



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 PROXIMÁLNÍHO KONCE TIBIE S TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZOU

STRAIN STRESS ANALYSIS OF PROXIMAL TIBIA AND WITH REPLACEMENT

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. SOŇA TEKALOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2010

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2009/2010

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student(ka): Bc. Soňa Tekalová

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 proximálního konce tibie s totální endoprotézou

v anglickém jazyce:

Strain stress analysis of proximal tibia end with replacement

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V případě progresivní osteolýzy kolem endoprotézy kolenního kloubu dochází k progresivnímu nárůstu namáhání, které může vést až k porušení dřívku endoprotézy.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Vytvoření geometrického modelu proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy
3. Provedení rozboru zatěžovacích stavů proximálního konce lemuru
4. Vytvoření výpočtového modelu proximálního konce tibie s triviální částí totální endoprotézy
5. Provedení výpočtového řešení proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy a úbytkem kostní tkáně
6. Deformačně napěťová analýza řešení

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1, Praha, Avicentrum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton, 2001
- [3] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT 1997
- [3] Višna, P., Hart, R.: Chrupavka kolena, MAXDORF, 2006, ISBN 80-7345-084-4

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2009/2010.

V Brně dne 12.11.2009, 11:15

L.S.

Prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. RNDr. Miroslav Doupovec
děkan fakulty

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou proximálního konce tibie s totální endoprotézou. Analýza je realizována na základě deformačně napěťových charakteristik, prostřednictvím metody konečných prvků (MKP). Byly vytvořeny dva trojrozměrné modely proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy (TEP), bez úbytku a s úbytkem kostní tkáně.

Model geometrie je vytvořen na základě dat získaných z počítačové tomografie, která byla dále zpracována v programu Rhinoceros 3.0 a SolidWorks 2009. Výpočtové řešení bylo provedeno metodou konečných prvků v programu Ansys Workbench 12.0. Na modelu bez úbytku kostní tkáně byla ověřena hypotéza, že deformace a napětí budou malá a k porušení dřívku endoprotézy nedojde.

Vlivem úbytku kostní tkáně dochází ke ztrátě opory tibiální části TEP v proximální části tibie a tím k progresivnímu nárůstu namáhání, které může vést až k porušení dřívku totální endoprotézy. Z analýzy výsledků vyplývá, že pokud dojde ke ztrátě kostní tkáně tak, že tibiální část TEP ztratí oporu, dochází k prasknutí dřívku TEP vlivem napětí.

KLÍČOVÁ SLOVA

- proximální část tibie
- totální endoprotéza
- osteolýza
- progresivní nárůst namáhání
- deformačně napěťová analýza

ABSTRACT

This thesis deals with stress analysis strain proximal end of tibia with total joint replacements. The analysis is done on the basis of deformation characteristics of voltage, through the finite element method (FEM). We have developed two-dimensional models of the proximal end of tibia with tibial components total endoprosthesis (TEP), without loss and bone loss.

Geometry model is created based on data obtained from computerized tomography, which were further processed in the program, Rhinoceros 3.0 and SolidWorks 2009th Computational solution was carried out by finite element method in Ansys Workbench 12.0. The model without loss of bone tissue was tested the hypothesis that the deformation is very small and there is no violation of the shank prosthesis.

Due to loss of bone tissue is lost support to the tibial pulse in the proximal tibia and by a progressive increase in stress, which can lead to a breach of the shank total joint replacement. The analysis results show that, if the loss of bone tissue, so that the tibial part of the TEP will lose support, there is a crack stem total hip replacement due to stress.

KEY WORDS

- proximal tibia
- total joint replacement
- osteolysis
- progressive increase in stress
- strain stress analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

TEKALOVÁ, S. *Deformačně napěťová analýza proximálního konce tibie s totální endoprotézou*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 58 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Ing. Zdeňka Floriana, CSc. s použitím odborné literatury.

V Brně dne 28.5.2010

.....

Soňa Tekalová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za cenné rady a připomínky při vypracování mé diplomové práce. Děkuji také všem ostatním za pomoc při shromažďování informací a malé či velké rady a postřehy k této diplomové práci. Velké díky bych chtěla vyjádřit své rodině, která mě podporovala po celou dobu mého studia.

OBSAH

ÚVOD.....	11
1. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	12
2. FORMULACE PROBLÉMU.....	13
3. REŠERŠE LITERATURY.....	14
4. METODA ŘEŠENÍ.....	16
5. ZÁKLADNÍ ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU.....	17
5.1 Základní anatomické názvosloví.....	17
5.1.1 Označení základních rovin těla.....	18
5.1.2 Označení základních směrů těla.....	18
5.1.3 Označení základních pohybů v kloubech.....	20
5.2 Základní stavba kostí.....	21
5.3 Anatomie kolenního kloubu.....	23
5.3.1 Kloubní pouzdro a vazy kolenního kloubu.....	24
5.3.2 Kloubní chrupavka.....	25
5.3.3 Svaly kolenního kloubu.....	27
5.4 Anatomie tibie.....	28
5.5 Totální endoprotéza.....	30
6. NAMÁHÁNÍ V TEP POD TIBIÁLNÍM PLATEM.....	33
6.1 Změna namáhání v TEP bez úbytku kostní tkáně.....	33
6.2 Změna namáhání v TEP s úbytkem kostní tkáně.....	33
6.3 Silové působení v kolenním kloubu.....	34
7. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU.....	36
7.1 Systém podstatných veličin.....	36
7.2 Dílčí modely výpočtového problému.....	36
7.2.1 Model geometrie tibie.....	36
7.2.2 Konečnoprvkový model.....	41
7.2.3 Model materiálu jednotlivých částí soustavy.....	42
7.2.4 Model zatížení.....	43
7.2.5 Model vazeb.....	44
8. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ.....	45
8.1 Numerické řešení.....	45
8.2 MKP řešení bez úbytku kostní tkáně.....	46

8.2 Řešení MKP s úbytkem kostní tkáně.....	49
ZÁVĚR.....	53
LITERATURA.....	54
Seznam použitých zkratk, symbolů a veličin.....	56
Seznam obrázků.....	57

ÚVOD

Kolenní kloub vytváří kloubní spojení mezi kostí stehenní a kostí holenní. Jedná se o komplexní kloub, který umožňuje chodit, běhat, skákat atd. Kolenní kloub je tvořen femurem, tibií a patelou (čéškou), tyto složky jsou pokryty vrstvou chrupavky. Při každém pohybu působí vrstvy chrupavky tak, že pohyb v kloubu je téměř bez otěru. Samotný kloub je uzavřen v kloubním pouzdru, ve kterém je produkována synoviální tekutina, jež vyživuje chrupavku, vytváří bezotěrový film a také působí jako tlumič rázů zasahujících kloub v průběhu života.

V dnešní době počítačů a techniky je nedostatek pohybu problémem již u dětí a mladší generace. Příčin, které mohou vést k onemocnění kolenního kloubu je celá řada. Vrozené nebo predispozičně vytvořené deformity kolenního kloubu a nehody jsou dalšími důvody, jež vedou k poranění kostí nebo kloubních částí. Všechny tyto problémy vedou k destruktivní změně chrupavky. Což způsobí deformaci kloubu se zánětlivými a bolestivými důsledky, které vedou k léčbě a nezdědky nakonec dojde k implantaci umělého kolenního kloubu.

Úplná kolenní náhrada je v podstatě výměna nemocného kloubu za vhodný implantát a tím dochází k obnově mobility. V průběhu času dochází k neustálým zkouškám, které vedou k vylepšení operačních metod. K pokroku vedou i vyspělé materiály, na jejichž vývoji se neustále pracuje.

Totální endoprotéza je náhrada povrchu kolenního kloubu a kloubní chrupavky. Skládá se z femorální a tibiální komponenty. Femorální komponenta kryje dolní povrch kosti stehenní, je kovová. Tibiální komponenta je umístěna na vrcholu kosti holenní, má kovový základ, ale horní povrch je z polyethylenu. Povrchy totální endoprotézy jsou hladké a v kontaktu.

V případě vyčerpání veškeré konzervativní léčby jako jsou: léky, analgetika, koupele, fyzioterapie atd., dochází k implantaci. Totální endoprotéza je poslední možnost, jak se zbavit bolesti a obnovit mobilitu. Po určitém čase však může dojít k progresivnímu nárůstu namáhání, které může vést až k porušení dřívku endoprotézy. Životnost totální endoprotézy je omezena přibližně na 10 – 15 let. Po uplynutí této doby je nutné provést reoperaci, což představuje velký zásah do organismu. Problém progresivní osteolýzy kolem endoprotézy kolenního kloubu má komplexní charakter. K úspěšnému řešení je nutné provedení deformačně napěťové analýzy proximálního konce tibie.

1. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Kolenní kloub je jedním z nejsložitějších kloubů lidského těla. Je tvořen kloubními plochami dolního konce stehenní kosti a horními plochami kosti holenní. Pro celkový popis kloubu je podstatná česka na přední straně kolena. Kolenní kloub je často postižován nejrůznějšími změnami, které mohou mít různé příčiny od předčasného opotřebení až po poranění kloubu.

Vlivem řady příčin dochází k omezení pohybu v kloubu a tím i k bolesti, což může vést až k aplikaci totální endoprotézy. Totální endoprotéza – je tvořena kovovou náhradou dolního konce femuru a polyethylenovou náhradou horního konce kosti holenní.

I když jsou uvedené předpoklady splněny, může dojít k selhání TEP a tím i k reoperaci. Každá operace představuje velký zásah do organismu s možností nečekaných komplikací. V některých případech může docházet k porušení dřívku totální endoprotézy. Příčin porušení dřívku endoprotézy může být celá řada: nevhodné konstrukční provedení, nekroza kostní tkáně, atrofie kostí apod.

Jednou z možností proč dochází k porušení dřívku, je i úbytek kostní tkáně kolem endoprotézy. K úbytku tkáně dochází při chůzi, když je vytlačena synoviální tekutina z prostoru mezi polyethylenovou vložkou a kovovou vložkou do prostoru mezi kovovou vložkou a kostní tkání. Následně dochází k odsávání tekutiny. Tento proces může vést až ke vzniku progresivní osteolýzy, což je rostoucí rozpouštění kostí tlakem tekutiny. Tím dochází k progresivnímu nárůstu namáhání dřívku a k jeho porušení. K řešení daného problému je nutné provést deformačně napět'ové řešení proximálního konce tibie s totální endoprotézou. Vzhledem ke geometrické, materiálové a vazbové složitosti soustavy, řešení představuje biomechanický problém.

2. FORMULACE PROBLÉMU

Na základě uvedené problematiky je řešení zahrnuto ve dvou krocích:

- Deformačně napěťová analýza proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy, bez úbytku kostní tkáně
- Deformačně napěťová analýza proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy při respektování úbytku kostní tkáně

3. REŠERŠE LITERATURY

Pro řešení zadané diplomové práce bylo nutno prostudovat dostupnou literaturu související s řešením stejného či podobného problému.

Odborné informace z oblasti kolenního kloubu a jeho anatomie byly čerpány z lékařských publikací. Publikace, které se zabývají kolenním kloubem existuje jak v české, tak cizojazyčné literatuře celá řada. S publikacemi zabývajícími se biomechanikou lidského těla či přímo s deformační napět'ovou analýzou tibie to již bylo horší.

Hlavními literárními prameny pro anatomii a fyziologii celého kolenního kloubu, jehož součástí je řešení problému tibie, byla lékařská literatura [1], [4], [5], [6]. Tato odborná literatura pomohla při základním pochopení lidského těla a základních principů a funkcí něčeho tak komplikovaného, jako je kolenní kloub. Biomechanické a anatomické vlastnosti tibie byly z části objasněny v další z lékařských literatur, které se zabývají základy ortopedie [2] a chrupavkou kolenního kloubu [3]. Další informace související s řešením problematiky deformačně napět'ové analýzy uvádí diplomová práce [7].

Z literatury [8] byly čerpány biomechanické informace o namáhání tibie bez úbytku kostní tkáně a s úbytkem kostní tkáně. Podklady o vlastnostech a výrobě umělých kloubů byly čerpány z publikací [9], [10]. Cizojazyčná literatura [9] poskytla souhrnné informace o modelu, materiálu a výrobě totální endoprotézy. V dnešní technické době je jedním z nejdůležitějších a nejvíce využívaných zdrojů informací internet. Zdrojem informací zaměřených na biomechaniku, anatomii člověka a umělé náhrady člověka byly webové stránky [11], [12], [15], [17]. Dalším užitečným zdrojem byla nápověda Ansys Help [16], kterou obsahuje program Ansys.

Nalezená literatura obsahovala většinou stejné nebo velmi podobné řešení problematiky deformační a napět'ové analýzy kolenního kloubu a pocházela ze zahraničí. Dostupnost této literatury byla pouze v omezené míře a neposkytovala dostatečně podrobné informace o řešení zadané problematiky. Při studiu dostupných informací, které souvisejí s řešenou problematikou zadané diplomové práce, byly na internetu nalezeny i další práce. Tyto práce se zabývají převážně tvorbou 3D rekonstrukcí kolenního kloubu z magnetické rezonance a vytvoření konečnoprvkové sítě s využitím různého hardware a software. Pro řešení této diplomové práce bylo využito tibiální části.

Články, které jsou publikovány v lékařských časopisech, seznamují s funkcí tibie jakožto součástí kolenního kloubu a ukazují na možná rizika a úskalí léčby totální endoprotézy. V literatuře a publikacích zabývající se převážně sportem a aktivním

přístupem k životu byly nalezeny informace o pohybu a zátěži kolenního kloubu při různé zátěži a sportovní činnosti.

Důkladné studium a rešeršní zpracování odborné literatury zabývající se danou problematikou přesahuje možnosti diplomové práce.

4. METODA ŘEŠENÍ

Z hlediska geometrické složitosti kolenního kloubu se nabízí tři možnosti řešení problému deformačně napěťové analýzy proximálního konce tibie s totální endoprotézou:

- **analytické řešení** – z hlediska složitosti problému je obtížně realizovatelné, a proto nebude uvedeno
- **experimentální řešení** – z hlediska etického a morálního dochází téměř k nerealizovatelnosti experimentu
- **numerické řešení** – je metodou, která je pro řešení daného problému použita, jedná se o metodu konečných prvků (MKP) s využitím výpočtového systému ANSYS 12.0

Vzhledem k volbě numerického řešení je nutné vytvořit výpočtový model, který je složen z modelu: geometrie, vazeb, materiálu a zatížení. Z hlediska tvorby modelu geometrie a modelu materiálu je nutné získat poznatky o stavbě kostí a kolenního kloubu. V následujících kapitolách bude popsána anatomie kostí kolenního kloubu.

5. ZÁKLADNÍ ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU

Vzhledem k výskytu latinských termínů a názvů, které jsou běžně využívány v medicínské praxi, bude v této kapitole popsáno základní anatomické názvosloví související s řešením zadaného problému. V práci bude také popsána anatomie kolenního kloubu.

Pro lepší orientaci, zpracování a přehlednost řešeného problému bude nejprve uvedeno základní anatomické názvosloví a poté anatomie kolenního kloubu.

5.1 Základní anatomické názvosloví

V medicíně se využívá mezinárodně uznávaného latinského názvosloví k popisu lidského těla. K základní orientaci jsou uvedeny anatomické roviny a směry. Popis lidského těla nebo jeho částí je vztažen na tzv. základní anatomické postavení. Tělo stojí vzpřímeně, dolní končetiny jsou napnuté a těsně u sebe, hlava hledí přímo dopředu a horní končetiny visí podél trupu dlaněmi otočenými dopředu. Palec ruky je tedy prst vnější a malík prst vnitřní.

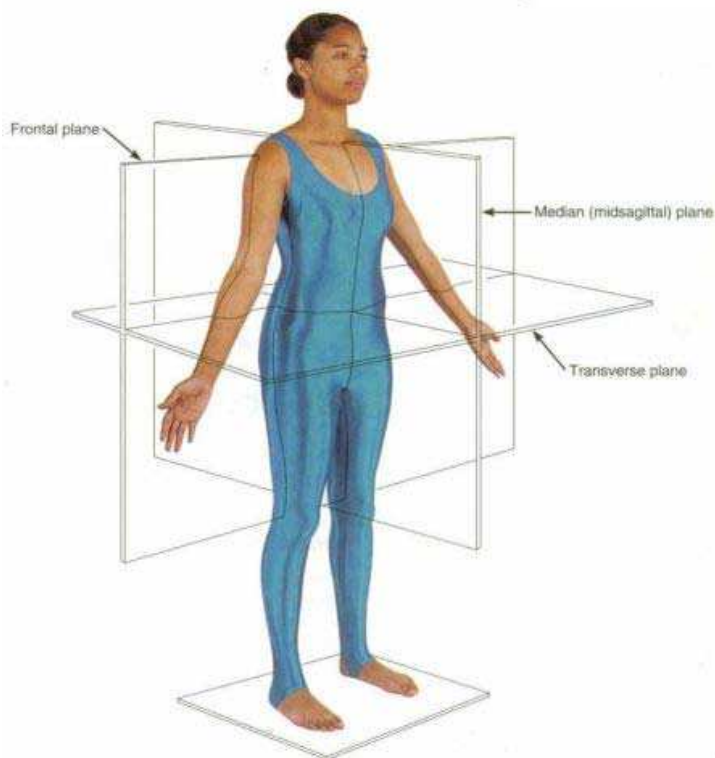


Obr. 5.1. Základní anatomické postavení

5.1.1 Označení základních rovin těla

Pro jednoznačný popis relativní polohy a pohybu jednotlivých částí těla vůči tomuto postavení se zavádějí myšlené roviny, jež jsou na sebe kolmé.

- **Rovina mediánní** (střední) - svislá rovina rozdělující tělo na dvě symetrické části, levou a pravou polovinu
- **Rovina sagitální** (předozadní roviny) - soubor rovin rovnoběžných se střední (mediánní) rovinou
- **Rovina transverzální** (příčné roviny) - roviny procházející tělem v horizontálním směru kolmo na střední rovinu
- **Rovina frontální** (pravolevé roviny) - roviny kolmé na sagitální i transverzální roviny rozdělující tělo na přední a zadní část



Obr. 5.2. Základní anatomické roviny

5.1.2 Označení základních směrů těla

Vedle uvedených rovin se pro zpřesnění popisu využívají i směry na vybraných osách.

- **Podélná osa svislá**
 - *kraniální (superior)* – směr k hornímu okraji těla, k hlavě

- *kaudální (inferior)* – směr k dolnímu okraji těla, k chodidlům

- **Předoзадní (sagitální) osa**

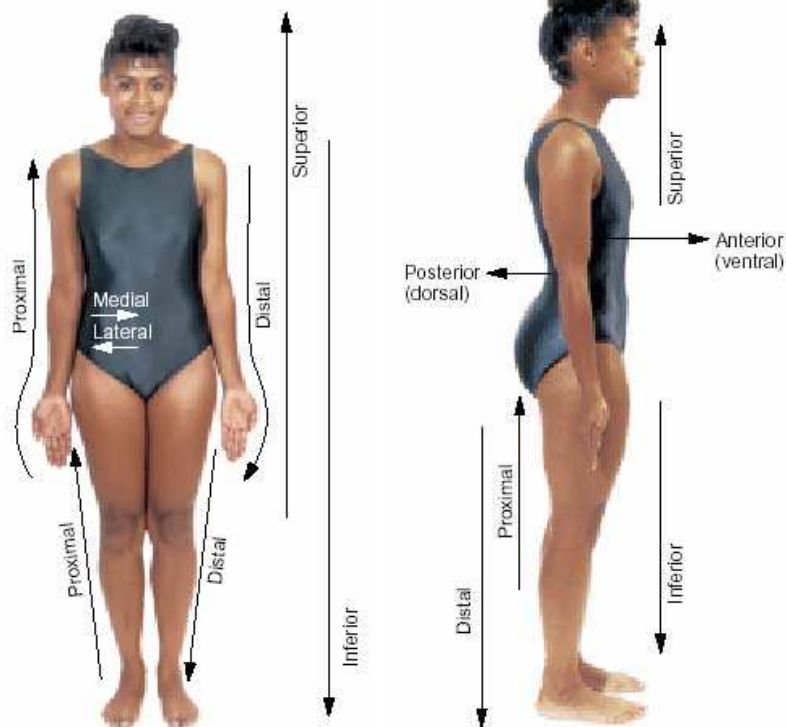
- *ventrální (anterior)* – směr k přední části trupu, ke stěně břišní

- *dorzální (posterior)* – směr k zadní části trupu, k zádům

- **Transverzální (příčná) osa**

- *mediální* – směr ke střední rovině

- *laterální* – směr od střední roviny



Obr. 5.3. Základní anatomické směry

Pro popis složitých pohybů v horních a dolních končetinách se využívá specifického popisu směrů. Pro řešení zadaného problému bude popsána pouze dolní končetina.

- **popis směrů nebo poloh vůči trupu na dolní končetině**

- *proximální* – směr k tělu, poloha v horní části dolní končetiny

- *distální* – směr od těla, poloha v dolní části dolní končetiny

- **pro dolní končetinu**

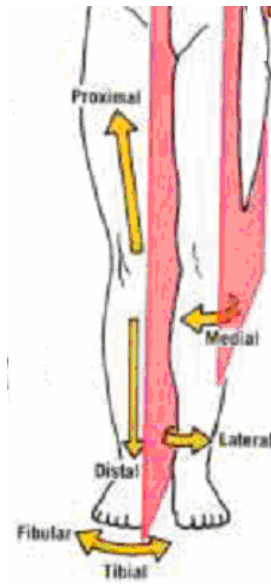
- *fibulární (laterální)* – označuje směr nebo polohu na vnějším okraji blíže ke kosti lýtkové (fibula)

- *tibiální (mediální)* – označuje směr nebo polohu na vnitřním okraji blíže ke kosti holenní (tibie)

- **pro oblast chodidla**

- *plantární* – směr k plosce

- *dorzální* – směr ke hřbetu nohy



Obr. 5.4. Základní směry na dolní končetině

5.1.3 Označení základních pohybů v kloubech

Pro řešení zadaného problému budou popsány pohyby pouze na dolní končetině.

Klouby lze rozdělit nejen podle tvaru a počtu styčných ploch, ale i podle typu pohybu, který jsou schopny vykonávat. Na dolní končetině jsou to především pohyby:

- **flexe** – ohnutí, zmenšení úhlu mezi pohybujícími se kostmi kloubu
- **extenze** – natažení, zvětšení úhlu mezi pohybujícími se kostmi kloubu
- **abdukce** – odtažení, oddálení od střední roviny těla

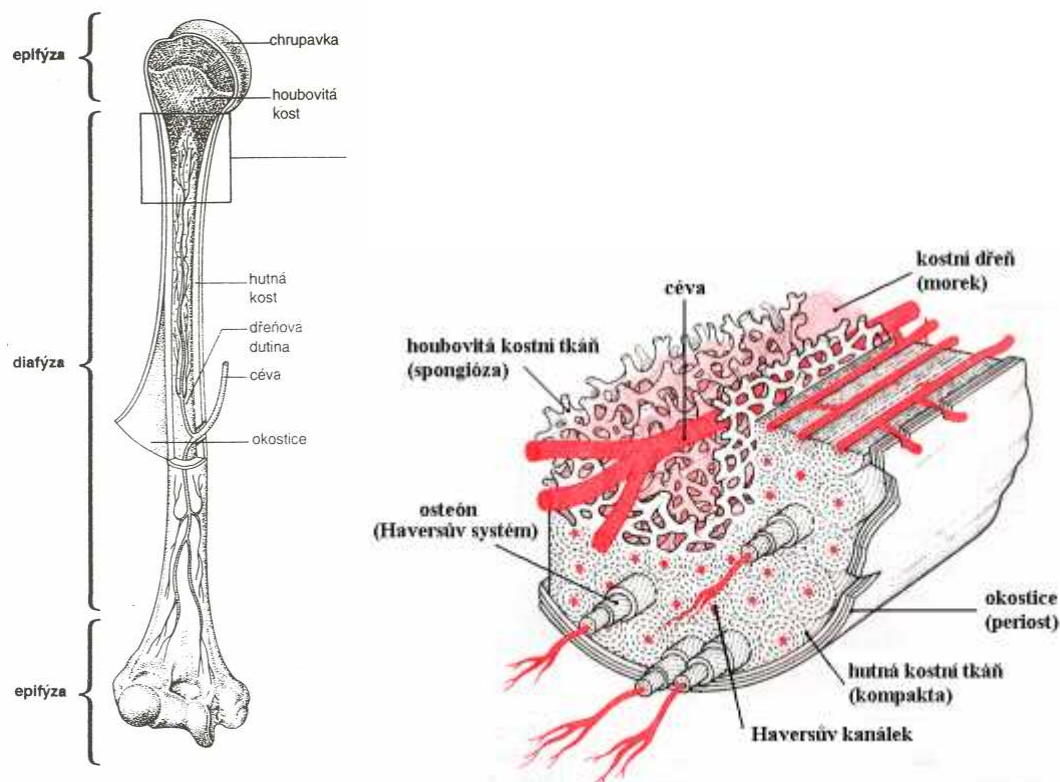
- **addukce** – přitažení, přiblížení ke střední rovině těla
- **rotace** – otáčení, pohyb kosti okolo vlastní osy rotace, může být vnější nebo vnitřní

5.2 Základní stavba kostí

Kost (os) je pevná, tvrdá, mineralizovaná struktura žlutobílé barvy, která slouží jako ochrana vnitřních orgánů a opora těla. Kosti tvoří vnitřní kostru, na kterou se upínají svaly a šlachy, a jsou základním stavebním článkem kostry. Podle tvaru, stavby, cévního zásobení, růstu a biomechanických vlastností rozdělujeme kosti do tří skupin: dlouhé, krátké a ploché kosti. Z hlediska řešeného problému bude rozebrána pouze stavba dlouhé kosti.

Dlouhé kosti tvoří především kosti končetin, jako je femur, tibia, fibula, humerus, radius atd. Dlouhá kost je tvořena plášťovou (kompaktní/hutnou) vrstvou – **kompakta** a houbovitou (spongiózní) částí – **spongióza**. Dlouhé kosti jsou rozděleny na jednotlivé úseky. Střední úsek se nazývá diafýza a její dutina je vyplněna kostní dřeví. Na koncích dlouhých kostí jsou kloubní konce – epifýzy.

Povrch dlouhých kostí s výjimkou svalových spojení a kloubních povrchů pokrývá okostice – **periost** (obr. 5.5.). Okostice je poměrně silná (až 2 mm) tuhá vazivová blána, která nestejně pevně lne k povrchu kostní kompakty. U dlouhých kostí je periost ke kompaktní části nejpevněji fixován v místě úponů šlach a vazů. Periost je významným zdrojem kostitvorné aktivity, která se uplatňuje v: růstu kosti do šířky, remodelaci kosti a při uzdravování defektu kostní kompakty.



Obr. 5.5. Popis dlouhých kostí

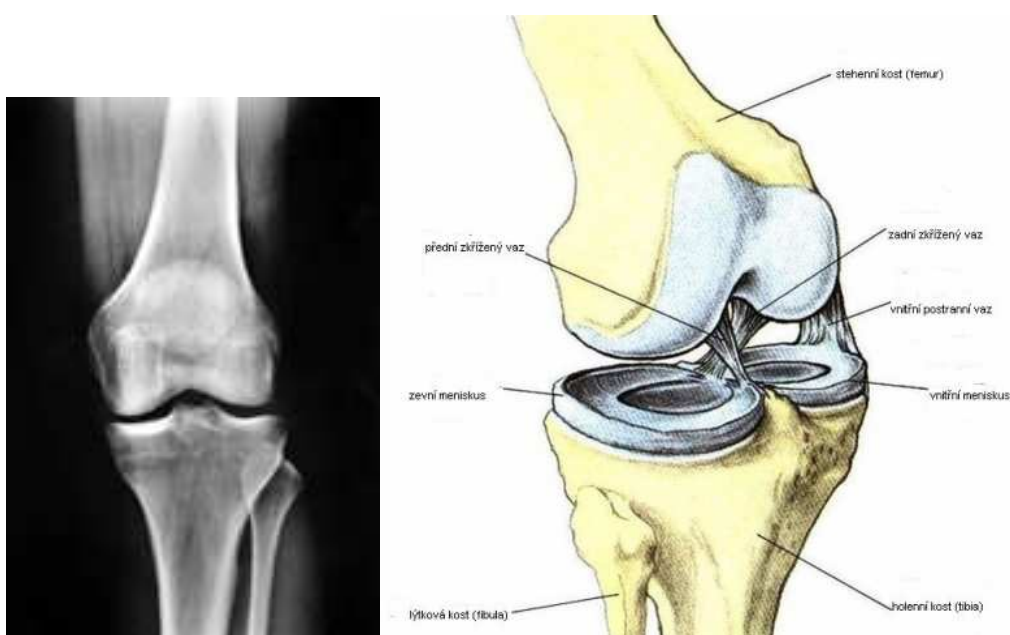
Základní biomechanické vlastnosti vystihuje nejlépe modifikovaný Rouxův zákon: **Maximální pevnosti kosti je dosaženo s minimální spotřebou materiálu.** Kost je velmi pevná, u dlouhých kostí je pevnost srovnávána s pevností mosazi, litiny nebo kujného železa: 100 – 200 MPa. Diafýza dlouhých kostí snáší obrovské statické zatížení působící ve směru její osy. Stehenní kost „unese“ hmotnost 600kg, holenní kost až 1350kg. Pevnost při zatížení v příčném směru byla asi poloviční.

Kost není z mechanického hlediska homogenní útvar. Kosti v tahu jsou odolnější než při tlakovém zatížení. Dynamické zatížení kostní kompakty je závislé na rychlosti pohybu, s nímž stoupá zatížení, proto i velmi malý, ale rychlý náraz způsobí zlomeninu.[14]

5.3 Anatomie kolenního kloubu

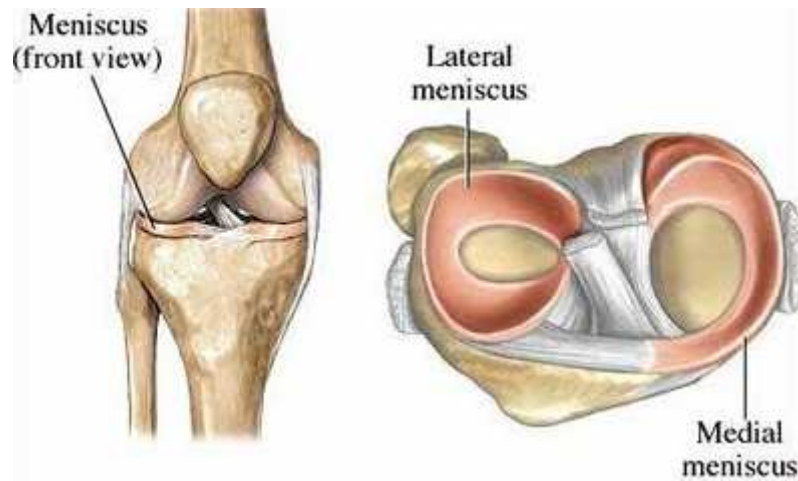
Kolenní kloub je největší a nejsložitější kloub v lidském těle, umožňuje pohyb dolní končetiny a tím i chůzi. Skládá se z dolního konce kosti stehenní (femuru), z vrcholu kosti holenní (tibie) a čěšky (pately). Femur ve formě dvou výběžků (kondylů) působí jako dvojitá hlavice kloubu, navazující na tibií, která tvoří mělkou dvojitou kloubní jamku. Tvar a stabilita kloubní jamky je doplněna dvěma postranními poloměsíčitými chrupavčitými útvary - menisky.

Kloub je dále stabilizován vazivovým aparátem, který je tvořen předním a zadním zkříženým vazem a vnitřním postranním vazem. Zobrazení kostí a svalů na obr. 5.6.



Obr. 5.6. Kostí a svaly kolenního kloubu

Důležitou součástí kolenního kloubu jsou menisky, na průřezu jsou to trojhranné chrupavčité ploténky, jejichž vnější okraj je nejsilnější a přirostlý ke kloubnímu pouzdru. Vnitřní okraj je volný, tenký, ostrý a směřuje do kloubní dutiny. Menisky se nacházejí mezi kostí stehenní a holenní. Jejich funkce spočívá ve vyrovnání nerovností mezi styčnými plochami obou kostí. V každém kolenním kloubu se nacházejí dva menisky, větší je mediální (meniscus medialis) a menší laterální (mediscus lateralis). Menisky odpovídají tvaru kostí, ke kterým jsou přirostlé, jsou fixovány vazy a plynule přechází do kloubního pouzdra. Menisky jsou pružné a přitom pevné – dobře tlumí nárazy, přenášejí a rozkládají hmotnost těla a brání opotřebení kloubní chrupavky.

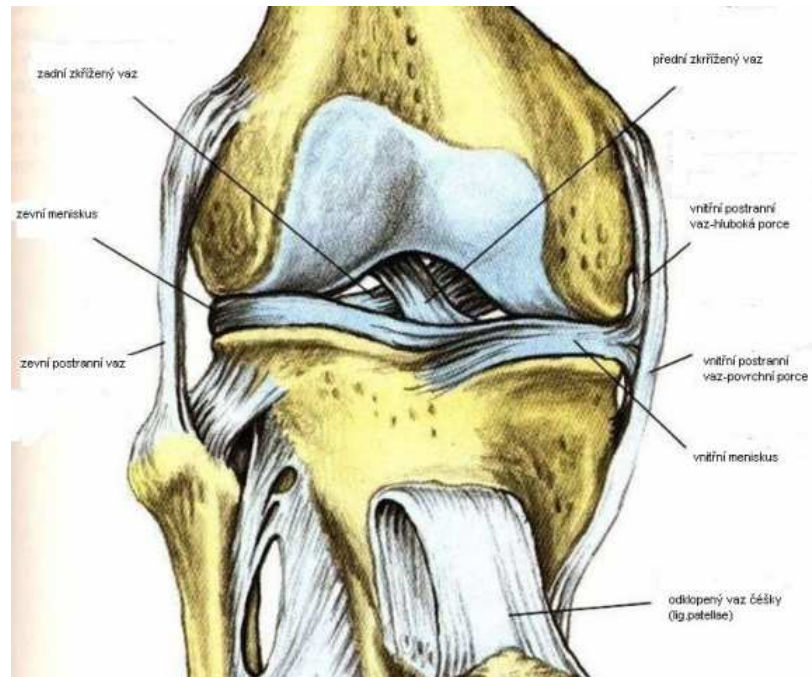


Obr. 5.7. Vyobrazení menisků na průřezu

5.3.1 Kloubní pouzdro a vazy kolenního kloubu

Celý kloub je uzavřen kloubním pouzdem. Uvnitř kloubního pouzdra je synoviální tekutina, která snižuje tření při pohybu v kloubu, a umožňuje transport živin k chrupavčitém strukturám uvnitř.

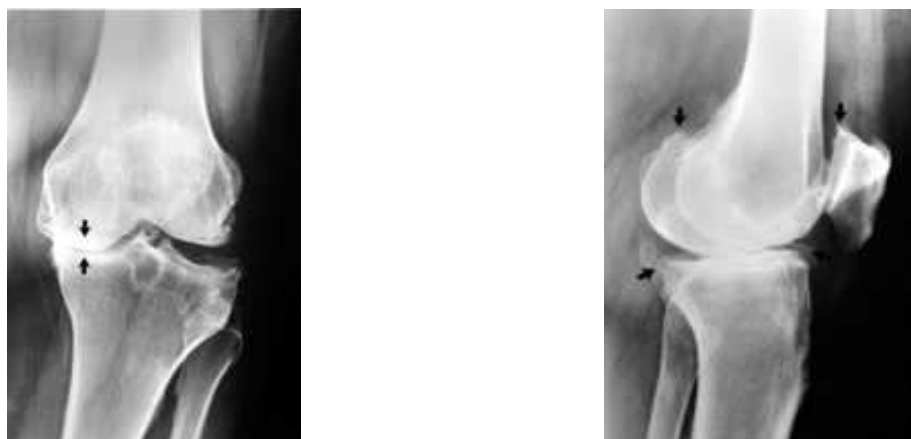
Kolenní vazy vymezují krajní rozsah pohybu. Na vnitřní a zevní straně jsou to vnitřní a zevní postranní vaz. Uvnitř kolena pak přední a zadní zkřížený vaz. Proti bočnímu rozklopení kolena působí v koleni dva postranní vazy, zevní a vnitřní. Jsou uloženy v kloubním pouzdra a k jejich poranění je potřeba hrubého násilí či nárazu do kolene z boku. Proti předozadnímu pohybu působí přední a zadní zkřížený vaz, jsou velmi důležité pro stabilitu. Přední zkřížený vaz bývá nejčastěji poraněn. Naopak zadní zkřížený vaz je ve své funkci podpořen silným a pevným zadním kloubním pouzdem a jeho poranění je spíše ojedinělé. Oba zkřížené vazy jsou napnuty uvnitř kloubu.



Obr. 5.8. Vazy kolenního kloubu

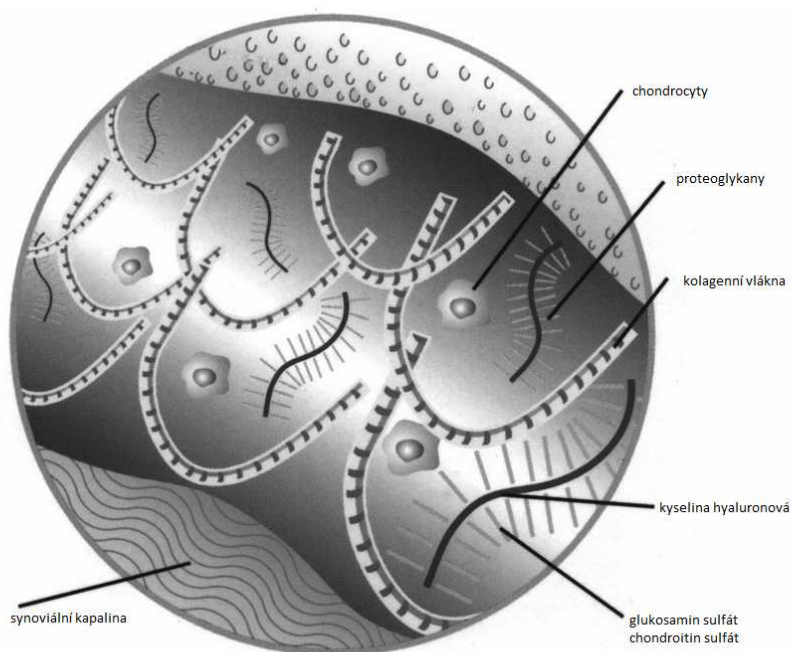
5.3.2 Kloubní chrupavka

V kolenním kloubu se nacházejí dva druhy chrupavky, a to kloubní chrupavka a menisky, které již byly popsány. Kloubní chrupavka je živá tkáň, která kryje povrchy pohybující se uvnitř kolene. Jedná se o výplň kloubní štěrbiny, která se nachází mezi femurem, tibií a patelou. Kloubní chrupavka je hladká s malým třením. Při úbytku kloubní chrupavky mezi tibií a femurem dochází k bolesti kolenního kloubu. Při úplném vymizení chrupavky přichází kosti do přímého kontaktu. Ztráta chrupavky způsobuje zvýšení tlaku na konce kostí. Úbytek kloubní chrupavky je možno vidět na rentgenových snímcích jako zmenšující se prostor mezi kostmi, protože chrupavka není dostatečně hustá, aby mohla být zachycena na rentgenovém snímku. Na RTG snímcích (obr. 5.9.) je zachyceno artrotické koleno. Na prvním snímku je šipkami znázorněna absence prostoru mezi kostmi. Tento stav je způsoben chybějící kloubní chrupavkou. Na druhém snímku je reakce kosti na ztrátu chrupavky tvorbou výrůstků (osteofytů), jak je opět zvýrazněno šipkami.



Obr. 5.9. Úbytek kloubní chrupavky

Kloubní chrupavka má nepostradatelnou roli pro kloubní funkci. Pro bezbolestný pohyb kloubu v plném rozsahu musí být povrch kloubní chrupavky naprosto hladký. Kloubní chrupavka je pojivová tkáň. Skládá se z buněk (chondrocytů) a mezibuněčné struktury (viz. Obr. 5.10). Mezibuněčná struktura obsahuje kolagenní vlákna, proteoglykany, kyselinou hyaluronovou a vodu. Tato struktura je nositelkou hlavních mechanických vlastností chrupavky.



Obr. 5.10. Složení kloubní chrupavky

5.3.3 Svaly kolenního kloubu

Svaly podílející se na kolenním kloubu jsou svaly stehenní, lýtkové a bérkové. Vzhledem ke zpracovávané problematice budou popsány pouze svaly podílející se na stabilitě kolena.

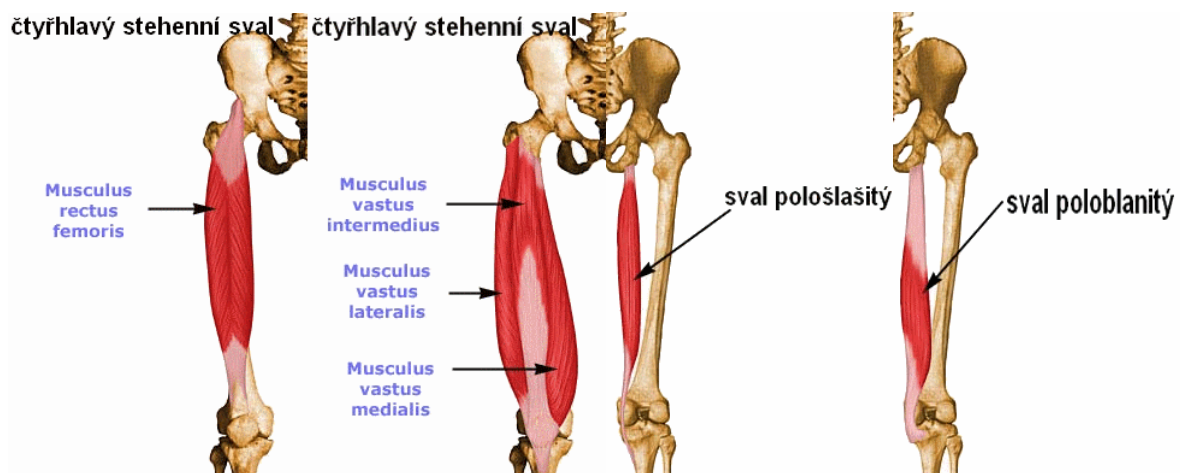
1) SVALY STEHENNÍ

a) přední skupina svalů

- **čtyřhlavý sval stehenní** – nejmohutnější sval v lidském těle, natahuje koleno
- **krejčovský (dlouhý stehenní) sval** – vnitřní rotace v kolenním kloubu, nejdelší sval

b) zadní skupina svalů

- **dvojhlavý sval stehenní** – ohyb a rotace kolenního kloubu, šlacha se upíná na hlavici fibuly
- **pološlašitý sval** – rotace kolena, masitý sval, šlacha začíná v distální třetině jeho délky
- **poloblanitý sval** – široký sval vyvolává extenzi v kyčelním kloubu a flexi v kolenním kloubu



Obr. 5.11. Ukázka stehenních svalů

2) SVALY LÝTKOVÉ A BÉRCOVÉ

a) přední skupina svalů

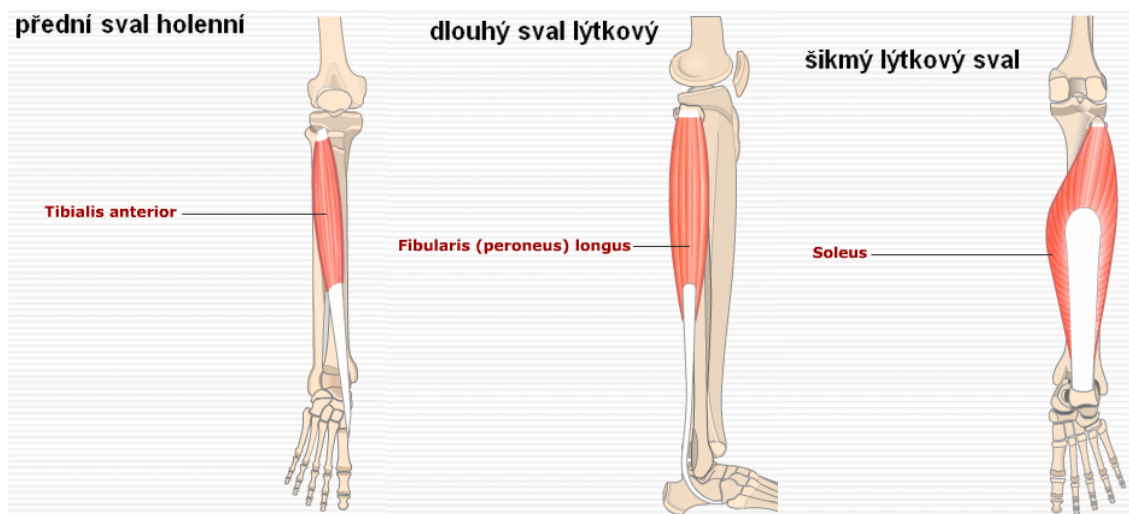
- **přední sval holenní** – funkcí je přitažení nártu a vnitřní hrany nohy k bérce, významný sval pro udržení podélné klenby nohy
- **dlouhý natahovač prstů**
- **dlouhý natahovač palce**

b) *zadní skupina svalů*

- **trojhlavý lýtkový sval** - natažení v hlezenním kloubu, ohnutí v kloubu kolenním
- **šikmý lýtkový sval** – je v povrchové vrstvě svalů, upíná se Achillovou šlachou na patní kost
- **sval zákolenní**
- **zadní sval holenní** – nachází se v hluboké vrstvě svalů zadního bérce

c) *postranní skupina svalů*

- **dlouhý sval lýtkový** - přitažení zevního okraje nohy k bérce
- **krátký sval lýtkový** – je téměř překryt dlouhým svalem lýtkovým



Obr. 5.12. Lýtkové svaly

5.4 Anatomie tibie

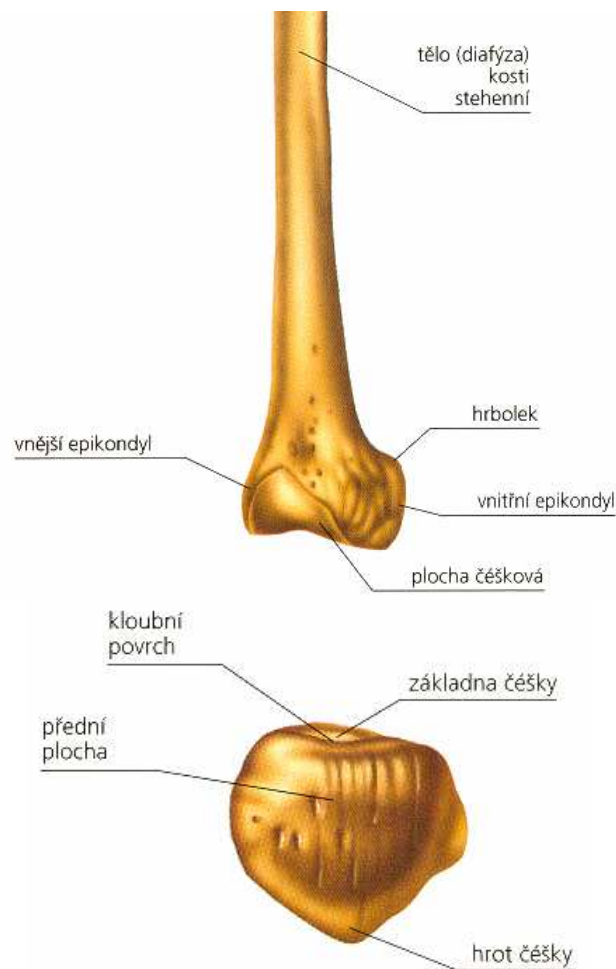
Kolenní kloub je z biomechanického hlediska nejsložitějším kloubem lidského těla. Spojuje kost stehenní, holenní a největší sezamskou kost těla - čéšku. Umožňuje pohyb dolní končetiny.

Femur je tvořen diafýzou a epifýzou. Diafýza je tělo kosti stehenní. Epifýza je tvořena hrbolkem, plochou čéškovou a epikondyly. Epikondyly se rozdělují na vnitřní a vnější a zajišťují pohyb v kolenním kloubu. Čéška přiléhá k femuru čéškovou plochou, směřuje hrotem dolů a při každé extenzi nebo flexi se pohybuje. Je velmi důležitou součástí kolenního kloubu, protože zvyšuje pevnost kolena při natažení. Detailní popis kosti stehenní a čéšky je na obr. 5.13.

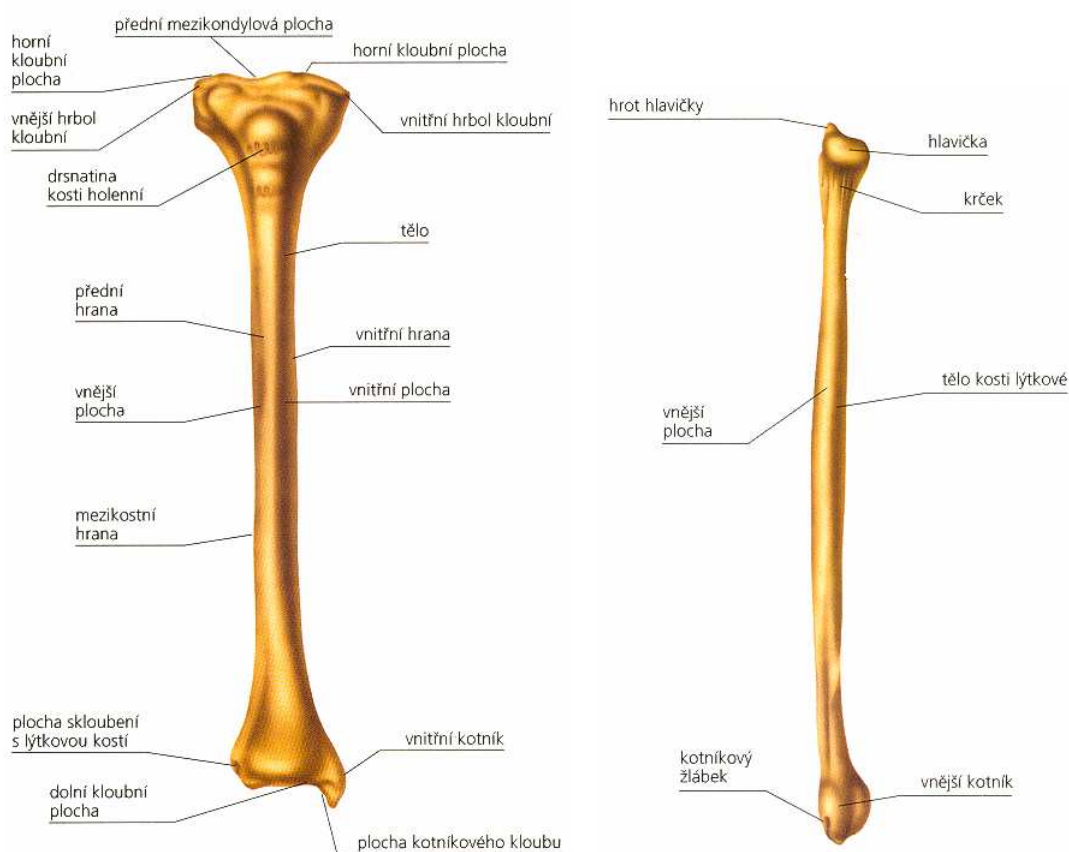
Kolenní kloub tvoří dále kost lýtková a kost holenní. Detailní popis na obr. 5.14. Kost lýtková (fibula) je malíková kost a v lidském těle se nachází za tibií. Je připojena ke kosti holenní hlavičkou.

Tibia je kost holenní a nachází se na přední straně bérce. Tibie sahá od kolene po nárt a s femurem je spojena přes epifýzu. Epifýza je tvořena: přední mezikondylovou plochou, horní kloubní plochou a vnitřním a vnějším hrbolem kloubním. Přes tyto povrchy dochází k extenznímu a flexnímu pohybu.

U zdravého kolenního kloubu je tibia a femur obalen kloubní chrupavkou. V důsledku porušení, ať mechanického či degenerativního, může dojít k úbytku kloubní chrupavky. Úbytek způsobí, že tibia a femur jsou v kontaktu, což se vyznačuje bolestivým stavem a nezdědka vede k operaci kolenního kloubu.



Obr. 5.13. Kost stehenní a česka



Obr. 5.14. Kost lýtková a holenní

5.5 Totální endoprotéza

Při totální endoprotéze kolenního kloubu se používají speciálně upravené komponenty (protézy), vyrobené z vysoce pevného, biologicky kompatibilního, kovového a umělohmotného materiálu. Kov je nejčastěji používán jako slitina kobaltu, chromu, molybdenu a titanu. Jamka je z vysocemolekulárního polyetylenu. Povrchy kloubních součástí mají hladký a odolný povrch, stejně jako zdravé koleno. Totální endoprotéza je tvořena: kovovou femorální komponentou a tibiální komponentou. Kovová femorální komponenta se pohybuje proti kluznému povrchu, vyrobeného z polyethylenu o vysoké hustotě a překrývá kost stehenní. Tibiální komponenta překrývá kost holenní, je složena z tibiální vložky (plata) a dříku. Tibiální vložka je vyrobena z polyethylenu a její povrch je kluzný. Kovový dřík je zasazen do kosti holenní.

V současné moderní medicíně se při totální endoprotéze kolene nahrazují pouze poškozené kloubní plochy. Celé koleno není nahrazováno. Operace je v podstatě jen náhrada povrchu kloubu a kloubní chrupavky. Je odstraněna pouze malá část kosti,

původní vazy, šlachy a svaly jsou ponechány a zpět upevněny. Různé osové úchytky (koleno do O a X) mohou být během operace odstraněny správným seříznutím kostí, odstraněním výrůstků (osteofytů) a upravením délky vazů. Kloubní štěrbina je nyní vyplněna polyetylénem. Materiály používané na totální endoprotézy se vyznačují dobrou tkáňovou tolerancí a co možná nejvyšší funkcí. Na obr. 5.15 je přední a boční RTG snímek kolena po operaci totální endoprotézy.



Obr. 5.15. Koleno po operaci totální endoprotézy

V obecné praxi se využívá několik typů totálních endoprotéz. Rozdělují se na tři druhy dle uchycení jejich povrchů do kosti: cementované, necementované, hybridní.



Obr. 5.16. Totální endoprotéza

Cementované implantáty jsou takové, kdy jejich femorální a tibiální komponenty jsou obě ukotveny speciálním kostním cementem - dnes nejrozšířenější.

Necementované implantáty - všechny jejich komponenty (femorální a tibiální) jsou implantovány bez pomoci cementu. Dlouhodobého upevnění je dosaženo vrůstem nově vytvořené kosti do povrchu náhrad.

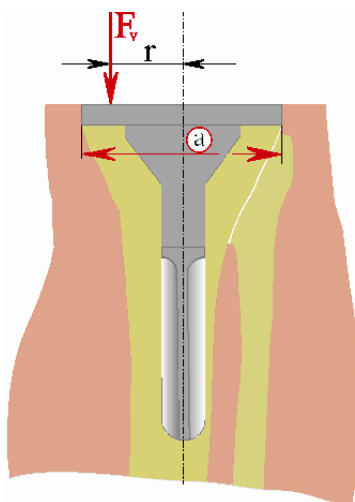
Hybridní implantáty - mají femorální komponentu implantovanou bez cementu a tibiální ukotvenu ke kosti speciálním kostním cementem. Na obr. 5.16 je ukázka totální endoprotézy.

6. NAMÁHÁNÍ V TEP POD TIBIÁLNÍM PLATEM

V důsledku úbytku kostní tkáně pod tibiálním platem došlo ke změně charakteru namáhání. Nejprve bude rozebrána TEP bez úbytku kostní tkáně a následně TEP s úbytkem kostní tkáně pod tibiálním platem.

6.1 Změna namáhání v TEP bez úbytku kostní tkáně

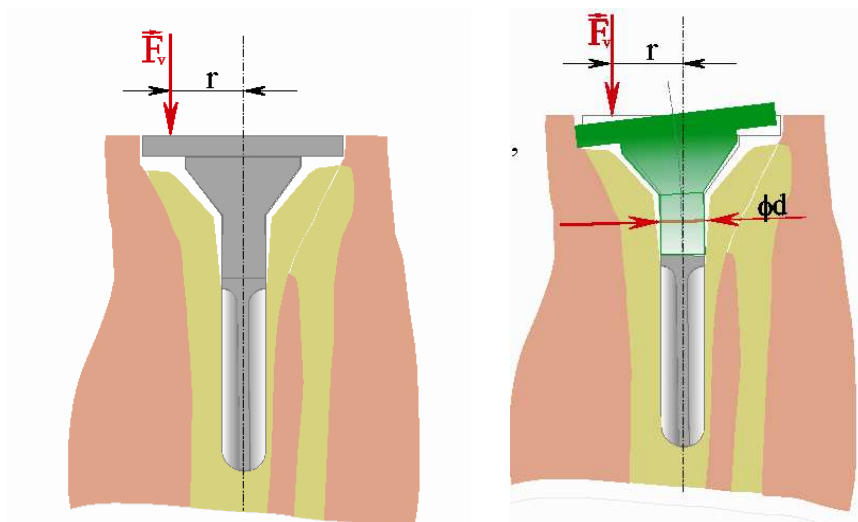
U totální endoprotézy bez úbytku kostní tkáně dochází k mechanické interakci mezi TEP a kostní tkání, povrchem TEP pod spodní částí plata, především, ale mezi povrchem spodní části plata a kostní tkání. V důsledku mechanické interakce mezi TEP a kostní tkání a povrchem TEP pod spodní částí plata dochází ke společné deformaci celé soustavy. Soustava je tvořena tibiální komponentou a tibií. Velikost charakteristického rozměru tibiálního plata je a (obr.6.1). Deformace a extrémní napětí jsou zanedbatelné, proto nejsou v obr.6.1 vyznačené.[8]



Obr. 6.1. Tibiální plato bez úbytku kostní tkáně

6.2 Změna namáhání v TEP s úbytkem kostní tkáně

V případě, kdy dosáhne úbytek kostní tkáně stavu naznačeného na obr. 6.2, nastává mechanická interakce pouze mezi spodní částí dřívku a kostní tkání (kostním cementem). V tomto případě deformace tibiální komponenty je podstatně ovlivněna deformací dřívku. V oblasti dřívku také vzniká nebezpečné místo z hlediska mezních stavů deformace a porušování. Z obrázku je patrné, že v případě, kdy je dřívík složen z více částí, může nastat uvolnění spoje (rotační nestabilita).



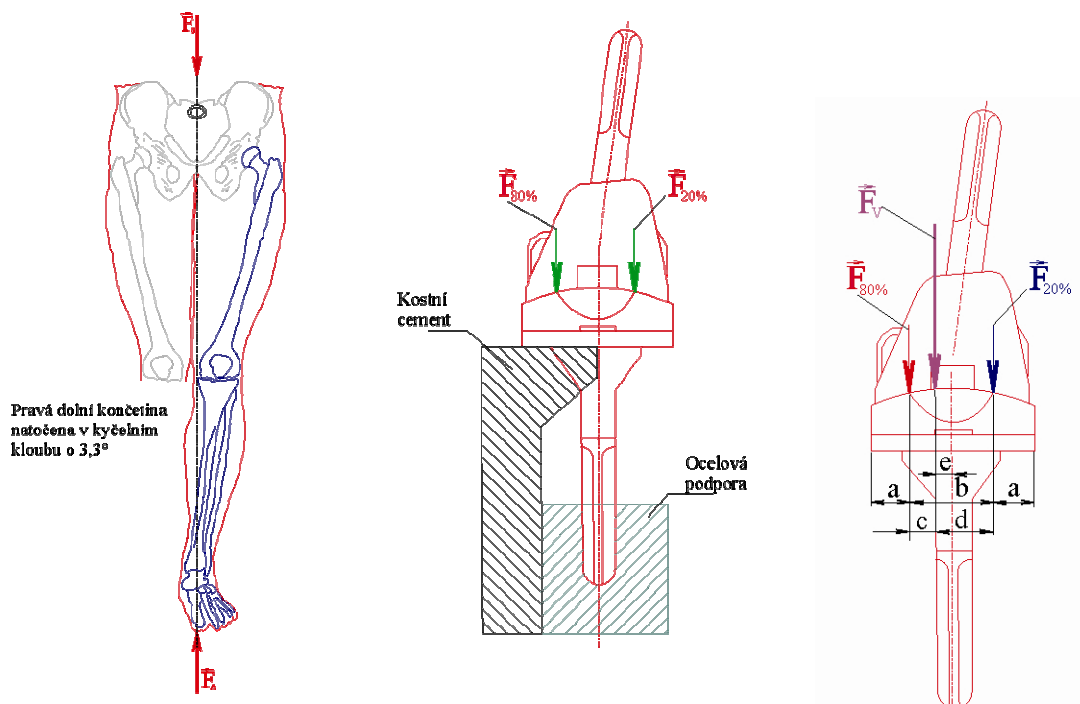
Obr. 6.2. TEP s úbytkem kostní tkáně

Velikost deformace, napětí a pravděpodobnost porušování podstatně závisí na velikosti zatížení, tedy F_v a r . [8]

6.3 Silové působení v kolenním kloubu

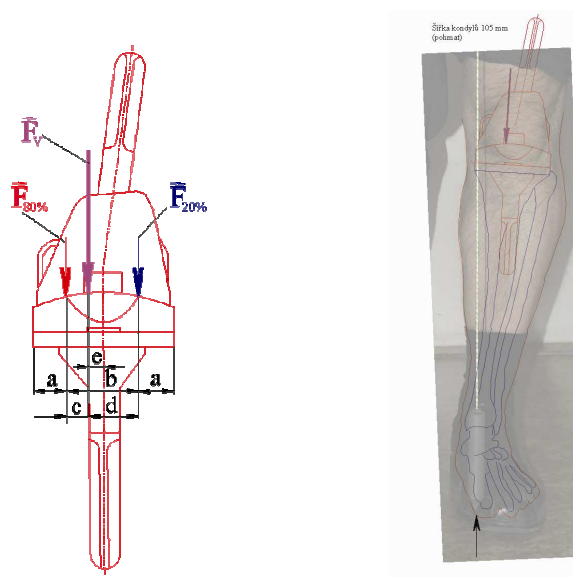
Určení zatížení v jednotlivých fázích kroku je značně složité. Při pomalé chůzi je dolní končetina maximálně zatížena ve fázi stoje na jedné končetině. Nositelka silové výslednice styku dolní končetiny s podložkou musí procházet středem nohy. Dolní končetina se natáčí přibližně o 3° . Poloha nositelky je znázorněna na obr. 6.3. Výrobce v prospektu TEP uvádí způsob zatěžování při únavové zkoušce. TEP je zatěžována dvěma silami. Na mediální straně působí 80% a na straně laterální 20% zatížení. Velikost zatížení je 4116 N, což je považováno za 6-ti násobek tíhy člověka o hmotnosti 70 kg. TEP je zatěžována cyklem se sinusovým průběhem a frekvencí 10 Hz. Počet cyklů je 10 milionů.

K porovnávání polohy nositelky zatěžující síly na modelu znázorněném na obr.6.3 je nutné nahradit dvě síly, kterými je TEP zatěžována při únavové zkoušce, jedinou silou, což je provedeno graficky. Staticky ekvivalentní síla je zobrazena graficky. Z obrázku je patrné, že poloha její nositelky se podstatně liší od prvního modelu. K určení polohy nositelky F_v , která nahrazuje soustavu dvou sil $F_{80\%}$, $F_{20\%}$, je možné dojít následující úvahou. Jediná síla F_v a soustava dvou sil musí mít k ose kolmé na nákrese stejný moment. Moment F_v k ose procházející nositelkou síly je nulový (nulové rameno), proto nositelka jediné síly musí procházet mezi nositelkami dvou sil a dělit vzdálenost b mezi nositelkami v opačném poměru než je poměr velikosti sil ($c - 2$ díly, $d - 8$ dílů).



Obr. 6.3. Silové působení v kolenním kloubu

Vzdálenosti nositelek obou sil $F_{80\%}$, $F_{20\%}$ jsou na obrázku 6.4 zkušebního zařízení stejně vzdálené od okrajů TEP (vzdálenost a) a vzdálenost b nositelek je dvojnásobná $b=2a$. Vzdálenost $c = 2 \cdot \frac{a}{5} = 0,4a$, tedy $e=0,6a$. Šířka tibiálního plátu je $4a$, proto $e=0,15$ šířky plátu. Tato hodnota je velmi odlišná od prvního modelu a také od výsledků experimentů, které byly následně provedeny. V obou případech nositelka F_v procházela okrajem mediálního kondylu. [8]



Obr.6.4. Vzdálenost nositelek sil

7. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

K vyřešení daného problému je nutné vytvořit trojrozměrný model. Tento model je tvořen několika dílčími modely. K úspěšnému vyřešení problému je nutné určit podstatné prvky a vztahy mezi nimi, tzn. systém podstatných veličin.

7.1 Systém podstatných veličin

Pro řešení daného problému veličiny rozdělujeme na podstatné a nepodstatné. Mezi podstatné veličiny patří ty, které významně ovlivňují řešenou soustavu. Jestliže dojde k vynechání některé podstatné veličiny systému, může dojít k nesprávným výsledkům.

Podstatné veličiny:

- geometrie soustavy
- mechanické vazby řešeného objektu
- materiály prvků soustavy
- zatížení
- napětí
- kontaktní tlaky
- posuvy

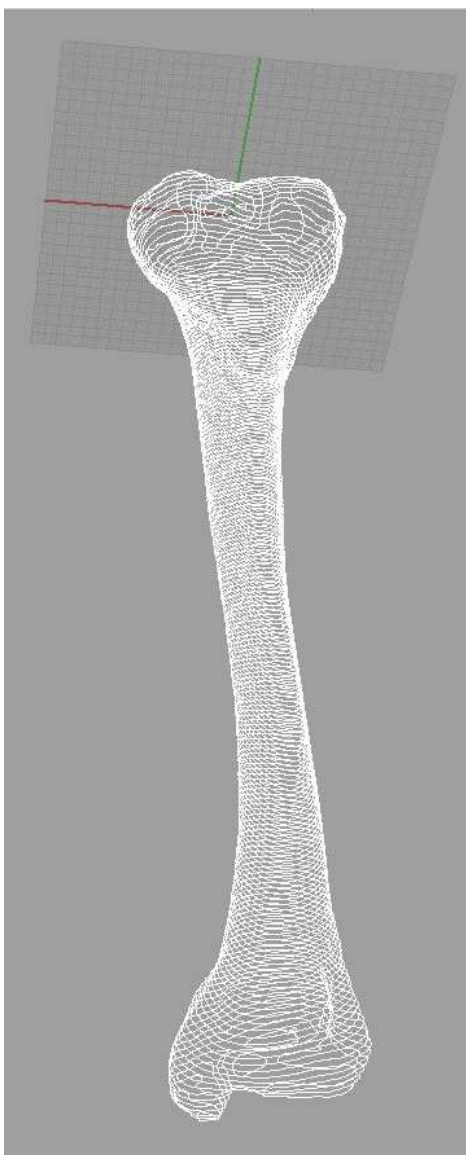
Řešení problému bude provedeno na soustavě:

- proximální část tibie
- tibiální vložka (plato)
- dřík TEP

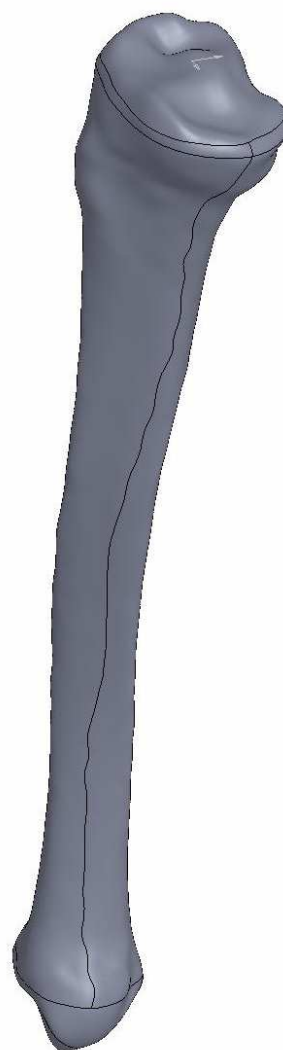
7.2 Dílčí modely výpočtového problému

7.2.1 Model geometrie tibie

Pro tvorbu modelu holenní kosti byly jako vstupní data použity řezy z počítačové tomografie - CT. Řezy byly uloženy ve formátu IGS a dále byly načteny a zpracovány v programu Rhinoceros 3.0 a SolidWorks 2009.



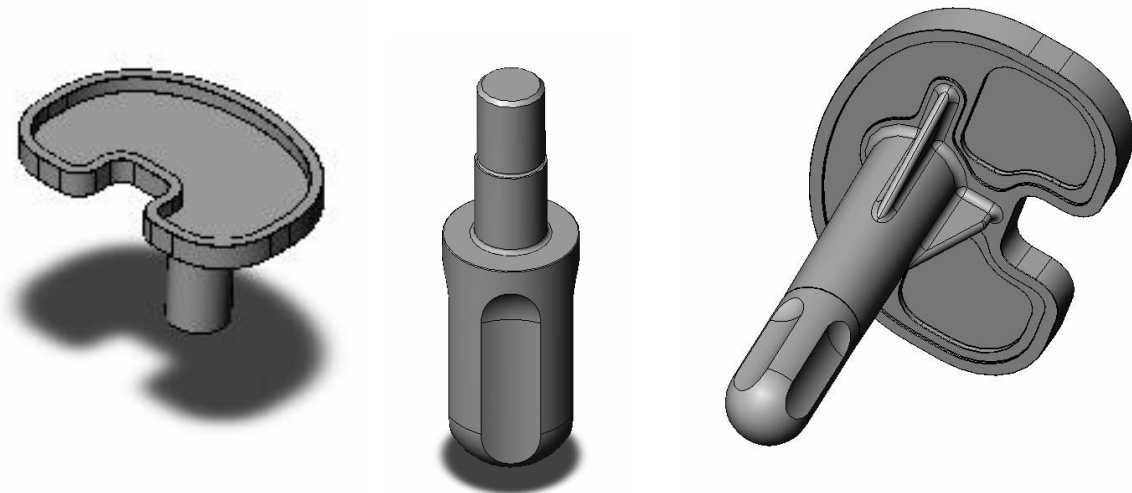
Obr. 7.1. Vstupní řezy z CT



Obr. 7.2. Upravené řezy

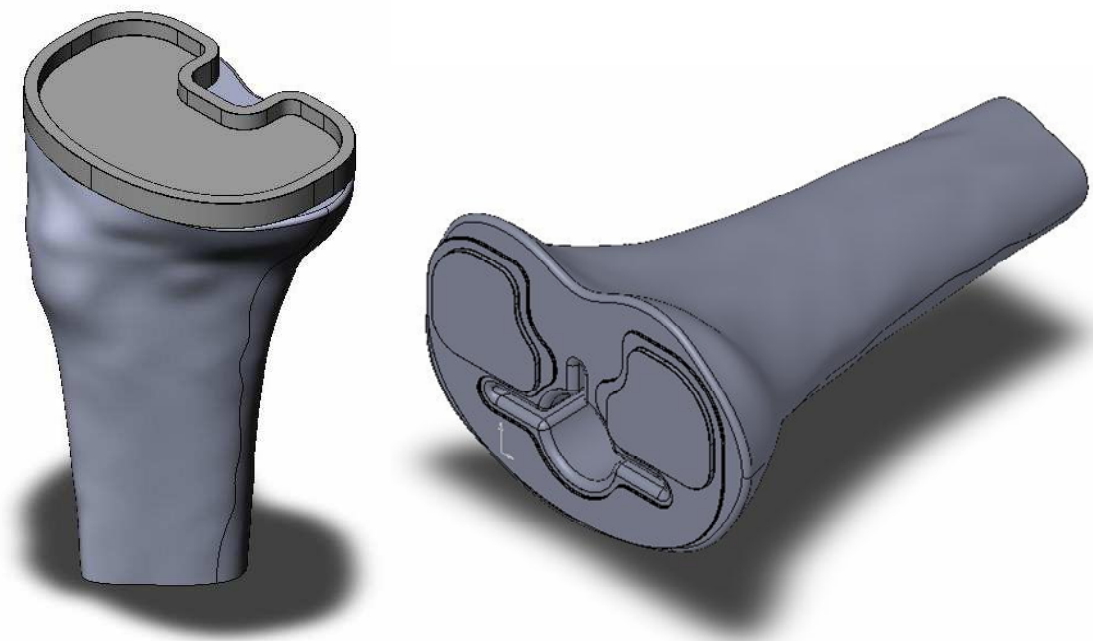
Z Obrázku 7.1 je patrné, že CT řezy nejsou vhodné pro přímé řešení daného problému, a proto je nutné jejich další zpracování. Úprava řezů byla provedena za pomoci programu Rhinoceros a SolidWorks, kde bylo vytvořeno 3D objemové těleso. Model 3D tělesa je na obrázku 7.2.

V programu SolidWorks byla namodelována také tibiální komponenta TEP. Komponenta je složena ze dvou částí: tibiálního plata a dřívku (obr. 7.3), které se modelovaly odděleně. Model komponenty byl namodelován na základě studia dostupné literatury o TEP [8], [9] a přizpůsoben reálné tibii, která byla vymodelována na základě řezů z počítačové tomografie.



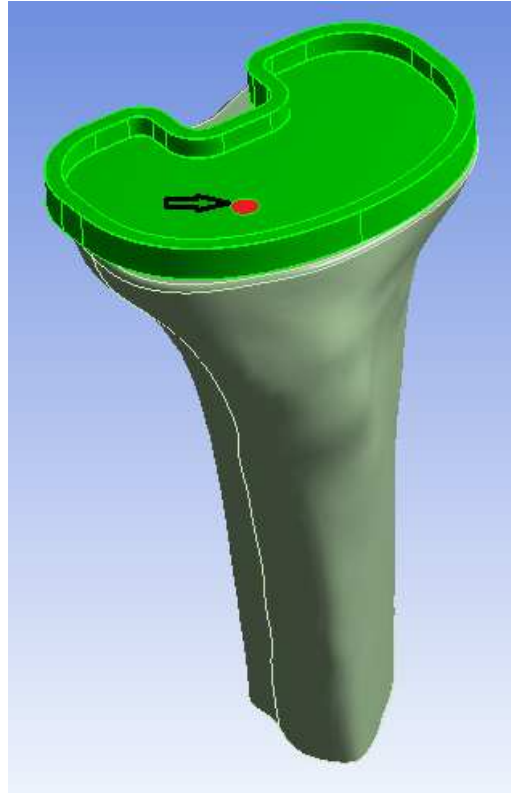
Obr. 7.3. Tibiální komponenta

V programu SolidWorks také bylo provedeno vsazení tibiální komponenty do tibia a oříznutí tibia na její proximální část, která byla vyžadována pro řešení dané problematiky. Viz obrázek 7.4. Nyní mohl být celý model importován do systému Ansys 12.0 a zde dále zpracováván.



Obr. 7.4. Proximální část tibia s tibiální částí TEP

Před importováním sestavy tibia a tibiální komponenty z programu SolidWorks byla namodelována plocha pro staticky ekvivalentní sílu. Poloha této plochy byla popsána a řešena v kapitole 6.3. Na obrázku 7.5 je plocha znázorněna a označena šipkou.

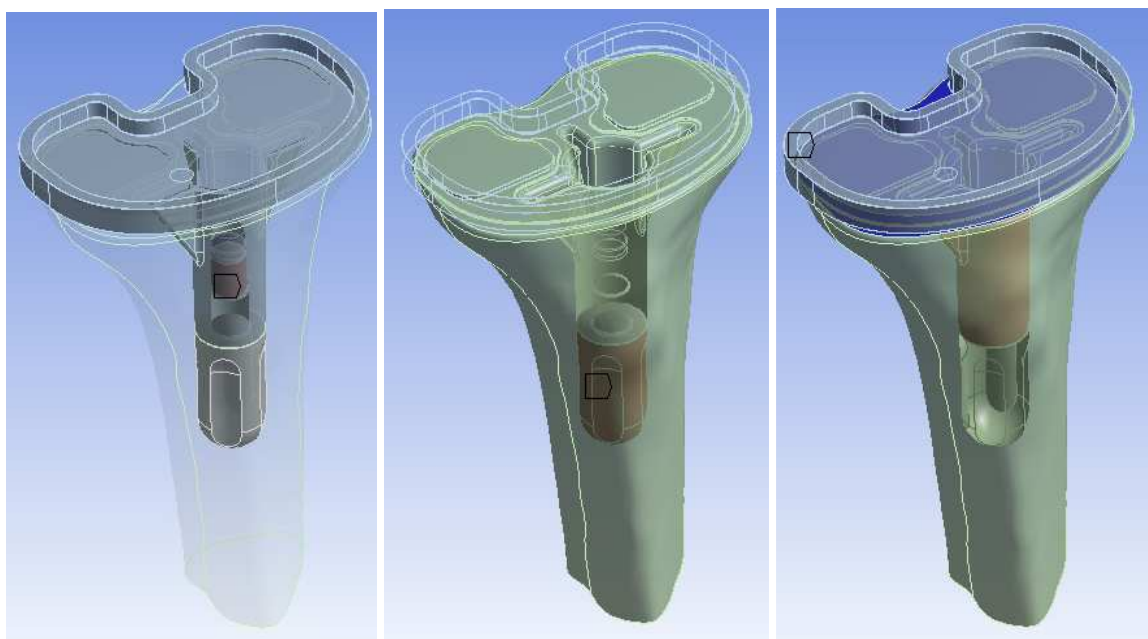


Obr. 7.5. Znázornění plochy pro sílu

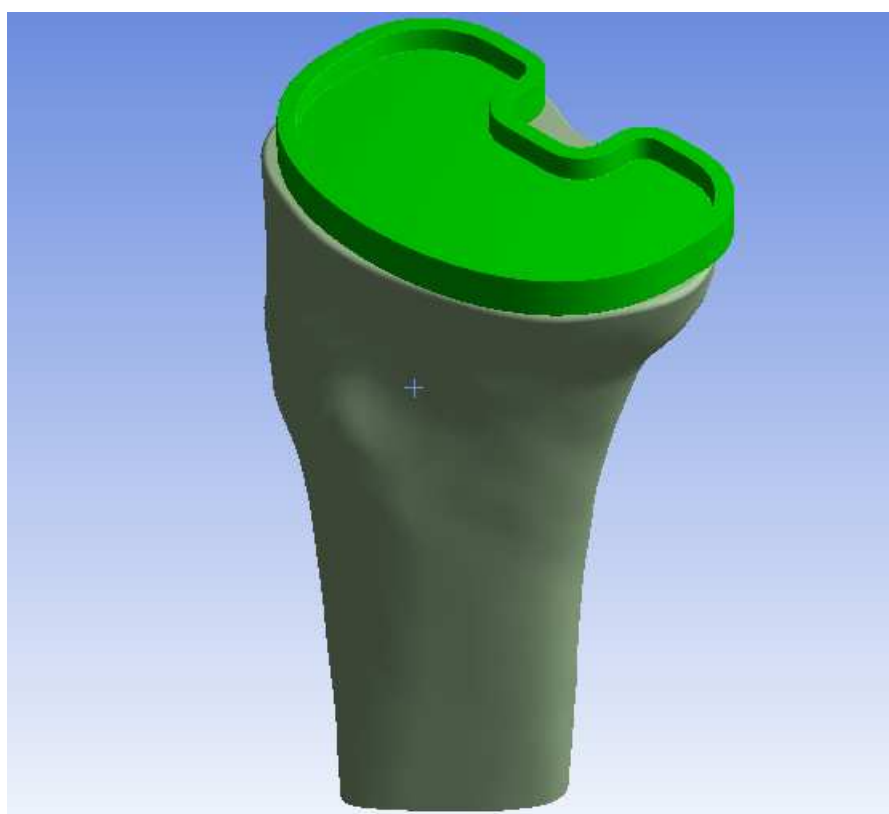
Po namodelování plochy byla celá sestava importována do programu Ansys Workbench, kde byl model dále zpracováván. Nejprve musely být spojeny všechny komponenty sestavy. Spojení (connections) bylo provedeno mezi:

- tibií a tibiálním platem
- tibií a dříkem TEP
- tibiálním platem a dříkem TEP

Spojení všech komponent na obrázku 7.6 je pevné, aby nemohlo dojít k žádnému pohybu. V Ansys Workbench je pevné spojení označeno Bonded. Na dalším obrázku 7.7 je znázorněn hotový model geometrie proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy.



Obr 7.6. Spojení tibie, tibiálního plata a dříku TEP v jeden celek



Obr. 7.7. Hotový geometrický model

7.2.2 Konečnoprvkový model

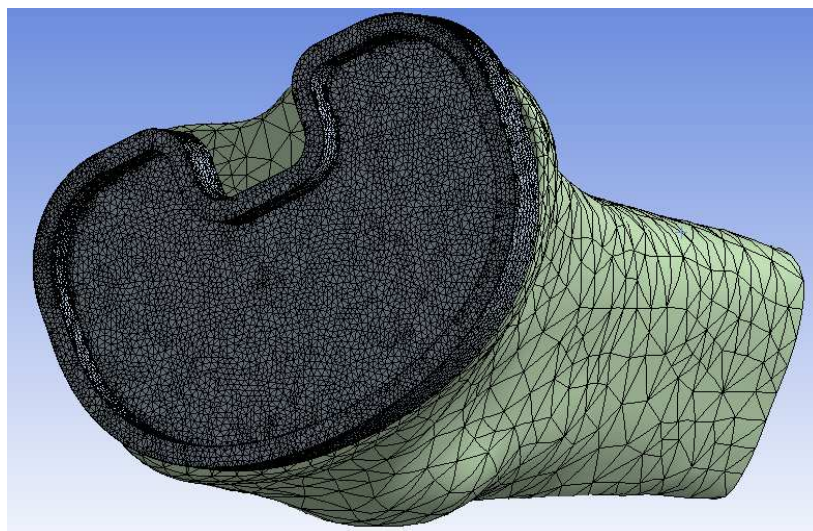
Řešení zadané problematiky metodou konečných prvků je založeno na rozdělení řešené oblasti konečným počtem určitých prvků (elementů), které ji jednoznačně a spojitě vyplňují, což vede k diskretizaci řešené oblasti. Každý typ prvků je charakteristický jak svým tvarem, tak především svou polohou a počtem tzv. uzlových bodů, ve kterých hledáme neznámé parametry pro řešení. Nahrazením řešené oblasti danými prvky získáme síť tvořenou jednotlivými prvky a jejich uzlovými body. Tato síť svojí hustotou výrazně ovlivňuje časovou náročnost výpočtu a především také kvalitu získaných výsledků.

Ansyes Workbench umožňuje generovat konečnoprvkovou síť dvěma způsoby:

- volná síť (free mesh)
- mapovaná síť (mapped mesh)

Pro řešení problému byla použita volná síť, která využívá čtyřstěnnů, kterými lze vyplnit téměř jakýkoliv objem. Volná síť se u 3D modelů používá pro komplikovanou geometrii. U jednoduchých a pravidelných geometrických tvarů se používá síť mapovaná, pro řešení této problematiky nevhodná, protože by byla velmi pracná.

Výsledný konečnoprvkový model je znázorněn na obr. 7.8. Prvky sítě byly voleny programem Ansys automaticky, na základě geometrického tvaru součástí. Pro řešení byl zvolen prvek SOLID 187. Pro tibií byla zvolena hrubší síť s velikostí prvků 4 mm, protože tibiie není pro výpočty tak důležitá jako tibiální komponenta. Pro tibiální plato docházelo postupně k snižování velikosti prvků, tzv. zjemňování sítě, až byla vzdálenost 1 mm. Čím je síť jemnější, tím dochází ke zpřesnění výsledků, ale také k prodloužení času potřebného pro výpočty. Takto vzniklá síť je pro průběh a analýzu napětí a deformace dostačující, a proto už nebude měněna.



Obr. 7.8. Konečnoprvkový model

7.2.3 Model materiálu jednotlivých částí soustavy

Holenní kost

Určit materiálové vlastnosti kostních tkání je obecně velký problém. Experimentální určení těchto vlastností je závislé na mnoha ovlivňujících faktorech, které jsou dány podmínkami vlastního experimentu a fyziologickým stavem vypreparovaného vzorku. Získané hodnoty mají poměrně velký rozptyl. [18]

Kosti se skládají ze dvou druhů kostní tkáně, jak již bylo popsáno v předchozích kapitolách. Kostní tkáň je složena ze spongiosy a kortikály, které mají různé materiálové vlastnosti. Vzhledem k tomu, že skutečné materiálové charakteristiky není možné určit s dostatečnou přesností a není možné postihnout ani anizotropii materiálu. Materiál kostí bude považován za homogenní a izotropní.

Tento materiál je již možno popsat dvěma charakteristikami:

- modul pružnosti v tahu E [MPa]
- Poissonovo číslo μ [-]

Vzhledem ke složitosti řešeného problému je pro jednotlivé části kostí materiál popsán následujícími charakteristikami:

Spongiosa: $E = 500$ [MPa]

$$\mu = 0,3[-]$$

Kortikála: $E = 17\,000$ [MPa]

$$\mu = 0,3[-]$$

Všechny uvedené hodnoty jsou na základě literatury [19].

Tibiální komponenta TEP

Tibiální komponenta TEP je složena z tibiálního plata a dřívku. Nejčastěji používaný materiál je slitina kobaltu, chromu, titanu a molybdenu. Pro řešení zadaného problému byl dán materiál **Ti6Al4V**, jedná se o materiál homogenní a izotropní.

Jeho materiálové vlastnosti byly popsány následujícími charakteristikami:

- modul pružnosti v tahu: $E = 104\,800$ [MPa]
- Poissonovo číslo: $\mu = 0,31$ [-]

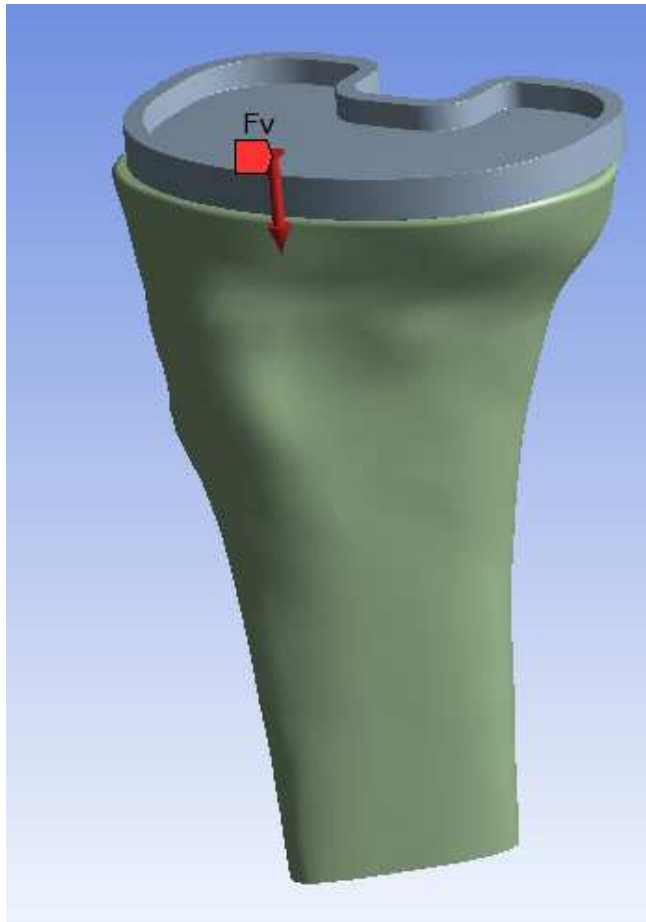
Všechny uvedené hodnoty byly voleny na základě literatury [9].

7.2.4 Model zatížení

Pro realizaci výpočtu v Ansys Workbench bylo použito silové zatěžování. Při silovém zatěžování u metody konečných prvků (MKP) je nutné předepsat okrajové podmínky tak, aby soustava byla jednoznačně vázána v prostoru.

Pro výpočet silové výslednice, kterou bude zatěžována tibia, je nutné vycházet ze statické rovnováhy. Pro daný problém je ve statické rovnováze člověk stojící na jedné noze. Rozbor statické rovnováhy a silového působení na tibií byl popsán v kapitole 6.3.

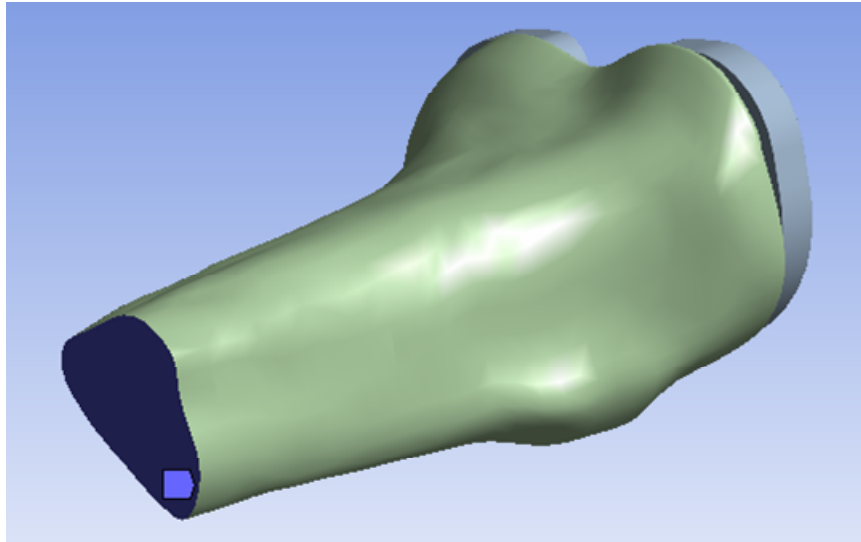
Zatěžovaná kost je konkrétním řešením, a proto bude provedeno reálné výpočtové řešení. Hmotnost člověka byla uvažována 80 kg. Z numerického řešení a na základě literatury [8] měla silová výslednice hodnotu: $F_v = 4710\text{N}$. Touto silou byla ve smyslu statické ekvivalence zatížena tibiální komponenta TEP (obr. 7.9).



Obr. 7.9. Model zatížení

7.2.5 Model vazeb

Vazby popisují vztah soustavy s okolím. Při řešení analýzy napětí a deformace v programu Ansys Workbench je nutné zabránit volnému pohybu tělesa v prostoru jako celku. V daném problému byla použita vazba fixed support, která předepisuje nulové posunutí uzlů všemi směry souřadné soustavy x, y, z, na vybraných entitách. Tato vazba byla aplikovaná v místě řezu tibie (obr. 7.10) modrou plochou a šipkou a jednoznačně určují polohu tibie a tibiální komponenty TEP v prostoru.



Obr. 7.10. Model vazeb

Nastavení parametrů řešení v programovém systému Ansys Workbench 12.0 je velkou měrou ovlivněno použitou výpočetní technikou. Časová náročnost výpočtového řešení je výrazně závislá na počítači, který byl pro řešení použit. Celkový čas výpočtů se dá znatelně zkrátit vhodnou volbou řešiče a jeho parametrů.

8. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

V této kapitole budou prezentovány výsledky výpočtů proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy:

- numerické řešení
- řešení MKP bez úbytku kostní tkáně
- řešení MKP s úbytkem kostní tkáně

8.1 Numerické řešení

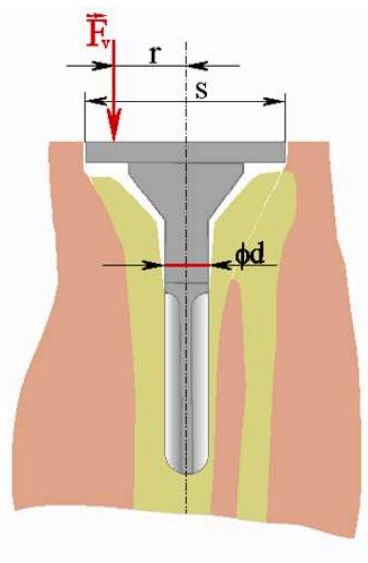
Vstupní údaje:

Hmotnost pacienta: 80 kg

Průměr dříku: $\phi d = 15 \text{ mm}$

Šířka plata: $s = 76 \text{ mm}$

Rameno: $r = \frac{3}{20} \cdot s = 11,4 \text{ mm}$



Obr. 8.1. Znárodnění vstupních údajů

Výsledná tíhová síla F_G : $F_G = m \cdot g = 80 \cdot 9,81 = \underline{\underline{785N}}$

Výsledná síla F_v : $F_v = 6 \cdot F_G = \underline{\underline{4710N}}$

Dřík je namáhán kombinací ohybu a tlaku, přičemž ohyb je dominantní.

Ohybový moment M_o : $M_o = F_G \cdot r = 785 \cdot 11,4 = \underline{\underline{8949Nmm}}$

Průřezový modul v ohybu W_o : $W_o = \frac{\pi \cdot d^3}{32} = \frac{\pi \cdot 15^3}{32} = \underline{\underline{331,3mm^3}}$

$$\text{Extrémní ohybové napětí: } \sigma_{o,ex} = \frac{M_o}{W_o} = \frac{8949}{331,3} = \underline{\underline{27MPa}}$$

Hodnota napětí je určena bez uvažování dynamických účinků. Jednotliví autoři se v literatuře velmi liší v hodnotách zatížení kolenního kloubu při chůzi. Jako průměrná hodnota se doporučuje $3F_G$. Uvážíme-li doporučenou hodnotu, dostáváme hodnotu extrémního ohybového napětí:

$$\sigma_{o,ex} = 3 \cdot \frac{M_o}{W_o} = 3 \cdot 27 = \underline{\underline{81MPa}}$$

Tato hodnota je pod uváděnou mezí únavy titanových slitin $\sigma_c=500MPa$.

Při rozboru namáhání dřívku s úbytkem kostní tkáně bylo uvedeno, že tibiální plato vzhledem k úbytku kostní tkáně může ztratit rotační stabilitu. Což může vést k uvolnění šroubového spoje. Pokud by tato situace nastala, mechanické poměry v oblasti spoje se výrazně zhorší. Pro namáhání by byl podstatný průměr části dřívku se závitem, který byl odměřen – 8 mm. Pro něj je hodnota průřezového modulu v ohybu a napětí:

$$W_o = \frac{\pi \cdot d^3}{32} = \frac{\pi \cdot 8^3}{32} = \underline{\underline{50,3mm^3}}$$

$$\sigma_{o,ex} = \frac{M_o}{W_o} = \frac{8949}{50,3} = \underline{\underline{178MPa}}$$

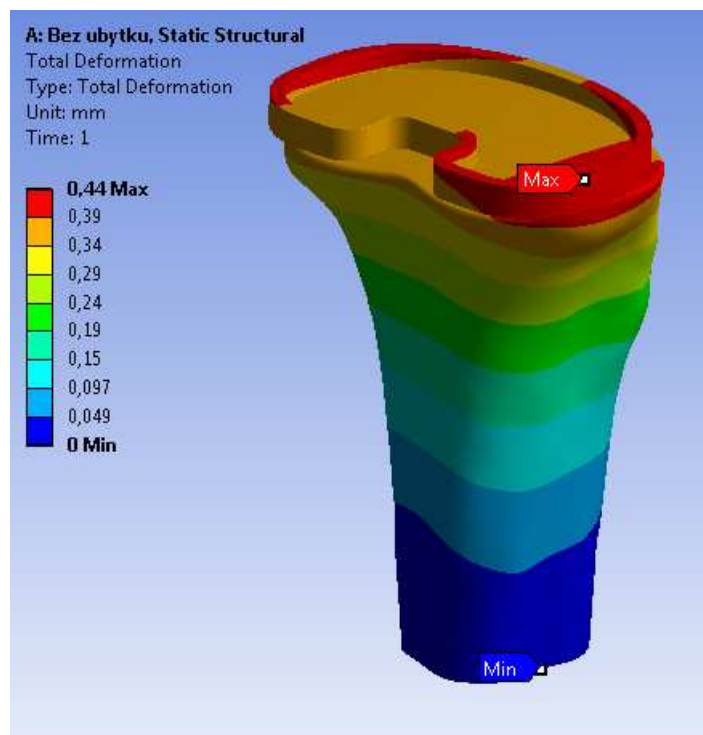
V důsledku osazení dřívku k vytvoření závitu se projeví koncentrace napětí. Průměrná hodnota součinitele koncentrace napětí je 3. Extrémní napětí, které uvažujeme bez zahrnutí dynamických účinků, bude vypočteno z následujícího vztahu:

$$\sigma_{max} = \alpha \cdot \frac{M_o}{W_o} = 3 \cdot 178 = \underline{\underline{534MPa}}$$

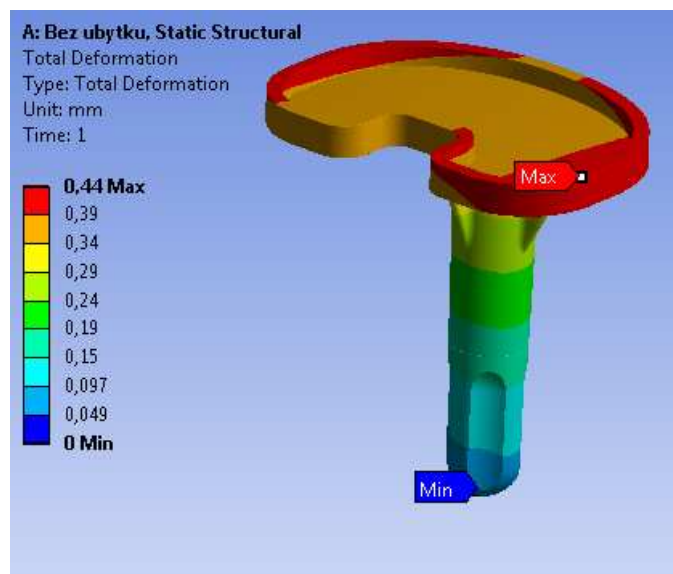
Hodnota σ_{max} je vyšší než mez únavy titanových slitin σ_c , ale podstatně menší než hodnota meze kluzu $R_e = 1000MPa$.

8.2 MKP řešení bez úbytku kostní tkáně

Při řešení metodou konečných prvků byla na začátku provedena sada testovacích výpočtů, které odhalily chyby v geometrii modelu a chyby v okrajových podmínkách. Nepřesnosti, které byly těmito chybami způsobeny, vedly k divergenci výpočtů. Z tohoto důvodu byla nutná jejich úprava. Testovací výsledky a odhalení chyb umožnili zkrátit časovou náročnost celého výpočtu.



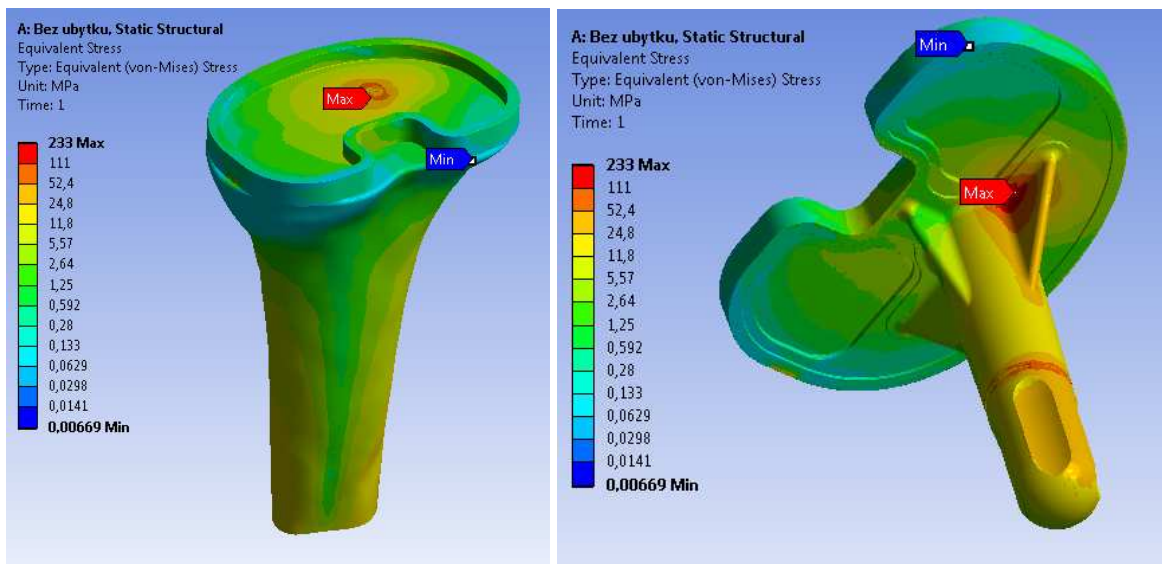
Obr. 8.2. Průběh deformace v tibii



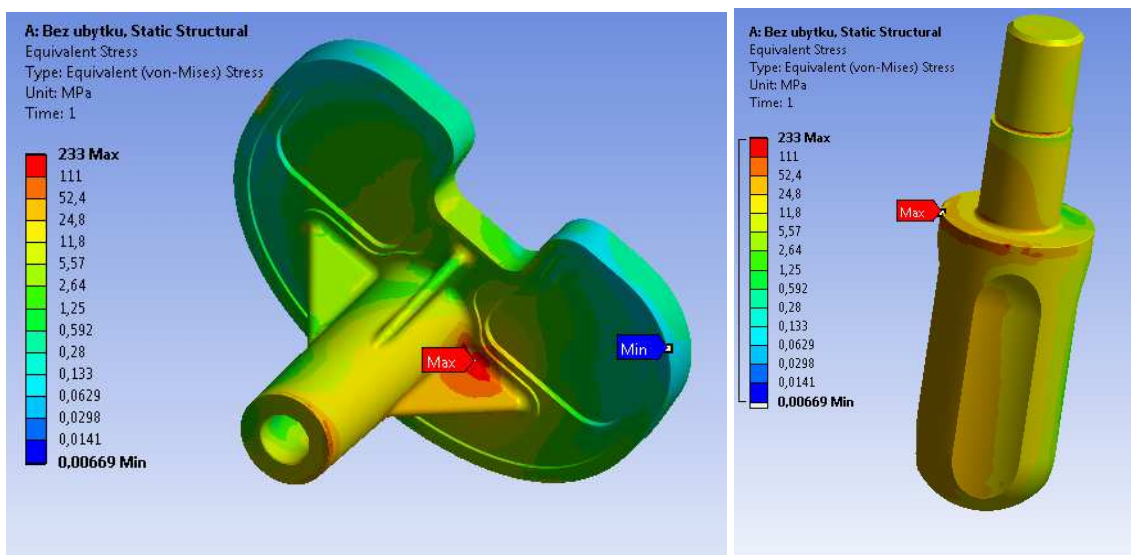
Obr. 8.3. Průběh deformace v tibiální části TEP

Deformace tibie bez úbytku kostní tkáně měla hodnotu 0,44 mm. Hodnota je velmi malá, a proto téměř zanedbatelná.

Dále bude znázorněno napětí na tibii s tibiálními platami a detail napětí pro lepší názornost na tibiální komponentě. Hodnota napětí dosáhla **233MPa**.



Obr. 8.4. Průběh napětí v tibiálním platu

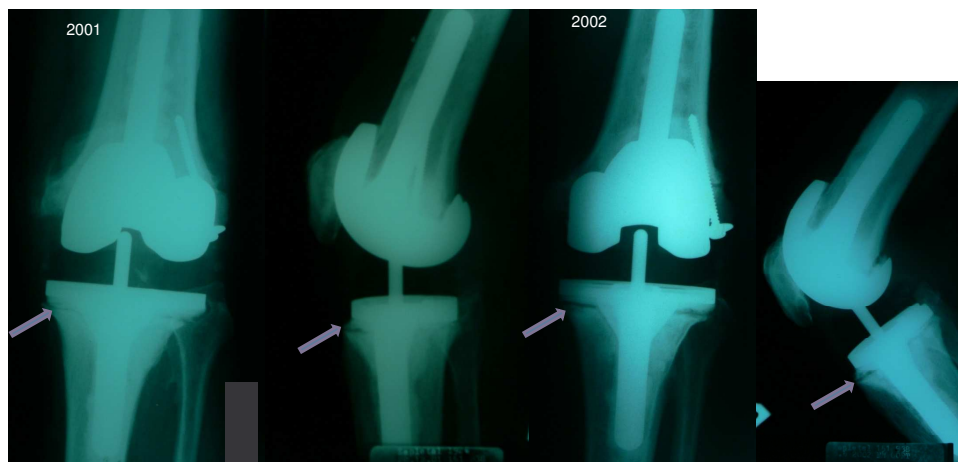


Obr. 8.5. Detail průběhu napětí na tibiální komponentě TEP

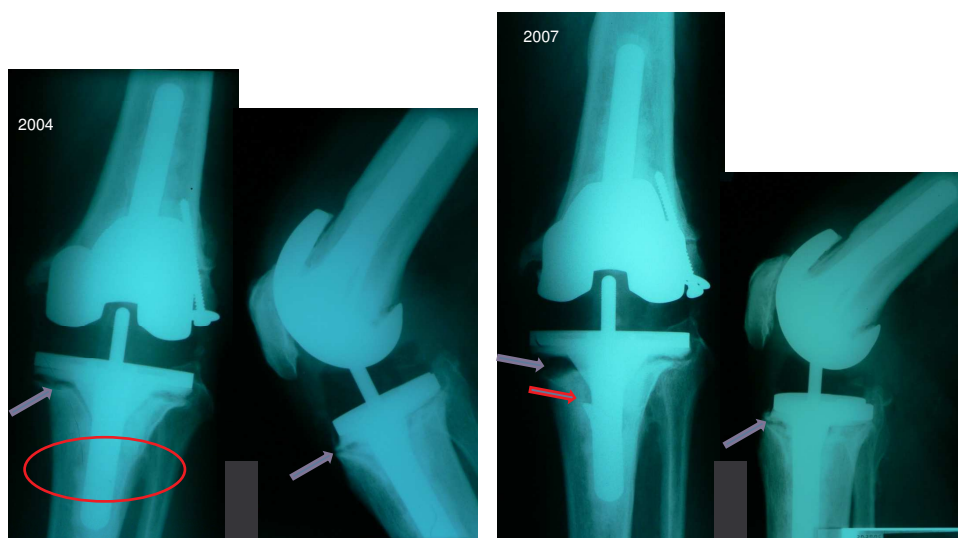
Z výsledků výpočtů pro proximální část tibie s totální endoprotézou je patrné, že největší koncentrace napětí je v místě působení síly F_v . Napětí 233MPa je hodnota pod uváděnou mezí únavy titanových slitin (viz. kap. 8.1). Při namáhání dřívku bez úbytku kostní tkáně nedojde k jeho porušení. Jestliže nedochází k úbytku kostní tkáně, je tibiální komponenta TEP plně vyhovující a funkční. Na obr. 8.5 je patrné, kde by v budoucnu (při úbytku kostní tkáně) mohlo dojít k porušení.

8.3 Řešení MKP s úbytkem kostní tkáně

V místě nejvyššího napětí u tibie s totální endoprotézou bez úbytku kostní tkáně došlo vlivem progresivní osteolýzy ke zvýšenému nárůstu namáhání. Nárůst namáhání byl způsoben úbytkem kostní tkáně. Postupný úbytek je patrný na RTG snímcích obr. 8.6.

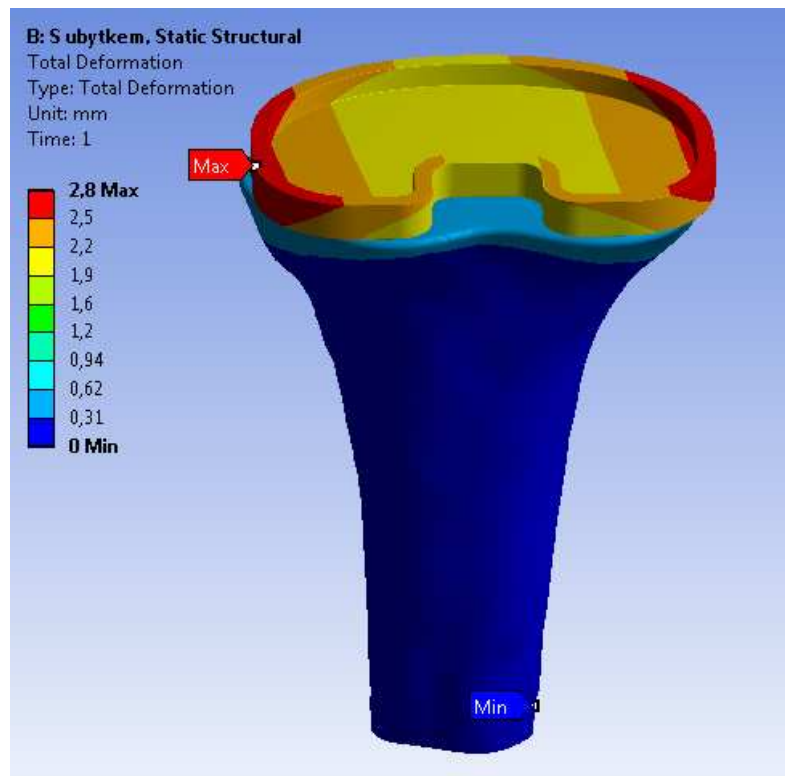


Obr. 8.6. Postupná progresse radiolucenčních linií

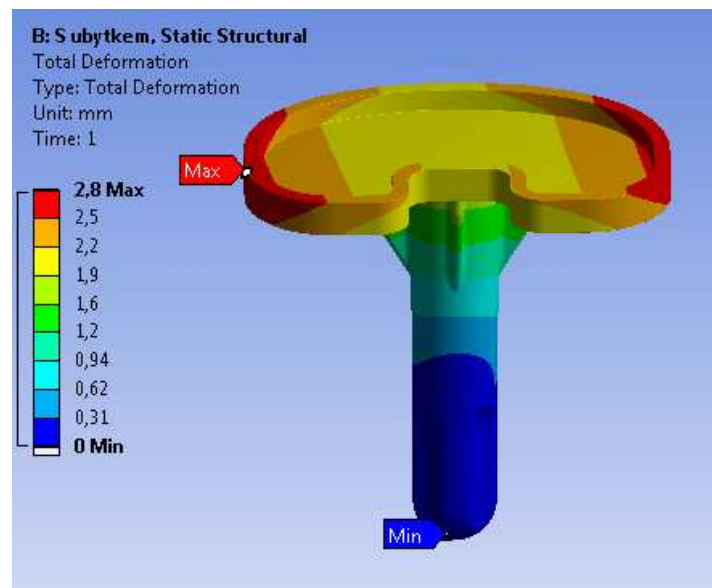


Obr. 8.7. Expanze radiolucenční linie a ztráta opory komponenty [8]

Na obr. 8.7 jsou RTG snímky, kdy osteolýza narůstala, až došlo ke ztrátě opory proximální části komponenty TEP. Tento stav vedl k porušení dřívku TEP vlivem progresivního nárůstu namáhání. Z důvodu úbytku kostní tkáně může tibiální plato ztratit rotační stabilitu. Jak bylo popsáno v kap. 6. a 8.1. Na následujících obrázcích budou prezentovány výsledky tibie s tibiální částí TEP a s úbytkem kostní tkáně.

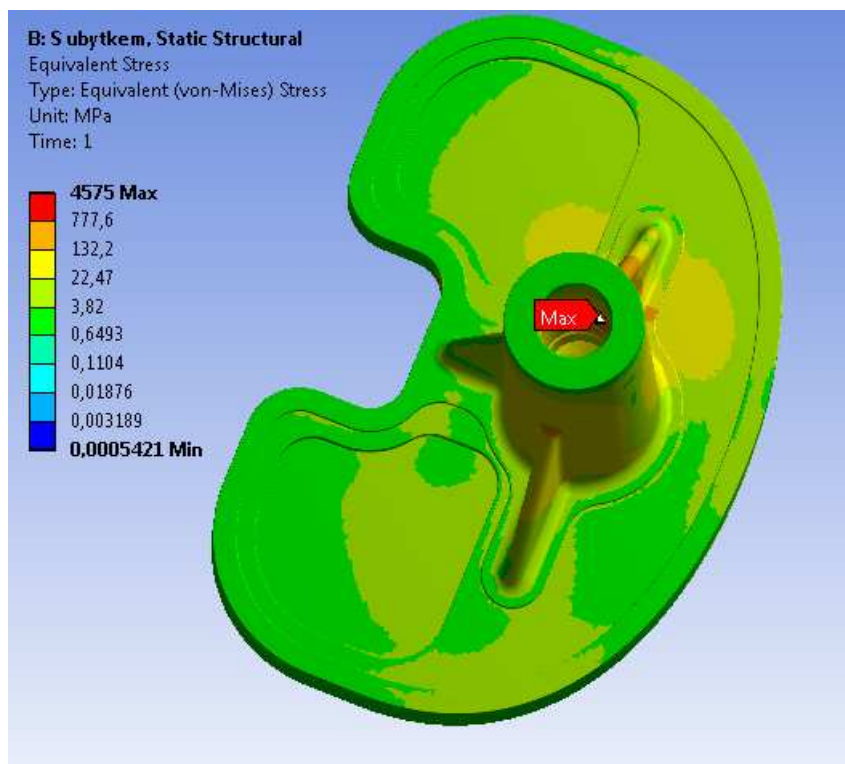


Obr. 8.8. Průběh deformace při úbytku kostní tkáně

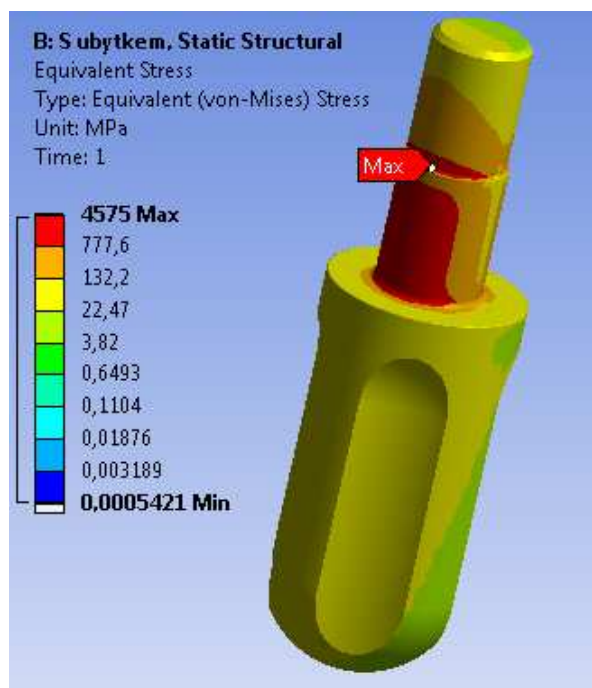


Obr. 8.9. Detail deformace na tibiální komponentě TEP

Deformační analýza s úbytkem kostní tkáně nám ukázala, že maximální hodnota deformace je 2,8 mm. Tato hodnota je několikanásobně větší než při deformaci bez úbytku kostní tkáně, kde byla deformace téměř nulová. Dále bude znázorněno napětí. Pro lepší názornost bude napětí zobrazeno pouze na tibiální části TEP.



Obr. 8.10. Napětí uvnitř tibiálního plata



Obr. 8.11. Detail napětí v dřívku TEP

Hodnota napětí dosáhla **4575MPa**, jak je patrné obrázků (8.10 a 8.11). Na obr. 8.10 je vidět maximální napětí uvnitř tibiálního plata, což vedlo k domněnce, že toto maximální napětí bude v závitě dřívku TEP. Tuto myšlenku potvrzuje obr. 8.11 na kterém je vidět detail napětí.

Na snímcích z RTG (obr. 8.7) je patrné porušení dřívku endoprotézy, které je označeno červenou šipkou. Z RTG snímků byla určena hodnota 11 mm úbytku kostní tkáně, pod tibiálním platem, při kterém došlo k porušení dřívku endoprotézy. V místě, kde došlo k porušení dřívku, byla hodnota analyzovaného napětí rovna 4575 MPa v důsledku zatížení tibiální soustavy a úbytku kostní tkáně. Tato hodnota velmi výrazně převyšuje nejen mez únavy titanových slitin, která je $\sigma_c = 500\text{MPa}$, ale i hodnotu meze kluzu $R_e = 1000\text{MPa}$.

ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo vytvořit geometrický a následně výpočtový model proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy. Na základě výpočtového modelu uskutečnit výpočtové řešení proximálního konce tibie s tibiální částí totální endoprotézy a úbytkem kostní tkáně. Provést deformačně napěťovou analýzu řešení se zaměřením na namáhání dřívku s úbytkem kostní tkáně.

Řešená soustava je tvořena proximální částí tibie s tibiální částí totální endoprotézy. Vliv vazivového aparátu nebyl uvažován. Model geometrie byl zkonstruován na základě řezů z CT, které byly dále zpracovány v designerském programu Rhinoceros 3.0, a dále upravován v programu SolidWorks 2009. V tomto programu byla namodelována tibiální komponenta TEP a provázána s tibií do jednoho celku. Geometrický a výpočtový model byl realizován v programu Ansys Workbench 12.0, ve kterém byly pomocí metody konečných prvků realizovány i výpočty.

Analýza pro zdravou tibií s tibiální částí totální endoprotézy ukázala hodnotu napětí 233MPa, která odpovídá napětí ve skutečné tibií. Naopak u tibie s úbytkem kostní tkáně dochází k rotační nestabilitě a tím k uvolnění spoje mezi proximální a distální částí TEP. Uvolnění spoje se projeví velkým nárůstem napětí, které mělo hodnotu 4575MPa, což pravděpodobně způsobilo porušení tibiální komponenty TEP.

LITERATURA

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1, Praha, Avicentrum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton, 2001
- [3] Višna, P., Hart, R.: Chrupavka kolena, MAXDORF, 2006, ISBN 80-7345-084-4
- [4] Dylevský, I.: Somatologie, Olomouc, EPAVA, 2000, ISBN 80-86297-05-5
- [5] Rokyta, R., Marešová, D., Turková, Z.: Somatologie I. a II., Praha, EUROLEX BOHEMIA, 2003, ISBN 80-86432-49-1
- [6] McMillan, B.: Velký ilustrovaný atlas lidského těla, Svojtka & Co., 2009, ISBN 978-80-256-0152-5
- [7] Fajg, M.: Deformačně napěťová analýza kolenního kloubu, Diplomová práce, VUT FSI Brno, 2006
- [8] Smižanský, M., Gallo J., Florian Z., Novotný R.: Fraktura dřívku tibiální komponenty TEP kolenního kloubu (Fracture of Tibial Stem in Revision Total Knee Arthroplasty) , Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca, October 2009, Galen
- [9] P.F.C.® Sigma Knee Systém, Technical Monograph, DePuy International Ltd, 2000
- [10] <http://www.orthes.cz/ortopedie.htm>
- [11] <http://www.ortopedie-fyzioterapie.cz/ortopedicka-ambulance/umely-kolenni-kloub.html>
- [12] <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/muscle-atlas/lower-body/>

[13] <http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/anatom.php>

[14] <http://www.lidsketelo.estranky.cz/clanky/stavba-kosti-a-dalsi>

[15] http://ms.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=10000

[16] Ansys Help

[17] <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>

[18] Rybka V., Vavřík P.: Alopastika kolenního kloubu, Arcadia 1993

[19] Valenta, J., Konvičková, S., Valerián, D.: Biomechanika kosterního a hladkého svalstva člověka, ČVUT 1998

Seznam použitých zkratek, symbolů a veličin

E	[MPa]	modul pružnosti v tahu
m	[-]	Poissonovo číslo
m	[kg]	hmotnost
F_v	[N]	silová výslednice
d	[mm]	průměr dřívku
s	[mm]	šířka tibiálního plata
r	[mm]	rameno
F_G	[N]	tíhová síla
M_o	[Nmm]	ohybový moment
W_o	[mm ³]	průřezový modul v ohybu
$\sigma_{o,ex}$	[MPa]	extrémní ohybové napětí
σ_{max}	[MPa]	extrémní napětí
α	[-]	součinitel koncentrace napětí
σ_c	[MPa]	únavy titanových slitin

Seznam obrázků

Obr. 5.1. Základní anatomické postavení.....	17
Obr. 5.2. Základní anatomické roviny.....	18
Obr. 5.3. Základní anatomické směry.....	19
Obr. 5.4. Základní směry na dolní končetině.....	20
Obr. 5.5. Popis dlouhých kostí.....	22
Obr. 5.6. Kostí a svaly kolenního kloubu.....	23
Obr. 5.7. Vyobrazení menisků na průřezu.....	24
Obr. 5.8. Vazy kolenního kloubu.....	25
Obr. 5.9. Úbytek kloubní chrupavky.....	26
Obr. 5.10. Složení kloubní chrupavky.....	26
Obr. 5.11. Ukázka stehenních svalů.....	27
Obr. 5.12. Lýtkové svaly.....	28
Obr. 5.13. Kost stehenní a česka.....	29
Obr. 5.14. Kost lýtková a holenní.....	30
Obr. 5.15. Koleno po operaci totální endoprotézy.....	31
Obr. 5.16. Totální endoprotéza.....	31
Obr. 6.1. Tibiální plato bez úbytku kostní tkáně.....	33
Obr. 6.2. TEP s úbytkem kostní tkáně.....	34
Obr. 6.3. Silové působení v kolenním kloubu.....	35
Obr. 6.4. Vzdálenost nositelek sil.....	35
Obr. 7.1. Vstupní řezy z CT.....	37
Obr. 7.2. Upravené řezy.....	37
Obr. 7.3. Tibiální komponenta.....	38
Obr. 7.4. Proximální část tibie s tibiální částí TEP.....	38
Obr. 7.5. Znázornění plochy pro sílu.....	39
Obr. 7.6. Spojení tibie, tibiálního plata a dřívku TEP v jeden celek.....	40
Obr. 7.7. Hotový geometrický model.....	40
Obr. 7.8. Konečnoprvkový model.....	41
Obr. 7.9. Model zatížení.....	43
Obr. 7.10. Model vazeb.....	44
Obr. 8.1. Znázornění vstupních údajů.....	45
Obr. 8.2. Průběh deformace v tibii.....	47

Obr. 8.3. Průběh deformace v tibiální části TEP.....	47
Obr. 8.4. Průběh napětí v tibiálním platu.....	48
Obr. 8.5. Detail průběhu napětí na tibiální komponentě TEP.....	48
Obr. 8.6. Postupná progresse radiolucenčních linií.....	49
Obr. 8.7. Expanze radiolucenční linie a ztráta opory komponenty.....	49
Obr. 8.8. Průběh deformace při úbytku kostní tkáně.....	50
Obr. 8.9. Detail deformace na tibiální komponentě TEP.....	50
Obr. 8.10. Napětí uvnitř tibiálního platu.....	51
Obr. 8.11. Detail napětí v dřívku TEP.....	51