



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNÍ A NAPĚŤOVÁ ANALÝZA DLAHY FIXUJÍCÍ ZLOMENINU PROXIMÁLNÍ ČÁSTI TIBIE

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF PLATE FOR FIXING PROXIMAL TIBIAL FRACTURE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. TOMÁŠ VOTAVA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR MARCIÁN, Ph.D.

BRNO 2022

Zadání diplomové práce

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

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

Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu proximální části tibie

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zlomenina holenní kosti se řadí k častým úrazům. Zvláště závažné jsou zlomeniny, které vznikají například při sportovních aktivitách v oblasti kolenního kloubu v proximální části holenní kosti. Kostní tkáň je nutné chirurgicky pomocí dlah zafixovat. Často se při těchto zákrocích používají komerčně vyráběné dlahy. Soustava holenní kosti s dlahou je částečně pohyblivá a mechanicky namáhaná. Posouzení mechanické interakce mezi dlahou a kostí tkání je možné provést výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešeršní studie související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie kostních tkání včetně zlomeniny.
3. Vytvoření modelu geometrie dlahy.
4. Vytvoření výpočtového modelu v programu ANSYS.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy soustavy dlahy fixující zlomeninu proximální části tibie.

Seznam doporučené literatury:

CARRERA, Ion, Pablo Eduardo GELBER, Gaetan CHARY, Miguel A. GONZÁLEZ-BALLESTER, Juan Carlos MONLLAU, Jerome NOAILLY a T. VENDEUVRE. Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. International Orthopaedics. 2016, 40(10), 2163-2169. ISSN 0341-2695. Dostupné z: doi:10.1007/s00264-015-3106-y

SAMSAMI, Shabnam, Sven HERRMANN, Robert PÄTZOLD, Martin WINKLER a Peter AUGAT.
Finite element analysis of Bi-condylar Tibial Plateau fractures to assess the effect of coronal splits.
2020, 84, 84-95. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2020.07.026

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

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá řešením deformačně-napětových stavů tibie s fixovanou zlomeninou v její proximální části. Byly uvažovány dva různé způsoby fixace, pro každý způsob fixace byly vytvořeny dvě varianty řešení. V první části práce byla provedena rešeršní studie zaměřená na studie zabývající se obdobnou tematikou, též byla provedena rešeršní studie z oblasti anatomie a biomechaniky se zaměřením na dolní končetinu, dále byla provedena rešerše v oblasti zlomenin proximální tibie a způsobu jejich fixace. K řešení deformačně-napětových stavů bylo zvoleno výpočtové modelování s užitím metody konečných prvků. K řešení byl využit software ANSYS. Analyzovány byly celkové posuvy soustavy, kontaktní tlaky mezi kloubní plochou femuru a menisky, napětí v dlaze a šroubech a přetvoření tibiální kostní tkáně. Hodnocení stavu kostní tkáně bylo provedeno na základě Frostovy hypotézy.

Summary

This master thesis is focused on stress-strain analysis of tibia with fixed proximal tibial fracture. Two types of fixation were considered, for each one two variants of solution were made. In the first part of this theses is presented a review of available literature connected with stress-strain analysis of tibia with fixed proximal tibia fracture. Next one is presented a research study of anatomy and biomechanics focused on lower limb. In the last part of research part are presented proximal tibial fractures and way of their fixation. Computational modeling using finite element method was used as solution method of stress-strain states. ANSYS software was used for solution. Total displacement, contact pressure between femoral articular surface and meniscus, stress on plate and screws and strain in tibial bone tissue were analysed. Assesment of bone tissue state was made on the basis of Frost's hypothesis.

Klíčová slova

zlomenina, tibie, fixace, metoda konečných prvků, deformačně-napětová analýza

Keywords

bone fracture, tibia, fixation, finite element method, stress and strain analysis

VOTAVA, T. *Deformační a napětová analýza dlahy fixující zlomeninu proximální části tibie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2022. 86 s. Vedoucí Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu proximální části tibie vypracoval samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. a za použití uvedených literárních pramenů.

Bc. Tomáš Votava

Děkuji Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za ochotu, trpělivost a cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat svým sestřím za konzultaci poznatků z oblasti anatomie a celé rodině za podporu během studia. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat MgA. Františku Jeřábkovi za obrovskou trpělivost a shovívavost.

Bc. Tomáš Votava

Obsah

1	Úvod	3
2	Popis problémové situace	4
3	Cíle práce	5
4	Rešerše	6
4.1	Anatomie a biomechanika	6
4.2	Zlomeniny kostí	6
4.3	Studie zabývající se výpočtovým modelováním dané problematiky	6
5	Anatomie související s řešenou problematikou	8
5.1	Obecná osteologie	8
5.1.1	Základní části kostry	8
5.1.2	Typy kostí	9
5.1.3	Části dlouhých kostí	10
5.1.4	Kostní tkáň	11
5.2	Obecná arthrologie	13
5.2.1	Articulatio synovialis (kloub)	14
5.2.2	Zvláštní zařízení kloubu	15
5.2.3	Pohyby v kloubu	16
5.3	Membrum inferius	16
5.3.1	Ossa membrum inferioris	16
5.3.2	Juncturae membri inferioris	18
6	Biomechanika související s řešenou problematikou	22
6.1	Mechanické vlastnosti kostní tkáně	22
6.2	Funkční adaptace kostní tkáně	25
6.2.1	Mechanismy adaptace kostní tkáně	25
6.2.2	Procesy funkční adaptace kostní tkáně	25
6.2.3	Wolffův zákon remodelace	26
6.2.4	Frostova hypotéza	27
7	Zlomeniny kostí	28
7.1	Léčba zlomenin	28
7.1.1	Konzervativní léčba zlomenin	29
7.1.2	Operativní léčba zlomenin	29
7.2	Hojení zlomenin	30
7.2.1	Primární hojení	30
7.2.2	Sekundární hojení	30
7.3	Klasifikace zlomenin	31
7.3.1	Klasifikační zlomeniny pro specifické zlomeniny	31
7.3.2	Obecné nebo univerzální klasifikační systémy	36

8	Vnitřní fixace zlomenin	39
8.1	Fixace metodami absolutní stability	39
8.2	Fixace metodami relativní stability	39
8.3	Dlahy s kombinovaným otvorem	40
8.4	Zlomenina postero-mediální části proximální tibie a její fixace	40
8.4.1	Úhlově stabilní dlahy k fixaci zlomeniny postero-mediální části proximální tibie	41
8.4.2	Fixace kompresními šrouby	43
8.4.3	Materiál dlahy a šroubů	44
9	Metoda řešení problému	46
10	Výpočtové modelování	47
10.1	Varianty řešení	47
10.1.1	Fixace dlahou	47
10.1.2	Fixace šrouby	47
10.2	Model geometrie	48
10.2.1	Varianta 1 a Varianta 2	48
10.2.2	Varianta 3 a Varianta 4	50
10.3	Model vazeb	52
10.3.1	Varianta 1 a Varianta 2	52
10.3.2	Varianta 3 a Varianta 4	54
10.4	Model zatížení	54
10.4.1	Varianta 1, Varianta 2 a Varianta 4	54
10.4.2	Varianta 3	55
10.5	Model materiálu	56
10.6	Konečnoprvková síť	56
10.7	Nastavení řešiče	58
10.8	Použitý hardware	59
11	Prezentace a analýza výsledků	60
11.1	Prezentace a analýza posuvů soustavy	60
11.2	Analýza vybraných kontaktů	61
11.2.1	Kontakt mezi kloubní plochou femuru a menisky	61
11.2.2	Kontakt mezi tibií a úlomkem	61
11.3	Analýza deformačně-napětových stavů dlahy a šroubů	63
11.3.1	Redukované napětí HMM na dlaze	63
11.3.2	Redukované napětí HMM na šroubech	64
11.4	Analýza kostních tkání	66
11.5	Shrnutí a porovnání výsledků	71
12	Závěr	73

1. Úvod

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem lidského těla. Jakékoliv poranění tohoto kloubu má za následek omezení jeho pohyblivosti, což se projeví zejména na schopnosti chůze. Kromě závažných poranění měkkých tkání může dojít ke zlomenině některé z artikulujících kostí.

Zlomeniny proximální tibie vznikají zpravidla následkem pádu či sportovní aktivity. Zlomeniny u nichž je zasažena kloubní plocha jsou obzvláště závažné, neboť při nesprávné léčbě by mohlo dojít k významnému omezení funkčnosti kloubu. Aby bylo možné obnovit funkci kloubu v co největším rozsahu, je zpravidla nutné použít vnitřní způsob fixace (vnitřní dlahou nebo šrouby, viz obr. 1.1) [103]. Volba odpovídajícího způsobu fixace je spojena se závažností dané zlomeniny. Správné zvolení způsobu fixace ovšem dokáže významně ovlivnit léčbu zlomeniny.

V této diplomové práci budou porovnány oba způsoby fixace zlomeniny posteriorní části proximální tibie, tedy fixace pomocí komerčně vyráběné dlahy určené k fixaci dané zlomeniny a fixace pomocí spongiózních šroubů.



Obrázek 1.1: Fixace zlomeniny proximální tibie [81]

2. Popis problémové situace

Z důvodu nutnosti zajištění stability úlomku, která je pro kostní hojení nezbytná, se zlomeniny proximální tibie fixují vnitřními dlahami nebo šrouby určenými k fixaci zlomenin [103]. Samotná dlaha je ke kosti fixovaná pomocí šroubů. Pokud dojde k zatížení končetiny s fixovanou zlomeninou pomocí dlahy či šroubů, tak se významným způsobem mění charakter namáhání kostní tkáně oproti fyziologickému stavu.

Posouzení mechanické interakce dlahy a proximální části holenní kosti (resp. kostní tkáně) bývá dle dostupné literatury realizováno zpravidla pomocí výpočtového modelování s užitím metody konečných prvků. Model geometrie se většinou skládá z holenní kosti, dané dlahy a šroubů, které dlahu fixují (případně pouze ze šroubů pokud není prováděna fixace dlahou). Zatížení je aplikováno buď přímo na kloubních plochách holenní kosti (velikost a způsob zatížení je převzatý z literatury) nebo nepřímo pomocí tuhých těles (například válců a kvádrů, které jsou zatíženy jednou silou), ta by měla reprezentovat kloubní spojení. Tyto způsoby nemusí odpovídat reálnému zatížení, protože postavení jednotlivých kostí kolenního kloubu je interindividuálně variabilní. Z toho důvodu bude výpočtový model pro účely této práce tvořen holenní kostí ale i stehenní kostí.

Formulace problému

Provedení deformačně-napěťové analýzy interakce dlahy (resp. šroubů) a kostní tkáně.

3. Cíle práce

1. Provedení rešeršní studie související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie kostních tkání včetně zlomeniny.
3. Vytvoření modelu geometrie dlahy.
4. Vytvoření výpočtového modelu v programu ANSYS.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy soustavy dlahy fixující zlomeninu proximální části tibie.

4. Rešerše

Před samotným řešením problému je nutné udělat rešeršní studii, jejímž úkolem je prozkoumat současný stav poznání související s řešenou tematikou. Studie a publikace, které byly v rámci této práce zkoumané, je možné rozčlenit do tří podkapitol. První podkapitola je věnována anatomii a biomechanice týkající se řešeného problému (v rámci anatomie zde budou zahrnuty i publikace věnující se histologii a osteologii). Druhá podkapitola se věnuje traumatologii a způsobům fixace zlomenin. Poslední podkapitola obsahuje studie, které se zabývají právě výpočtovým modelováním deformačně napěťových stavů dlah či šroubů fixujících zlomeninu tibie (případně jiných dlouhých kostí lidského těla).

4.1. Anatomie a biomechanika

Hlavním zdrojem v oblasti anatomie pro tuto práci je Čihák (2001) [25], ve kterém je detailně rozebrána anatomie pohybového aparátu. Dále lze využít přehledy anatomie od Holibkové a Leichmana (2010) [36], Hudáka a kol. (2015) [38]. Z oblasti histologie je možné použít učební text od Čecha (2006) [24]. Informace lze doplnit z internetové stránky WikiSkripta.

Z oblasti biomechaniky lze využít knihu Valenty a kol. (1985) [99], Čapka a kol. (2018) [13], ve kterých lze najít mechanické vlastnosti tkání, poznatky z výpočtového modelování odezvy kostní tkáně na zatížení pomocí metody konečných prvků a poznatky o remodelaci. Na pomezí anatomie a biomechaniky stojí publikace Bartoníčka (2004) [6].

4.2. Zlomeniny kostí

V oblasti zlomenin kostí, jejich hojení a léčby je možné čerpat z české literatury týkající se traumatologie a to z knih Maňáka (2005) [63], Pokorného (2002) [76], Višně a Hocha (2004) [102] a Wendscheho (2015) [103]. Ze zahraničních publikací lze čerpat z knihy McRae a Essera (2008) [66].

Dále je vhodné využít poznatků z materiálů či článků od Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (dále jen AO), např. [45], [46]. AO je nezisková organizace zabývající se výzkumem, vývojem a vzděláváním v oblasti zranění pohybového aparátu [3].

4.3. Studie zabývající se výpočtovým modelováním dané problematiky

V zahraničí byly publikovány studie zabývající se problematikou fixace zlomenin na proximální tibii. Jedná se o studie Belaida a kol. (2018) [8], Dehousta a kol. (2020) [26], Huang a kol. (2015) [37] a Samsamiho a kol. (2020) [83]. V těchto studiích ovšem není detailně zohledněna geometrie šroubů či zatížení tibie přes kolenní kloub (zatížení je aplikováno buď přímo na kloubní plochy silami převzatými z literatury, nebo nepřímo silou působící na tuhá tělesa, která by svým tvarem měla imitovat femur).

Na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky byly v minulých letech obhájeny práce z oblasti výpočtového modelování deformačně napěťových stavů dlah fixujících zlomeniny. Jedná se o práce Kalnického (2017) [42] řešící deformačně napěťovou analýzu

dlahy fixující zlomeninu diafýzy femuru, Semeráka (2018) [84] řešící deformačně napětovou analýzu fixátorů na mandibule a práce Husslikové (2020) [41] zabývající se deformačně napětovou analýzou dlahy fixující zlomeninu distální části radia.

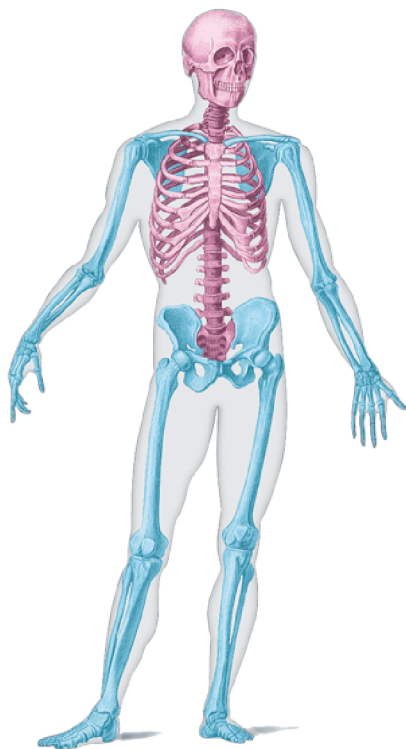
5. Anatomie související s řešenou problematikou

Cílem této kapitoly je přiblížení základního anatomického názvosloví, stejně jako topologie lidského těla. Rozebrána bude anatomie *membri inferioris* (*dolní končetiny*) s důrazem na tibií, které se tato práce výhradně týká. V této kapitole bude stručně rozebrána i histologie kostní tkáně.

5.1. Obecná osteologie

V rámci této podkapitoly budou přiblíženy základní poznatky osteologie (nauky o kostech), které jsou důležité z hlediska anatomického názvosloví, ale i z hlediska stavby kostí.

5.1.1. Základní části kostry



Obrázek 5.1: Základní rozdělení kostry [47]

Lidskou kostru lze rozdělit na dvě hlavní části [25, 38] a to:

- *skeleton axiale* (*osová kostra*) na obrázku 5.1 růžově, která se dále dělí na:
 - *cranium* (*lebka*)
 - *columna vertebralis* (*páteř*)
 - *skeleton thoracis* (*kostra hrudníku*), tj. *costae* (*žebra*) a *sternum* (*kost hrudní*)

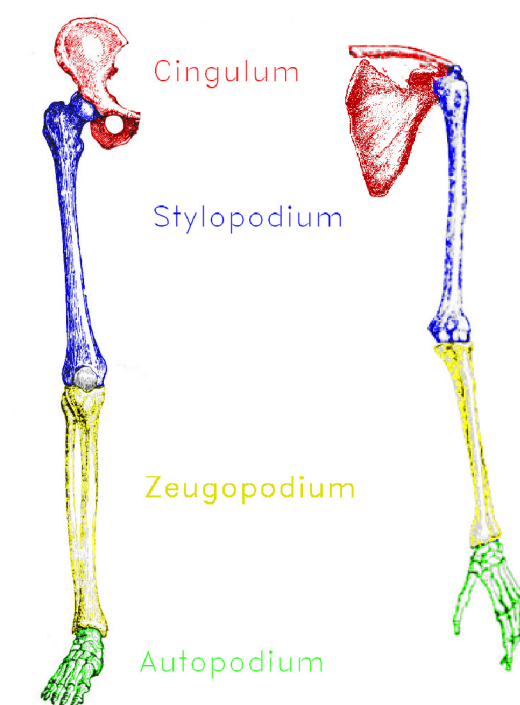
5. ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU

- *skeleton appendiculare* (kostra končetin) na obrázku 5.1 modře, která se dále dělí na:
 - *ossa membri superioris* (kostra horní končetiny)
 - *ossa membri inferioris* (kostra dolní končetiny)

Ossa membri superioris i *ossa membri inferioris* se dělí na části [25, 38] (viz obr. 5.2):

- *cingulum* (pletenec) - připojení kostry končetiny k axiálnímu skeletu [25, 72]
- *stylopodium* - proximální část končetiny, tvořena jednou kostí [25, 38, 72]
- *zeugopodium* - úsek tvořený dvěma kostmi [25]
- *autopodium* - koncová distální část končetiny [25]

Stylopodium, *zeugopodium*, *autopodium* tvoří dohromady kostru volné končetiny [36].



Obrázek 5.2: Obecná stavba kostry končetin [2] - upraveno

5.1.2. Typy kostí

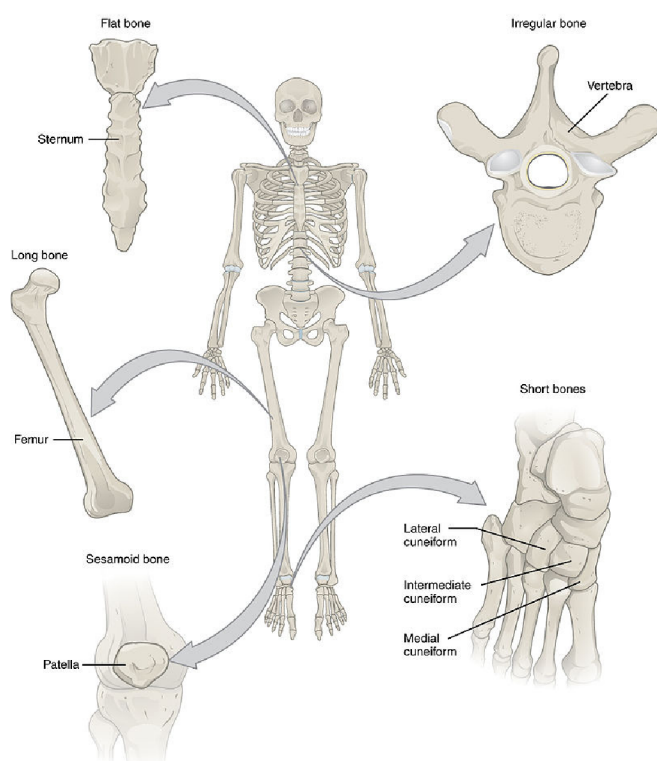
Dle tvaru rozlišujeme obecně tři typy kostí [25]:

- *dlouhé kosti* - skládají se z těla (diafýzy) a koncových kloubních úseků (epifýz) [25, 38]
- *krátké kosti* - mají nepravidelný tvar i nepravidelné kloubní plochy [25, 38]

5.1. OBECNÁ OSTEOLOGIE

- *ploché kosti* - na povrchu těchto kostí se nachází vrstva kompaktní kostní tkáně, mezi vrstvami kompaktní kostní tkáně (viz 5.1.4) se poté nachází vrstva spongiózní kostní tkáně (viz 5.1.4) [52]

Čihák [25] dále uvádí dva typy nezařazených kostí. První typ jsou kosti, které jsou kombinací výše uvedených, či se svým tvarem úplně vymykají. Takové kosti se nazývají *kosti nepravidelné*. Druhý nezařazený typ jsou *kosti pneumatizované* (jejich dutinky jsou vyplněny vzduchem a jsou vystlány sliznicí). Hudák (Memorix) [38] však tyto dva typy kostí řadí ke třem základním typům a přidává k nim ještě *kosti sezamské* (malé kosti uložené zpravidla ve šlachách). Typy kostí charakterizované Hudákem i s příkladem na lidském těle klasifikované dle Hudáka [38] je možné vidět na obrázku 5.3 (s výjimkou kosti pneumatizované).



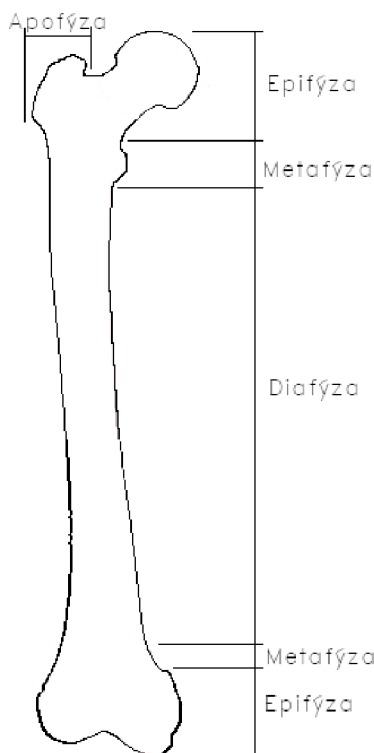
Obrázek 5.3: Typy kostí dle tvaru [74]

5.1.3. Části dlouhých kostí

Jelikož je tibia dlouhá kost, budou v této podkapitole obecně popsány části dlouhých kostí. Literatura se obecně neshoduje, Čihák [25], Bartoníček [6] i Hudák [38] rozlišují čtyři části dlouhých kostí (viz obr. 5.4):

- *diafýza* - střední (rourovotá) část dlouhé kosti [25, 38]
- *epifýza* - koncová část kosti [38] nesoucí na sobě kloubní plochu [6]
- *apofýza* - kostní hrbol samostatně osifikující [6]
- *metafýza* - přechodová část mezi epifýzou a diafýzou [38]

Lze se setkat i se zdroji rozlišující pouze tři části (např. [52]), tyto zdroje nerozlišují apofýzu.



Obrázek 5.4: Části dlouhých kostí (ukázka na femuru)

5.1.4. Kostní tkáň

Kostní tkáň je tvořena čtyřmi základními typy buněk [38]:

- *osteoblasty* - podílejí se na vzniku základní kostní hmoty (tzv. kostní matrix) [25, 38]
- *osteocyty* - jsou neaktivní (starší) formou osteoblastů [36]
- *osteoklasty* - buňky podílející se na resorpci (odbourávání) kostní tkáně [6]
- *osteoprogenitorové buňky* - podílejí se na vzniku osteoblastů [68]

Prostor mezi buňkami vyplňuje mezibuněčná hmota (tj. výše zmíněná základní kostní hmota, jinak řečeno kostní matrix) [38], ta obsahuje [36]:

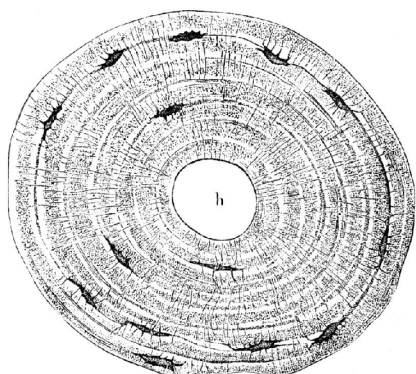
- *ossein* - organická složka, zaručuje pružnost kostní tkáně [25]
- *anorganickou složku* - zaručuje tvrdost kostní tkáně [36]

Podíl organické složky se s procesem stárnutí organismu snižuje (naopak podíl anorganické složky roste) a proto dochází ke křehnutí kostí [25]. Kostní tkáň pak může být uspořádaná dvěma způsoby:

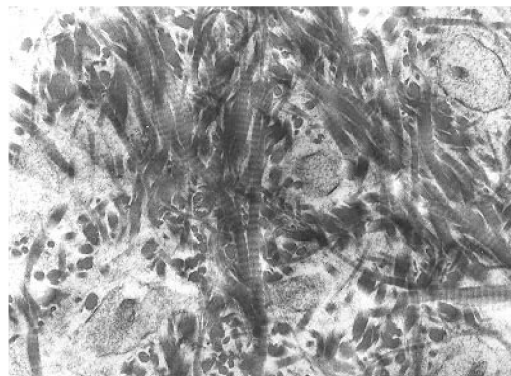
- *lamelárně* (též *lamelózně*) - uspořádání do lamel (vrstev), které mohou vytvářet tzv. Haversův systém (tj. koncentricky uspořádané lamely, viz obrázek 5.5a) [38], lamelární kostní tkáň je základní stavební jednotkou kosti [36]
- *fibrilárně* - uspořádání nepravidelné (viz obrázek 5.5b), vyskytuje se primárně během vývoje kostí [38], v dospělosti tvoří zejména kostní drsnatiny [25], vláknitá kostní

5.1. OBECNÁ OSTELOGIE

tkáň však může vzniknout i v souvislosti s patologickým přetěžováním kostní tkáně, v této souvislosti se hovoří o tzv. sklerotické kostní tkáni [29], která vzniká též při hojení kostí [38]



(a) Lamelózní kostní tkáň [60]



(b) Vlákniatá kostní tkáň [39]

Obrázek 5.5: Způsoby uspořádání kostní tkáně

Lamelární kostní tkáň se vyskytuje v kostech (z hlediska markoskopické stavby) ve dvou formách a to *substantia compacta* (kompaktní kostní tkáň) a *substantia spongiosa* (spongiózní kostní tkáň) [38].

Kompaktní kostní tkáň

Kompaktní kostní tkáň (někdy též kortikální) se skládá s lamel v těsném uspořádání [13]. Lamely, tvořící kompaktní kostní tkáň, mohou vytvářet tzv. Haversův systém (neboli osteon) [24, 38]. Osteony prochází nervová vlákna, krevní a mízní cévy, které jsou uloženy v Haversově kanálku. Napříč jsou lamely spojeny Volkmanovými kanálky, kterými též vedou nervová vlákna, mízní i krevní cévy [24]. Mezi jednotlivými osteony (které ani nemusí být pravidelné [25]) se nachází intersticiální lamely. Ty jsou pozůstatkem již nefunkčních Haversových systémů, což dokládá schopnost přestavby kosti [24], která bude popsána níže. Uspořádání vrstvy kompaktní kostní tkáně je možné vidět na obrázku 5.6.

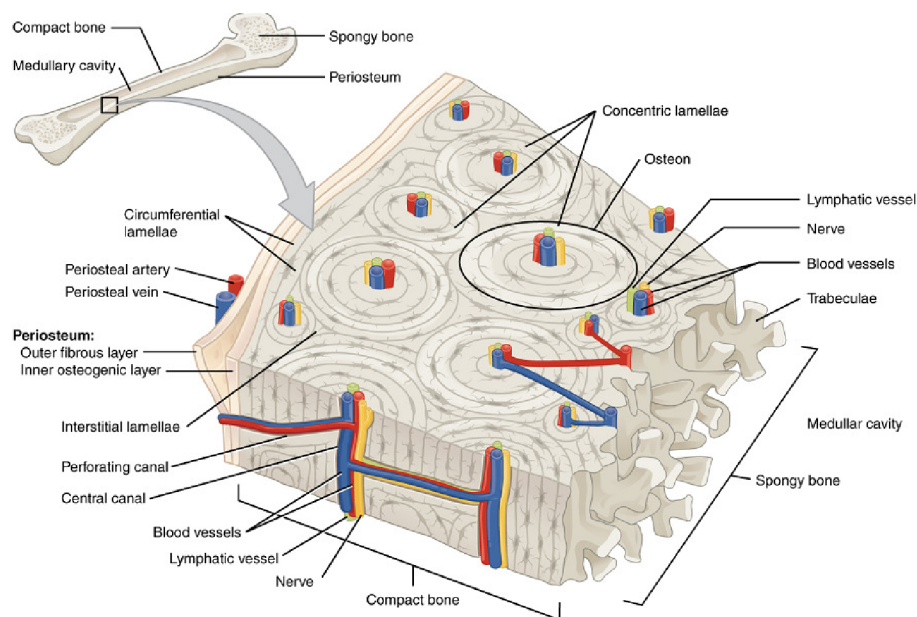
Kompaktní kostní tkáň tvoří těla dlouhých kostí, povrchy epifýz, povrchy plochých a krátkých kostí [24].

Spongiózní kostní tkáň

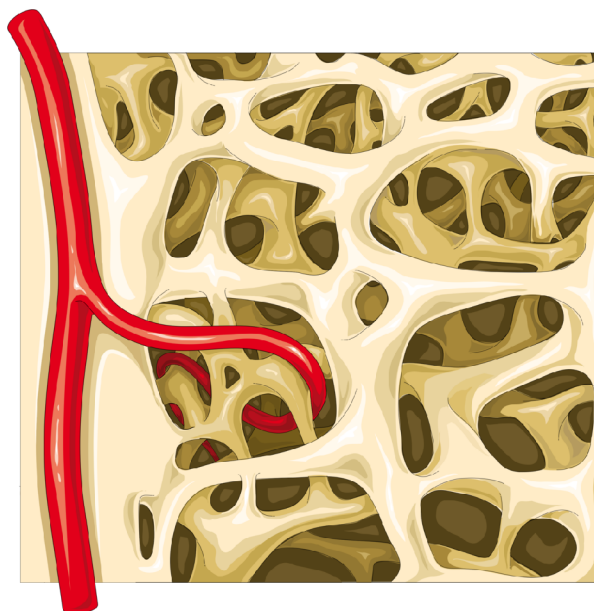
Spongiózní kostní tkáň (nebo též trabekulární kostní tkáň) se skládá z trabekul (trámeků), mezi nimiž se nachází prostory (tzv. mezitrabekulární prostory) kostní tkáni nevyplněné [13]. Trabekuly jsou tvořeny lamelami. Pokud je tloušťka trabekuly větší než 100 μm , tak je mikroskopická stavba stejná jako u kosti kompaktní. V opačném případě je trabekula tvořena pouze plášťovými lamelami [24]. Spongiózní kostní tkáň bývá též nazývána *trabekulární* [52].

Spongiózní kostní tkáň se nachází v epifýzách dlouhých kostí. Vyskytuje se i u krátkých kostí, které mají podobnou stavbu jako kosti dlouhé [24].

Mezitrabekulární prostor bývá zpravidla vyplněn kostní dřeví [38]. Spongiózní kostní tkáň je možné vidět na obrázku 5.7.



Obrázek 5.6: Příčný řez dlouhou kostí - stavba kompaktní kostní tkáně [73]



Obrázek 5.7: Spongiózní kostní tkáň [55]

5.2. Obecná arthrologie

Proximální část tibie tvoří kloubní spojení s femurem. Toto kloubní spojení je v lidském těle nejsložitější a je vhodné při řešení výše definovaného problému znát anatomii kolenního kloubu. Tato podkapitola si bere za cíl přiblížit základní názvosloví týkající se spojení kostí, což je předmětem arthrologie (nauky o kostních spojeních).

Obecně rozlišujeme dva typy kostních spojů [25, 38, 91]:

- *synartrosis* - plynulé spojení kostí některým z pojev:
 - *junctura fibrosa* - spojení vazivem [25]
 - *syndesmosis* - vazivové spojení mimo kostí lebky [25]

5.2. OBECNÁ ARTHROLOGIE

- *gomphosis* - spojení zubu a čelisti pomocí vazivové tkáně periodontium [25]
- *sutura* - vazivové spojení lebečních plochých kostí [25]
- *membrana* - spojení pomocí vazivové blány [38]
- *junctura cartilaginea* - spojení chrupavkou [25]
 - *synchondrosis* - spojení hyalinní chrupavkou [25, 38]
 - *symphysis* - spojení vazivovou chrupavkou) [25, 38]
- *junctuta ossea, synostosis* - spojení kostí pomocí kostní tkáně [25]
- *diarthrosis (articulatio synovialis, junctura synovialis)* - spojení kostí pomocí kloubu [25, 38]

Další části této podkapitoly bude rozebrán již pouze *articulatio synovialis* (neboli *diarthrosa*), tedy kloubní spojení kostí, neboť má z hlediska řešeného problému největší význam.

5.2.1. Articulatio synovialis (kloub)

Dle počtu kostí kloub tvořící (tedy kostí v kloubu stýkajících se) můžeme klouby rozdělit na složené (v kloubu se stýká více než dvě kosti) a jednoduché (v kloubu se stýkají dvě kosti) [38].

U kloubu rozlišujeme *facies articulares (stykové plochy)*, které jsou zpravidla takové, že jedna je konvexní - *caput articulare (kloubní hlavice)* a druhá je konkávní - *fossa articulare (kloubní jamka)* [25, 38]. Po obvodu *stykových ploch* se upíná *capsula articularis (kloubní pouzdro)* [25]. Tu lze rozlišit na dvě vrstvy z nichž vnější - *membrana fibrosa* - je vrstva vazivová a vnitřní - *membrana synovialis* - je vrstva synoviální [38]. Mezi *facies articulares (stykovými plochami)* a *capsula articularis (kloubním pouzdem)* se nachází *cavitas articulares (kloubní dutina)* [25].

Klouby je možné klasifikovat i dle tvaru stykových ploch, Čihák [25] uvádí následující klasifikaci:

- *art. spherioidea (kulový kloub)* - dle rozsahu pohybu kulový kloub dělíme na:
 - volný - velký rozsah pohybů, neboť plocha jamky je menší než plocha hlavice - *art. humeri*
 - omezený - menší rozsah pohybů, neboť jamka je hluboká - *art. coxae*
- *art. ellipsoidea (elipsovitý/vejčitý kloub)*
- *art. sellaris (sedlový kloub)*
- *art. cylindrica (válcový kloub)* - dle polohy osy rotace vůči podélné ose kosti dělíme válcový kloub na:
 - *gynglymus (veřejový)* - osa rotace je kolmá na osu kosti, speciálním případem je *art. trochlearis (kladkový kloub)*, což je gynglymus obsahující vodící rýhu
 - *art. trochoidea (kolový kloub)* - osa rotace je rovnoběžná s osou kosti

5. ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU

- *art. bicondylaris* (dvojhrbolový kloub)
- *art. plana* (plochý kloub)
- *amphiarthrosis* (tuhý kloub)

Tuhý kloub občas nebývá řazen do klasifikace (např. dle Hudáka [38]).

Klouby lze členit ještě z hlediska počtu os, kolem kterých může probíhat pohyb, a to na klouby jednoosé (*art. cylindrica*), dvojosé (*art. sellaris*, *art. ellipsoidea*), trojosé (*art. spherioidea*) [75].

5.2.2. Zvláštní zařízení kloubu

Kromě výše popsaných částí mohou kloubu obsahovat i další části [25].

Disci et menisci articulares

Disci et menisci articulares (disky a menisky) jsou ploténky skládající se z vazivové chrupavky [25], které mají za úkol vyrovnávat různá zakřivení kloubních ploch [38, 25]. Tato zvláštní zařízení jsou pružným členem mezi kloubními plochami a umožňují složitější pohyby v kloubu [25].

Discus articularis (kloubní disk) má tvar plného disku (z hlediska obvodu) [25] a rozděluje kloub na dvě dutiny [38]. *Meniscus articularis* (kloubní měsíček) má tvar měsíčku (nebo srpku) a dělí stykové plochy pouze v částečném rozsahu [25, 38].

Labrum articulare

Labrum articulare (kloubní lem) je vazivově-chrupavčitý lem tvořící vyvýšený okraj kloubu, rozšiřuje tak plochu kloubní jamky [25, 38].

Bursae synoviales

Bursae synoviales (tíhové válečky) jsou uzavřené dutiny [38] nacházející se v řídkém vazivu. Jsou vystlány synoviální membránou a vyplněny jsou tekutinou podobnou kloubní synovii [25, 38], díky tomu snižují tření [6].

Musculi articulares

Musculi articulares jsou malé svaly upínající se do kloubního pouzdra s počátkem v hlubokých vrstvách okolního svalstva [25].

Ligamenta

Ligamenta (kloubní vazy) zesilují kloubní pouzdro. Mohou též ovlivnit i pohyby v kloubu [25].

Hudák (Memorix) [38] řadí do zvláštních zařízení kloubu ještě *fibrocartilago* (vazivová chrupavka čtvercového tvaru zvětšující plochu kloubní jamky) a *corpora adiposa* (tuková tělíska, která vyrovnávají nestejná zakřivení stykových kloubních ploch).

5.3. MEMBRUM INFERIUS

5.2.3. Pohyby v kloubu

V této podkapitole budou popsány pohyby v kloubu z hlediska anatomie a to hlavně z důvodu přiblížení názvosloví. Pohyb v kloubu lze popsat dvěma způsoby a to způsobem jakým se vůči sobě pohybují stykové kloubní plochy a nebo dle osy, okolo které pohyb probíhá [25, 48].

Pokud mluvíme o pohybu stykových ploch vůči sobě, tak rozlišujeme tři základní pohyby a to:

- *valení*
- *smyk*
- *rotaci*

Tyto tři pohyby není třeba dále vysvětlovat, neboť jsou v této souvislosti chápány stejně i v mechanice těles. Výsledný pohyb kloubu je poté kombinací těchto tří pohybů [48].

Pokud popisujeme pohyb v kloubu vzhledem k osám, tak rozlišujeme opět tři základní pohyby:

- *flexe* a *extense* - pohyby v sagitální rovině [38], (*ventrální flexe* - ohnutí dopředu, (*dorsální extense* - ohnutí dozadu [25]
- *abdukce* a *addukce* - pohyby ve frontální rovině [38], *abdukce* - odtažení od těla (do strany), *addukce* - přitažení k tělu (k mediální rovině) [25]
- *rotace* (nebo též *pronace* a *supinace* - pohyby okolo osy kostí v kloubu [38], *pronace* - vnitřní rotace, *supinace* - vnější rotace [25, 48]

Ilustrace těchto pohybů na lidském těle je na obrázku 5.8. Ostatní pohyby v kloubu jsou kombinací výše uvedených (např. cirkumdukce, která je kombinací flexe, extense, abdukce a addukce) [25].

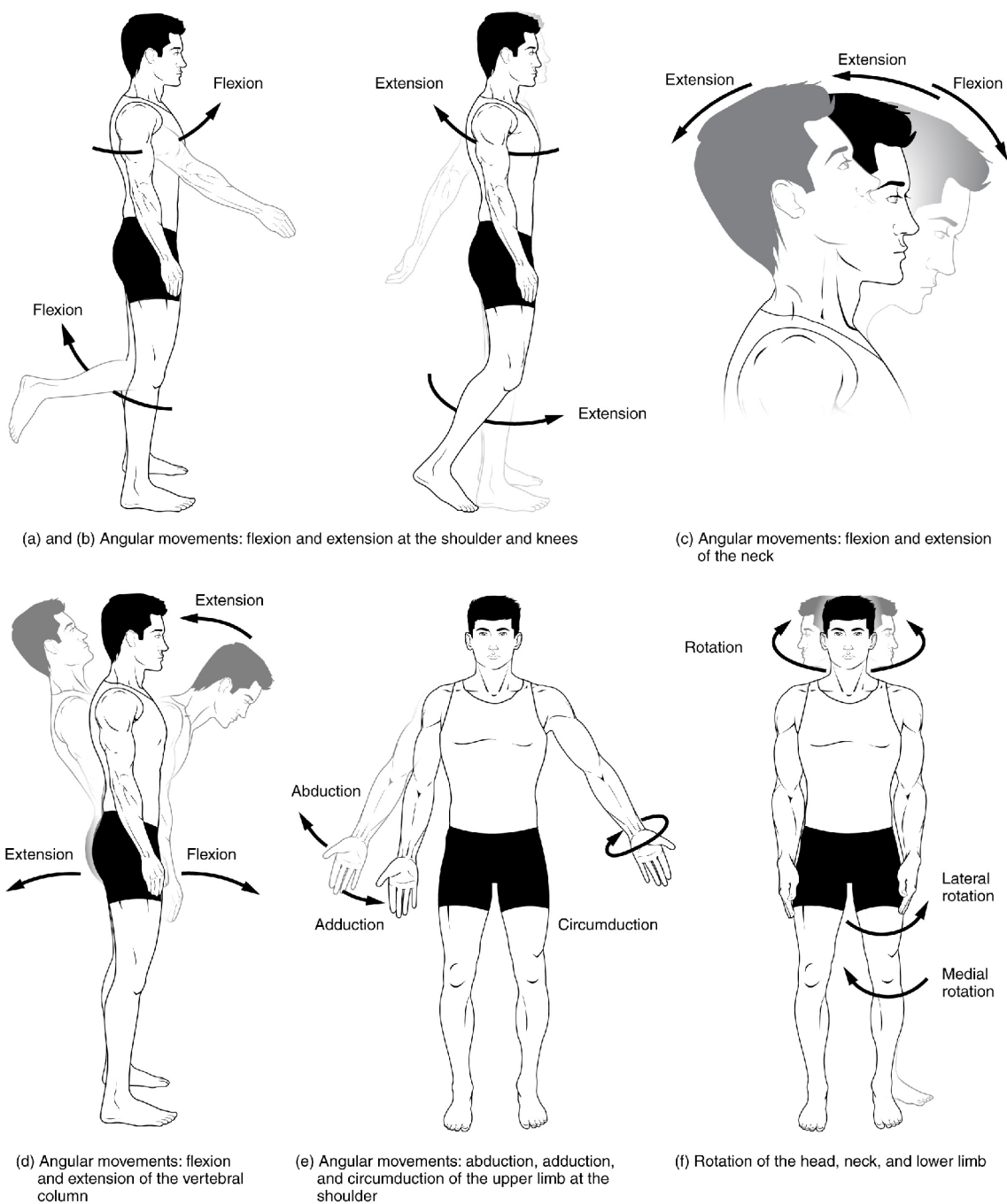
5.3. Membrum inferius

Objektem zájmu této práce je mimo jiné tibia, z hlediska řešeného problému jsou podstatné její vazby na okolí. Jelikož je tibia součástí *membri inferioris* (*dolní končetiny*), je nutné znát její anatomii a to zejména kvůli tvorbě modelu geometrie, materiálu, vazeb a zatížení při výpočtovém modelování.

5.3.1. Ossa membrum inferioris

Cingulum *membri inferioris* (pletenec *dolní končetiny*) tvoří jediná kost a to *os coxae* (*pánevní kost*) [25], která vzniká srůstem tří kostí - *os ilium* (*kyčelní kost*), *os ischii* (*sedací kost*), *os pubis* (*stydka kost*). Tento typ kostního spojení tvořící *os coxae* se nazývá *synostosa* (viz 5.2) [38]. Volnou část končetiny tvoří *femur* (*kost stehenní*) což je stylopodium, *patella* (*česka*), *tibia* (*holenní kost*) a *fibula* (*lýtková kost*) tvořící zeugopodium. Autopodium *membri inferioris* tvoří *ossa pedis* (*kosti nohy*), kterou lze rozdělit na *ossa tarsi* (*zánártní kosti*), *ossa metatarsi* (*nártní kosti*), *ossa digitorum pedis* (*články prstů*)

5. ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU

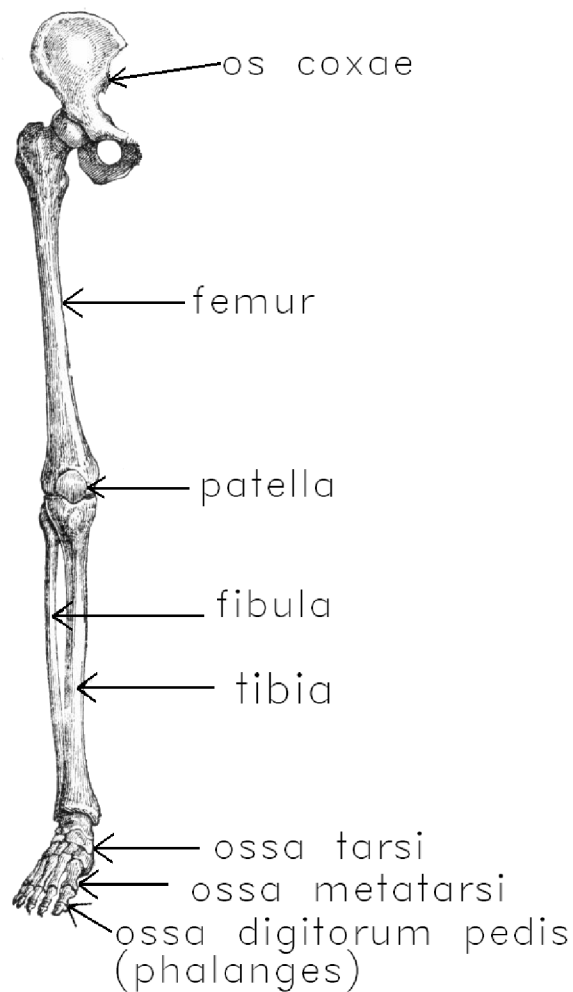


Obrázek 5.8: Ilustrace pohybů v kloubu [9]

neboli *phalanges* [6, 25, 38]. *Ossa pedis* může být dále rozlišena na jednotlivé kosti. Výše popsané části je možné vidět na obrázku 5.9.

Samotná *tibiae* je dlouhá kost, má tedy tělo (*corpus tibiae*), distální a proximální epifýzu [25]. Proximální epifýza je tvořena dvěma kondylky - *condylus medialis* a *condylus lateralis*, které nesou kloubní plochy - *facies articularis superior* (pro spojení s femurem) [36, 38]. Mezi těmito dvěma plochami vyčnívá vyvýšenina *eminentia intercondylaris*, která je tvořena dvěma hrbolky - *tuberculum intercondylare mediale* a *tuberculum intercondylare laterale* [25, 36]. Před i za vyvýšeninou jsou plošinky - *area intercondylaris anterior* a *area intercondylaris posterior* [36]. Pohled na proximální epifýzu shora je možné vidět na obrázku 5.10. Pod laterálním kondylem je kloubní plocha *facies articularis fibularis*

5.3. MEMBRUM INFERIUS



Obrázek 5.9: *Ossa membrum inferioris (kostra dolní končetiny)* [2] - upraveno

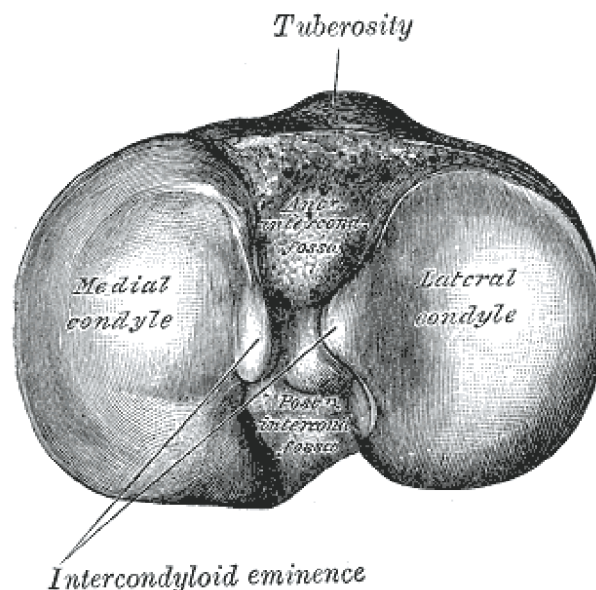
(pro spojení s fibulou) [25]. Na přední straně *tibiae* mezi kondyly je drsnatina *tuberositas tibiae* [38]. *Corpus tibiae* (tělo tibiae) má trojboký tvar, na kterém lze rozlišit hrany - *margo anterior* (přední hrana) a *margo interosseus* (hrana mířící k fibule) [25]. Distální epifýzu tvoří *malleolus medialis* (vnitřní kotník) s kloubní plochou - *facies articularis inferior* [36]. Vnitřní kotník je ukončen zářezem - *sulcus malleolaris* [25]. Distálně se na fibulární straně nachází *incisura fibularis*, což je zářez, ve kterém je uložena fibula [25]. Anteriorní a posteriorní pohled na tibií a fibulu je možné vidět na obrázku 5.11.

5.3.2. *Juncturae membri inferioris*

Juncturae membri inferioris (spoje dolní končetiny) lze popsat na cingulu (pletenci) a volné končetině. Spoje na cingulu jsou z hlediska řešení problému nepodstatné, proto zde nebudou zmíněny. Na volné končetině rozlišujeme [36, 38, 25]:

- *art. coxae* (kyčelní kloub) - spojení *os coxae* a femuru
- *art. genus* (kolenní kloub) - spojení femuru, tibiae a patelly

5. ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU



Obrázek 5.10: Pohled na proximální konec tibie [17]

- *art. tibiofibularis* (lýtkoholenní kloub) - spojení tibie a fibuly na proximálním konci obou kostí
- *membrana interossea cruris* - vazivová membrána mezi tibií a fibulou
- *syndesmosis tibiofibularis* - vazivové spojení tibie a fibuly, které distálně zesiluje *membranu interosseu cruris*
- *ligamenta tibiofibulare anterius et posterius* - vazy zesilující *syndesmosis tibiofibularis*
- *articulationes pedis* (klouby nohy) jsou většinou drobné klouby z nichž je pro tuto práci významný poze *art. talocruralis* (hlezenní kloub) - spojení tibie, fibuly a talu (jedna z kostí tarsu)

Jelikož *art. genus* složitý kloub je nutné ho podrobněji rozebrat a to i z důvodu jeho souvislosti se zlomeninami proximální tibie.

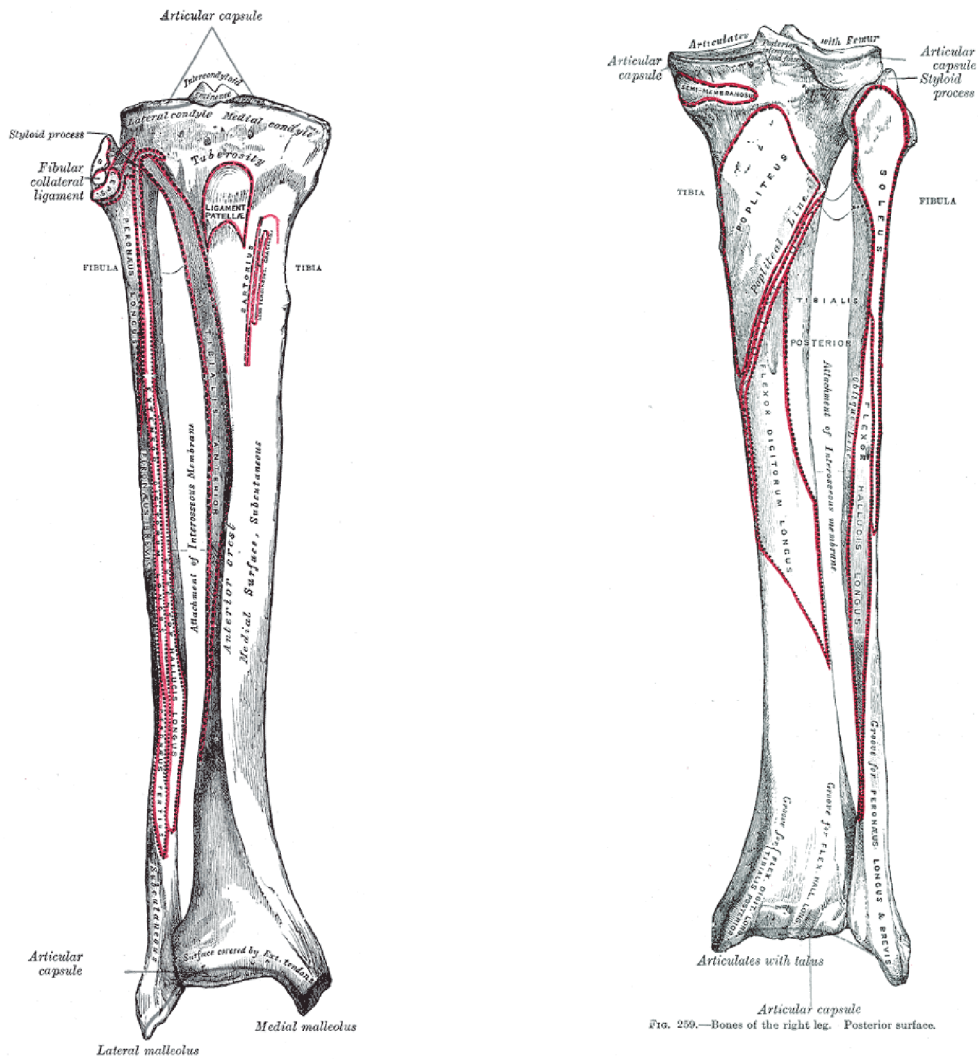
Articulatio genus

Articulatio genus je z hlediska výše popsané klasifikace kloubem složeným, neboť je tvořen třemi kostmi: femurem, tibií a patellou [25]. *Art. genus* se skládá z *art. femoropatellaris* a *art. femorotibialis* [38].

Art. femoropatellaris je plochý kloub, u něhož *facies patellaris femoris* tvoří jamku kloubu a *facies articularis patellae* tvoří hlavici kloubu [25]. Pohyb kloubu spočívá v posouvání patelly mezi kondyly femuru [13].

Art. femorotibialis je kombinací kladkového a kolového kloubu [38]. Hlavice kloubu je tvořena kondyly femuru, jamka je tvořena *facies articularis superior* na kondylech tibie [36]. Zakřivení hlavice je větší než zakřivení jamky, proto je styčná plocha tibie a femuru malá. Na kondylech tibie jsou menisky, které po obvodu kopírují tvar tibie (avšak díky upnutí v kloubním pouzdru ho mohou měnit) a tvoří většinu styčné plochy s hlavicí kloubu [25].

5.3. MEMBRUM INFERIUS

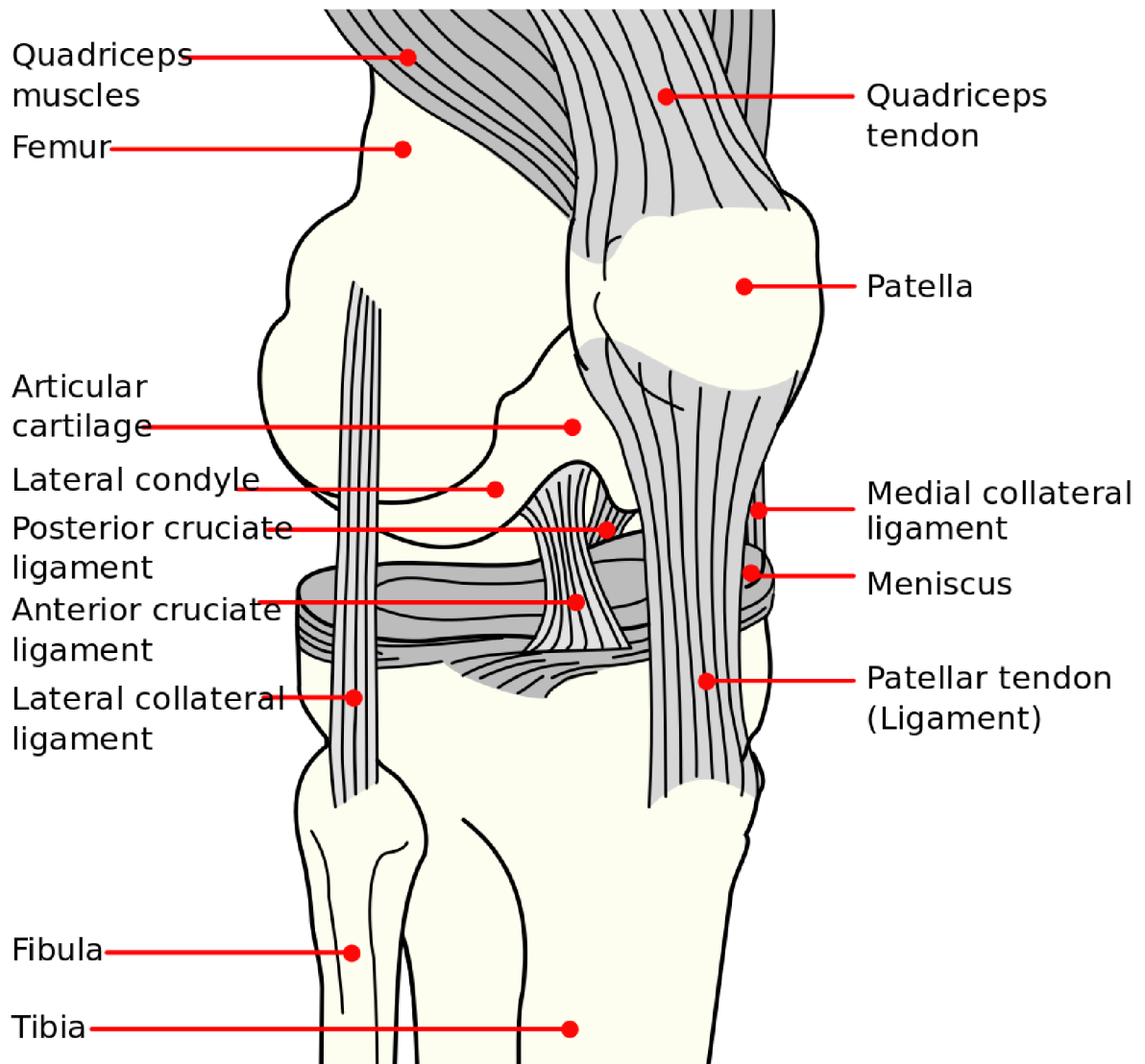


(a) Anteriorní pohled na tibii a fibulu [15] (b) Posteriorní pohled na tibii a fibulu [16]

Obrázek 5.11: Pohledy na tibii a fibulu

Kromě menisků je kloub vybaven i dalším zvláštním zařízením jako jsou bursy a ligamenta. Z ligament stojí za zmínku *ligamentum collaterale tibiale et fibulare* (postranní vazy) a *ligamenta cruciata genus* (zkřížené vazy kolenní), které významně ovlivňují pohyb a stabilitu kloubu [25]. *Art. genus* a jeho zvláštní zařízení kloubu (resp. významné prvky) je možné vidět na obrázku 5.12.

V *art. genus* lze provést flexi a extenzi (rozsah 0-150°), dle Hudáka [38] samotná extenze však není možná, Kolář [48] i Čihák [25] však uvádí možnost tzv. hyperextenze (rozsah 0-5°), vnitřní rotace (rozsah 5-10°) a vnější rotace (rozsah 0-40°) [38]. Flexe je postupnou kombinací všech tří druhů pohybů styčných ploch vůči sobě (tedy tedy rotace, valení, posuvu) [25, 38].



Obrázek 5.12: *Art. genus* a jeho zvláštní zařízení [71]

6. Biomechanika související s řešenou problematikou

Z hlediska řešeného problému je třeba provést rešerše ve více oblastech biomechaniky. První oblastí budou mechanické vlastnosti kostní tkáně, neboť pro provedení deformačně-napěťové analýzy je nutné tyto mechanické vlastnosti znát. Dále aby bylo možné vyhodnotit chování kostní tkáně, je nutné provést rešerši v oblasti funkční adaptace kostní tkáně, neboť úzce souvisí s mechanickým namáháním kostí.

6.1. Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kostní tkáň se díky své struktuře chová jako anizotropní, nehomogenní, viskoelastický materiál. Mechanické vlastnosti jsou ovlivněny zejména vnitřní architekturou, která se odvíjí od mechanického zatěžování kostní tkáně (viz podkapitola 6.2) [13].

Při výpočtovém modelování bude kostní tkáň (a to jak spongiózní, tak i kompaktní kostní tkáň) uvažována jako homogenní kontinuum, což v případě spongiózní kostní tkáně (která obsahuje mezitrabekulární prostor [24]) znamená, že budeme muset zavést pojem *zdánlivý modul pružnosti spongiózní kostní tkáně*. Mechanické vlastnosti kostní tkáně je možné získat experimentálním způsobem. Je však nutné brát v potaz vliv stavu vzorku (např.: vysušení, konzervace, apod.) na mechanické vlastnosti měřené kostní tkáně [99]. Vysušení vzorku modul pružnosti kostní tkáně zvyšuje [27]. U konzervace záleží na použitém typu. Zmražení (a opětovný ohřev) nemá vliv na mechanické vlastnosti [85]. U balzamování je možné najít zmínky o zvýšení modulu pružnosti kostní tkáně [27], ale i o tom, že její vliv je zanedbatelný [54]. Záleží i na velikosti vzorku (větší vzorky mají naměřený vyšší modul pružnosti) [20] a rychlosti zatěžování (s rostoucí rychlostí zatěžování roste i modul pružnosti) [99]. Vliv na mechanické vlastnosti má i věk, neboť kosti ve stáří křehnou [99].

Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně

Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně se zpravidla získávají experimentálně. V současnosti se k měření mechanických vlastností používá zpravidla metoda nanodontace nebo akustická metoda [22]. U nanoindentace je však nutné brát v potaz, jestli nebylo měření prováděno zvláště na osteonu a na intersticiální lamelle, neboť na intersticiální lamelle lze naměřit vyšší hodnoty modulu pružnosti než na osteonu [80]. Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně (včetně použité měřící metody) dohledatelné v literatuře jsou prezentovány v tabulce 6.1.

Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně

Jak již bylo avizováno výše, v této práci bude spongiózní kostní tkáň (včetně mezitrabekulárního prostoru) uvažována jako homogenní kontinuum. Zdánlivý modul pružnosti lze určit mimo jiné i experimentálně (např: zkouškou tlakem) [57, 70], v dnešní době však lze použít pro určení mechanických vlastností i výpočtové modelování (konkrétně MKP) [22]. Při určování zdánlivého modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně pomocí výpočtového modelování s užitím MKP se vychází z faktu, že trabekuly tlustší než $100 \mu m$ mají

6. BIOMECHANIKA SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU

Studie	E_L [GPa]	E_T [GPa]	G [GPa]	μ [-]	metoda	kost
Choi a kol. [20]	15,2		-	-	tříbodový ohyb	tibia
Cowin [22]	20,1		-	0,28	-	-
Cowin a kol. [23]	14,58		-	0,325	-	femur
Lee a kol. [58]	11,3 \pm 5,8		-	-	akustická	tibia
Mirzaali a kol. [69]	19,08 \pm 1,78	13,10 \pm 1,94	6,07 \pm 0,57	-	mikroindentace	femur
Snyder a kol. [88]	17,5 \pm 1,62		-	-	tříbodový ohyb	tibia
Turner a kol. [98]	20,55 \pm 0,21	14,91 \pm 0,52	-	-	akustická	femur
	23,45 \pm 0,21	16,58 \pm 0,32	-	-	nanoindentace	

Tabulka 6.1: Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně z literatury

stejnou stavbu (a tedy i stejné mechanické vlastnosti na mikroúrovni) jako kompaktní kostní tkáň [24, 98]. Z mikroCT snímků se vytvoří model geometrie spongiózní kostní tkáně popisující trámčitou strukturu, model materiálu se uvažuje jako homogenní a izotropní. Výpočtový model se zatíží posuvem. Ze stykové síly ve vazbě je poté možné pomocí Hookova zákona určit zdánlivý modul pružnosti dané kostní tkáně (tento proces se nazývá homogenizace). Jelikož obsah kostní tkáně v jednotce objemu se v různých částech kostry mění, nelze obecně mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně popsat jedním číslem a směrodatnou odchylkou jako to bylo výše prezentováno u mechanických vlastností kompaktní kostní tkáně. Zpravidla se pro popis používají funkční závislosti zdánlivého modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně na zdánlivé hustotě kostní tkáně (označení ρ_{app}), případně na objemovém podílu kostní tkáně (neboli BV/TV). Tyto dva histomorfometrické parametry jsou definovány následujícím způsobem:

$$\rho_{app} = \frac{m_B}{V_T} \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right] \quad (6.1.1)$$

$$BV/TV = \frac{V_B}{V_T} [-] \quad (6.1.2)$$

kde m_B [g] je hmotnost spongiózní kostní tkáně, V_T [cm³] je celkový objem kostní tkáně (včetně mezitrabekulárního prostoru) a V_B [cm³] je objem spongiózní kostní tkáně (bez mezitrabekulárního prostoru). Tyto dva histomorfometrické parametry lze mezi sebou přibližně přepočítávat díky znalosti hustoty (ve smyslu měrné hmotnosti) kostní tkáně. Jelikož je však způsob zjišťování těchto dvou veličin jiný, je tento způsob přepočtu pouze přibližný a závislosti tak budou uvedeny v původním publikovaném tvaru. Je nutné uvést, že na ÚMTMB byly v minulých letech publikovány práce se zaměřením na určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně výše popsaným způsobem. Práce Bc. Víta Leinwebera pod vedením Ing. Petra Marciána Ph.D. byla zaměřena přímo na určení mechanických vlastností spongiózní tkáně proximální tibie. Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně budou uvedeny v tabulce 6.2. Pozn.: do vztahů je nutné dosazovat za ρ_{app} v $\left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right]$ a za BV/TV bezrozměrné desetinné číslo menší než jedna. Dále je nutné poznamenat, že v literatuře se vyskytuje více vztahů popisujících mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně v závislosti na zdánlivé hustotě kostní tkáně případně na objemovém podílu kostní tkáně, vybrány však byly vztahy vytvořeny přímo pro tibií nebo vytvořeny z více

6.1. MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTNÍ TKÁŇE

Studie	mechanické vlastnosti	interval platnosti vztahu	kost
Ashman a kol. [5]	$E_1 = 1,55 \cdot \rho_{app} - 0,062$ [GPa] $E_2 = 2,01 \cdot \rho_{app} - 0,072$ [GPa] $E_3 = 4,36 \cdot \rho_{app} - 0,041$ [GPa] $G_{12} = 0,48 \cdot \rho_{app} - 0,028$ [GPa] $G_{13} = 0,53 \cdot \rho_{app} - 0,013$ [GPa] $G_{23} = 0,66 \cdot \rho_{app} - 0,009$ [GPa]	$\rho_{app} \in (0,130; 0,750) \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right]$	tibia
Ashman a kol. [5]	$E = 4,606 \cdot \rho_{app}^{1,07}$ [GPa]	$\rho_{app} \in (0,130; 0,750)$	tibia
Hvid a kol. [40]	$E = 1,401 \cdot \rho_{app}^{1,43}$ [GPa]	-	tibia
Linde a kol. [57]	$E = 4,778 \cdot \rho_{app}^{1,99}$ [GPa]	-	tibia
Morgan a kol. [70]	$E = 15,520 \cdot \rho_{app}^{1,93}$ [GPa]	$\rho_{app} \in (0,09; 0,41) \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right]$	tibia
Morgan a kol. [70]	$E = 8,920 \cdot \rho_{app}^{1,83}$ [GPa]	$\rho_{app} \in (0,09; 0,75) \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right]$	různé
Goulet a kol. [32]	$E_{AP} = 6,982 \cdot BV/TV^{2,54}$ [GPa] $E_{ML} = 5,754 \cdot BV/TV^{2,61}$ [GPa] $E_{IS} = 6,31 \cdot BV/TV^{2,10}$ [GPa]	$BV/TV \in (0,06; 0,36) [-]$	různé
Leinweber, Marcján [59]	$E_{AP} = 1,1261 \cdot BV/TV^{1,2729}$ [GPa] $E_{ML} = 5,3636 \cdot BV/TV^{2,5362}$ [GPa] $E_{IS} = 3,8042 \cdot BV/TV^{1,4219}$ [GPa]	$BV/TV \in (0,139; 0,306) [-]$	tibia
Yang a kol. [105]	$E_{11} = E_t(1240 \cdot BV/TV^{1,8})$ [GPa] $E_{22} = E_t \cdot (885 \cdot BV/TV^{1,89})$ [GPa] $E_{33} = E_t \cdot (529 \cdot BV/TV^{1,92})$ [GPa] $G_{12} = E_t \cdot (486,3 \cdot BV/TV^{1,98})$ [GPa] $G_{13} = E_t \cdot (316,65 \cdot BV/TV^{1,97})$ [GPa] $G_{23} = E_t \cdot (266,65 \cdot BV/TV^{2,04})$ [GPa] $\mu_{12} = 0,176 \cdot BV/TV^{-0,248} [-]$ $\mu_{13} = 0,316 \cdot BV/TV^{-0,191} [-]$ $\mu_{23} = 0,256 \cdot BV/TV^{-0,086} [-]$	-	různé

Tabulka 6.2: Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně z literatury

různých kostí lidského těla (neboť tibia byla v těchto kostech též zastoupena). V tabulce 6.2 je mimo jiné použito značení pro hlavní směry materiálu, tím pádem je nutné říci že platí $E_1 = E_{AP}$, $E_2 = E_{ML}$, $E_3 = E_{SI}$ [5]. Dále je použita veličina E_t , což je *modul pružnosti spongiózní kostní tkáně* (nehomogenizovaný), tento se zpravidla výrazně neliší od modulu pružnosti kompaktní kostní tkáně (viz výše) [98].

6.2. Funkční adaptace kostní tkáně

Při fixaci zlomenin dochází ke změně charakteru mechanického namáhání dané oblasti [13]. Kostní tkáň (zejména spongiózní kostní tkáň) je schopná na tyto změny reagovat a svůj tvar přizpůsobit vnějšímu zatížení za účelem dosažení nejnižších napětí v kostní tkáni. Tento proces se nazývá funkční adaptace kostní tkáně [6]. K funkční adaptaci však nedochází pouze vlivem mechanického namáhání, dalším důvodem k přestavbě kostní tkáně je obnova poškozené nebo staré kostní tkáně [99]. Dle Frosta [29] lze rozdělit tyto procesy na remodelaci a modelaci.

6.2.1. Mechanismy adaptace kostní tkáně

Apozice

Jedná se o proces tvorby kostní tkáně, který je různý od osifikace [92]. Apozice se dělí na čtyři fáze. V první fázi přiléhá na svrchní vrstvu již osifikovaného trámečku vrstva osteoblastů. V další fázi se osteoblasty množí tak, aby vytvořily alespoň dvojitou vrstvu. Ve třetí fázi vrstva osteoblastů přilehlá ke trámečku a produkuje látky pro vytvoření mezibuněčné hmoty, tyto osteoblasty jsou poté zahrnuty do nové kostní hmoty tak, že vytváří novou lamelu. Ve čtvrté fázi se opakuje zmnožení povrchové vrstvy osteoblastů a následné vytvoření další lamely [25]. Podmětem pro osteoblasty je pouze dynamické zatěžování (případně přetěžování), při statickém zatěžování nedochází k osteoblastické aktivitě [34].

Apozice je důležitá pro růst a vývoj kostí, kdy funguje současně s resorpcí [30, 92] (spojením těchto dějů se uskutečňuje remodelace - bude popsáno níže).

Resorpce

Resorpce je proces, při kterém dochází k odbourávání kostní hmoty. Resorpce je řízena osteoklasty [25]. Osteoklastickou aktivitu lze rozdělit do tří skupin dle způsobu aktivace [6]:

- *Resorpce ex inaktivitate* - osteoklasty jsou aktivovány, pokud nedochází k pravidelnému mechanickému zatěžování kosti [6], tato osteoklastická aktivita se týká jak periostu, endostu, trámců spongiózy, tak i stěn haverských kanálů [6, 25], tento typ resorpce se v okolí implantátů označuje jako *stress shielding*.
- *Resorpce poškozené nebo nekrotické kostní tkáně* - během života je kostní tkáň v důsledku zatěžování a stárnutí degradována. V tomto případě jsou aktivovány osteoklasty (na základě chemické reakce), které tuto nekrotickou tkáň odstraní [6]
- *Resorpce v místě přímého interminentního tlaku* - při přetěžování kostní tkáně tlakem (realizováno mikroposuvy přilehlých orgánů) dochází k aktivaci osteoklastů [6]

6.2.2. Procesy funkční adaptace kostní tkáně

Remodelace

Frost [29] procesem remodelace rozumí posloupnost dějů, kterou lze zapsat ve tvaru $A \rightarrow R \rightarrow F$, a má za cíl náhradu malé části kostní tkáně. Jednotlivé členy popisují fáze

6.2. FUNKČNÍ ADAPTACE KOSTNÍ TKÁNĚ

remodelace, člen A (z anglického activation) reprezentuje aktivaci procesu remodelace (způsoby aktivace na základě mechanického namáhání byly popsány výše), člen R (z anglického resorption) reprezentuje resorpci a člen F (z anglického forming) reprezentuje formování nové kostní tkáně (tedy apozici) [30, 104].

Výše popsaná posloupnost naznačuje, že resorpce a apozice jsou při remodelaci procesy na sobě závislé [29, 104] a jsou podmíněny aktivací.

Remodelace aktivovaná na základě mechanického namáhání je vždy lokálního charakteru (k přestavbě dochází v místě s mechanickým zatížením) [30, 104]. Je ovšem nutné si uvědomit, že k remodelaci nedochází pouze z důvodu mechanického namáhání. V lidském těle totiž dochází k remodelaci, jež je řízena také hormonálně. Tato remodelace je uskutečňována jako důsledek metabolických procesů v těle (kostní tkáň je totiž uložištěm minerálních látek jako je fosfor a vápník) [104]. Hormonálně aktivovaná remodelace je lokalizována nahodile a její podíl na celkové remodelaci kostní tkáně v těle je až 70% [30].

Po aktivaci se uskutečňuje samotný proces přestavby kostní tkáně, jehož součástí je *resorpce poškozené nebo nekrotické kostní tkáně*, *resorpce v místě přímého intermitentního tlaku*, či *resorpce ex inaktivitate* (i tato na základě Frostovy hypotézy patří mezi remodelační procesy) [29]. Proces při němž se přibližně zachovává objem kostní tkáně (tedy resorpce poškozené nebo nekrotické kostní tkáně a následná apozice kostní tkáně ve stejném místě) se nazývá remodelační ekvilibrium [29, 30]. Proces při němž kostní tkáň ubývá v důsledku absence mechanického namáhání (resorpce ex inactivitate) svůj specifický název nemá (většinou se nazývá resorpcí tkáně) [30, 104].

Modelace

Pod pojmem modelace Frost [29] rozumí dvě posloupnosti dějů, které lze zapsat ve tvaru $A \rightarrow R$; $A \rightarrow F$. Jednotlivé členy mají stejný význam jako u remodelace, na rozdíl od remodelace se resorpce uskutečňuje nezávisle na apozici [6, 30]. Dalším významným rozdílem je, že proces modelace má za úkol změnu tvaru kosti (tvar se přizpůsobuje mechanickému zatěžování) [6]. Dle Frostovy hypotézy při modelaci objem kostní tkáně narůstá [29].

Pokud při modelaci dochází k resorpci, jedná se hlavně o resorpci v místě přímého intermitentního tlaku (ta se nejvíce podílí na změně tvaru kosti) [6]. Nezávisle na resorpci se uskutečňuje apozice (je aktivizována na základě mechanického namáhání) [6, 104], která má za cíl přizpůsobit tvar kosti tak, aby co nejlépe odolávala mechanickému zatěžování [25].

K modelaci dochází zejména v době vývoje kostry (tedy v zhruba v první třetině lidského života) [30]. V další fázi je modelace sice možná, ale většinou za předpokladu změny hormonální rovnováhy, případně za předpokladu dynamického zatěžování a přetěžování [30, 104].

6.2.3. Wolffův zákon remodelace

Wolffův zákon remodelace zákon dává do souvislosti adaptaci kostní tkáně (tedy modelaci a remodelaci) v závislosti na zatížení a deformaci, které na ni působí [99]. Byl publikován Juliusem Wolffem v roce 1892 v práci *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Wollf ovšem nebyl první, kdo si všiml stavby kostí (a to i vnitřní stavby),

před ním se o toto téma zajímal například C. Culmann a H. von Meyer, kteří vyslovili hypotézu, že trámce spongiózy leží ve směru trajektorií napětí [99].

6.2.4. Frostova hypotéza

Frostova hypotéza publikovaná v roce 1963 v práci *The Utah Paradigm of Skeletal Physiology* jednak potvrzuje platnost tzv. Wolfova zákona a dále ho rozšiřuje. Frost ve své práci rozděljuje jak proces remodelace, tak i proces modelace na dvě stádia v závislosti na velikosti přetvoření příslušné kostní tkáně [29]. Frost uvažuje, že proces remodelace plynule s navýšením přetvoření přechází do procesu modelace. Přetvoření je zde vyjádřeno v tzv. mikrostrainech, což bývá zapsáno jako $[\mu\epsilon]$ (platí $\epsilon = 1 [\mu\epsilon] = 1 \cdot 10^{-6}[-]$), každé pásmo je shora ohraničeno hodnotou přetvoření. Hodnota přetvoření může být pro jednotlivé kosti lidského těla různá. Frostovy studie navíc byly několikrát aktualizovány, a proto může být hodnota pro stejné kosti v různých aktualizacích proměnlivá.

První stádium remodelace má horní prahovou hodnotu přetvoření v pásmu 50-100 $\mu\epsilon$ (v aktualizaci studie v roce 2000 byla publikována hodnota až 400 $\mu\epsilon$), v tomto stádiu je tkáň prakticky nezatížena, a proto dochází k výrazné resorpci [29]. Tento jev je možné pozorovat například u zavedených totálních endoprotéz *articulatia coxae*, kde dochází k tzv. *stress shieldingu* [10].

Druhé stádium remodelace má horní prahovou hodnotu přetvoření v pásmu 1000-1500 $\mu\epsilon$. Toto stádium lze popsat jako tzv. remodelačním ekvilibriem (viz popsáno výše) a reprezentuje fyziologické zatížení [29, 104].

První stádium modelace má horní prahovou hodnotu přetvoření přibližně 3000 $\mu\epsilon$. Toto stádium reprezentuje fyziologické přetěžování. V tomto stádiu dochází k modelaci kostní tkáně, tzn. že apozice kostní tkáně převyšuje co do objemu resorpci kostní tkáně, vzniká lamelární kostní tkáň [29].

Druhé stádium modelace má horní prahovou hodnotu přetvoření přibližně 25 000 $\mu\epsilon$. Toto stádium reprezentuje patologické přetížení, apozice významně (co do objemu) převyšuje resorpci, ale místo lamelární kostní tkáně vzniká kostní tkáň vláknitá (tzv. sklerotická), která má výrazně horší mechanické vlastnosti (zejména je velmi křehká). Pokud přetížení pokračuje, může dojít k lomu [29].

7. Zlomeniny kostí

Zlomeninami kostí stejně jako jinými úrazy orgánů lidského těla se zabývá traumatologie.

Pojem *zlomenina kosti* lze charakterizovat jako porušení celistvosti (kontinuity) kosti, porušení může být *úplné*, ale i *neúplné* [63, 103]. U úplných zlomenin rozlišujeme dva stavy, které charakterizují polohu úlomků [63]:

- *disklokované* - tvar kosti je změněn (úlolek se nachází mimo původní tvar kosti)
- *nedisklokované* - tvar kosti je nezměněn (úlolek se nachází v původní pozici)

Z hlediska směru působícího zatížení lze zlomeniny klasifikovat na [63]:

- *přímé* - působící zatížení leží v ose lomu
- *nepřímé* - zatížení je přeneseno ze vzdálenějšího místa

Z hlediska velikosti působícího zatížení dělíme zlomeniny na [63, 103]:

- *úrazové (traumatické)* - působící zatížení (resp. napětí v kosti vyvolané zatížením) je větší než pevnost kosti
- *patologické* - ke zlomenině dochází díky oslabení kosti patologickým procesem
- *únavové* - ke zlomenině dochází vlivem cyklického namáhání

Z hlediska poranění kůže dělíme zlomeniny na [63, 103]:

- *otevřené* - kost narušila kůži, narušení může dosahovat různého stupně
- *uzavřené* - kost neporušuje kůži

Z hlediska počtu úlomků rozlišujeme *jednoduché (dvouúlomkové)* a *víceúlomkové (tříštvité)* zlomeniny [63], Wendsche [103] rozlišuje ještě *tříúlomkové zlomeniny s mezifragmentem*. Dále lze rozlišovat specifické druhy jako *kompresní zlomeniny* (zatlačení vrstvy kompaktní kostní tkáně do spongiózní kostní tkáně), *nitrokloubní (intraartikulární) zlomeniny* (lom zasahuje do kloubu), *luxační zlomeniny* (zlomeniny metafýz dlouhých kostí) a *střelné zlomeniny* [63].

7.1. Léčba zlomenin

Aby mohlo dojít ke kostnímu hojení, je nutné zajistit stabilitu kostních úlomků ve správné poloze [103]. Toho lze dosáhnout dvěma přístupy a to buď *konzervativní léčbou*, nebo *operativní léčbou* [102, 103].

7.1.1. Konzervativní léčba zlomenin

Pokud je zlomenina dislokovaná, musí být nejdříve provedena *repozice*, pomocí níž je možné dostat úlomky do správného postavení [63, 103]. Dále je nutná *retence*, které se dosáhne pomocí imobilizace (aby mohlo dojít k hojení kostí). Při imobilizaci musí být znehybněna zlomená kost i oba sousední klouby [63]. Retence se zpravidla dosahuje pomocí sádrového obvazu, je též možné použít dlahy, nebo dražší varianty ve formě tkanin ze skelných vláken, či obinadel napuštěných pryskyřicí [76, 103]. Speciálním případem imobilizace je skeletální trakce (v podstatě se jedná o kontinuální repozici), kdy je do zlomené kosti zaveden Kirschnerův drát (nebo vyjímečně Steinmanův hřeb) a na kost je aplikován kontinuální tah [76], tento způsob je nazývá též jako *extenze dle Kirschnera* [63]. Po ukončení retence je nutné zahájit *rehabilitaci* pro obnovení pohybového rozsahu [63, 76, 102, 103].

Konzervativní přístup je možné použít u pacientů v dětském věku, u zlomenin s dobrou repozicí, nebo u pacientů, kteří mají jako kontraindikaci anestezii (povětšinou pacienti vysokého věku) [103].

7.1.2. Operativní léčba zlomenin

Při operativní léčbě se provádí vždy repozice, přičemž existují dva druhy repozice při operativní léčbě [63, 103]:

- *otevřená (krvavá/přímá) repozice* - kostní tkáň je při tomto zákroku odhalena (buď operativně nebo již od otevřené zlomeniny), fragmenty se chirurgickými nástroji přímo umísťují do původních míst, je nutné mít na paměti, že může dojít k narušení krevního zásobení
- *uzavřená (nekrvavá/nepřímá) repozice* - kostní tkáň není odhalena, fragmenty musí být reponovány pomocí kombinace pohybů, což bývá kontrolováno rentgenovým zařízením, tato metoda se používá tehdy, pokud je implantát zaváděn ze vzdálenějšího konce kosti, není tak přesná jako otevřená repozice

Po repozici jsou do kosti zavedeny implantáty, tento proces se nazývá osteosyntéza, přičemž rozlišujeme:

- *stabilní osteosyntéza* - pevné spojení bez nutnosti sádrové fixace [63, 103]
 - *metody absolutní stability* - užívají se v kombinaci s otevřenou repozicí, zaručují kompresi úlomků, což je předpoklad pro primární kostní hojení (pozn.: z mechaniky těles víme, že absolutní stability nelze při fixaci zlomenin dosáhnout, zde se však jedná o odborný lékařský termín), zpravidla se používají pro intraartikulární zlomeniny [103]
 - *metody relativní stability* - užívají se povětšinou v kombinaci s uzavřenou repozicí, používají se pro zlomeniny metafyzární a diafyzární [103]
- *adaptační osteosyntéza* - u tohoto druhu osteosyntézy je nutné pro zajištění potřebného klidu použít mimo implantátu i vnější sádrový obvaz [76]

7.2. HOJENÍ ZLOMENIN

I při operativní léčbě zlomenin je nutné vzít v potaz nutnost následné rehabilitace pro obnovené pohybového rozsahu [63, 76, 102, 103].

Operativní léčba se používá tam, kde není možné použít léčbu konzervativní (otevřené zlomeniny, intraartikulární zlomeniny a tříštivé zlomeniny) zpravidla z důvodu, že je požadována anatomická (tedy přesná) repozice [63, 103].

7.2. Hojení zlomenin

Kostní tkáň má schopnost hojení po celou dobu života (rychlost hojení se s rostoucím věkem snižuje) [63]. Při hojení kostí přirozeným způsobem vzniká *callus* (*svalek*) [25]. Tvorba a vývoj svalku (tedy proces hojení zlomeniny) je závislý na cévním zásobení daného místa, to se může uskutečňovat cévami periostálními, endostálními a cévami Haverských kanálků [6, 63, 76]. Dle místa vzniku svalku rozlišujeme periostální (vznik v periostu), endostální (vznik v dřevěné dutině) a intermediární (vznik mezi úlomky) svalky [63]. Z hlediska tvorby svalku rozlišujeme tzv. *primární hojení* a *sekundární hojení* [63, 102, 103].

7.2.1. Primární hojení

Při primárním hojení vzniká pouze primární svalky [76], který je sotva patrný. Aby došlo k primárnímu hojení (nebo též hojení bez štěrbin [103]), je nutná komprese úlomků [76]. Tento typ hojení je typický pro osteosyntézy dlahou (viz podkapitola 7.1), tedy tehdy když je dosaženo tzv. absolutní stability [6]. V případě primárního hojení dochází k cévnímu zásobení pouze cévami Haverských kanálků [102, 76]. Tvorba kosti se zde uskutečňuje přímo cestou osteonů [76], což je v tomto případě proces shodný s haverskou remodelací [6].

7.2.2. Sekundární hojení

Sekundární hojení je typické tvorbou kompletního svalku [102]. Sekundární hojení (též hojení se štěrbinou [103]) je typické pro konzervativní léčbu zlomenin (viz podkapitola 7.1), užití vnějších fixátorů nebo nitrodřeňové hřebování. Vývoj svalku se při sekundárním hojení dělí na tři fáze [76]:

- *zánětlivá fáze* - v místě zlomeniny vzniká hematoma [103], krevní buňky (hlavně makrofágy) se podílejí na odstranění nekrotické kostní tkáně [76, 102], fáze trvá 3 až 5 dní [103]
- *reparační fáze* - hematoma je přetvářeno na tkáň obsahující fibroblasty a endotelové buňky, později i chondroblasty a osteoblasty, vzniká tak *vazivový svalky* [102], v této fázi též dochází k osifikaci *vazivového svalku* a tak vzniká *kostní svalky* [63]
- *remodelační fáze* - této fázi dochází k osifikaci *vazivového svalku* a tak vzniká *kostní svalky*, dochází též k funkční adaptaci nově vytvořené kostní tkáně vlivem vnějšího zatížení [76, 102]

Ukazuje se, že hojení kompletním svalkem (sekundární hojení) vykazuje vyšší pevnost než hojení primárním svalkem (primární hojení), u kterého existuje možnost refraktury [63, 76].

7.3. Klasifikace zlomenin

Kvůli usnadnění komunikace a následné léčby byly zaváděny klasifikační systémy zlomenin. Klasifikačních systémů však může být z hlediska popisovaných zlomenin více druhů. Lze je rozčlenit na čtyři základní druhy [28]:

- *Klasifikační systémy pro specifické zlomeniny* - klasifikační systém týkající se pouze určité části lidského těla (např.: proximální tibie apod.), do této skupiny patří např. *Schatzkerova klasifikace*, *Hohlova klasifikace* (obě pro zlomeniny proximální tibie), *Gardenova klasifikace* (zlomeniny krčku femuru), aj.
- *Klasifikační systémy pro specifické skupiny pacientů* - např.: pouze týkající se pouze dětí nebo onkologických pacientů
- *Obecné nebo univerzální klasifikační systémy* - univerzální klasifikační systémy týkající se jakékoliv zlomeniny kosti v lidském těle, zpravidla se používá popis kódem, nejznámější zástupce této skupiny je klasifikace dle Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
- *Klasifikační systémy pro poranění měkkých tkání* - týká se klasifikace poranění měkkých tkání v důsledku zlomeniny

Mimo přesné identifikace zlomenin se některé klasifikační systémy zabývají i doporučeným způsobem následné léčby pro daný typ zlomeniny [28].

7.3.1. Klasifikační zlomeniny pro specifické zlomeniny

Jelikož se tato práce týká zlomenin proximální tibie, budou v této podkapitole popsány právě klasifikační systémy týkající těchto zlomenin. V literatuře se jich vyskytuje nemalé množství a ne všechny proto mohou být jmenovány, jsou to např.: Krauseho desetisegmentová klasifikace [51], Changova čtyřkvadrantová (čtyřsloupková) klasifikace [18] aj.

Hohlova klasifikace (1967)

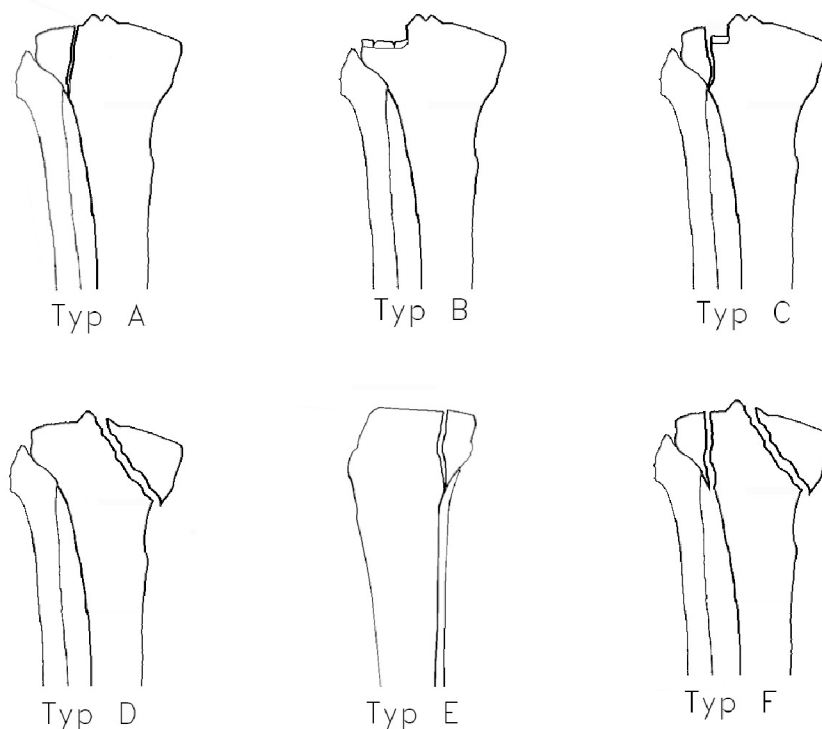
Hohl [35] dělí zlomeniny proximální tibie na celkem šest typů, které řadí do dvou skupin:

- *nedislokované*
 - *Typ A* - dislokace úlomku je malá (menší než 3 mm) s možným drobným poškozením kloubní plochy, pro tento typ zlomeniny se zpravidla volí konzervativní léčba, je ovšem nutné brát v potaz poškození měkkých tkání (zejména menisků a zkřížených kolenních vazů)
- *dislokované* - dělí se dále dle stupně poškození kloubní plochy
 - *Typ B* - centrální deprese tibiálního kondylu, při velkém zatlačení kloubní plochy je nutná otevřená repozice zlomeniny, prostor po rozdrcené spongiózní kostní tkáni bývá vyplněn kostními štěpy, k fixaci se zpravidla používají šrouby

7.3. KLASIFIKACE ZLOMENIN

- *Typ C* - částečná deprese (anglicky split depression) s odlomením kondylu, stejně jako u *Typu B* je pro velké zatlačení kloubní plochy nutná otevřená repozice s náhradou rozdrčené spongiózní kostní tkáně kostními štěpy, nakonec se provede fixace šroubem, při menším zatlačení je možné pouze odebrat rozdrčenou kostní tkáň a provést fixaci odlomeného kondylu do původní polohy, volné místo po rozdrčené kostní tkáni bývá nahrazenou vazivovou chrupavkou
- *Typ D* - celková deprese, zatlačení kondylu laterálně nebo distálně s výslednou deformitou kolenního kloubu, v tomto případě je možná uzavřená repozice tahem s konzervativní léčbou (tahová síla na tibií však musí působit i během léčby), používá se i otevřená repozice s vnitřní fixací pomocí dlah nebo šroubů
- *Typ E* - štěpná zlomenina, dochází k odlomení anteriorního nebo posteriorního okraje tibiálního kondylu bez deprese samotného kondylu, většinou se volí možnost otevřené repozice a vnitřní fixace (avšak při malé dislokaci úlomku je možná i konzervativní léčba)
- *Typ F* - víceúlomková zlomenina proximální tibiae v důsledku rozdrčení, jedná se o bikondylární zlomeninu, která bývá označována jako T nebo Y zlomenina (tvar lomových ploch mohou tato písmena připomínat), zde se uvádí jak možnost vnější repozice kombinací více pohybů a konzervativní léčby, tak i možnost vnitřní repozice a vnitřní fixace šrouby nebo dlahami

Rodělení zlomenin proximální tibiae je možné vidět na obr. 7.1



Obrázek 7.1: Rozdělení zlomenin proximální tibiae dle Hohlovy klasifikace, vytvořeno na základě [11]

Schatzkerova klasifikace (1979)

Schatzker [87] zlomeniny identifikuje v anteroposteriorním pohledu. Mimo typu zlomenin se ve studii zmiňuje i o způsobu léčby. Zlomeniny charakterizuje též podle způsobu vzniku. Rozlišuje celkem šest typů zlomenin proximální tibie:

- *Typ I* - zlomenina leží v sagitální rovině, vyskytuje se u mladých lidí s hustou spongiózní kostní tkání, fixuje se šrouby, dlouhé zlomeniny jsou fixovány pomocí anterolaterální dlahy
- *Typ II* - zlomenina v sagitální rovině se zatlačením laterální kloubní plochy kondylu, vyskytuje se u starších lidí s méně hustou spongiózní kostní tkání, při léčbě je nejdříve nutné provést otevřenou repozici a poté vnitřní fixaci (např. pomocí dlah a šroubů případně pouze pomocí šroubů)
- *Typ III* - zatlačení kloubní plochy proximální tibie, neprovádí se otevřená repozice kloubu (otevřít se distální metafýza tibie), dělí se na dva podtypy:
 - zatlačení laterální části kloubní plochy
 - zatlačení centrální části kloubní plochy - způsobuje nestabilitu kloubu
- *Typ IV* - odlomení mediálního kondylu, což bývá zpravidla způsobeno varózní silou, energeticky velmi náročná zlomenina, může způsobit subluxaci articulationis genu, provádí se otevřená repozice a vnitřní fixace (šrouby a dlahy)
- *Typ V* - laterální i mediální kondyl se odlomí v mediální rovině (tzv. bikondylární zlomenina), velmi energeticky náročná zlomenina, způsobují ji dohromady varózní, valgózní i axiální síla, fixuje se zpravidla dlahou
- *Typ VI* - oddělení laterálního kondylu v sagitální rovině a odlomení celého kondylu v metafýze v transverzální rovině, silové působení způsobující zlomeninu je podobné jako u *typu V*, tato zlomenina dokonce může být otevřená, k fixaci se používají šrouby a dlahy

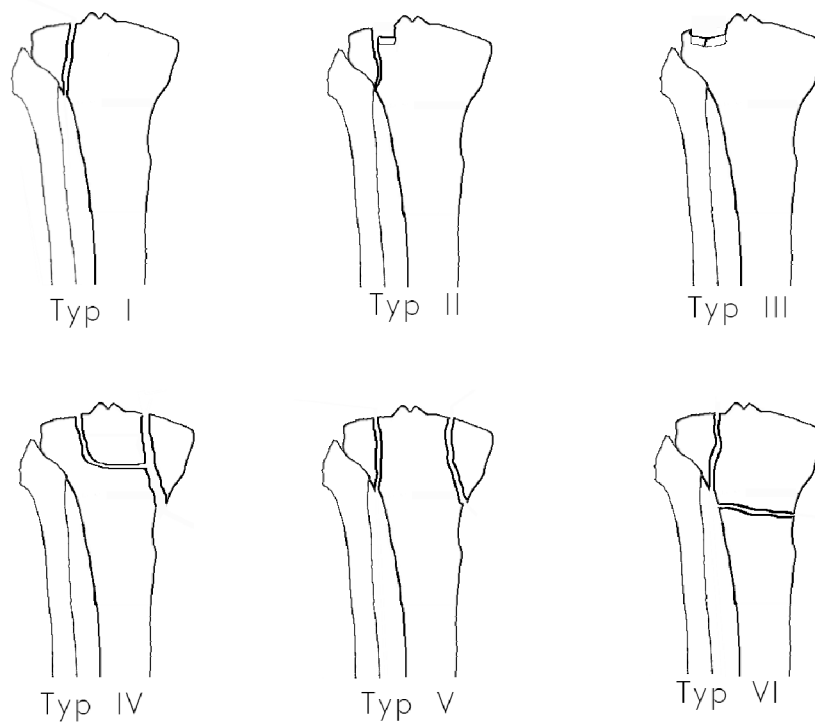
Rozdělení zlomenin proximální tibie dle Schatzkerovy klasifikace je ukázáno na obr. 7.2. Tento typ klasifikace je pro zlomeniny proximální tibie hojně používán [43].

Luova třísloupková klasifikace (2010)

Na rozdíl od Schatzkerovy klasifikace hodnotí Luo [62] zlomeniny v transversální rovině, autor však některé typy srovnává s typy definovanými Schatzkerem. Rozdělení na tři sloupky je ukázáno na obr. 7.3. Klasifikace je provedena na základě počtu sloupků, ve kterých dojde k odlomení, názvy budou uvedeny v původním jazyce:

- *zero-column fracture* - pouhé zatlačení kloubní plochy proximální tibie, odpovídá typu Schatzker III
- *one-column fracture*
 - *lateral column fracture* - odlomení laterálního kondylu s možnou depresí kloubní plochy, odpovídá typům Schatzker I nebo Schatzker II

7.3. KLASIFIKACE ZLOMENIN

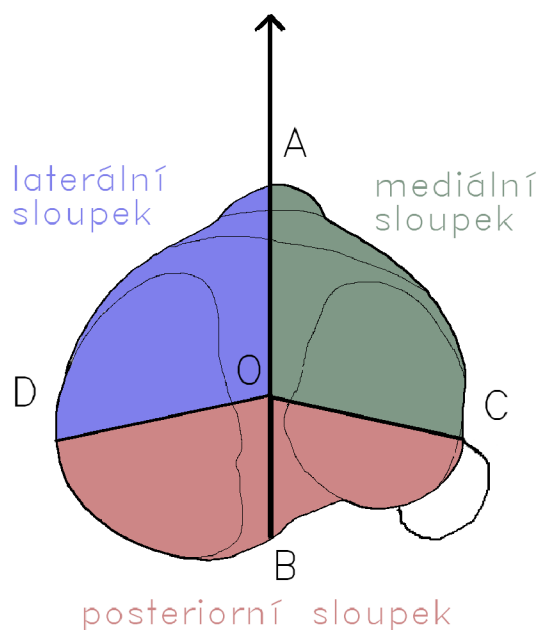


Obrázek 7.2: Rozdělení zlomenin proximální tibie dle Schatzkerovy klasifikace, vytvořeno na základě [12]

- *posterior column fracture* - zatlačení kloubní plochy a odlomení posteriorní části, nemá ekvivalent v Schatzkerově klasifikaci
- *two-column fracture*
 - *anterolateral fracture and posterior-lateral articular depression* - odlomení laterálního sloupku a deprese v posteriorním sloupci, nemá ekvivalent v Schatzkerově klasifikaci
 - *medial column fracture with a separate posteromedial fragment* - odlomení v mediálním i posteriorním sloupcu, odpovídá typu Schatzker IV
- *three-column fracture*
 - *bicondylar fracture* - odlomení obou kondylů tibie v kombinaci s úlomkem posteriorním sloupcu

Při léčbě byla u všech typů zlomenin provedena otevřená repozice a vnitřní fixace. Rozdělení na sloupky mělo ulehčit rozhodování volbu způsobu fixace zlomeniny.

Pro fixaci zlomenin v posteriorním sloupcu v době vypracování studie neexistovala přímo vyráběná dlahy, fixace proto byla provedena pomocí univerzální dlahy ve tvaru T. V posteriorním sloupcu jsou popsány dva typy zlomenin a to vedoucí mezi body D a B (posteromediální úlolek) fixovaný dlahou longitudinálně (rovnoběžně s mediálním okrajem tibie), nebo vedoucí mezi body B a C (posterolaterální fragment) fixovaný dlahou šikmo.



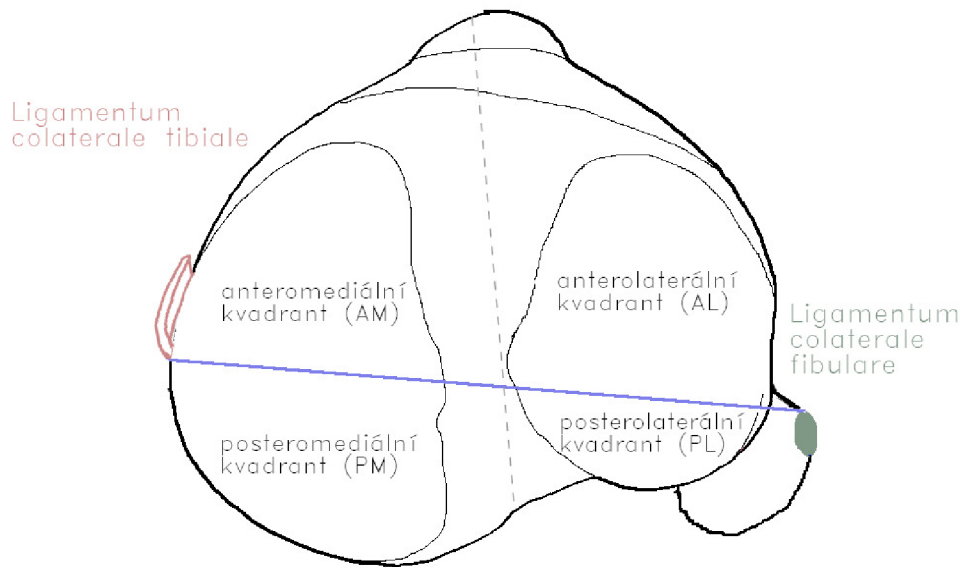
Obrázek 7.3: Rozdělení proximální tibie na tři sloupky dle Lua, vytvořeno na základě [61]

V mediálním sloupku i laterálním sloupku je popsán způsob fixace pomocí dlahy určené pro příslušné tibiální kondyly.

Přepřacovaná Schatzkerova klasifikace (2018)

Jak bylo možné vidět výše 7.3.1, Schatzkerova klasifikace nerozlišuje zlomeniny v posteriovní části (zlomeniny s rovinou lomu orientovanou k frontální rovině) proximální tibie. Potřeba přepřacovat Schatzkerovu klasifikaci narostla s využíváním počítačové tomografie ve zdravotnictví. Přepřacovaná Schatzkerova klasifikace [43] zachovává původních šest typů, které mimo jiné určují polohu odlomeného kondylu. Přepřacovaná Schatzkerova klasifikace dělí proximální tibie na čtyři části, které se nazývají kvadranty (viz obr. 7.4), neboť původní dvě části (laterální a mediální) jsou rozděleny rovinou procházející *ligamentem collaterale fibulare* a *ligamentem collaterale tibiale* viz obr. 7.4. Označení poté vychází z původní klasifikace, která určí o jaký typ se jedná, původní klasifikace též dokáže rozlišit, jestli se zlomenina týká laterálního nebo mediálního kondylu. Poté se hodnotí lomová plocha z hlediska polohy, hledají se celkem tři body, dva body leží v místě lomu na okraji kloubní plochy a jeden v blízkosti metafýzy (tak aby byl nejvzdálenějším bodem na úlomku vzhledem k bodům na okraji kloubní plochy). Podle polohy těchto tří bodů se poté určí poloha zlomeniny. Zlomeniny s anteriorním úlomkem jsou označeny písmenem A a zlomeniny s posteriovním úlomkem jsou označeny písmenem P např.: Schatzker I A. V případě anteriorního i posteriovního úlomku by zápis pro výše uvedený typ vypadal takto: Schatzker I A+P. U bikondylárních zlomenin je nutné napsat, o který kondyl se jedná (tj. jestli mediální - označen písmenem M, nebo laterální označen písmenem L), to se provádí kombinací písmene označující kondyl a písmene označující polohu tří bodů vymežujících lomovou plochu, např. AL což značí anteriorní část laterálního kondylu. Příkladem bikondylární zlomeniny může být Schatzker V AL+PL+PM, což značí tři úlomky a to v anterolaterálním, posterolaterálním a posteromediálním kvadrantu.

7.3. KLASIFIKACE ZLOMENIN



Obrázek 7.4: Rozdělení proximální tibie na čtyři kvadranty dle přepracované Schatzkerovy klasifikace, vytvořeno na základě [44]

7.3.2. Obecné nebo univerzální klasifikační systémy

Z univerzálních klasifikačních systémů se nejvíce používá klasifikace společnosti AO s názvem *Comprehensive Classification of Fractures*, obecně se však používá název AO klasifikace [63, 102, 103].

AO klasifikace (1987)

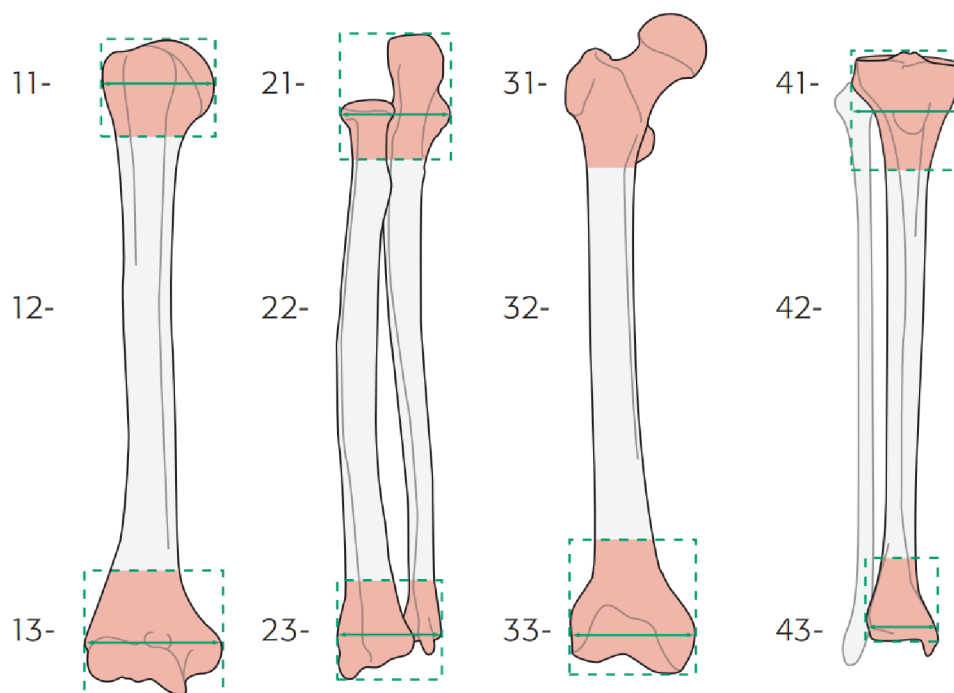
AO klasifikace označuje zlomeniny čtyřmístným nebo pětimístným kódem (pátá číslice je doplňující). První číslice kódu označuje anatomickou oblast zlomeniny [45, 76, 103] viz obr. 7.5 (pozn. radius, ulna a fibula mají k číslici přiřazené i počáteční písmeno dané kosti). Druhá číslice označuje tzv. segment kosti, tedy část kosti (resp. anatomické oblasti), které se zlomenina týká [45]:

- 1 = *proximální segment*
- 2 = *diafýza*
- 3 = *distální segment*

Názorně je toto rozdělení vidět i na obr. 7.5.

Třetí místo kódu je vyhrazeno pro charakterizaci zlomeniny (pomocí písmena), pro zlomeniny diafýzy to je charakterizace z hlediska počtu úlomků [45, 103]:

- A = *jednoduché dvouúlomkové zlomeniny*
- B = *tříúlomkové zlomeniny s mezifragmentem*
- C = *víceúlomkové zlomeniny*

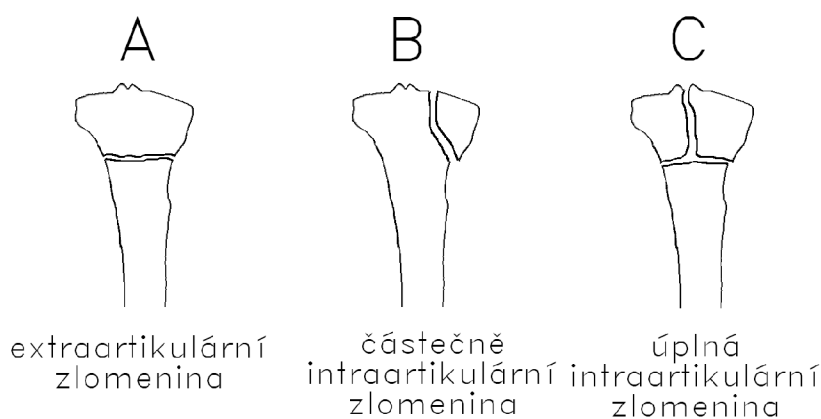


Obrázek 7.5: AO klasifikace anatomické oblasti (první dvě číslice kódu) [4]

Zlomeniny proximální tibie budou v AO klasifikaci začínat číslem 41.

U zlomenin v proximální a distální části třetí místo kódu charakterizuje zasažení kloubu zlomeninou [45, 102, 103] (viz obr. 7.6):

- *A = extraartikulární zlomenina - kloubní plocha není zasažena zlomeninou*
- *B = částečně intraartikulární zlomenina - část kloubní plochy stále tvoří s diafýzou souvislý celek*
- *C = úplná intraartikulární zlomenina - žádná část kloubní plochy netvoří s diafýzou souvislý celek*



Obrázek 7.6: Rozdělení zlomenin z hlediska zasažení kloubu - třetí místo kódu, vytvořeno na základě [67]

Čtvrté místo je vyhrazeno pro číslice 1-3 (číslíce 3 je pro nejzávažnější případy), ty vyjadřují závažnost poranění [76, 103], čtyřmístné kódy pro dané zlomeniny proximální

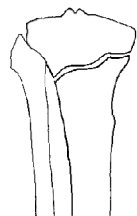
7.3. KLASIFIKACE ZLOMENIN

tibie [76] je poté možné vidět na obr. 7.7. Páté číslo není nutnou součástí kódu, může být však použito k přesnější specifikaci podtypů zlomenin [102].

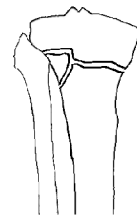
41A1



41A2



41A3



41B1



41B2



41B3



41C1



41C2



41C3



Obrázek 7.7: Zlomeniny proximální tibie - AO klasifikace, vytvořeno na základě [77]

8. Vnitřní fixace zlomenin

V podkapitole 7.2 již bylo zmíněno, že pro hojení zlomenin je nutná stabilita úlomků, které se zpravidla u intraartikulárních zlomenin dosahuje pomocí osteosyntézy [103]. Již bylo popsáno dělení na metody tzv. absolutní a relativní stability. Tyto metody se odlišují použitými prvky, které stabilitu zlomenin zajišťují [66, 103].

8.1. Fixace metodami absolutní stability

Metody absolutní stability zajišťují v kontaktu mezi úlomky kostí tlakové napětí [66], které napomáhá primárnímu kostnímu hojení [103]. Pro intraartikulární zlomeniny jsou metody absolutní stability metodami první volby [103]. Rozlišují se tři metody dle použitého prostředku pro fixaci:

- fixace kompresním šroubem - úlomek je s kostí spojen šroubem, zpravidla se používá na zlomeniny, u kterých je plocha lomu šikmá [66], k fixaci se používají dva typy šroubů, které se liší stoupáním:
 - kortikální šroub - závit je ukotven v kortikální kostní tkáni, která je vzdálenější od hlavy šroubu [66, 103]
 - spongiózní šroub - závit je celý ukotven ve spongiózní kostní tkáni, závit má větší stoupání než kortikální šroub [66, 103]
- fixace kompresní dlahou - dlaha je ke kosti připevněna šrouby tak, aby kost přenášela při zatěžování tlak a dlaha tah (před připevněním ke kosti je možné dlahu předohýbat), dlaha je díky konstrukci a způsobu připevnění ke kosti v přímém kontaktu s periostem, což může způsobit nekrózu periostu v oblasti kontaktní plochy, proto je v současné době snaha o zmenšení kontaktní plochy [66, 103]
- fixace tahovou cerkláží - fixace zlomenin dvěma Kirschnerovými dráty, které spojují úlomky (obdobně jako šrouby), úlomky jsou přibližovány drátem (ten je navrtán do obou kostí a spojen, v určitém místě se vytvoří tzv. klička - drát se smotá, tak aby vzniklo předpětí, které zajistí tzv. absolutní stabilitu) [103]

Výhodou metod absolutní stability je zajištění primárního kostního hojení, na druhou stranu může (jak již bylo zmíněno) v okolí dlahy docházet k nekróze periostu, což může způsobit oslabování kostní tkáně. Dále může dojít k selhání dlahy (vytržení šroubů), pokud je změněn charakter namáhání a nezhojená kost začne být namáhána tahem [103].

8.2. Fixace metodami relativní stability

Oproti intraartikulárním zlomeninám nevyžadují diafyzární a metafyzární zlomeniny anatomicou repozici. Díky tomu lze volit i jiné metody fixace, ty ovšem zajistí tzv. relativní stabilitu zlomeniny [103], díky tomu nemusí být dosaženo komprese úlomků a tím pádem ani primárního kostního hojení [76]. Metodami relativní stability jsou:

8.3. DLAHY S KOMBINOVANÝM OTVOREM

- fixace nitrodřeňovým hřebem - používá se u diafyzárních zlomenin [66], hřeb se nasouvá do kosti na místo kostní dřene, v oblasti metafýzy je hřeb připevněn ke kosti [66, 103]
- fixace přemostující dlahou - narozdíl od kompresních dlah jsou přemostující dlahy zaváděny podkožně a šrouby jsou aplikovány ve větší vzdálenosti od zlomeniny [103]
- fixace zevním fixátorem - při zevní fixaci je dlahu umístěna mimo tělo a je ke kosti připevněna hřeby [66, 103]
- fixace úhlově stabilní dlahou - dlahu je ke kosti fixována zamykatelnými šrouby, hlava šroubu je opatřena závitem stejně jako díra, ve které je hlava uložena, díky tomu se dlahu při zatěžování nemůže uvolnit, dlahu dále nemusí být v kontaktu s kostí [103]

8.3. Dlahy s kombinovaným otvorem

Je patrné, že obě skupiny metod mají své výhody i nevýhody. U dlah je možné tyto výhody zkombinovat a to použitím děr s kombinovaným otvorem. Tyto je možné fixovat jak zamykatelnými šrouby, tak i šrouby kompresními. Tento princip fixace bude použit i v této práci. Obrázek kombinovaného otvoru v dlahu je možné vidět na obrázku 8.1.



Obrázek 8.1: Dlahu s kombinovanými otvory, vytvořeno na základě [1]

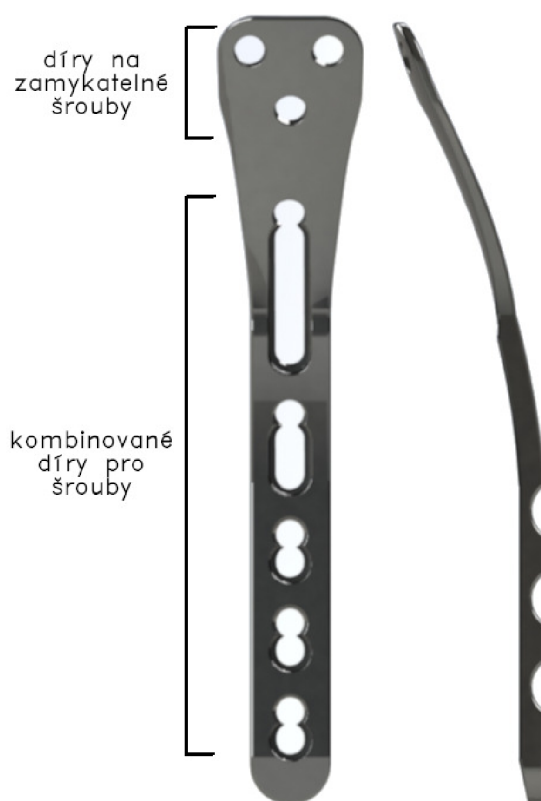
8.4. Zlomenina postero-mediální části proximální tibie a její fixace

Tato práce se zabývá řešením deformačně napětových stavů tibie s fixovanou zlomeninou v postero-mediální části proximální tibie. Zlomeniny této části tibie lze dle Hohlovy

klasifikace (viz kap. 7.3.1) klasifikovat jako typ E, dle přepracované Schatzkerovy klasifikace (viz kap. 7.3.1) jako typ Schatzker IV P. Tento typ zlomeniny je možné fixovat dlahou přímo určenou pro tento typ zlomeniny, která je komerčně vyráběná. Další možností je fixace pomocí rekonstrukční dlahy případně pouze pomocí šroubů [33].

8.4.1. Úhlově stabilní dlaha k fixaci zlomeniny postero-mediální části proximální tibie

Dlahu je možné vidět na obrázku 8.2, k fixaci se používají zamykatelné šrouby (viz obr. 8.3) a šrouby kompresní (viz obr. 8.4).



Obrázek 8.2: Dlaha pro fixaci zlomeniny postero-mediální části proximální tibie, vytvořeno na základě [1]



Obrázek 8.3: Zamykatelný samořezný šroub, vytvořeno na základě [1]

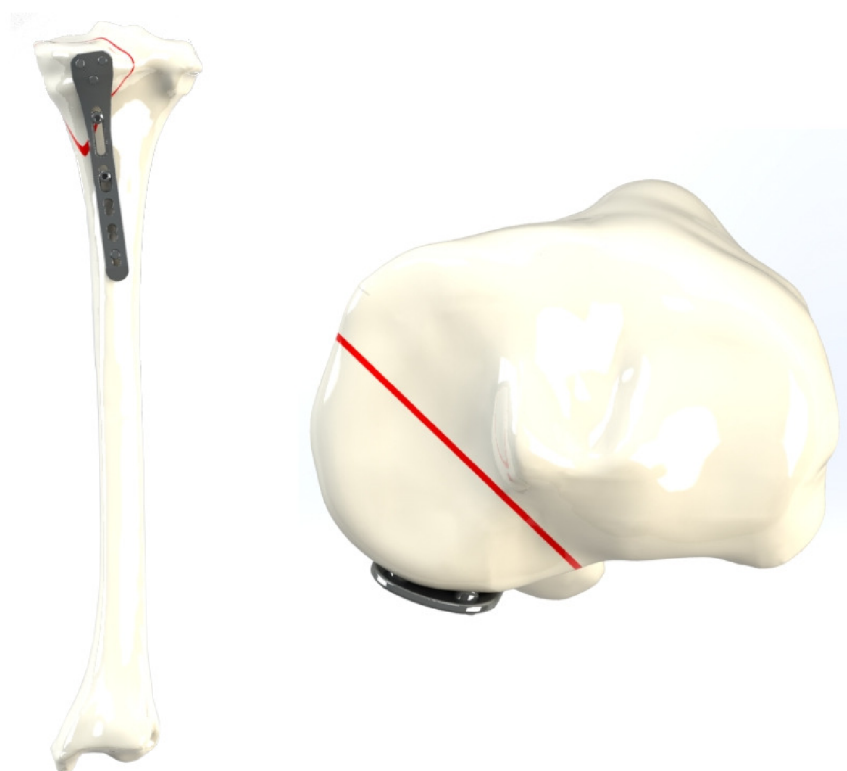
Umístění dlahy včetně schematického znázornění zlomeniny červenou barvou je možné vidět na obrázku 8.5.

Z obrázků vyplývá, že v části dlahy, která je v kontaktu s odlomenou částí kosti, je možné použít pouze zamykatelné šrouby. Ve střední části dlahy, která se nachází zpravidla u metafýzy, a části dlahy, která je v kontaktu s diafýzou, je možné díky kombinovaným díram použít uzamykatelné ale i kompresní šrouby.

8.4. ZLOMENINA POSTERO-MEDIÁLNÍ ČÁSTI PROXIMÁLNÍ TIBIE A JEJÍ FIXACE



Obrázek 8.4: Kompresní šroub, vytvořeno na základě [1]



Obrázek 8.5: Umístění dlahy fixující zlomeninu postero-mediální části proximální tibie, vytvořeno na základě [1]

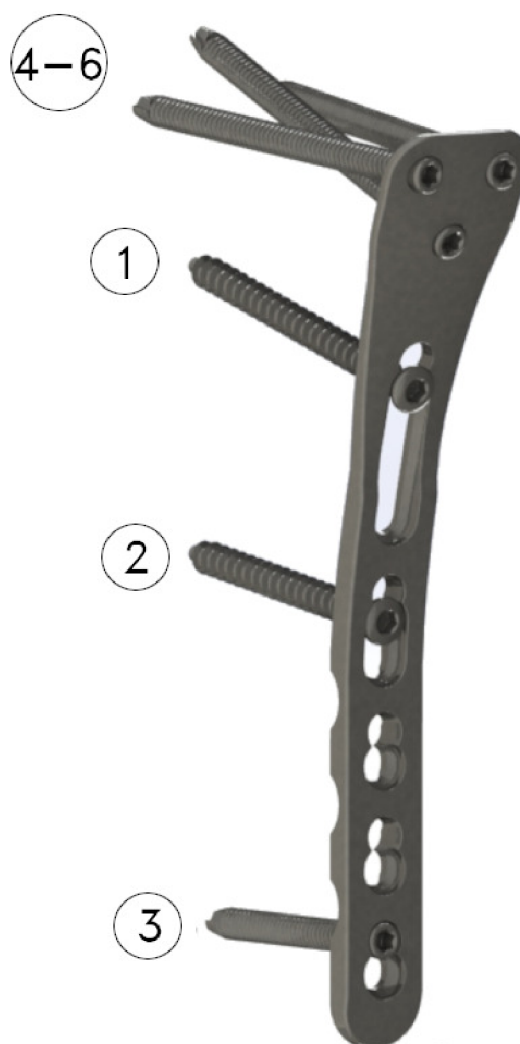
Operační postup

Dle doporučení výrobce mají být uzamykatelné i kompresní šrouby zaváděny monokortikálně. Výrobce požaduje použití samořezných zamykatelných šroubů [1].

Výrobce doporučuje následující postup [1]:

1. Napolohování pacienta na operačním stole a provedení otevřené repozice. Před repozicí je možné použít pro usnadnění repozice vnější fixátor nebo K-dráty.
2. Umístění dlahy (v případě neuzamykatelných dlah je nutné dlahu vytvarovat pomocí nástrojů k tomu určených).
3. Předvrtání díry pro kompresní šroub č. 1 (viz obr. 8.6), díra by měla směřovat směrem k *tuberositas tibiae*, změření délky díry, výběr vhodné délky šroubu a následné zašroubování šroubu do díry.

4. Zkontrolování správné polohy dlahy. Předvrtání díry pro kompresní šroub č. 2 (viz obr. 8.6), změření délky díry a výběr vhodné délky šroubu a následné zašroubování šroubu do díry.
5. Předvrtání díry pro zamykatelný šroub č. 3 (viz obr. 8.6), změření délky díry a výběr vhodné délky uzamykatelného šroubu a následné zašroubování šroubu do díry.
6. Zkontrolování správné polohy úlomku kosti, postupné předvrtání děr pro zamykatelné šrouby č. 4-6 (viz obr. 8.6), změření délky děr a výběr vhodných délek uzamykatelných šroubů a následné zašroubování šroubu do díry (pozn.: další díra se vyvrtává až po zašroubování předchozího šroubu).



Obrázek 8.6: Očíslování šroubů při jejich zavádění do kosti, vytvořeno na základě [1]

8.4.2. Fixace kompresními šrouby

Pokud není možné použít dlahu (např. pro daný typ zlomeniny není k dispozici), je možné použít k fixaci i kompresní šrouby [33]. Osa šroubu by měla být kolmá k rovině zlomeniny, což zajistí správnou kompresi a tedy i stabilitu úlomku [31, 66]. Pokud se

8.4. ZLOMENINA POSTERO-MEDIÁLNÍ ČÁSTI PROXIMÁLNÍ TIBIE A JEJÍ FIXACE

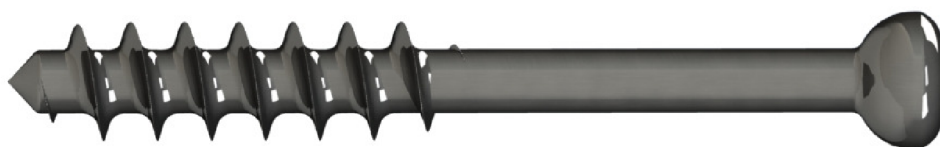
však jedná o nitrokloubní zlomeninu (kdy odlomená část kosti obsahuje větší část kloubní plochy), je doporučeno šroub umístit rovnoběžně s transversální osou kosti, u které dochází k fixaci (viz obr. 8.8). Styková síla působící na kloubní plochy by totiž mohla způsobit velké namáhání šroubu smykem [31]. Dále je možné pod hlavu šroubu vložit podložku [33]. Při vypracování této diplomové práce byla uvažována fixace spongiózním šroubem (zobrazen na obr. 8.7), neboť délka závitu nemusí být po celé délce šroubu, což umožní u šroubu v programu ANSYS modelovat předepjatý stav. Spongiózní kompresní šrouby je navíc doporučeno používat právě na intraartikulární zlomeniny dlouhých kostí [66].

Operační postup

AO Foundation [31, 33] doporučuje následující postup:

1. Napolohování pacienta na operačním stole a provedení otevřené repozice. Reponované úlomky mohou být zajištěny K-dráty.
2. Vyvrtání vodící díry v úlomku o poloměru stejném jako je vnitřní poloměr závitu.
3. Pokud nejsou použity samořezné šrouby je ještě nutné předvrtat díru i do nepoškozené části kosti.
4. Změření délky šroubu, vybrání odpovídající délky závitu (tak aby závit nezasahoval do úlomku a umožnil kompresi) a jeho zašroubování momentovým šroubovákem.
5. Pro fixaci intraartikulární zlomeniny tibie se používají zpravidla 2 šrouby (2. až 4. bod se opakuje v závislosti na počtu šroubů).

Pozn.: v případě, že by byly použity kortikální šrouby se závitem po celé délce šroubu, musela by předvrtaná vodící díra v úlomku mít větší průměr závitu, aby závit nebránil kompresi úlomku [66].

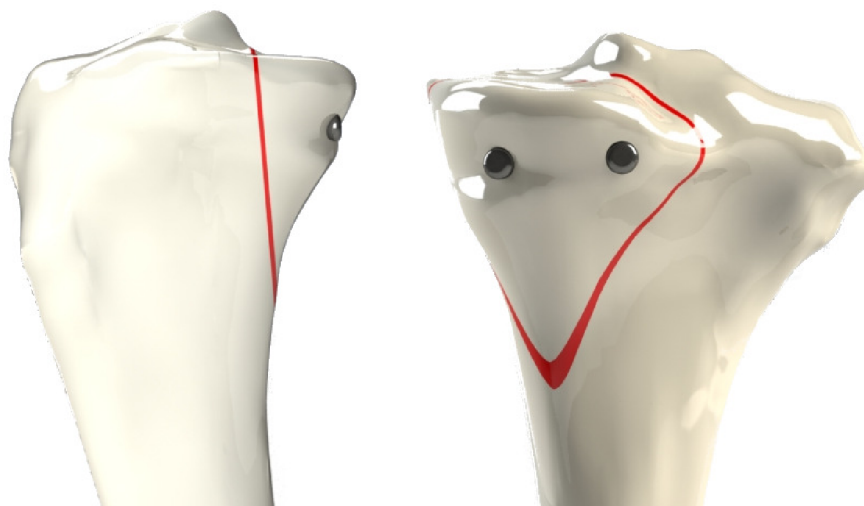


Obrázek 8.7: Kompresní spongiózní šroub, vytvořeno na základě [1]

8.4.3. Materiál dlahy a šroubů

Na materiály používané pro výrobu dlah jsou kladeny nároky nejen z hlediska jejich mechanických vlastností, ale i z hlediska jejich interakce s okolní tkání. Mechanické vlastnosti materiálů pro výrobu dlah by se svými mechanickými vlastnostmi měly co nejvíce přibližovat mechanickým vlastnostem kostní tkáně. Zároveň musí být mechanické vlastnosti takové, aby nedocházelo k mezním stavům, které by ohrozily funkčnost dlahy. Materiál zároveň musí být biokompatibilní (což znamená, že lidské tělo daný materiál snáší) [13, 78].

Daná dlaha je dostupná ve třech variantách z hlediska použitého materiálu: korozi-vzdorná ocel 316L, komerčně čistý titan (dále jen CP titan) a titanová slitina Ti-6Al-7Nb. Mechanické vlastnosti těchto tří materiálů jsou ukázány v tabulce 8.1.



Obrázek 8.8: Umístění šroubů fixující zlomeninu postero-mediální části proximální tibie, vytvořeno na základě [1, 31]

Materiál	E [GPa]	R_e [MPa]	R_m [MPa]
Korozivzdorná ocel 316L [56]	193	-	540-1000
CP titan třída 4 [65]	104	483	550
Ti-6Al-7Nb [56, 97]	110	900	1000

Tabulka 8.1: Mechanické vlastnosti materiálu dlahy a šroubů

9. Metoda řešení problému

Řešení deformačně-napěťových stavů interakce dlahy (případně šroubů) s okolní kostní tkání může být provedeno buď experimentálním nebo výpočtovým modelováním. Experimentální modelování by v tomto případě přesahovalo rámec diplomové práce. Dalším problémem by bylo zajištění odpovídajícího vybavení, ale i zkoumaných objektů. Experimentální modelování také neposkytne informace o deformačně-napěťových stavech v celém objemu zkoumaných objektů. Z těchto důvodů bylo přistoupeno k výpočtovému modelování. S ohledem na složitost geometrie byla k řešení vybrána metoda konečných prvků. Pro řešení byl zvolen software ANSYS® Academic Research Mechanical, 2021 R2 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA) dostupný pro studenty na ÚMTMB.

10. Výpočtové modelování

Jak již bylo řečeno, tak pro řešení deformačně-napěťových stavů interakce dlahy (případně šroubů) s okolní kostní tkání bývá zpravidla použito výpočtové modelování s využitím metody konečných prvků, která byla použita i v této práci. Následující podkapitola bude věnována výpočtovému modelu.

Výpočtový model obsahuje tibií i femur, ten je použit z důvodu aplikace okrajových podmínek, neboť je snadnější zjistit stykové výslednice pro kyčelní kloub (případně hlezenní kloub) než pro kloub kolenní. Vliv patelly a fibuly na interakci dlahy (případně šroubů) s okolní kostní tkání lze považovat za nepodstatný.

Byly vytvořeny celkem čtyři varianty výpočtu. Varianta 1 a 2 zahrnovala fixaci zlomeniny pomocí úhlově stabilní dlahy s kombinovanými otvory. Varianta 3 a 4 zahrnovala fixaci stejné zlomeniny pouze pomocí kompresních spongiózních šroubů. Jednotlivé varianty (resp. části modelů geometrie) jsou prezentovány na obr. 10.1.

10.1. Varianty řešení

10.1.1. Fixace dlahou

První možnost je fixace zlomeniny proximální tibiae výše popsanou dlahou s kombinovanými otvory [1]. Tento způsob fixace včetně operačního postupu je popsán v podkapitole 8.4.1. V rámci možností fixace dlahou byly provedeny další dvě varianty výpočtu (jejich pojmenování bude Varianta 1 a Varianta 2).

Varianta 1

V této variantě je model geometrie vytvořen pro fixaci zlomeniny výše popsanou dlahou se šrouby použitými dle pokynů výrobce. Umístění šroubů je možné vidět na obr. 8.6 resp. obr. 10.1a.

Varianta 2

I v této variantě je model geometrie tvořen výše popsanou dlahou a šrouby. Je ovšem vynechán jeden kompresní šroub (dle obrázku 8.6 je to šroub č. 1), část modelu geometrie je zobrazena na obr. 10.1b. Tento šroub totiž zasahuje i do odlomené části kosti (je to dáno úrovní modelu zlomeniny), k čemuž by u tohoto typu a takto použité dlahy nemělo dojít [37].

10.1.2. Fixace šrouby

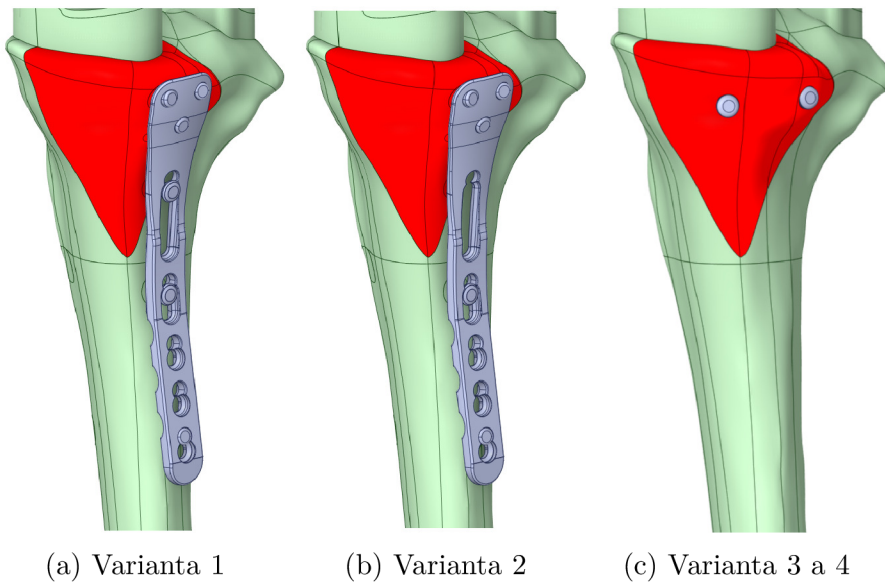
Druhá možnost fixace je fixace zlomeniny pomocí šroubů. Způsob fixace včetně operačního postupu je popsán v podkapitole 8.4.2. Byly vytvořeny opět dvě varianty výpočtu (jejich pojmenování je Varianta 3 a Varianta 4), část modelu geometrie je zobrazena na obr. 10.1c.

Varianta 3

V této variantě je model geometrie vytvořen pro fixaci dvěma kompresními spongiózními šrouby. Šrouby jsou do kosti zaváděny bez podložky [33], protože ta se používá k rovnoměrnějšímu rozložení zátěže [31, 33], tím pádem lze předpokládat vyšší napětí u fixace bez použití podložky. Do šroubů bude aplikováno předpětí, které zajišťuje kompresi úlomku ke kosti.

Varianta 4

Model geometrie je shodný s Variantou 4. Rozdíl je v tom, že do šroubů nebude aplikováno předpětí a to hlavně proto, aby bylo možné výsledky porovnávat s Variantou 1 a Variantou 2.



Obrázek 10.1: Části modelů geometrie pro jednotlivé varianty

10.2. Model geometrie

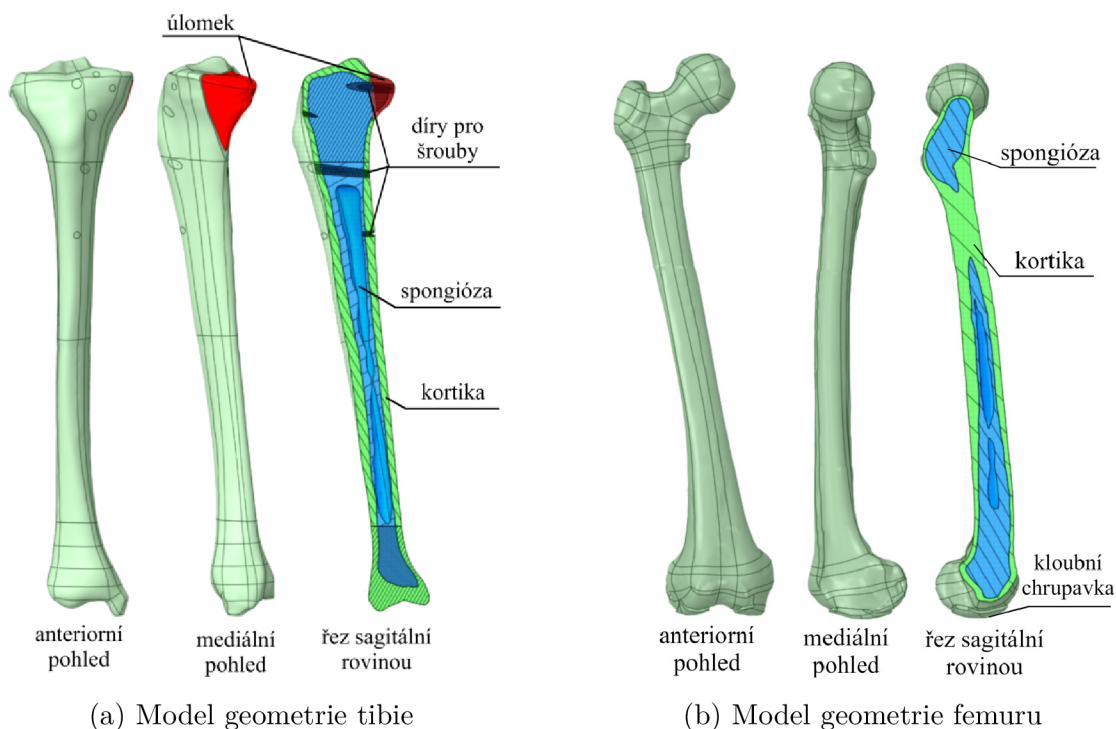
10.2.1. Varianta 1 a Varianta 2

Model geometrie se skládá z tibie, femuru, dlahy a šroubů. Tvorba dílčích modelů geometrie je popsána níže. Model geometrie byl vytvořen z dílčích modelů geometrie v programu SpaceClaim 2021 R2.

Model geometrie tibie, femuru a menisků

Modely geometrie tibie i femuru se skládají ze dvou částí a to částí reprezentují spongiózní a kortikální kostní tkáň. Tyto části byly vytvořeny manuální segmentací CT-snímku použitím programu *STL Model Creator* [64], takto lze získat modely geometrie spongiózní i kortikální kostní tkáň femuru a tibie ve formátu STL. Tento formát lze poté v programu SpaceClaim převést na objemové těleso. Model geometrie tibie (resp. zleva anteriorní pohled, mediální pohled a řez sagitální rovinou) je možné vidět na obrázku 10.2a,

model geometrie femuru je zobrazen na obrázku (pohledy jsou ve stejném pořadí jako u tibie) 10.2b. Model geometrie je vytvořen pro kolenní kloub v anatomickém postavení. Je zřejmé, že z kostní tkáně tibie musí být odebrány objemy, které budou vyplňovat modely geometrie šroubů, což bylo provedeno v prostředí SpaceClaim po umístění modelu geometrie dlahy do optimální polohy doporučené výrobcem pro daný typ zlomeniny. Vzhledem ke složitosti geometrie zamykatelných šroubů musely být v oblasti kostní tkáně obklopující šrouby odděleny válcové objemy. Tyto objemy také zajistí snadnější tvorbu sítě (resp. zjemnění sítě) na kostní tkáni v okolí šroubů. Na obrázcích 10.2 je použita zelená barva pro kortikální kostní tkáň, modrá pro spongiózní kostní tkáň a červená pro část tibie reprezentující úlomek kosti.



(a) Model geometrie tibie

(b) Model geometrie femuru

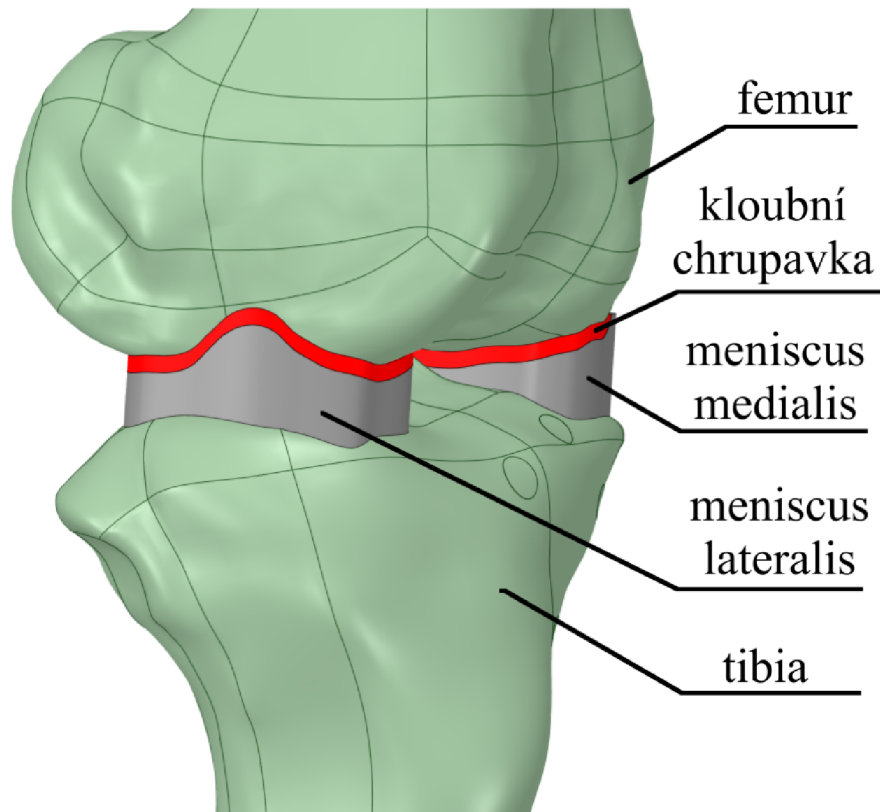
Obrázek 10.2: Modely geometrie tibie a femuru

Na povrchu femuru je vytvořena vrstva, jejíž tloušťka odpovídá tloušťce kloubní chrupavky (zvolena hodnota 1,7 mm [86]). Dále je mezi tibií a femorální kloubní chrupavkou vytvořeno spojení, které reprezentuje menisky. Menisky a kloubní chrupavky jsou zobrazeny na obrázku 10.3.

Zlomenina byla v této práci vytvořena schematicky na základě CT-snímků zlomenin postero-mediální části proximální tibie a katalogů výrobců dlah fixujících tento typ zlomeniny. Rovina zlomeniny odděluje nejenom kost, ale i zvláštní zařízení kloubu (v tomto případě meniscus medialis) [95].

Model geometrie dlahy

Model geometrie dlahy byl vytvořen na základě katalogu firmy DePuy Synthes [1], která se zabývá výrobou daných dlah. Použitá dlahy (viz obr. 10.4) slouží k fixaci zlomeniny na posteriorní části proximální tibie. U této dlahy se k fixaci úločku kosti používají samořezné uzamykatelné šrouby. Otvory ve střední části jsou otvory kombinované umožňující použití šroubů pro úhlově stabilní i kompresní dlahu. V místě kontaktní plochy dlahy



Obrázek 10.3: Model geometrie kloubních chrupavek (červeně) a menisků (šedě)

a diafýzy je dlahá opatřena zaobleními, které snižují velikost kontaktní plochy. Závity v dírách pro uzamykatelné šrouby jsou z hlediska řešení interakce kostní tkáně, šroubů a dlahy nepodstatné.

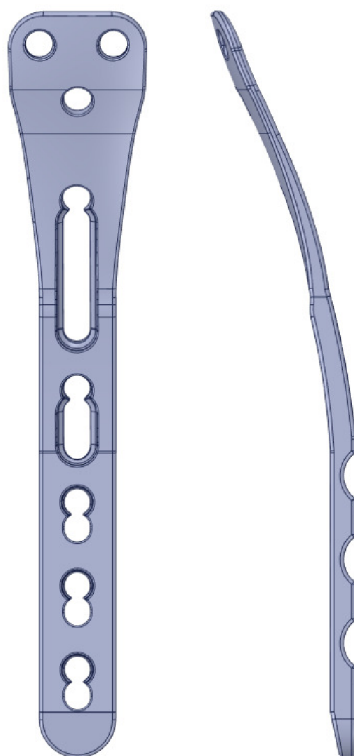
Model geometrie šroubů

Při vytváření modelu geometrie šroubů byly drážky sloužící k dotahování šroubů považovány z hlediska řešení interakce kosti a šroubů za nepodstatné, protože se předpokládá, že se zde nebude nacházet špičkové napětí a jejich vytvoření v modelu geometrie by navýšilo výpočtové časy. Podobně jako u dlahy (tedy u děr pro zamykatelné šrouby) jsou závity na hlavách zamykatelných šroubů považovány z hlediska řešení za nepodstatné. Model geometrie byl vytvořen na základě katalogu výrobce DePuy Synthes. Model geometrie zamykatelného šroubu je zobrazen na obrázku 10.5 a model geometrie kompresního šroubu na obrázku 10.6. Jak již bylo řečeno (viz 10.1.1), rozdíl mezi Variantou 1 a Variantou 2 je dán v počtu použitých kompresních šroubů (u Varianty 2 je vynechán kompresní šroub, který se nachází blíže proximálnímu konci tibie).

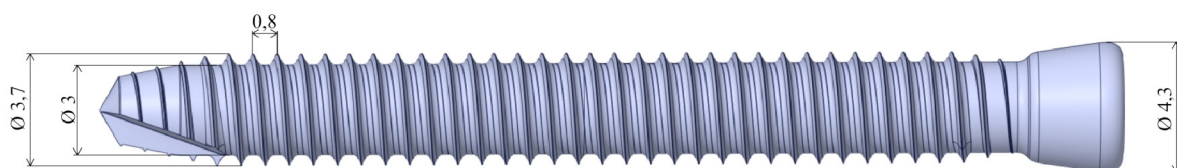
10.2.2. Varianta 3 a Varianta 4

Model geometrie tibie, femuru a menisků

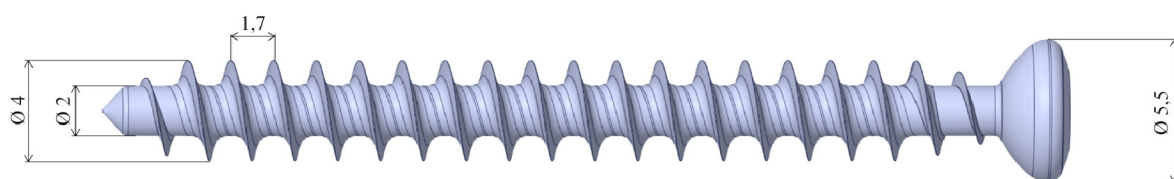
Model geometrie kostí byl shodný s variantou 1 s tím rozdílem, že z tibie byly v prostředí SpaceClaim odebrány objemy, ve kterých se nachází modely geometrie spongiózních



Obrázek 10.4: Model geometrie dlahy



Obrázek 10.5: Model geometrie zamykatelného šroubu

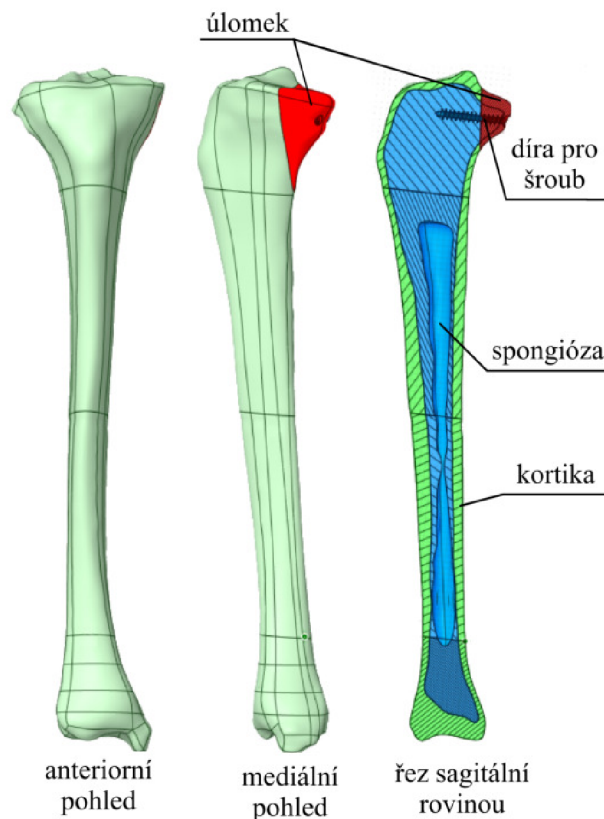


Obrázek 10.6: Model geometrie kompresního šroubu používaného při fixaci dlahou

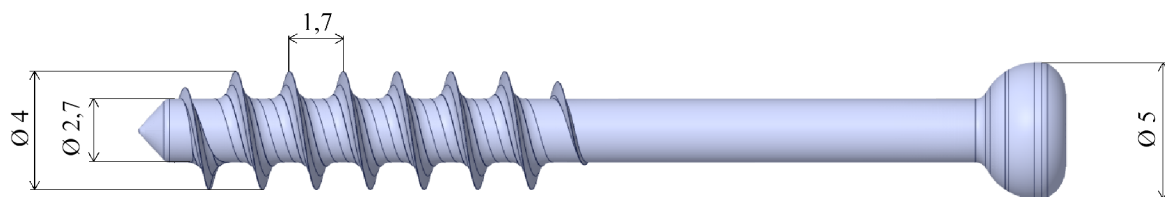
kompresních šroubů. Model geometrie tibie (který se jediný liší od Variant 1 a 2) je možné vidět na obrázku 10.7.

Model geometrie šroubů

Tak jako u Varianty 1 a 2 jsou drážky k utahování šroubů považovány z hlediska řešení interakce kostní tkáně a šroubů za nepodstatné. Model geometrie byl vytvořen na základě katalogu výrobce DePuy Synthes a je zobrazen na obr. 10.8.



Obrázek 10.7: Model geometrie tibie



Obrázek 10.8: Model geometrie kompresního spongiózního šroubu

10.3. Model vazeb

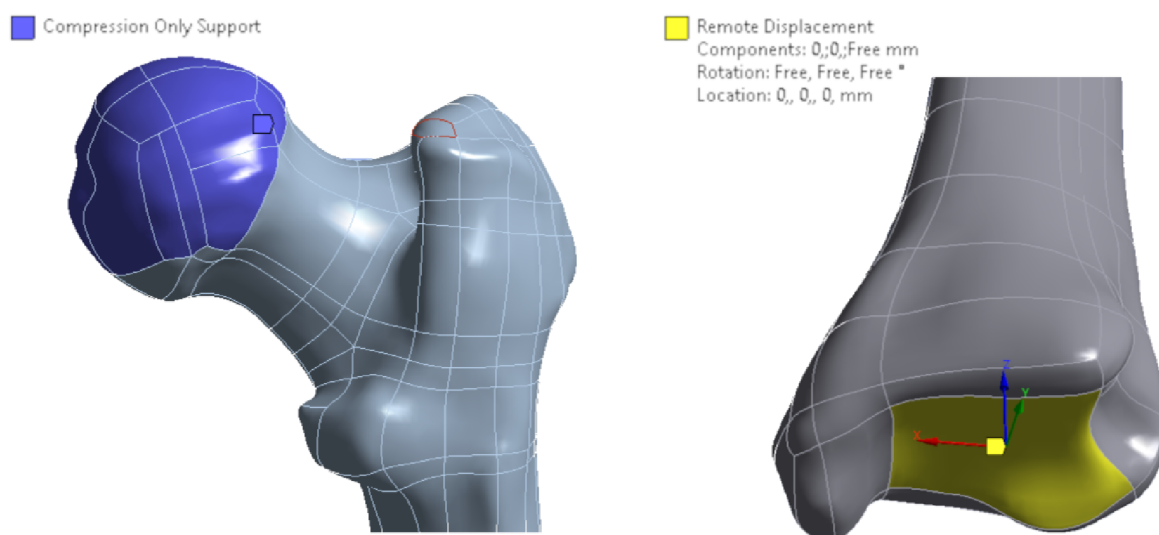
10.3.1. Varianta 1 a Varianta 2

Soustava je k okolí vázána dvěma klouby. Femur je s os coxae spojen přes art. coxae, tibia je spojena s tarsem přes art. talocruralis. K soustavě se váže ještě fibula, která je s tibií spojena přes art. tibiofibularis a je též součástí art. talocruralis. Vazba fibuly na soustavu není pro řešení daného problému podstatná. Prvky soustavy reprezentující kosti jsou k sobě vázány skrze art. genus a jeho zvláštní zařízení kloubu. Mezi menisky a kloubní chrupavkou je uvažován kontakt bez tření. Mezi femurem a kostní chrupavkou se uvažuje pevné spojení, stejně jako mezi menisky a tibií. V neposlední řadě je nutné zmínit, že tibia a femur jsou spojeny kloubními vazy a svaly.

Kostní tkáň úlomku je v těsném kontaktu s kostní tkání tibie (což je předpoklad pro primární kostní hojení). Mezi kostní tkání tibie a šrouby je vazba třením za předpokladu,

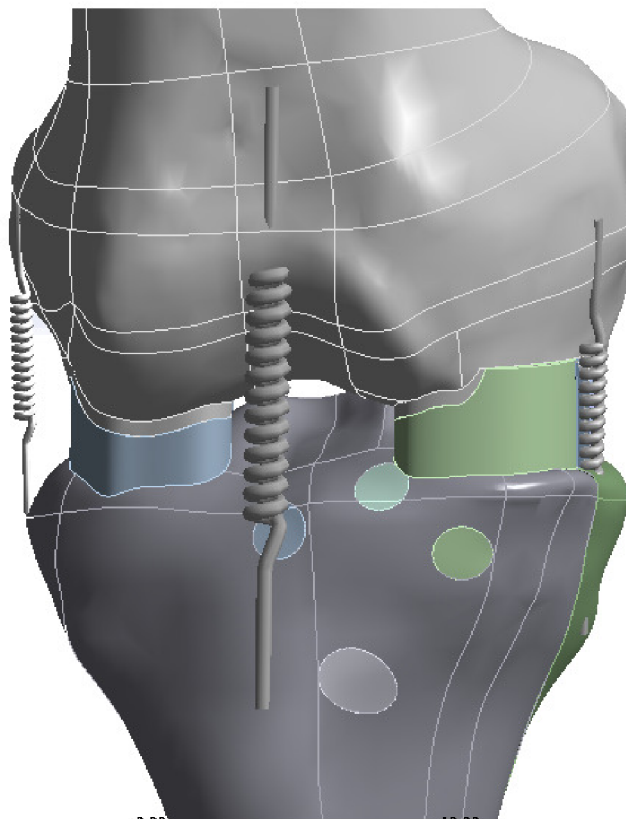
že nedošlo k oseointegraci. Zamykatelné šrouby jsou s dlahou spojeny pomocí závitů na hlavě šroubu.

Art. coxae lze modelovat pomocí vazby *Compression Only Support*, tato vazba zajistí vytvoření kontaktu pro vybrané plochy a tím pádem omezí pohyb ploch, na kterých se vyskytuje tlakové napětí. Na kloubní plochu art. talocruralis je aplikovaná okrajová podmínka *Remote Displacement*, s nulovými posuvy ve směru mediolaterálním a anteroposteriorním, což je provedeno pomocí nulových posuvů ve směru x a y v lokálním souřadném systému vytvořenému vzhledem k části plochy art. talocruralis (viz obr. 10.9). Takto nastavená vazba *Remote Displacement* neomezí rotace tibie, což vystihuje chování daného kloubu. Art. genus je v této práci uvažován jako spojení menisků a kloubních chrupavek femuru. Z toho důvodu je nutné mezi jejich plochami vytvořit kontakt. Jelikož je prostor kloubu vyplněn synoviální tekutinou, která minimalizuje tření [25], je tento kontakt modelován jako kontakt bez tření (tedy *Frictionless*). Kloubní chrupavky femuru jsou s femurem spojeny na úrovni sítě. Menisky jsou s tibií spojeny spojením typu *Bonded* (tedy pevným spojením). Spojení femuru a tibie kloubními vazy a svaly je modelováno pomocí vazby *Spring*, který mezi dvěma body vytvoří pružinu o dané tuhosti. V tomto případě byla zvolena hodnota tuhosti $10^6 \frac{N}{mm}$ [106]. Takto nastavené vazby je možné vidět na obrázcích 10.9 a 10.10.



Obrázek 10.9: Použité okrajové podmínky pro kloubní plochy art. coxae a art. talocruralis

Mezi úlovkem kosti a tibie je zaveden kontakt beze tření, ačkoliv ke tření mezi stykovými plochami úlovků a tibie dochází (zejména v důsledku nerovnosti povrchu). K tomuto konzervativnímu kroku bylo přistoupeno z důvodu, že plocha lomu je modelována jako rovina. Mezi plochami kostní tkáně a plochami šroubů byl použit kontakt *Frictional* (tedy kontakt se třením), což znamená, že se neuvažuje, že by došlo k oseointegraci. Na základě literatury byl stanoven třecí koeficient mezi kostní tkáně a materiálem šroubu $f = 0,3 [-]$ [101]. Spojení *Bonded* je použito na spojení hlav zamykatelných šroubů a dlahy (neboť vytvoření detailního modelu geometrie se závitěm a třecím kontaktem by bylo z hlediska tvorby konečnoprvkové sítě a samotného výpočtu neúnosně náročné). Mezi kompresními šrouby a dlahou byl modelován kontakt se třením s koeficientem tření $f = 0,36 [-]$ [90]. Díky složitosti modelu geometrie bylo nutné vytvořit válcové oblasti okolo kostní tkáně,



Obrázek 10.10: Pružiny reprezentující svaly a vazy mezi femurem a tibií

tyto oblasti nebylo možné s tibií spojit na úrovni sítě a proto i zde muselo být použito spojení *Bonded*.

U všech spojení typu *Bonded* byla zvolena formulace MPC, neboť tento typ formulace nedovoluje penetraci (nevyžaduje tedy kontaktní tuhost). U kontaktů *Frictional* a *Frictionless* bylo v záložce *Update Stiffnes* změněno nastavení na *Each Iteration, Agressive*, což znamená, že kontaktní tuhost se bude aktualizovat v každém kroku výpočtu.

10.3.2. Varianta 3 a Varianta 4

Vazby se významně neliší od Variant 1 a 2 (díky absenci dlahy se nemusí řešit vazby šroubů na dlahy), jsou tedy popsány v podkapitole 10.3. Okrajové podmínky je možné vidět na obrázku 10.9 a pružiny reprezentující kloubní vazy na obrázku 10.10.

10.4. Model zatížení

10.4.1. Varianta 1, Varianta 2 a Varianta 4

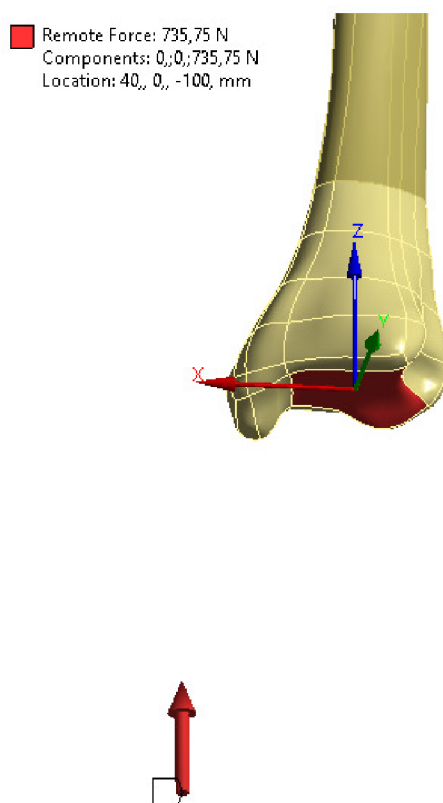
Soustava je zatížena jedinou silou. Tato síla je uvažována jako styková síla mezi chodidlem a podložkou. Z hlediska velikosti zatížení byly uvažovány dva stavy.

První stav modeluje stav chůze pacienta s berlemi, při kterém došlo k částečnému kontaktu chodidla poraněné dolní končetiny s podložkou. Pacient by poraněnou dolní končetinu těsně po operaci neměl zatěžovat, k tomuto stavu však může teoreticky v blízké době po operaci dojít (jakmile lékař dovolí chůzi o berlích bez zátěže poraněné končetiny).

Velikost zatěžující síly odpovídá polovině tíhové síly působící na člověka o hmotnosti 75 kg. U takového stavu je obtížné určit velikost zatěžující síly, proto byl učiněn konzervativní odhad na základě literatury [50, 79]. Tento stav bude nazýván poloviční zátěž.

Druhým stavem je stoj na poraněné dolní končetině. Tento způsob zatížení svou velikostí neodpovídá zatížení při klasické chůzi. K zatížení velikostí síly odpovídající chůzi by ovšem během kostního hojení vůbec nemělo dojít, protože pacient přímo po osteosyntéze (těmto podmínkám odpovídá model vazeb a geometrie) by totiž operovanou končetinu neměl zatěžovat [48]. K tomuto stavu by mohlo dojít pouze při nedodržení pokynů lékaře. Velikost aplikované síly odpovídá velikosti tíhové síly působící na pacienta s hmotností 75 kg. Tento stav bude nazýván plná zátěž.

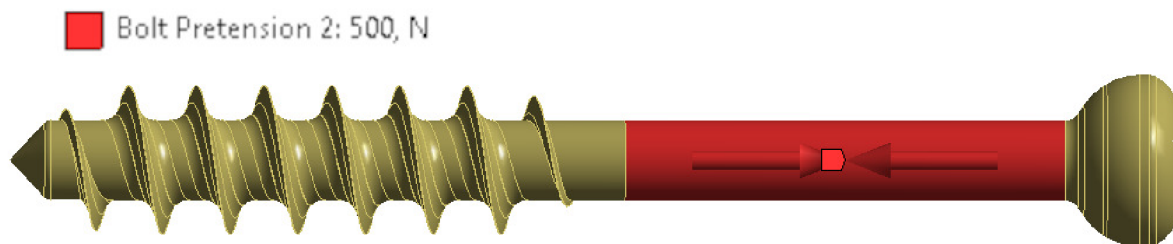
Síla je aplikována pomocí funkce *Remote Force*. Tato funkce umožní aplikovat sílu mimo plochu, na kterou je aplikována (viz obr. 10.11). Díky tomu je možné umístit sílu do místa, kde by byl očekávaný kontakt chodidla s podložkou, není tak nutné provádět náhradu síly staticky ekvivalentní silovou soustavou.



Obrázek 10.11: Silová okrajová podmínka na kloubní ploše art. talocruralis

10.4.2. Varianta 3

U Varianty 3 je aplikována stejná silová okrajová podmínka jako u Varianty 1. Dále je na šrouby aplikováno předpětí, neboť tyto šrouby musí zajistit kompresi úlomku ke dlazi. V souladu s literaturou [19, 96] byla zvolena velikost předpětí pro použité šrouby 500 N. Předpětí bylo aplikováno na část šroubu bez závitů viz obr. 10.12.



Obrázek 10.12: Předpětí aplikované na kompresní spongiózní šrouby

10.5. Model materiálu

V dostupné literatuře zabývající se obdobnou problematikou [8, 26, 37, 83], se pro kostní tkáň používá lineárně elastický izotropní materiál (ačkoliv spongiózní kostní tkáň nevykazuje izotropní mechanické vlastnosti, pokud je uvažována jako homogenní kontinuum [5, 105]). U studie zabývající se deformačně napěťovými stavy kolenního kloubu [53] je lineárně elastický model materiálu použit i pro měkké tkáň. K definování izotropního lineárně elastického materiálu stačí dvě elastické konstanty, pro materiály použité v této práci jsou tyto materiálové charakteristiky ukázány v tabulce 10.1. Materiálové charakteristiky pro kostní tkáň jsou zvoleny na základě podkapitoly 6.1. Modul pružnosti spongiózní kostní tkáň byl odhadnut ve směru superio-inferiorním (neboť dominantní zatížení se očekává v tomto směru) na základě práce Leinwebera [59].

Materiál	E [MPa]	μ [-]
Kortikální kostní tkáň [20, 23]	15 000	0,325
Spongiózní kostní tkáň [59, 26]	500	0,3
Menisky [49]	112	0,45
Kloubní chrupavky [100]	50	0,35
Ti-6Al-7Nb	110 000	0,35

Tabulka 10.1: Použité materiálové charakteristiky

10.6. Konečnoprvková síť

Nezbytnou součástí výpočtového modelování s užitím metody konečných prvků je diskretizace modelu geometrie na prvky konečné velikosti [82]. Model geometrie byl vytvářen takovým způsobem, aby bylo možné v místech, kde byly očekávány špičky napětí lokálně zmenšovat velikost prvku. Diskretizace kostní tkáň, dlahy i šroubů byla z důvodu složitosti geometrie provedena pomocí kvadratických čtyřstěnů, což v programu ANSYS odpovídá prvku SOLID 187 (desetiuzlový čtyřstěn ve 3D se třemi stupni volnosti v uzlu) [89]. Velikost prvku byla postupně měněna tak, aby se na prvcích nenacházel velký gradient napětí. Zároveň ale musel být počet prvků takový, aby nedocházelo k navyšování výpočetního času nad možnosti použitého hardwaru. Velikost prvků pro jednotlivé části modelu geometrie je zobrazena v tabulce 10.2.

Část modelu geometrie	velikost prvku [mm]
Šrouby	0,5
Tvarové detaily dlaha	0,1-0,5
Dlaha	0,7
Kontaktní plochy kostí a závitů šroubů	0,1;0,4
Proximální část a diafýza femuru	8
Distální epifýza femuru	2,5
Chrupavky a menisky	2
Proximální epifýza tibie	1,5
Kontaktní plocha zlomeniny	0,7
Diafýza tibie	2,5-3
Distální epifýza tibie	4

Tabulka 10.2: Velikosti prvku pro jednotlivé části modelu geometrie

Pokud má úloha naformulované kontaktní plochy, tak si program ANSYS automaticky vytvoří kontaktní prvky. Jedná se zejména o prvky CONTA 174 a TARGET 170. Prvky tvoří povrch kontaktních ploch (každý kontakt má vždy množinu ploch s CONTA 174 prvky a množinu ploch s TARGET 170 prvky). Oba prvky jsou trojrozměrné. Prvek CONTA 174 je osmiuzlový se třemi stupni volnosti v každém uzlu [21]. Prvek TARGET 170 je čtyřuzlový se třemi stupni volnosti v uzlu [94]. Tyto dva prvky jsou použity u spojení typu *Bonded*, kontaktů typu *Frictionless* a *Frictional*. Vazba typu *Spring* je modelována pomocí prvku BEAM 188, což je trojrozměrný prutový prvek s dvěma uzly a šesti stupni volnosti v každém uzlu [7]. Posledním použitým prvkem je SURF 154. Tento prvek je trojrozměrný povrchový s osmi uzly a je generován na povrchu SOLID elementů, na nichž je zpravidla aplikováno plošné zatížení (nebo jiné povrchové efekty) [93].

Pro dlaha, šrouby a kostní tkáň okolo šroubů je konečnoprvková síť zobrazena na obrázcích 10.13, 10.14, 10.15 a 10.16.

Počet konečných prvků a uzlů pro jednotlivé varianty je uveden v tabulce 10.3.

Varianta	Počet prvků	Počet uzlů
Varianta 1	1 461 090	2 473 453
Varianta 2	1 419 516	2 396 606
Varianta 3	440 569	751 574
Varianta 4	440 569	751 574

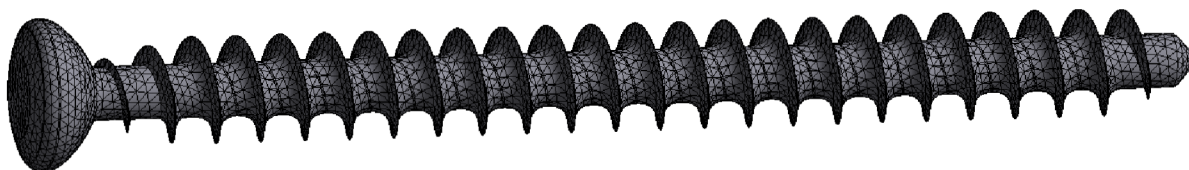
Tabulka 10.3: Velikosti prvku pro jednotlivé části modelu geometrie



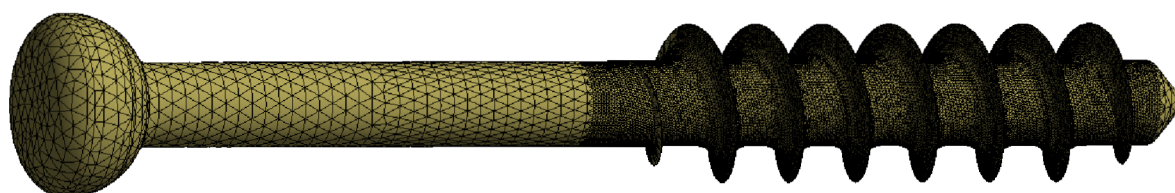
Obrázek 10.13: Síť konečných prvků na dlaze



Obrázek 10.14: Síť konečných prvků na zamykatelném šroubu



Obrázek 10.15: Síť konečných prvků na kompresním šroubu použitím s dlahou



Obrázek 10.16: Síť konečných prvků naspongiózním kompresním šroubu

10.7. Nastavení řešiče

Nejprve byla provedena analýza, která potvrdila nutnost nastavení velkých deformací. Dále byly provedeny testovací výpočty k optimalizaci velikosti prvků sítě a nastavení kontaktů. Cílem bylo snížit potřebný výpočtový čas při zachování rozumné přesnosti výpočtů dané velikostí prvků a velikostí penetrace kontaktních ploch. Díky počtu prvků, velkým deformacím a nelineárním kontaktům bylo přistoupeno ke snížení přesnosti PCG řešiče z hodnoty $1 \cdot 10^{-8}$ na hodnotu $1 \cdot 10^{-4}$ což sníží nároky na výpočtový čas. Dále bylo nastaveno, aby se počítaly velikosti silových výslednic v uzlech. Vzhledem k výše popsaným nelinearitám byly nastaveno rozdělení zatížení na dva substepy.

Jak již bylo zmíněno výše, z hlediska zatížení jsou uvažovány dva stavy (poloviční a plné zatížení). U tzv. polovičního zatížení je velikost zatěžující síly rovna polovině síly pro tzv. plné zatížení. Díky rozdělení na 2 substepy lze tak provést poloviční počet řešení, neboť vyhodnocení tzv. polovičního zatížení lze provést z řešení pro tzv. plné zatížení pro zkonvergovaný první substep.

10.8. Použitý hardware

Výpočty byly provedeny na počítači HP Z440 s grafickou kartou NVIDIA quadro P4000 a procesorem Intel Xeon E5.

Celkový výpočtový čas pro jednotlivé prezentované finální varianty je zobrazen v tabulce 10.4.

Varianta	Výpočtový čas [hod.]
Varianta 1	13,6
Varianta 2	5,6
Varianta 3	2,1
Varianta 4	1,8

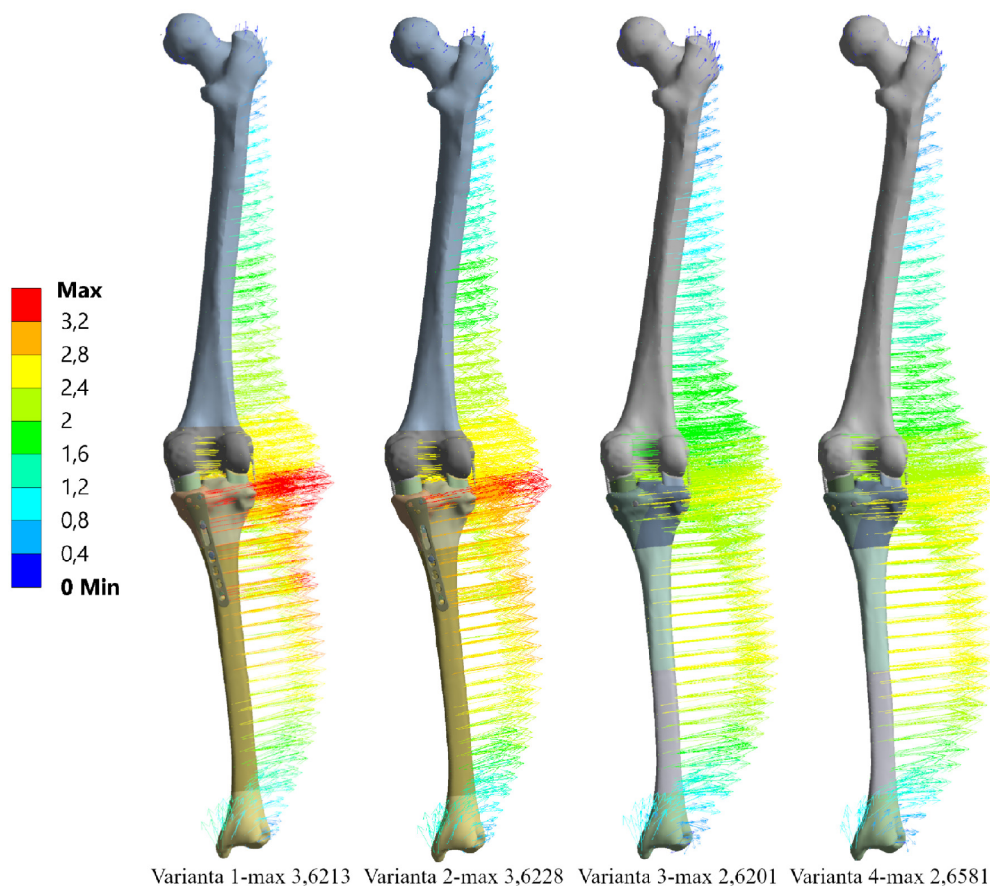
Tabulka 10.4: Výpočtové časy pro jednotlivé varianty řešení

11. Presentace a analýza výsledků

Tato kapitola je věnována prezentaci dosažených výsledků získaných výpočtovým modelováním. Vyhodnocovány budou čtyři finální varianty. Vybrané výsledky (analýza kontaktu mezi tibií a úločkem, redukované přetvoření HMM v kostní tkáni) byly analyzovány s poloviční velikostí zatěžující síly (poloviční zátěž) a celkovou velikostí zatěžující síly (plná zátěž). Zbylé výsledky byly analyzovány pouze pro plnou zátěž.

11.1. Presentace a analýza posuvů soustavy

Na obrázku 11.1 je možné vidět celkové posuvy pro jednotlivé varianty včetně maximální hodnoty celkového posuvu. Zobrazení je provedeno v posteriorním pohledu.



Obrázek 11.1: Celkové posuvy pro jednotlivé varianty [mm]

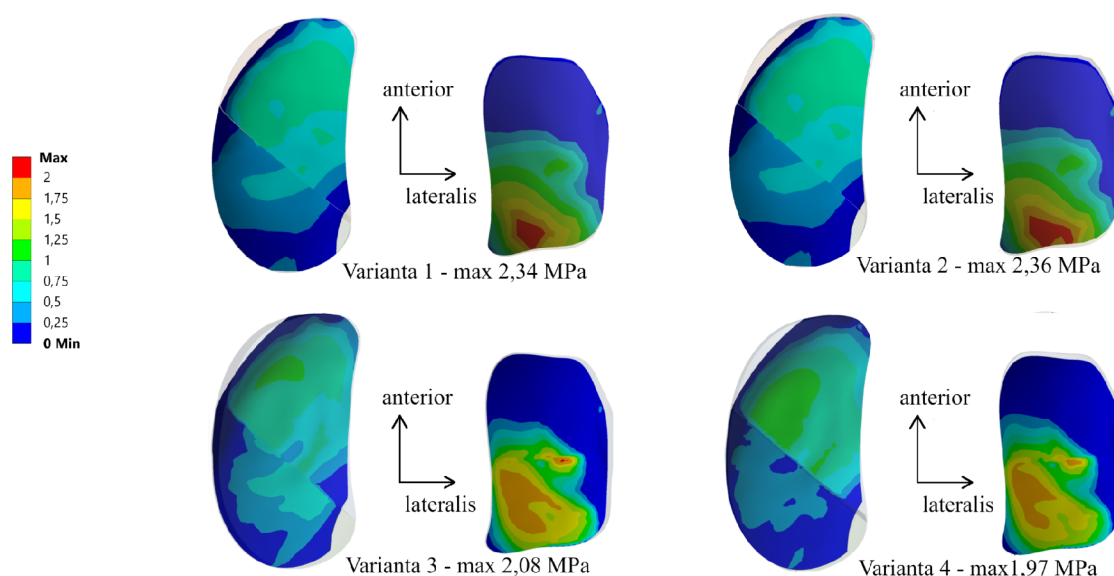
Z porovnání je možné vidět, že vyšších hodnot celkových posuvů je dosaženo pro Varianty 1 a 2 (tedy varianty s fixací pomocí dlahy). Je to dáno charakterem namáhání tibie. Charakter namáhání diafýzy tibie se blíží ohybovému namáhání s průhyby ve směru laterálním. U variant bez dlahy je v proximální části diafýzy patrný mírný pokles průhybu. V proximální části u variant s fixací pomocí dlahy dochází ovšem k navýšení tuhosti (právě díky dlahy). Ta neumožní pokles průhybu jako tomu je u variant s fixací pomocí spongiózních kompresních šroubů, což má za následek vyšší hodnoty celkové deformace u variant s fixací pomocí dlahy. Dále je patrné, že směr deformace je převážně v laterálním směru.

11.2. Analýza vybraných kontaktů

V této podkapitole budou analyzovány získané výsledky pro dva kontakty. První analyzovaný kontakt je mezi kloubními plochami femuru a modelem geometrie reprezentujícím menisky. Druhý analyzovaný kontakt se nachází mezi odlomenou částí kosti a tibií.

11.2.1. Kontakt mezi kloubní plochou femuru a menisky

Analýzou kontaktního tlaku tohoto kontaktu typu *Fristionless* lze ověřit, jestli byl správně vytvořen model vazeb a zatížení, lze totiž porovnat hodnoty kontaktních tlaků (při plném zatížení) určených výpočtovým modelováním v této práci s hodnotami z literatury.



Obrázek 11.2: Kontaktní tlaky v kolenním kloubu mezi modelem geometrie menisků a kloubních chrupavek při plném zatížení [MPa]

Z obrázku 11.2 je patrné, že vyššího kontaktního tlaku je dosaženo na meniscu lateralis v jeho posteriorní části. Místo i hodnota maximálního tlaku se velmi dobře shoduje se studií Kubíčka a Floriána [53] (maximální kontaktní tlak 2,248 MPa při hmotnosti 80-90 kg), ve které byla provedena deformačně-napěťová analýza kolenního kloubu. Výsledky se shodují i přes skutečnost, že v této práci byla použita nižší úroveň modelu geometrie než ve výše uvedené studii. Je též zřejmé, že charakter rozložení kontaktního tlaku se liší i v závislosti na použitém způsobu fixace, což je nejspíše dáno i rozdílným charakterem celkové tuhosti pro jednotlivé druhy fixace.

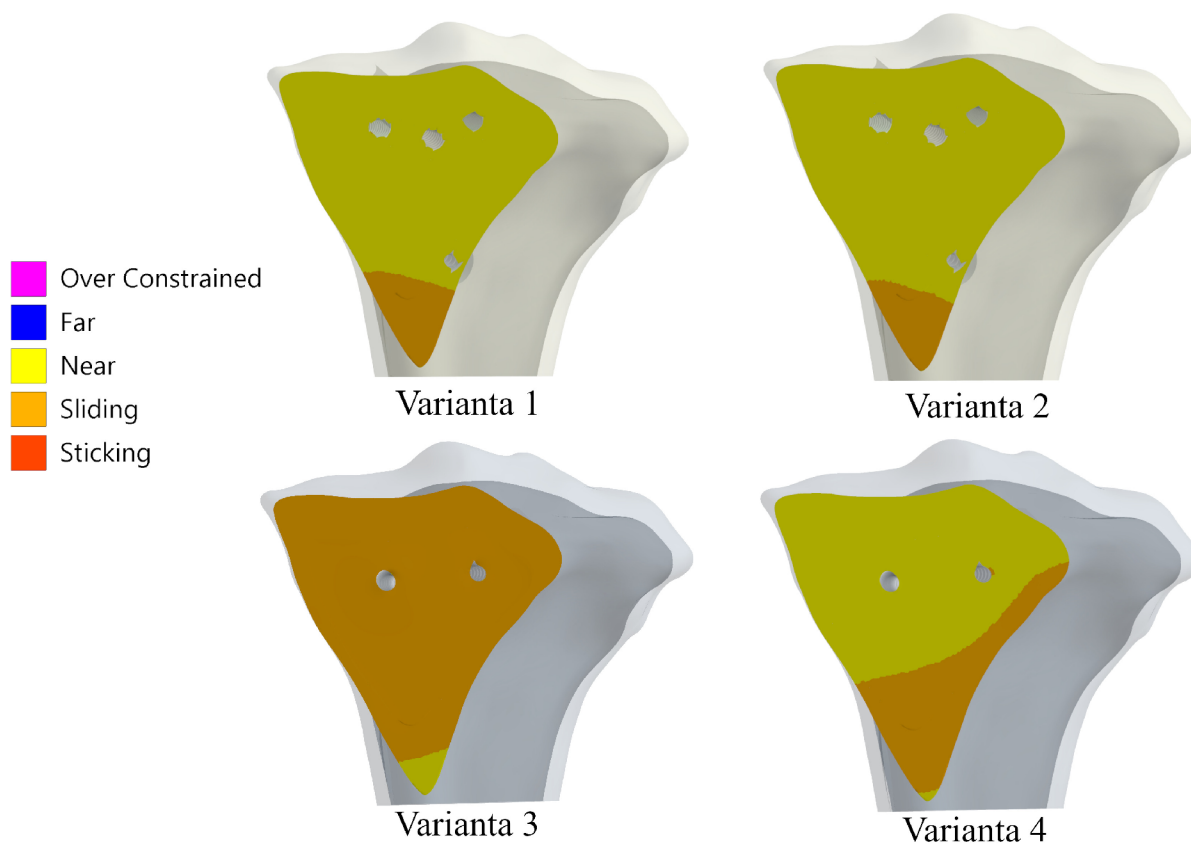
Na meniscu medialis je možné vidět nespojitost kontaktního tlaku, ta je dána tím, že při tvorbě modelu geometrie byl meniscus medialis rozříznut společně se zlomeninou. Na odlomené části meniscu medialis jsou kontaktní tlaky nižší, což je způsobené možností pohybu odlomené části vůči okolní tkáni.

11.2.2. Kontakt mezi tibií a úlomkem

Jak již bylo zmíněno výše, tak zlomenina (resp. odlomený fragment kosti) je v této práci modelována jako rovinná plocha. Proto nebude vyhodnocován kontaktní tlak, ale pouze stav kontaktu. Ten totiž poskytne informaci, zdali při daném zatížení dojde k

11.2. ANALÝZA VYBRANÝCH KONTAKTŮ

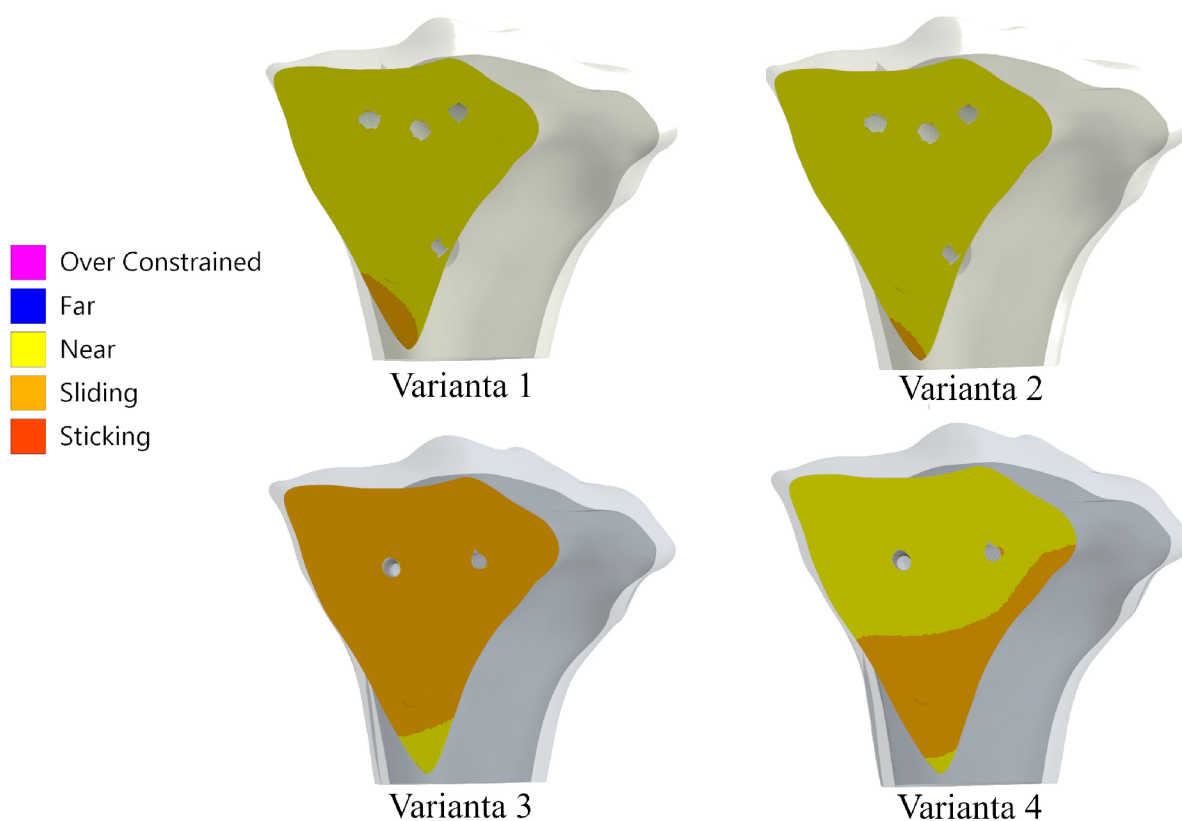
významnému posuvu nebo zda dojde k oddělení kontaktních ploch. Významné posuvy nebo oddělení kontaktních ploch od sebe by znamenalo zkomplikování primárního kostního hojení. Stav kontaktů pro jednotlivé varianty je zobrazen na obrázcích 11.3 a 11.4.



Obrázek 11.3: Stavy kontaktů pro jednotlivé varianty při poloviční zátěži

Z obrázků je patrné, že u Variant 1 a 2 (fixované dlahou) dochází k pozorovatelné změně stavu kontaktu mezi polovičním a plným zatížením. Dále je vidět, že k oddálení kontaktních ploch dochází více u variant s dlahou. Už při polovičním zatížení vzniká u fixace dlahou, ale i u Varianty 4 mezera mezi úločkem a kostí, zároveň dochází i k relativnímu posuvu mezi úločkem a kostí. To znamená, že už při polovičním zatížení může dojít k narušení procesu primárního kostního hojení (které vyžaduje tzv. absolutní stabilitu). U Varianty 3 dochází při obou velikostech zatížení převážně k relativnímu posuvu úločku vůči tibii ve směru roviny zlomeniny.

Díky tomu, že je zlomenina modelována jako rovinná plocha a kontakt mezi zlomeninou a úločkem je uvažován jako kontakt beze tření, lze konstatovat, že bylo dosaženo vyšších relativních posuvů úločku kosti vůči tibii než by bylo dosaženo pro lomovou plochu odpovídající reálné zlomenině (lze totiž předpokládat, že nerovnosti lomové plochy by ovlivňovaly možnost vzájemných posuvů).



Obrázek 11.4: Stavy kontaktů pro jednotlivé varianty při plné zátěži

11.3. Analýza deformačně-napěťových stavů dlahy a šroubů

Pro vyhodnocení deformačně-napěťových stavů dlah a šroubů je použito redukované napětí HMM. Redukované napětí bude vyhodnoceno k mezi kluzu materiálu Ti-6Al-7Nb (viz tab. 8.1). Z hlediska velikosti redukovaného napětí bude vyhodnocena pouze plná zátěž, u které lze očekávat vyšší hodnoty redukovaného napětí.

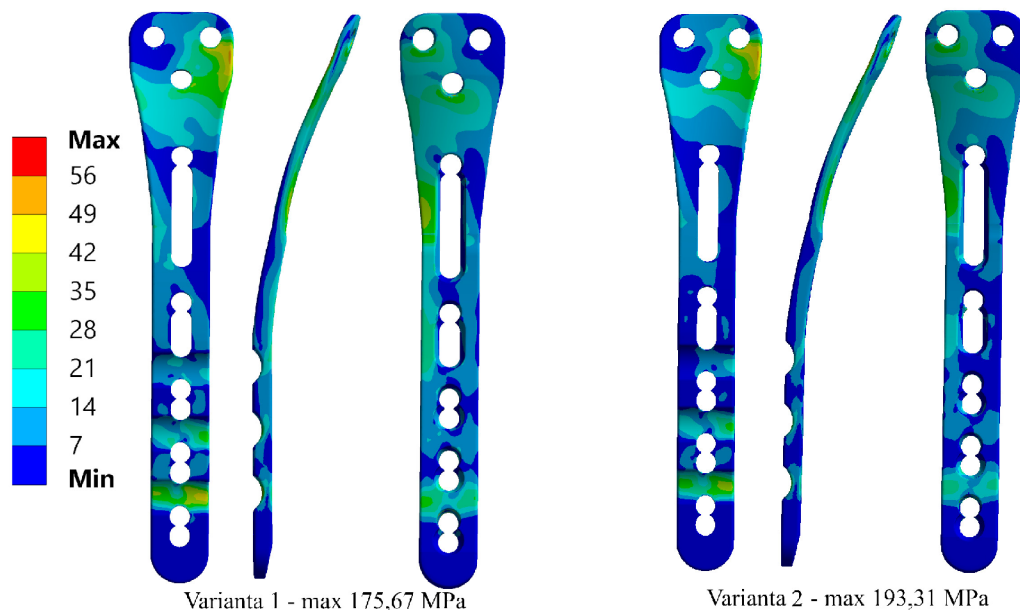
11.3.1. Redukované napětí HMM na dlaze

Fixace dlahou je použita u Variant 1 a 2. Rozložení napětí na dlaze pro Varianty 1 a 2 a dané velikosti zatížení je možné vidět na obr. 11.5.

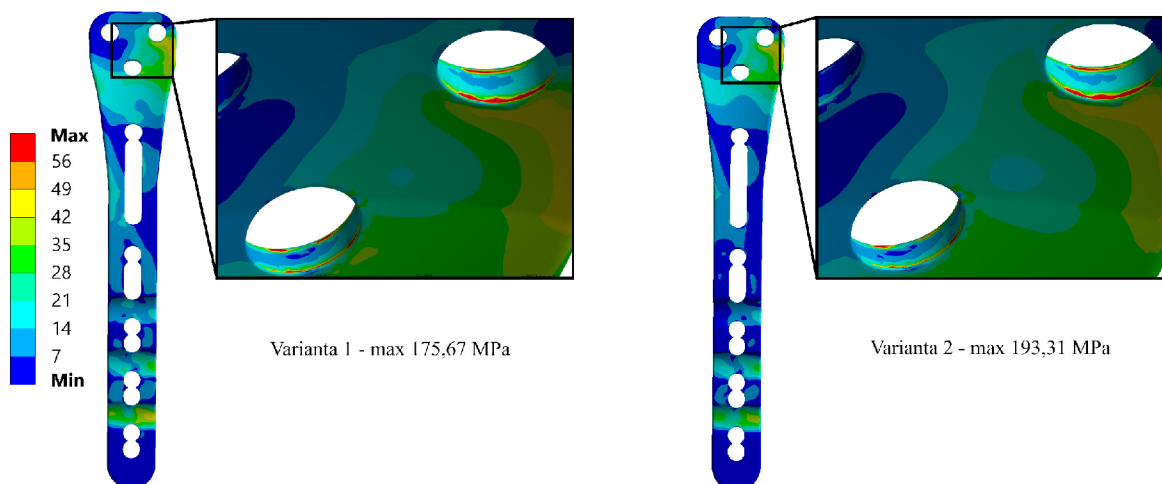
Z obrázku 11.5 je vidět, že velikost napětí na dlaze nepřesahuje mez kluzu, což znamená, že pro dané zatížení se v dlaze nevytvářejí trvalé plastické deformace. Místo výskytu špičky napětí je zobrazeno na obr. 11.6.

Z detailu na obrázku 11.6 lze usoudit, že špičkové napětí se nachází v dírách pro zamykatelné šrouby. Tato špička napětí je způsobena použitím spojení typu *Bonded*. Tím pádem je možné konstatovat, že mimo okolí děr pro zamykatelné šrouby velikost redukovaného napětí HMM nepřesahuje výrazně hodnotu $\sigma_{ekv}^{HMH} = 56 \text{ MPa}$.

11.3. ANALÝZA DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÝCH STAVŮ DLAHY A ŠROUBŮ



Obrázek 11.5: Redukované napětí HMH na dlaze pro Varianty 1 a 2 [MPa]



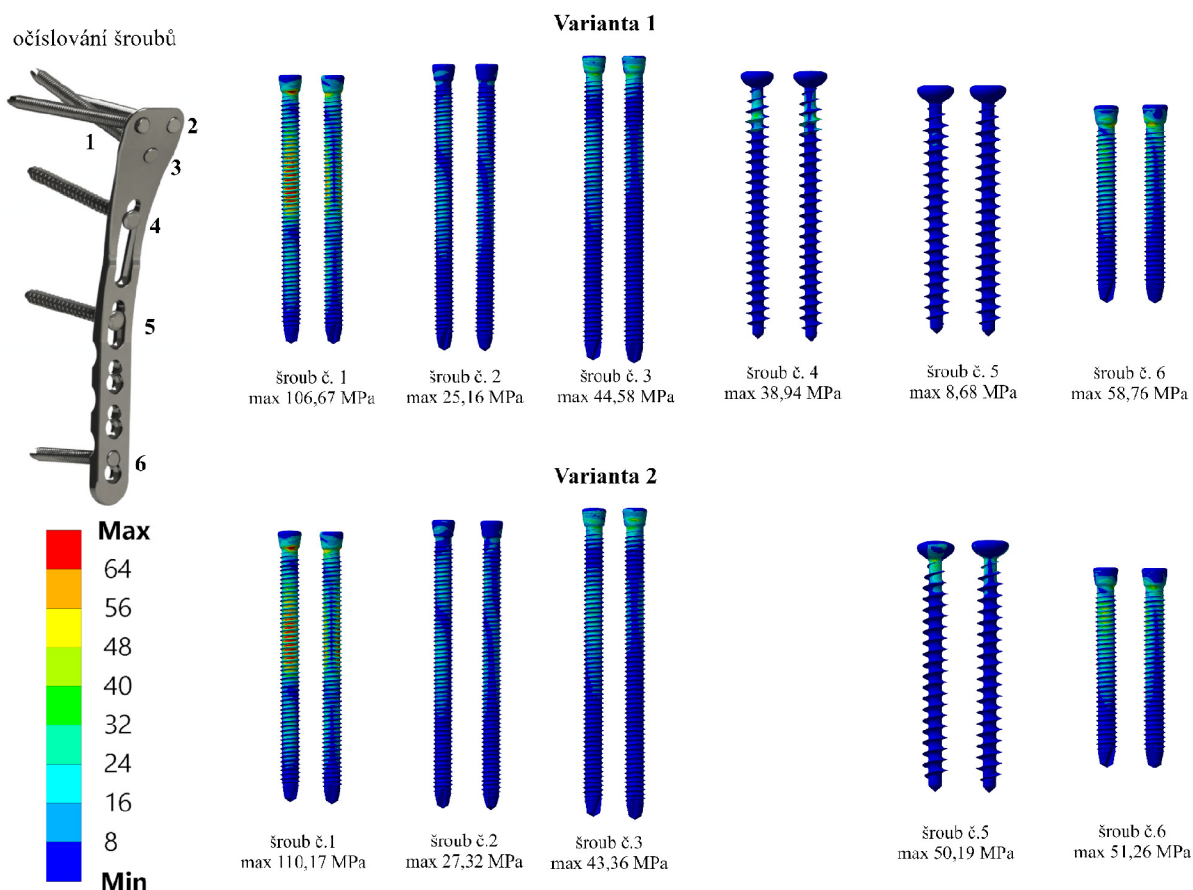
Obrázek 11.6: Maximální napětí na dlaze pro Varianty 1 a 2 - detail [MPa]

11.3.2. Redukované napětí HMH na šroubech

Redukované napětí ve šroubech je vyhodnoceno pro všechny varianty řešení a všechny šrouby. Tato podkapitola byla rozdělena na dvě části. V první jsou analyzovány šrouby použité ve Variantách 1 a 2 (fixace dlahou), v druhé části jsou analyzovány šrouby použité ve Variantách 3 a 4 (fixace kompresním šroubem).

Varianta 1 a 2

Na obrázku 11.7 jsou vykresleny hodnoty redukovaného napětí (včetně vypsání hodnoty maximálního redukovaného napětí HMH) na všech šroubech použitých u Variant 1 a 2. Pro snadnější orientaci jsou na obrázku šrouby očíslovány.



Obrázek 11.7: Redukované napětí HMM na šroubech pro Varianty 1 a 2 [MPa]

Z obrázku vyplývá, že nejvíce zatíženým šroubem je šroub č. 1, což je zamykatelný šroub v superiorní části dlahy nejbližší mediální rovině. Druhým nejvíce zatíženým šroubem je šroub č. 6. Tento zamykatelný šroub se nachází v inferiorní části dlahy. Pokud je vynechán šroub č. 4 (tedy realizuje se Varianta 2), tak se napětí na většině šroubech významným způsobem nemění, v případě šroubu č. 3 a šroubu č. 6 dokonce poklesne. Výjimku tvoří šroub č. 5, na kterém lze zaznamenat velký nárůst redukovaného napětí HMM.

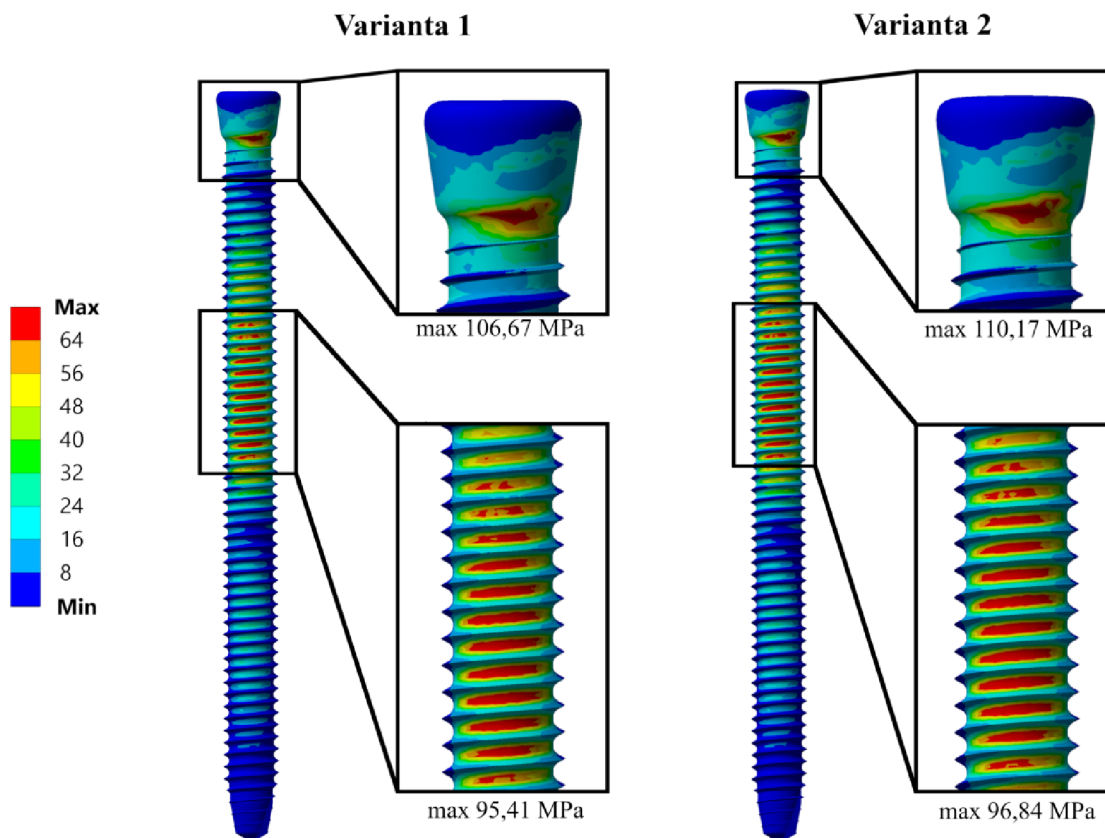
Jelikož jsou na šroubu č. 1 nejvyšší hodnoty redukovaného napětí HMM je tento šroub (resp. redukovaná napětí HMM na šroubu) vyobrazen na obr. 11.9. Na tomto obrázku jsou kromě vykreslených hodnot redukovaného napětí HMM na šroubech také vypsány hodnoty maximálního redukovaného napětí HMM pro zobrazené detaily.

Z obrázku 11.8 vyplývá, že nejvyšších hodnot redukovaného napětí je dosaženo těsně pod hlavou šroubu (v místě zaoblení, které působí jako koncentrátor napětí). Další významné špičky redukovaného napětí HMM je dosaženo v místě závitů šroubu (a to přibližně v části, kterou prochází rovina zlomeniny). Mezi Variantami 1 a 2 nevykazují hodnoty redukovaného napětí HMM pro šroub č. 1 významných rozdílů.

Na závěr je možné konstatovat, že u žádného šroubu nebylo pro plné zatížení dosaženo mezního stavu pružnosti.

Varianta 3 a 4

Na obrázku 11.9 jsou vykresleny hodnoty redukovaného napětí (včetně vypsání hodnoty maximálního redukovaného napětí) na všech šroubech použitých u Variant 3 a 4.



Obrázek 11.8: Redukované napětí HMH na šroubu číslo 1 pro Varianty 1 a 2 [MPa]-detail

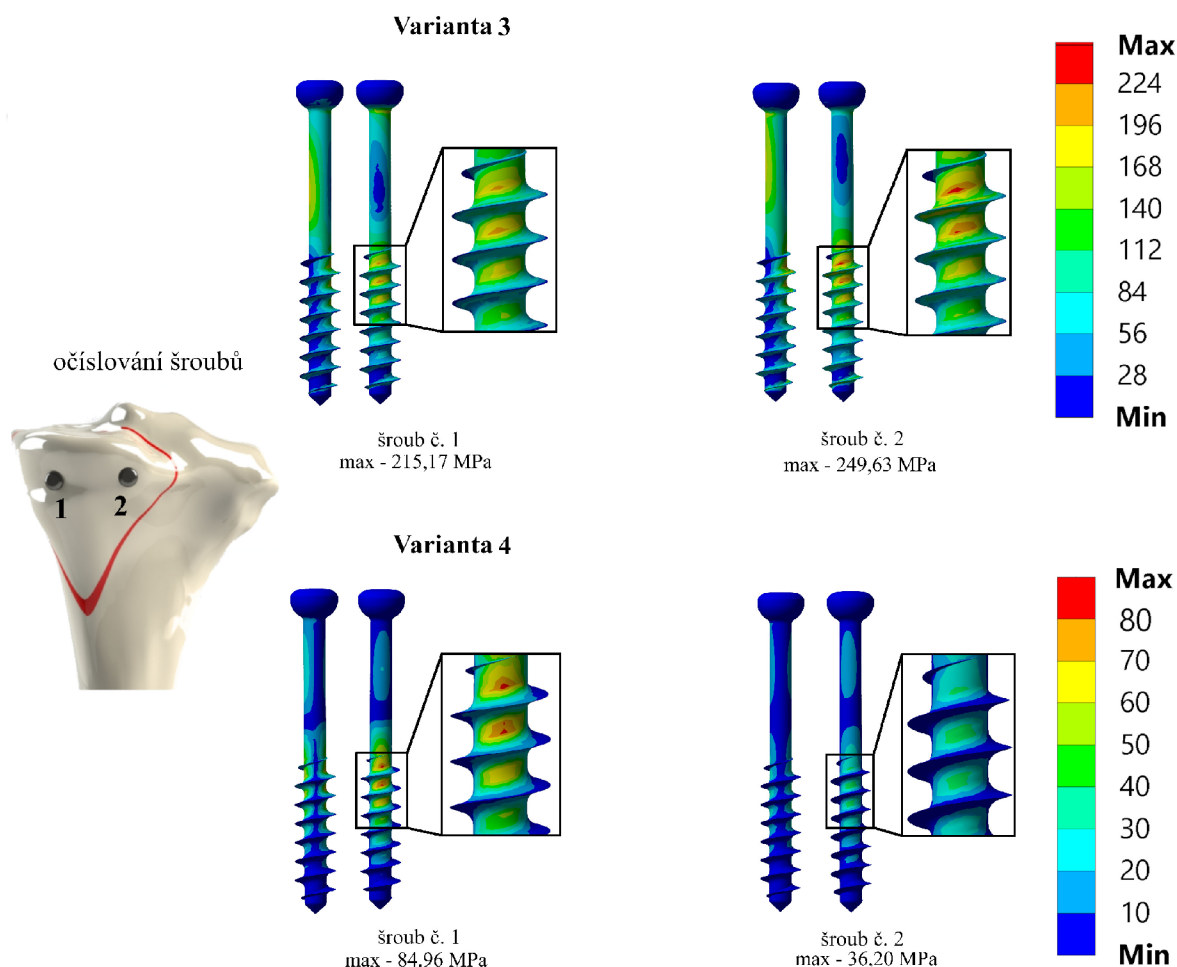
Na obrázku jsou též zobrazeny detaily špiček redukovaného napětí HMH, včetně maximální hodnoty redukovaného napětí HMH. Na obrázku nebylo možné sjednotit barevnou škálu pro hodnoty redukovaného napětí HMH, neboť u Varianty 4 by rozdíly v hodnotách redukovaného napětí HMH nebyly dobře patrné.

Z obrázku 11.9 vyplývá, že vyšších hodnot napětí bylo dosaženo pro Variantu 3 (což je varianta s předpětím), tento výsledek je však v souladu s očekáváním. U Varianty 3 bylo dosaženo vyšší hodnoty napětí na šroubu č. 2. Naproti tomu u Varianty 4 (tedy bez předpětí) bylo na šroubu č. 2 dosaženo maximální hodnoty redukovaného napětí HMH, která je významně nižší než u šroubu č. 1. Dále je patrné, že u obou variant bylo dosaženo nejvyššího napětí v místě závitů a to na části blíže zlomenině.

Na konec je možné konstatovat, že u žádného šroubu nebylo pro plné zatížení dosaženo mezního stavu pružnosti.

11.4. Analýza kostních tkání

Vyhodnocení chování kostní tkáně pro daný problém bylo provedeno na základě Frostovy hypotézy (popsáno v podkapitole 6.2.4). Analýza bude provedena na základě porovnání redukovaného přetvoření HMH (označeno ϵ_{red}^{HMH}) s prahovými hodnotami danými Frostovou hypotézou. Pomocí tohoto srovnání je poté možné odhadnout k jakému chování kostní tkáně v důsledku interakce se šrouby a dlahou při daném zatížení dojde. Schematické vykreslení závislosti přírůstu/úbytku kostní tkáně na velikosti redukovaného



Obrázek 11.9: Redukované napětí HMH na šroubech pro Varianty 3 a 4 [MPa]

přetvoření je na obr. 11.10, barevné zobrazení odpovídá barevné škále, která bude použita pro vykreslení redukovaného přetvoření HMH na kostní tkáni níže.

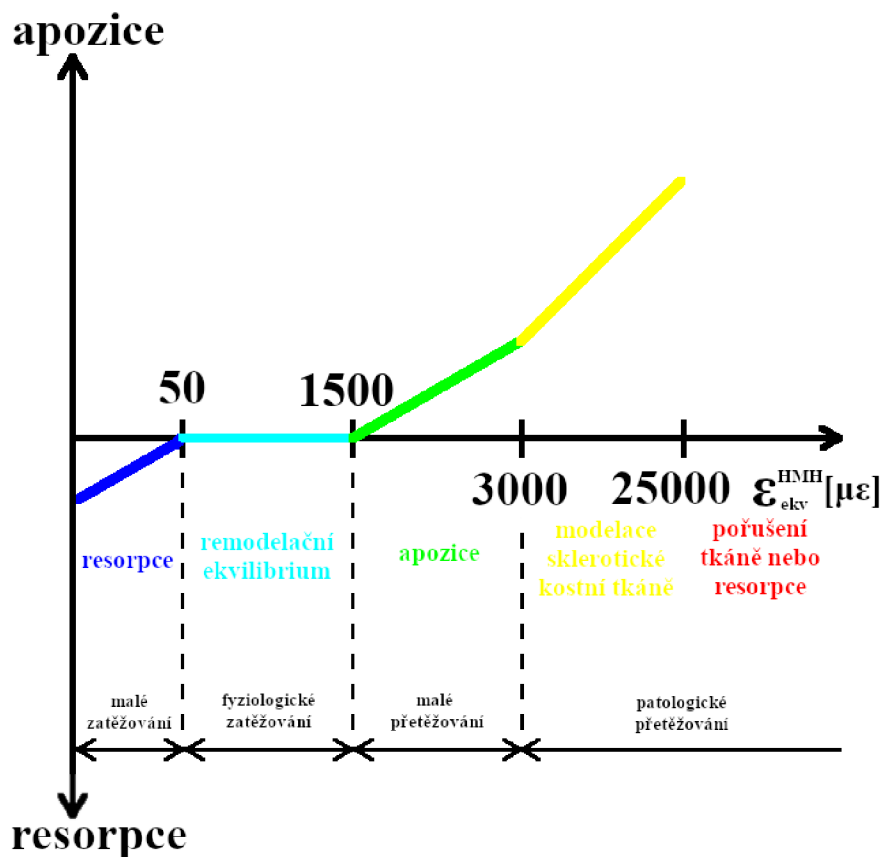
V podkapitole 6.2.4 bylo zmíněno, že k modelaci a remodelaci dochází v důsledku dynamického a dlouhodobého zatěžování. V důsledku velkého patologického přetížení (hodnota $\epsilon_{red}^{HMH} > 25000 [\mu\epsilon]$) však může dojít k poškození kostní tkáně už při krátkodobém patologickém přetížení [29]. Vzhledem k tomu, že uvažovaný stav zatížení nelze považovat za dlouhodobý (který by tím pádem ovlivnil přestavbu kostní tkáně), bude jediným analyzovaným stavem kostní tkáně její poškození v důsledku patologického přetížení.

U femuru a distální části tibie je rozdíl mezi fyziologickým stavem a stavem s fixovanou zlomeninou nepodstatný, a proto nebude pro femur a distální část tibie analýza kostní tkáně provedena. Vyhodnocení chování kostní tkáně dle Frostovy hypotézy nebude provedeno v blízkosti plochy zlomeniny, neboť plocha zlomeniny ve výpočtovém modelu nerespektuje detailní geometrii zlomeniny. Pokud se dále nacházela špičková hodnota v místě závitů s ostrou hranou, tak byla do vyhodnocení brána hodnota z vedlejšího uzlu.

Analýza kostních tkání bude provedena pro poloviční zatížení i pro plné zatížení. Redukované přetvoření HMH vykreslené na kostní tkáni pro poloviční zatížení je zobrazeno na obr. 11.11.

Ze všech čtyř variant zobrazených na obr. 11.11 nejvyšších hodnot dosahuje Varianta 3. Zároveň je zde podíl patologicky přetížené kostní tkáně. Ta se převážně nachází v blízkosti šroubů a na rozhraní kortikální a spongiózní kostní tkáně. Nejvyšších přetvoření

11.4. ANALÝZA KOSTNÍCH TKÁNÍ



Obrázek 11.10: Schematické vykreslení závislosti přírůstku/úbytku množství kostní tkáně na mechanickém namáhání, vytvořeno na základě [29]

je dosaženo v blízkosti plochy zlomeniny. Což koresponduje s faktem, že v okolí plochy zlomeniny jsou nejvíce namáhány i šrouby.

Redukované přetvoření HMH na proximální části tibie při plném zatížení je pro všechny varianty řešení vykresleno na obr. 11.12.

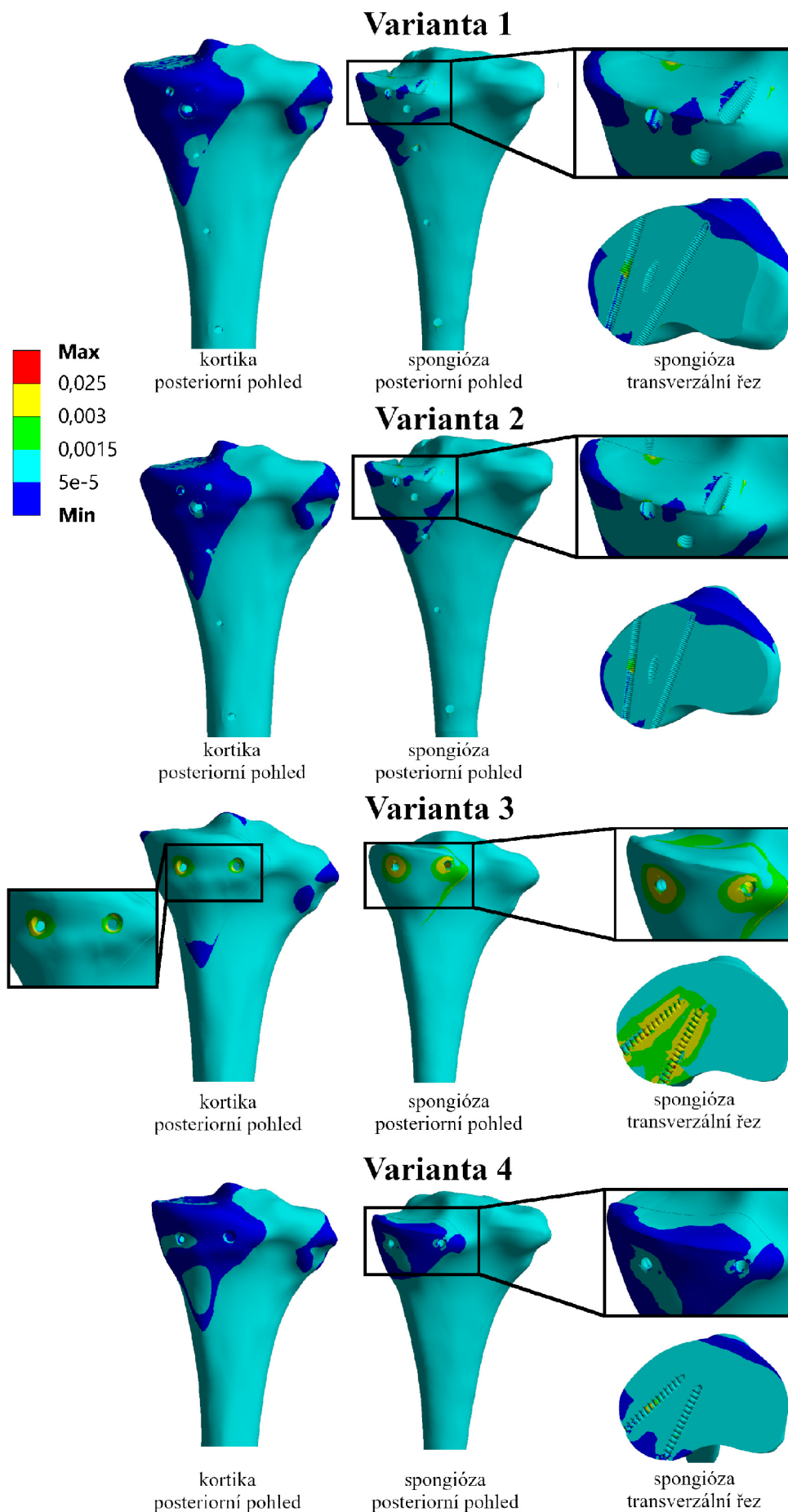
Z obrázku je zřejmé, že u všech variant se maximální hodnoty přetvoření nacházejí v místě kontaktu šroubů s kostní tkání a na rozhraní spongiózní a kortikální kostní tkáně. Z obrázku je též patrné, že velká část kostní tkáně je zatěžována fyziologicky.

Maximální hodnoty přetvoření na spongiózní kostní tkáni a kortikální kostní tkáni pro všechny varianty řešení jsou zobrazeny v tabulce 11.1.

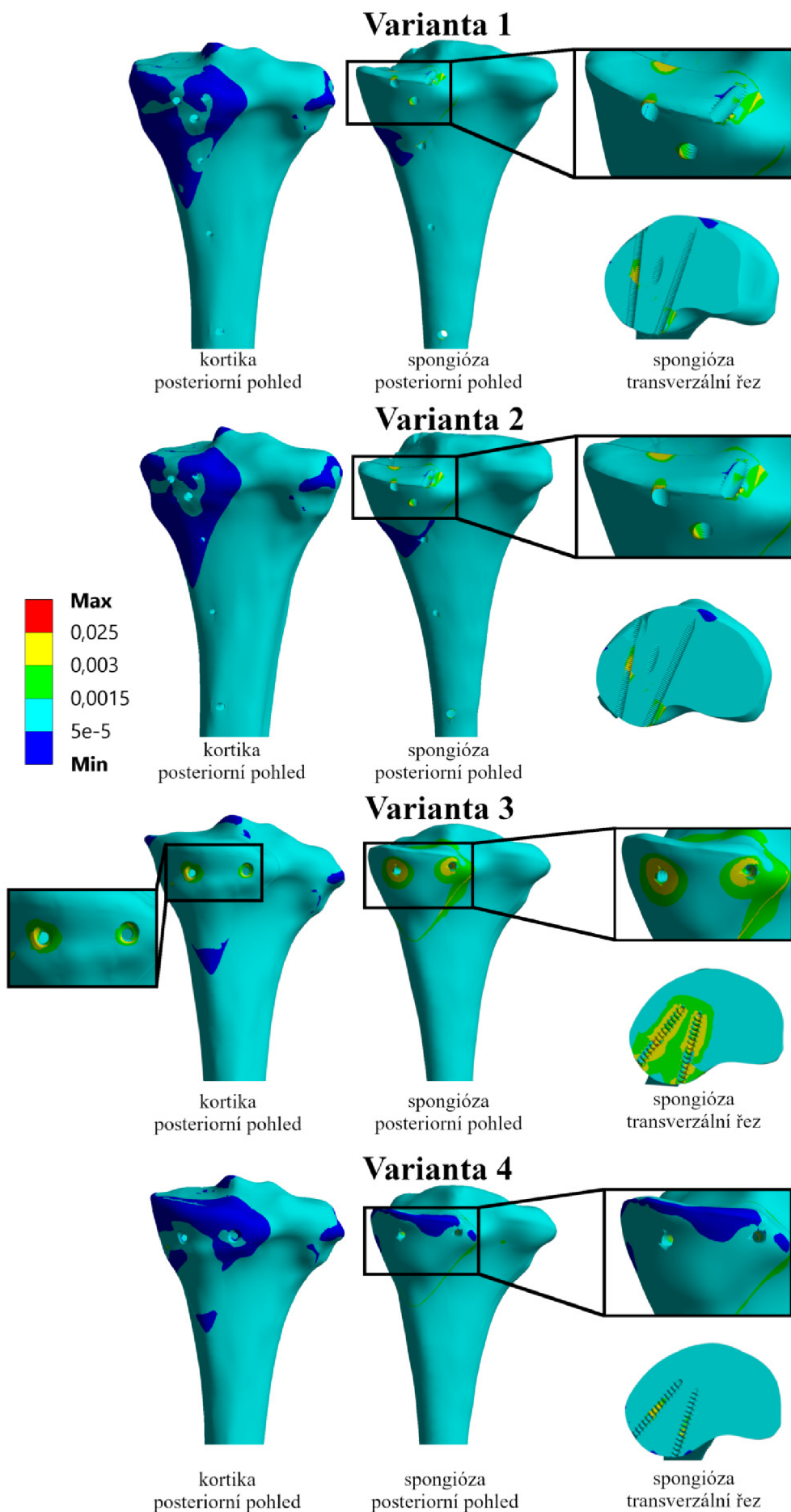
Z výsledků vyplývá (resp. maximálních hodnot redukovaného přetvoření HMH zobrazených v tabulce 11.1), že pouze u Varianty 3 se vyskytuje kostní tkáň, u které na základě Frostovy hypotézy dojde k poškození. Jedná o spongiózní kostní tkáň v okolí spongiózních šroubů.

Detailní pohled na spongiózní kostní tkáň (resp. hodnoty redukovaného přetvoření HMH) zobrazené v řezu vedeným osou šroubů u Varianty 3 pro poloviční i plné zatížení je ukázán na obr. 11.13.

Z obr. 11.13 je vidět, že objem kostní tkáně s hodnotou $\epsilon_{red}^{HMH} > 25000 [\mu\epsilon]$ u Varianty 3 je oproti celkovému objemu malý. Jak již bylo zmíněno, tak tato kostní tkáň se vyskytuje převážně v okolí šroubů. Z obrázku je zároveň patrné, že největší podíl kostní tkáně u níž by na základě Frostovy hypotézy došlo k lomu se nachází na odlomené části kosti.

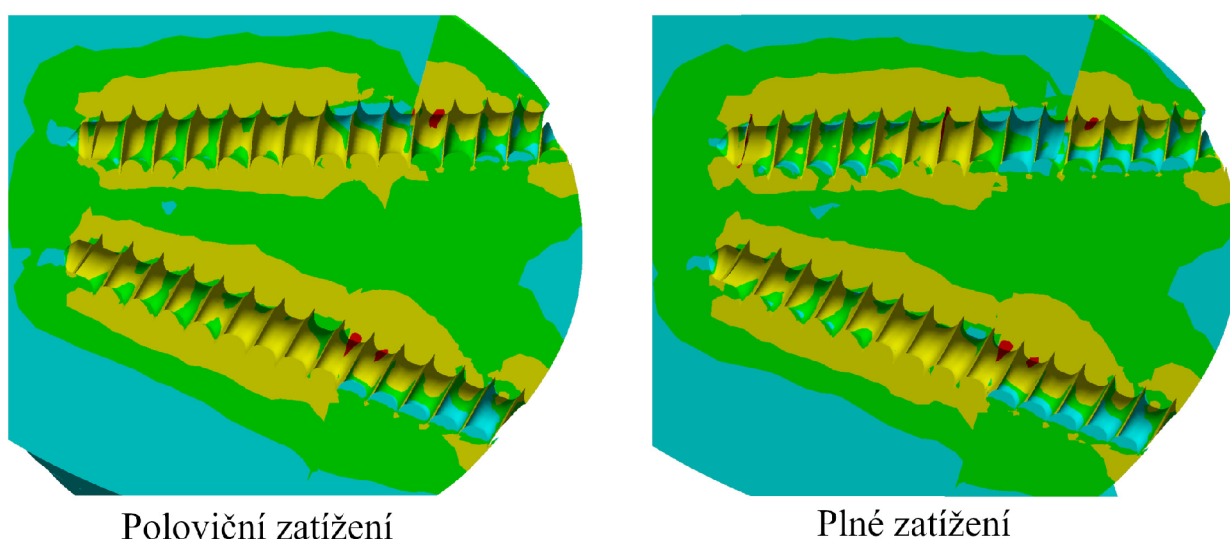


Obrázek 11.11: Redukované přetvoření HMH na kostní tkáni pro poloviční zatížení [-] 69



Obrázek 11.12: Redukované přetvoření HMH na kostní tkáni pro plné zatížení [-]

Poloviční zatížení				
$\max \epsilon_{ekv}^{HMH} [\mu\epsilon]$	Varianta 1	Varianta 2	Varianta 3	Varianta 4
Kortika	2 262	1 153	16 223	1 826
Spongióza	14 257	7 664	41 995	16 390
Plné zatížení				
$\max \epsilon_{ekv}^{HMH} [\mu\epsilon]$	Varianta 1	Varianta 2	Varianta 3	Varianta 4
Kortika	3 003	3 006	17 652	5766
Spongióza	22 753	23 014	81 581	23 315

Tabulka 11.1: Maximální hodnoty redukovaného přetvoření HMH $[\mu\epsilon]$ 

Obrázek 11.13: Redukované přetvoření HMH na spongiózní kostní tkáni zobrazené v řezu u Varianty 3 [-]

11.5. Shrnutí a porovnání výsledků

Na základě analýzy kontaktu mezi úlomkem a tibií lze usoudit, že i při uvažovaných zatěžovacích stavech dojde u fixace šroubem k oddálení kontaktních ploch na menší ploše než u fixace dlahou. U fixace šroubem (zvláště u Varianty 3) dochází hlavně k relativnímu posuvu kontaktních ploch ve směru tečném (tento posuv by byl u reálné zlomeniny díky tvaru lomové plochy omezen více, než je tomu v této práci). Tím pádem lze u fixace spongiózním kompresním šroubem předpokládat lepší podmínky k primárnímu kostnímu hojení.

Analýzou redukovaného napětí HMH v dlaze a šroubech bylo dospěno k závěru, že ani u jedné varianty nedojde při daných zatíženích k plastizaci materiálu dlahy a šroubů (nebude tedy překročen mezní stav pružnosti).

Analýza redukovaného přetvoření HMH v kostní tkáni ukázala, že u Varianty 3 dojde k poškození kostní tkáně při daných zatíženích (dokonce už při tzv. polovičním zatížení).

11.5. SHRNUŤÍ A POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ

Z výše prezentovaných výsledků lze usoudit, že jako vhodnější způsob fixace se jeví dlahy. Redukovaná napětí HMM totiž nepřekračují mez kluzu. Při zatážení sice může u fixace dlahou dojít k oddálení úlomku od kosti, na druhou stranu u této varianty nedochází k poškození kostní tkáně, což je velmi důležitý ukazatel. Mezi samotnými variantami zahrnující fixaci dlahou nejsou většinou významné rozdíly ve výsledcích. Výjimku tvoří maximální redukované napětí HMM na dlaze a šroubu č. 5, která jsou u Varianty 2 vyšší.

12. Závěr

V rámci této diplomové práce byla provedena deformačně-napěťová analýza tibie s fixovanou zlomeninou v její proximální části. Všechny stanovené cíle práce byly splněny.

V rámci vypracování práce byla provedena rešeršní studie literatury týkající se formulovaného problému, anatomie, biomechaniky, zlomenin kostí a jejich léčby. Ve výpočtové části byly prezentovány celkem 4 varianty výpočtového modelu, pro něž došlo k porovnání deformačně napěťových stavů. Analyzovány byly celkové posuvy soustavy, kontaktní tlaky mezi kloubními plochami femuru a menisky, ekvivalentní napětí HMM v dlaze a šroubech a ekvivalentní přetvoření HMM v kostní tkáni tibie.

U celkových posuvů soustavy byl směr prakticky totožný, velikost posuvů se významně lišila pouze pro jednotlivé možnosti fixace. U fixace spongiózními šrouby (Varianta 3 a 4) bylo dosaženo nižších hodnot celkových posuvů než u fixace vnitřní dlahou (Varianta 1 a 2).

Díky odlišné velikosti celkové deformace se pro jednotlivé možnosti fixace liší charakter i velikost kontaktních tlaků mezi kloubními plochami a menisky. Vyšších hodnot kontaktního tlaku je dosaženo pro fixaci vnitřní dlahou. Na základě stavu kontaktu mezi úlovkem a tibií bylo usouzeno, že k menšímu oddálení plochy úlomku od plochy zlomeniny na tibií dochází u variant s fixací pomocí spongiózních kompresních šroubů.

Ekvivalentní napětí na všech dlahách i šroubech je výrazně pod mezí kluzu použitého materiálu. Průběh ekvivalentního napětí je u Variant 1 a 2 podobný (liší se pouze ve velikosti maximálního napětí). I přes skutečnost, že dlahu obsahuje velké množství koncentrátorů napětí, není u ní ani u šroubů, které se používají k její fixaci, dosaženo mezního stavu pružnosti. U Variant 3 a 4 je významný rozdíl v průběhu napětí i jeho velikosti. Varianta 3 vykazuje významně vyšší hodnoty redukovaného přetvoření, což je způsobeno zejména aplikováním předpětí na dřívky šroubu. I tak není u Varianty 3 a 4 dosaženo mezního stavu pružnosti.

Při vyhodnocování velikosti ekvivalentního přetvoření HMM je možné konstatovat, že u většiny objemu kostní tkáně nedochází z hlediska krátkodobého zatížení k významným změnám stavu kostní tkáně. U všech variant se ale vyskytují oblasti v okolí šroubů, u kterých dochází ke zvýšenému namáhání. U Variant 1, 2 a 4 se maximální hodnoty redukovaného přetvoření HMM v těchto oblastech zdola blíží hodnotě, která dle Frostovy hypotézy znamená poškození kostní tkáně (u těchto variant dle Frostovy hypotézy k poškození kostní tkáně nedojde). U Varianty 3 je ovšem v kostní tkáni v okolí šroubů dosaženo takových hodnot ekvivalentního přetvoření HMM, které už ukazují, že k poškození kostní tkáně vlivem patologického přetížení dojde.

Vzhledem k vyhodnocovaným veličinám (zejména s ohledem na redukované přetvoření HMM v kostní tkáni) se jako lepší možnost fixace jeví fixace dlahou.

Literatura

- [1] *3.5 mm LCP Posteromedial Proximal Tibia Plate. Part of the Synthes locking compression plate (LCP) system.: Technique Guide*. Wrights Lane East (USA): Synthes.
- [2] Anon. Brehms Tierleben. Wikipedia [online]. [cit. 2021-7-21]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Primatenskelett-drawing.jpg#/media/File:Primatenskelett-drawing.jpg>
- [3] AO Foundation. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2022-05-09]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/AO_Foundation
- [4] Alphanumeric structure of the Müller AO Classification of Fractures—Long Bones for adults [online]. In: RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management. Thieme: AO Publishing*, 2000, s. 50. ISBN 9780865778863. . [cit. 2022-05-09].
- [5] ASHMAN, R.B., J.Y. RHO a C.H. TURNER. Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *Journal of Biomechanics*. 1989, **22**(8-9), 895-900. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(89)90073-0
- [6] BARTONÍČEK, Jan a Jiří HŘEŇ. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: MAXDORF, 2004. ISBN 80-7345-017-8.
- [7] BEAM188 Element Description. *Ansys ® Academic Mechanical, Release 2021 R2, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2022-05-05].
- [8] BELAID, D., T. VENDEUVRE, A. BOUCHOUCHA, F. BRÉMAND, C. BRÈQUE, P. RIGOARD a A. GERMANEAU. Utility of cement injection to stabilize split-depression tibial plateau fracture by minimally invasive methods: A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*. 2018, **56**(1), 27-35. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.05.002
- [9] BETTS, J. Gordon, Kelly A. YOUNG, James A. WISE, et al. *Anatomy and Physiology* [online]. Houston, Texas: OpenStax, 2013, 25. 4. [cit. 2021-7-15]. Dostupné z: <https://philschatz.com/anatomy-book/contents/m46844.html>
- [10] BOBYN, J. D., MORTIMER, E. S., GLASSMAN A. H., et al .Producing and avoiding stress shielding: laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1992, **274** 79–96.
- [11] BRUNNER, Alexander, Monika HORISBERGER, Benjamin ULMAR, Alexander HOFFMANN a Reto BABST. The Hohl Classification. In: *Injury* [online]. 2010, s. 173-178 [cit. 2022-05-16]. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/j.injury.2009.08.016
- [12] BRUNNER, Alexander, Monika HORISBERGER, Benjamin ULMAR, Alexander HOFFMANN a Reto BABST. The Schatzker Classification. In: *Injury* [online]. 2010, s. 173-178 [cit. 2022-05-16]. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/j.injury.2009.08.016

- [13] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [14] CARLSSON, Lars, Tord RÖSTLUND, Björn ALBREKTSSON, Tomas ALBREKTSSON a Per-Ingvar BRÅNEMARK. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009, **57**(4), 285-289. ISSN 0001-6470. Dostupné z: doi:10.3109/17453678608994393
- [15] CARTER, Henry Vandyke a Henry GRAY. Bones of the right leg. Anterior surface. Wikipedia [online]. 1918 [cit. 2021-7-21]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=792106>
- [16] CARTER, Henry Vandyke a Henry GRAY. Bones of the right leg. Posterior surface. Wikipedia [online]. 1918 [cit. 2021-7-21]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=792106>
- [17] CARTER, Henry Vandyke a Henry GRAY. Upper surface of right tibia. Wikipedia [online]. 1918 [cit. 2021-7-21]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=792106>
- [18] CHANG, Shi-Min, Sun-Jun HU, Shou-Chao DU, Zhuo MA, Wen-Feng XIONG a Xi-Zhou YAO. Four-quadrant/column classification of tibial plateau fractures. *International Orthopaedics*. 2018, **42**(3), 725-727. ISSN 0341-2695. Dostupné z: doi:10.1007/s00264-017-3733-6
- [19] ÇELİK, Talip. Biomechanical evaluation of the screw preload values used in the plate placement for bone fractures. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2021, **235** (2), 141-147. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1177/0954411920964628
- [20] CHOI, K., J.L. KUHN, M.J. CIARELLI a S.A. GOLDSTEIN. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of Biomechanics*. 1990, **23**(11), 1103-1113. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(90)90003-L
- [21] CONTA174 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2021 R2, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2022-05-05].
- [22] COWIN, Stephen C. *Bone mechanics handbook*. 2nd edition. London: CRC Press, 2001. ISBN 978-0849391170.
- [23] COWIN, S.C., A.M. SADEGH, K. KOZLOFF, P.K. ZYSSET, M.B. BROWN a S.A. GOLDSTEIN. Non-interacting modes for stress, strain and energy in anisotropic hard tissue. *Journal of Biomechanics*. 1991, **24**(9), 859-867. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(91)90311-A
- [24] ČECH, Svatopluk, Drahomír HORKÝ, Ladislav ILKOVICS a Irena LAUSCHOVÁ. *Obecná histologie: Učební text a atlas*. In: MEFANET: 17.5.2006 [online]. Brno, 2006 [cit. 2021-07-13]. Dostupné z: <https://www.med.muni.cz/histology/MedAtlas3/bin-release/MedAtlas.html#>

LITERATURA

- [25] ČIHÁK, R. *Anatomie* 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [26] DEHOUST, J., M. MÜNCH, K. SEIDE, T. BARTH a K.-H. FROSC. Biomechanical aspects of the posteromedial split in bicondylar tibial plateau fractures—a finite-element investigation. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*. 2020, **46**(6), 1257-1266. ISSN 1863-9933. Dostupné z: doi:10.1007/s00068-020-01538-3
- [27] EVANS. F.G.; Significant differences in the tensile strength of adult human compact bone. In: *Proceedings of the first european bone and tooth symposium*, Pergamon Press, Oxford 1964. (převzato z Valenta a kol. 1985)
- [28] FLEURY, Thierry Rod a Richard STERN. Classification of Long Bone Fractures. *European Surgical Orthopaedics and Traumatology*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014, 2014-4-22, , 115-137. ISBN 978-3-642-34745-0. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-34746-7_5
- [29] FROST, Harold M. Bone's mechanostat: A 2003 update. *The Anatomical Record* [online]. 2003, 275A(2), 1081-1101 [cit. 2021-1-29]. ISSN 0003-276X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086
- [30] FUCHS, R.K., S.J. WARDEN a C.H. TURNER. Bone anatomy, physiology and adaptation to mechanical loading. *Bone Repair Biomaterials* [online]. Elsevier, 2009, 2009, , 25-68 [cit. 2021-08-01]. ISBN 9781845693855. Dostupné z: doi:10.1533/9781845696610.1.25
- [31] GEBHARD, Florian, Phil KREGOR a Chris OLIVER. Cancellous lag screws: Basic technique. *AO Surgery Reference* [online]. [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/basic-technique/cancellous-lag-screws>
- [32] GOULET, R.W., S.A. GOLDSTEIN, M.J. CIARELLI, J.L. KUHN, M.B. BROWN a L.A. FELDKAMP. The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*. 1994, **27**(4), 375-389. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(94)90014-0
- [33] HANSEN, Matthias a Rodrigo PESÁNTEZ. Partial articular fracture, split. *AO Surgery Reference* [online]. [cit. 2022-04-10]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-tibia/partial-articular-fracture-split/orif-lag-screws>
- [34] HEŘT, J., M. LIŠKOVÁ a B. LANDRGOT. Influence of long-term continuous bending on the bone. *Folia Morph*. **17**, 389-399.
- [35] HOHL, Mason. Tibial Condylar Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1967, **49**(6), 1455-1467.
- [36] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2615-0.

- [37] HUANG, Xiaowei, Zhongzheng ZHI, Baoqing YU, Fancheng CHEN a K.-H. FROSCHE. Stress and stability of plate-screw fixation and screw fixation in the treatment of Schatzker type IV medial tibial plateau fracture: a comparative finite element study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2015, **10**(1), 1257-1266. ISSN 1749-799X. Dostupné z: doi:10.1186/s13018-015-0325-2
- [38] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- [39] HUNT, Robert M. *Woven bone matrix showing collagen fibrils*. [online]. In: . [cit. 2021-06-25]. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/ec/Woven_bone_matrix.jpg
- [40] HVID, Ivan, Søren M. BENTZEN, Frank LINDE, Lis MOSEKILDE a Bunting PONGSOIPETCH. X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*. 1989, **22**(8-9), 837-844. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(89)90067-5
- [41] HUSSLIKOVÁ, V. *Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu vřetení kosti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2020. 98 s. Vedoucí Ing. Petr Marcián, Ph.D.
- [42] KALNICKÝ, J. *Deformační a napěťová analýza šroubu a kostní tkáň se zlomeninou zafixovanou pomocí dlahy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 100 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D..
- [43] KFURI, Mauricio a Joseph SCHATZKER. Revisiting the Schatzker classification of tibial plateau fractures. *Injury*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2018, 2014-4-22, **49**(12), 2252-2263. ISBN 978-3-642-34745-0. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/j.injury.2018.11.010
- [44] KFURI, Mauricio a Joseph SCHATZKER. The virtual equator of the tibial plateau. In: *Injury* [online]. 2018, s. 2252-2263 [cit. 2022-05-16]. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/j.injury.2018.11.010
- [45] *Journal of Orthopedic Trauma* [online]. 32. 2018 [cit. 2021-8-12]. ISSN 0890-5339. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/AOFileServerSurgery/MyPortalFiles?FilePath=/Surgery/en/_docs/AOTA%20Classification%20Compendium%202018.pdf
- [46] KELLAM, James F. , Eric G. MEINBERG, Julie AGEL, Matthew D. KARAM, MD and Craig S. ROBERTS, *Journal of Orthopedic Trauma* [online]. 32. 2018 [cit. 2021-8-12]. ISSN 0890-5339. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/AOFileServerSurgery/MyPortalFiles?FilePath=/Surgery/en/_docs/AOTA%20Classification%20Compendium%202018.pdf
- [47] KIDS DISCOVER ONLINE. *The Human Skeleton*. Pinterest [online]. [cit. 2021-7-9]. Dostupné z: <https://www.pinterest.co.uk/pin/74450200073309906/?d=t&mt=signup>

LITERATURA

- [48] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [49] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-800-1038-963.
- [50] KOUTNÁ, Pavlína. *Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji a během krokového cyklu u osob s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu*. Olomouc, 2015. Diplomová práce. Univerzita Palackého. Vedoucí práce Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.
- [51] KRAUSE, Matthias, Achim PREISS, Gunnar MÜLLER, et al. Intra-articular tibial plateau fracture characteristics according to the “Ten segment classification.” *Injury*. 2016, **47**(11), 2551-2557. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/j.injury.2016.09.014
- [52] Kost. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-7-10]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Kost>
- [53] KUBÍČEK, Martin a Zdeněk FLORIAN. Stress strain analysis of knee joint. *Engineering MECHANICS* [online]. 2009, **16**(5), 315–322 [cit. 2022-05-09]. Dostupné z: http://www.engineeringmechanics.cz/pdf/16_5_315.pdf
- [54] KUMMER B.; Biomechanics of bone : Mechanical properties, functional structure, functional adaptation. In: *Biomechanics. Its foundations and objectives*. Ed. by Y. C. Fung, N. Perrone, M. Anliker. Prentice Hall, Englewood Cliffs 1972. (převzato z Valenta a kol. 1985)
- [55] LABORATOIRES SERVIER. Bone structure - Spongy bone - Trabecular bone. WikiSkripta [online]. [cit. 2021-7-13]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Spongy_bone_-_Trabecular_bone_2_-_Smart-Servier.png#/media/File:Spongy_bone_-_Trabecular_bone_2_-_Smart-Servier.png
- [56] LI, Junlei, Ling QIN, Ke YANG, Zhijie MA, Yongxuan WANG, Liangliang CHENG a Dewei ZHAO. Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of Materials Science & Technology* [online]. 2020, **36**, 190-208 [cit. 2022-04-07]. DOI: 10.1016/j.jmst.2019.07.024. ISSN 10050302. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1005030219302440>
- [57] LINDE, Frank, Ivan HVID a Frank MADSEN. The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*. 1992, **25**(4), 359-368. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(92)90255-Y
- [58] LEE, S.C., B.S. COAN a M.L. BOUXSEIN. Tibial ultrasound velocity measured in situ predicts the material properties of tibial cortical bone. *Bone*. 1997, **21**(1), 119-125. ISSN 87563282. Dostupné z: doi:10.1016/S8756-3282(97)00076-8
- [59] LEINWEBER, Vít. *Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně proximální části holenní kosti*. Brno, 2021. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v

- Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. 65 s. Vedoucí práce Petr Marcián.
- [60] LUDWIG, Hubert. *Cutting through a bone, with the blood-channel in the middle and bone-cells in the dark areas*. [online]. In . [cit. 2021-06-25]. Dostupné z <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/dd9K/Nochenschnitt-drawing.jpg>
- [61] LUO, Cong-Feng, Hui SUN, Bo ZHANG a Bing-Fang ZENG. Three-Column Classification. In: *Journal of Orthopaedic Trauma* [online]. 2010, s. 683-692 [cit. 2022-05-16]. ISSN 0890-5339. Dostupné z: doi:10.1097/BOT.0b013e3181d436f3
- [62] LUO, Cong-Feng, Hui SUN, Bo ZHANG a Bing-Fang ZENG. Three-Column Fixation for Complex Tibial Plateau Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2010, 24(11), 683-692. ISSN 0890-5339. Dostupné z: doi:10.1097/BOT.0b013e3181d436f3
- [63] MAŇÁK, Pavel. *Traumatologie: repetitorium pro studující lékařství*. 5. vyd., (přepřac. a dopl.). Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-1009-5.
- [64] MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In *MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0.
- [65] MCCRACKEN, Michael. Dental Implant Materials: Commercially Pure Titanium and Titanium Alloys. *Journal of Prosthodontics*. 1999, 8(1), 40-43. ISSN 1059-941X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-849X.1999.tb00006.x
- [66] MCRAE, Ronald a Max ESSER. *Practical Fracture Treatment*. 5. Velká Británie: Elsevier Books, 2008. ISBN 0443068763.
- [67] MEINBERG, EG, J AGEL, CS ROBERTS, MD KARAM a JF KELLAM. End segments fractures are divided into three types. In: *Journal of Orthopaedic Trauma* [online]. 2018, S1-S10 [cit. 2022-05-16]. ISSN 0890-5339. Dostupné z: doi:10.1097/BOT.0000000000001063
- [68] Mikroskopická stavba kostní tkáně. WikiSkripta [online]. [cit. 2021-7-9]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Mikroskopicka_stavba_kostni_tkane
- [69] MIRZAALI, Mohammad J., J. Jakob SCHWIEDRZIK, Suwanwadee THAIWICHAI, James P. BEST, Johann MICHLER, Philippe K. ZYSSET a Uwe WOLFRAM. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone*. 2016, 93, 196-211. ISSN 87563282. Dostupné z: doi:10.1016/j.bone.2015.11.018
- [70] MORGAN, Elise F., Harun H. BAYRAKTAR a Tony M. KEAVENY. Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*. 2003, 36(7), 897-904. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(03)00071-X

LITERATURA

- [71] MYSID. Knee diagram. *Wikipedia* [online]. [cit. 2021-7-21]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Knee_diagram.svg
- [72] Obecné dělení kostí končetin. WikiSkripta [online]. [cit. 2021-7-19]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Obecn%C3%A9_d%C4%Blen%C3%AD_kost%C3%AD_kon%C4%8Detin
- [73] OpenStax Anatomy and Physiology. Compact Bone. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2021-7-13]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:605_Compact_Bone_esp.jpg
- [74] OpenStax College. Different types of bones. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2021-7-13]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_bone#/media/File:601_Bone_Classification.jpg
- [75] Pohyby v kloubu a jeho druhy. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-7-15]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Pohyby_v_kloubu_a_jeho_druhy
- [76] POKORNÝ, Vladimír. *Traumatologie*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-725-4277-X.
- [77] POKORNÝ, Vladimír. Zlomeniny diafýzy: dělení je analogické jako u zlomenin femuru. In: *Traumatologie*. Praha: Triton, 2002.
- [78] Problematika náhrad tkání z mechanického hlediska. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2022-04-10]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Problematika_n%C3%A1hrad_tk%C3%A1n%C3%AD_z_mechanick%C3%A9ho_hlediska
- [79] RASOULI, Fatemeh a Kyle B. REED. Walking assistance using crutches: A state of the art review. *Journal of Biomechanics*. 2020, **98**. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109489
- [80] RHO, Jae-Young, Ting Y. TSUI a George M. PHARR. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*. 1997, **18**(20), 1325-1330. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/S0142-9612(97)00073-2
- [81] PARENT, Ryan. Tibial Plateau. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2022 [cit. 2022-05-12]. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/3a/Ryan_Parent_Tibial_Plateau.png
- [82] PETRUŠKA, Jindřich. MKP v inženýrských výpočtech I: studijní opora. Brno: VUT, FSI, ÚMTMB.
- [83] SAMSAMI, Shabnam, Sven HERRMANN, Robert PÄTZOLD, Martin WINKLER, Peter AUGAT, P. RIGOUARD a A. GERMANEAU. Finite element analysis of Bi-condylar Tibial Plateau fractures to assess the effect of coronal splits: A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*. 2020, **84**(1), 84-95. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2020.07.026

- [84] SEMERÁK, J. *Deformační a napěťová analýza dolní čelisti s fixátorem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 103 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D
- [85] SEDLIN E.D.; A rheology model for cortical bone. *Acta Orthopaed Scand*. 83, str. 77 (1965) (převzato z Valenta a kol. 1985)
- [86] SHEPHERD, D E T a B B SEEDHOM. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. 1999, **58**(1), 27-34 [cit. 2022-05-09]. ISSN 0003-4967. Dostupné z: doi:10.1136/ard.58.1.27
- [87] SCHATZKER, Joseph, Robert MCBROOM, David BRUCE. The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968–1975. *Clin Orthop Relat Res*. 1979 Jan-Feb, (138),94-104. PMID: 445923.
- [88] SNYDER, Susan M. a Erich SCHNEIDER. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*. 1991, **9**(3), 422-431. ISSN 0736-0266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.1100090315
- [89] SOLID187 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2021 R2, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2022-05-05]
- [90] Součinitel tření. *Portál pro strojní konstruktéry* [online]. ©2013 [cit. 2022-7-13]. Dostupné z: <https://e-konstrukter.cz/prakticka-informace/soucinitel-treni>
- [91] Spojení kostí. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-7-14]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Spojen%C3%AD_kost%C3%AD#Spojen.C3.AD_dotykem
- [92] Struktura a přestavba kosti. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-01-30]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Struktura_a_p%C5%99estavba_kosti
- [93] SURF 154 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2021 R2, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2022-05-05].
- [94] TARGE170 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2021 R2, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2022-05-05].
- [95] TEKIN, Ali Çağrı, Murat ÇAKAR, Cem Zeki ESENYEL, Müjdat ADAŞ, Mehmet Kürşad BAYRAKTAR, Yusuf ÖZCAN, Mehmet Selçuk SAYGILI a Zeynep Nilüfer TEKIN. An evaluation of meniscus tears in lateral tibial plateau fractures and repair results. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 2016, **29**(4), 845-851 [cit. 2022-05-09]. ISSN 10538127. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-160698
- [96] TERHEYDEN, Hendrik, Christian MÜHLENDYCK, Martin SPRENGEL, Klaus LUDWIG a Franz HÄRLE. Self-adapting washer system for lag screw fixation of mandibular fractures. Part II: in vitro mechanical characterization of 2.3 and 2.7 mm lag screw prototypes and in vivo removal torque after healing. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 1999, **27**(4), 243-251. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1016/S1010-5182(99)80036-5

LITERATURA

- [97] Titanium Alloy Ti-6Al-7Nb. *Aircraft Materials* [online]. Stokenchurch (UK), 2020 [cit. 2022-05-09]. Dostupné z: <https://www.aircraftmaterials.com/data/titanium/ti-6al-7nb.html>
- [98] TURNER, Charles H., Jae RHO, Yuichi TAKANO, Ting Y. TSUI a George M. PHARR. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics*. 1999, **32**(4), 437-441. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(98)00177-8
- [99] VALENTA, Jaroslav a kol. *Biomechanika*. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1985. ISBN 21-011_85.
- [100] VAVERKA, František a Jaroslav VALENTA. *Základy biomechaniky pohybového systému člověka: svalově kosterní systém*. 2. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1997. ISBN 80-706-7727-9.
- [101] VICECONTI, Marco, Roberto MUCCINI, Marek BERNAKIEWICZ, Massimiliano BALEANI a Luca CRISTOFOLINI. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics*. 2000, **33**(12), 1611-1618. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(00)00140-8
- [102] VIŠŇA, Petr a Jiří HOCH. *Traumatologie dospělých: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Maxdorf, 2004. Jessenius. ISBN 80-734-5034-8.
- [103] WENDSCHE, Peter a Radek VESELÝ. *Traumatologie*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-211-4.
- [104] WHEDON, G. D., HEANEY, PROULX R. Bone. *Encyclopedia Britannica*, <https://www.britannica.com/science/bone-anatomy>. [online]. [cit. 2021-08-03].
- [105] YANG, Guoyu, Jesper KABEL, Bert VAN RIETBERGEN, Anders ODGAARD, Rik HUISKES a Stephen C. COWN. The Anisotropic Hooke's Law for Cancellous Bone and Wood. *Journal of Elasticity*. **53**(2), 125-146. ISSN 03743535. Dostupné z: doi:10.1023/A:1007575322693
- [106] ZÝBAL, J. Vliv geometrické variability dřívků u existujících TEP kyčelního kloubu na deformačně - napěťové stavy. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2020. 75 s. Vedoucí Ing. Petr Marcián, Ph.D

Seznam použitých zkratek a symbolů

ϵ_{ekv}^{HMH}	redukovánépřetvoření HMH
μ	Poissonovo číslo
σ_{ekv}^{HMH}	redukované napětí HMH
AP	anteroposterior
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
art.	articulatio (kloub)
CT	computed tomography (výpočetní tomografie)
E	Modul pružnosti v tahu
G	Modul pružnosti ve smyku
IS	inferosuperior
L	longitudinální
MKP	Metoda konečných prvků
ML	mediolateral
R_e	mez kluzu v tahu
R_m	mez pevnosti v tahu
T	transverzální
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Seznam tabulek

6.1	Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně z literatury	23
6.2	Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně z literatury	24
8.1	Mechanické vlastnosti materiálu dlahy a šroubů	45
10.1	Použité materiálové charakteristiky	56
10.2	Velikosti prvku pro jednotlivé části modelu geometrie	57
10.3	Velikosti prvku pro jednotlivé části modelu geometrie	57
10.4	Výpočtové časy pro jednotlivé varianty řešení	59
11.1	Maximální hodnoty redukovaného přetvoření HMH [$\mu\epsilon$]	71

Seznam obrázků

1.1	Fixace zlomeniny proximální tibie [81]	3
5.1	Základní rozdělení kostry [47]	8
5.2	Obecná stavba kostry končetin [2] - upraveno	9
5.3	Typy kostí dle tvaru [74]	10
5.4	Části dlouhých kostí (ukázka na femuru)	11
5.5	Způsoby uspořádání kostní tkáně	12
5.6	Příčný řez dlouhou kostí - stavba kompaktní kostní tkáně [73]	13
5.7	Spongiózní kostní tkáň [55]	13
5.8	Ilustrace pohybů v kloubu [9]	17
5.9	<i>Ossa membrum inferioris (kostra dolní končetiny)</i> [2] - upraveno	18
5.10	Pohled na proximální konec tibie [17]	19
5.11	Pohledy na tibií a fibulu	20
5.12	<i>Art. genus</i> a jeho zvláštní zařízení [71]	21
7.1	Rozdělení zlomenin proximální tibie dle Hohlovy klasifikace, vytvořeno na základě [11]	32
7.2	Rozdělení zlomenin proximální tibie dle Schatzkerovy klasifikace, vytvořeno na základě [12]	34
7.3	Rozdělení proximální tibie na tři sloupky dle Lua, vytvořeno na základě [61]	35
7.4	Rozdělení proximální tibie na čtyři kvadranty dle přepracované Schatzkerovy klasifikace, vytvořeno na základě [44]	36
7.5	AO klasifikace anatomické oblasti (první dvě číslice kódu) [4]	37
7.6	Rozdělení zlomenin z hlediska zasažení kloubu - třetí místo kódu, vytvořeno na základě [67]	37
7.7	Zlomeniny proximální tibie - AO klasifikace, vytvořeno na základě [77]	38
8.1	Dlaha s kombinovanými otvory, vytvořeno na základě [1]	40
8.2	Dlaha pro fixaci zlomeniny postero-mediální části proximální tibie, vytvořeno na základě [1]	41
8.3	Zamykatelný samořezný šroub, vytvořeno na základě [1]	41
8.4	Kompresní šroub, vytvořeno na základě [1]	42
8.5	Umístění dlahy fixující zlomeninu postero-mediální části proximální tibie, vytvořeno na základě [1]	42
8.6	Očíslování šroubů při jejich zavádění do kosti, vytvořeno na základě [1]	43
8.7	Kompresní spongiózní šroub, vytvořeno na základě [1]	44
8.8	Umístění šroubů fixující zlomeninu postero-mediální části proximální tibie, vytvořeno na základě [1, 31]	45
10.1	Části modelů geometrie pro jednotlivé varianty	48
10.2	Modely geometrie tibie a femuru	49
10.3	Model geometrie kloubních chrupavek (červeně) a menisků (šedě)	50
10.4	Model geometrie dlahy	51
10.5	Model geometrie zamykatelného šroubu	51
10.6	Model geometrie kompresního šroubu používaného při fixaci dlahou	51
10.7	Model geometrie tibie	52
10.8	Model geometrie kompresního spongiózního šroubu	52
10.9	Použité okrajové podmínky pro kloubní plochy art. coxae a art. talocruralis	53
10.10	Pružiny reprezentující svaly a vazy mezi femurem a tibií	54

SEZNAM OBRÁZKŮ

10.11	Silová okrajová podmínka na kloubní ploše art. talocruralis	55
10.12	Předpětí aplikované na kompresní spongiózní šrouby	56
10.13	Sít konečných prvků na dlaze	58
10.14	Sít konečných prvků na zamykatelném šroubu	58
10.15	Sít konečných prvků na kompresním šroubu použitým s dlahou	58
10.16	Sít konečných prvků naspongiózním kompresním šroubu	58
11.1	Celkové posuvy pro jednotlivé varianty [mm]	60
11.2	Kontaktní tlaky v kolenním kloubu mezi modelem geometrie menisků a kloubních chrupavek při plném zatížení [MPa]	61
11.3	Stavy kontaktů pro jednotlivé varianty při poloviční zátěži	62
11.4	Stavy kontaktů pro jednotlivé varianty při plné zátěži	63
11.5	Redukované napětí HMM na dlaze pro Varianty 1 a 2 [MPa]	64
11.6	Maximální napětí na dlaze pro Varianty 1 a 2 - detail [MPa]	64
11.7	Redukované napětí HMM na šroubech pro Varianty 1 a 2 [MPa]	65
11.8	Redukované napětí HMM na šroubu číslo 1 pro Varianty 1 a 2 [MPa]- detail	66
11.9	Redukované napětí HMM na šroubech pro Varianty 3 a 4 [MPa]	67
11.10	Schematické vykreslení závislosti přírůstku/úbytku množství kostní tkáně na mechanickém namáhání, vytvořeno na základě [29]	68
11.11	Redukované přetvoření HMM na kostní tkáni pro poloviční zatížení [-]	69
11.12	Redukované přetvoření HMM na kostní tkáni pro plné zatížení [-]	70
11.13	Redukované přetvoření HMM na spongiózní kostní tkáni zobrazené v řezu u Varianty 3 [-]	71