FRVŠ. Tento model mi byl pro MKP analýzu poskytnut.

9.3 Model geometrie svalů

Na experimentálním zařízení jsou svaly nahrazeny ocelovými lanky. Při zatížení jsou namáhány výhradně tahem. Z tohoto důvodu bylo při modelování svalů rozhodnuto o použití prvku LINK 10, který přenáší pouze tahová namáhání. Nejprve bylo nutné v klasickém prostředí určit souřadnice koncových bodů svalů na kosti a přípravku. Následně bylo napsáno krátké MAKRO, definující typ prvku, materiálové charakteristiky a souřadnice koncových bodů. Toto MAKRO bylo vloženo do statické strukturální analýzy v prostředí ANSYS WB.

9.4 Model materiálu stehenní kosti

V kapitole 7.2 již bylo uvedeno, jak složitá je kostní tkáň z hlediska materiálového popisu. Vzhledem k tomu, že se z neidentifikovaného důvodu nepodařilo vytvořit model materiálu pomocí programu BoneMat, bylo nutné změnit postup při tvorbě modelu materiálu. Rozlišení spongiózní a kompaktní tkáně lze v základě provést dvěma způsoby. Jedním z nich je vytvořit dva objemové modely, jeden popisující tkáň spongiózní a druhý tkáň kompaktní a dále s těmito modely pracovat. Druhou možností, je vytvořit model pouze spongiózní kostní tkáně a tkáň kompaktní následně v prostředí ANSYS WB nahradit skořepinovými prvky. Vzhledem k tomu, že tloušťka kompaktní tkáně je velmi proměnná, i když je pravdou, že například v oblasti hlavice není změna příliš zásadní, rozhodl jsem se pro první zmíněnou variantu se snahou co nejvíce se přiblížit reálnému stavu. Nejprve tedy byla provedena segmentace kompaktní a spongiózní tkáně. Dva vygenerované plošné modely byly dle výše popsaného algoritmu převedeny na modely objemové. Následně byly oba modely importovány do softwaru ANSYS WB. Nejprve existovaly obavy, zda bude možné oba modely vzájemně ustavit natolik, aby tloušťka kompaktní tkáně odpovídala skutečnosti. Vycházel jsem však z předpokladu, že pokud segmentace probíhá na stejných snímcích a algoritmus tvorby objemového modelu je identický, měly by se obě kosti vyskytovat ve stejném souřadnicovém systému. Tato myšlenka se nakonec potvrdila a oba modely se po importu do ANSYS WB nacházely ve stejném místě v prostoru. Následně bylo provedeno pomocí Booleovské operace odečtení obou objemů se zachováním objemu spongiózy. Ve střední části stehenní kosti, kde je spongiózní tkáň velmi řídká, jsem tuto zcela potlačil. Zmíněným postupem bylo dosaženo toho, že bylo možné odlišit obě kostní tkáně při přiřazování materiálů. Na základě provedené studie bylo využito dvou přístupů při tvorbě modelu materiálu. Materiál přiřazený dílčím objemům je uvažován jako homogenní, izotropní, lineárně pružný.

9.4.1 Model materiálu – Varianta A

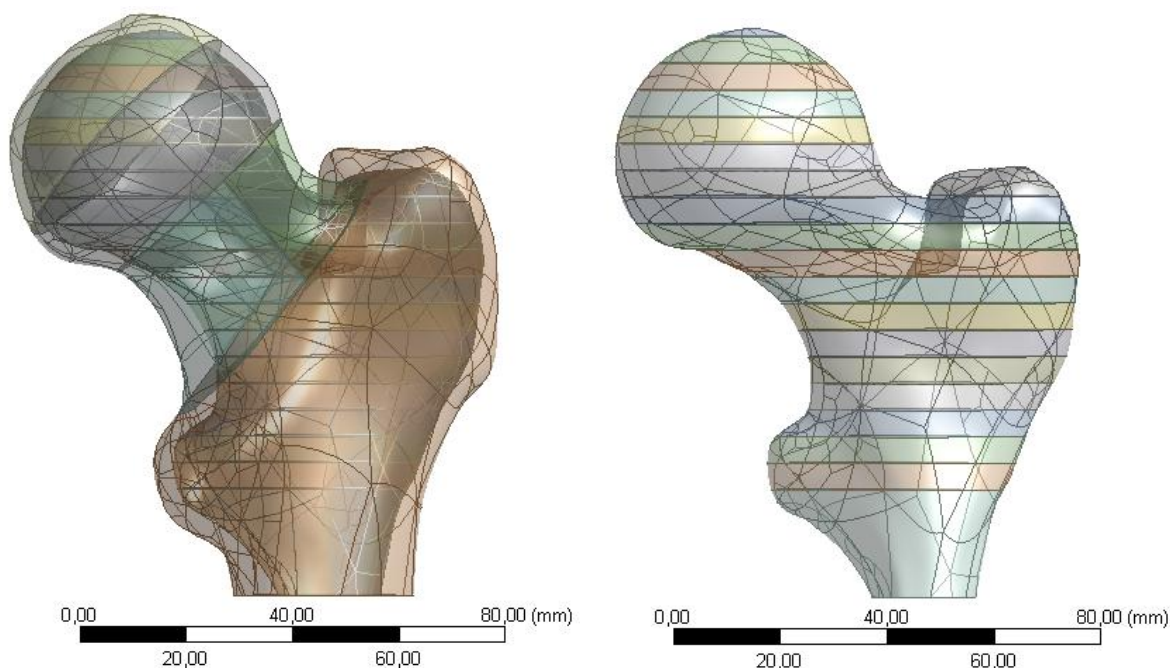
Jedná se o zjednodušený model materiálu. Spočívá pouze v rozlišení dvou objemů. Jeden objem je tvořen tkání kompaktní, druhý pak tkání spongiózní. Na základě provedené studie volím následující hodnoty materiálových charakteristik kompaktní a spongiózní tkáně:

Charakteristika	Tkáň	
	Kompaktní	Spongiózní
Youngův modul pružnosti E [MPa]	17 000	750
Poissonův poměr μ [-]	0,3	0,3

Tab. 12: Mechanické vlastnosti kostních tkání použité při MKP výpočtu

9.4.2 Model materiálu – Varianty B, C, D, E

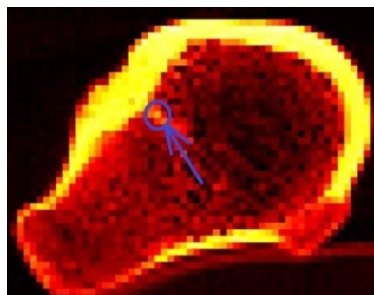
V průběhu další tvorby této práce bylo snahou vytvořit model materiálu spongiózní tkáně vyšší úrovně, přičemž jsem se vzhledem k charakteru výpočtu soustředil na proximální část femuru. Na základě studia CT snímků byl model geometrie spongiózy rozřezán na vrstvy tloušťky 5 mm. Výjimkou je vrstva číslo 19, jejíž tloušťka je 18 mm, přičemž změna hustoty tkáně je v této vrstvě nevýrazná. Z každé vrstvy byl následně vybrán 1 CT snímek, který byl podroben hlubší analýze.



Obr. 28: Detail proximálního konce femuru – model spongiózy rozřezán po 5 mm vrstvách (vlevo spongiózní + kompaktní tkáň, vpravo spongiózní tkáň)

Pomocí zmíněného softwaru CT Data Analysis byla vygenerována matice obsahující CT čísla. Další zpracování dat proběhlo v softwaru Microsoft Office Excel 2007 (dále MS Excel). Výsledkem bylo určení středních hodnot Hounsfieldových jednotek v každém řezu a určení dalších statistických parametrů viz Tab. 13. Před vyhodnocením dat bylo nutné provést některé úvahy.

- a) Jak je uvedeno v kapitole 7.3.1 v Tab. 5, hodnota HU vzduchu je $-1\ 000$. Hodnoty na snímcích v místech, kde byl vzduch, byly však nulové. Zde dochází k drobnému rozporu ve slovním označení. Někdy se hodnoty zvýšené o $1\ 000$ nazývají jako CT čísla, v některých publikacích však autoři přiřazují CT číslům význam přímo Hounsfieldových jednotek. Na základě této nesrovnalosti bylo zjištěno, že data lze z CT přístrojů exportovat v různých stupnicích. Obecně se častěji vyhodnocují Hounsfieldovy jednotky. Aby je bylo možné statisticky zpracovat stačilo pomocí jednoduché funkce od každé hodnoty ve vygenerované matici čísel odečíst hodnotu $1\ 000$.
- b) Vzhledem k tomu, že řez kostí ze zřejmých důvodů není čtvercový, je matice doplněna nulami, respektive hodnotami $-1\ 000$ na čtvercovou. Při výpočtu statistických charakteristik by bylo možné definovat, aby do hodnocení nebyla hodnota 0 (resp. $-1\ 000$) uvažována. Zde však nastává jistá nepřesnost, jelikož v několika řezech se v některých místech spongiózní tkáň již prakticky nevyskytuje. Je tedy nutné rozlišit 0 (resp. $-1\ 000$) vně řezu a uvnitř řezu. Z Tab. 13 plyne, že úplným vynecháním zmíněných hodnot bychom se dopustili chyby v řezech číslo 8, 10, 11, 12, 13, 14. Byl tedy zvolen časově nepřilíš náročný postup, kdy v softwaru MS Excel byly buňky vně řezu ručně smazány.
- c) Z Tab. 5 plyne, že hodnoty HU pro spongiózní tkáň by se měly pohybovat přibližně do hodnoty 200 . Jedná se však o přibližnou uváděnou hodnotu. Téměř ve všech řezech je maximální hodnota vyšší, což však není způsobeno vyloženě nepřesností při výběru dat, ale jen zvýšenou hustotou tkáně v daném místě. HU přesahující číslo $1\ 000$ byly v inkriminovaných řezech obsaženy maximálně dvakrát až třikrát, což při počtu několika set buněk nemá při výpočtu statistických charakteristik příliš velký význam.



Obr. 29: Detail snímku v řezu č. 14, zobrazen 1 bod spongiózní tkáň, přesahující hodnotu 1 000 HU.
(Řez zobrazen v takzvaných teplých barvách)

Řez Číslo	Souřadnice CT snímku (osa z)	Minimální hodnota	Maximální hodnota	Střední hodnota E (X)	Rozptyl D (X)	Směrodatná odchylka σ (X)
1	- 2,5	- 710	201	- 200,6	18 225,0	135,0
2	- 7,5	- 986	329	- 282,3	37 094,8	192,6
3	- 12,5	- 993	611	- 251,7	42 973,3	207,3
4	- 17,5	- 911	627	- 289,2	37 986,0	194,9
5	- 22,5	- 967	588	- 341,8	50 355,4	224,4
6	- 27,5	- 996	650	- 405,4	51 847,3	227,7
7	- 32,5	- 980	880	- 419,8	80 769,6	284,2
8	- 37,5	- 1000	734	- 431,8	67 912,4	260,6
9	- 42,5	- 982	1 207	- 430,6	79 580,4	282,1
10	- 47,5	- 1000	1 066	- 444,4	71 716,6	267,8
11	- 52,5	- 1000	1 105	- 421,3	79 298,6	281,6
12	- 57,5	- 1000	1 162	- 399,4	87 084,0	295,1
13	- 62,5	- 1000	1 038	- 397,5	80 997,2	284,6
14	- 67,5	- 1000	1 049	- 361,9	122 850,3	350,5
15	- 72,5	- 987	979	- 463,2	118 198,4	343,8
16	- 77,5	- 988	805	- 535,3	151 087,7	388,7
17	- 82,5	- 985	629	- 633,2	126 380,3	355,5
18	- 87,5	- 973	43	- 749,9	60 663,7	246,3
19	- 100	- 958	- 405	- 836,9	16 164,9	127,1

Tab. 13: Statistické vyhodnocení charakteristik řezů spongiózní kostní tkáň (všechny veličiny jsou bezrozměrné)

Na základě středních hodnot CT čísel v jednotlivých snímcích, byly pomocí vybraných vztahů počítány hodnoty hustot a následně modulů pružnosti v jednotlivých

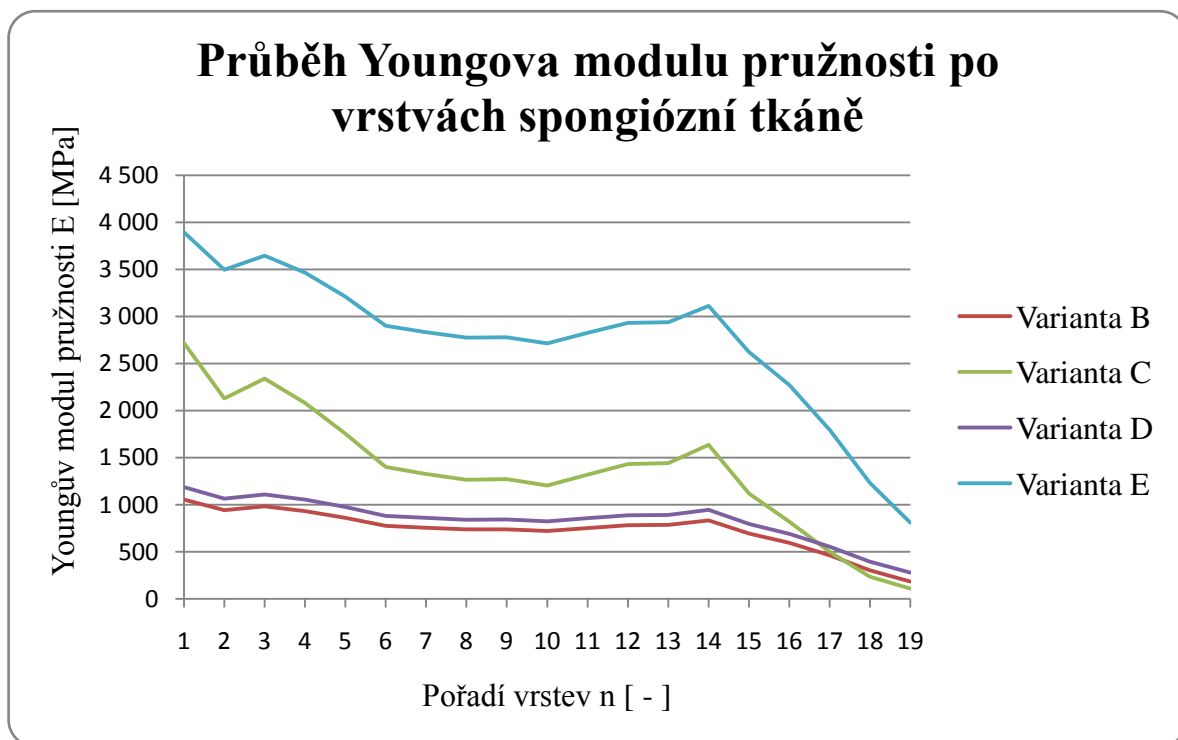
vrstvách. Na základě provedené studie byly zvoleny čtyři varianty přepočtu dle Tab. 3. Z výpočtu plynou modely materiálu s označením B, C, D, E. V oblasti kondylů je u všech variant hodnota Youngova modulu pružnosti $E = 750 \text{ MPa}$. Poissonův poměr pro všechny oblasti spongiózní tkáně $\mu = 0,3$.

	Hustota kostní tkáně $\rho_{\text{app}}, \rho_{\text{ash}}, \rho_{\text{DRY}}, \rho_{\text{QCT}}$ [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$]	Modul pružnosti E [MPa]
Varianta B	-	$E = -38,644 + 1,3665 \cdot \text{CT}^{\# [16]}$
Varianta C	$\rho_{\text{app}} = 0,103 + 0,00130 \cdot \text{CT}^{\# [31]}$	$E = 1\,949 \cdot \rho_{\text{app}}^{2,5 [17]}$
Varianta D	$\rho_{\text{ash}} = 0,0625 + 0,000746 \cdot \text{CT}^{\# [31]}$ $\rho_{\text{DRY}} = -0,0005 + 1,75 \cdot \rho_{\text{ash}} [37]$	$E = 1\,012 \cdot \rho_{\text{DRY}}^{1,13 [37]}$
Varianta E	$\rho_{\text{QCT}} = (17,2 + 1,5 \cdot \text{CT}^{\#}) / 1\,000 [18]$	$E = -34,7 + 3\,230 \cdot \rho_{\text{QCT}} [39]$

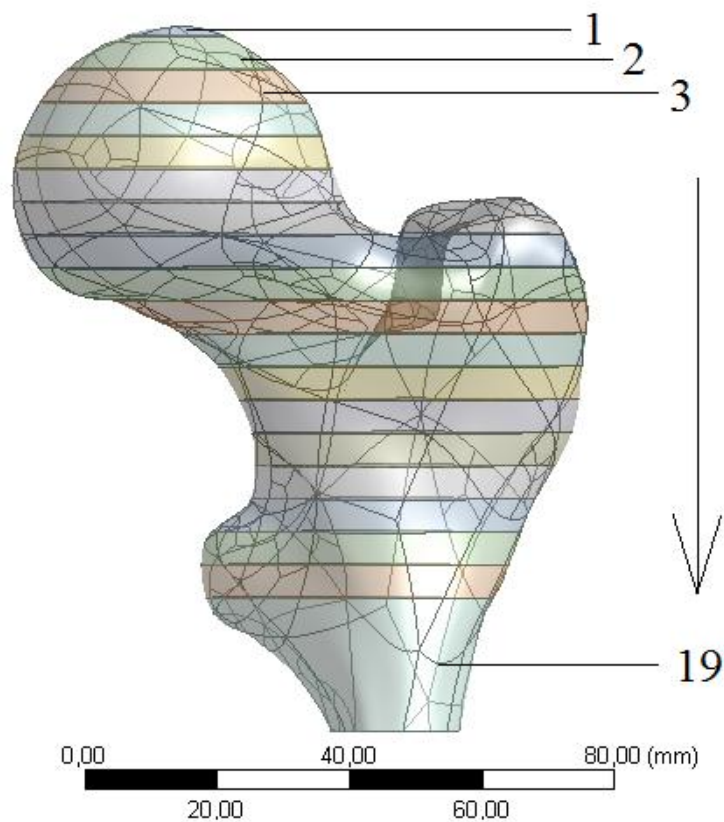
Tab. 14: Výpočtové vztahy využitě při tvorbě modelu materiálu spongiózní tkáně vyšší úrovně

Řez	Střední hodnota $\text{CT}^{\#}$	Youngův modul pružnosti E [MPa]			
		Varianta B	Varianta C	Varianta D	Varianta E
1	799,4	1 054	2 718	1 188	3 894
2	717,7	942	2 129	1 065	3 498
3	748,3	984	2 340	1 111	3 646
4	710,8	933	2 083	1 054	3 465
5	658,2	861	1 754	976	3 210
6	594,6	774	1 400	882	2 902
7	580,2	754	1 326	861	2 832
8	568,2	738	1 267	843	2 774
9	569,4	739	1 273	845	2 780
10	555,6	721	1 206	825	2 713
11	578,7	752	1 319	858	2 825
12	600,6	782	1 431	890	2 931
13	602,5	785	1 441	893	2 940
14	638,1	833	1 637	946	3 112
15	536,8	695	1 119	797	2 622
16	464,7	596	819	693	2 272
17	366,8	463	499	555	1 798
18	250,1	303	234	395	1 233
19	163,1	184	109	281	811

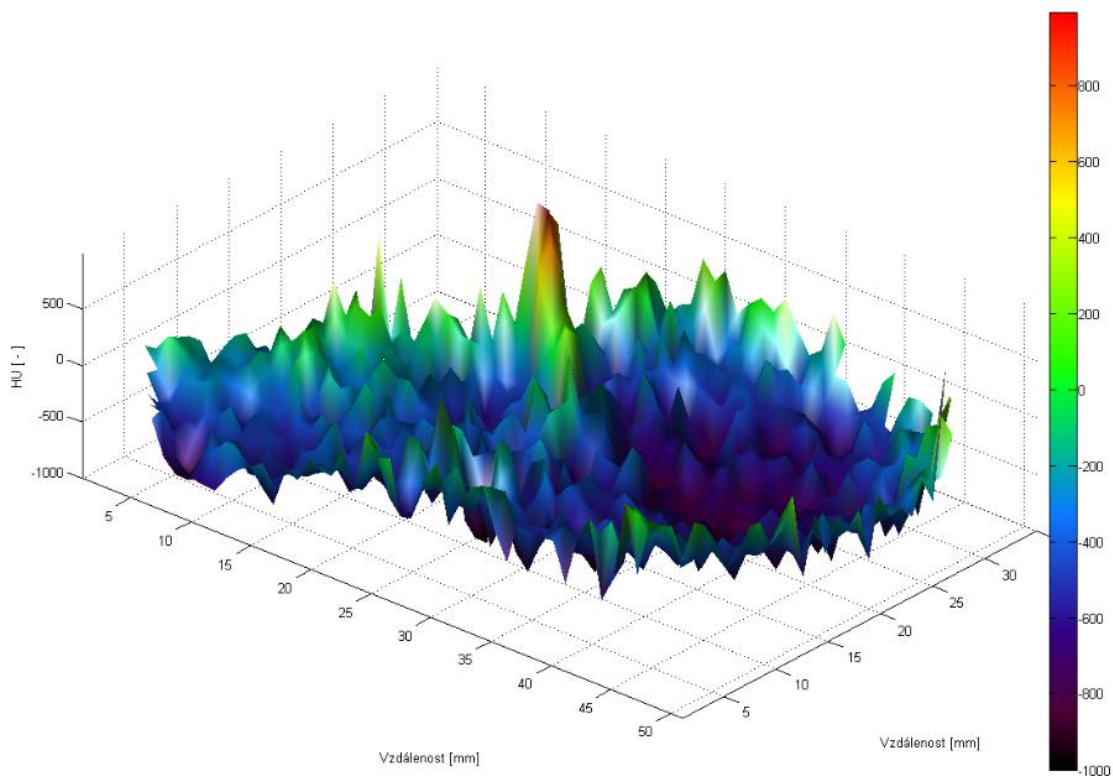
Tab. 15: Charakteristiky spongiózní tkáně v proximální části femuru pro modely materiálu B, C, D, E



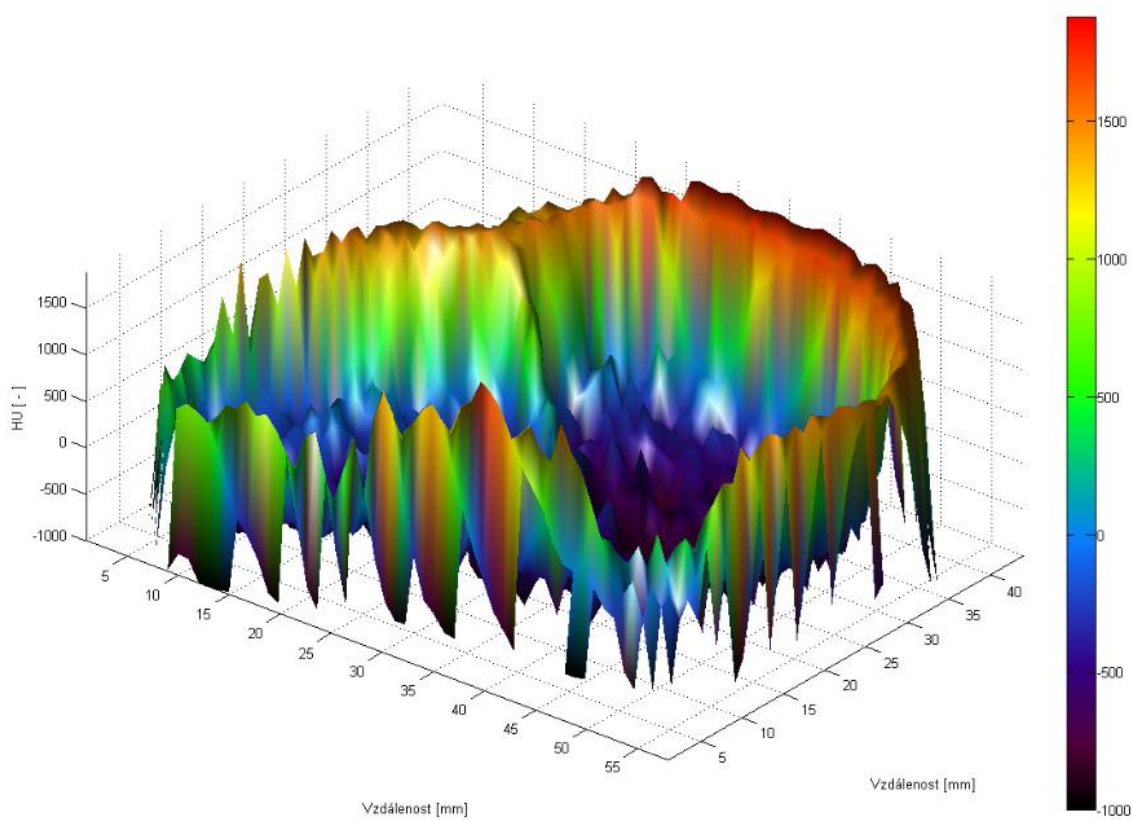
Graf 4: Rozložení Youngova modulu pružnosti po vrstvách spongiózní tkáně



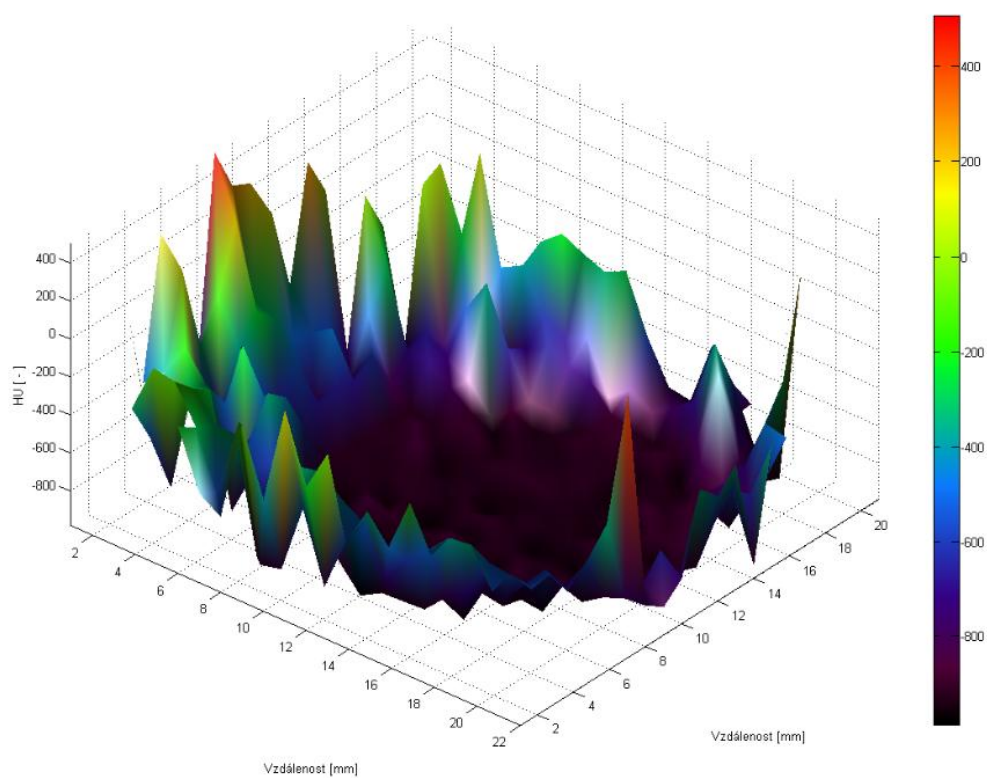
Obr. 30: Označení vrstev spongiózní tkáně



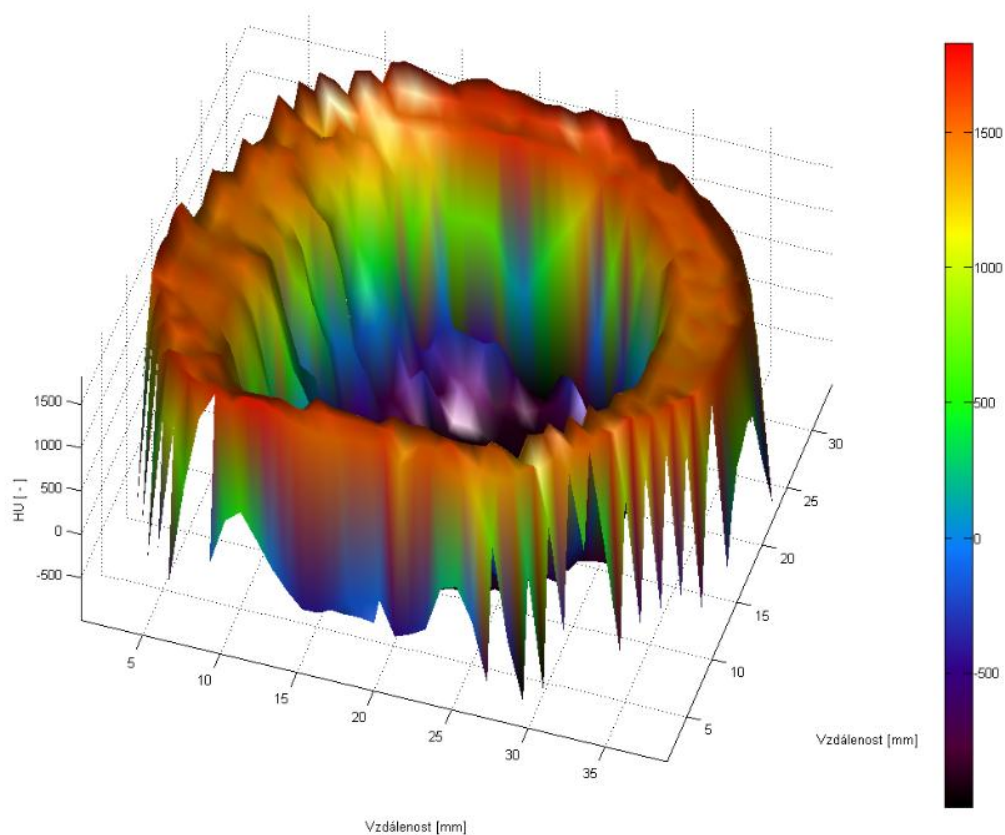
Obr. 31: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 13 – spongiózní tkáň



Obr. 32: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 13 – spongiózní + kortikální tkáň



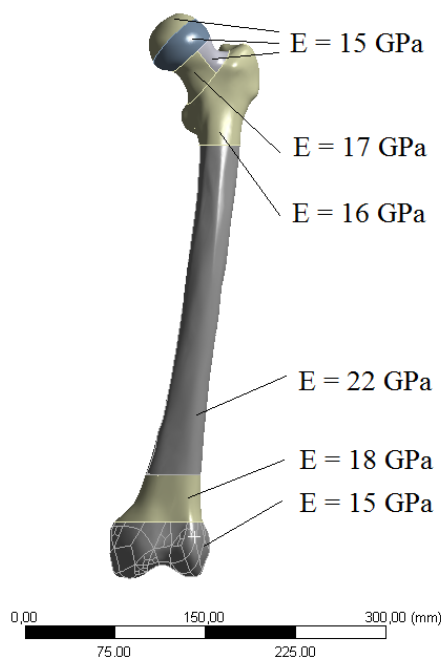
Obr. 33: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 17 – spongiózní tkáň



Obr. 34: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 17 – spongiózní + kortikální tkáň

Co se týče modelu materiálu kompaktní tkáně, obecně je publikováno výrazně méně článků, popisujících analytické vztahy pro výpočet mechanických charakteristik z CT snímků. Při tvorbě modelu materiálu kompakty bylo proto postupováno poněkud odlišným způsobem. Na základě pozorování CT snímků (hodnoty CT čísel pozorovány v prostředí softwaru Matlab), byla kompaktní kost rozdělena na 7 oblastí (hlavice femuru, horní plocha krčku, dolní plocha krčku, oblast velkého a malého trochanteru, diafýza, oblast přechodu mezi diafýzou a kondylů a oblast kondylů). Těmto jednotlivým oblastem byly přiděleny moduly pružnosti v rozsahu $E = 15 - 22 \text{ GPa}$ (Obr. 35). Hodnoty byly orientačně ověřeny pomocí vztahu, viz ^[53]. Ačkoliv výsledky publikace vychází ze studie diafýzy holenní kosti, lze konstatovat, že provedené orientační výpočty poskytují věrohodné hodnoty i při aplikaci na kost stehenní. Poissonův poměr v oblasti kompaktní tkáně $\mu = 0,3$.

$$E = (10^{7,81} \cdot \text{HU}^{0,74}) / 10^6 [\text{MPa}] \quad [53]$$



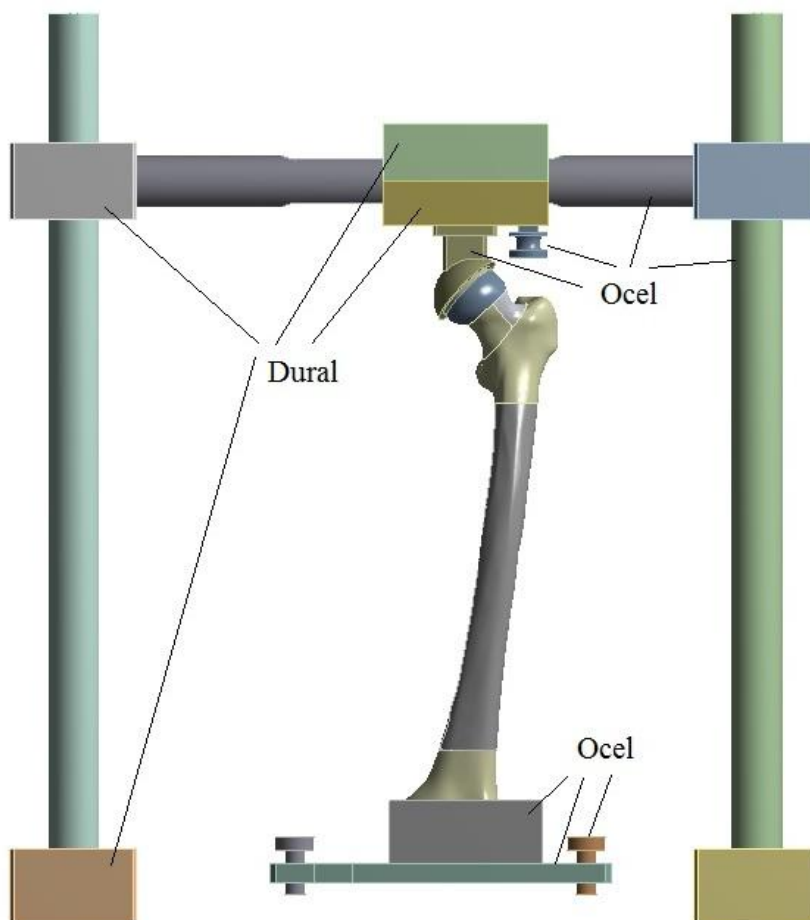
Obr. 35: Materiálové charakteristiky kompaktní kostní tkáně

9.5 Model materiálu zatěžovacího přípravku

Při návrhu přípravku bylo použito dvou materiálů. Jedná se o dural a ocel (Obr. 36).

Charakteristika	Materiál	
	Ocel	Dural
Youngův modul pružnosti E [MPa]	210 000	70 000
Poissonův poměr μ [-]	0,3	0,3

Tab. 16: Mechanické vlastnosti materiálů přípravku



Obr. 36: Ilustrace materiálů použitých u zatěžovacího přípravku

9.6 Model materiálu svalů

Materiál svalů byl uvažován jako homogenní izotropní lineárně pružný. Uvažovaný modul pružnosti $E = 1 \cdot 10^6$ MPa, Poissonův poměr $\mu = 0,3$.

9.7 Model zatížení a vazeb

Experimentální měření zatížení stehenní kosti, respektive kyčelního kloubu takzvaně *in vivo* (v živém) je velmi těžko realizovatelné a doposud bylo v omezené míře realizováno pouze v několika málo případech [13], [27], [28], [40]. Při MKP analýze vycházím z předpokladu, že maximální zatížení kyčelního kloubu nastává v případě, kdy člověk stojí na jedné dolní končetině, přičemž lze z rovnic statické rovnováhy stanovit velikost působících sil. Jelikož bylo experimentální zařízení fyzicky vyrobeno, a tedy bylo možné MKP analýzu ověřit pomocí měření, proběhl výpočet velikosti zatížení viz 10.3 z hlediska statické ekvivalence dle Obr. 48 s ohledem na rozměry konstrukce experimentálního přípravku.

Uvedená informace (o maximálním zatížení kloubu při stoji na jedné dolní končetině) platí v případě, kdy zanedbáváme extrémní vlivy, jako jsou nárazy, údery, a podobně, přičemž předvídání těchto vlivů není možné a v rámci provedené deformačně napěťové analýzy v této DP nebyly tyto uvažovány.

9.7.1 Silová okrajová podmínka

V kapitole 10.3 je uveden výpočet stykových výslednic na třech snímačích při zatížení odpovídajícímu tíhové síle člověka o hmotnosti $m = 85$ kg. Při MKP analýze je nyní možné postupovat dvěma způsoby. Prvním z nich je zatížení z horní strany přípravku, kdy dochází k vysunutí zatěžujícího členu. V tomto případě by však prakticky nebylo možné dosáhnout vhodného silového poměru na jednotlivých snímačích. Proto bylo při MKP analýze využito zatížení ze spodní strany, kdy byly aplikovány přímo spočítané síly.



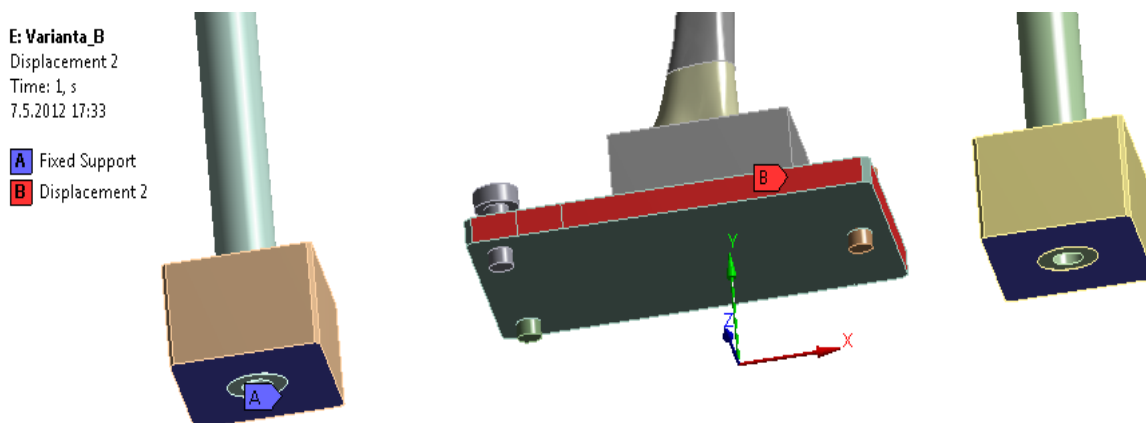
Obr. 37: Silové okrajové podmínky

Veličina	Označení	Hodnota	Jednotka
Síla na levém snímači	$F_1 = F_A$	317,2	N
	$F_2 = F_B$	317,2	N
Síla na pravém snímači	$F_3 = F_C$	199,5	N

Tab. 17: Hodnoty aplikovaných sil

9.7.2 Deformační okrajová podmínka

Aby bylo možné dodržet charakter experimentálního měření, bylo nutné aplikovat deformační okrajové podmínky FIXED (vetknutí) a DISPLACEMENT (posunutí). Plochy, na které byla aplikována okrajová podmínka posunutí, měly zamezen posuv ve směru osy z.



Obr. 38: Deformační okrajové podmínky

9.8 Model vzájemného styku těles

Na výpočtovém modelu jsou modelovány dva typy kontaktů. Konkrétně se jedná o kontakty BONDED a FRICTIONAL. Kontakt BONDED představuje pevné spojení dvou povrchů. Tento typ kontaktu je aplikován mezi vedením a plochami prvků, ke kterým jsou uchyceny svaly. Dále je takto modelován styk vedení a členu, který tvoří jamku pro hlavici kosti. Při využití kontaktu FRICTIONAL je plochám umožněn vzájemný pohyb s definovaným koeficientem tření. Tímto způsobem je modelován styk hlavice stehenní kosti a jamky. Velikost koeficientu smykového tření byla definována jako $f = 0,1$. Formulace kontaktu FRICTIONAL byla definována vzhledem k tuhosti těles jako AUGMENTED LAGRANGE.

Další části konstrukce byly spojeny již v modulu GEOMETRY na úrovni sítě (FORM NEW PART). Důsledkem této operace je menší množství definovaných kontaktů, což ve výsledku vede ke zkrácení doby výpočtu.

Definicí kontaktů dojde na stykových plochách k vytvoření prvků CONTA 174 a TARGE 170.

9.9 Tvorba konečnoprvkové sítě

Konečnoprvková síť (dále jen síť) má v případě výpočtového modelování velmi důležitý význam. V oblasti modelování kostí je velmi časově i metodicky náročné vytvořit síť rovnoměrnou, jelikož plochy jsou tvarově velmi různé. Dalším důsledkem velkého počtu tvarově odlišných ploch je vytvoření menších elementů na hranicích ploch.

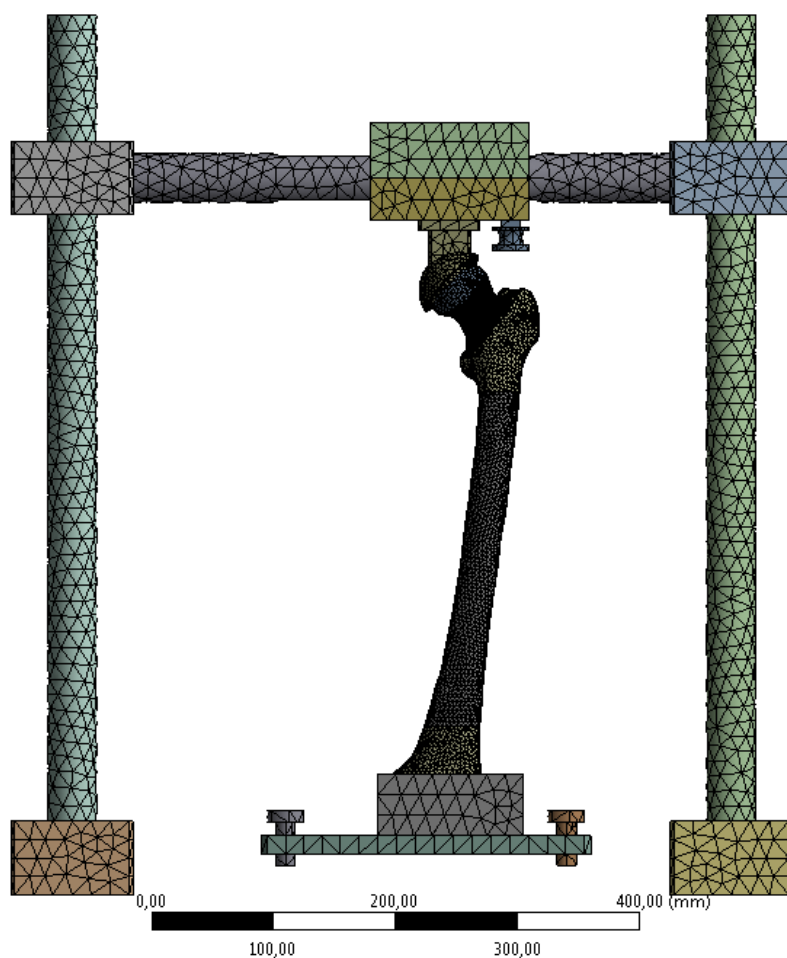
Bylo využito příkazu VIRUTAL CELL, pomocí kterého dojde ke sjednocení vybraných ploch. V případě, že plochy, které mají být sjednoceny, vykazují velký rozsah v

orientaci jejich normál, nelze je sjednotit. Z tohoto důvodu se například nepodařilo docílit toho, aby diafýza kosti byla tvořena pouze jednou plochou.

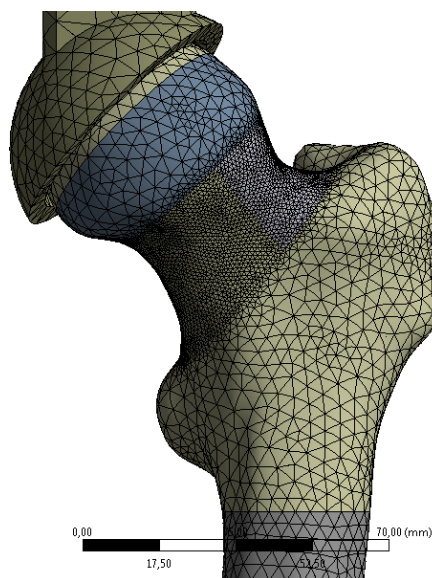
Síť procházela úpravami, kdy byla postupně zjemňována v závislosti na výsledku sledované veličiny (posuvy, přetvoření, napětí). V okamžiku, kdy rozdíly ve výsledcích nepřesáhly jednotky procent, bylo zjemňování sítě ukončeno. Výsledkem je síť s definovanou velikostí prvků pro oblast krčku 1 mm, pro další části kosti potom 4 mm. Velikost prvků pro jednotlivé části přípravku není konkrétně definována, byla jen omezena maximální velikostí prvku 12 mm.

Prvky: SOLID 187, CONTA 174, TARGE 170	Varianta A	Varianty B, C, D, E
Počet uzlů	129 849	182 417
Počet objemových prvků	82 614	115 695
Počet kontaktních prvků	2 706	2 706
Celkový počet prvků	85 320	118 401

Tab. 18: Informace o síti jednotlivých variant



Obr. 39: Síť

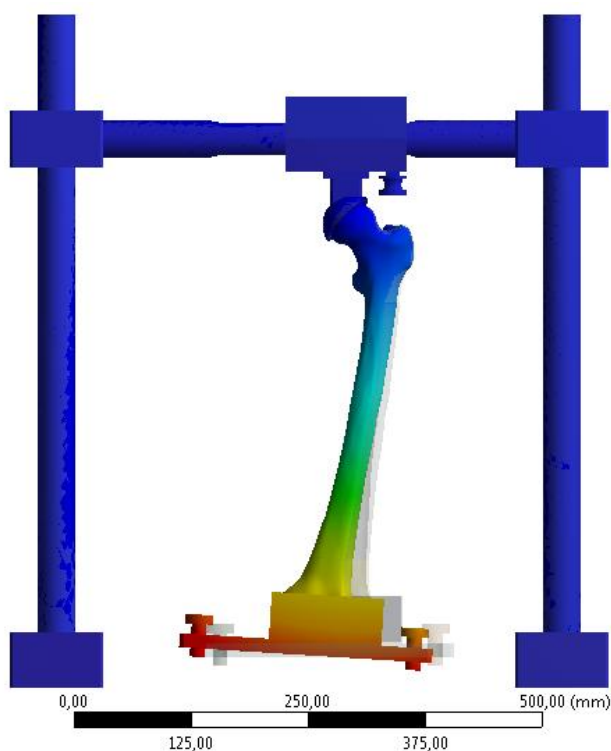


Obr. 40: Zjemnění sítě v oblasti krčku stehenní kosti

9.10 Konvergence výpočtu

Jelikož se jedná o nelineární úlohu, trval každý výpočet řádově několik hodin. Nejprve se vyskytovaly jisté problémy s konvergencí úlohy. Stačilo však provést změnu nastavení nelineárního kontaktu a výpočet konvergoval. Řešení bylo rozděleno na 15 kroků.

9.11 Vyhodnocení MKP výpočtu



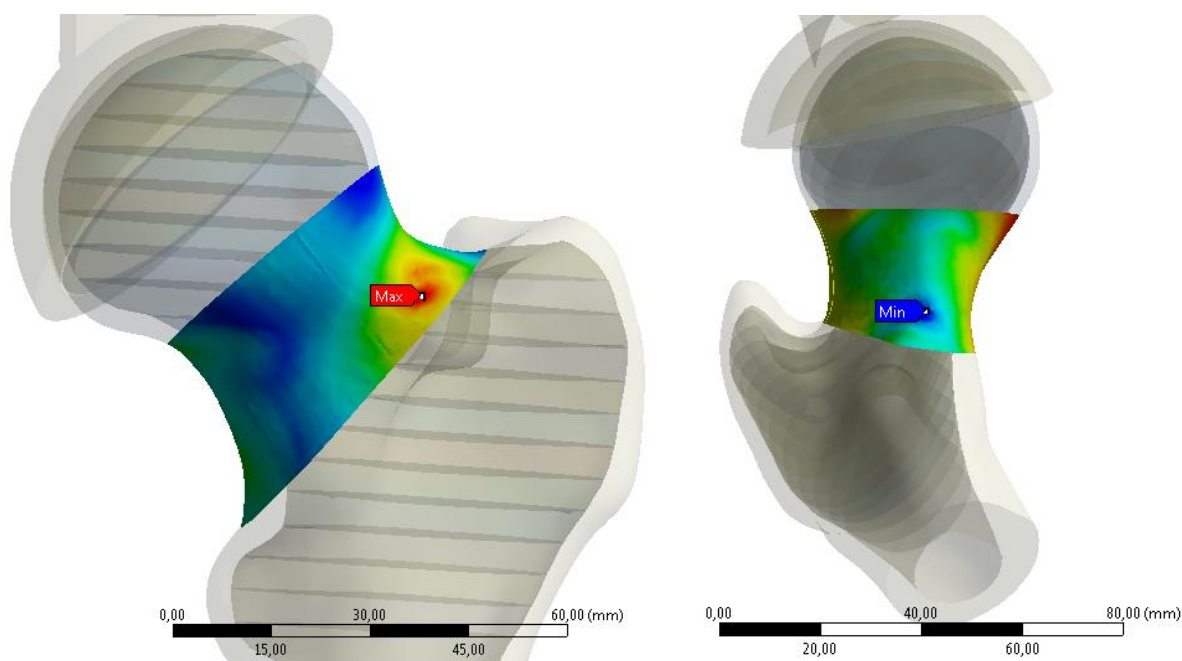
Obr. 41: Deformovaný a nedeformovaný tvar

	Varianta A	Varianta B	Varianta C	Varianta D	Varianta E
Maximální hodnota celkové deformace [mm]	31,9	29,2	28,5	29,1	27,9

Tab. 19: Vyhodnocení celkové deformace

Přestože se hodnoty deformace u všech variant výpočtu zdají být vysoké, číselné hodnoty jsou reálné. Po provedení experimentu viz 10.1 došlo v podélném směru k posuvu dolní části přípravku o téměř 20 mm. Deformovaný tvar a velikost deformace souvisí s ověřením aplikovaných okrajových podmínek.

Při vyhodnocení dalších veličin je primární pozornost věnována krčku stehenní kosti, který představuje nebezpečné místo kosti.

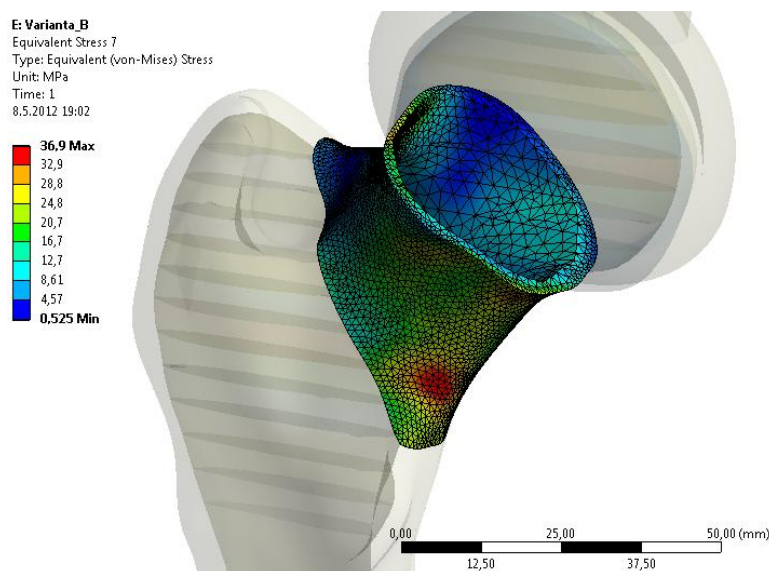


Obr. 42: Rozložení přetvoření v oblasti krčku (vlevo – 1. hlavní přetvoření, vpravo – 3. hlavní přetvoření)

	Varianta A	Varianta B	Varianta C	Varianta D	Varianta E
1. hlavní přetvoření ϵ_1 [$\mu\text{m}/\text{m}$]	1 392	1 396	1 119	1 312	934,5
3. hlavní přetvoření ϵ_3 [$\mu\text{m}/\text{m}$]	- 2 236	- 2 234	- 2 121	- 2 197	- 1 946
Ekvivalentní přetvoření ϵ_{ekv} [$\mu\text{m}/\text{m}$]	2 390	2 399	2 078	2 243	1 902

Tab. 20: Vyhodnocení přetvoření v oblasti krčku stehenní kosti pro jednotlivé varianty

Jak je vidět z vyhodnocení hlavních přetvoření, výsledky u zjednodušené varianty A a varianty B jsou si velmi blízké. Nejvíce se liší výsledky u varianty E, u které jsou nejvyšší hodnoty modulu pružnosti definované pro spongiózní tkáň. Co se týče místa maximálního a minimálního přetvoření, nejsou patrné výrazné rozdíly u jednotlivých variant.

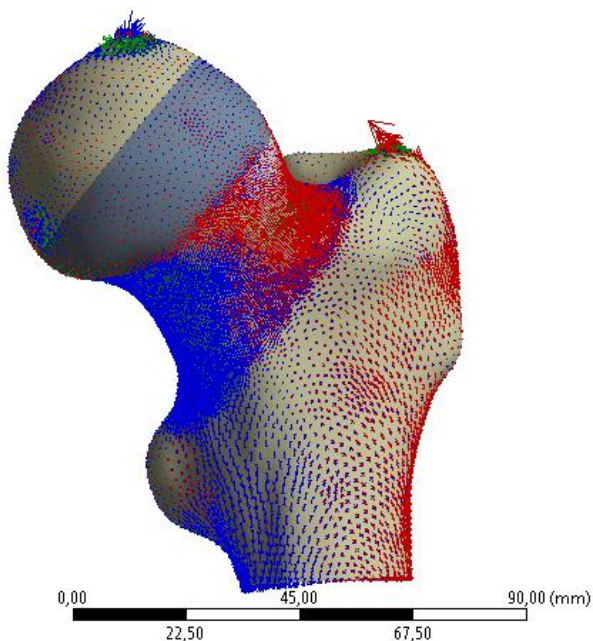


Obr. 43: Rozložení redukovaného napětí v oblasti krčku stehenní kosti – Varianta B

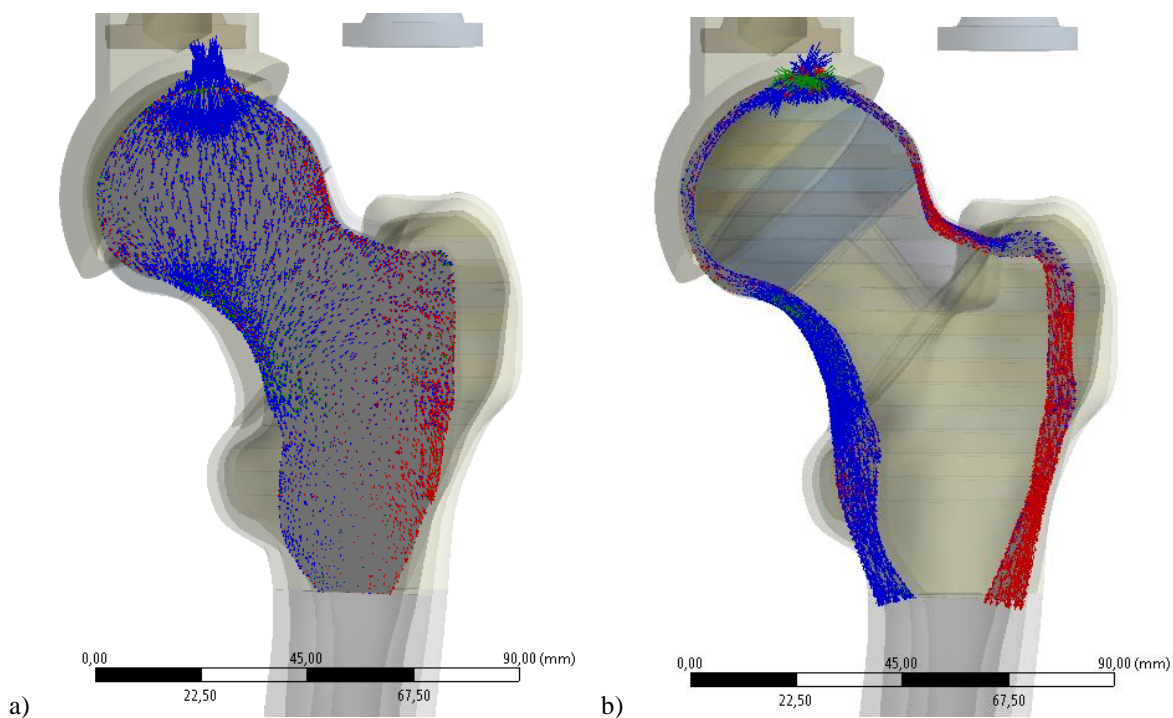
	Varianta A	Varianta B	Varianta C	Varianta D	Varianta E
1. hlavní napětí (tahové) σ_1 [MPa]	19,2	18,5	16,7	18,1	13,7
3. hlavní napětí (tlakové) σ_3 [MPa]	- 38,4	- 39,2	- 37,4	- 38,8	- 34,6
Redukované napětí (HMH) σ_{RED} [MPa]	40,7	36,9	35,3	36,5	32,3

Tab. 21: Vyhodnocení napětí v oblasti krčku stehenní kosti pro jednotlivé varianty

Z vyhodnocení je patrné, že napětí v krčku stehenní kosti pro variantu A se nikterak výrazně neliší od ostatních variant. Pro všechny modely je místo maximálního tahového, tlakového a redukovaného napětí opět téměř identické. Výsledné hodnoty napětí u těchto variant se velmi dobře shodují s výsledky práce ^[55], čímž byla ověřena správnost výpočtového modelu. Ve zmíněné práci byly přitom materiálové charakteristiky kostní tkáň vyhodnocovány pomocí dříve zmíněného softwaru BoneMat. Z tohoto plyne, že pouhým rozlišením dvou objemů a vhodným přiřazením materiálových charakteristik těmto objemům lze dosáhnout velmi dobrých výsledků. U výpočtů, kde bylo využito modelů materiálu vyšších úrovní, jsou však výsledky práci ^[55] bližší.

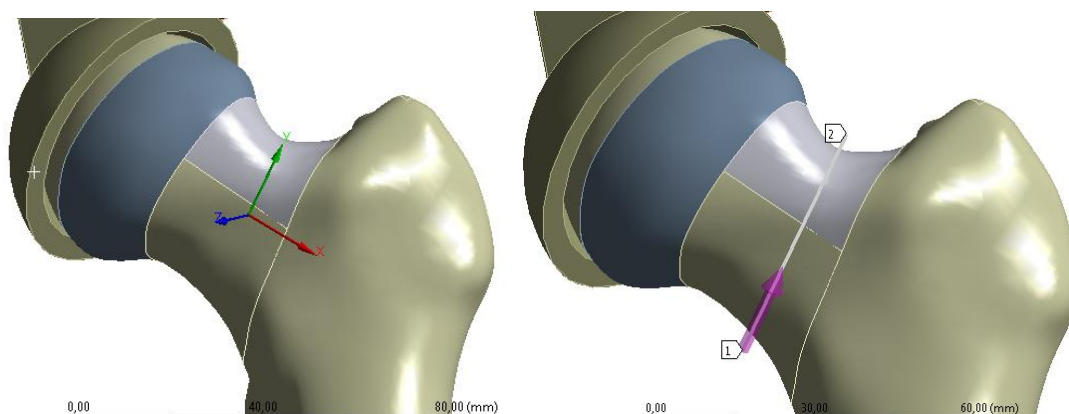


Obr. 44: Směry hlavních napětí v proximální části stehenní kosti (červená – 1. hlavní napětí – tah, modrá – 3. hlavní napětí - tlak)

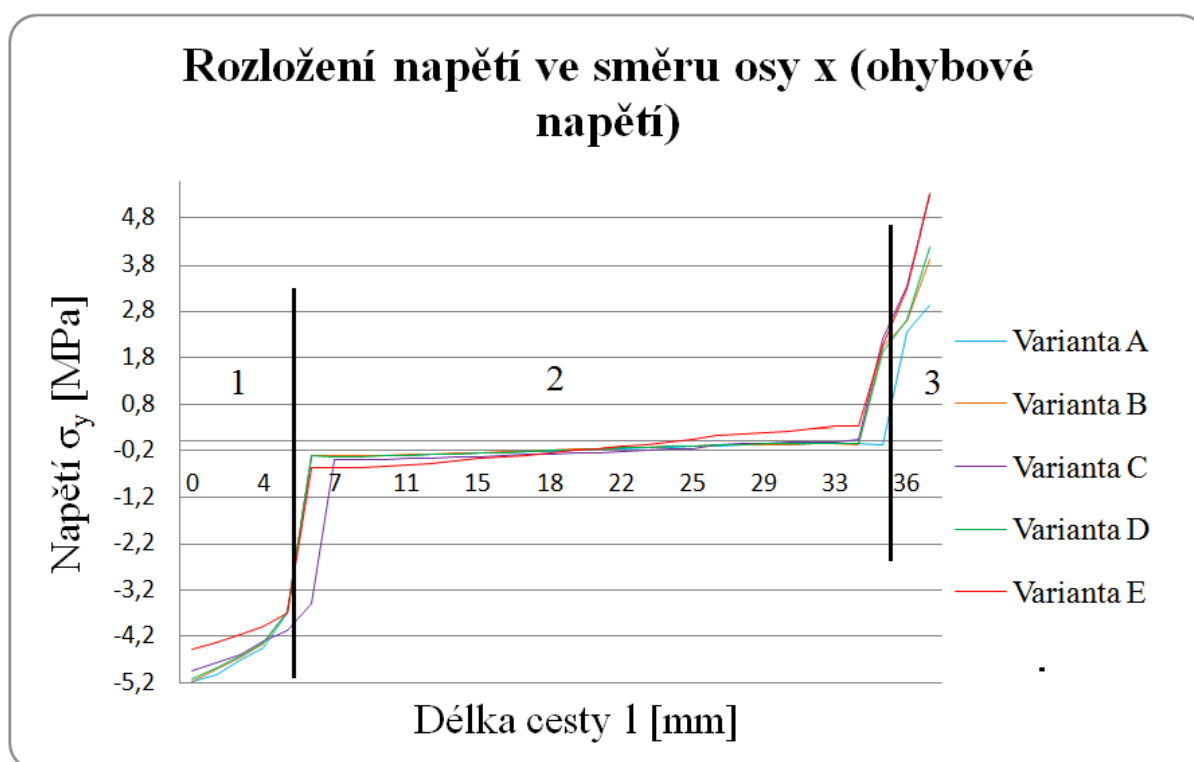


Obr. 45: Směry hlavních napětí - a) spongiózní tkáň, b) kompaktní tkáň (červená – 1. hlavní napětí – tah, modrá – 3. hlavní napětí - tlak)

Z Obr. 44, Obr. 45 je zřetelná oblast převážně tahového namáhání v horní části krčku, oblast převážně tlakového namáhání v jeho dolní části a oblast trojosé napjatosti v oblasti kontaktu hlavice a jamky (zřetelné u Obr. 44 a Obr. 45 b).



Obr. 46: Vlevo - lokální souřadnicový systém pro definici cesty pro vyhodnocení ohybového napětí po průřezu krčku, vpravo – cesta pro vyhodnocení



Graf 5: Rozložení ohybového napětí po průřezu krčku
(1 – oblast kompaktní tkáně, 2 – oblast spongiózní tkáně, 3 – oblast kompaktní tkáně)

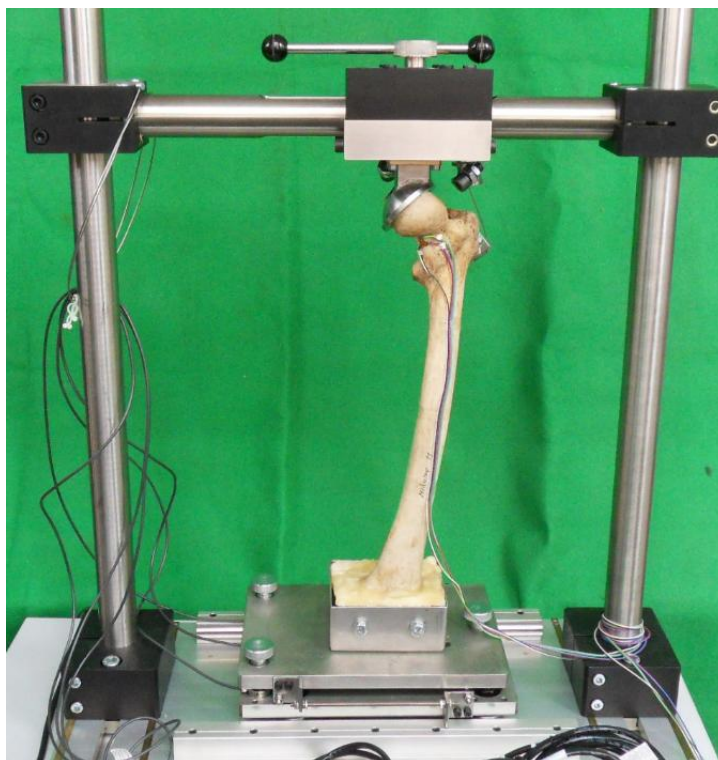
Lze konstatovat, že rozložení ohybového napětí po průřezu krčku odpovídá teoretickému předpokladu. Z grafů jsou patrné výrazné zlomy v oblasti přechodu kompaktní a spongiózní tkáně.

10 Experimentální měření

Vždy, pokud je to alespoň částečně umožněno, je potřeba pro ověření výsledků analýzy pomocí MKP provést experimentální měření. V tomto případě bylo možné experiment realizovat. Experimentální zařízení navrhl vedoucí diplomové práce Ing. Petr Vosynek v rámci projektu FRVŠ. Cílem bylo vytvořit zařízení pro analýzu zatížení proximální části femuru, které by bylo možné využít pro ilustraci při výuce některých předmětů vyučovaných na ÚMTMB.

10.1 Princip měření

Celá konstrukce je navržena velmi účelně takovým způsobem, aby samotné měření bylo pro uživatele co možná nejjednodušší. Zaškolení obsluhy zabere maximálně několik desítek minut. V principu uživatel pomocí páky a šroubového spoje vysunuje zatěžující člen a tím působí na hlavici stehenní kosti. V oblasti velkého trochanteru jsou ke kosti pomocí přípravku upevněna dvě ocelová lanka, která nahrazují svaly. Lanky jsou upnuty do držáku v konstrukci zařízení a je možné je nezávisle na sobě pomocí šroubového spoje dotahovat či naopak povolovat. Tím uživatel dosáhne potřebného silového působení. V dolní části zařízení jsou umístěny tři snímače síly, jejichž signál se přenáší do PC. Pomocí tenzometrické růžice se potom vyhodnocuje přetvoření na krčku stehenní kosti.



Obr. 47: Experimentální zařízení

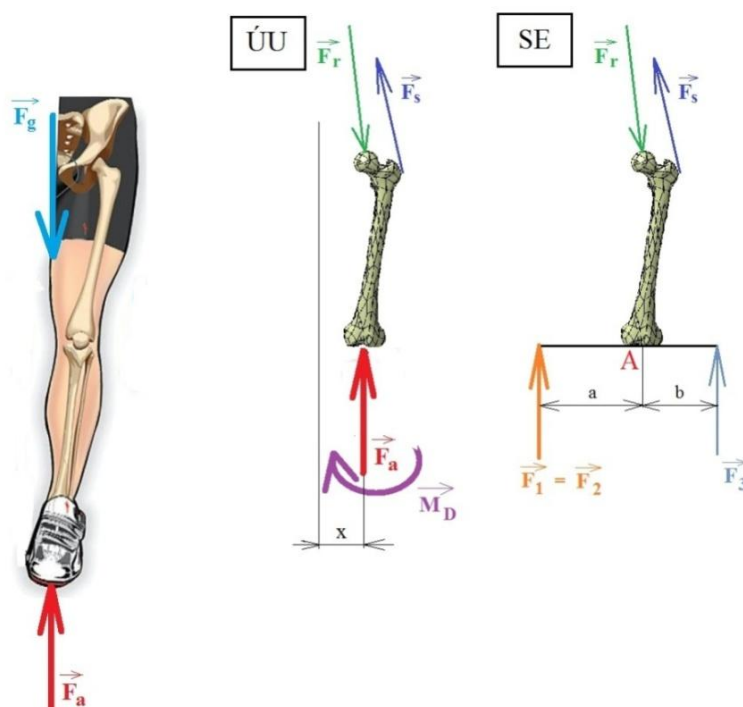
10.2 Měřicí řetězec

Zařízení	Typ
Snímač síly (3 x)	HBM C9B/1 kN
Tenzometrická růžice	HBM RY11-3/120 ohm
Vyhodnocovací modul (2 x)	NI 9237
Moduly zapojeny do šasi	NI cDAQ 9174
Vyhodnoceno v softwaru	NI LabVIEW SignalExpress

Tab. 22: Prvky měřicího řetězce

10.3 Výpočet silového zatížení

Při výpočtu silového zatížení vycházíme z předpokladu statické rovnováhy při úplném uvolnění stehenní kosti. Pomocí statické ekvivalence nahrazujeme otáčivý účinek od doplňkového momentu M_D (Obr. 48) pomocí sil, které působí ve vzdálenostech odpovídajících vzdálenostem snímačů sil od středu stehenní kosti. Při samotném experimentu tedy neznáme velikost zatěžující síly, ale hodnoty sil na snímačích. Proto probíhá experimentální měření iterativně. Pomocí páky a šroubového mechanismu dochází k vysunutí jamky, která tímto působí na hlavici. Následně se odečtou hodnoty sil z jednotlivých snímačů, dojde k dotáhnutí, případně k povolení lanek a proces se opakuje, dokud není dosaženo vypočteného poměru sil.



Obr. 48: Zleva: Silové působení na dolní končetinu, úplné uvolnění stehenní kosti, statická ekvivalence silového působení^[100]

Při výpočtu zatížení je uvažován člověk, jehož hmotnost je $m = 85 \text{ kg}$.

Hodnota vzdáleností:

$$a = 140 \text{ mm}$$

$$b = 90 \text{ mm}$$

$$x = 85 \text{ mm} \text{ (stanoveno experimentálně na základě pozorování RTG snímků)}$$

a) Stanovení stykové síly od podložky F_a

$$F_a = m \cdot g = 85 \cdot 9,81 \text{ N} = 833,9 \text{ N} \quad (10.3.1)$$

b) Stanovení doplňkového momentu M_D pro zachování točivého účinku

$$M_D = -F_a \cdot x = -833,9 \cdot 85 \text{ N}\cdot\text{mm} = -70\,881,5 \text{ N}\cdot\text{mm} \quad (10.3.2)$$

c) Stanovení sil F_1, F_2, F_3 , z podmínek statické ekvivalence (předpoklad $F_1 = F_2$)

$$\Sigma F_y = 0 \quad 2 \cdot F_1 + F_3 - F_a = 0 \quad \Rightarrow \quad F_3 = -2 \cdot F_1 + F_a \quad (10.3.3)$$

$$\Sigma M_A = 0 \quad -2 \cdot F_1 \cdot a + F_3 \cdot b - M_D = 0 \quad (10.3.4)$$

$$\Rightarrow -2 \cdot F_1 \cdot a + (-2 \cdot F_1 + F_a) \cdot b - M_D = 0$$

$$F_1 = \frac{M_D - F_a \cdot b}{-2 \cdot (a + b)} = \frac{-70\,881,5 - 833,9 \cdot 90}{-2 \cdot (140 + 90)} \text{ N} = 317,2 \text{ N}$$

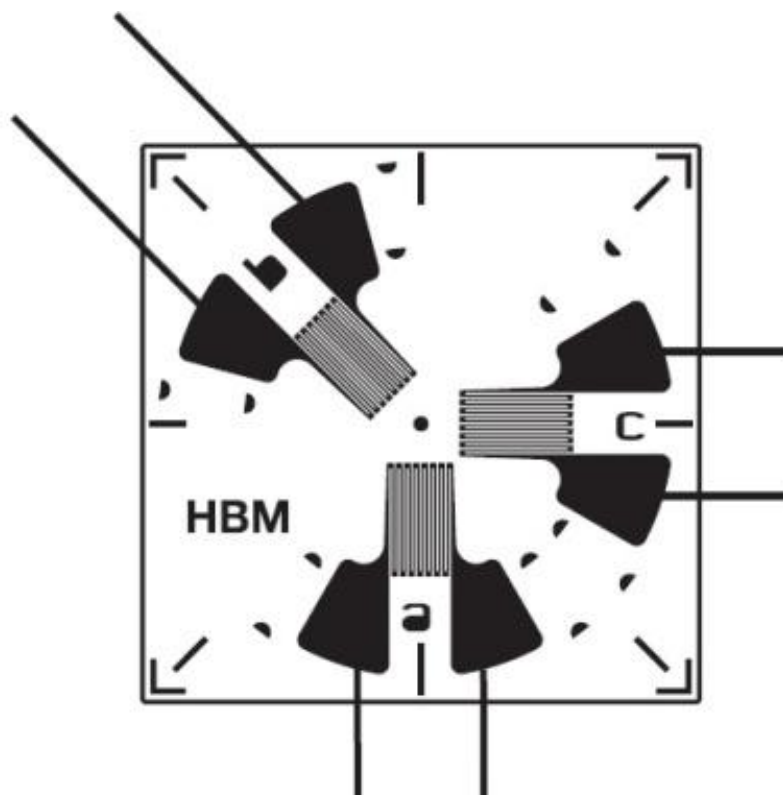
$$F_3 = -2 \cdot F_1 + F_a = -2 \cdot 317,2 + 833,9 \text{ N} = 199,5 \text{ N}$$

Vypočítaná veličina	Označení	Hodnota	Jednotka
Doplňkový moment	M_D	- 70 881,8	N·mm
Síla na levém snímači	F_1	317,2	N
	F_2	317,2	N
Síla na pravém snímači	F_3	199,5	N

Tab. 23: Vypočtené hodnoty zatížení

10.4 Vyhodnocení experimentálního měření

Při vyhodnocení experimentu vycházím z ^{[84], [85]}



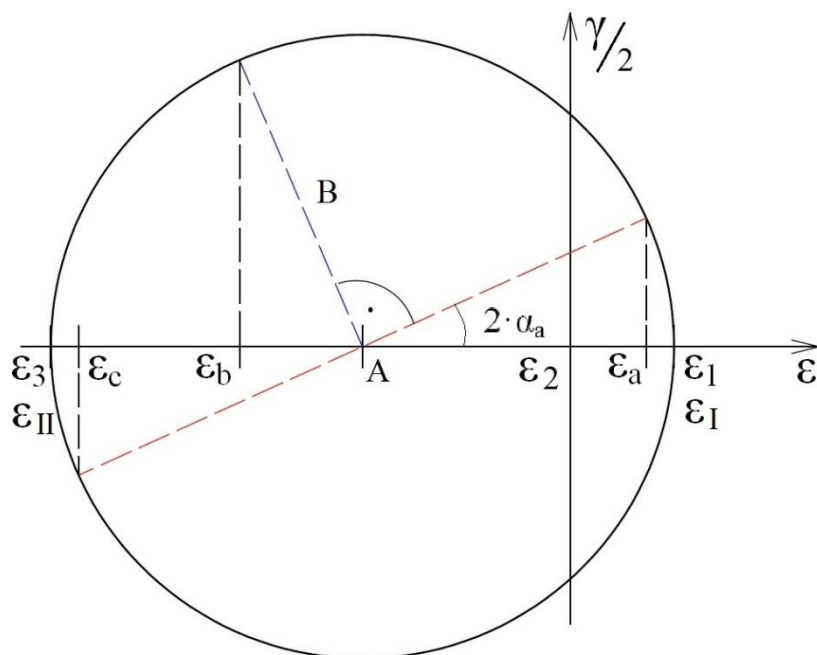
Obr. 49: Tenzometrická růžice RY11 ^[84]

Výpočtové vztahy: ^[85]

Poloha středu Mohrovy kružnice $A = \frac{\varepsilon_a + \varepsilon_c}{2}$ (10.4.1)

Poloměr Mohrovy kružnice: $B = \sqrt{(\varepsilon_a - A)^2 + (\varepsilon_b - A)^2}$ (10.4.2)

Hlavní přetvoření: $\varepsilon_{1,2} = A \pm B$ (10.4.3)



Obr. 50: Mohrova kružnice pro přetvoření a zkosity

Pořadí měření	Přetvoření ε_a [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Přetvoření ε_b [$\mu\text{m}/\text{m}$]	Přetvoření ε_c [$\mu\text{m}/\text{m}$]
1.	55	- 155	- 330
2.	80	- 140	- 355
3.	95	- 150	- 350
4.	95	- 145	- 340
5.	95	- 145	- 365
6.	90	- 140	- 300
7.	100	- 150	- 330
8.	85	- 140	- 285
9.	95	- 155	- 355
10.	100	- 140	- 330
11.	95	- 135	- 330
12.	100	- 145	- 315
13.	100	- 145	- 290
14.	90	- 125	- 250
15.	90	- 130	- 270
Střední hodnota E (X) [$\mu\text{m}/\text{m}$]	91	- 143	- 320
Rozptyl D (X) [$\mu\text{m}/\text{m}$]²	123,2	65,6	1 075,8
Směrodatná odchylka σ (X) [$\mu\text{m}/\text{m}$]	11,1	8,1	32,8

Tab. 24: Naměřené hodnoty

	Střed Mohrovy kružnice A [$\mu\text{m/m}$]	Poloměr Mohrovy kružnice B [$\mu\text{m/m}$]	1. hlavní přetvoření ε_1 [$\mu\text{m/m}$]	2. hlavní přetvoření ε_2 [$\mu\text{m/m}$]	Ekvivalentní přetvoření ε_{ekv} [$\mu\text{m/m}$]
1.	- 137,5	193	56	- 331	387
2.	- 137,5	218	80	- 355	435
3.	- 127,5	224	96	- 351	447
4.	- 122,5	219	96	- 341	437
5.	- 135	230	95	- 365	460
6.	- 105	198	93	- 303	396
7.	- 115	218	103	- 333	436
8.	- 100	189	89	- 289	379
9.	- 130	226	96	- 356	453
10.	- 115	216	101	- 331	433
11.	- 117,5	213	96	- 331	426
12.	- 107,5	211	103	- 318	422
13.	- 95	201	106	- 296	403
14.	- 80	176	96	- 256	352
15.	- 90	184	94	- 274	369
Střední hodnota E (X) [$\mu\text{m/m}$]	- 114	208	94	- 322	416
Rozptyl D (X) [$\mu\text{m/m}$] ²	299,3	252,8	136,7	961	1 011,2
Směrodatná odchylka σ (X) [$\mu\text{m/m}$]	17,3	15,9	11,7	31	31,8

Tab. 25: Vyhodnocení experimentálního měření

Z předchozí tabulky plyne, že vypočtená hlavní přetvoření vyšla velmi podobně jako přetvoření změřená. Taková situace je přitom velmi nepravděpodobná. Znamenalo by to, že tenzometrická růžice byla nalepena tak, že její osy se téměř přesně shodují s osami hlavními. Následující skutečnost je třeba ověřit pomocí dalších výpočtů.

$$\text{Úhel hlavní osy: }^{[85]} \quad \text{tg } 2 \cdot \alpha_a = \frac{\varepsilon_b - A}{\varepsilon_a - A} = \frac{-143 + 114}{91 + 114} = \frac{-29}{205} = -0,141 \quad (10.4.4)$$

$$\Leftrightarrow \alpha_a = -4^\circ$$

Přesto, že hodnota úhlu hlavní osy vyšla malá, je třeba vzít v úvahu, že ve vztahu pro stanovení úhlu vystupuje dříve vypočtená hodnota A. Proto je třeba provést další ověření výpočtu. Konkrétně výpočet hlavních napětí dle vztahů z ^[84], ^[85]. Pokud hodnoty hlavních napětí vyjdou stejně, je skutečně tenzometrická růžice nalepena ve směru hlavních os.

Z literatury ^[84] plyne vztah:

$$\sigma_{I,II} = \frac{E}{1-\mu} \cdot \frac{\varepsilon_a + \varepsilon_c}{2} \pm \frac{E}{\sqrt{2} \cdot (1+\mu)} \cdot \sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (\varepsilon_c - \varepsilon_b)^2} \quad (10.4.5)$$

$$\sigma_{I,II} = \frac{17\,000}{1-0,3} \cdot \frac{0,000091 - 0,000320}{2} \pm \frac{17\,000}{\sqrt{2} \cdot (1+0,3)} \cdot \sqrt{(0,000091 + 0,000143)^2 + (-0,000320 + 0,000143)^2}$$

$$\sigma_I = 0 \text{ MPa} \quad \sigma_{II} = -5,5 \text{ MPa}$$

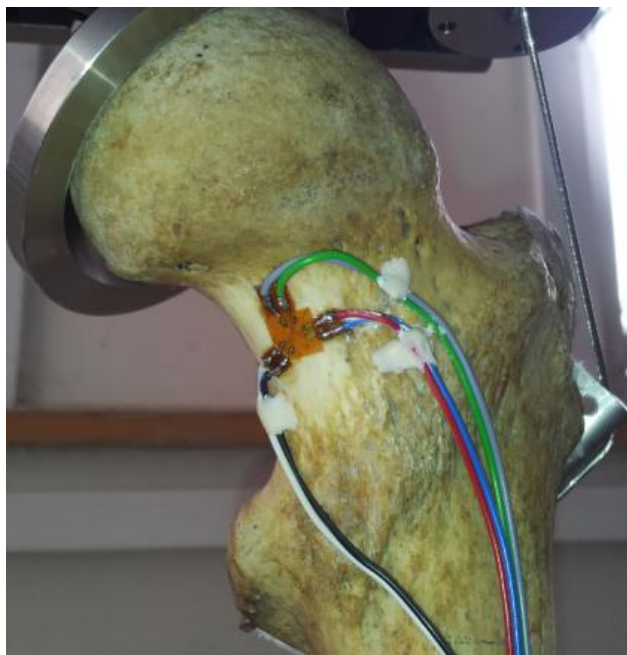
Z literatury ^[85] plyne vztah:

$$\sigma_{I,II} = \frac{E}{1-\mu} \cdot A \pm \frac{E}{1+\mu} \cdot B = \frac{17\,000}{1-0,3} \cdot (-0,000114) \pm \frac{17\,000}{1+0,3} \cdot (0,000208) \quad (10.4.6)$$

$$\sigma_I = 0 \text{ MPa} \quad \sigma_{II} = -5,5 \text{ MPa}$$

Výpočet byl proveden v software Matlab. Z výsledků plyne, že výpočet hlavních přetvoření dle ^[85] byl v pořádku, tedy, že tenzometr byl skutečně nalepen téměř ve směru hlavních směrů napětí.

10.5 Porovnání výsledků experimentálního měření a MKP analýzy



Obr. 51: Detail měřeného místa

	Varianta A	Varianta B	Varianta C	Varianta D	Varianta E
Ekvivalentní přetvoření – MKP ϵ_{ekv} [$\mu\text{m/m}$]	590	505	395	483	308
Experimentální měření ϵ_{ekv} [$\mu\text{m/m}$]	416				
Odchylka	42 %	21 %	5 %	16 %	26 %

Tab. 26: Porovnání maximálních hodnot ekvivalentního přetvoření dle MKP analýzy a experimentálního měření

Z předchozí tabulky plyne, že nejlepší shody se podařilo dosáhnout u variant C a D. U varianty C vychází výpočet ze zdánlivé hustoty kostní tkáně určené z CT čísel. Závislost mezi modulem pružnosti a zdánlivou hustotou je exponenciální. Varianta D vyhodnocuje modul pružnosti, v závislosti na hustotě vysušené kostní tkáně, což byl konkrétní případ této práce. Přesto, že hustota ρ_{DRY} , byla určena z hustoty ρ_{ash} , která byla vypočítána z CT čísel, přičemž je zřejmé, že každým dalším vztahem se do výpočtu zavádí další nepřesnost, je shoda s experimentálním měřením velmi dobrá. Největšího rozdílu je naopak dosaženo u varianty E, která vychází, stejně jako varianta C z hustoty určené z CT čísel, avšak závislost mezi touto hustotou a modulem pružnosti je lineární. Hodnoty modulu pružnosti v jednotlivých vrstvách spongiózní tkáně u této varianty jsou však vyšší, než se obvykle uvádí, záleží tedy na konkrétním případě a dalším vyhodnocení, zda lze výsledky považovat za věrohodné.

11 Závěr

V diplomové práci byla provedena rozsáhlá rešeršní studie. Největší pozornost byla věnována studiu mechanických vlastností kostních tkání, kdy bylo nastudováno velké množství publikací. Významným výstupem z této části práce jsou uvedené analytické výpočtové vztahy (Tab. 3, Tab. 4) pro určování materiálových charakteristik kostních tkání z dat získaných pomocí výpočetní tomografie.

Další důležitou částí rešeršní studie byla problematika počítačových softwarů, které jsou v současné době často zmiňovány v souvislosti s řešením výpočtového modelování kostí. Ty z programů, u kterých to bylo možné, byly následně aplikačně testovány a některých bylo využito při tvorbě výpočtového modelu lidské stehenní kosti.

Byly vytvořeny dílčí výpočtové modely (model geometrie a topologie, model materiálu, model zatížení a vazeb), které tvoří základ konečného výpočtového modelu. Při tvorbě výpočtového modelu bylo využito následujících softwarů: Amira, Catia, CT Data Analysis, Matlab, ANSYS, ANSYS WB.

Následně bylo provedeno experimentální měření, aby bylo možné ověřit výsledky výpočtového modelování. Dosažené výsledky jsou velmi uspokojivé. Byly zjištěny následující skutečnosti:

- V případě zjednodušeného uvažování modelu materiálu kosti (varianta A), se hodnota ekvivalentního přetvoření oproti experimentálnímu měření liší o 42 %. Důvodem této nepřesnosti je pravděpodobně právě průměrování mechanických vlastností v celém objemu spongiózní a kortikální tkáně.
- V případě modelů materiálu vyšších úrovní (varianty B, C, D, E) lze výsledky považovat za velmi dobré. Rozdíly v hodnotách ekvivalentního přetvoření se pohybují v rozmezí 5 – 26 %, přičemž je třeba brát v úvahu některé aspekty, které ovlivňují výsledky MKP analýzy:
 - CT data byla nasnímána již v minulosti, nebyla provedena kalibrace zařízení pomocí etalonů, tedy hodnoty CT čísel nemusejí zcela přesně odpovídat skutečnosti.
 - Za dobu, od které došlo ke snímání kosti, mohla kost díky vnějšímu působení (teplota, vlhkost) změnit svoje mechanické vlastnosti.

- Pro stanovení materiálových charakteristik kostní tkáně byly využity výpočtové vztahy, jejichž platnost lze vždy uvažovat jen s určitou přesností. Přitom výběr vztahu je významným faktorem ovlivňujícím výsledek analýzy.
- Nelze zcela přesně dodržet stejné ustavení kosti v přípravku při experimentálním měření a při MKP analýze.

Výsledky dokazují, že velmi podstatným hlediskem, které ovlivňuje výsledek MKP analýzy v případě tvorby modelu materiálu kostní tkáně, je volba vhodného vztahu pro stanovení materiálových charakteristik.

Bylo tedy prokázáno, že lze dosáhnout poměrně přesných výsledků MKP analýzy, aniž by bylo při tvorbě výpočtového modelu využito specializovaných, obvykle finančně nákladných softwarů (například Mimics). I v případě, že by uvedený software byl na ÚMTMB k dispozici, konečný výsledek analýzy by byl stejně výrazně ovlivněn zmíněnou volbou vztahu pro výpočet mechanických vlastností.

Lze konstatovat, že všechny stanovené cíle byly splněny.

12 Seznam použité literatury

12.1 Knihy

- [1] **Biomechanics: principles and applications.** Editor Donald R. Peterson, Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press, c2008, 1 s. ISBN 978-0-8493-8534-6 (ALK. PAPER)
- [2] **BRONZINO, Joseph D.** *The biomedical engineering handbook.* 3rd ed. Boca Raton: CRC/Taylor, 2006. ISBN 0849321239 (V. 3: ALK. PAPER)
- [3] **ČIHÁK, Radomír.** *Anatomie 1: Druhé, upravené a doplněné vydání.* Praha: Grada, 2001. 500 s.
- [4] **ETHIER, C. Ross a Craig A. SIMMONS.** *Introductory biomechanics: from cells to organisms.* 1st ed. Cambridge: Cambridge University Press, 511 s. ISBN 978-0-521-84112-2
- [5] **JANÍČEK, Přemysl.** *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí: učební texty.* 1. vyd. Brno: CERM, 2007, 1 234 s. ISBN 978-80-7204-554-9
- [6] **OOMENS, Cees, Marcel BREKELMANS a Frank BAAIJENS.** *Biomechanics: concepts and computation.* Cambridge: Cambridge University Press, 2009, 332 s. Cambridge texts in biomedical engineering. ISBN 978-0-521-87558-5
- [7] **PARKER, Steve.** *Lidské tělo.* Praha: Euromedia Group - Knižní klub, 2007, 256 s. ISBN 978-80-242-2211-0 (Váz.)

12.2 Vědecké práce

- [8] **EBRINGEROVÁ, V.** *Biomechanická studie kyčelního kloubu.* Brno 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. 41 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [9] **VOSYNEK, P.** *Deformačně-napěťová analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu.* Brno, 2008. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. 89s. Vedoucí diplomové práce Ing. Tomáš Návrat, Ph.D.

12.3 Odborné články

- [10] **ASHMAN, Richard B., James D. CORIN a Charles H. TURNER.** Elastic properties of cancellous bone: Measurement by an ultrasonic technique. *Journal of Biomechanics.* 1987, roč. 20, č. 10, s. 979-986. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(87)90327-7. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929087903277>
- [11] **BESHO, Masahiko, Isao OHNISHI, Juntaro MATSUYAMA, Takuya MATSUMOTO, Kazuhiro IMAI a Kozo NAKAMURA.** Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *Journal of Biomechanics.* 2007, roč. 40, č. 8, s. 1745-1753. ISSN

00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.003. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929006002879>
- [12] **BENTZEN, S. M., I. HVID a J. JORGENSEN.** Mechanical strength of tibial trabecular bone evaluated by X-ray computed tomography. *Journal of Biomechanics*. 1987, roč. 20, č. 8, s. 743-752. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(87)90053-4. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929087900534>
- [13] **BERGMANN, G., G. DEURETZBACHER, M. HELLER, F. GRAICHEN, A. ROHLMANN, J. STRAUSS a G. N. DUDA.** Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*. 2001, roč. 34, č. 7, s. 859-871. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00040-9. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929001000409>
- [14] **BROWN, Thomas D. a Daniel T. SHAW.** In vitro contact stress distributions in the natural human hip. *Journal of biomechanics*. 1983, roč. 16, č. 6, s. 373-384. ISSN 0021-9290. DOI: /10.1016/0021-9290(83)90071-4. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929083900714>
- [15] **CARTER, D. R. a W. C. HAYES.** The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1977, roč. 59, č. 7, s. 954-962. Dostupné z: <http://ukpmc.ac.uk/abstract/MED/561786>
- [16] **CIARELLI, M. J., S. A. GOLDSTEIN, J. L. KUHN, D. D. CODY a M. B. BROWN.** Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*. 1991, roč. 9, č. 5, s. 674-682. DOI: 10.1002/jor.1100090507. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100090507>
- [17] **CODY, Dianna D., Fu J. HOU, George W. DIVINE a David P. FYHRIE.** Short Term In Vivo Precision of Proximal Femoral Finite Element Modeling. *Annals of Biomedical Engineering*. 2000, roč. 28, č. 4, s. 408-414. DOI: 10.1114/1.278. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/openurl.asp?id=doi:10.1114/1.278>
- [18] **COUTEAU, Béatrice, Marie-Christine HOBATHO, Robert DARMANA, Jean-Claude BRIGNOLA a Jean-Yves ARLAUD.** Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties. *Journal of Biomechanics*. 1998, roč. 31, č. 4, s. 383-386. DOI: 10.1016/S0021-9290(98)00018-9. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929098000189>
- [19] **DOBLARÉ, M., J. M. GARCÍA a M. J. GÓMEZ.** Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*. 2004, roč. 71, 13-14, s. 1809-1840. ISSN 00137944. DOI: 10.1016/j.engfracmech.2003.08.003. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0013794403002510>
- [20] **DUCHEYNE, Paul, Luc HEYMANS, Marc MARTENS, Etienne AERNOUDT, Paul DE MEESTER a Jozef C. MULIER.** The mechanical behaviour of intracondylar cancellous bone of the femur at different loading rates. *Journal of Biomechanics*. 1977, roč. 10, 11-12, s. 747-762. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(77)90089-6. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929077900896>

- [21] **GENDA, E., N. KONISHI, Y. HASEGAWA a T. MIURA.** A computer simulation study of normal and abnormal hip joint contact pressure. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1995, roč. 114, č. 4, s. 202-206. DOI: 10.1007/BF00444263. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/BF00444263>
- [22] **GENDA, Eiichi, Norimasa IWASAKI, Guoan LI, Bruce A MACWILLIAMS, Peter J BARRANCE a Edmund Y.S CHAO.** Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing - effect of gender and anatomic parameters. *Journal of Biomechanics*. 2001, roč. 34, č. 7, s. 895-905. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00041-0. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929001000410>
- [23] **GOLDSTEIN, S. A.** The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and fiction. *Journal of Biomechanics*. 1987, roč. 20, č. 11, s. 1055-1061. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/2027.42/26998/1/0000565.pdf>
- [24] **HANGARTNER, Thomas N. a Vicente GILSANZ.** Evaluation of cortical bone by computed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1996, roč. 11, č. 10, s. 1518-1525. DOI: 10.1002/jbmr.5650111019. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbmr.5650111019>
- [25] **HELGASON, Benedikt, Fulvia TADDEI, Halldór PÁLSSON, Enrico SCHILEO, Luca CRISTOFOLINI, Marco VICECONTI a Sigurður BRYNJÓLFSSON.** A modified method for assigning material properties to FE models of bones. *Medical Engineering*. 2008, roč. 30, č. 4, s. 444-453. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2007.05.006. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453307000938>
- [26] **HERNANDEZ, C. J., G. S. BEAUPRÉ, T. S. KELLER a D. R. CARTER.** The influence of bone volume fraction and ash fraction on bone strength and modulus. *Bone*. 2001, roč. 29, č. 1, s. 74-78. ISSN 87563282. DOI: 10.1016/S8756-3282(01)00467-7. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S8756328201004677>
- [27] **HODGE, W. A., K. L. CARLSON, R. S. FIJAN, R. G. BURGESS, P. O. RILEY, W. H. HARRIS a R. W. MANN.** Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *Journal of bone and joint surgery.: American volume*. 1989, 71A, č. 9, s. 1378-1386. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=6652237>
- [28] **HODGE, W. A., R. S. FIJAN, K. L. CARLSON, R. G. BURGESS, W. H. HARRIS, R.W. MANN.** Contact Pressures in the Human Hip Joint Measured in vivo. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 1986, roč. 83, č. 9, s. 2879-2883. ISSN 0027-8424. DOI: 10.1073/pnas.83.9.2879. Dostupné z: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.83.9.2879>
- [29] **HODGSKINSON, R. a J. D. CURREY.** Young's modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1992, roč. 3, č. 5, s. 377-381. DOI: 10.1007/BF00705371. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/BF00705371>
- [30] **HUISKES, R., H. WEINANS, H. J. GROOTENBOER, M. DALSTRA, B. FUDALA a T. J. SLOOFF.** Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics*. 1987, roč. 20, 11-12, s. 1135-1150. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(87)90030-3. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929087900303>

- [31] **HVID, Ivan, Søren M. BENTZEN, Frank LINDE, Lis MOSEKILDE a Buntoing PONGSOIPETCH.** X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*. 1989, roč. 22, 8-9, s. 837-844. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(89)90067-5. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929089900675>
- [32] **JOVANOVIĆ, Janko D. a Miomir Lj. JOVANOVIĆ.** Finite element modeling of the vertebra with geometry and material properties retrieved from CT-scan data. *Facta Universitatis*. 2010, roč. 8, č. 1, s. 19-26. UDC 621.397.3 Dostupné z: <http://scindeks.nb.rs/article.aspx?artid=0354-20251001019J>
- [33] **KALENDER, W. A., D. FELSEBERG, O. LOUIS, P LOPEZ, E. KLOTZ, M. OSTEAX a J. FRAGA.** Reference values for trabecular and cortical vertebral bone density in single and dual-energy quantitative computed tomography. *European journal of radiology*. 1989, roč. 9, č. 2, s. 75-80. ISSN 0720-048X. Dostupné z: <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=19388100>
- [34] **KELLER, Tony S.** Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*. 1994, roč. 27, č. 9, s. 1159-1168. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(94)90056-6. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929094900566>
- [35] **KELLER, Tony S., Z. MAO a D. M. SPENGLER.** Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990, roč. 8, č. 4, s. 592-603. ISSN 0736-0266. DOI: 10.1002/jor.1100080416. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100080416>
- [36] **KEYAK, Joyce H. a Yuri FALKINSTEIN.** Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering*. 2003, roč. 25, č. 9, s. 781-787. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/S1350-4533(03)00081-X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135045330300081X>
- [37] **KEYAK, Joyce H., I. Y. LEE a H. B. SKINNER.** Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures. *Journal of Biomedical Materials Research Journal of Biomedical Materials Research*. 1994, roč. 28, č. 11, s. 1329-1336. DOI: 10.1002/jbm.820281111. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.820281111>
- [38] **KEYAK, Joyce H., S. A. ROSSI, K. A JONES, C. M. LES a H. B. SKINNER.** Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models. *Medical Engineering*. 2001, roč. 23, č. 9, s. 657-664. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/S1350-4533(01)00094-7. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453301000947>
- [39] **KOPPERDAHL, David L., Elise F. MORGAN a Tony M. KEAVENY.** Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *Journal of Orthopaedic Research*. 2002, roč. 20, č. 4, s. 801-805. ISSN 0736-0266. DOI: 10.1016/S0736-0266(01)00185-1. Dostupné z: [http://doi.wiley.com/10.1016/S0736-0266\(01\)00185-1](http://doi.wiley.com/10.1016/S0736-0266(01)00185-1)
- [40] **KOTZAR, G. M., D. T. DAVY, V. M. GOLDBERG, K. G. HEIPLE, J. BERILLA, K. G. HEIPLE, R. H. BROWN a A. H. BURSTEIN.** Telemeterized in vivo hip joint force data: A report on two patients after total hip surgery. *Journal of Orthopaedic Research*. 1991, roč. 9, č. 5, s. 621-633. DOI: 10.1002/jor.1100090502. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100090502>

- [41] **LAZ, Peter J., Joshua Q. STOWE, Mark A. BALDWIN, Anthony J. PETRELLA a Paul J. RULLKOETTER.** Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. *Journal of Biomechanics*. 2007, roč. 40, č. 13, s. 2831-2836. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.013. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900700125X>
- [42] **LENGSFELD, M., J. KAMINSKY, B. MERZ a R. P. FRANKE.** Sensitivity of femoral strain pattern analyses to resultant and muscle forces at the hip joint. *Medical Engineering*. 1996, roč. 18, č. 1, s. 70-78. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/1350-4533(95)00033-X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/135045339500033X>
- [43] **LINDE, Frank, Peter NØRGAARD, Ivan HVID, Anders ODGAARD a Kjeld SØBALLE.** Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate. *Journal of Biomechanics*. 1991, roč. 24, č. 9, s. 803-809. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(91)90305-7. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929091903057>
- [44] **LOTZ, Jeffrey C., Tobin N. GERHART a Wilson C. HAYES.** Mechanical Properties of Trabecular Bone from the Proximal Femur. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 1990, roč. 14, č. 1, s. 107-114. ISSN 0363-8715. DOI: 10.1097/00004728-199001000-00020. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [45] **MARCIÁN, Petr, Libor BORÁK, Zdeněk FLORIÁN, Martin VAŠEK, Ondřej KONEČNÝ a Petr NAVRÁTIL.** Creating a Model of Cancellous Bone Tissue. In: NÁVRAT, Tomáš, Vladimír FUIS, Lubomír HOUFEK a Miloš VLK. *Proceedings – 49th International Scientific Conference*. Brno: Brno University of Technology, 2011, s. 215-222. ISBN 978-80-214-4275-7
- [46] **MARTENS, M., R. VAN AUDEKERCKE, P. DELPORT, P. DE MEESTER a J. C. MULIER.** The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *Journal of Biomechanics*. 1983, roč. 16, č. 12, s. 971-983. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(83)90098-2. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929083900982>
- [47] **MORGAN, Elise F., Harun H. BAYRAKTAR a Tony M. KEAVENY.** Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*. 2003, roč. 36, č. 7, s. 897-904. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00071-X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900300071X>
- [48] **PETEROVÁ, Věra.** CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicína pro praxi*. 2010, roč. 7, č. 2, s. 90-94. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf>
- [49] **RHO, J. Y., M. C. HOBATHO a R. B. ASHMAN.** Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering*. 1995, roč. 17, č. 5, s. 347-355. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/1350-4533(95)97314-F. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/135045339597314F>
- [50] **RICE, J. C., S. C. COWIN a J. A. BOWMAN.** On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics*. 1988, roč. 21, č. 2, s. 155-168. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(88)90008-5. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929088900085>

- [51] **RUBIN, Clinton T. a Lance E. LANYON.** Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcified Tissue International*. 1985, roč. 37, č. 4, s. 411-417. DOI: 10.1007/BF02553711. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/BF02553711>
- [52] **SCHAFFLER, Mitchell B. a David B. BURR.** Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density. *Journal of Biomechanics*. 1988, roč. 21, č. 1, s. 13-16. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(88)90186-8. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929088901868>
- [53] **SNYDER, Susan M. a Erich SCHNEIDER.** Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*. 1991, roč. 9, č. 3, s. 422-431. ISSN 0736-0266. DOI: 10.1002/jor.1100090315. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100090315>
- [54] **TADDEI, Fulvia, Alberto PANCANTI a Marco VICECONTI.** An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Medical Engineering*. 2004, roč. 26, č. 1, s. 61-69. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/S1350-4533(03)00138-3. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453303001383>
- [55] **TADDEI, Fulvia, Enrico SCHILEO, Benedikt HELGASON, Luca CRISTOFOLINI a Marco VICECONTI.** The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. *Medical Engineering*. 2007, roč. 29, č. 9, s. 973-979. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2006.10.014. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453306002293>
- [56] **TAGHAVI, R.** Automatic, parallel and fault tolerant mesh generation from CAD. *Engineering with Computers*. 1996, roč. 12, 3-4, s. 178-185. ISSN 0177-0667. DOI: 10.1007/BF01198733. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/BF01198733>
- [57] **VICECONTI, Marco, Cinzia ZANNONI, Debora TESTI, Angelo CAPPELLO.** A new method for the automatic mesh generation of bone segments from CT data. *Journal of Medical Engineering*. 1999, roč. 23, č. 2, s. 77-81. ISSN 0309-1902. DOI: 10.1080/030919099294339. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/030919099294339>
- [58] **VICECONTI, Marco, Cinzia ZANNONI, Debora TESTI a Angelo CAPPELLO.** CT data sets surface extraction for biomechanical modeling of long bones. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 1999, roč. 59, č. 3, s. 159-166. ISSN 01692607. DOI: 10.1016/S0169-2607(98)00107-2. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260798001072>
- [59] **VICECONTI, Marco a Fulvia TADDEI.** Automatic Generation of Finite Element Meshes from Computed Tomography Data. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 2003, roč. 31, 1-2, s. 27-72. ISSN 0278-940X. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.v31.i12.20. Dostupné z: <http://www.begellhouse.com/journals/4b27cbfc562e21b8,7391f23351cecb8f,2a02cb47212fbb0a.html>
- [60] **VICECONTI, Marco, Luisella BELLINGERI, Luca CRISTOFOLINI a Aldo TONI.** A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineering*. 1998, roč. 20, č. 1, s. 1-10. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/S1350-4533(97)00049-0. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453397000490>

- [61] **YOSHIDA, H., A. FAUST, J. WILCKENS, M. KITAGAWA, J. FETTO a Edmund Y.-S. CHAO.** Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*. 2006, roč. 39, č. 11, s. 1996-2004. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.06.026. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005002903>
- [62] **YOSIBASH, Zohar, Nir TRABELSI a Charles MILGROM.** Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *Journal of Biomechanics*. 2007, roč. 40, č. 16, s. 3688-3699. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.06.017. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929007002916>
- [63] **ZANNONI, Cinzia, Raffaella MANTOVANI a Marco VICECONTI.** Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical Engineering*. 1999, roč. 20, č. 10, s. 735-740. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/S1350-4533(98)00081-2. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453398000812>

12.4 Internetové zdroje

- [64] **3D-Doctor.** *Ablesw* [online]. 2011 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.ablesw.com/3d-doctor/>
- [65] **Amira.** *Amira* [online]. 2012 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.amira.com/>
- [66] **Biomechanika 2.** VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, Fakulta strojního inženýrství. *Biomechanika.fme.vutbr.cz* [online]. 2010 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=57&Itemid=63&lang=cs
- [67] **Biomed Town.** Debora TESTI. *BoneMat* [online]. 17.05.2009 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: https://www.biomedtown.org/biomed_town/B3C_Building/products/bonemat/index_html?searchterm=bonemat
- [68] **Computed Tomography.** FDA [online]. 2012 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/MedicalX-Rays/ucm115317.htm>
- [69] **Computed Tomography: Its History and Technology.** Siemens.com [online]. 2011 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/zh_CN/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_History_and_Technology.pdf
- [70] **CT - Body.** RadiologyInfo.org [online]. 2011 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=bodyct>
- [71] **DeVIDE.** BOTHA, Charl. *TU Delft: Graphics Group* [online]. 22.02.2012 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://graphics.tudelft.nl/Projects/DeVIDE>

- [72] **Devide.** *Code.google* [online]. 2011 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://code.google.com/p/devide/wiki/AddingVTKLibsToBinaryDeVIDE>
- [73] **HOZMAN, Jiří.** *Počítačová tomografie.* 2003. Dostupné z: <https://cw.felk.cvut.cz/lib/exe/fetch.php/courses/a6m33zsl/ct-hozman-jk.pdf>
- [74] **HOZMAN, Jiří.** *Základní metody předzpracování obrazu.* 2003. Dostupné z: http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/Zprac_obr_prisp_kurz_UEM_3_2003.pdf
- [75] **KLUESS, Daniel, Jan WIEDING, Robert SOUFFRANT, Wolfram MITTELMEIER a Rainer BADER.** *Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics.* 20 s. Dostupné z: <http://cdn.intechweb.org/pdfs/11987.pdf>
- [76] **KUBÍNEK, Roman.** *Základy výpočetní tomografie.* 2008. Dostupné z: http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/zaklady_CT.pdf
- [77] **Mechanical properties of bone.** ICB Dent: Biomechanics in Dentistry [online]. 2010 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm
- [78] **Mimics.** Materialise [online]. 2012 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.materialise.com/mimics>
- [79] **MLČOCH, Zbyněk.** *Medicína. MUDr. Zbyněk Mlčoch* [online]. 2011 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina>
- [80] **MLČOCH, Zbyněk.** *Počet kostí v lidském těle, kolik kostí má člověk - informace, kostra - obrázek. MUDr. Zbyněk Mlčoch* [online]. 2011 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/anatomie-lidske-telo/pocet-kosti-v-lidskem-tele-kolik-kosti-ma-clovek-informace-kostra-obrazek>
- [81] **Musculoskeletal Simulation Webinar.** WAGNER, David. *Ozeninc.com* [online]. 24.07.2009 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.ozeninc.com/downloads/webinars/2009-07-24%20Musculoskeletal%20Simulation%20Webinar.pdf>
- [82] **Slovník cizích slov.** BEST ONE SERVICE S.R.O. *Slovník cizích slov* [online]. 2005 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://www.slovník-cizich-slov.cz/>
- [83] **Slovník cizích slov.** KUČERA, Radek. *ABZ* [online]. 2005 [cit. 2012-03-24]. Dostupné z: <http://slovník-cizich-slov.abz.cz/>
- [84] **Strain Gages and Accessories.** 97 s. Dostupné z: www.hbm.com
- [85] **VLK, Miloš, Lubomír HOUFEK, Pavel HLAVOŇ, Petr KREJČÍ, Vladimír KOTEK a Jiří KLEMENT.** *Experimentální mechanika.* Brno, 2003, 147 s. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cz/studium/studijni-materialy.html>

12.5 Zdroje obrázků

- [86] Obrázek 1: http://cs.wikipedia.org/wiki/Seznam_kost%C3%AD_lidsk%C3%A9ho_t%C4%9Bla
- [87] Obrázek 2: <http://training.seer.cancer.gov/anatomy/skeletal/growth.html>
- [88] Obrázek 3: <http://www.rkm.com.au/anatomy/femur.html> [obrázek upraven]
- [89] Obrázek 4: <http://www.healthandphysicaleducationteacher.com/health-guide/musculoskeletaldisorders/diseases-of-hip-joint.html/attachment/diseases-of-hip-joint-1>
- [90] Obrázek 5: <http://fau.pearlashes.com/anatomy/Chapter%209/Chapter%209.htm>
- [91] Obrázek 6: <https://www.llnl.gov/str/Sep06/Kinney.html>
- [92] Obrázek 7: http://www.wired.com/gadgets/miscellaneous/news/2008/04/Toshiba_CTScanner
- [93] Obrázek 8: <http://www.mc.vanderbilt.edu/root/vumc.php?site=radiologyfaculty&doc=29604>
- [94] Obrázek 9: <http://miac.unibas.ch/BIA/06-Xray.html>
- [95] Obrázek 10, 11, 12: <http://miac.unibas.ch/PMI/03-ComputedTomography.html>
- [96] Obrázek 13: [http://www.itriagehealth.com/procedure/electron-beam-computed-tomography-\(ebct\)](http://www.itriagehealth.com/procedure/electron-beam-computed-tomography-(ebct))
- [97] Obrázek 14: http://kabayim.com/virt_labs_radiology.htm
- [98] Obrázek 18, 19: <http://www.materialise.com/BiomedicalRnD/application-areas>
- [99] Obrázek 24: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=57&Itemid=63&lang=cs
- [100] Obrázek 48: <http://www.kola-cykloshop.cz/html/specialized-bg-fit-46.html> [obrázek upraven]

13 Souhrnná bibliografie

13.1 Seznam obrázků

Obr. 1: Kostra lidského těla	15
Obr. 2: Růst a vývoj kostí.....	17
Obr. 3: Os femoris – kost stehenní	18
Obr. 4: Articulatio coxae – kyčelní kloub.....	21
Obr. 5: Skladba kompaktní kostní tkáně	22
Obr. 6: Srovnání zrekonstruovaného obrazu spongiózní tkáně z výpočetní tomografie	23
Obr. 7: CT přístroj Aquilion One od firmy Toshiba.....	29
Obr. 8: Sir Godfrey Newbold Hounsfield	31
Obr. 9: CT systém 1. generace	32
Obr. 10: CT systém 2. generace	33
Obr. 11: CT systém 3. generace	33
Obr. 12: CT systém 4. generace	34
Obr. 13: CT systém 5. generace	35
Obr. 14: Spirální výpočetní tomografie.....	35
Obr. 15: Struktura rekonstrukce CT dat v softwaru DeVIDE	37
Obr. 16: Zrekonstruovaná geometrie stehenních kostí na základě CT snímků	38

Obr. 17: Automaticky vygenerovaný model stehenních kostí pomocí softwaru 3D Doctor	39
Obr. 18: Simulace operačního zákroku v softwaru Mimics	40
Obr. 19: Rekonstrukce části lidského těla v softwaru Mimics	41
Obr. 20: Automaticky vygenerované plochy stehenních kostí softwarem Amira	41
Obr. 21: Prostředí softwaru BoneMat	43
Obr. 22: Chybná CT data zobrazená v softwaru DataManager	44
Obr. 23: Detail jednoho z problematických řezů	45
Obr. 24: Prostředí softwaru CT Data Analysis	46
Obr. 25: Ukázka segmentace CT řezů v softwaru Amira	52
Obr. 26: Plošný model segmentované kostní tkáně v softwaru Amira	53
Obr. 27: Plošný model kompaktní kosti vygenerovaný v softwaru Catia	54
Obr. 28: Detail proximálního konce femuru – model spongiózy rozřezán po 5 mm vrstvách	56
Obr. 29: Detail snímku v řezu č. 14, zobrazen 1 bod spongiózní tkáně, přesahující hodnotu 1 000 HU	58
Obr. 30: Označení vrstev spongiózní tkáně	60
Obr. 31: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 13 – spongiózní tkáň	61
Obr. 32: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 13 – spongiózní + kortikální tkáň	61
Obr. 33: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 17 – spongiózní tkáň	62
Obr. 34: Spektrum Hounsfieldových jednotek v řezu číslo 17 – spongiózní + kortikální tkáň	62
Obr. 35: Materiálové charakteristiky kompaktní kostní tkáně	63
Obr. 36: Ilustrace materiálů použitých u zatěžovacího přípravku	64
Obr. 37: Silové okrajové podmínky	65
Obr. 38: Deformační okrajové podmínky	66
Obr. 39: Síť	67
Obr. 40: Zjemnění sítě v oblasti krčku stehenní kosti	68
Obr. 41: Deformovaný a nedeformovaný tvar	68
Obr. 42: Rozložení přetvoření v oblasti krčku (vlevo – 1. hlavní přetvoření, vpravo – 3. hlavní přetvoření)	69
Obr. 43: Rozložení redukovaného napětí v oblasti krčku stehenní kosti – Varianta B	70
Obr. 44: Směry hlavních napětí v proximální části stehenní kosti	71
Obr. 45: Směry hlavních napětí - a) spongiózní tkáň, b) kompaktní tkáň	71
Obr. 46: Vlevo - lokální souřadnicový systém pro definici cesty pro vyhodnocení ohybového napětí po průřezu krčku, vpravo – cesta pro vyhodnocení	72
Obr. 47: Experimentální zařízení	73
Obr. 48: Zleva: Silové působení na dolní končetinu, úplné uvolnění stehenní kosti, statická ekvivalence silového působení	74
Obr. 49: Tenzometrická růžice RY11	76
Obr. 50: Mohrova kružnice pro přetvoření a zkosity	77
Obr. 51: Detail měřeného místa	80

13.2 Seznam tabulek

Tab. 1: Mechanické vlastnosti kortikální tkáně	23
Tab. 2: Mez pevnosti kortikální tkáně při různém druhu namáhání v závislosti na věku	23
Tab. 3: Vztahy pro výpočet mechanických vlastností spongiózní tkáně na základě informací z CT snímků	26
Tab. 4: Vztahy pro výpočet mechanických vlastností kortikální tkáně na základě informací z CT snímků	27
Tab. 5: Příklady hodnot HU pro různé látky	30
Tab. 6: Přehled některých softwarů využívaných při řešení biomechanických úloh	47
Tab. 7: Přehled používaných programů	49
Tab. 8: Hardwarové parametry notebooku ASUS K53SV	50
Tab. 9: Hardwarové parametry výpočetního serveru ÚMTMB	50
Tab. 10: Hardwarové parametry stolního PC z kanceláře ÚMTMB	50
Tab. 11: Hardwarové parametry stolního PC z učebny ÚMTMB	50
Tab. 12: Mechanické vlastnosti kostních tkání použité při MKP výpočtu	56
Tab. 13: Statistické vyhodnocení charakteristik řezů spongiózní kostní tkáně	58
Tab. 14: Výpočtové vztahy využité při tvorbě modelu materiálu spongiózní tkáně vyšší úrovně	59
Tab. 15: Charakteristiky spongiózní tkáně v proximální části femuru pro modely materiálu B, C, D, E	59
Tab. 16: Mechanické vlastnosti materiálů přípravku	63
Tab. 17: Hodnoty aplikovaných sil	65
Tab. 18: Informace o síti jednotlivých variant	67
Tab. 19: Vyhodnocení celkové deformace	69
Tab. 20: Vyhodnocení přetvoření v oblasti krčku stehenní kosti pro jednotlivé varianty	69
Tab. 21: Vyhodnocení napětí v oblasti krčku stehenní kosti pro jednotlivé varianty	70
Tab. 22: Prvky měřicího řetězce	74
Tab. 23: Vypočtené hodnoty zatížení	75
Tab. 24: Naměřené hodnoty	77
Tab. 25: Vyhodnocení experimentálního měření	78
Tab. 26: Porovnání maximálních hodnot ekvivalentního přetvoření dle MKP analýzy a experimentálního měření	80
Tab. 27: Seznam symbolů	95
Tab. 28: Seznam zkratk	96

13.3 Seznam grafů

Graf 1: Grafická závislost mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně na relativní hustotě	24
Graf 2: Grafická závislost $E - \rho$ pro spongiózní tkáň dle vybraných vztahů	27
Graf 3: Grafická závislost $E - \rho$ pro kortikální tkáň dle vybraných vztahů	28
Graf 4: Rozložení Youngova modulu pružnosti po vrstvách spongiózní tkáně	60
Graf 5: Rozložení ohybového napětí po průřezu krčku	72

13.4 Seznam symbolů

Označení	Jednotka	Název veličiny
$\dot{\epsilon}$	$[\text{m} \cdot \text{s}^{-1}]$	Rychlost deformace
ϵ_1	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	1. hlavní přetvoření
ϵ_2	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	2. hlavní přetvoření
ϵ_3	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	3. hlavní přetvoření
ϵ_a	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	Přetvoření v obecném směru I
ϵ_b	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	Přetvoření v obecném směru II
ϵ_c	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	Přetvoření v obecném směru III
ϵ_{ekv}	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	Ekvivalentní přetvoření
μ	$[-]$	Poissonův poměr
μ_i	$[\text{m}^{-1}]$	I-tý lineární součinitel zeslabení
μ_{rel}	$[-]$	Relativní lineární součinitel zeslabení
μ_{RTG}	$[\text{m}^{-1}]$	Lineární součinitel zeslabení
ρ	$[\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$	Hustota kostní tkáně
ρ_{app}	$[\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$	Zdánlivá hustota kostní tkáně
ρ_{ash}	$[\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$	* Hustota „popelé“ kostní tkáně
ρ_{DRY}	$[\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$	Hustota vysušené kostní tkáně
ρ_{QCT}	$[\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$	Hustota kostní tkáně určená z CT snímků
ρ_s	$[\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}]$	Hustota neporézního tuhého elementu spongiózní tkáně
ρ_{WET}	$[\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$	Hustota čerstvé kostní tkáně
$\sigma(X)$	$[-]$	Směrodatná odchylka
σ^*	$[\text{MPa}]$	Pevnost v tlaku
σ_I	$[\text{MPa}]$	1. hlavní napětí (měřené)
σ_{II}	$[\text{MPa}]$	2. hlavní napětí (měřené)
σ_1	$[\text{MPa}]$	1. hlavní napětí
σ_3	$[\text{MPa}]$	3. hlavní napětí
σ_p	$[\text{MPa}]$	Pevnost
σ_{RED}	$[\text{MPa}]$	Redukované napětí
σ_y	$[\text{MPa}]$	Ohybové napětí
σ_{ys}	$[\text{MPa}]$	Mez pevnosti v tahu neporézního tuhého elementu spongiózní tkáně
Σ	$[-]$	Sumační znak
a	$[\text{m}]$	Vzdálenost od kosti k snímačům na levé straně
A	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	Poloha středu Mohrovy kružnice
b	$[\text{m}]$	Vzdálenost od kosti k snímači na pravé straně
B	$[\mu\text{m}/\text{m}]$	Poloměr Mohrovy kružnice

CT [#]	[-]	CT číslo
D (X)	[-]	Rozptyl
dx	[m]	Diferenciál délky
E	[MPa]	Youngův modul pružnosti v tahu (tlaku)
E (X)	[-]	Střední hodnota
E [*]	[MPa]	Youngův modul pružnosti v tahu (tlaku)
E _{RTG}	[J]	Energetické spektrum RTG paprsků
E _s	[MPa]	Modul pružnosti v tahu neporézního tuhého elementu spong. tkáně
f	[-]	Koeficient smykového tření
F ₁	[N]	Síla odečítaná snímačem na levé straně od kosti
F ₂	[N]	Síla odečítaná snímačem na levé straně od kosti
F ₃	[N]	Síla odečítaná snímačem na pravé straně od kosti
F _a	[N]	Reakční síla od podložky
F _g	[N]	Tíhová síla člověka
F _r	[N]	Síla působící na hlavici stehenní kosti
F _s	[N]	Síla od svalů
g	[m · s ⁻²]	Tíhové zrychlení
G	[MPa]	Modul pružnosti ve smyku
HU	[-]	Hounsfieldova jednotka
I ₀	[-]	Počáteční intenzita RTG paprsků
I _t	[-]	Zeslabená intenzita RTG paprsků
K	[-]	Konstanta (výpočet HU)
l	[mm]	Délka cesty analýzy ohybového napětí
L	[m]	Délka trajektorie RTG paprsků
m	[kg]	Hmotnost člověka
n	[-]	Pořadí vrstvy spongiózní tkáně
M _D	[N · mm]	Doplňkový ohybový moment
r	[-]	Koeficient korelace
r ²	[-]	Koeficient determinace
R ²	[-]	Koeficient determinace
x	[m]	Rameno síly F _a vzhledem k ose těla
Z	[-]	Protonové číslo

Tab. 27: Seznam symbolů

* Kostní tkáň je nejprve spálena při teplotě nad 600 °C. Následně se hodnotí hustota popele pomocí jednoduché závislosti – podílu hmotnosti a objemu popele.

13.5 Seznam zkratek

Zkratka	Význam v původním jazyce	Význam v českém jazyce
2D	Two-Dimensional	Dvojdímenzionální
3D	Three-Dimensional	Trojdimenzionální
CAD	Computer Aided Design	Počítačová podpora navrhování
CT	Computed Tomography	Výpočetní Tomografie
ČR		Česká Republika
DP		Diplomová Práce
FRVŠ		Fond Rozvoje Vysokých Škol
HU	Hounsfield Unit	Hounsfieldova jednotka
ISB	International Society of Biomechanics	Mezinárodní společnost pro biomechaniku
IP	Internet Protocol	Internetový Protokol
LÚ		Letecký Ústav
MKP		Metoda Konečných Prvků
NTR	Neutral data file	Neutrální datový soubor
PDF	Portable Document Format	Přenosný formát dokumentů
PLM	Product Lifecycle Management	Správa životního cyklu výrobku
RTG	Radioisotope Thermoelectric Generator	Radioizotopový Termoelektrický Generátor, Rentgen
SE		Statická Ekvivalence
STL	Standard Tessellation Language	Stereolitografie
STP, STEP	Standard for the Exchange of Product data	Standardní formát pro výměnu dat
USD	United States Dollar	Americký dolar
ÚMTMB		Ústav Mechaniky Těles, Mechatroniky a Biomechaniky
ÚU		Úplné Uvolnění
VTK	Visualization ToolKit	
VUT		Vysoké Učení Technické
WB	WorkBench	

Tab. 28: Seznam zkratek