

Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra pružnosti a pevnosti

Biomechanika - Vnitřní fixace horní končetiny pomocí dlahy
Biomechanics - Internal Fixation of the Upper Limb via Plate

Student:

Bc. Marián Smolár

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Günther Theisz

Ostrava 2014

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Marián Smolár**
Studijní program: N2301 Strojní inženýrství
Studijní obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika
Téma: **Biomechanika - Vnitřní fixace horní končetiny pomocí dlahy**
Biomechanics - Internal Fixation of the Upper Limb via Plate

Zásady pro vypracování:

Dle požadavků firmy MEDIN a.s., dokumentace a vlastního výzkumu proveďte:

1. Rozbor zatížení vybrané dlahy pro horní končetinu.
2. Rozbor možností osteosyntézy horní končetiny.
3. Pevnostní analýzu a technické posouzení vybrané dlahy aplikované při osteosyntéze horní končetiny.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] Frydryšek, K., Košťál, P., Barabaszova, K., Kukutschová, J.: New ways for Designing External Fixators Applied in Treatment of Open and Unstable Fractures, World Academy of Science, Engineering and Technology, ISSN 2010-376X (print version) ISSN 2010-3778 (electronic version), vol. 7, issue 76, 2011, pp. 639-644.
- [2] Jořenek, J.: Biomechanika - Externí fixátor pro pelvis a acetabulum, diplomová práce (thesis head: Assoc. Prof. Karel Fydrýšek), Faculty of Mechanical Engineering, VŠB – Technical University of Ostrava, Ostrava, Czech Republic, 2012, pp. 1-65.
- [3] Frydryšek, K., Jořenek, J., Košťál, P., Ječmínek, V., Pleva, L., Barabaszová, K., Ružiak, I.: External Fixators for Treatment of Complicated Pelvis Fractures, j. World Academy of Science, Engineering and Technology, pISSN 2012-376X, eISSN 2012-3778, issue 69, Singapore, 2012, pp. 676-681.
- [4] Frydryšek, K., Pleva, L., Jořenek, J., Ječmínek, V., Klučka, R., Sivera, M.: New External Fixators for Treatment of Pelvis and Acetabulum Fractures, International Journal of Biology and Biomedical Engineering, Issue 2, Volume 7, WSEAS, 2013, pp. 36-42.
- [5] dokumentation of the MEDIN a.s. company

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Günther Theisz**
Konzultant: doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

Datum zadání: 13.12.2013

Datum odevzdání: 19.5.2014



doc. Ing. Radim Halama, Ph.D.
vedoucí katedry



doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 19 května 2014

.....

podpis

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 - užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 - školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB - TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomové práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB - TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce.
- souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB - TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB - TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užití své dílo - diplomové práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB - TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB - TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě 19. května 2014

.....

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. Marián Smolár

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Struhlovsko 1215, 753 01 Hranice

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval p. doc. Frydrýškovi a p. ing. Theiszovi za odborné vedení při zpracování této diplomové práce a za pomoc při výpočtech. Firmě Medin a.s. za poskytnutí modelu dlahy pro vnitřní fixaci horní končetiny a s tím spjaté konzultace. Dále bych rád poděkoval Projektu TA03010804 - Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky, doktorům z Fakultní nemocnice Ostrava za připomínky týkajících se problematikou zlomenin distálního radia.

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

SMOLÁR, Marián; *Biomechanika - Vnitřní fixace horní končetiny pomocí dlahy:*

Diplomová práce. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra pružnosti a pevnosti, 2013, 101 s. Vedoucí práce: Theisz, G.

Klíčová slova: biomechanika, traumatologie, dlahy, numerické modelování, zlomeniny, kost vřetenní (*radius*)

Cílem diplomové práce je provést rozbor možností osteosyntézy horní končetiny, rozbor zatížení vybrané dlahy pro horní končetinu, pevnostní analýzu dlahy pro distální radius a technické posouzení vybrané dlahy aplikované při osteosyntéze. Dlahy mohou být použity v traumatologii k léčbě otevřených a nestabilních zlomenin. Diplomovou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá anatomii kosti vřetenní, zlomeninami, klasifikací zlomenin distálního radia a jejich léčením. Praktická část je rozdělena na tři kapitoly, přičemž první kapitola je zaměřena na rozbor zatížení a volbu okrajových podmínek. Ve druhé kapitole jsou uvedeny pevnostní výpočty dlahy pomocí metody konečných prvků. V poslední kapitole je provedeno zhodnocení dlahy a porovnání hodnot napětí.

ANOTATION OF THESIS

SMOLÁR, Marián; *Biomechanics - Internal Fixation of the Upper Limb via Plate:*

Thesis. Ostrava: VŠB - Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics of Materials, 2013, 101 p. Thesis Head: Theisz, G.

Key-Words: biomechanics, traumatology, plate, numerical modelling, fractures, distal radius

The aim of this thesis is analysis of the loading of a chosen plate for the upper, analysis of the possibilities for the osteosynthesis of the upper limb and stress analysis and technical assessment of a chosen plate applied in the osteosynthesis of the upper limb. These plates can be used in the treatment of open and unstable fractures of distal radius. The thesis is divided into theoretical and practical part. The theoretical part deals with the anatomy of the distal radius, fractures of distal radius, classification of distal radius fractures and their treatment. The practical part is divided into three chapters, the first chapter focuses on the analysis of load and choice of boundary conditions. The second chapter describes the strength calculations of a plate via Finite Element Method. In the last chapter, there is an assessment and comparison of stresses.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÉHO ZNAČENÍ	10
1 ÚVOD	11
2 VNITŘNÍ FIXACE HORNÍ KONČETINY	12
2.1 Historie	12
3 ANATOMIE STAVBY KOSTI	13
4 ANATOMIE KOSTRY KONČETIN	14
4.1 Pletenec horní končetiny	15
4.1.1 Kost klíční	16
4.1.2 Lopatka	17
4.2 Kostra volné horní končetiny	18
4.2.1 Kost pažní	18
4.2.2 Kosti předloktí	20
4.2.2.1 Kost vřetenní	20
4.2.2.2 Kost loketní	22
4.2.3 Kosti ruky	24
4.2.3.1 Kosti zápěstní	25
4.2.3.2 Kosti záprstní	25
4.2.3.3 Kosti prstů	26
4.2.3.3 Sesamské kůstky	26
5 BIOMECHANIKA PORANĚNÍ	27
6 ZLOMENINY	30
6.1 Zlomeniny distálního konce předloktí	31
6.1.1 Collesova zlomenina	31
6.1.2 Řidičská (Chauffeurs) zlomenina	31
6.1.3 Bartonova zlomenina	32
6.1.4 Smithova zlomenina	32
6.1.5 Lunátní klínová zlomenina	32

6.2	Klasifikace pro zlomeniny distálního radia	33
6.2.1	Frykmanova klasifikace	33
6.2.2	Meloneova klasifikace	33
6.2.3	Souhrnná klasifikace zlomenin (tzv. AO klasifikace)	34
6.2.4	Rayhackova klasifikace	36
6.2.5	Fernandezova klasifikace	36
6.3	Operační přístupy	37
6.3.1	Dorzální (hřbetní) operační přístup	37
6.3.2	Palmární (dlaňový) operační přístup	37
6.3.3	Boční operační přístup	38
6.3.3.1	Radiální operační přístup	38
6.3.3.2	Ulnární operační přístup	39
6.4	Terapie zlomenin	39
6.4.1	Konzervativní terapie zlomenin	40
6.4.2	Operační terapie zlomenin	41
6.4.2.1	Zevní fixace	42
6.4.2.2	Transfixace Kirschnerovými (K) dráty	44
6.4.2.3	Osteosyntéza pomocí dlah	46
6.4.2.4	Nitrodřeňová stabilizace	53
7	ROZBOR ZATÍŽENÍ A VOLBA OKRAJOVÝCH PODMÍNEK UCHYCENÍ DLAHY PRO VNITŘNÍ FIXACI HORNÍ KONČETINY	55
7.1	Model implantátového systému a jeho zjednodušení	55
7.2	Vlastnosti použitých materiálů	56
7.2.1	Titanová slitina Ti6Al4V dle ISO 5832-3	57
7.2.2	Nerezavějící ocel 1.4441 dle ISO 5832-1	57
7.2.3	Kostní tkáň	58

7.3	Výpočtový model s aproximací radia pomocí pružného podkladu	58
7.3.1	Mechanické kontakty	58
7.3.2	Zadání okrajových podmínek	59
7.3.3	Síťování modelu konečnými prvky	66
7.4	Výpočtový model dlahy přímo uchycené v modelu radia	68
7.4.1	Mechanické kontakty	70
7.4.1.1	Kontakty pro případ srostlé kosti	71
7.4.1.2	Kontakty pro případ nesrostlé kosti	72
7.4.2	Zadání okrajových podmínek	72
7.4.3	Síťování modelu konečnými prvky	76
8	PEVNOSTNÍ VÝPOČET IMPLANTÁTOVÉHO SYSTÉMU POMOCÍ MKP	78
8.1	Metoda konečných prvků	78
8.2	Analýza modelu implantátového systému	78
8.2.1	Analýza počítačového modelu s aproximací radia pomocí pružného podkladu	78
8.2.2	Shrnutí výsledků analýzy modelu s aproximací radia pomocí pružného podkladu	81
8.2.3	Analýza počítačového modelu dlahy přímo uchycené v modelu radia	82
8.2.4	Shrnutí výsledků analýzy modelu dlahy přímo uchycené v modelu radia	91
8.3	Tabulkové srovnání hodnot výpočtových modelů	92
9	NÁVRH ÚPRAVY TVARU DLAHY PRO VNITŘNÍ FIXACI HORNÍ KONČETINY	94
10	ZÁVĚR	95
11	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	98
12	SEZNAM PŘÍLOH	101

SEZNAM POUŽITÉHO ZNAČENÍ

CT		počítačová tomografie
RTG		rentgen
CT		počítačová tomografie
AO		Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (souhrnná klasifikace)
K drát		Kirschnerův drát
ORIF		Open Reduction and Internal Fixation (otevřené repoze a vnitřní fixace)
LCP 3,5		dlaha typu Locking Compression Plate se šrouby 3,5 mm
LCP 2,4		dlaha typu Locking Compression Plate se šrouby 2,4 mm
E	[MPa]	modul pružnosti v tahu
μ	[-]	Poissonovo číslo
MKP		Metoda konečných prvků
HMH		Huber Mises Hencky
$\sigma_{(HMH)}$	[MPa]	hodnota napětí s využitím hypotézy HMH (dle von Mises)
F_{TAH}	[N]	tahová síla
F_{TLAK}	[N]	tlaková síla
L	[mm]	délka šroubu
\emptyset	[mm]	průměr
d	[mm]	velký průměr závitu šroubu
d_3	[mm]	malý průměr závitu šroubu (jádra)
m_1	[kg]	hmotnost závaží při výpočtu tahové síly
m_2	[kg]	hmotnost závaží při výpočtu tlakové síly
g	[m s ⁻²]	gravitační zrychlení
f_1	[-]	koeficient zatížení
f_2	[-]	dynamický koeficient

1 ÚVOD

Nejrůznější poranění včetně zlomenin v oblasti distálního předloktí provází lidstvo od pravěku. Zlomeniny distálního předloktí patří bezesporu k nejčastějším zlomeninám ošetřovaných lékaři. Při pádu z větší výše na nataženou horní končetinu dochází ke zlomeninám kostí předloktí. Tato zlomenina vzniká většinou u dospělých pacientů staršího věku, většinou u žen během osteoporóze¹, nebo u mladších pacientů, kdy tato zlomenina nastává při sportovních aktivitách. Zlomeniny distálního předloktí jsou závažné jak svou četností, tak možnými následky pro další funkci zápěstí ruky. Proto je nutné nepodceňovat jejich léčbu, odlišit závažnější případy zlomeniny a řádně je ošetřit.

Cílem diplomové práce bylo provést rozbor možností osteosyntézy² horní končetiny. Dále byl proveden rozbor zatížení vybrané dlahy pro horní končetinu a následně byla provedena pevnostní analýza a technické posouzení vybrané dlahy aplikované při osteosyntéze.

Diplomovou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá vznikem zlomeniny distální části kosti vřetenní, anatomií kosti, biomechanikou, zlomeninami radia, klasifikací zlomenin, operačními přístupy a léčbou zlomenin. Praktická část je rozdělena na tři kapitoly, přičemž první kapitola je zaměřena na rozbor zatížení, vlastnosti použitých materiálů a volbu okrajových podmínek. V druhé kapitole je uveden pevnostní výpočet implantátového systému pomocí metody konečných prvků. Výpočty byly provedeny dvěma způsoby. Prvním výpočtem je dlaha s aproximací kosti pomocí pružného podkladu (jednodušší způsob) a druhým výpočtem je dlaha přímo uchycena v kosti vřetenní (složitější model respektující reálnou kost) se zlomeninou a bez zlomeniny. Bylo provedeno celkem 12 výpočtů. V této kapitole jsou dále zobrazeny výsledky statické analýzy modelu dlahy pro vnitřní fixaci. V poslední kapitole je provedeno vyhodnocení a srovnání hodnot napětí i dlahy pro vnitřní fixaci horní končetiny.

Diplomová práce patří pod záštitu Projektu TA03010804 - Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky (2013-2016, TA0/TA). Poskytovatelem tohoto projektu je TA0 - Technologická agentura České republiky (TA ČR), program projektu je veden pod názvem TA - Program na podporu aplikovaného výzkumu a experimentálního vývoje ALFA (2011-2019).

¹ Osteoporóza - metabolická kostní choroba, která se projevuje řídnutím kostní tkáně [6].

² Osteosyntéza - operační léčba zlomenin [16].

2 VNITŘNÍ FIXACE HORNÍ KONČETINY

Lidskou kostru tvoří soubor kostí, chrupavek a vazů, které jako celek poskytují pevnou a pohyblivou oporu těla. Kostrou tvořená ochranná pouzdra (např. lebka, hrudní koš) chrání životně důležité orgány před poškozením (např. mozek, srdce). Kostí jsou navzájem spojeny pomocí pevných vazů, chrupavkou nebo pomocí kloubního spojení. Přibližně 14% tělesné hmotnosti tvoří kostra člověka. Kostra dospělého člověka se skládá přibližně z 206 kostí, na které se upínají svaly. Toto číslo je individuální, jelikož závisí na dědičných predispozicích a především na věku člověka. Novorozenec má cca 270 kostí, avšak postupem času celá řada kostí k sobě srůstá [6].

2.1 HISTORIE

První zmínky a popisy zlomeniny sepsali již ve druhé polovině 18. století ve Francii Marc-Antonie Petit a Claude Pouteau, slavní chirurgové své doby z Lyonu.

Významnější práce a přesnější popisy zlomeniny pak zejména pochází z první poloviny 19. století. V tomto období byl sepsán asi nejznámější a nejslavnější popis zlomeniny distální části kosti vřetenní, jehož autorem je irský chirurg Abraham Colles (1773–1843). Jeho práce publikovaná v roce 1814 obsahuje klinický popis zlomeniny distálního předloktí s typickou deformací v oblasti předloktí a zápěstí [18].

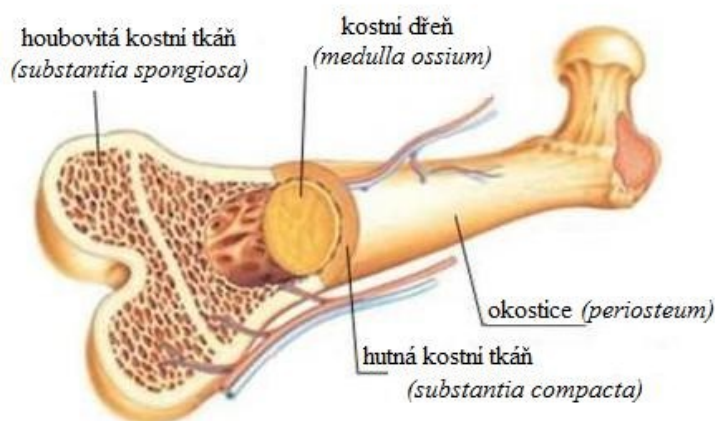


Obrázek č. 2.1 - Abraham Colles (1773–1843)

Dalšími slavnými autory, jejichž práce se zabývají zlomeninami distálního předloktí, jsou americký chirurg John Rhea Barton (1794–1871) a irský chirurg Robert William Smith (1807-1873).

3 ANATOMIE STAVBY KOSTI

Kost je tvrdá nestejněměrná struktura žlutobílé barvy specializovaná pro podpůrnou a ochrannou funkci, na kterou se upínají svaly a šlachy. Většina kostí vzniká z chrupavky³ a skládá se ze čtyř různých vrstev (viz Obrázek č. 3.1).



Obrázek č. 3.1 - Vnitřní stavba kosti^[6]

Okostice (*periosteum*) je tenká, dobře prokrvená a citlivá vrstva, kterou je kost pokryta. Kromě růstové a krycí funkce je jejím hlavním úkolem vyživovat kost. Citlivost této vrstvy se projevuje zejména při zlomeninách, kdy při přerušení nervů dochází k bolestivému vjemu. Okostice se vyskytuje na povrchu všech typů kostí kromě míst, kde se na kost upínají svaly a ve styčných plochách kloubů, kde je okostice nahrazena chrupavkou. Vnitřní strana okostice obsahuje buňky určené k remodelaci a růstu dlouhých kostí.

Kostní tkáň (*substantia*) je tvořena organickými i anorganickými látkami, které zajišťují pružnost, pevnost a tuhost kosti. Tato tkáň se významně podílí na remodelaci a hojení poškozené kostní tkáně. Existují dva typy kostní tkáně:

- **hutná kostní tkáň** (*substantia compacta*) je tvrdá tkáň, která se nachází pod okosticí a je tvořena válcovitými buňkami uspořádanými do lamel. Uvnitř kostní tkáně vedou kanálky s cévami a nervy, které kost vyživují a obnovují kostní tkáň,
- **houbovitá kostní tkáň** (*substantia spongiosa*) se nachází především v dutině hlavic dlouhých kostí (epifýzy viz Obrázek č. 2.9) a tvoří vnitřek plochých a krátkých kostí. Skládá se z trámců, které se navzájem kříží a jsou uspořádány tak, aby kostem umožňovali co nejlépe odolávat tahu a tlaku.

³ Chrupavka - pojivová tkáň, která slouží ke zpevnování okolních tkání [6].

Kostní dřev (*medulla ossium*) vyplňuje dutinu ve střední části kosti (diafýzy viz Obrázek č. 4.7). Je to měkká tuková tkáň, jejíž hlavní funkcí je tvorba krvinek. Při narození člověka je červená kostní dřev přítomna ve všech kostech. V této dřevni dochází k tvorbě červených krvinek, krevních destiček a bílých krvinek. S postupem let je v některých kostech nahrazována žlutou kostní dřevni. Zůstává pouze v dutinách některých dlouhých kostí. Ve vysokém věku a jako následek podvýživy může tkáň degradovat do šedobílé podoby, ve které už nedochází ke křvetvorbě stejně jako ve žluté dřevni [5].

Tenká vrstva pojivové tkáň, která pokrývá trámce houbovitě kostní tkáň, se nazývá *endost*. Stavbou je podobná okostici. Během dlouhých období podvýživy se může vstřebat. Podílí se také na procesu hojení a nového tvarování. Dlouhá kost má protáhlý tvar. Prostředek kosti se nazývá diafýza, oba konce kosti se nazývají epifýza⁴ (viz Obrázek č. 4.7). Kost má dva konce nazývající se proximální⁴ a distální⁵ (viz Obrázek č. 4.7).

4 ANATOMIE KOSTRY KONČETIN

Kostra končetin (*skeleton membrorum*) je připojena k osově kostře. Existují dva typy končetin:

- **kosti horní končetiny** (*ossa membri superioris*),
- **kosti dolní končetiny** (*ossa membri inferioris*).

Horní končetina (*membrum superius*) a dolní končetina (*membrum inferius*) mají u savců podobnou základní stavbu (viz Obrázek č. 4.1).

Pletenec (*cingulum*) připojuje končetinu k osovému skeletu. Na horní končetině je to lopatka a kost klíční, na dolní končetině kost pánevní.

Volná končetina (*extremitas libera*) je přikloubená k pletenci a má u horní i dolní končetiny tři stejné typické úseky základní stavby:

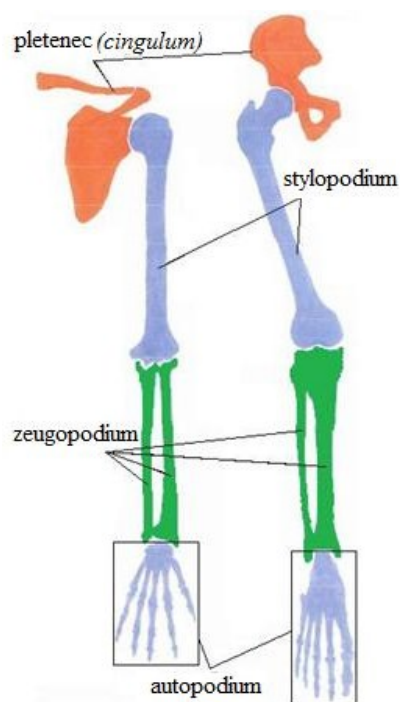
- *stylopodium* - úsek tvořený jedinou kostí (kost pažní, kost stehenní), připojené k pletenci,
- *zeugopodium* - úsek tvořený dvěma kostmi (dvě kosti předloktí, dvě kosti bérce),
- *autopodium* - konečný úsek končetiny tvořený větším počtem malých skeletních elementů sestavených v paprsky (základem je pět paprsků).

⁴ Proximální konec - blíže k trupu, hlavě [13].

⁵ Distální konec - vzdáleněji od trupu, hlavy [13].

Rozdíly ve stavbě horní a dolní končetiny člověka odpovídají rozdílnosti funkce a zátěže. Tento rozdíl se projevuje v rozdílné pohyblivosti pletence, v rozdílném tvaru a proporcích stylopodia a zeugopodia, a v různé úpravě autopodia, kdy autopodium končetiny horní je přizpůsobeno funkcím uchopovacím, kdežto autopodium končetiny dolní je přizpůsobeno funkci opěrné a lokomoční⁶ [5].

Tato práce je zaměřena na horní končetinu, tak že dolní končetina nebude dále popisována.



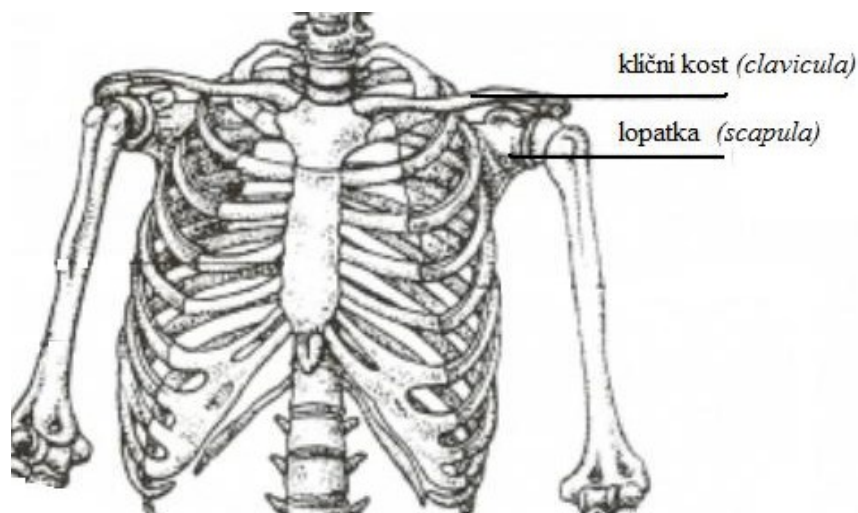
Obrázek č. 4.1 - Základní stavba kostí končetin (vlevo - kosti horní končetiny (*ossa membri superioris*), vpravo - kosti dolní končetiny (*ossa membri inferioris*))^[6]

KOSTRA HORNÍ KONČETINY

Kostra horní končetiny (*skeleton membri superioris*) je připojená k osově kostře a skládá se z pletence a volné horní končetiny.

4.1 Pletenec horní končetiny

Pletenec horní končetiny (*cingulum membri superioris*) připojuje horní končetinu k osovému skeletu a skládá se z klíční kosti a lopatky (viz Obrázek č. 4.2) [5].



Obrázek č. 4.2 - Pletenec horní končetiny (*cingulum membri superioris*)^[5]

⁶ Lokomoční funkce - týkající se pohybu z místa (např. plazení, lezení, chůze, běh, skoky) [12].

4.1.1 Kost klíční

Kost klíční (*clavicula*) je povrchově uložena, 12-16 cm dlouhá, štíhlá kost, která spojuje lopatku s hrudníkem. Je mírně esovitě prohnutá, vnitřní dvě třetiny se klenou dopředu, laterální⁷ třetina dozadu. Klíční kost je v celé své délce hmatná.

Kost klíční se skládá z těla a z vnitřního a vnějšího konce (viz Obrázek č. 4.3). Vnitřní konec (*extremitas sternalis*) je silnější, kdežto zevní konec (*extremitas acromialis*) je plochý.



Obrázek č. 4.3 - Klíční kost (*clavicula*)^[5]

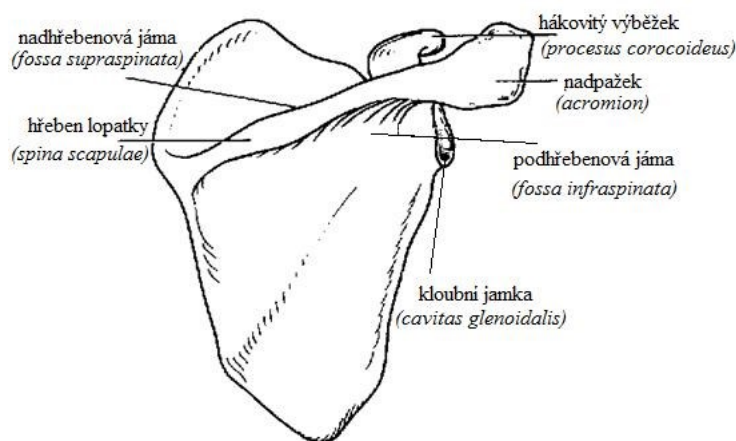
Klíční kost přenáší na sternum tlaky a nárazy na horní končetinu. Často se proto při nárazech na horní končetinu láme vlivem nepřímého násilí. Zlomenina vzniká obvykle na hranici zevní a střední třetiny, tj. na přechodu dvojího zakřivení. Po zlomení kosti zůstává zpravidla vnitřní část na svém místě, zevní část se váhou končetiny dislokuje kaudálním směrem⁸ [5].

⁷ Laterální směr - směr k pravé nebo k levé straně těla od střední roviny těla [13].

⁸ Kaudální směr - směr k pánevnímu konci [13].

4.1.2 Lopatka

Lopatka (*scapula*) je plochá kost tvaru trojúhelníku (viz Obrázek č. 4.4). Má tři okraje: *tnargo superior*, *medialis*, *lateralis*, které se stýkají ve třech úhlech: *angulus superior*, *inferior*, *lateralis* a dále má dvě plochy: *facies dorsalis*, *facies costalis*.



Obrázek č. 4.4 - Lopatka (*scapula*)^[5]

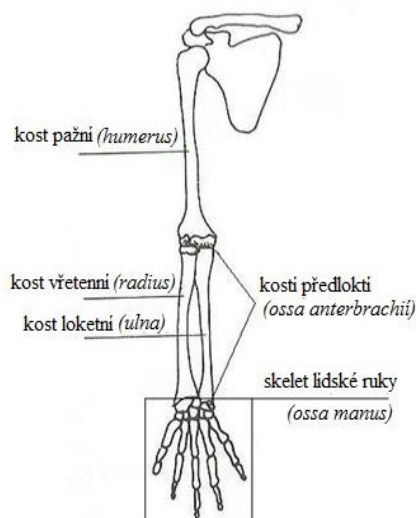
Dorzální⁹ plocha (*facies dorsalis*) je rozdělena hřebenem (*spina scapulae*) na jámu nadhřebenovou (*fossa supraspinata*) a podhřebenovou (*fossa infraspinata*). V obou jámách začínají svaly. Dobře hmatný hřeben vybíhá zevně v nadpažek (*acromion*). Hřeben lopatky i nadpažek jsou hmatné. Hmatný zevní okraj nadpažku je měrný bod pro zjištění šířky ramen a pro délku horní končetiny (od nadpažku ke špičce 3. prstu) [5].

Z horního okraje lopatky vyčnívá hákovitý výběžek (*processus coracoideus*) pro úpon vazů a svalů. Na laterálním úhlu lopatky je krček (*collum scapulae*), vybíhající v kloubní jamku (*cavitas glenoidalis*) pro hlavici kosti pažní. Kloubní jamka oválného tvaru je jen mělce vyhloubená, a přestože je v kloubu ramenním rozšířena chrupavčitým lemem, její plocha tvoří necelou třetinu povrchu kloubní plochy hlavice kosti pažní [5].

⁹ Dorzální směr - k zadní části trupu, k zádům [13]

4.2 Kostra volné horní končetiny

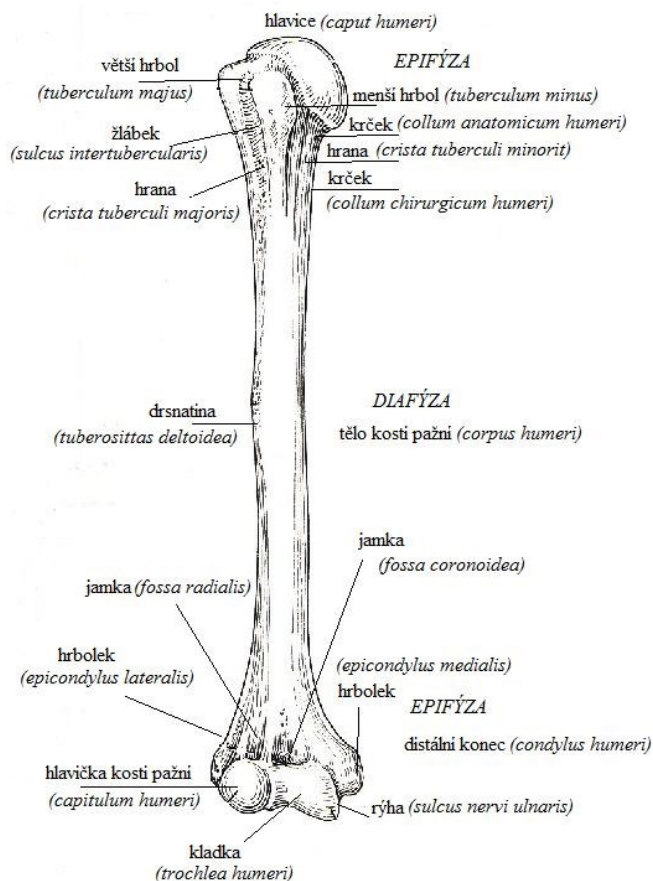
Kostra volné horní končetiny (*skeleton membri superioris liberi*) se dělí na kost pažní, kosti předloktí a skelet lidské ruky (viz Obrázek č. 4.5).



Obrázek č. 4.5 - Kostra volné horní končetiny (*skeleton membri superioris liberi*)^[5]

4.2.1 Kost pažní

Kost pažní (*humerus*) je typická dlouhá kost (viz Obrázek č. 4.6), na které se rozlišuje hlavičky, tělo pažní kosti a distální kloubní konec.



Obrázek č. 4.6 - Kost pažní (*humerus*)^[5]

Hlavice (*caput humeri*) nese kulovitou styčnou plochu, která je hlavicí ramenního kloubu. Přechází v krček (*collum anatomicum humeri*), svírající s osou diafýzy tzv. kapitodiafyzární úhel, který je 130°. Pod hlavicí se nachází na přední straně kosti větší hrbol (*tuberculum majus*) a menší hrbol (*tuberculum minus*). Oba hrboly jsou místa svalových úponů¹⁰ [5].

Distálně od těchto dvou hrbolků je chirurgický krček (*collum chirurgicum humeri*), které je často místem zlomenin. Hrboly distálně pokračují ve vyvýšené lišty *crista tuberculi majoris* a *crista tuberculi minoris*. Na obě hrany se také upínají svaly. Žlábek (*sulcus intertubercularis*) je prohloubení mezi *tuberculum majus* a *tuberculum minus* a je to místo kudy probíhá šlacha dlouhé hlavy¹¹ *musculus biceps brachii*.

Tělo kosti pažní (*corpus humeri*) je zaobleně trojhranné. Na tělo kosti pažní je laterálně a mírně vpředu drsnatina¹² (*tuberositas deltoidea*) pro úpon deltového svalu¹³. Distálně od ní je patrný šikmo běžící žlábek (*sulcus nervi radialis*) [5].

Distální konec (*condylus humeri*) se předozadně oplošťuje. Mediálně¹⁴ a laterálně vybíhá v nápadný hrbolek *epicondylus medialis* (na vnitřní straně) a hrbolek *epicondylus lateralis* (na zevní straně). Na obou hrbolcích začínají předloketní svaly [5].

Za mediálním epikondylem je rýha (*sulcus nervi ulnaris*). Pod *epikondyly* se nachází dvě kloubní plochy:

- hlavička kosti pažní (*capitulum humeri*) - má tvar kulovitý, pro skloubení s radiem,
- kladka (*trochlea humeri*) - slouží pro skloubení s ulnou.

Nad každou z kloubních plošek je jamka. Jamka (*fossa radialis*) je vpředu nad *capitulum humeri*, jamka (*fossa coronoidea*) je obdobná jamka nad kladkou a do jamky (*fossa olecrani*) zapadá loketní výběžek ulny.

Tělo humeru je hmatné v místě úponu deltového svalu, jinak je obklopené svalstvem. Oba *epikondyly* jsou dobře hmatné (orientační místa). V *sulcus nervi ulnaris* je možno pohmatem (nebo nárazem) podráždit *n. ulnaris* tzv. „brňavka“ [5].

¹⁰ Úpon - místo, kde se sval připojuje na kost [6].

¹¹ Dvojhlavý sval pažní (*musculus biceps brachii*) - kosterní sval ležící na přední straně nadloktí [6].

¹² Drsnatina - drsná část kosti [6].

¹³ Deltový sval (*musculus deltoideus*) - povrchově uložený kosterní sval, který objímá ramenní kloub [6].

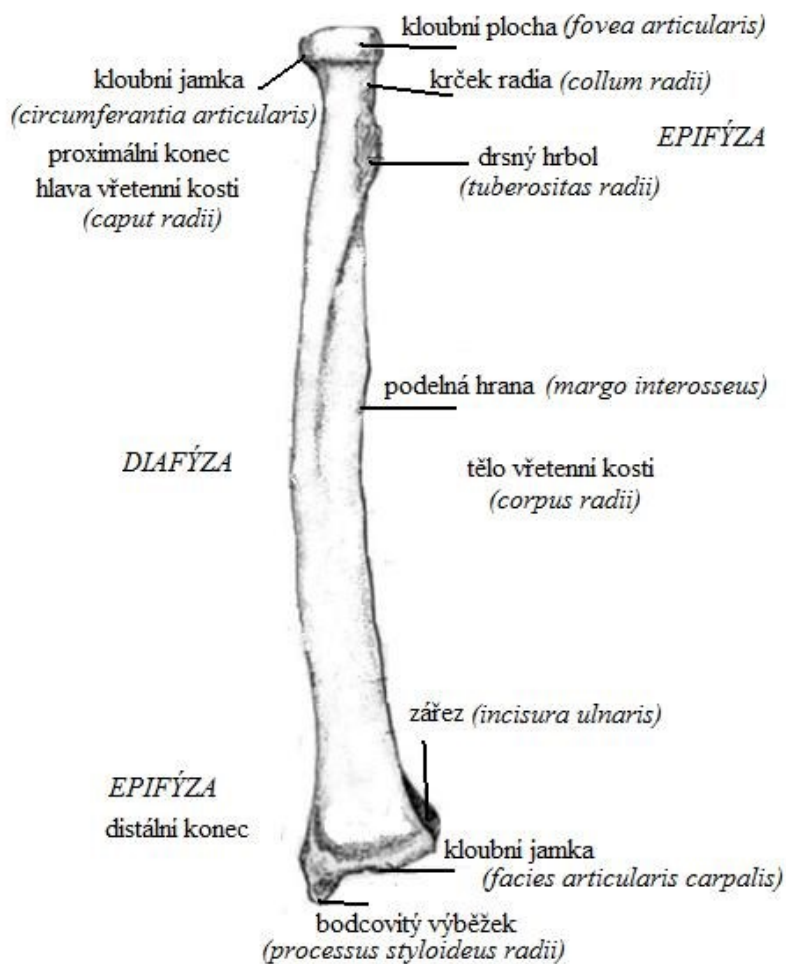
¹⁴ Mediální směr - směr od pravé nebo levé strany těla ke střední rovině těla [13].

4.2.2 Kostí předloktí

Kostí předloktí (*ossa antebrachii*) jsou proximálně skloubené s kostí pažní a distálně skloubené s kostmi zápěstí. Kostí předloktí jsou dvě. Jedna z kostí předloktí je kost vřetenní (*radius*), která se nachází na straně palcové. Druhou kostí je kost loketní (*ulna*) nacházející se na straně malíkové.

4.2.2.1 Kost vřetenní

Kost vřetenní (*radius*) je uložena na zevní straně předloktí. Má útlý proximální konec a naopak velmi masivní konec distální. Předmětem našeho zájmu je distální konec kosti vřetenní, který se podílí na stavbě kloubů zápěstí. Je to dlouhá kost, na které rozlišujeme tělo a dva konce, proximální a distální (viz Obrázek č. 4.7) [5].



Obrázek č. 4.7 - Kost vřetenní (*radius*)^[5]

Proximální konec je tvořen hlavou vřetenní kosti (*caput radii*). Hlava vřetenní kosti obsahuje dvě kloubní plochy:

- *fovea articularis* je kloubní jamka na proximální straně, pro styk s *capitulum humeri*,
- *circumferentia articularis* je válcová nízká kloubní plocha po obvodu, kterou hlavičce zapadá do zářezu v ulně a otáčí se v něm.

Krček radia (*collum radii*) je zúžený a zaoblený úsek kosti pod hlavičcí, který spojuje hlavičci s tělem kosti.

Tělo vřetenní kosti (*corpus radii*) je nahoře oblé, ale distálním směrem rychle nabývá trojbokého tvaru s přední, zadní a vnitřní hranou. Mediálně proti ulně je na těle radia ostrá podélná hrana (*margo interosseus*), směřující k loketní kosti. Na hranu se upíná mezikostní membrána¹⁵. Na rozhraní krčku a těla se nachází nápadný drsný hrbol (*tuberositas radii*).

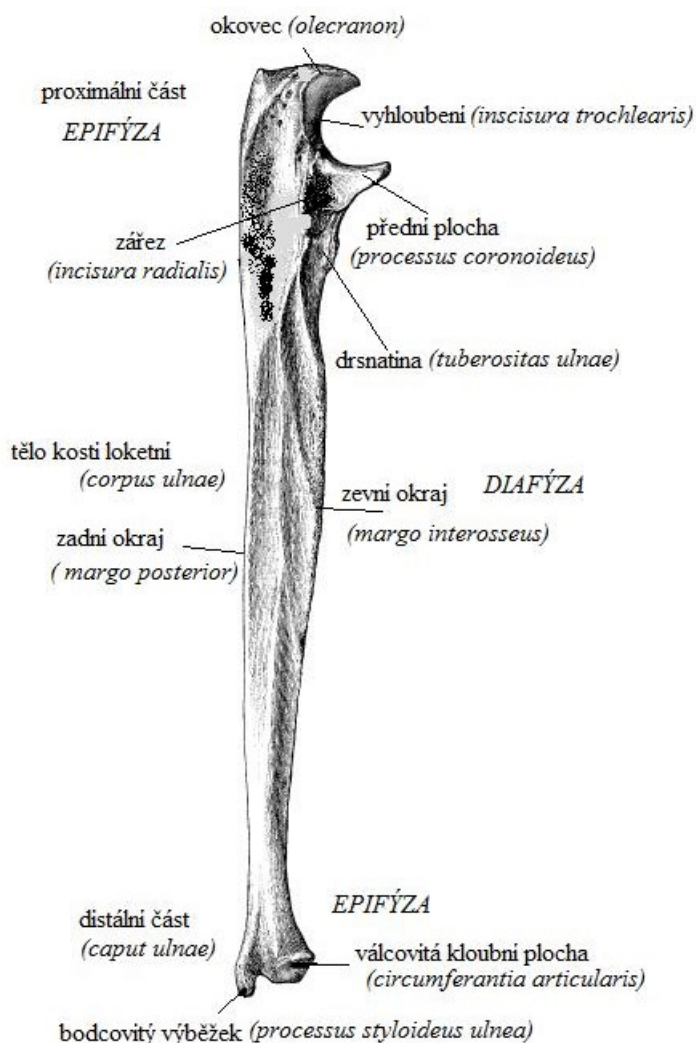
Distální konec je zesílený a v příčném směru rozšířený. V průřezu má distální konec čtyřboký tvar a rozeznáváme na něm tyto útvary:

- bodcovitý výběžek (*processus styloideus radii*) vybíhá distálně z radiálního okraje rozšíření a je dobře hmatný pod kůží,
- zářez (*incisura ulnaris*) je obrácený proti ulně, v němž je válcovitá kloubní plocha pro spojení s hlavičcí ulny,
- kloubní plocha (*facies articularis carpalis*) je mírně vyhloubená a slouží pro spojení s proximální řadou zápěstních kostí [5].

¹⁵ Mezikostní membrána (*membrana interossea*) - vazivová blána napjatá mezi hranami obou předloketních kostí, která brání rozestupu obou kostí.

4.2.2.2 Kost loketní

Kost loketní (*ulna*) je na proximální straně široká. Distálním směrem se postupně zužuje (viz Obrázek č. 4.8). Kost loketní se skládá ze tří typických úseků.



Obrázek č. 4.8 - Kost loketní (*ulna*)^[5]

Proximální část je z větší části uzavřená v loketním kloubu a je tvořena několika charakteristickými útvary:

- okovec (*olecranon*) čili výběžek loketní, je hákovitý útvar, ve který ulna proximálně vybíhá a je hmatný vzadu na loketním kloubu,
- vyhloubení (*incisura trochlearis*) na přední straně proximálního konce, tvoří kladkovou kloubní jamku pro spojení ulny s *trochlea humeri*,
- *processus coronoideus* vybíhá na přední stranu a tvoří distální okraj (*incisura trochlearis*),
- drsnatina (*tuberositas ulnae*) - distálně od přední plochy (*processus coronoideus*),

- zářez (*incisura radialis*) se nachází na laterální straně proximálního konce a jedná se o zářez s válcovitou kloubní plochou, do níž svou cirkumferencí zapadá hlavice radia.

Tělo ulny (*corpus ulnae*) má trojhranný průřez se zevním, předním a zadním okrajem. Zevní okraj (*margo interosseus*) je okraj, kde ostrá hrana směřuje proti radiu, zadní okraj (*margo posterior*) je místo na kosti, kde charakteristická hrana je hmatná po celé délce ulny. Přední okraj (*margo anterior*) sestupuje od *tuberositas ulnae* distálně až k radiální straně kosti [5].

Distální část neboli hlavice ulny (*caput ulnae*) je válcovitého tvaru. Nasedá na distální štíhlý konec kosti a skládá se z útvarů:

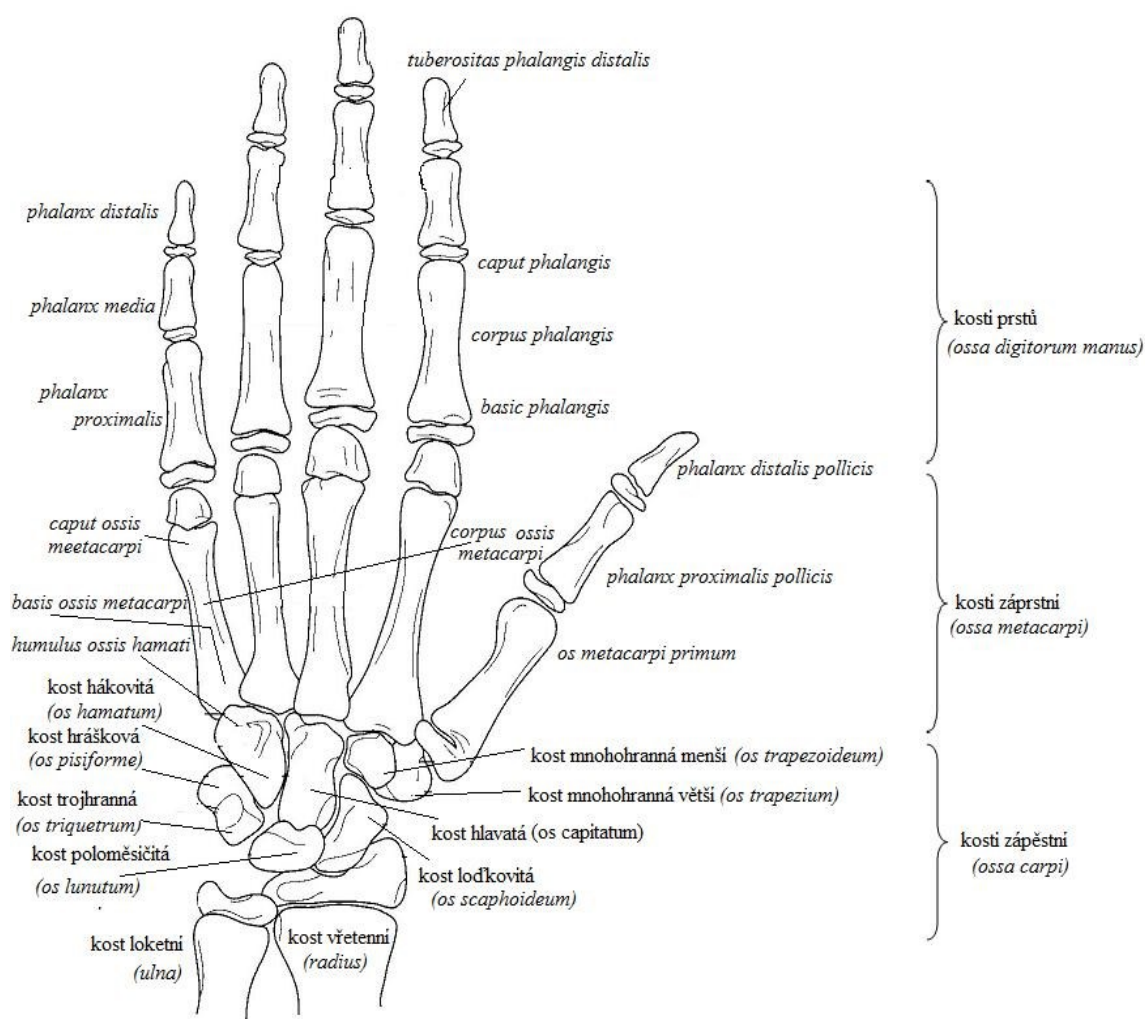
- válcovitá kloubní plocha (*circumferentia articularis*) laterálně nasedá na radius a proximálně na ploténku vazivové chrupavky (*discus articularis*),
- bodcovitý výběžek (*processus styloideus ulnae*) je spolu s hlavicí hmatný. Je viditelný na hřbetní straně dolního konce předloktí jako nápadný hrbolek [5].

4.2.3 Kostí ruky

Mezi kosti ruky (*ossa manus*) patří (viz Obrázek č. 4.9):

- kosti zápěstní (*ossa carpi*), které jsou složené z osmi menších kostí nepravidelného tvaru,
- kosti záprstní (*ossa metacarpi*) tvořené z pěti kostí typu dlouhé kosti,
- kosti prstů (*ossa digitorum*), články prstů a to dva pro palec a po třech pro ostatní prsty,
- sezamské kůstky (*ossa sesamoidea*), které tvoří drobné kůstky uložené ve šlachách¹⁶.

V lidské ruce jsou alespoň dvě.



Obrázek č. 4.9 - Kostí ruky (*ossa manus*)^[5]

¹⁶ Šlacha (*tendo*) - silný vazivový provazec připojující sval ke kosti [13].

4.2.3.1 Kostí zápěstní

Kosti zápěstní (*ossa carpi*) tvoří dvě řady, proximální a distální (viz Obrázek č. 4.9). Jsou sestaveny v dorsálně vyklenutý celek zvaný zápěstí (*carpus*).

Proximální řada od radiální k ulnární straně je složena z těchto kostí:

- kost lodčkovitá (*os scaphoideum*) - na radiální straně,
- kost poloměsíčitá (*os lunatum*) - uprostřed,
- kost trojhranná (*os triquetrum*) - ulárně,
- kost hrášková (*os pisiforme*) - připojená palmárně ke kosti trojhranné.

Distální řada od radiální k ulnární straně je složena z těchto kostí:

- kost mnohohranná větší (*os trapezium*) - proti palci,
- kost mnohohranná menší (*os trapezoideum*)- proti druhému prstu,
- kost hlavatá (*os capitatum*) - proti třetímu prstu,
- kost hákovitá (*os hamatum*) - proti čtvrtému a pátému prstu.

Každá ze zápěstních kostí má charakteristický tvar a určitý vztah k sousedním kostem. Každá zápěstní kost, kromě kosti hráškové, má rovnější hřbetní plochy s otvory pro vstupy cév. Dlaňové plochy jsou mírně vypouklé. Boční, proximální a distální strany nesou kloubní plošky pro styk se sousedními kostmi. Karpální kosti jsou charakteristicky utvářeny, což se uplatňuje v konfiguraci celého zápěstí [5].

4.2.3.2 Kostí záprstní

Pět kostí záprstních (*ossa metacarpi*), které distálně navazují na zápěstí, vytváří celek (viz Obrázek č. 4.9). Úsek skeletu ruky je nazýván záprstí (*metacarpus*). Je to oblast hřbetu ruky a dlaně. Každá metakarpální kost (zjednodušeně nazývaná *metacarpus I - V*) má tři hlavní části.

Širší proximální úsek (*basis*) má proximálně plošku pro skloubení s příslušnou kostí distální řady karpu. Na 2. -5. metakarpální kosti jsou po stranách plošky pro styk se sousedními metakarpy,

Střední úsek (*corpus*) je mírně zahnutý, dorsálně téměř rovný, palmárně¹⁷ konkávní, zaoblený. Po stranách kosti jsou patrné plošky,

¹⁷ Palmární – dlaňový [13].

Hlavice (*caput*) má na distálním konci kosti distálně kulovitý tvar. Do dlaně přechází ve válcovou plochu, což se projeví ve funkci kloubů mezi metakarpy a prvními články prstů. Boční strany hlavic jsou rovné a mohou být prohnuty v jamky [5].

Každá z metakarpálních kostí má charakteristický znak:

- *os metacarpi I* je nejkratší a nejsilnější. Proximálně má sedlovitou plochu pro skloubení s *os trapezium*,
- *os metacarpi II* je nejdelší a proximálně má typický zářez pro skloubení se stříškovitou plochou na *os trapezoideum*,
- *os metacarpi III* má proximálně plošku pro *os capitatum* a při ní z radiálního okraje dorsální strany proximálně vybíhá nápadný *processus styloideus*,
- *os metacarpi IV* se proximálně rovnou kloubní ploškou stýká s *os hamatum*,
- *os metacarpi V* má proximálně prohnutou plošku, kterou se stýká k *os hamatum* [5].

4.2.3.3 Kostí prstů

Kostru prstů tvoří *ossa digitorum (manus)* čili *phalanges*, články prstů, které jsou dva na palci, po třech na ostatních prstech. Na každém článku se rozeznávají tři hlavní úseky (viz Obrázek č. 4.9).

Baze článku (*basis phalangis*) je širší proximální úsek, který je napříč rozšířený. Na proximální straně je konkávní kloubní plocha pro sousední kost,

Tělo článku (*corpus phalangis*) je střední štíhlejší část. Těla článků prstů jsou dorsálně mírně konvexní, palmárně rovná až mírně konkávní,

Hlavice (*caput phalangis*), kterou článek distálně končí. Hlavice jsou konvexní plochy kladkových kloubů s příslušnou vodicí rýhou [5].

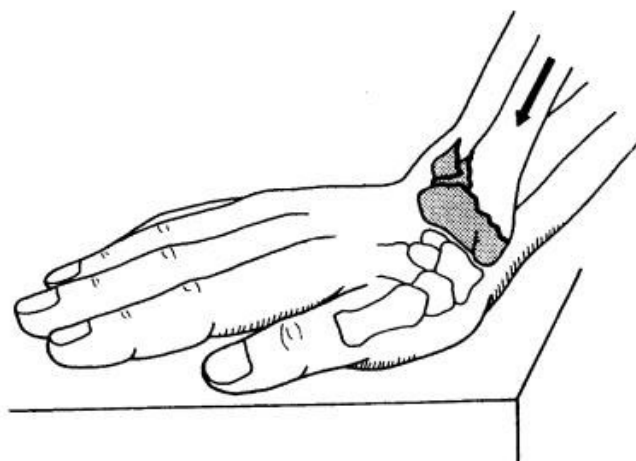
4.2.3.4 Sesamské kůstky

Sesamské kůstky ruky (*ossa sesamoidea*) jsou drobné kůstky při metakarpofalangových kloubech. Konstantně se vyskytují dvě, po obou stranách metakarpofalangového kloubu palce. Vytvářejí se ve šlachách svalů, které se v těch místech upínají. Při druhém až pátém metakarpofalangovém kloubu jsou často jen chrupavčité (bez osifikace¹⁸), a uniknou proto pozornosti při rtg vyšetření [5].

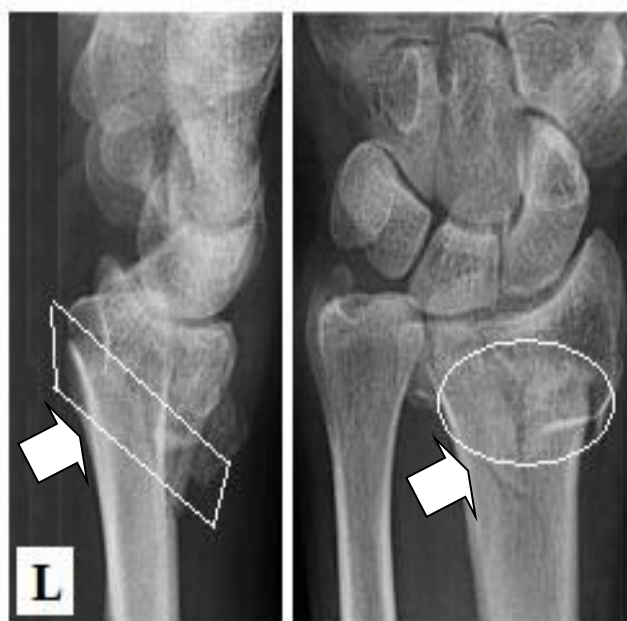
¹⁸ Osifikace - kostnatění [12].

5 BIOMECHANIKA PORANĚNÍ

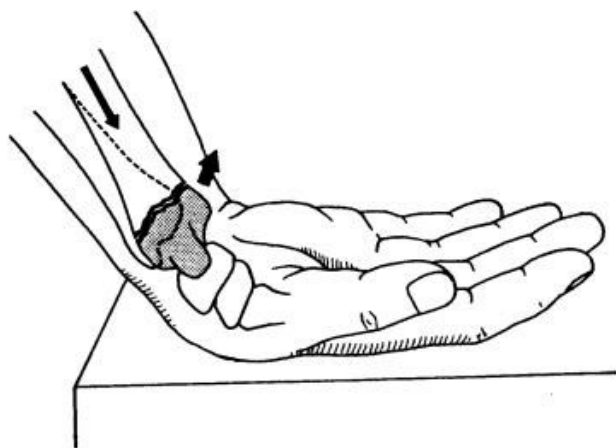
Typickým mechanismem úrazu vedoucím k poranění distálního radia, ale i celého zápěstí je pád na natažené dorsálně extendované zápěstí. Vzniká tzv. extenční zlomenina (typ Colles). Tento typ zlomeniny představuje 90 % zlomenin distálního radia (viz Obrázek č. 5.1). Pádem na flektované zápěstí (viz Obrázek č. 5.3) vzniká zbylých 10 % zlomenin, tzv. flekčních (typ Smith).



Obrázek č. 5.1 - Mechanismus vzniku extenční zlomeniny (Colles)^[7]



Obrázek č. 5.2 - RTG snímek Collesovy zlomeniny^[19]



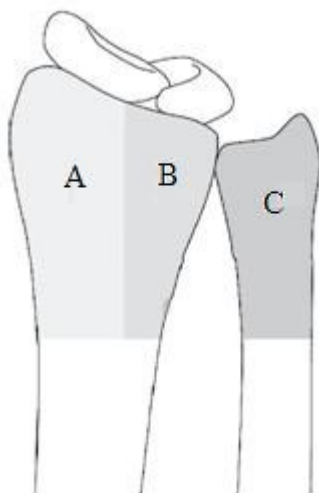
Obrázek č. 5.3 - Mechanismus vzniku flekční zlomeniny (Smith)^[7]



Obrázek č. 5.4 - RTG snímek Smithovy zlomeniny^[19]

Z hlediska biomechanického přenosu tlakových sil a funkční stability zápěstí se rozděluje oblast distálního radiia a ulny podle tzv. teorie tří sloupců na sloupec radiální, intermediální a ulnární (viz Obrázek č. 5.5). Sloupec radiální tvoří *processus styloideus radii* a *fossa scaphoidea* distální kloubní plochy radiia, sloupec intermediální pak *fossa lunata* a tzv. *sigmoid notch*, což je radiální část distálního radioulnárního skloubení [2].

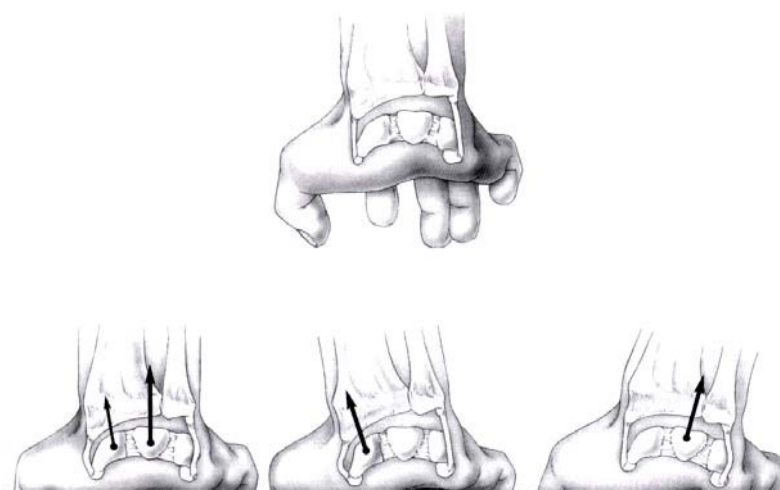
Z experimentu vyplývá, že 80 % tlakových sil, působících v radiokarpálním kloubu, přenáší radius, zejména pak intermediální sloupec. 20 % tlakových sil pak přenáší ulna.



Obrázek č. 5.5 - Teorie tří sloupců: A - radiální, B - intermediální, C – ulnární sloupec^[7]

Rozhodující roli v době působení násilí má na jeho následky úhel, který svírá distální předloktí a ruka.

Největší zátěž přenáší intermediální sloupec, jehož důkladná rekonstrukce je následně rozhodující pro stabilitu a správnou funkci radiokarpálního i distálního radioulnárního kloubu. Na vzniku zlomeniny se podílí mnoho faktorů - postavení kloubů zápěstí v okamžiku úrazu, velikost působící síl a její směr, pohlaví pacienta, individuální růstové poměry kosti (viz Obrázek č. 5.6). Díky tomu je známo mnoho typů zlomenin distálního radia.



Obrázek č. 5.6 - Schematické znázornění směru přenosu sil na distální radius^[7]

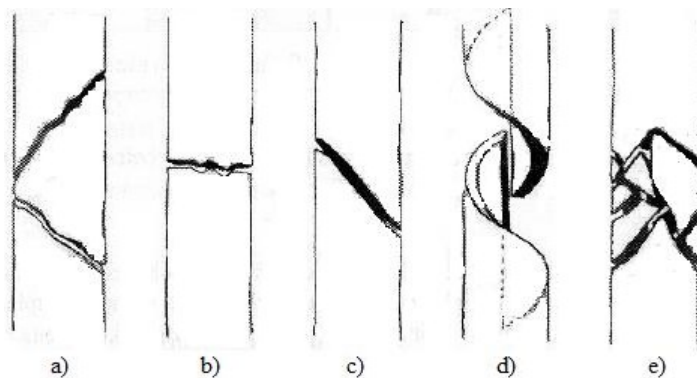
Průměrná síla, která způsobí zlomeninu, je dle experimentálních prací u mužů 2700 N a 1900 N u žen [2].

6 ZLOMENINY

Zlomenina je definována jako porušení kostní kontinuity, ke které dochází vlivem úrazu, opakovaným přetěžováním kosti nebo vlivem patologického onemocnění kosti. Existují tři typy zlomenin:

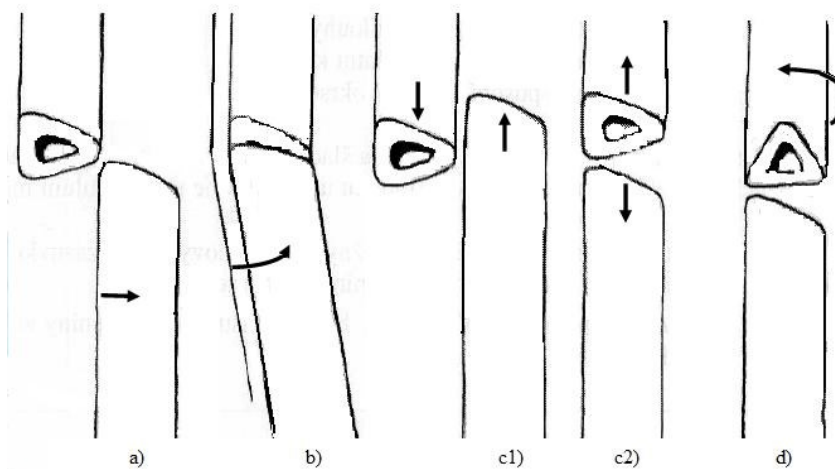
1) **Úrazové zlomeniny** jsou nejčastější zlomeniny. Vznikají vlivem přímého nebo nepřímého násilí. Při přímém násilí působí síla přímo v místě zlomeniny a při nepřímém násilí působí síla v oblasti vzdáleném od místa lomu.

Dle charakteru a průběhu lomné linie se zlomeniny dělí na víceúlomkové, příčné, šikmé, spirální, tříštivé (viz Obrázek č. 6.1). Dle počtu úlomků na dvou -, tří -, čtyř-úlomkové a tříštivé.



Obrázek č. 6.1 - Typy zlomenin dle charakteru a průběhu lomné linie: a) víceúlomkové, b) příčná, c) šikmá, d) spirální, e) tříštivá^[20]

Dislokace úlomků se hodnotí podle polohy úlomku vzdálenějšího proti centrálnímu. Rozlišují se dislokace do strany, z osy, do délky a rotační (viz. Obrázek č. 6.2).



Obrázek č. 6.2 - Typy zlomenin dle dislokace úlomků: a) posun do strany, b) posun z osy, c1) posun do délky - zkrácení, c2) posun do délky - prodloužení, d) posun rotační^[20]

Dle výsledků repozice hodnotíme zlomeniny jako reponibilní¹⁹ a stabilní, jako reponibilní a nestabilní nebo jako ireponibilní.

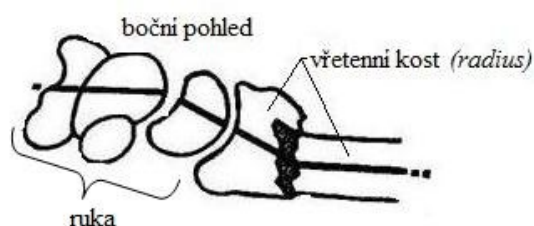
2) **Únavové zlomeniny** vznikají při přetížení skeletu únavou svalové manžety nebo nadměrným a opakovaným násilím hypertrofické svalové manžety.

3) **Patologické zlomeniny** vznikají tam, kde je kost postižena patologickým procesem. Pro vznik této zlomeniny stačí malé násilí. U starších pacientů bývá příčinou zlomeniny osteoporóza, u mladších pacientů kostní cysty.

6.1 Zlomeniny distálního konce předloktí

6.1.1 Collesova zlomenina

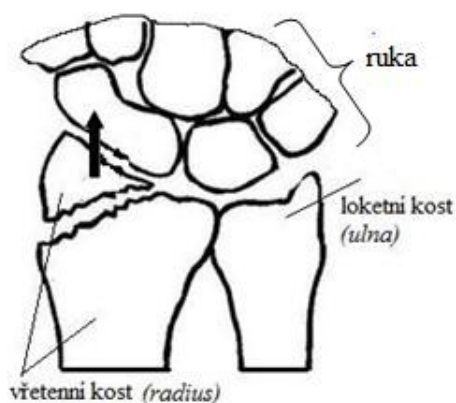
Všeobecně označována extraartikulární²⁰ zlomenina distální epifyzy radia s dorzálním a radiálním posunem a dorzálním sklonem periferního fragmentu. Někdy je také jakákoliv zlomenina distálního konce radia takto chápána (viz Obrázek č. 6.3).



Obrázek č. 6.3 - Schematické znázornění zlomeniny typu Colles^[5]

6.1.2 Řidičská (Chauffeurs) zlomenina

Šikmá zlomenina distálního radia, kdy je *processus styloideus radii* oddělen od hlavní kosti (viz Obrázek č. 6.4).



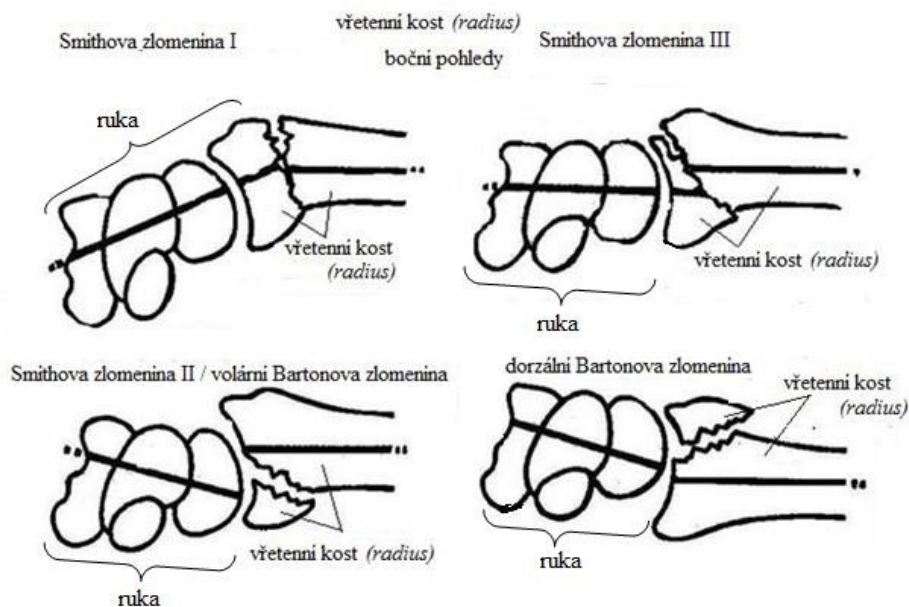
Obrázek č. 6.4 - Schematické znázornění typu řidičské zlomeniny^[5]

¹⁹ Reponibilní - schopný repozice tj. uvedení do původní polohy [12].

²⁰ Extraartikulární zlomenina – vně kloubu tzn. mimokloubní [12].

6.1.3 Bartonova zlomenina

Intraartikulárně²¹ zasahující zlomenina, kdy zadní nebo přední hrana distálního radia je dislokována spolu s proximální řadou karpálních kůstek proti zbylé části kloubní plochy radia (viz Obrázek č. 6.5) [5].



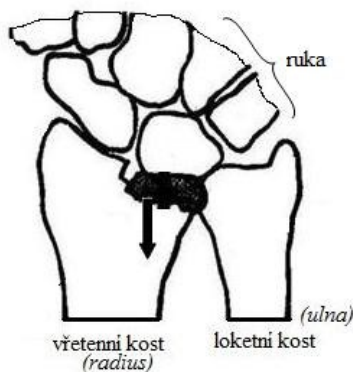
Obrázek č. 6.5 - Schematické znázornění zlomenin typu Smith a Barton^[5]

6.1.4 Smithova zlomenina

Zlomeniny distálního radia s volární dislokací, volárním sklonem distální kloubní plochy radia, lom může být extraartikulární či intraartikulární (viz Obrázek č. 6.5).

6.1.5 Lunátní klínová zlomenina

Intraartikulární zlomenina (viz Obrázek č. 6.6) s dislokací mediální části kloubní plochy radia a vtlačení dorsální části *fossa lunata radii* [5].



Obrázek č. 6.6 - Schematické znázornění typu lunátní zlomeniny^[5]

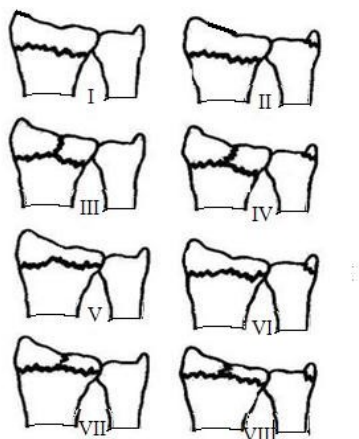
²¹ Intraartikulární zlomenina - uvnitř kloubu tzn. kloubní [12].

6.2 Klasifikace pro zlomeniny distálního radia

Klasifikace zlomenin distálního radia prošla historickým. Ve většině případů se autorovo jméno stalo součástí názvu konkrétní zlomeniny nebo klasifikace.

6.2.1 Frykmanova klasifikace

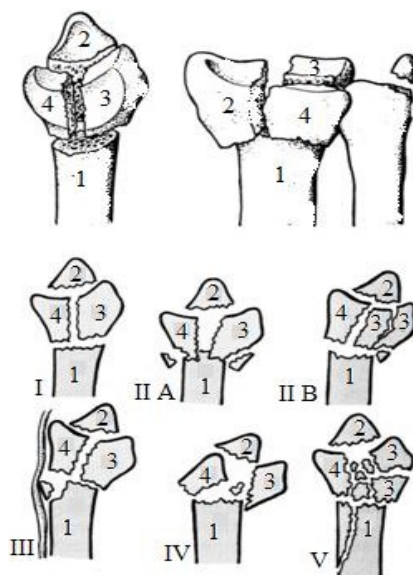
Klasifikace založená na biomechanické a klinické studii. Rozlišuje extraartikulární a intraartikulární zlomeniny distálního radia a přítomnost či absenci přidružené zlomeniny distální ulny (viz Obrázek č. 6.7). Čím vyšší číslo má zlomenina v klasifikaci, tím je komplikovanější s horší prognózou [5].



Obrázek č. 6.7 - Dělení zlomenin dle Frykmanovy klasifikace^[5]

6.2.2 Meloneova klasifikace

Autor rozlišuje čtyři hlavní části distálního radia: (1) diafýzu, (2) *proc. styloideus radii*, (3) dorzomediální kostně - kloubní fragment a (4) volárně mediální kostně - kloubní fragment (viz Obrázek č. 6.8). Tato klasifikace upozornila na význam mediální kloubní facety radia (*fossa lunata radii*). Klasifikace má pět typů - typy 1 až 4 popisují různé stupně čtyř - úlomkových zlomenin radia a typ 5 je těžce tříštivá nestabilní zlomenina bez větších identifikovatelných úlomků kloubní plochy [5].



Obrázek č. 6.8 - Dělení zlomenin dle Melonevy klasifikace^[5]

6.2.3 Souhrnná klasifikace zlomenin (tzv. AO klasifikace)

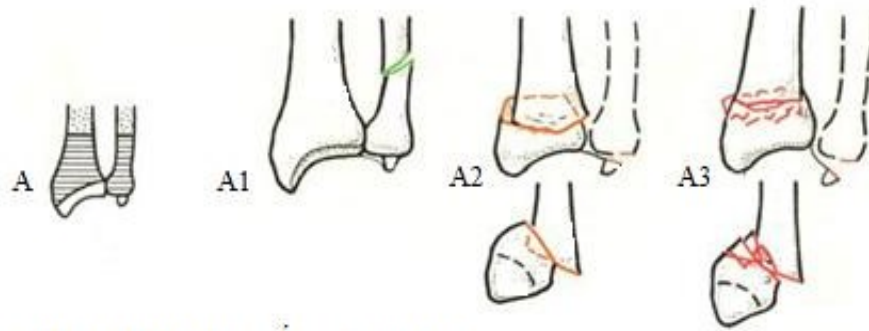
Představená v roce 1986 Švýcarskou asociací pro výzkum vnitřní fixace (AO/ASIF) a přepracovaná dále v roce 1990 do své konečné podoby jako tzv. AO klasifikace (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen). V tomto systému klasifikace, který je použitelný na všechny dlouhé kosti, má každá část kostry své číslo - (1) *humerus*, (2) předloktí, (3) *femur*, (4) bérce. Každá dlouhá kost je dále rozdělena na tři segmenty - (1) proximální konec, (2) diafýza, (3) distální konec (viz Obrázek č. 6.9). Zlomeniny distálního předloktí tak mají dle této klasifikace označení AO 23.

Fraktury se dělí na tři hlavní typy: typ A (extraartikulární), typ B (částečně intraartikulární) a typ C (kompletně intraartikulární). Tyto tři hlavní typy jsou dále rozděleny do skupin a podskupin, ze kterých tak vznikne 27 různých forem zlomenin distálního konce předloktí. Tato klasifikace posuzuje závažnost zlomeniny podle míry intraartikulárního poškození a metafyzárního roztržení, a tím zhodnotí i prognózu.

Například klasická Collesova zlomenina je dle této klasifikace označena jako 23 - A2.

V dnešní době, především v Evropě, je AO klasifikace nejrozšířenější a nejužívanější. Toto dělení je dnes považováno za závazné nejen pro zlomeniny distálního radia, ale také pro celou skeletální traumatologii. Umožňuje traumatologům v různých zemích srovnávat zlomeniny. Dále představuje určité vodítko pro léčbu zlomenin s možností volby správného způsobu léčby pro daný typ zlomeniny [5].

Důležité z hlediska terapeutického i prognostického je rozlišit zlomeniny na stabilní a nestabilní. Jako primárně nestabilní dle AO klasifikace jsou označovány zlomeniny typu 23 - A3, B2, B3, C2, C3.

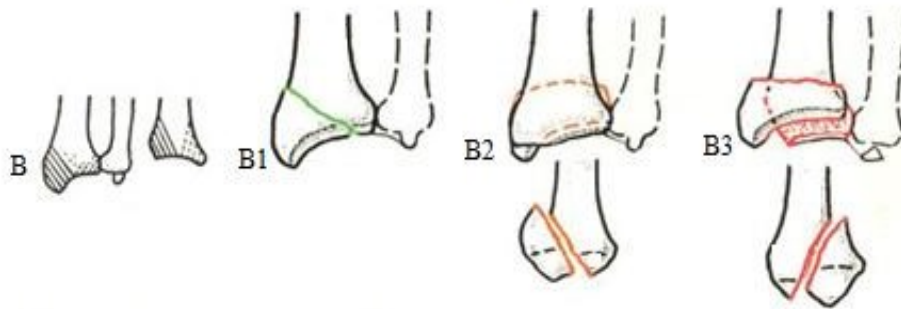


A: EXTRAARTIKULARNÍ ZLOMENINY

A1 - jenom ulna, radius intaktní,

A2 - jednoduchý lom radia s impakcí, abrupce proc. styl. ulny,

A3 - víceúločková zlomenina radia, dorzální tříštivá zóna.

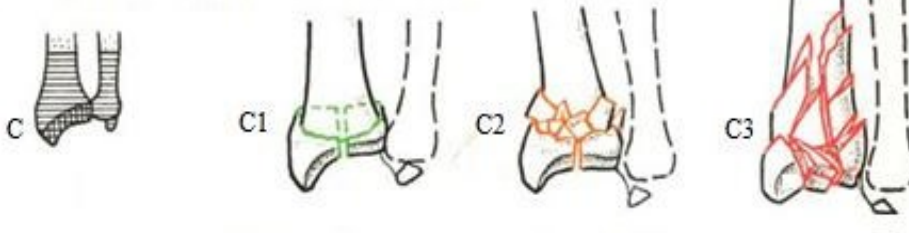


B: ČÁSTEČNĚ NITROKLOUBNÍ ZLOMENINA RADIA:

B1 - lom sagitálně, zlomenina proc. styloideu s radii,

B2 - lom radia frontálně, dorzální fragment,

B3 - lom radia frontálně, volární fragment.



C: KOMPLETNĚ NITROKLOUBNÍ ZLOMENINA RADIA:

C1 - jednoduchý lom nitrokloubně i metafýzárně,

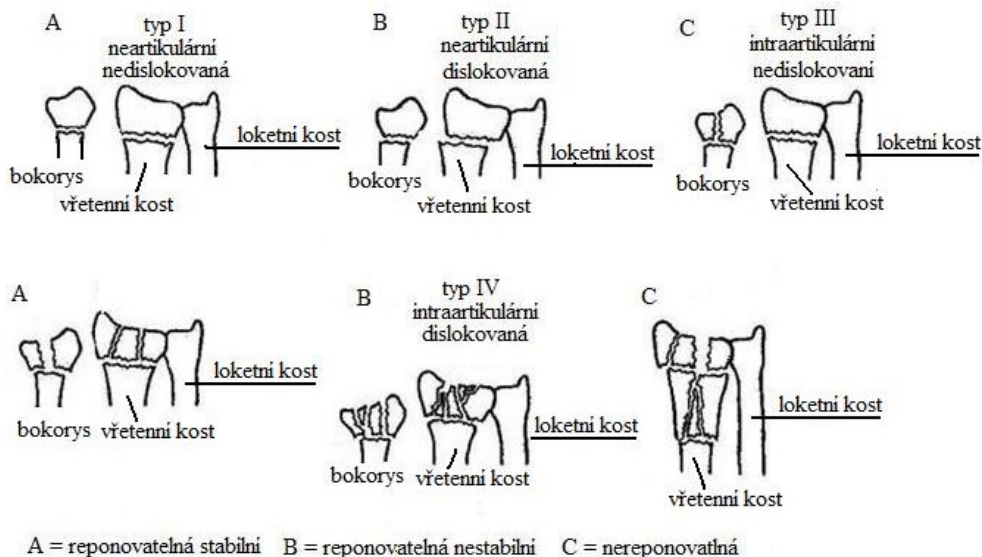
C2 - jednoduchý lom nitrokloubně, víceúločková zlomenina metafýzy,

C3 - víceúločková zlomenina metafýzy i epifýzy - komplexní zlomenina distálního radia.

Obrázek č. 6.9 - Dělení zlomenin radia dle AO klasifikace^[5]

6.2.4 Rayhackova klasifikace

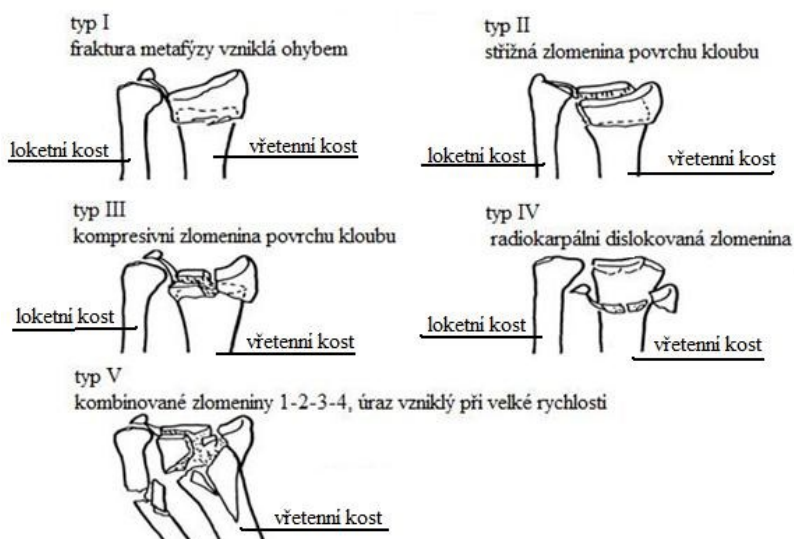
Jednoduchá, ale velice obsažná klasifikace zlomenin distálního radia, která dělí zlomeniny na extraartikulární či intraartikulární a stabilní či nestabilní (viz Obrázek č. 6.10) [5].



Obrázek č. 6.10 - Dělení zlomenin dle Rayhackovy klasifikace^[5]

6.2.5 Fernandezova klasifikace

Klasifikace založená na mechanismu, při kterém zlomenina vznikla. Znalost mechanismu poranění určuje způsob repozice, a to za použití opačné síly, než která zranění způsobila (viz Obrázek č. 6.11). Dále přidružená vazivová poranění a fraktury karpálních kostí, průvodní poranění měkkých tkání, přímo souvisejí s povahou a stupněm síly, která zranění způsobila. Biomechanické vlastnosti každé zlomeniny přesně závisí na mechanismu zranění, a proto mohou být zlomeniny distálního radia rozděleny do pěti typů [5].



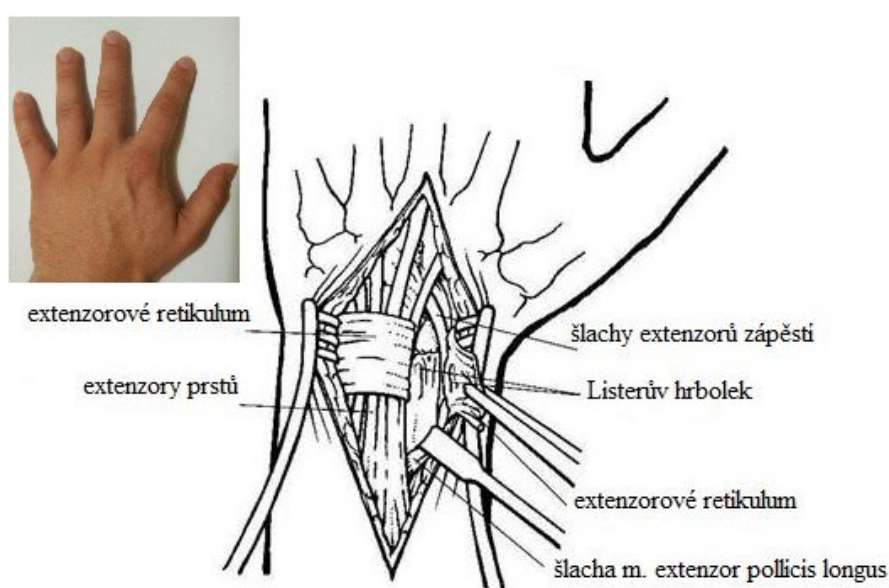
Obrázek č. 6.11 - Dělení zlomenin dle Fernandezovy klasifikace^[5]

6.3 Operační přístupy

Anatomická členitost zápěstí a různé typy poranění vyžadují specifický operační přístup. Neexistuje univerzální operační přístup, kterým lze ošetřit všechny typy poranění distálního radia. V praxi se používají tři operační přístupy - dorzální, palmární, boční.

6.3.1 Dorzální (hřbetní) operační přístup

Dorsální operační přístup (viz. Obrázek č. 6.12) umožňuje ošetřit prakticky celé dorzální zápěstí, včetně všech karpometakarpálních a interkarpálních kloubů, radiální části karpu, dorzální části radiokarpálního skloubení, radioulnárního kloubu a extenzorových²² šlach. Přístup může být rozšířen proximálně i distálně [5].

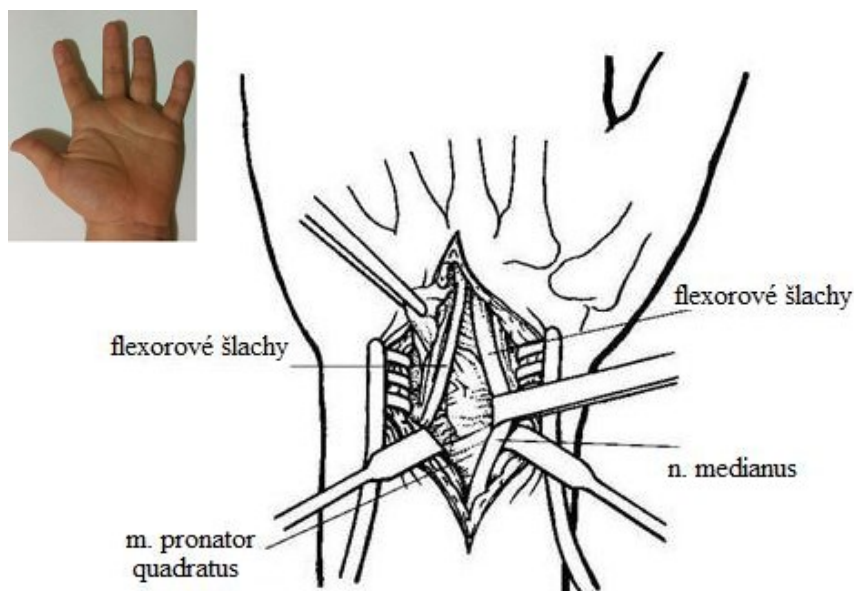


Obrázek č. 6.12 - Schematické znázornění dorzálního přístupu^[5]

6.3.2 Palmární (dlaňový) operační přístup

Palmární operační přístup (viz. Obrázek č. 6.13) poskytuje přehled v oblasti palmární plochy distálního radia a v oblastech karpálního tunelu, flexorových šlach, palmární části karpu, mediánního i ulnárního nervu a radiální i ulnární arterii. Přístup může být ve střední rovině, ale také může být dle potřeby posunut radiálně či ulnárně. Pro potřeby ošetření zlomenin v oblasti distálního radia se volí raději radiální podélná incize [5].

²² Extenzor - sval, který provádí napřimění či natažení (extenzi) v určitém kloubu [12].



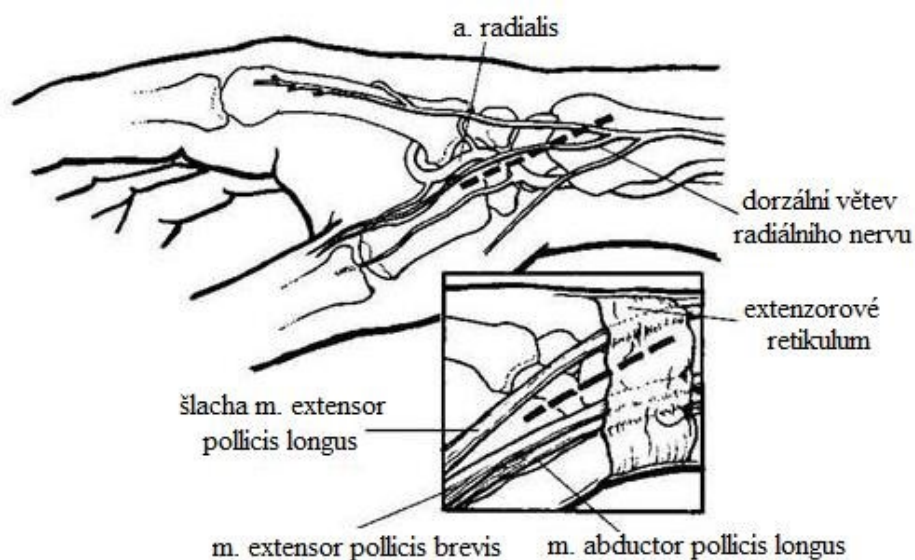
Obrázek č. 6.13 - Schematické znázornění palmárního přístupu^[5]

6.3.3 Boční operační přístup

Boční operační přístup se dělí na radiální nebo ulnární přístup.

6.3.3.1 Radiální operační přístup

Slouží k ošetření zlomenin distálního radia a paklobů²³ (viz. Obrázek č. 6.14). Lze také dosáhnout radiální části radiokarpálního kloubu.

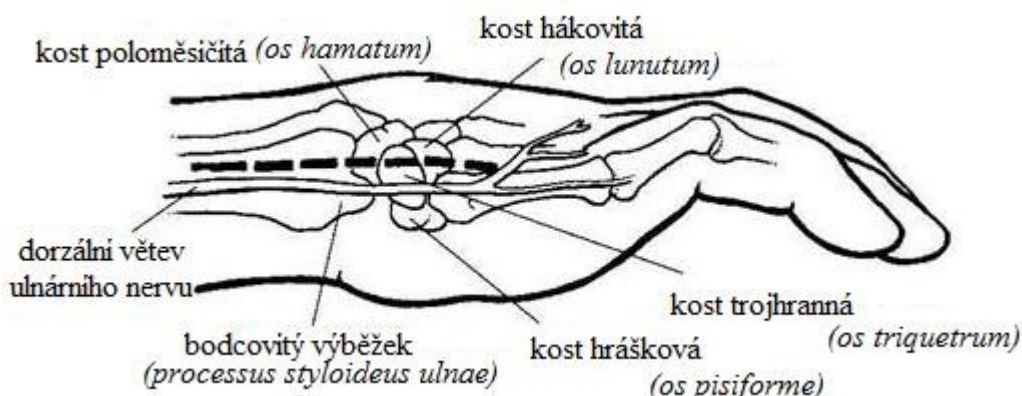


Obrázek č. 6.14 - Schematické znázornění radiálního přístupu^[5]

²³ Paklob - porušené hojení zlomeniny kosti (fraktury), kde mezi úlomky nedojde k dostatečné osifikaci a úlomky jsou spojeny převážně vazivem [6].

6.3.3.2 Ulnární operační přístup

Používá se k ošetření distální ulny, distálního radioulnárního skloubení a ulnokarpálního kloubu (viz. Obrázek č. 6.15).



Obrázek č. 6.15 - Schematické znázornění ulnárního přístupu^[5]

6.4 Terapie zlomenin

Hlavním cílem léčby je obnovit anatomické poměry a funkce poraněné oblasti s brzkým návratem pacienta do plnohodnotného života. Pro dobrou a spolehlivou funkci zápěstí je nutno dosáhnout tří podmínek.

- 1) Shodnost kloubní plochy - tolerovaný posun je 1 mm, který se adaptuje přestavbou chrupavky.
- 2) Obnovení anatomického sklonu kloubní plochy distálního radia - tedy 11° volárně a 23° ulárně a pokud nejsou tyto sklony dodrženy, dochází k translaci karpu a vzniku chronických nestabilit.
- 3) Obnovení a udržení správné délky radia - při zkrácení radia se relativně prodlužuje ulna a dochází ke vzniku ulnokarpálního impingementu, který působí bolesti na ulární straně zápěstí a omezení rotace předloktí.

Ke správnému obnovení poměrů a vrácení pacienta do plnohodnotného života se užívají konzervativní²⁴ nebo operační metody. Způsoby léčby se vybírají podle typu zlomeniny, zejména dle její stability. Z klasifikačního hlediska se jedná o nejpoužívanější klasifikaci zlomenin distálního radia v evropských zemích čili AO klasifikaci. Dle této klasifikace se považují jako primárně stabilní zlomeniny typ 23 - A1, A2, B1, které lze léčit konzervativně. Ostatní typy zlomenin se považují za primárně nestabilní, tedy určeny pro operační léčbu [5].

²⁴ Konzervativní léčba - spočívá v zavřené pozici zlomeniny [16].

Dle AO principů patří mezi hlavní příznaky nestability zlomenin distálního radia:

- dorsální (hřbetní) tříštivá zóna zasahující více než 50% šíře distálního radia v zado - předním směru,
- palmární (dlaňová) metafyzární (blízko kloubních konců kostí) tříštivá zóna,
- primární dorsální dislokace více než 20°
- primární dislokace fragmentů více než 10 mm,
- primární zkrácení délky radia více než 5 mm,
- nitrokloubní dislokace a tříštivá zóna,
- přidružená zlomenina ulny,
- výrazná osteoporóza.

6.4.1 Konzervativní terapie zlomenin

Konzervativní léčba spočívá v zavřené repozici zlomeniny a následné imobilizaci pomocí sádrového nebo plastového fixačního obvazu (viz Obrázek č. 6.16).



Obrázek č. 6.16 - Plastová fixace distálního radia^[7]

Sádrový obvaz se pokládá během tahu za končetinu a udržuje se správné polohy do zaschnutí sádry. Poté se provede RTG kontrola za účelem zhodnocení efektu repozice a dosažení postavení fragmentů. Celková doba fixace je 5 - 6 týdnů. Primárně se pokládá sádrový obvaz sahající od karpometakarpálního kloubu palce a hlaviček metakarpů ostatních prstů nad loket po dobu minimálně dvou týdnů. Pouze nedislokované zlomeniny typu A1 a B1 jsou ošetřeny primárně sádrovou sahající k lokti, ostatní zlomeniny jsou potenciálně ohrožené sekundární dislokací.

Na první týden se pokládá sádrový obvaz kompletně střižený v celé délce i tloušťce jako prevence neurocirkulačních komplikací. Po přibližně 5 - 7 dnech, kdy odezní otok, se pokládá kompletní cirkulární sádrový obvaz. Přesádrování je spojeno s RTG kontrolou. Součástí konzervativní léčby je analgetická terapie, ledování postižené oblasti, polohování končetiny a časná rehabilitace cvičením prstů.

Krom klasického sádrového obvazového materiálu, který je v dnešní době standardem při konzervativním léčení, jsou k dostání nové moderní materiály. Jedná se o materiály na bázi polyuretanové pryskyřice nebo o materiály termoplastické. Výhody těchto materiálu jsou nižší hmotnost výsledného fixačního obvazu, větší pevnost, neměnná pevnost vlivem působení vlhkosti, možnost oprav či úprav, možnost výběru barvy obvazu aj. Mezi nevýhody patří nesnášenlivost a kontaktní alergické reakce a samozřejmě cena těchto materiálů. Zdravotní pojišťovny nehradí tento typ, proto si ji pacient zakoupit sám. K léčbě končetiny pomocí těchto nových materiálů se přistupuje po odstranění otoku. K primárnímu ošetření akutních poranění se používají vždy klasické sádrové obvazy.

6.4.2 Operační terapie zlomenin

Dodnes bylo popsáno mnoho způsobů fixace za účelem udržení repozice fragmentů distálního radia.

K operační léčbě se přistupuje, pokud se jedná o:

- primárně nestabilní zlomeniny (23 - A3, B2, B3, C - dle AO),
- otevřené zlomeniny,
- zlomeniny ireponibilní,
- zlomeniny luxační²⁵ (doprovázená vykloubením kloubu),
- mnohočetné (obě končetiny),
- sekundárně dislokované (selhání konzervativní léčby),
- zlomeniny u sdružených poranění a polytraumat²⁶,
- zlomeniny se současným poškozením cév a nervů.

²⁵ Luxace - vymknutí [12].

²⁶ Polytrauma - postižení nejméně dvou orgánových systémů, z nichž alespoň jeden ohrožuje pacienta na životě [12].

OSTEOSYNTÉZA je operativní léčebná metoda kostních zlomenin, při níž se úlomky kosti k sobě připojí kovovými hřebíky (šrouby, dráty) nebo dlahami. Osteosyntéza může být vnitřní nebo vnější.

Mezi vnější osteosyntézy patří:

- stabilizace zlomeniny zevní fixací.

Mezi vnitřní osteosyntézy se řadí:

- transfixace úlomků zaváděnými Kirschnerovými (K) dráty,
- fixace pomocí šroubů,
- fixace pomocí hřebem,
- fixace pomocí dlahy,
- kombinace jednotlivých metod (perkutánní²⁷ transfixace K dráty a zevní fixace).

Z časového hlediska se provádí operační léčení zlomenin akutně. V dnešní době je akutní ošetření vyhrazeno zejména pro otevřené zlomeniny, luxační poranění a polytraumatizované pacienty. V případě izolované zlomeniny distálního předloktí je trendem odložené operační řešení po odeznění otoku a resorpci hematomu²⁸, jelikož je operované místo přehlednější. Při primárním ošetření je zlomenina reponována v lokální anestezii a udržení fragmentů je zajištěno přechodně cirkulární stříženou sádrovou fixací.

Vnější osteosyntéza

6.4.2.1 Zevní fixace

Tato metoda osteosyntézy je jednoduchá. Zevní fixace se provádí většinou na operačním sále pod RTG kontrolou.

Metoda zevní fixace se indikuje na:

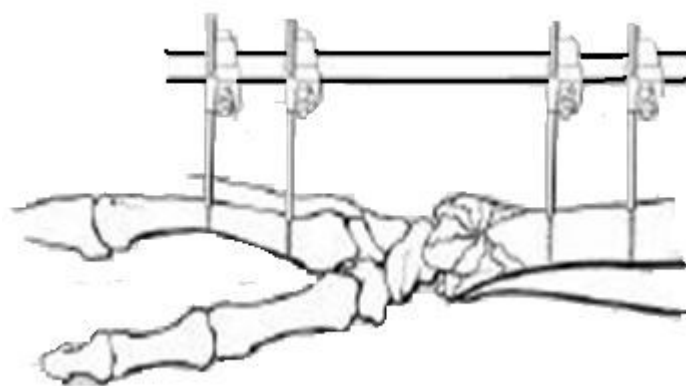
- 1) zlomeniny otevřené,
- 2) komplexní tříštivé zlomeniny s rozsáhlým poškozením měkkých tkání včetně zlomenin inartikulárních (dle AO klasifikace C3),
- 3) mnohočetných zlomenin u polytraumatizovaných pacientů,
- 4) infikované zlomeniny a paklouby,
- 5) dočasné řešení (před vložením vnitřního fixátoru).

²⁷ Perkutánní - procházející kůží [12].

²⁸ Hematom - označení pro nahromadění krve ve tkáni v prostoru mimo krevní cévy [12].

Nejčastěji se užívají malé typy fixátorů, které méně omezují pacienta. V současné době jsou používány zejména fixátory rentgen transparentní nebo speciální fixátory, které umožňují bezpečné vyšetření pacienta v magnetickém poli bez nutnosti fixátor sejmout. Toto je velká výhoda zejména u polytraumatizovaných pacientů.

Do kosti je fixátor připevněn pomocí samořezných Schanzových šroubů neboli pinů (viz Obrázek č. 6.17). Po zavedení pinů se připevní zevní rám fixátorů a provede se repozice zlomeniny, která se děje na principu ligamentotaxe²⁹. Pomocí správného nastavení fixátoru se dosáhne a udrží požadovaná délka radia a sklon kloubní plochy distální epifýzy [5].



Obrázek č. 6.17 - Schematické znázornění aplikace zevního fixátoru^[5]

V další péči je nutné opakovaně kontrolovat pevnost konstrukce zevní fixace, denně čistit a převazovat oblasti vstupů šroubů. Tím je zajištěna prevence proti zánětlivým komplikacím.

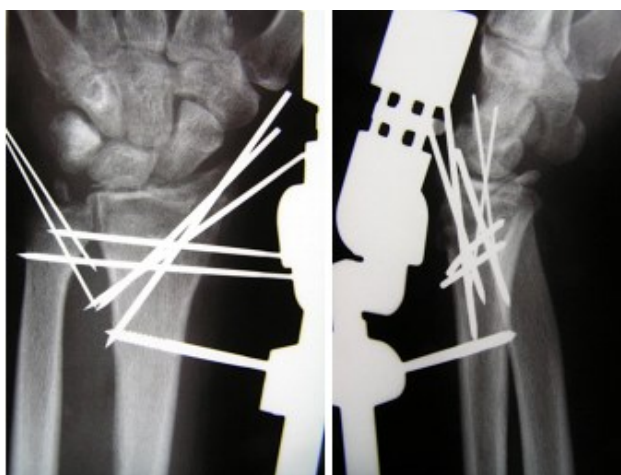
Zevní fixaci (viz. Obrázek č. 6.18) lze v případě nutnosti doplnit perkutánní fixací Kirschnerovými dráty (viz Obrázek č. 6.19), pomocí kterých se můžou úlomky exaktně doreponovat. Kombinace zevní fixace a K drátů se tedy jeví jako velmi výhodná, může být zcela dostačující jako definitivní řešení otevřených zlomenin vyšších stupňů a zlomenin u polytraumatizovaných pacientů.

Okamžitě po odeznění akutní poúrazové bolestivosti se zahájí u pacienta se zevní fixací pasivní i aktivní rehabilitace a mobilizace prstů ruky. Celková doba imobilizace zápěstí zevní fixací je 5 - 6 týdnů, dle typu zlomeniny a stavu hojení kosti. Terapie se ověřuje pravidelnými RTG kontrolami. Eventuálně K dráty se odstraní taktéž po 6 týdnech a následuje intenzivní řízená rehabilitace zápěstí.

²⁹ Ligamentotaxe - postup v traumatologii, při němž jsou úlomky zlomeniny reponovány a fixovány tahem nepoškozených vazů.



Obrázek č. 6.18 - RTG snímek ošetření zlomeniny distálního předloktí zevní fixací^[5]



Obrázek č. 6.19 - RTG snímek ošetření zlomeniny kombinací zevní fixace a transfixací K drátů^[5]

Vnitřní osteosyntéza

6.4.2.2 Transfixace Kirschnerovými (K) dráty

Jedná se o relativně jednoduchou a účinnou metodu fixace fragmentů K dráty (viz. Obrázek č. 6.20).

Metoda transfixace Kirschnerovými dráty se indikuje na:

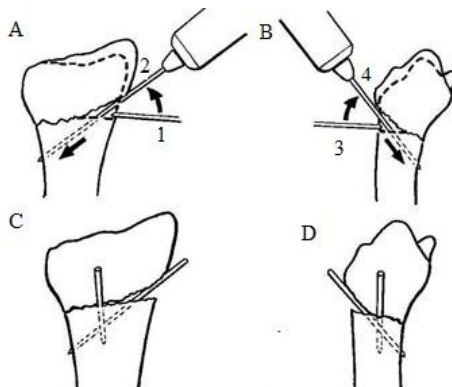
- 1) extraartikulární zlomeniny,
- 2) jednoduché intraartikulární zlomeniny bez tříštivé zóny,

Dle AO klasifikace se především jedná o zlomeniny 23 - A3, B1 - B2 a C1.



Obrázek č. 6.20 - Kirschnerovy (K) dráty^[3]

Je popsána celá řada metod transfixace zlomenin distálního radia K dráty. Populární je technika repozice a transfixace extraartikulárních neroztříštěných zlomenin distálního radia dle Kapandjiho (viz Obrázek č. 6.21). Za pomoci RTG kontroly se zavede K drát do místa zlomeniny v radio-ulnárním směru, dokud se nedotkne ulnární kortiky radia. Periferní úlomek radia se vypáčí distálním směrem. Následně se drát provrtá skrze ulnární kortiku. Dále se zavede druhý drát do zlomeniny v úhlu 90° k prvnímu drátu v dorso-palmárním směru a znovu se pomocí drátu vypáčí úlomek do jeho normálního ulnárního sklonu. Po dosažení správného postavení se provrtá kortika a zlomenina se zafixuje.



Obrázek č. 6.21 - Transfixace zlomeniny distálního radia dle Kapandjiho^[5]

Zlomeninu distálního radia transfixovanou K dráty (viz. Obrázek č. 6.22) je nutno dále stabilizovat přídatnou sádrovou či plastovou fixací v časovém intervalu 5 - 6 týdnů. Samotná transfixace K dráty neposkytuje dostatečnou stabilitu a klid ke zhojení zlomeniny. Zároveň je zde nebezpečí zlomení drátů v případě absence přídatné fixace.

Po uplynutí maximálně 6 týdnů se sejme přídatná fixace a provede se zároveň extrakce³⁰ K drátů. K dráty jsou obvykle velmi dobře hmatné pod kůží a jejich odstranění nečiní větších potíží.



Obrázek č. 6.22 - RTG snímek ošetření zlomeniny transfixací K dráty^[5]

³⁰ Extrakce - vytažení [12].

Časté diskuze jsou vedeny o tom, zda by měly být K dráty ponechány ohnuté nad kůží či by se měly zakrátit pod kůží. Jedná se o riziko vzniku kanálkového infektu [5].

6.4.2.3 Osteosyntéza pomocí dlah

Novodobou metodou pro ošetření zlomeniny distálního konce předloktí je dlahová technika. Zejména užití úhlově stabilních dlahových implantátů (viz Obrázek č. 6.23). Ošetření zlomeniny distálního radia pomocí dlahy (viz Obrázek č. 6.24) zahrnuje potřebu extenzivního chirurgického přístupu k většině fragmentů. Jedná se o otevřenou repozici a vnitřní fixaci. V praxi se tento postup nazývá jako metoda ORIF (anglická zkratka Open Reduction and Internal Fixation). Dlahy jsou cílem výpočtu v další části diplomové práce.

Metoda osteosyntézy pomocí dlahy se indikuje na:

1. nestabilní typy zlomenin,
2. nereponovatelné komplexní nitrokloubní zlomeniny,
3. zlomeniny typu B2 a B3 dle AO klasifikace,
4. zlomeniny spojené s poraněním karpu nebo poškozením cév, šlach či nervů,
5. zlomenina spojená se zlomeninou předloktí či lokte.



Obrázek č. 6.23 - Dlahy radiální distální volární úhlově stabilní^[3]

Úhlově stabilní dlahy poskytují mnohem větší mechanickou pevnost díky zašroubování jednotlivých fixačních šroubů do dlahy. Tím je zajištěna úhlová stabilita montáže a tedy významně sníženo riziko redislokace fragmentů v důsledku uvolnění osteosyntetického materiálu.



Obrázek č. 6.24 - RTG snímek ošetření zlomeniny osteosyntézou pomocí dlahy^[5]

Dláhová fixace ze sádry či plastu po dlahové technice pomocí ORIF je přidávána individuálně, převážně u nespolehlivých pacientů. Dále pak přiložení přídavné fixace může vynutit výrazná osteoporóza, rozsáhlá kominutivní zóna, která nedovolí provést stabilní montáž. Důvodem k přechodné pooperační imobilizaci může být i porucha hojení měkkých tkání nebo akutní pooperační bolest.

Po ošetření distálního radia dlahovou technikou metodou ORIF zahájí pacient časnou rehabilitaci zápěstí a ruky. Musí být zahájena včas pod vedením zkušeného rehabilitačního pracovníka. Po operaci je nezbytné polohování končetiny, poté následuje cvičení volnými částmi poraněné končetiny (prsty, rameno, loket). Po odeznění akutní pooperační bolestivosti se postupně přechází k pasivnímu a následně k aktivnímu cvičení zápěstí vždy bez zátěže (zátěž zápěstí je dovolena cca v 7. pooperačním týdnu dle stavu zhojení kosti) [5].

Častou otázkou pacientů je zda nechat či odstranit kovový materiál. Platí, že osteosyntetický materiál může být odstraněn po úplném dohojení zlomeniny a rozevření poraněné končetiny. Díky dnešním kvalitním osteosyntetickým materiálům se přistupuje k extrakci individuálně. Extrakce dlah se provádí prakticky ze stejného operačního přístupu jako při implantaci. Rozsah operační rány je téměř shodný. V případě volárních dlah (viz Obrázek č. 6.25) není jejich extrakce doporučována vůbec, pouze při potížích jako jsou např. porucha hojení, uvolnění materiálu, redislokace fragmentů, omezení hybnosti. U dlah dorsálních (viz Obrázek č. 6.26) je extrakce doporučena při použití dlahy LCP³¹ 3,5. Dalším důvodem k extrakci může být věk pacienta. Extrakce u mladších pacientů se provádí vždy, jelikož není známo, jak se může moderní materiál chovat při ponechání za pár let. Problémem při ponechání implantátu může být přehlednost při případném vyšetření zápěstí [5].



Obrázek č. 6.25 – RTG snímek ošetření zlomeniny volární dlahou^[5]



Obrázek č. 6.26 - RTG snímek ošetření zlomeniny dorsální dlahou^[5]

³¹ LCP - Locking Compression Plate tzn. uzamykatelná kompresní dlah, úhlově stabilní dlah.

Dlahy úhlově stabilní pro distální radius

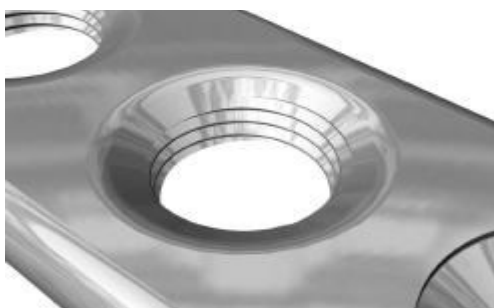
Dlahy jsou určeny pro osteosyntézu extraartikulárních a intraartikulárních fraktur distálního radia. Implantátový systém se skládá z dlahy a potřebného počtu úhlově stabilních šroubů, popř. kortikálních šroubů. Implantáty jsou dodávány v ocelovém nebo titanovém provedení. Úhlově stabilní dlahy pro distální radius se liší dle výrobců zabývajících se implantátovými systémy.

Úhlově stabilní dlahy je opatřena uzamykatelnými otvory a standardním oválným otvorem.

Uzamykatelný otvor

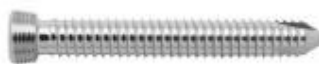
Samořezné šrouby mohou být zavedeny do kosti a „uzamčeny“ dotažením kuželovitého závitu na hlavičce šroubu do shodného závitu v otvoru dlahy (viz Obrázek č. 6.27). Takto vzniklé spojení je vůči dlaze úhlově stabilní. Toto řešení pomáhá předejít problémům, jako jsou například:

- primární ztráta repozice,
- sekundární ztráta repozice, především v případech tříštivých zlomenin bez dostatečné kostní opory, nekvalitní nebo osteoporotické kosti,
- komprese periostu a následnému zhoršení krevního zásobení kortikální kosti^[3].



Obrázek č. 6.27 - Uzamykatelný otvor úhlově stabilní dlahy^[3]

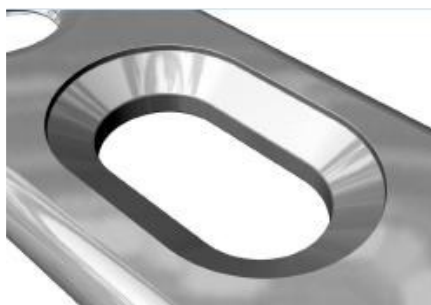
Do tohoto otvoru se používají uzamykatelné šrouby (viz Obrázek č. 6.28).



Obrázek č. 6.28 - Šroub kostní uzamykatelný^[3]

Standardní oválný otvor

Standardní oválný otvor (viz Obrázek č. 6.29) dává chirurgovi možnost použít kompresní šrouby (viz Obrázek č. 6.30) pro přichycení a přitažení ulomených fragmentů kosti a fixaci zlomeniny axiální kompresí. Šrouby je možno zavádět pod různými úhly jak podélně, tak příčně. Do tohoto otvoru se nezavádějí uzamykatelné šrouby.



Obrázek č. 6.29 - Standardní oválný otvor úhlově stabilní dláhy^[3]



Obrázek č. 6.30 - Samořezné šrouby kostní kortikální^[3]

Vlastnosti úhlově stabilních dlah umožňují její použití i v méně kvalitní a osteoporotické kosti. Některé dlahy mohou být anatomicky tvarované tak, aby co nejlépe kopírovaly anatomický tvar běžné kosti distálního radia.

Systém úhlově stabilních dlah

Systém vychází z principu vnitřního fixátoru. Pomocí pevného spojení šroub - dlaha je dosaženo úhlově stabilního spojení dlahového systému s kostí. Tím je přenesena část zatížení dlahového systému ze spojení šroub - kost na spojení šroub - dlaha. Díky tomu je možné systém úspěšně použít i v méně kvalitní a osteoporotické kosti. Pokud se použije úhlově stabilní dlaha s uzamykatelnými šrouby, dlaha a šrouby dohromady vytvoří pevný systém. Dlaha nemusí být ke kosti přitisknuta, proto nedochází k oslabení krevního zásobení kosti. Uzamykatelné šrouby mohou být zaváděny monokortikálně, aniž by byla oslabena pevnost sestavy nebo fixace zlomeniny, protože šrouby jsou pevně ukotveny v dlaze^[3].

Principy fixace

1. Pouze kompresní šrouby

Jedná se o běžně používanou metodu fixace fraktury pomocí dlahy a kompresních šroubů. Fragментy kosti jsou přitáhnuty k dlaze, dlahy je těsně přitisknuta ke kosti a stabilita celého systému je dosažena tlakem kosti na spodní plochu dlahy pomocí kompresních šroubů. Tvar dlahy je rozhodující pro správnou funkci osteosyntézy.

2. Pouze uzamykatelné šrouby

Pokud se použijí pouze uzamykatelné šrouby, vytvoříte tak systém fungující na velmi podobném principu jako zevní fixátor. Při použití pouze uzamykatelných šroubů není rozhodující tvar dlahy, ale kvalitní redukce zlomeniny před dotažením uzamykatelných šroubů.

3. Kombinace uzamykatelných a kompresních šroubů

a) Použije se dlahy na základě principu běžného dlahování, nejprve se provede redukce zlomeniny a fixace kompresními šrouby (může se použít vymezovač k zachování mezery mezi kostí a dlahou). Poté se zašroubují uzamykatelné šrouby, aby se docílilo úhlově stabilního zafixování dlahy vůči kosti.

b) Po redukci zlomeniny a zafixování dlahy pomocí uzamykatelných šroubů je možné oddělený fragment (např. u tříštivých zlomenin) přitáhnout k zafixované části kosti pomocí kompresního šroubu [3].

c) Po zafixování jednoho fragmentu zlomeniny uzamykatelnými šrouby je možné druhý fragment přitlačit k prvnímu pomocí kompresních šroubů a případně poté zafixovat i druhý fragment dalšími uzamykatelnými šrouby^[3].

V dnešní době jsou k dispozici dva typy úhlově stabilních dlah, které se liší a označují dle velikosti (šíře) používaných šroubů. Jedná se o sady LCP 3,5 mm a LCP 2,7 mm.

Instrumentárium LCP 3,5

Instrumentárium (viz Obrázek č. 6.31) je starší, déle užívané. Na výběr jsou dlahy volární a dorsální, převážně tvaru T nebo šikmého T. Vzhledem k velikosti dlah i šroubů se hodí zejména k ošetření zlomenin s větším distálním fragmentem, extraartikulárních zlomenin, zlomenin bez velké tříštivé zóny.

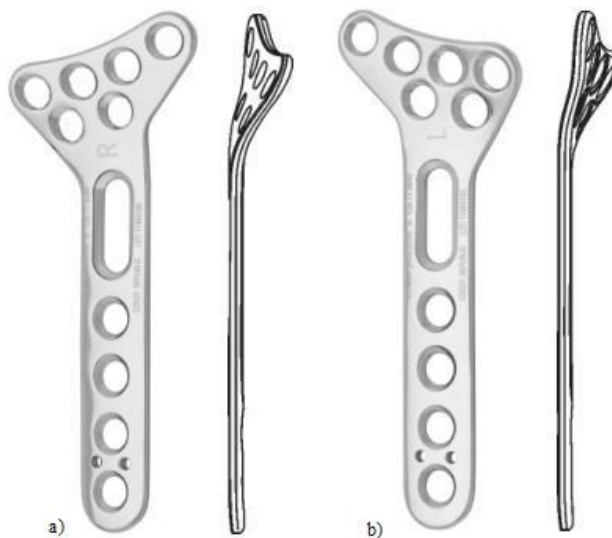


Obrázek č. 6.31 - Instrumentárium pro úhlově stabilní dlahy ^[3]

Instrumentárium LCP 2,7

Instrumentárium je novější, modernější. Díky velikosti šroubů i dlah je poněkud slabší. K výběru nabízí dlahy volární, dorsální. Instrumentárium nabízí větší variabilitu ve výběru tvaru a velikosti dlah, což spolu s velikostí šroubků dává větší možnosti k ošetření vícefragmentových zlomeniny [3].

Příklad úhlově stabilních dlah



Obrázek č. 6.32 - T - dlaha anatomická úhlově stabilní a) pravá, b) levá ^[3]

6.4.2.4 Nitrodřeňová stabilizace

Novou metodou v léčbě zlomenin distálního radia je možnost stabilizace některých typů zlomenin na principu nitrodřeňového hřebu. Vyvinutý titanový implantát (firmou Aesculap) se jmenuje Targon® DR (viz Obrázek č. 6.33).



Obrázek č. 6.33 - Hřeb Targon® DR se zaváděcím instrumentariem^[7]

Nitrodřeňová stabilizace se indikuje na:

1. extraartikulární zlomeniny,
2. jednoduchých zlomenin nitrokloubních.

Dle AO klasifikace se jedná o typy 23 - A2, A3 a C1.

Hřeb je zaváděn z limitované radiální incize³² (chirurgické naříznutí) vedené nad *processus styloideus radii* v jeho podélné ose. Repozice fragmentů se provádí pomocí přídatných K drátů. Takto provedená osteosyntéza je zcela stabilní na cvičení. Přidatná fixace není nutná. Plná zátěž zápěstí je možná po 8 týdnech. Implantát je kompletně vnořen v kosti a jeho extrakce se nepředpokládá (viz Obrázek č. 6.34).

Výhodou je limitovaný přístup, biologický typ osteosyntézy bez nutnosti odstranění primárního hematomu. Nevýhoda metody je úzká indikační šíře použití [7].



Obrázek č. 6.34 - RTG snímky ošetření zlomeniny hřebem Targon® DR^[7]

³² Incize – naříznutí, chirurgické otevření kůže [12].

7 ROZBOR ZATÍŽENÍ A VOLBA OKRAJOVÝCH PODMÍNEK UCHYCENÍ DLAHY PRO VNITŘNÍ FIXACI HORNÍ KONČETINY

Řešený implantátový systém je složen z dlahy uhlově stabilní pro distální radius a ze šroubů kostních uzamykatelných. Pro výpočet jsou použity materiály titanová slitina Ti6Al4V a nerezavějící ocel 1.4441. Pro modelování šroubu byl použit program Autodesk Inventor Professional 2013 a následně pro výpočet program Ansys Workbench 15, který je součástí programu Ansys.

V diplomové práci se zabývám dvěma typy modelů výpočtu. V prvním výpočtovém modelu je kost vřetenní brána jako pružný podklad (vhodná jednoduchá aproximace). Ve druhém případě je model implantátového systému doplněn o vymodelovanou kost vřetenní (složitější úloha).

7.1 Model implantátového systému a jeho zjednodušení

3D model dlahy uhlově stabilní (ve formátu igs a step) pro distální radius (viz Obrázek č. 7.1), se šrouby 3,5 mm byl dodán od MEDIN a.s., české firmy vyrábějící lékařské nástroje.



Obrázek č. 7.1 - 3D model dlahy uhlově stabilní

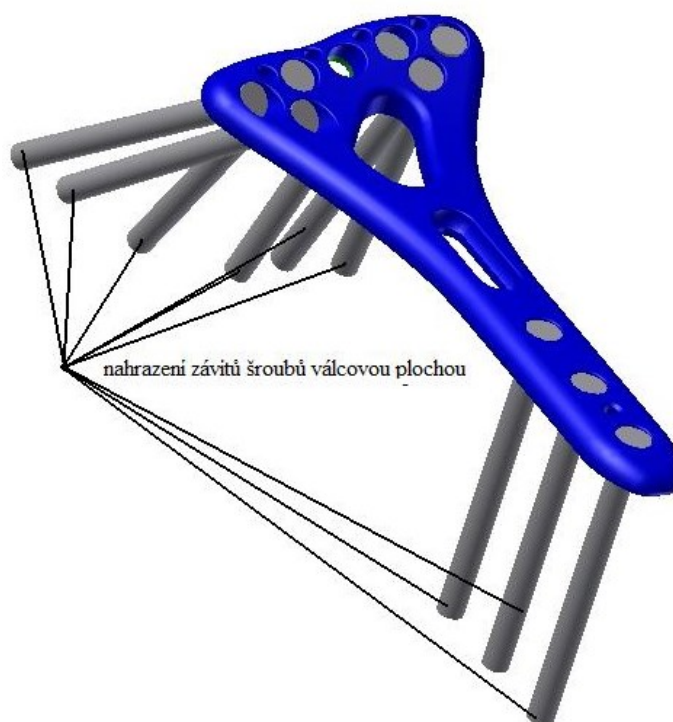
Na základě CAD modelu byl vytvořen výpočtový model, který byl z důvodu zkrácení výpočtového času přijatelným způsobem zjednodušen. Dle katalogu firmy MEDIN a.s. se musely pro následující výpočet vymodelovat šrouby kostní uzamykatelné. Závity na hlavách šroubů ve výpočtovém modelu byly nahrazeny kuželovou plochou. Závity na šroubech kostních uzamykatelných byly nahrazeny válcovou plochou (viz. Obrázek č. 3.2), na kterou se v dalších krocích výpočtu budou přiřazovat okrajové podmínky. Vytvořená zjednodušení modelu příliš neovlivní výsledek výpočtu.

Patříčné šrouby $\emptyset 3,5 / 2,7\text{mm}$ jsou vyráběny v délkách od $l = 10 \div 50\text{ mm}$, velkém průměru závitu šroubu $d = 2,7\text{ mm}$ a malém průměru závitu šroubu (jádra) $d_3 = 2,2\text{ mm}$. Průměr šroubu jsem zvolil jako střední hodnotu velkého průměru závitu a malého průměru závitu šroubu (jádro), tedy:

$$d_s = \frac{d_3 + d}{2} = \frac{2,7 + 2,2}{2} \quad (7.1)$$

$$d_s = 2,45\text{ mm}$$

Základní délku šroubů jsem zvolil 30 mm . Délku šroubů jsem dále v určitých případech změnil. Celkový počet šroubů je 9 (viz. Obrázek č. 7.2).



Obrázek č. 7.2 - Zjednodušení modelu implantátového systému

7.2 Vlastnosti použitých materiálů

Firma MEDIN a.s. používá titanovou slitinu Ti6Al4V dle ISO 5832-3 a nerezavějící ocel 1.4441 dle ISO 5832-1 na dlahy uhlově stabilní pro distální radius a šrouby kostní uzamykatelné. Mechanické vlastnosti titanové slitiny jsou uvedeny v tabulce č. 7.1 a nerezavějící oceli v tabulce č. 7.2. Mechanické vlastnosti kostních tkání jsou uvedeny v tabulkách č. 7.3, 7.4.

7.2.1 Titanová slitina Ti6Al4V dle ISO 5832-3

Strukturou jemnozrnná globulární α/β struktura. Vlastnosti titanové slitiny jsou vysoké mechanické pevnostní hodnoty, osteointegrace prostřednictvím přímého vrůstání kosti do zdrsněných povrchů, nízká odolnost vůči otěru. Zpracovává se opracováním za tepla vyválnovaných tyčí a kováním za tepla. U Ti6Al4V slitiny na neobrobeném povrchu výkovekú vzniká zalfatizovaná vrstva, tj. vrstva na povrchu materiálu s výrazně vyšším obsahem fáze α , tato vrstva vzniká působením okolního prostředí na titanovou slitinu při kování a tepelném zpracování. Vrstva se vyznačuje zvýšenou tvrdostí a křehkostí. Její přítomnost má negativní vliv na mechanické vlastnosti titanového dílu, jelikož komplikuje obrábění. Odstraňuje se mořením, případně omíláním a tryskáním za mokra.

<u>Ti6Al4V</u>			
Název:	Označení:	Hodnota:	Jednotka:
Hustota:	ρ	4430	kg·m ⁻³
Poissonovo číslo:	μ	0,342	-
Mez pevnosti:	R _M	860	MPa
Model pružnosti v tahu:	E	113 800	MPa
Modul pružnosti ve smyku:	G	42 400	MPa
Minimální mez kluzu:	Re	758	MPa
Tažnost:	A	15	%

Tabulka č. 7.1 - Vlastnosti titanové slitiny Ti6Al4V^[15]

7.2.2 Nerezavějící ocel 1.4441 dle ISO 5832-1

Strukturou jemnozrnná austenitická matrice. Vlastnosti oceli jsou vysoké mechanické pevnostní hodnoty za studena v opracovaném stavu, velká poddajnost ve vyžíhaném stavu a dobrá svařitelnost. Pro vysoký obsah niklu ve výjimečných případech je možná alergie. Zpracovává se opracováním za tepla vyválnovaných nebo za studena vyrobených tyčí.

<u>1.4441</u>			
Název:	Označení:	Hodnota:	Jednotka:
Hustota:	ρ	7980	kg·m ⁻³
Poissonovo číslo:	μ	0,3	-
Mez pevnosti:	R _M	860-1100	MPa
Model pružnosti v tahu:	E	200 000	MPa
Modul pružnosti ve smyku:	G	76 900	MPa
Minimální mez kluzu:	Re	690	MPa
Tažnost:	A	12	%

Tabulka č. 7.2 - Vlastnosti nerezavějící oceli 1.4441^[21]

7.2.3 Kostní tkáň

Je tvořena organickými i anorganickými látkami, které zajišťují pružnost, pevnost a tuhost kosti. Hutná kostní tkáň neboli kortikální tkáň je tvrdá tkáň, která se nachází pod okosticí a je tvořena válcovitými buňkami uspořádanými do lamel. Houbovitá kostní tkáň neboli spongiózní tkáň se nachází v dutině hlavic dlouhých kostí a tvoří vnitřek plochých a krátkých kostí. Skládá se z trámčů, které se navzájem kříží a jsou uspořádány tak, aby kostem umožňovali co nejlépe odolávat tahu a tlaku. Je zvolen izotropní model materiálu, který dostatečně přesně popisuje vlastnosti kostních tkání.

<u>Kortikální tkáň</u>			
Název:	Označení:	Hodnota:	Jednotka:
Model pružnosti v tahu:	E	15 000	MPa
Poissonovo číslo:	μ	0,3	-

Tabulka č. 7.3 - Vlastnosti kortikální tkáně^{[22],[23],[24],[25]}

<u>Spongiózní tkáň</u>			
Název:	Označení:	Hodnota:	Jednotka:
Model pružnosti v tahu:	E	1500	MPa
Poissonovo číslo:	μ	0,3	-

Tabulka č. 7.4 - Vlastnosti spongiózní tkáně^{[22],[23],[24],[25]}

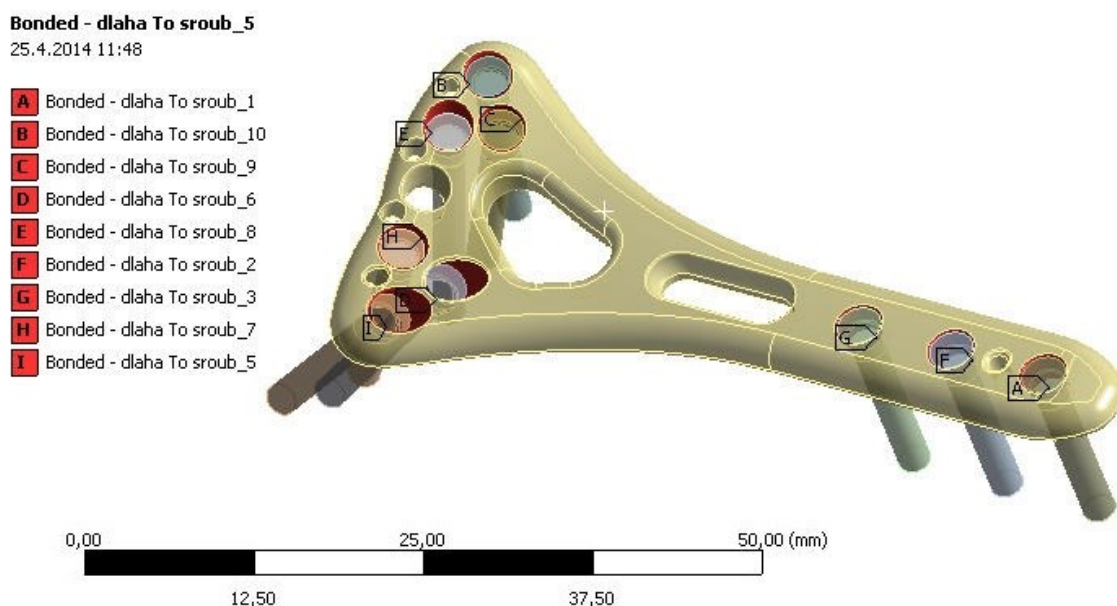
7.3 Výpočtový model s aproximací radia pomocí pružného podkladu

V tomto modelu je srostlá kost vřetenní brána jako pružný podklad dle Winklera [1]. Vliv svalů je zanedbán.

7.3.1 Mechanické kontakty

Mechanické kontakty slouží k vytvoření vazeb mezi jednotlivými tělesy, které omezují pohyb mezi jednotlivými částmi. Kontakty mohou být mezi sebou pevně spojeny nebo se po sobě mohou posouvat s určitým součinitelem smykového tření. Jelikož se výpočtový model skládá z více součástí, bylo nutné aplikovat kontakty na jednotlivé části.

Na model byly použity slepené kontakty nazývající se v programu Ansys Workbench - Bonded. Kontakty slouží k zabránění posunutí kontaktních ploch ve všech směrech a nesmí u nich dojít k prokluzu. Slepené kontakty byly vytvořeny na výpočtovém modelu u všech kontaktních oblastí vždy mezi dvěma kontaktními plochami. Tyto kontakty byly vytvořeny mezi kuželovými plochami šroubů, nahrazující závitů hlavy šroubů, a plochami děr dlahy (viz. Obrázek č. 7.3). Slepené kontakty se nabízely jako nejvhodnější řešení této úlohy.



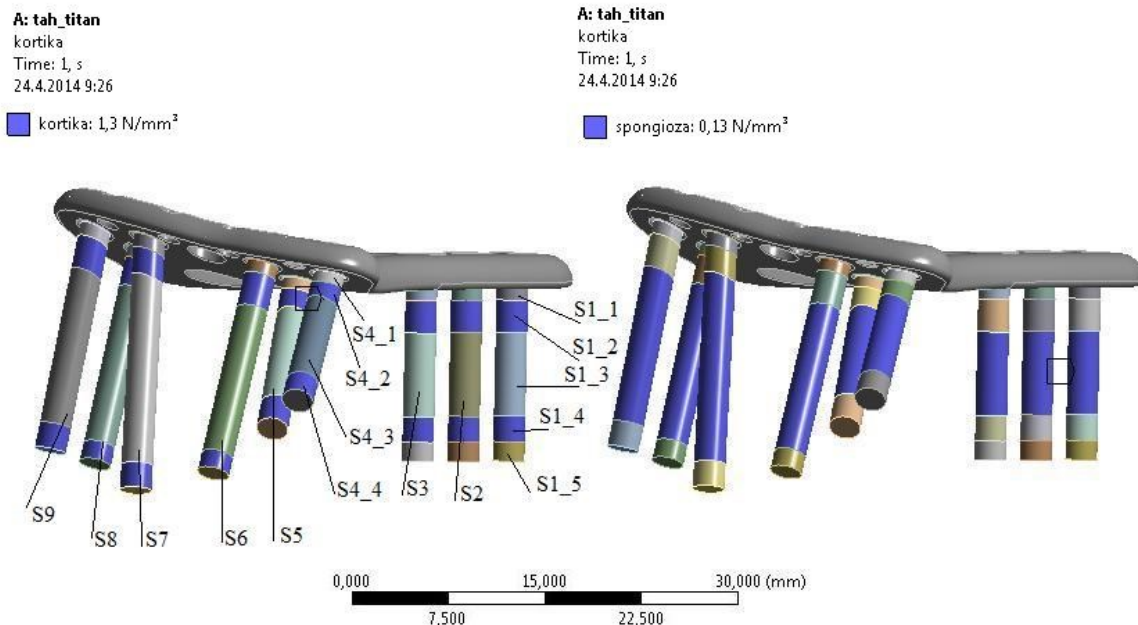
Obrázek č. 7.3 - Slepené kontakty mezi dlahou a šrouby

Celkem bylo na výpočtovém modelu vytvořeno 9 slepených kontaktů.

7.3.2 Zadání okrajových podmínek

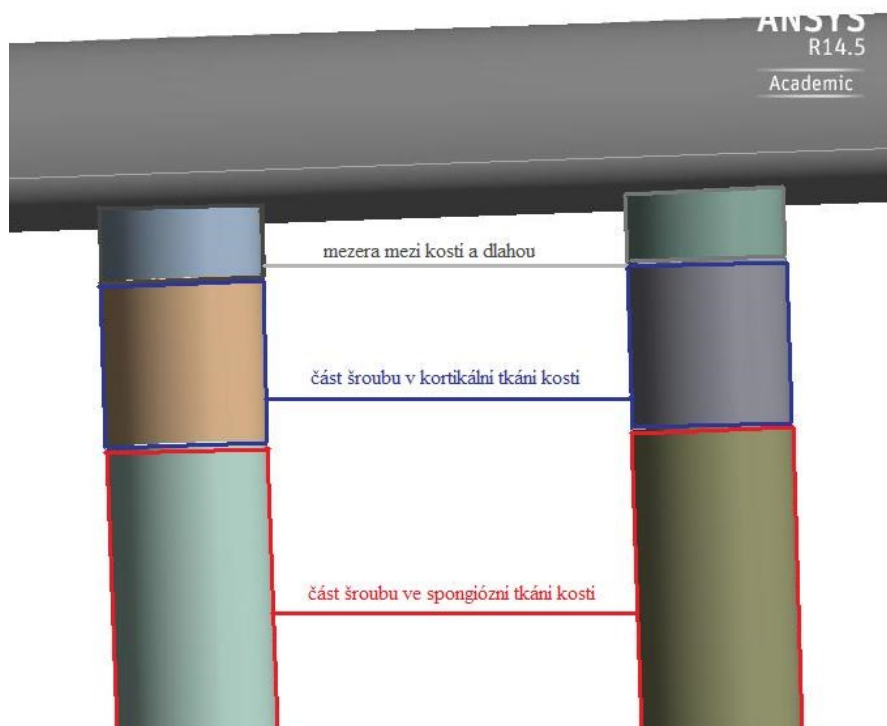
Pro uchycení šroubů do vřetenní kosti bylo ve výpočtovém modelu nastaveno pružné uložení válcových a čelních ploch šroubů v různých zvolených vzdálenostech. Na šrouby, určené pro zašroubení do vřetenní kosti byly postupně zvoleny vzdálenosti (viz. Obrázek č. 7.4). Délky zašroubení šroubů se mohou lišit podle typu pacienta, proto byly tyto hodnoty vhodně zvoleny.

Pro pružné uložení byly určeny tuhosti podloží. Pro šrouby vřetenní kosti byla zvolena tuhost podloží kortikální tkáně $1,3 \cdot N \cdot mm^{-3}$ a spongiózní tkáně $0,13 \cdot N \cdot mm^{-3}$. Hodnoty vzdáleností zašroubení, tuhosti jsou uvedeny v tabulce č. 7.5 a označení šroubů je zobrazeno v obrázku č. 7.4 vlevo.



Obrázek č. 7.4 - Okrajová podmínka (označení pružného podkladu)

Dlahu se při vnitřní fixaci zlomeniny nepřikládá přímo na povrch kosti. Vzdálenost mezi dlahou a kortikální tkání kosti je přibližně 1 mm (viz Obrázek č. 7.5). Na mezeru nebyl aplikovaný pružný podklad. V proximální části dlahy jsou 3 šrouby, označeny S1, S2, S3 (viz Obrázek č. 7.4), které procházejí skrz vřetenní kost. Ani zde nebyly konstanty pružného podkladu částí šroubů definovány.

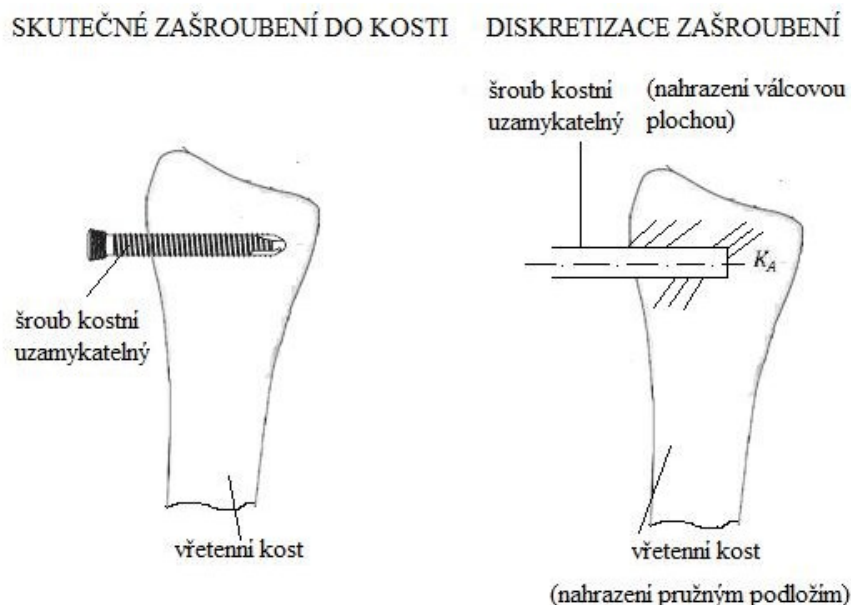


Obrázek č. 7.5 - Vzdálenost dlahy od kosti

Pružné uložení			
Název:	Označení:	Vzdálenost:	Hodnota:
			K_A
Šroub 1, 2, 3 – S1, S2, S3	S1_1, S2_1, S3_1	1 mm	-
	S1_2, S2_2, S3_2	2,5 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S1_3, S2_3, S3_3	6 mm	$0,13 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S1_4, S2_4, S3_4	2 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S1_5, S2_5, S3_5	1,5 mm	-
Délka šroubu S1, S2, S3	16 mm		
Šroub 4	S4_1	1 mm	-
	S4_2	1,6 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S4_3	10,4 mm	$0,13 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S4_4	2 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
Délka šroubu S4	16 mm		
Šroub 5	S5_1	1 mm	-
	S5_2	2 mm	
	S5_3	9,5 mm	
	S5_4	2,5 mm	
Délka šroubu S5	18 mm		
Šroub 6	S6_1	1 mm	-
	S6_2	2,7 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S6_3	12,5 mm	$0,13 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S6_4	1,5 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
Délka šroubu S	20 mm		
Šroub 7	S7_1	1 mm	-
	S7_2	2 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S7_3	14,5 mm	$0,13 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S7_4	2 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
Délka šroubu S7	22 mm		
Šroub 8	S8_1	1 mm	-
	S8_2	2 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S8_3	13 mm	$0,13 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S8_4	1,5 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
Délka šroubu S8	20 mm		
Šroub 9	S9_1	1 mm	-
	S9_2	2,5 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S9_3	11,7 mm	$0,13 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
	S9_4	2 mm	$1,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-3}$
Délka šroubu S9	20 mm		

Tabulka č. 7.5 - Vzdálenosti a tuhosti pružného uložení

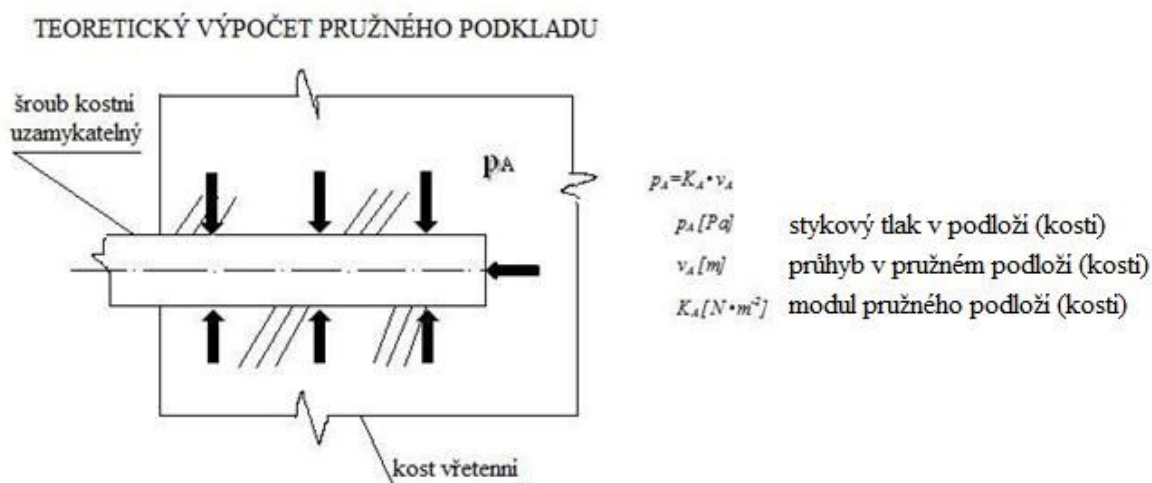
Pružný podklad si člověk může představit jako spojitě rozloženou pružinu a šroub kostní uzamykatelný jako objemové těleso (viz. Obrázek č. 7.6). Tímto způsobem lze zjednodušit jinak skutečně složité spojení mezi šroubem a kostí.



Obrázek č. 7.6 - Diskretizace zašroubení šroubu kostního uzamykatelného do kosti

Nosník na pružném podkladu (podloží) patří mezi staticky neurčitě úlohy mechaniky. Je to nosník, který je spojitě podepřen nebo obklopen podložím po celé délce nebo jen z části své délky. Vlivem zatížení se nosník deformuje a následně se vtlačuje do podloží. Úlohy řešení nosníků na pružném podkladu se vyskytují při řešení různých konstrukcí strojírenského nebo stavebního průmyslu^[8].

Stykový tlak v podloží (kosti) se spočte jako součin průhybu v pružném podloží (kosti) a modulu pružného podloží (kosti) (viz. Obrázek č. 7.7)



Obrázek č. 7.7 - Teoretický výpočet stykového tlaku v kosti

Běžné případy z praxe lze značně zjednodušit zavedením vhodného modelu podkladu. Odezva v podloží se pak nemusí vůbec řešit. Jestliže je spojitá reakce v podloží úměrná průhybu tělesa v tomto místě a podloží se trvale nedeformuje, pak je nosník uložen na pružném podkladu (viz. Obrázek č. 7.7). V opačném případě je podklad poddajný. Nejstarším a nejjednodušším modelem podloží je pružný (Winklerův) podklad, který byl poprvé publikovaný v Praze v roce 1867. Winklerův podklad předpokládá, že spojitá reakce podloží je přímo úměrná průhybu a případné možné plastické deformace podloží se neuvažují^[9,10]. Tento podklad je aplikován na výpočtový model dlahy.

V této diplomové práci jsou uvažovány dva zátěžné stavy. Implantátový systém je zatěžován tahem a tlakem.

Zatěžování tahem

Zatěžující tahová síla byla spočtena pro případ zvedání závaží m_1 (viz. Obrázek č. 7.8). Hmotnost závaží je 20 kg . Radius přenáší 80 % zatížení (ulna 20 %), proto byl ve výpočtu tahové síly uvažován koeficient zatížení f_1 o hodnotě 0,8. Dále zde byl uvažován dynamický koeficient f_2 , který byl určen odborným odhadem. Hodnota dynamického koeficientu byla zvolena 1,5. Tahová síla působí v ose vřetenní kosti (viz Obrázek č. 7.9). Hodnota gravitačního zrychlení g je $9,807\text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$.

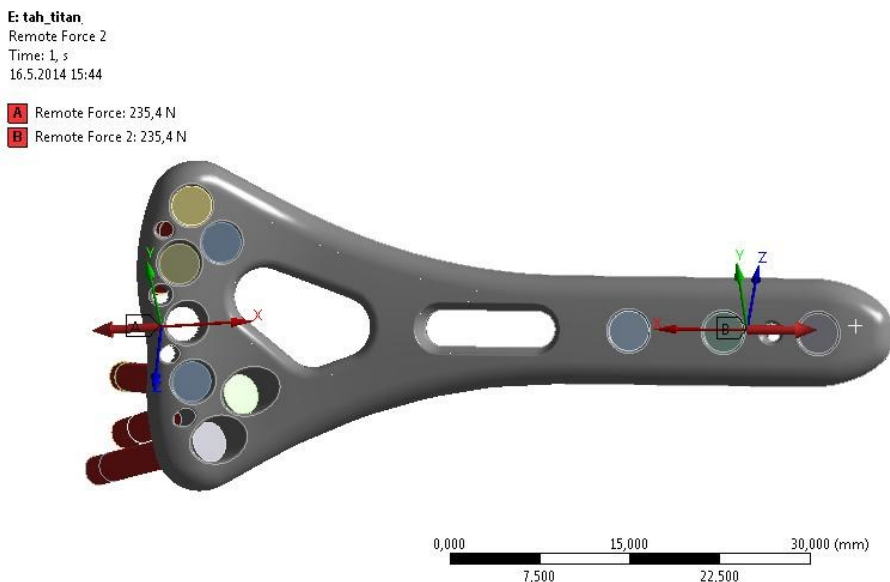


Obrázek č. 7.8 - Schematické zatížení horní končetiny tahem

Tahová síla je spočtena dle níže uvedeného vztahu:

$$F_{TAH} = m_1 \cdot g \cdot f_1 \cdot f_2 = 20 \cdot 9,807 \cdot 0,8 \cdot 1,5 \quad (7.2)$$

$$F_{TAH} = 235,4 \text{ N}$$



Obrázek č. 7.9 - Okrajová podmínka (aplikovaná tahová síla)

Zatěžování tlakem

Zatěžující tlaková síla byla spočtena pro případ vstávání člověka ze židle, tj. opírání se o ruku (viz. Obrázek č. 7.10). Pokud se člověk, vážící 100 kg, zvedá ze židle, tak na jednu horní končetinu připadá hmotnost m_2 , která má hodnotu 50 kg. I v tomto případě výpočtu síly byl uvážován koeficient zatížení f_1 a dynamický koeficient f_2 . Hodnoty koeficientu byly stejné jako v předešlém případě. Tlaková síla působí v ose vřetenní kosti (viz Obrázek č. 7.11). Hodnota gravitačního zrychlení g je $9,807 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$.

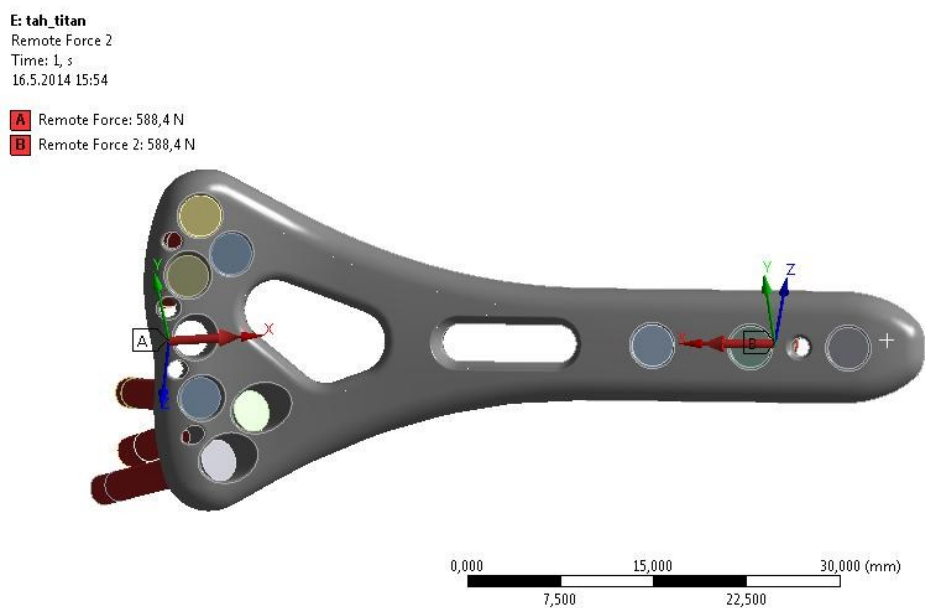


Obrázek č. 7.10 - Schematické zatížení horní končetiny tlakem

Tlaková síla je spočtena dle níže uvedeného vztahu:

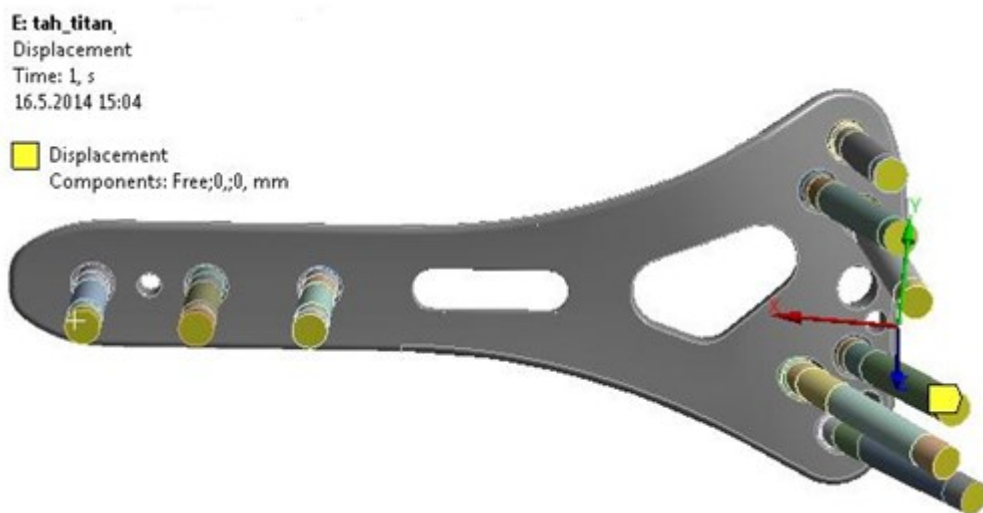
$$F_{TLAK} = m_2 \cdot g \cdot f_1 \cdot f_2 = 50 \cdot 9,807 \cdot 0,8 \cdot 1,5 \quad (7.3)$$

$$F_{TLAK} = 588,4 \text{ N}$$



Obrázek č. 7.11 - Okrajová podmínka (aplikovaná tlaková síla)

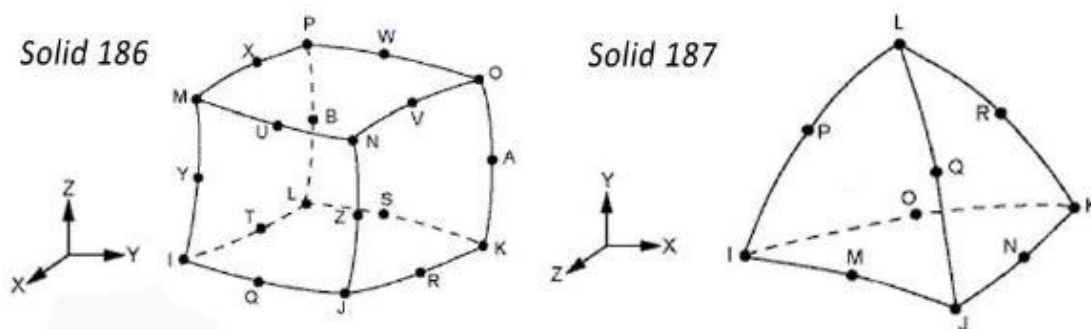
Poslední použitou okrajovou podmínkou je zamezení pohybu ve 2 směrech, aby nedocházelo k nežádoucímu pohybu systému, tj. na spodní plochy šroubů byla zadána nulová posunutí. Směr v ose kosti zůstal volný (viz Obrázek č. 7.12).



Obrázek č. 7.12 - Okrajová podmínka (zamezení posuvů)

7.3.3 Sít'ování modelu konečnými prvky

Základní konečné prvky jsou rozděleny dle dimenze úlohy na jednorozměrné (tyčové, nosníkové), dvourozměrné (trojúhelníkové, čtyřúhelníkové, skořepinové) a trojrozměrné (jehlanové, šestistěnné, krychlové, hranolové). Trojúhelníkový prvek patří mezi nejjednodušší a nejpřizpůsobivější. Tímto prvkem lze pokrýt rovinnou oblast jakéhokoliv tvaru.



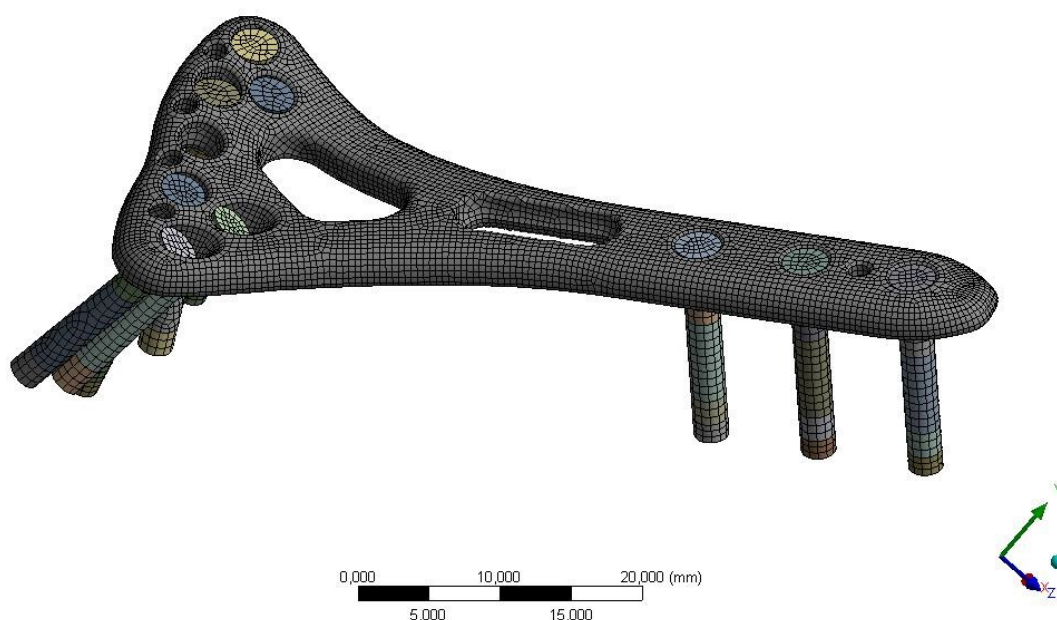
Obrázek č. 7.13 - Typy trojrozměrných prvků Solid 186 a Solid 187

Konečné prvky vytvářejí síť o určité hustotě prvků. Výsledky analýzy jsou určitým způsobem závislé na charakteru sítě. Hrany prvků jsou obvykle přímé, ale mohou být použity i zakřivené. Prvky mohou obsahovat i meziuzly, které se obvykle nacházejí uprostřed hran uzlů. Při použití meziuzlů se získá v rovině osmi-uzlový prvek a v prostoru dvaceti-uzlový prvek (viz. Obrázek č. 7.13). Tyto prvky při použití hrubé diskretizaci dobře charakterizují koncentraci napětí. Výpočtář si dle zkušenosti volí hustotu sítě. Při vytvoření husté sítě se výrazně prodlužuje doba výpočtu.

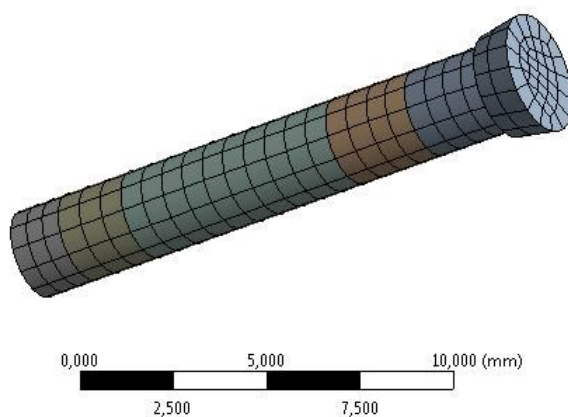
Při použití programů jako např. Ansys Workbench je síť vytvořena automaticky. Tato síť je téměř vždy nevyhovující z důvodu vysokých nároků na výpočtový čas a paměť počítače. Každý uzlový bod sítě u trojrozměrné úlohy představuje skoro vždy neznámé hodnoty posuvů ve třech směrech. Počítače v dnešní době mohou řešit úlohy o statisících stupních volností v rozumných výpočtových časech.

V modelu implantátového systému byly použity prostorové prvky SOLID186 a SOLID187. Pro názornost jsou ty prvky vykresleny (viz Obrázek č. 7.13). SOLID186 je trojrozměrný prvek, obsahující 20 uzlů, z nichž každý uzel má 3 stupně volnosti ve směrech os x , y , z . Jedná se o prvek, který má tvar krychle. SOLID187 je trojrozměrný prvek, který je definován 10 uzly, z nichž každý uzel má 3 stupně volnosti ve směrech os x , y , z . Jedná se o prvek, který má tvar jehlanu. Oba prvky podporují plasticitu, elasticitu, creep, atd.

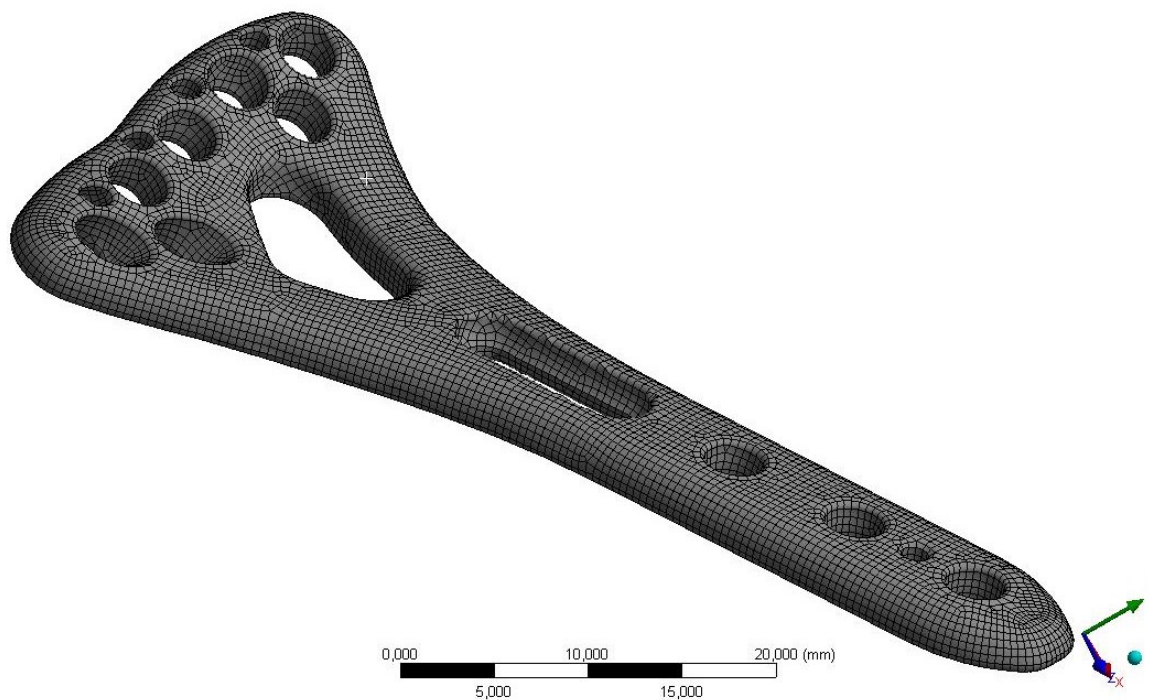
Na výpočtovém modelu byla vytvořena automatická síť, která byla následně upravena (viz. Obrázek č. 7.14) tak, aby převládaly šestistěnné prvky. Velikost elementů byla zvolena pro šrouby $0,65\text{ mm}$ (viz Obrázek č. 7.15) a pro dlahu $0,45\text{ mm}$ (viz. Obrázek č. 7.16).



Obrázek č. 7.14 - Konečnoprvkový model (celek)



Obrázek č. 7.15 - Konečnoprvkový model šroubu

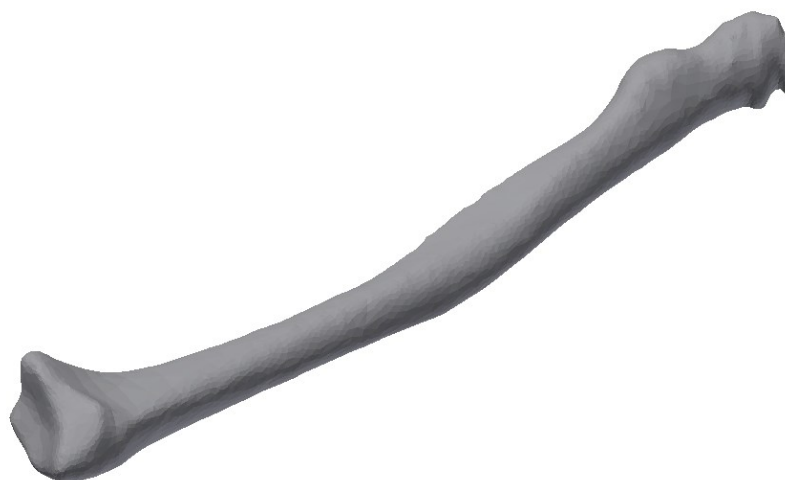


Obrázek č. 7.16 - Konečnoprvkový model dlahy

Výpočtový model dlahy a šroubů obsahuje celkem 47 065 elementů a 166 362 uzlů.

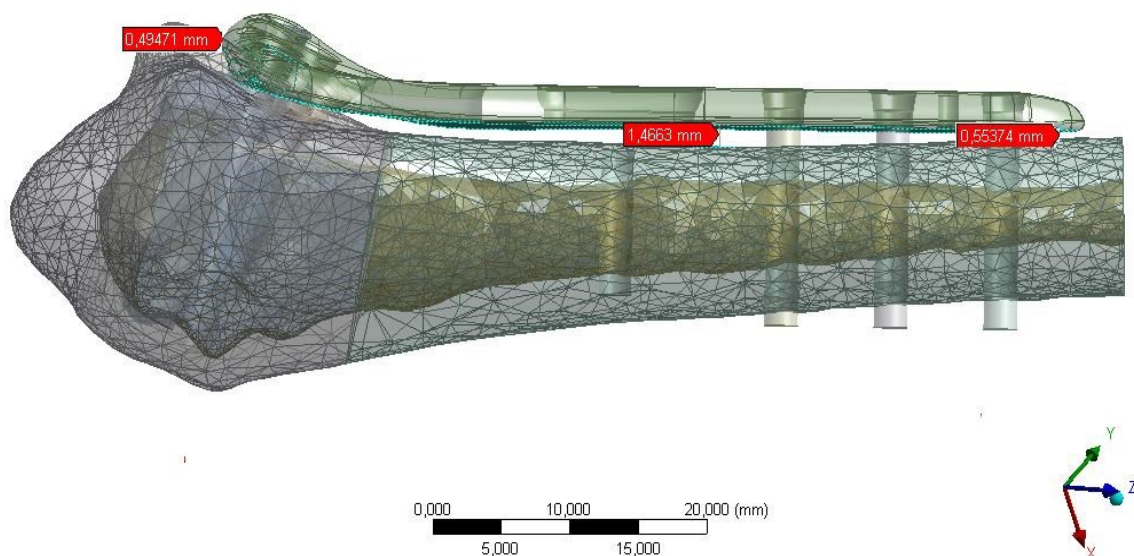
7.4 Výpočtový model dlahy přímo uchycené v modelu radia

V tomto případě bylo nutné k modelu implantátového systému vymodelovat kost vřetenní, která se tvořená z kortikální a spongiózní tkáně. CT snímky (ve formátu dcm) lidského těla byly poskytnuty vedoucím diplomové práce. V softwaru, který dokáže tento typ souboru zpracovávat, byl vymodelován model kosti vřetenní (viz Obrázek č. 7.17). Vliv svalů je zanedbán.



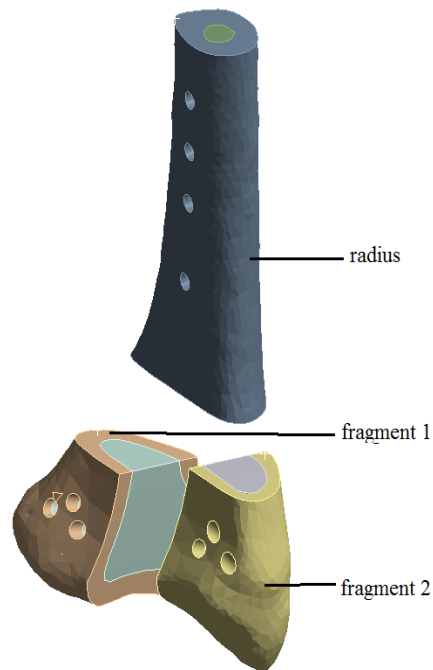
Obrázek č. 7.17 - Vymodelovaná vřetenní kost

Dalším krokem vytváření výpočtového modelu bylo umístění implantátového systému k vymodelované kosti. Vzdálenost mezi dlahou a kostí je přibližně mezi 0,5 mm až 1,5 mm (viz Obrázek č. 7.18).



Obrázek č. 7.18 - Zobrazení vzdálenosti dlahy od vřetenní kosti

Po provedení určitých operací v programu Ansys Design Modeler byl model kosti potřebně zkrácen, díky tomu byl následně vytvořen menší počet elementů a uzlů. Byla uvažována jednoduchá zlomenina, která je označována dle AO klasifikace 23 - C1. Tím pádem byl model kosti rozdělen na 3 části (viz Obrázek č. 7.19) a jednotlivé části byly nazvány: radius, fragment1 a fragment2. Zde dochází ke zjednodušení, neboť vznikly rovinné plochy na kosti. Ve skutečnosti by vznikly mezi fragmenty různé záseky a hrboly, které by do sebe zapadaly. Ve výpočtu je bráno v úvahu, kdy kost může být srostlá nebo nesrostlá. To se zajistilo kontakty, které jsou popsány níže.



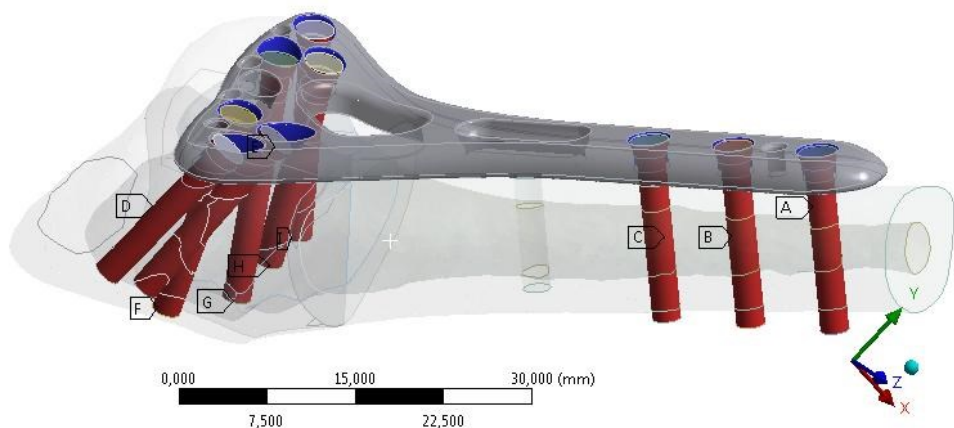
Obrázek č. 7.19 - Jednotlivé části modelu kosti (fragmenty kosti)

7.4.1 Mechanické kontakty

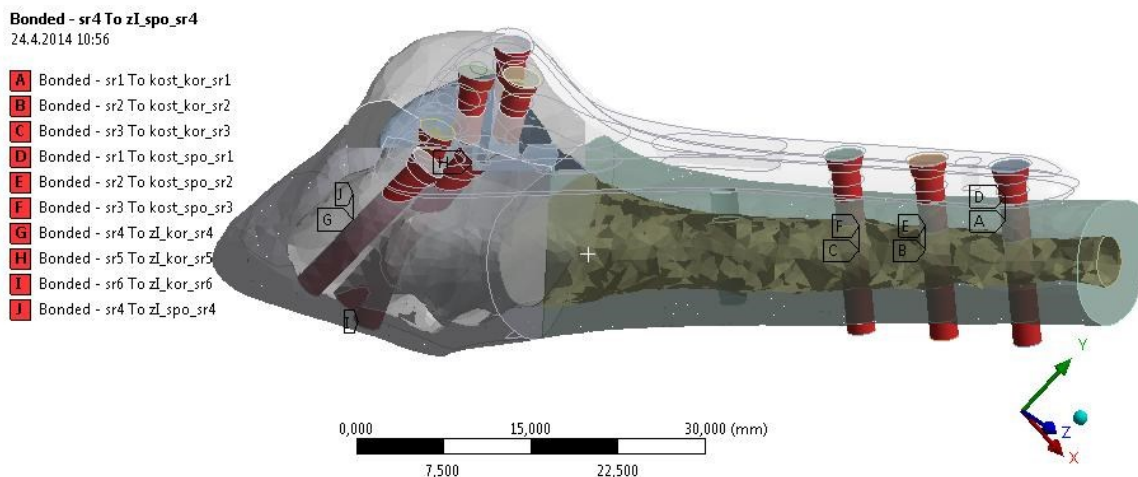
Na model byly použity kontakty typu slepený kontakt (nazývajících se v programu Ansys Workbench - Bonded) a kontakt se třením (nazývajících se v programu Ansys Workbench - Frictional). Slepéné kontakty byly vytvořeny mezi kuželovými plochami šroubů, nahrazující závitů hlavy šroubů, a plochami děr dlahy (viz. Obrázek č. 7.20). Dále byly slepené kontakty vytvořeny vždy mezi válcovou plochou šroubů a částmi kosti, tedy fragmentem1, fragmentem2 a radiem (viz Obrázek č. 7.21).

Bonded - sr9 To d_sr9
24.4.2014 10:51

- A** Bonded - sr1 To d_sr1
- B** Bonded - sr2 To d_sr2
- C** Bonded - sr3 To d_sr3
- D** Bonded - sr4 To d_sr4
- E** Bonded - sr5 To d_sr5
- F** Bonded - sr6 To d_sr6
- G** Bonded - sr7 To d_sr7
- H** Bonded - sr8 To d_sr8
- I** Bonded - sr9 To d_sr9



Obrázek č. 7.20 - Slepéné kontakty mezi dlahou a šrouby

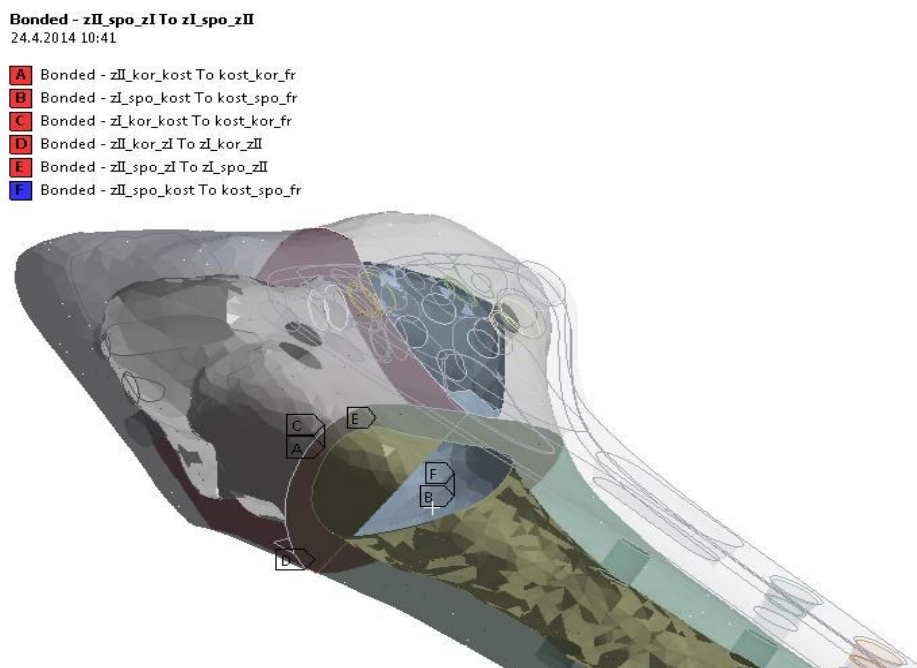


Obrázek č. 7.21 - Slepené kontakty mezi šrouby a jednotlivými částmi kosti

7.4.1.1 Kontakty pro případ srostlé kosti

Pokud je kost srostlá, neměly by se fragmenty s kosti nijak navzájem pohybovat. Proto byly použity slepené kontakty mezi plochami fragmentů a radia (viz Obrázek č. 7.22).

Celkem bylo na výpočtovém modelu srostlé kosti vytvořeno 33 kontaktů, z toho 9 slepených kontaktů zabraňuje posunutí mezi šrouby a dlahou. Dalších 18 kontaktů se třením je vytvořeno mezi válcovými plochami šroubů a částmi modelu kosti, tedy fragmentu1, fragmentu2, radia. Jeden šroub je spojen kontaktem jak s kortikální tkání tak se spongiózní tkání. Zbylých 6 slepených kontaktů je mezi plochami spongiózní a kortikální tkání fragmentů a kosti.

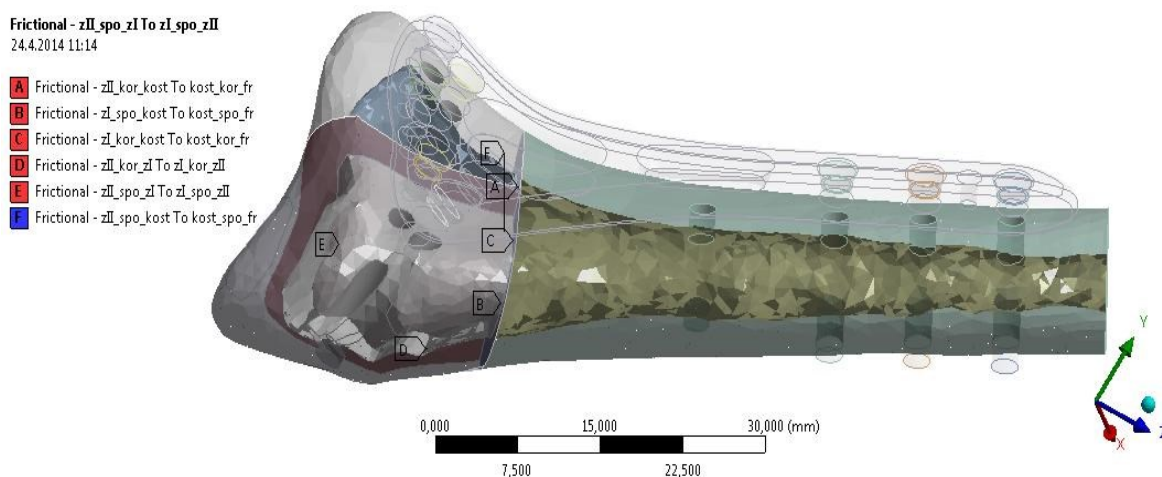


Obrázek č. 7.22 - Slepené kontakty mezi jednotlivými částmi kosti

7.4.1.2 Kontakty pro případ nesrostlé kosti

Pokud je kost nesrostlá, dochází k posuvům fragmentů a radia. Dochází mezi jednotlivými částmi ke tření. Proto byly použity kontakty se třením. Zde jsem určil koeficient tření 0,4. Tento typ kontaktů se aplikoval na plochy fragmentů a radia (viz Obrázek č. 7.23).

Celkem bylo na výpočtovém modelu nesrostlé kosti vytvořeno 33 kontaktů, z toho 9 slepených kontaktů zabraňuje posunutí mezi šrouby a dlahou. Dalších 18 slepených kontaktů je vytvořeno mezi válcovými plochami šroubů a částmi modelu kosti, tedy fragmentu1, fragmentu2, radia. Každý šroub je spojen kontaktem jak s kortikální tkání tak se spongiózní tkání. Zbýlých 6 kontaktů se třením je mezi plochami spongiózních a kortikálních tkání fragmentů a kosti.

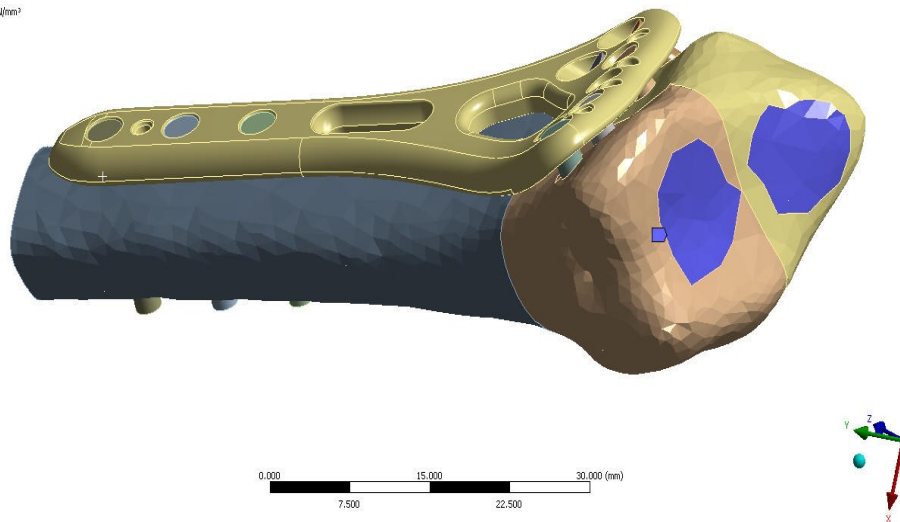


Obrázek č. 7.23 - Kontakty se třením mezi jednotlivými částmi kosti

7.4.2 Zadání okrajových podmínek

Pro uchycení vřetenní kosti bylo ve výpočtovém modelu nastaveno pružné uložení, které nahrazuje kosti zápěstní tj. kost loďkovitou a kost poloměsíčitou (viz Obrázek č. 4.9). Pro pružné uložení byla určena hodnota koeficientu tuhosti $5000 \text{ N} \cdot \text{mm}^{-3}$ (viz Obrázek č. 7.24). Tato hodnota je zvolena odborným odhadem.

A: Tah_Titan_sroste 235N
Elastic Support 2
Time: 1. s
16.4.2014 14:33
Elastic Support 2: 5000. N/mm²



Obrázek č. 7.24 - Okrajová podmínka (pružné podloží)

I zde jsou uvažovány dva zátěžné stavy. Implantátový systém je zatěžován tahem a tlakem.

Zatěžování tahem

Zatěžující tahová síla byla spočtena pro případ zvedání závaží m_1 (viz. Obrázek č. 7.25). Hmotnost závaží je 20 kg . Radius přenáší 80 % zátížení (ulna 20 %), proto byl ve výpočtu tahové síly uvažován koeficient zatížení f_1 o hodnotě 0,8. Dále zde byl uvažován dynamický koeficient f_2 , který byl určen odborným odhadem. Hodnota dynamického koeficientu byla zvolena 1,5. Hodnota gravitačního zrychlení g je $9,807\text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$.

Zatěžující síla je aplikovaná na čelní plochy spongiózní a kortikální tkáň kosti vřetenní (viz Obrázek č. 7.26).



Obrázek č. 7.25 - Schematické zatížení horní končetiny tahem

Tahová síla je spočtena dle níže uvedeného vztahu:

$$F_{TAH} = m_1 \cdot g \cdot f_1 \cdot f_2 = 20 \cdot 9,807 \cdot 0,8 \cdot 1,5 \quad (7.4)$$

$$F_{TAH} = 235,4 \text{ N}$$

A: Tah_Titan_srostla 235N

Remote Force

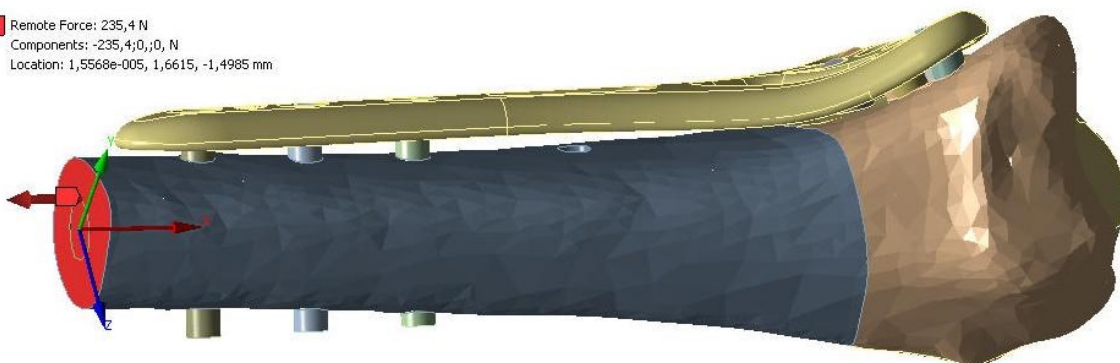
Time: 1, s

25.4.2014 8:05

Remote Force: 235,4 N

Components: -235,4;0;0, N

Location: 1,5568e-005, 1,6615, -1,4985 mm



Obrázek č. 7.26 - Okrajová podmínka (aplikovaná tahová síla)

Zatěžování tlakem

Zatěžující tlaková síla byla spočtena pro případ vstávání člověka ze židle, tj. opírání se o ruku (viz. Obrázek č. 7.27). Pokud se člověk, vážící 100 kg, zvedá ze židle, tak na jednu horní končetinu připadá hmotnost m_2 , která má hodnotu 50 kg. I v tomto případě výpočtu síly byl uvažován koeficient zatížení f_1 a dynamický koeficient f_2 . Hodnoty koeficientu byly stejné jako v předešlém případě. Hodnota gravitačního zrychlení g je $9,807 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$.

Zatěžující síla je aplikovaná na čelní plochy spongiózní a kortikální tkáně kosti vřetenní (viz Obrázek č. 7.28).

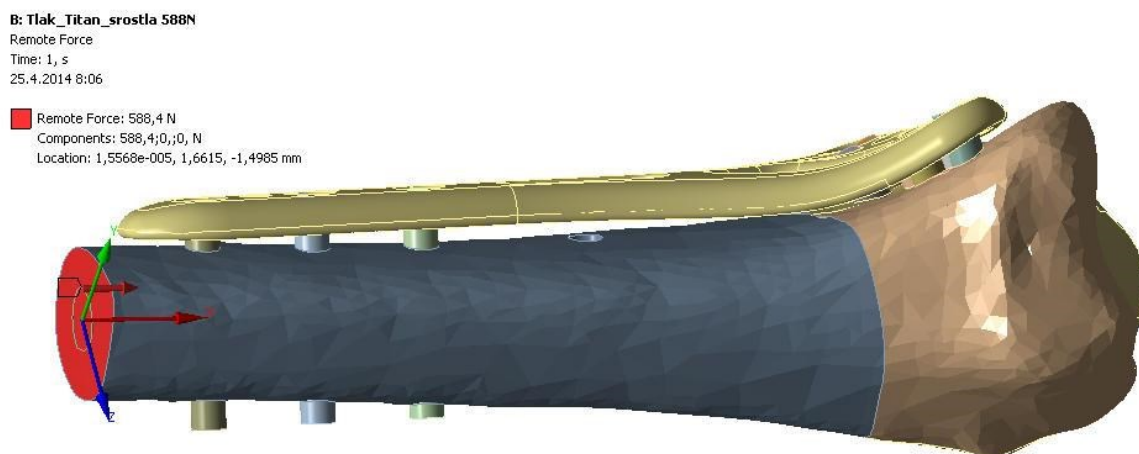


Obrázek č. 7.27 - Schematické zatížení horní končetiny tlakem

Tlaková síla je spočtena dle níže uvedeného vztahu:

$$F_{TLAK} = m_2 \cdot g \cdot f_1 \cdot f_2 = 50 \cdot 9,807 \cdot 0,8 \cdot 1,5 \quad (7.5)$$

$$F_{TLAK} = 588,4 \text{ N}$$

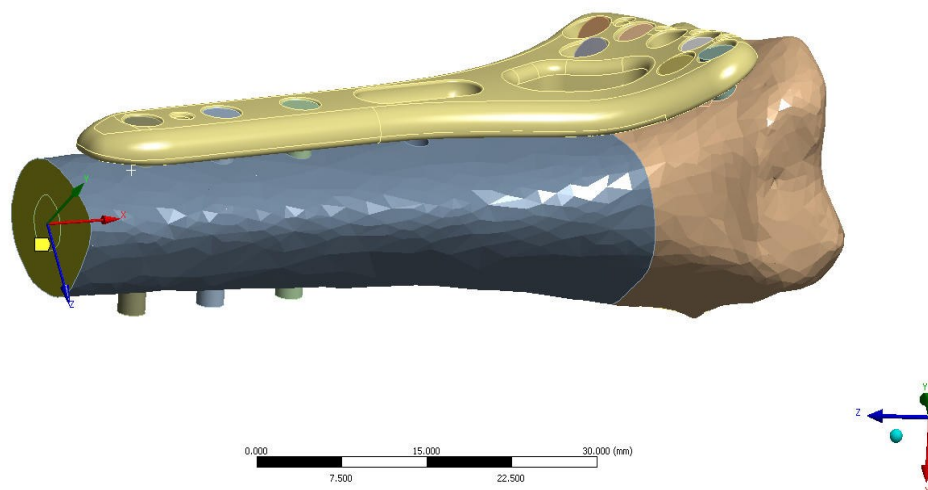


Obrázek č. 7.28 - Okrajová podmínka (aplikovaná tlaková síla)

Poslední použitou okrajovou podmínkou je zamezení pohybu ve 2 směrech, aby nedocházelo k nežádoucímu pohybu systému. Směr v ose kosti zůstal volný (viz Obrázek č. 7.29).

A: Tah_Titan_srostla 235N
Displacement
Time: 1, s
16.4.2014 14:33

Displacement
Components: Free;0,;0, mm

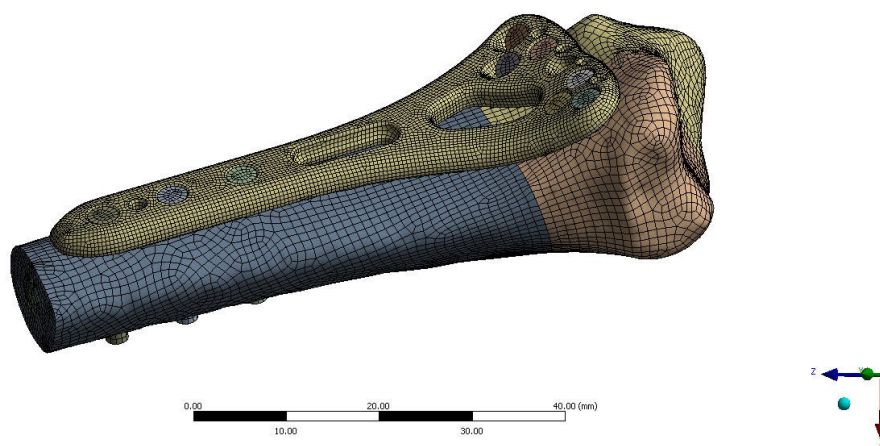


Obrázek č. 7.29 - Okrajová podmínka (zamezení posuvů)

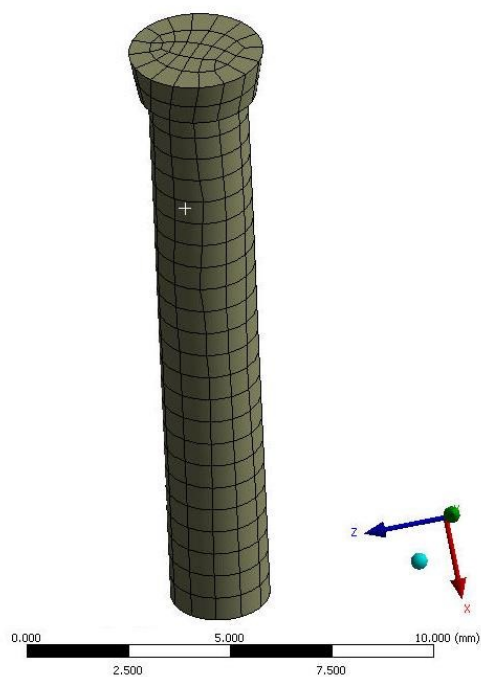
7.4.3 Sít'ování modelu konečnými prvky

Základní konečné prvky jsou popsány v kapitole 7.3.3. V tomto modelu byly též použity prostorové prvky SOLID186 a SOLID187 (viz Obrázek č. 7.13).

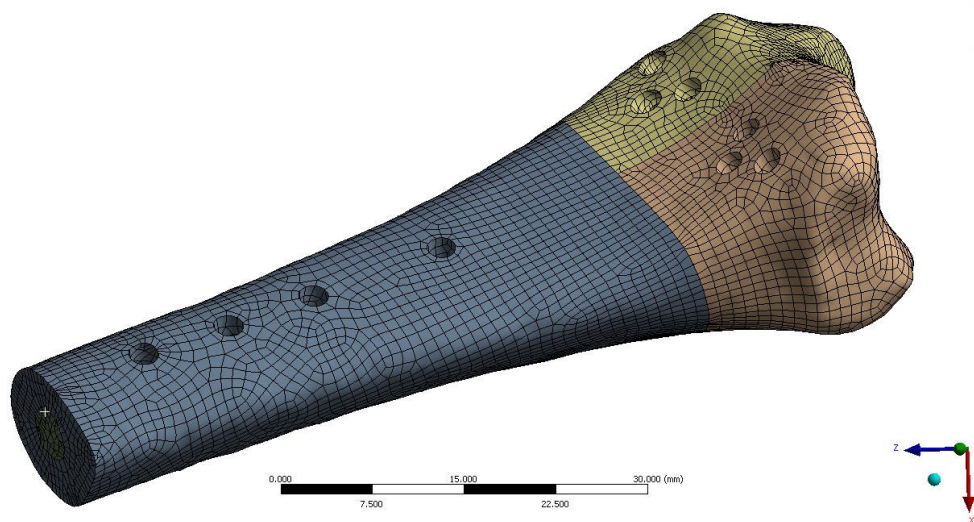
Na výpočtovém modelu byla vytvořena automatická sít', která byla následně upravena (viz. Obrázek č. 7.30) tak, aby převládaly šestistěnné prvky. Velikost elementů byla zvolena pro šrouby $0,65\text{ mm}$ (viz Obrázek č. 7.31), pro model kosti 1 mm (viz Obrázek č. 7.32) a pro dlahu $0,45\text{ mm}$ (viz. Obrázek č. 7.33).



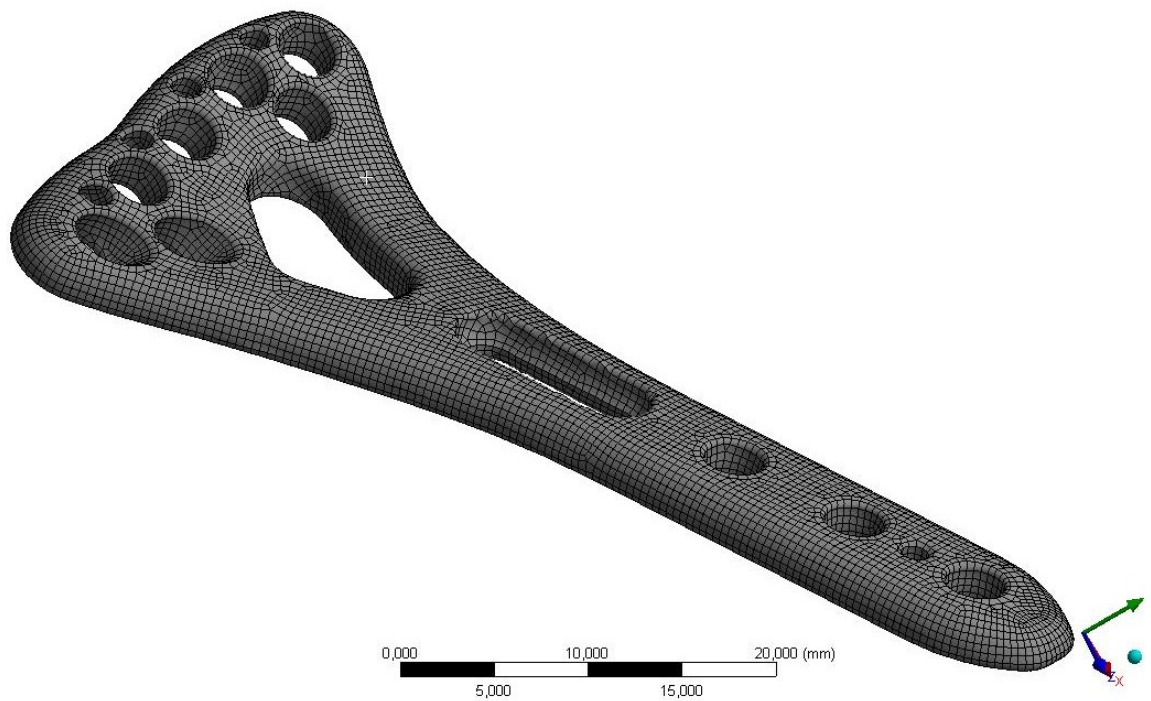
Obrázek č. 7.30 - Konečnoprvkový model (celek)



Obrázek č. 7.31 - Konečnoprvkový model šroubu



Obrázek č. 7.32 - Konečnoprvkový model kosti



Obrázek č. 7.33 - Konečnoprvkový model dlahy

Výpočtový model dlahy, šroubů a kosti obsahuje celkem 108 873 elementů a 356 792 uzlů.

8 PEVNOSTNÍ VÝPOČET IMPLANTÁTOVÉHO SYSTÉMU POMOCÍ MKP

Pevnostní výpočet implantátového systému byl řešen pomocí metody konečných prvků, dále pak MKP. Jedná se o nejpoužívanější numerickou metodou pro analýzu těles sloužící k simulaci průběhů napětí, deformací, vlastních frekvencí, proudění tepla, proudění tekutin atd. na vytvořeném fyzikálním modelu. Touto metodou získáváme uspokojivé výsledky pro technickou praxi.

8.1 Metoda konečných prvků

MKP vznikla díky potřebě řešit složité úlohy z pružnosti a strukturní analýzy v inženýrské praxi. Princip MKP spočívá v diskretizaci spojitého kontinua do určitého (konečného) počtu konečných rovinných, plošných nebo prostorových prvků. Hledané veličiny jsou zjišťovány v jednotlivých uzlových bodech. Metoda je užívána primárně pro kontrolu již navržených konstrukcí a zařízení, nebo pro zjištění nejnamáhavějšího místa konstrukce tj. kritického místa. MKP řeší pomocí soustavy lineárních či nelineárních rovnic úlohy, které nelze klasickými postupy. MKP je známa už delší dobu, avšak k masovému využití této metody přispěl až rozvoj výpočetní techniky^[10].

8.2 Analýza modelu implantátového systému

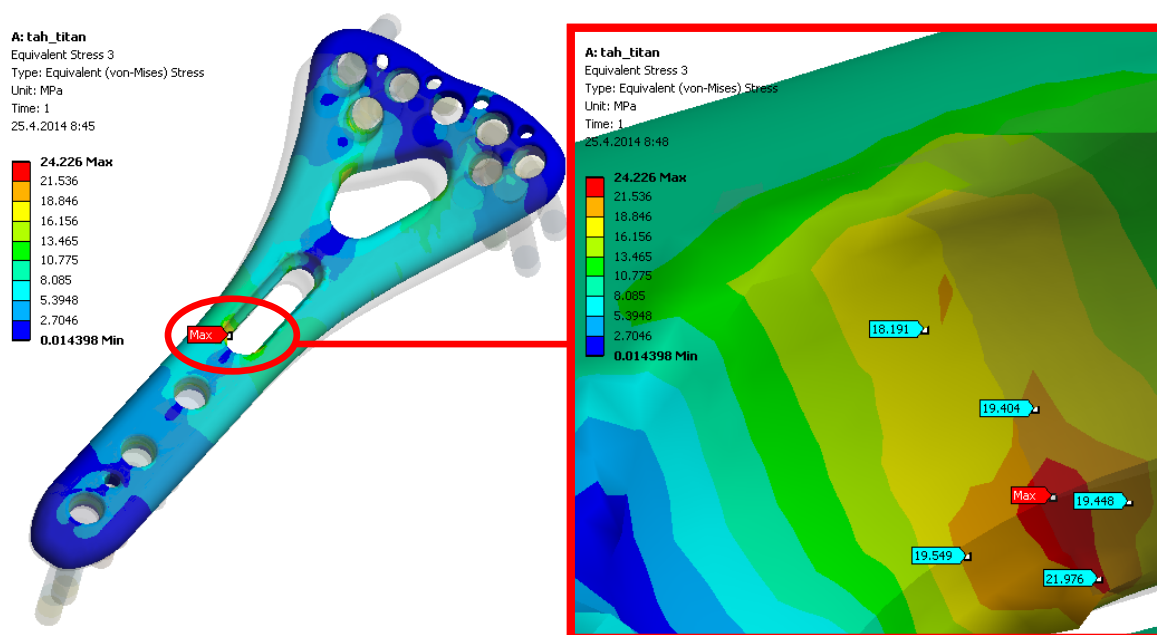
Cílem diplomové práce je pevnostní analýza a technické posouzení vybrané dlahy aplikované při osteosyntéze horní končetiny. Při pevnostním výpočtu dvou dlahových výpočtových modelu byly zjištěny maximální hodnoty napětí modelu dlahy pro zadanou tahovou a tlakovou sílu. Výpočty byly provedeny pro dva materiály (nerezavějící ocel 1.4441, titanová slitina Ti6Al4V). Napětí bylo posuzováno dle HMM hypotézy pevnosti.

8.2.1 Analýza počítačového modelu s aproximací radia pomocí pružného podkladu

Největší napětí dle HMM pevnostní hypotézy modelu implantátového systému vycházela ve standardním oválném otvoru dlahy. Výsledky napětí pro tahovou sílu je zapsáno v tabulce č. 8.1 a výsledky napětí pro tlakovou sílu je uvedeno v tabulce č. 8.2.

Zatížení TAH, implantátový systém - materiál titanová slitina Ti6Al4V

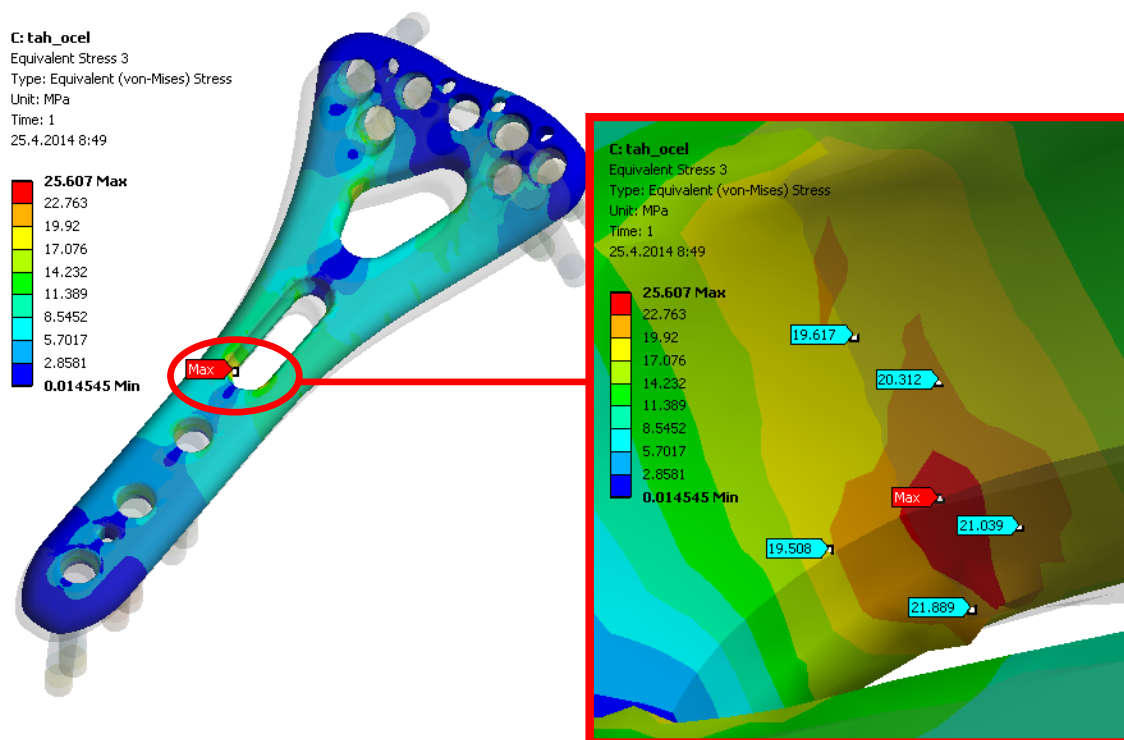
Při zatížení tahem titanového implantátu dlahy a šroubů dosahuje maximální napětí hodnoty 24,23 MPa (viz Obrázek č. 8.1).



Obrázek č. 8.1 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Zatížení TAH, implantátový systém - materiál ocel 1.4441

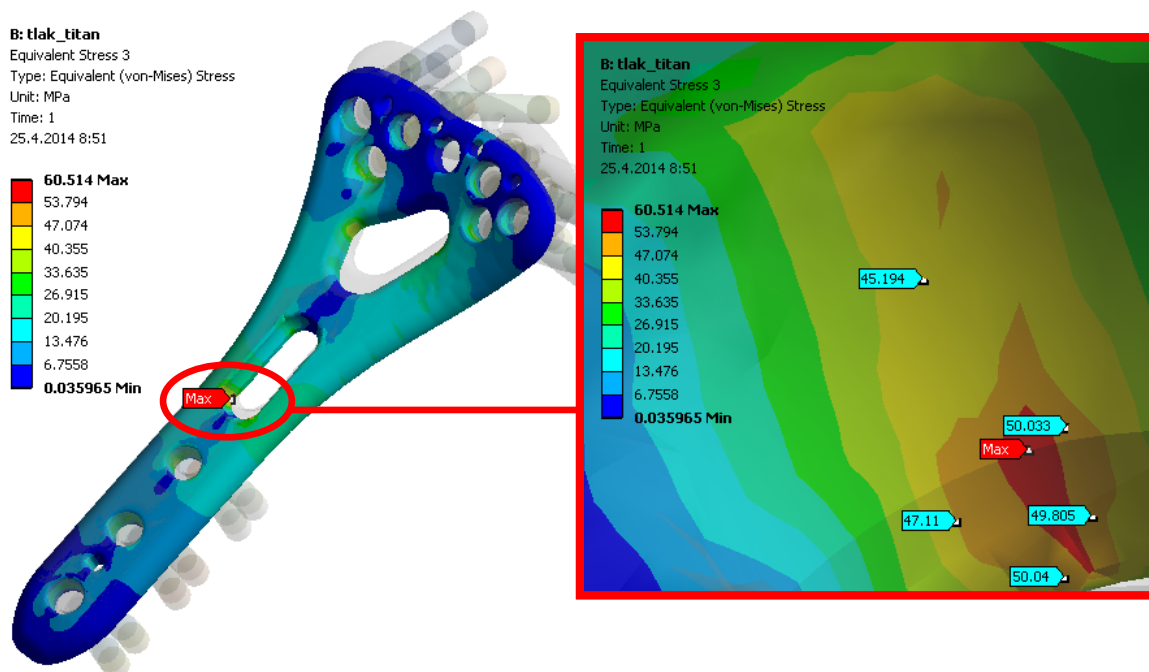
Při zatížení tahem ocelového implantátu dlahy a šroubů dosahuje maximální napětí hodnoty 25,61 MPa (viz Obrázek č. 8.2).



Obrázek č. 8.2 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Zatížení TLAK, implantátový systém - materiál titanová slitina Ti6Al4V

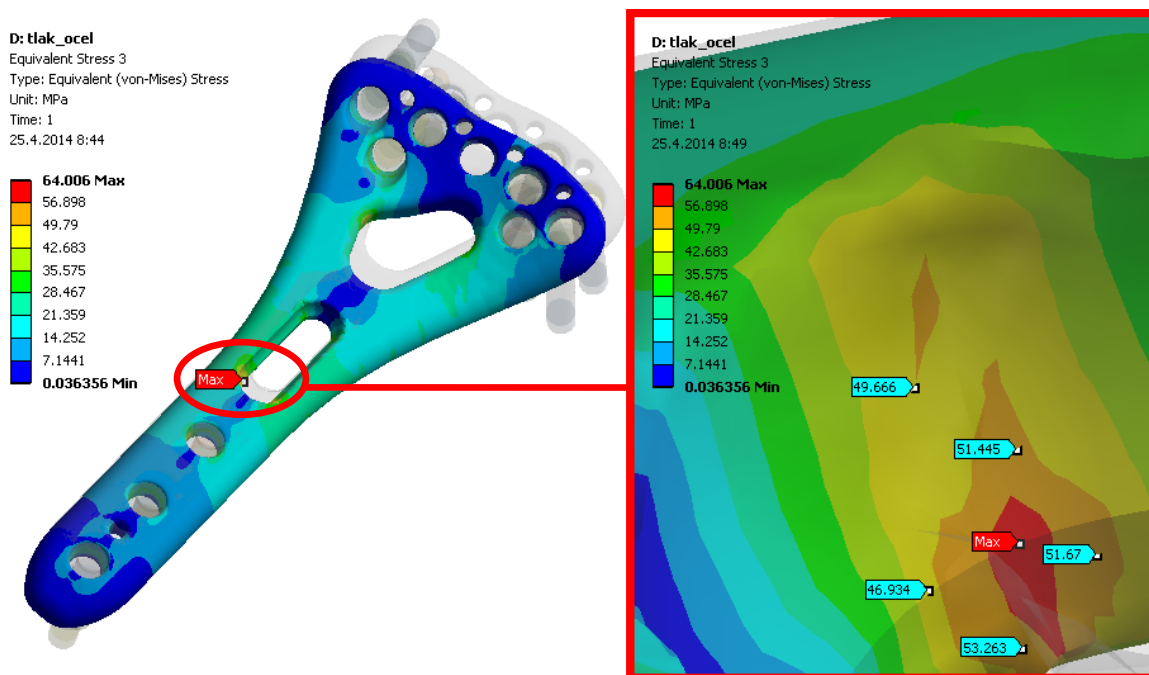
Maximální napětí titanového implantátu dlahy a šroubů dosahuje při zatížení tlakem hodnoty 60,51 MPa (viz Obrázek č. 8.3).



Obrázek č. 8.3 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Zatížení TLAK, implantátový systém - materiál ocel 1.4441

Maximální napětí ocelového implantátu dlahy a šroubů dosahuje při zatížení tlakem hodnoty 64,01 MPa (viz Obrázek č. 8.4).



Obrázek č. 8.4 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

8.2.2 Shrnutí výsledků analýzy modelu s aproximací radia pomocí pružného podkladu

Výsledky statické analýzy zjednodušeného modelu bez modelu vřetenní kosti při zatížení tahovou silou o velikosti 235,4 N jsou zobrazeny v tabulce č. 8.1 a při zatížení tlakovou silou o velikosti 588,4 N jsou v tabulce č. 8.2. Tabulka zobrazuje maximální hodnoty napětí dle hypotézy HMH.

Zatížení TAHEM	Materiál	
	Titanová slitina Ti6Al4V	Nerezavějící ocel 1.4441
Minimální mez kluzu materiálu Re [MPa]	758	690
Maximální výpočet napětí dle teorie HMH [MPa]	24,23	25,61
Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu	31,3	26,9

Tabulka č. 8.1 - Výsledky analýzy zjednodušeného modelu (zatížení tahem)

Zatížení TLAKEM	Materiál	
	Titanová slitina Ti6Al4V	Nerezavějící ocel 1.4441
Minimální mez kluzu materiálu Re [MPa]	758	690
Maximální výpočet napětí dle teorie HMH [MPa]	60,51	64,01
Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu	12,5	10,8

Tabulka č. 8.2 - Výsledky analýzy zjednodušeného modelu (zatížení tlakem)

Největší napětí dle hypotézy HMH bylo zjištěno v standardně oválném otvoru dlahy o hodnotě 64,01 MPa pro případ zatížení tlakem dlahy z materiálu nerezavějící oceli. Koeficient bezpečnosti vůči mezi kluzu je 10,8. Nejmenší napětí vyšlo pro oválný otvor titanové dlahy zatížené tahem. Napětí má hodnotu 24,23 MPa. Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu je 31,3.

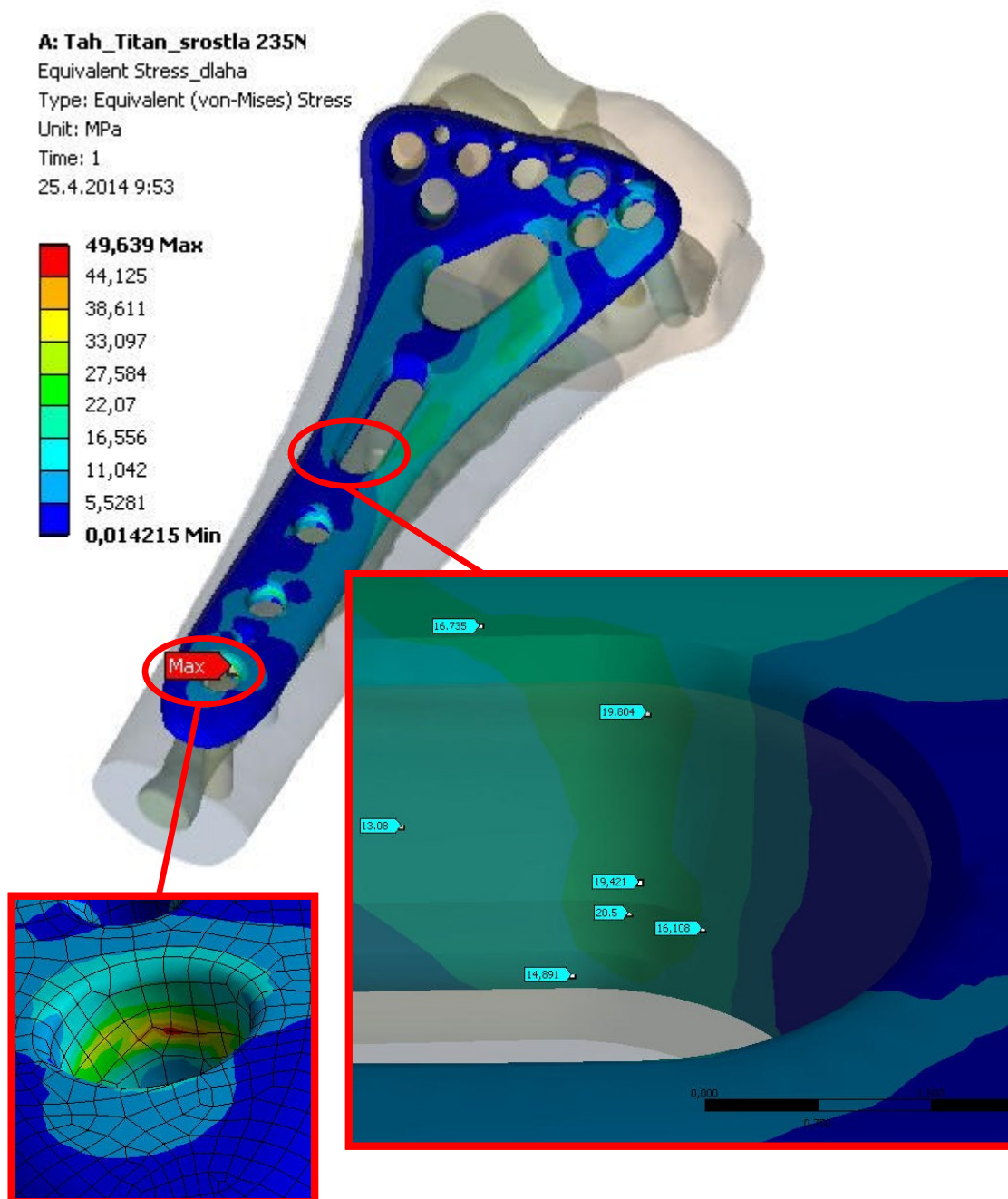
8.2.3 Analýza počítačového modelu dlahy přímo uchycené v modelu radia

Největší napětí v modelu implantátového systému bylo zjištěno dle pevnostní hypotézy HMM. Dle této hypotézy vycházely ve všech modelech maximální hodnoty napětí v otvorech pro šrouby (např. viz Obrázek č. 8.5). Tyto maximální hodnoty lze zanedbat, jelikož se jedná o kontaktní napětí, která jsou rozložena velikostně přes jeden element (např. viz Obrázek č. 8.5). K odstranění kontaktního napětí by se měla v okolí maximálního napětí zjemnit síť. Tím by poté maximální napětí vycházelo v oválném otvoru dlahy. Pokud by se zjemnila síť, došlo by k nárůstu počtu uzlů a tím pádem k prodloužení výpočtového času. Proto nebylo další zjemnění sítě provedeno. Posuzované místo na dlaze dle HMM hypotézy je ve standardním oválném otvoru. Výsledky napětí jsou zapsány v tabulce č. 8.3 a v tabulce č. 8.4.

Zatížení TAH

Kost srostlá, implantátový systém - materiál titanová slitina Ti6Al4V

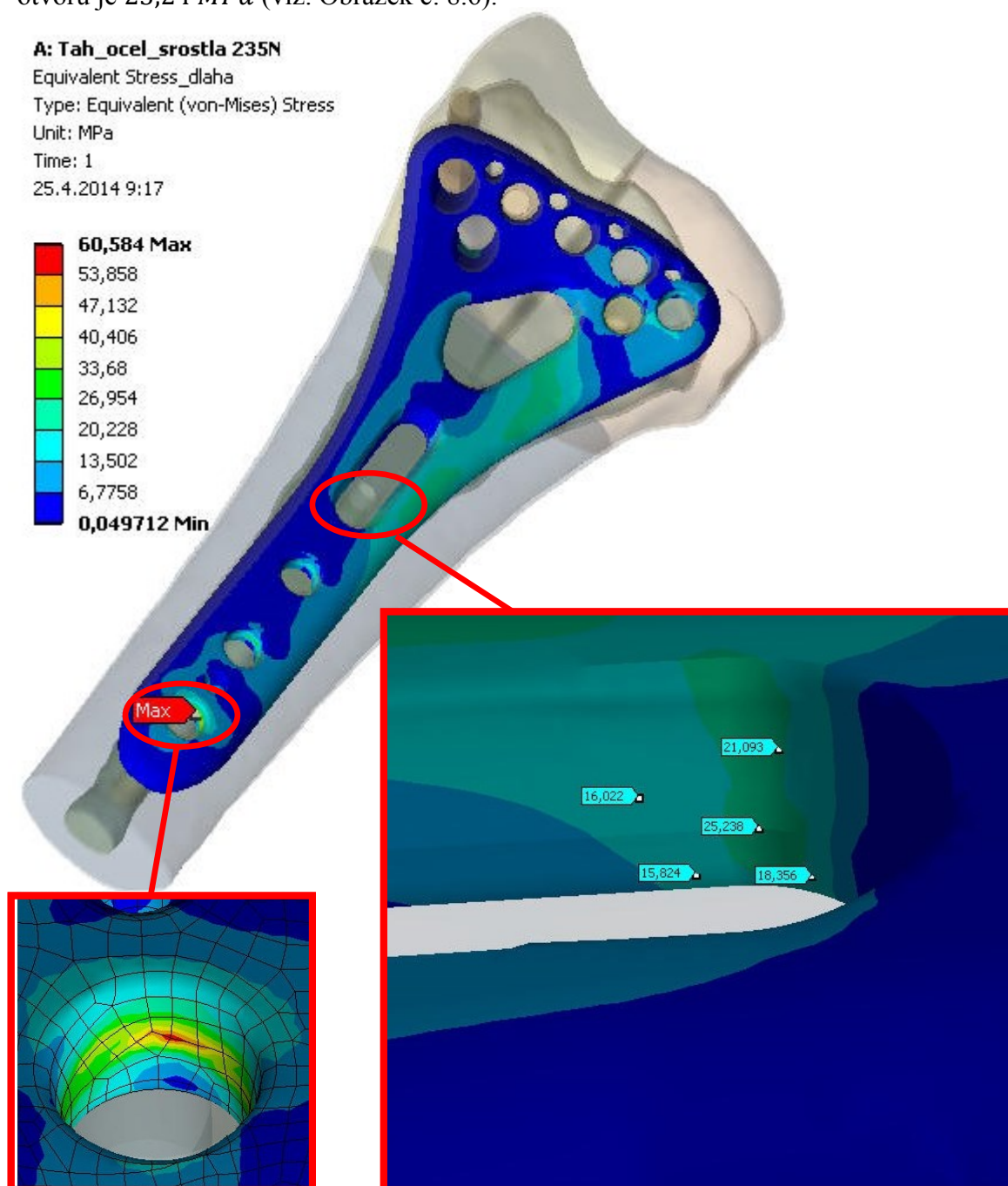
Pokud je kost srostlá, tak při zatížení tahem titanového implantátu dlahy a šroubů dosahuje kontaktní maximální napětí hodnoty $49,64 \text{ MPa}$. Maximální hodnota napětí, kterou lze brát v úvahu, je $20,5 \text{ MPa}$ (viz. Obrázek č. 8.5).



Obrázek č. 8.5 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HM)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Kost srostlá, implantátový systém - materiál nerezavějící ocel 1.4441

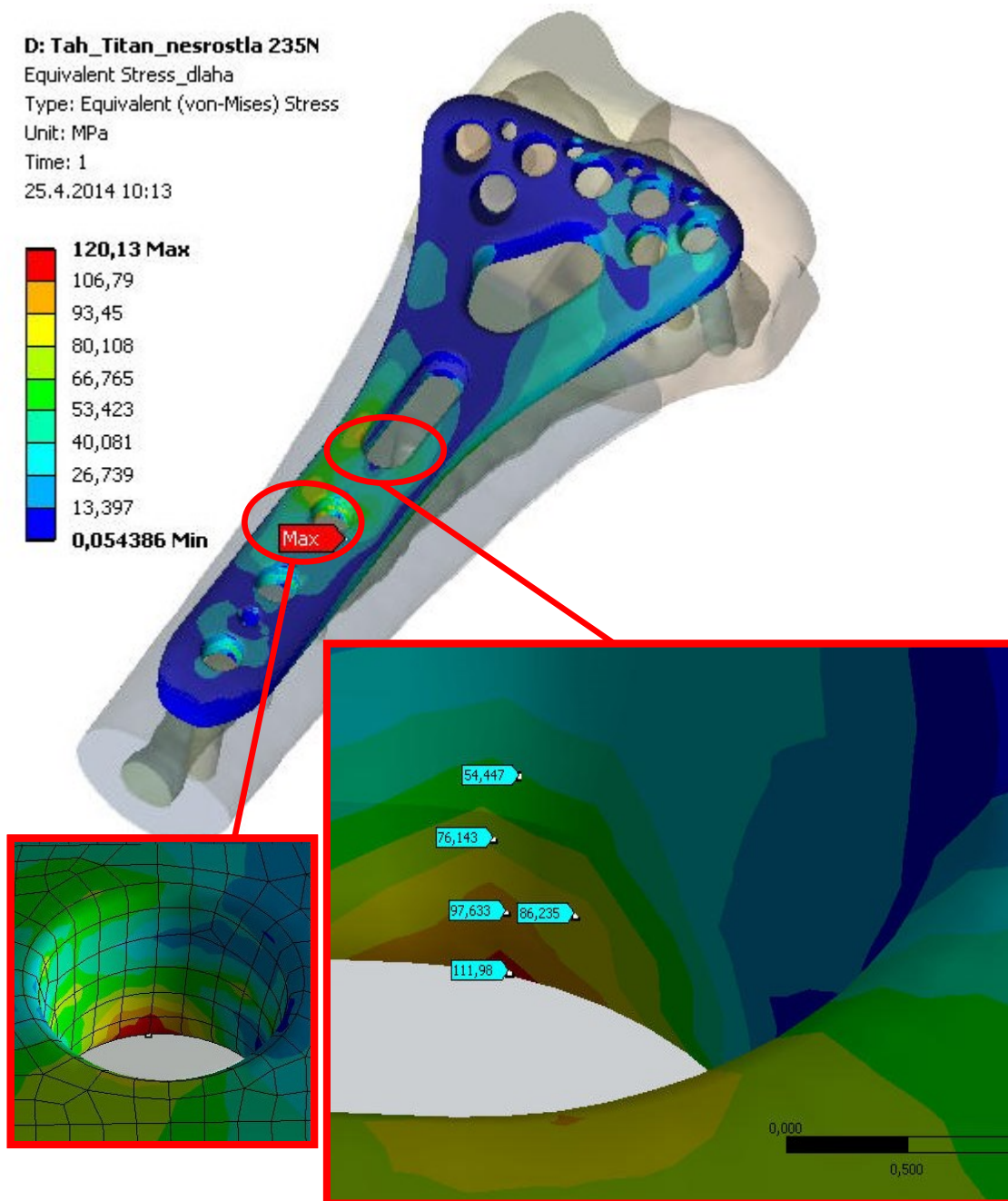
Pokud se zatíží tahem kost srostlá, titanový implantát dlahy a šrouby, dosahuje kontaktní maximální napětí hodnotu 60,58 MPa. Maximální hodnota napětí v oválném otvoru je 25,24 MPa (viz. Obrázek č. 8.6).



Obrázek č. 8.6 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HM)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Kost nesrostlá, implantátový systém - materiál titanová slitina Ti6Al4V

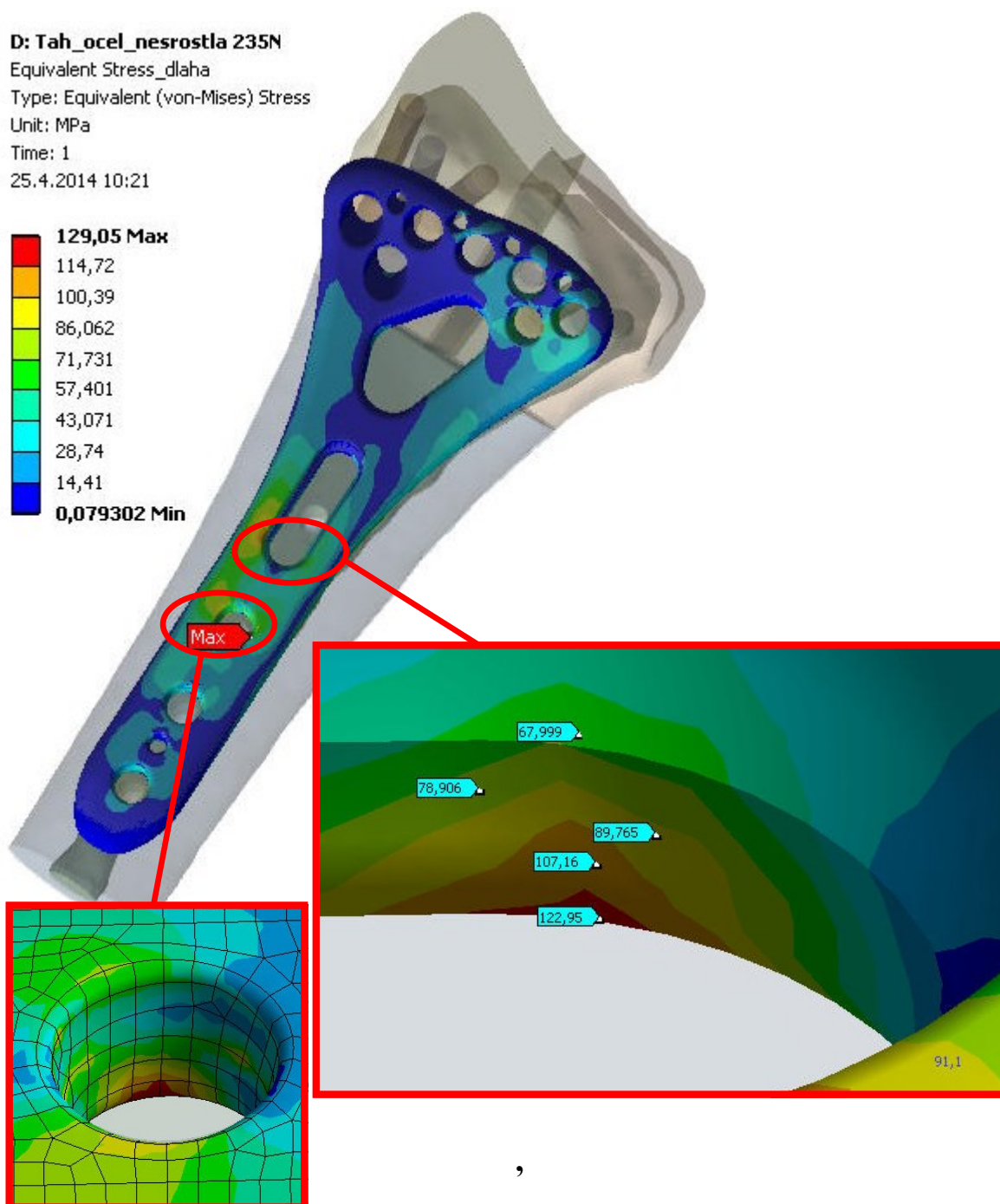
Při zatížení tahem dosahuje kontaktní maximální napětí hodnoty $120,13 \text{ MPa}$. Maximální hodnota napětí v oválném otvoru je $111,98 \text{ MPa}$ (viz. Obrázek č. 8.7).



Obrázek č. 8.7 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Kost nesrostlá, implantátový systém - materiál nerezavějící ocel 1.4441

Kontaktní maximální napětí vzniklé zatížením tahem 129,05 MPa . Maximální hodnota napětí v oválném otvoru je 122,95 MPa (viz. Obrázek č. 8.8).

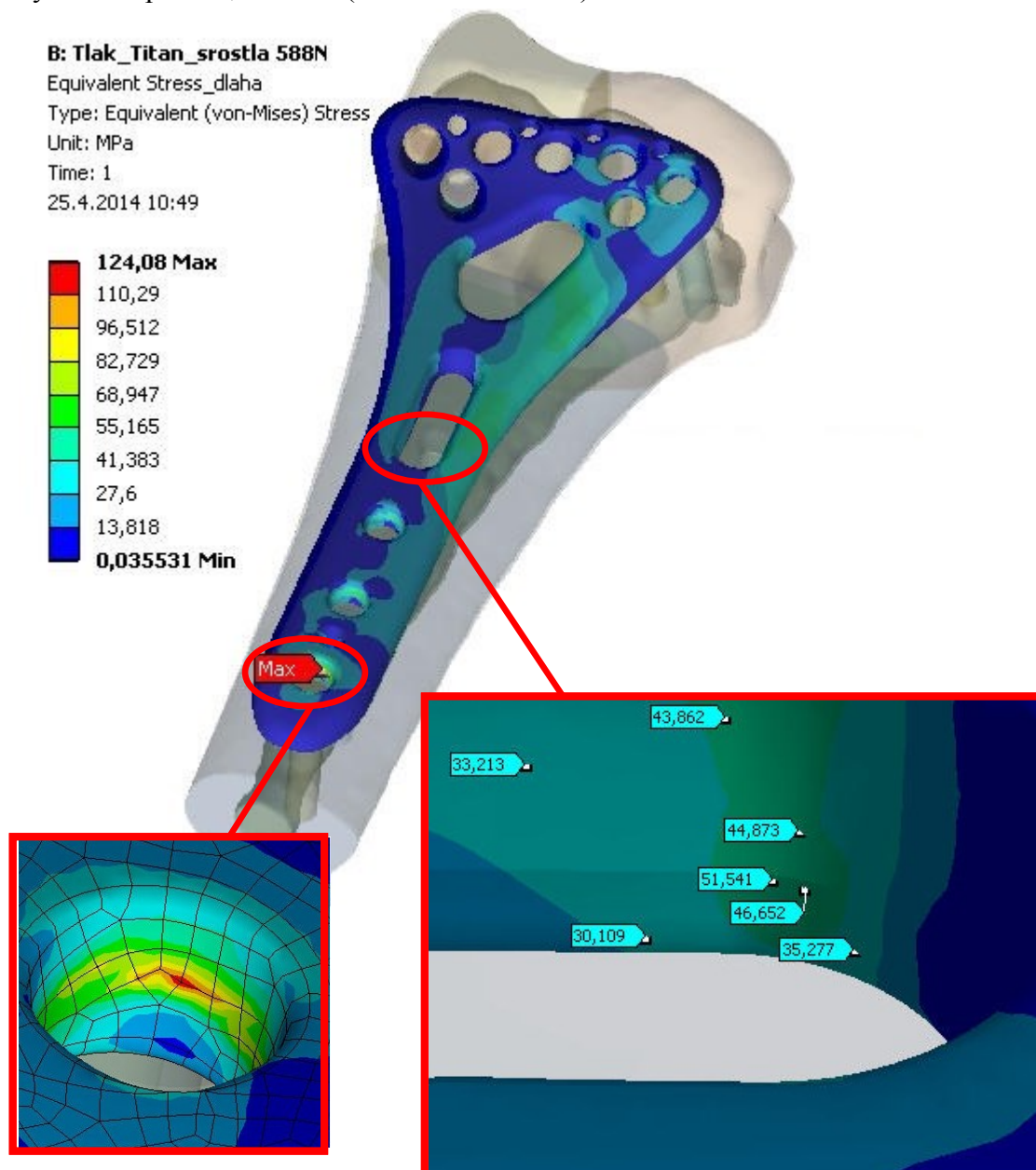


Obrázek č. 8.8 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Zatížení TLAK

Kost srostlá, implantátový systém - materiál titanová slitina Ti6Al4V

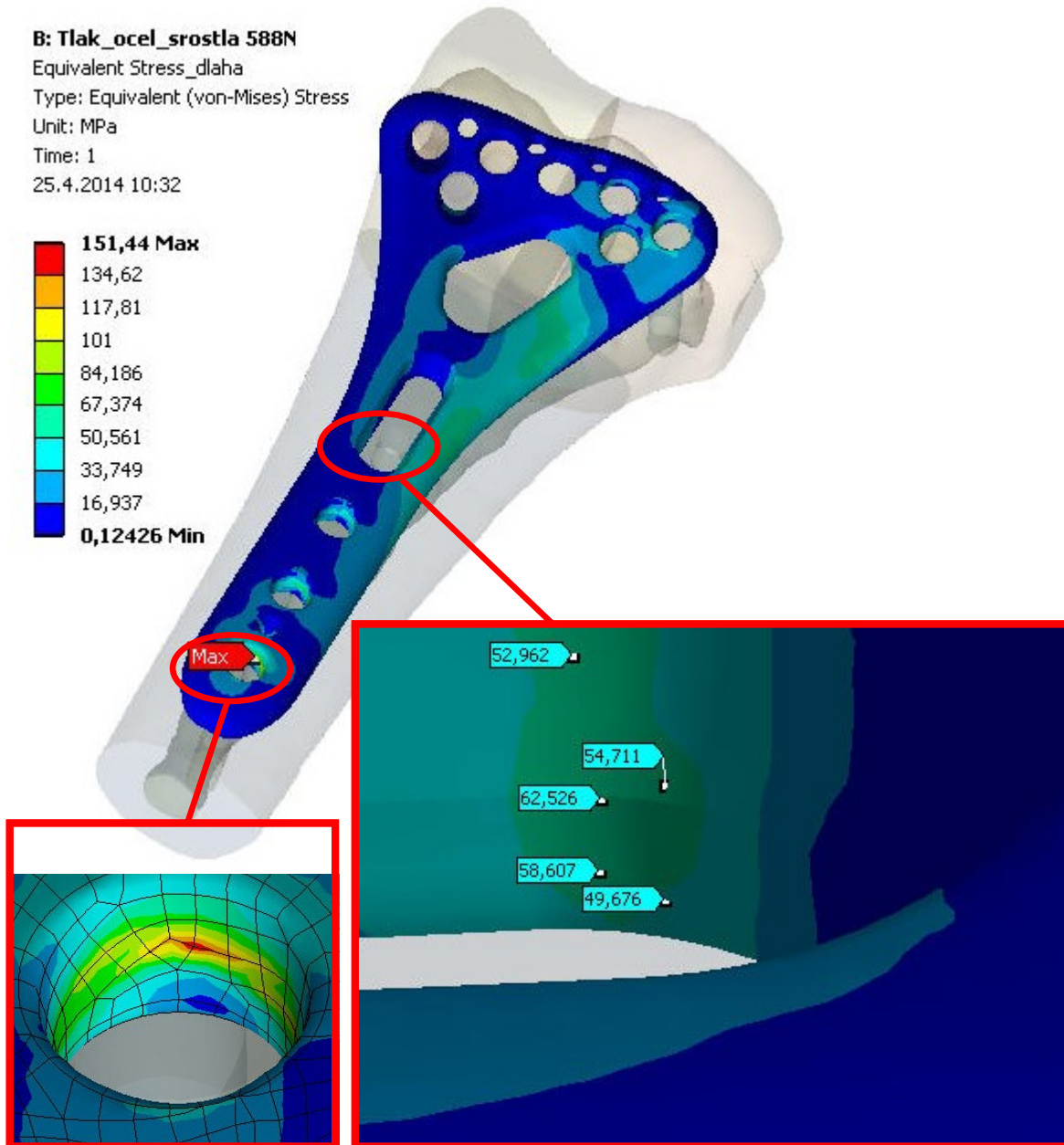
V tomto případě vyšlo kontaktní maximální napětí 124,08 MPa. V oválném otvoru vychází napětí 51,54 MPa (viz. Obrázek č. 8.9).



Obrázek č. 8.9 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HM)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Kost srostlá, implantátový systém - materiál nerezavějící ocel 1.4441

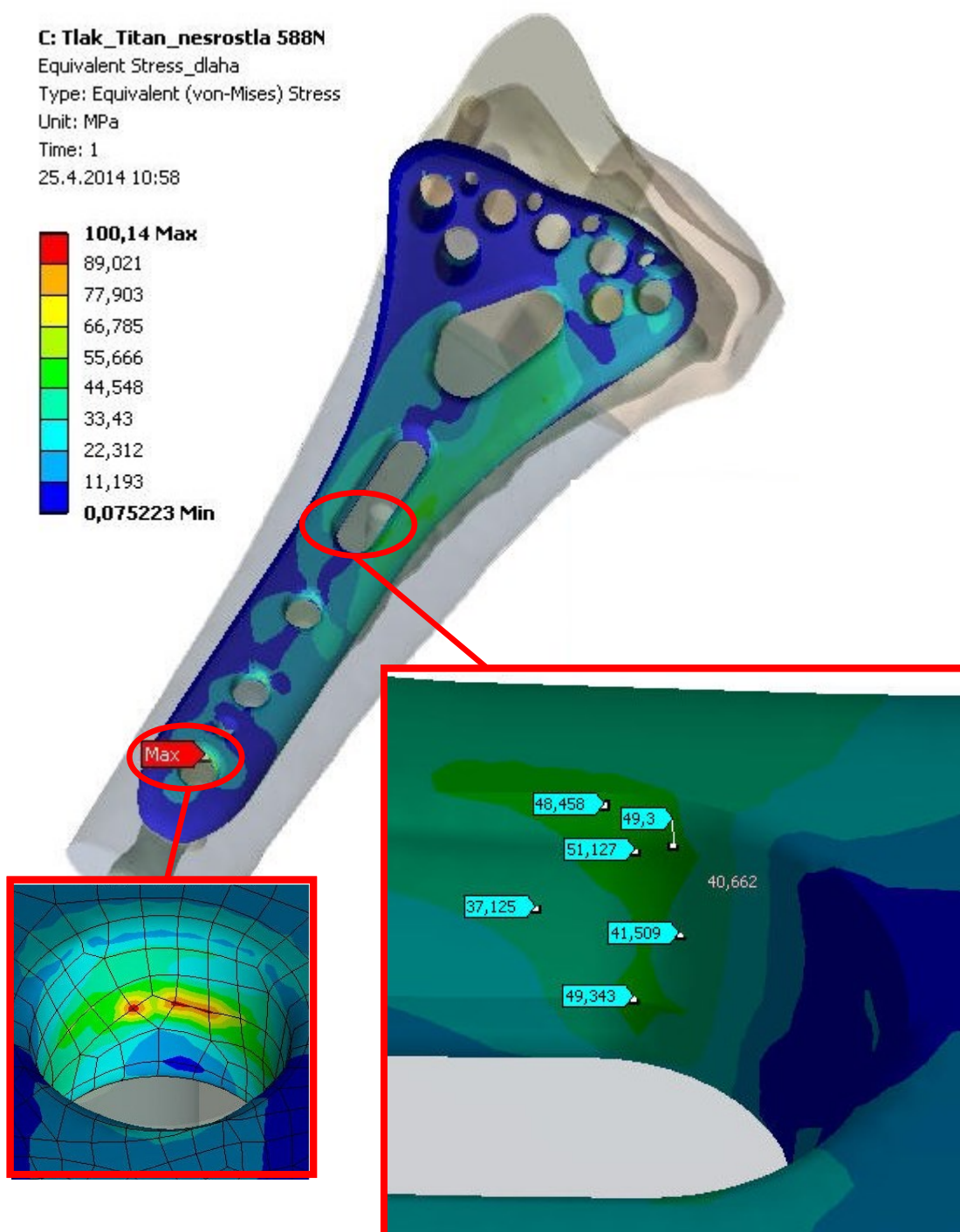
Pokud se zatíží tahem kost srostlá, titanový implantát dlahy a šrouby, dosahuje kontaktní maximální napětí hodnotu 151,44 MPa. Maximální hodnota napětí v oválném otvoru je 62,53 MPa (viz. Obrázek č. 8.10).



Obrázek č. 8.10 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Kost nesrostlá, implantátový systém - materiál titanová slitina Ti6Al4V

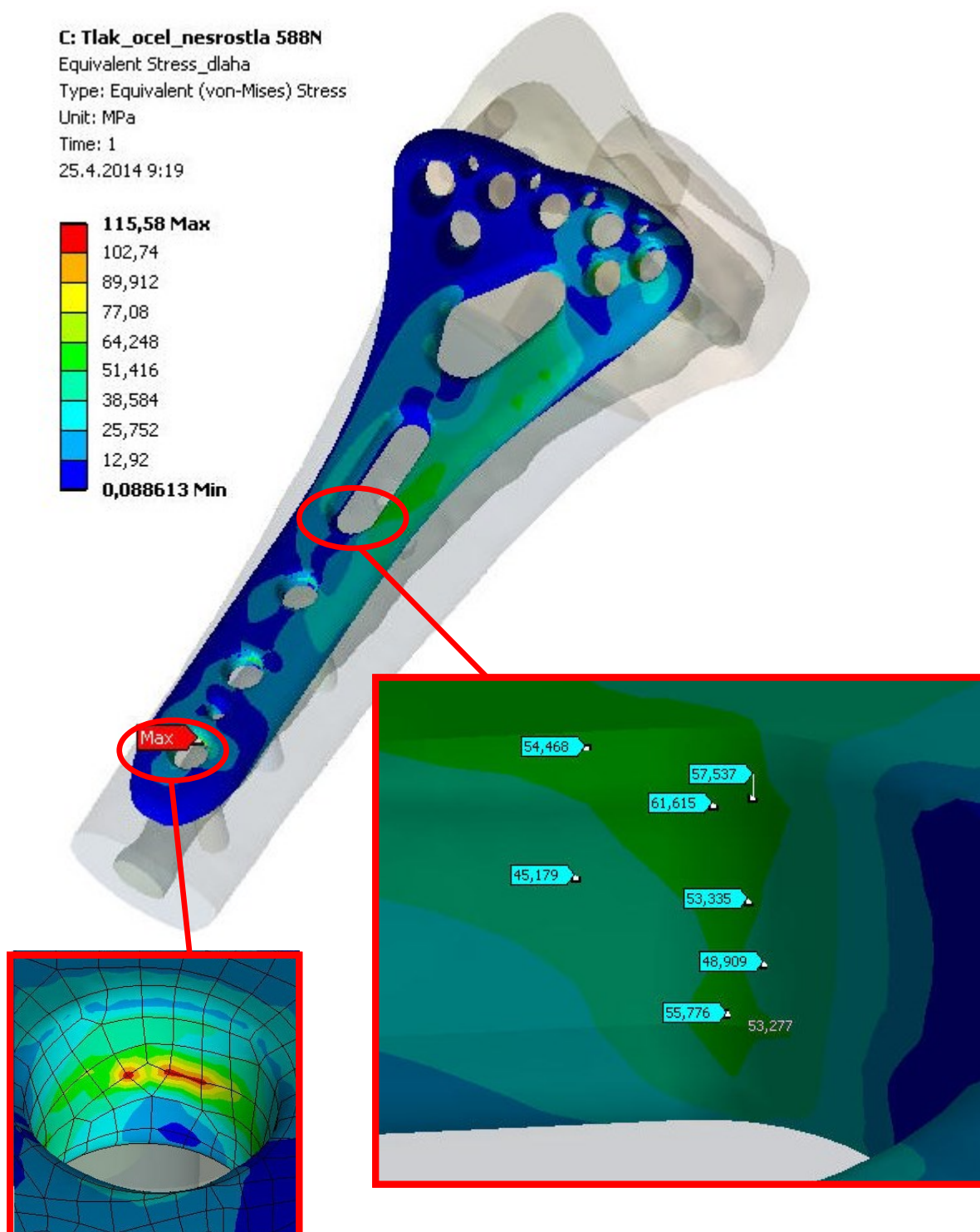
U nesrostlé kosti zatížení tlakem dosahuje maximální kontaktní napětí hodnoty 100,14 MPa). Maximální hodnota oválného otvoru je 51,13 MPa (viz. Obrázek č. 8.11).



Obrázek č. 8.11 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

Kost nesrostlá, implantátový systém - materiál nerezavějící ocel 1.4441

Zde dosahuje kontaktní maximální napětí hodnoty 115,58 MPa a maximální napětí v oválném otvoru je 61,62 MPa (viz. Obrázek č. 8.12).



Obrázek č. 8.12 - Výsledky průběhu napětí $\sigma_{(HMH)}$ [MPa] modelu implantátového systému

8.2.4 Shrnutí výsledků analýzy modelu dlahy přímo uchycené v modelu radia

Výsledky kvazi - dynamické analýzy modelu obsahující model vřetenní kosti při zatížení tahovou silou o velikosti 235,4 N jsou zobrazeny v tabulce č. 8.3. Při zatížení tlakovou silou o velikosti 588,4 N jsou uvedeny výsledky maximálních napětí v tabulce č. 8.4. Tabulka zobrazuje maximální hodnoty napětí dle hypotézy HMM hypotézy pevnosti.

Zatížení TAHEM		Materiál	
		Titanová slitina Ti6Al4V	Nerezavějící ocel 1.4441
Minimální mez kluzu materiálu Re [MPa]		758	690
Nesrostlá kost	Maximální výpočet napětí dle teorie HMM [MPa]	111,98	122,95
	Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu [-]	6,7	5,6
Srostlá kost	Maximální výpočet napětí dle teorie HMM [MPa]	20,5	25,24
	Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu [-]	37	27,3

Tabulka 8.3 - Výsledky statické analýzy obsahující model vřetenní kosti (zatížení tahem)

Zatížení TLAKEM		Materiál	
		Titanová slitina Ti6Al4V	Nerezavějící ocel 1.4441
Minimální mez kluzu materiálu Re [MPa]		758	690
Nesrostlá kost	Maximální výpočet napětí dle teorie HMM [MPa]	51,13	61,62
	Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu [-]	14,8	11,2
Srostlá kost	Maximální výpočet napětí dle teorie HMM [MPa]	51,54	62,53
	Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu [-]	14,7	11

Tabulka 8.4 - Výsledky statické analýzy obsahující model vřetenní kosti (zatížení tlakem)

Největší napětí bylo zjištěno v oválném otvoru dlahy v případě, kdy kost nebyla srostlá, zatěžovalo se tahem a implantátový systém byl z materiálu nerezavějící oceli. Hodnota napětí vyšlo 122,95 MPa. Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu byl 5,6. Nejmenší napětí vyšlo pro oválný otvor titanové dlahy zatížené tahem. Napětí má hodnotu 20,5 MPa. Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu je 37.

8.3 Tabulkové srovnání hodnot výpočtových modelů

Srovnání hodnot maximálních napětí dle hypotézy HMM modelů implantátového systému, který je vyroben z titanové slitiny nebo nerezavějící oceli, jsou uvedeny v tabulkách č. 8.5 a č. 8.6. Výsledky maximálních napětí jsou vzaty z výpočtového modelu s aproximací kosti pomocí pružného podkladu, tj. pružný podklad nahrazuje srostlou kost, a z výpočtového modelu s vymodelovanou kostí branou ve stavu, kdy je úplně srostlá.

Zatížení TAHEM	Materiál	
	Titanová slitina Ti6Al4V	Nerezavějící ocel 1.4441
Maximální napětí modelu bez kosti [MPa] (pružný podklad)	24,23	25,61
Maximální napětí modelu s kosti [MPa] (srostlá kost)	20,5	25,24
Rozdíl maximálních napětí modelu [%]	18,2	1,5

Tabulka č. 8.5 - Srovnání modelů implantátového systému (zatížení tahem)

Zatížení TLAKEM	Materiál	
	Titanová slitina Ti6Al4V	Nerezavějící ocel 1.4441
Maximální napětí modelu bez kosti [MPa] (pružný podklad)	60,51	64,01
Maximální napětí modelu s kosti [MPa] (srostlá kost)	51,54	62,53
Rozdíl maximálních napětí modelu [%]	17,4	2,4

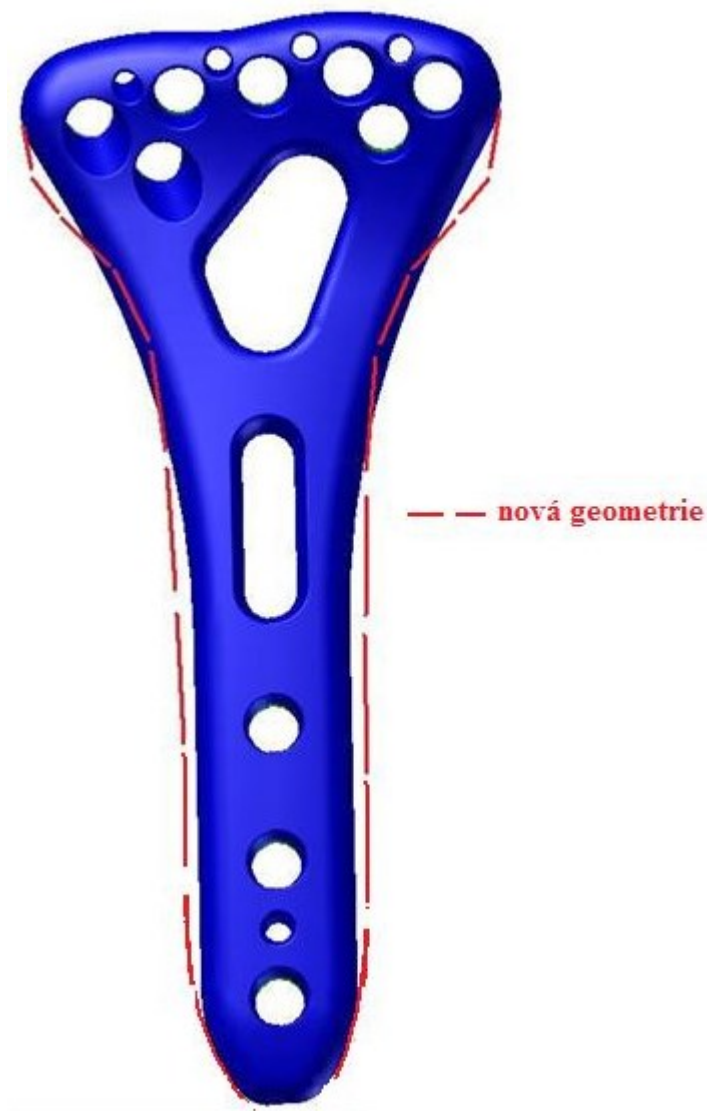
Tabulka č. 8.6 - Srovnání modelů implantátového systému (zatížení tlakem)

Z tabulky č. 8.5 je patrné, že při zatížení tahem modelů implantátových systémů z titanového materiálu je rozdíl ve výpočtu 18,2 %. Při zatížení tahem modelu z oceli s a bez vymodelované kosti je rozdíl ve výpočtu 1,5 %. Tabulka č. 8.6 srovnává modely zatížené tlakem. Zde je rozdíl v hodnotách maximálního napětí v modelech z titanové slitiny bez a s vymodelovanou kostí 17,4 %. U modelů implantátových systémů z nerezavějící oceli je rozdíl v napětí 2,4%

Rozdíly 1,5 % a 2,4 % ve výsledcích maximálních napětí dle HMM hypotézy pro modely z nerezavějící oceli jsou dostatečně přesné. Při zjemnění sítě dlahy, z velikosti elementu 0,45 mm na velikost 0,37 mm, jsem získal, pro případ zatížení tahem titanového implantátového systému bez vymodelované vřetenní kosti, maximální napětí 24,31 MPa. Což je vůči hodnotě 24,23 MPa zanedbatelné. Další zjemňování sítě dlahy nebylo tedy provedeno

9 NÁVRH ÚPRAVY TVARU DLAHY PRO VNITŘNÍ FIXACI HORNÍ KONČETINY

Statickou analýzou dlahy pro vnitřní fixaci horní končetiny byl zjištěn napěťový průběh. Maximální napětí vychází ve standardním oválném otvoru dlahy. Zvětšením rozměru dříku dlahy (viz. Obrázek č. 9.1) by došlo ke snížení napětí v kritickém místě dlahy. Úprava dlahy v CAD programu a následný výpočet v MKP programu nebyl proveden v této práci.



Obrázek č. 9.1 - Návrh úpravy tvaru dlahy

10 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo provést rozbor možností osteosyntézy horní končetiny. Dále byl proveden rozbor zatížení vybrané dlahy pro horní končetinu a následně byla provedena pevnostní analýza a technické posouzení vybrané dlahy aplikované při osteosyntéze.

Diplomovou práci jsem rozdělil na teoretickou a praktickou část. V teoretické části diplomové práce bylo popsáno vznik zlomeniny distálního radia, anatomie kosti, biomechanika, klasifikace zlomeniny atd.

Následující praktická část diplomové práce byla zaměřena na rozbor zatížení a volbu okrajových podmínek uchycení dlahy pro vnitřní fixaci horní končetiny. V úvodní části této kapitoly bylo popsáno zjednodušení modelu implantátového systému, v podobě nahrazení šroubů kostních uzamykatelných válcovými plochami, z důvodu snadnějšího modelování a zjednodušení výpočtu. Další část kapitoly popisovala použité materiály a jejich vlastnosti. Zde byla použita titanová slitina Ti6Al4V a nerezavějící ocel 1.4441 na dlahu a šrouby. Pro výpočet byl použit software Ansys Workbench verze 14.5 a 15. Byly vytvořeny dva výpočtové modely. V prvním výpočtovém modelu je kost vřetenní zanedbána a nahrazena pružným podkladem. Na výpočtový model s použitím pružného podkladu byly použity slepené kontakty k vytvoření vazeb mezi jednotlivými tělesy modelu. Při zadávání okrajových podmínek byl na šrouby v místech zašroubení do kosti použit pružný podklad, který vhodně zjednodušuje jinak velice složité spojení mezi šroubem a kostí. Na šrouby v místech kosti vřetenní byly aplikována tahová a tlaková síla. První, tahová síla o velikosti $235,4\text{ N}$ byla spočtena pro případ, pokud člověk zvedne závaží o hmotnosti 20 kg . Jestliže člověk o hmotnosti 100 kg vstává ze židle a opírá se o ruce, tak kost vřetenní je zatěžována tlakovou silou $588,4\text{ N}$. Následně byla sepsána kapitola o síti konečných prvků výpočtového modelu za pomoci prvků Solid 186 a 187.

Pro druhý výpočtový model je kost vřetenní vymodelována a použita pro výpočet. Kost byla následně upravená pro jednodušší výpočet. Zde jsem uvažoval případy, kdy kost je srostlá nebo nesrostlá. Na výpočtový model srostlé kosti byly použity pouze slepené kontakty k vytvoření vazeb mezi jednotlivými tělesy modelu. Na výpočtový model nesrostlé kosti byly použity jak slepené kontakty, tak kontakty se třením. Tahová síla velikosti 235,4 N a tlaková síla velikosti 588,4 N byly aplikovány na plochy spongiózní a kortikální tkáně kosti vřetenní. Anatomie horní končetiny člověka udává, že kost vřetenní je v distální části v kontaktu s kostmi zápěstními, přesněji s kosti poloměsíčitou a kosti loďkovitou. Tyto kosti byly nahrazeny pružným podkladem. Na šrouby v místech kosti vřetenní byly aplikovaná tahová a tlaková síla. V závěru této části diplomové práce byla sepsána kapitola o síti konečných prvků výpočtového modelu.

V další kapitole diplomové práce byly provedeny pevnostní výpočty pomocí metody konečných prvků, kde v úvodu této kapitoly byla popsána metoda konečných prvků. Bylo provedeno 6 analýz pro model z titanové slitiny a 6 analýz pro model z nerezavějící oceli, tedy celkem 12 analýz modelu implantátového systému. Pro model implantátového systému, kde vřetenní kost je aproximována pružným podložím, byly počítány 4 analýzy, ze kterých bylo zjištěno, že maximální výsledné napětí na dlaze vychází pro tlakové zatížení a pro materiál nerezavějící ocel. Hodnota maximálního napětí dle HMH pevnostní hypotézy je 64,01 MPa. Koeficient bezpečnosti vzhledem k mezi kluzu činí 10,8. Z 8 analýz výpočtových modelů srostlé a nesrostlé kosti vyplývá, že maximální výsledné napětí dle HMH pevnostní hypotézy vychází pro případ, když je nesrostlá kost a dlaha vyrobená z nerezavějící oceli zatížená tahem. Hodnota napětí dle HMH hypotézy činí 122,95 MPa. Koeficient bezpečnosti vůči mezi kluzu je 5,6. Při porovnání výsledků výpočtového modelu srostlé kosti a modelu s aproximací radia pomocí pružného podloží, vychází rozdíly ve výpočtech dlahy z nerezavějící oceli při zatížení tahem 1,5%, při zatížení tlakem 2,4%. Ve výpočtech dlahy z titanové slitiny vychází pro případ tahového zatížení 18,2% a pro případ tlakového zatížení 17,4%. Výsledky hodnot napětí byly v jednotlivých kapitolách uvedeny v tabulkách.

Dlaha na vnitřní fixaci horní končetiny se nepoškodí při zatížení, které je popsáno v kapitolách diplomové práce.

V poslední kapitole diplomové práce byla provedena rozvaha nad možnou úpravou tvaru dlahy, ke snížení napětí v místě standardního oválného otvoru na dlaze. Řešení úprav tvaru dlahy a následných výpočtů již nejsou cílem diplomové práce. Do budoucna bych navrhoval testování dlahy na únavu a prozkoumat vliv namáhání ohybem na dlahu.

Tato práce vznikla ve spolupráci s českou firmou MEDIN a.s. (Nové Město na Moravě), výrobcí lékařských nástrojů a je řešena v Projektu TA03010804 - Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky (2013-2016, TA0/TA). Poskytovatelem tohoto projektu je TA0 - Technologická agentura České republiky (TA ČR), program projektu je veden pod názvem TA - Program na podporu aplikovaného výzkumu a experimentálního vývoje ALFA (2011-2019).

11 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Literatura:

- [1] FRYDRÝŠEK, K., TVRDÁ, K., JANČO, R.: Příručka konstrukcí na pružném podkladu. 1. vydání. VŠB – Technická univerzita Ostrava 2013, 1691s. ISBN 978-80-248-3238-8.
- [2] JOŘENEK, J.: Biomechanika - Externí fixátor pro pelvis a acetabulum, diplomová práce (thesis head: Assoc. Prof. Karel Fydrýšek), Faculty of Mechanical Engineering, VŠB – Technical University of Ostrava, Ostrava, Czech Republic, 2012, pp. 1-65.
- [3] Dokumentation of the MEDIN a.s. company.
- [4] FRYDRÝŠEK, K., NIKODÝM, M. aj; Nosníky a rámy na pružném podkladu 3. 1. vydání. VŠB – Technická univerzita Ostrava 2010, 611s. ISBN 978-80-248-2257-0.
- [5] ČIHÁK, R.: Anatomie 1. 2. Vydání, Praha: Grada, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [6] WALKER, R.: Velká rodinná encyklopedie LIDSKÉ TĚLO. Vydání, Praha: Nakladatelství Slovart, 2003, 304 s. ISBN 80-7209-477,7.
- [7] RUBER, V.: Algoritmus ošetření zlomenin distálního radia s důrazem na nitrokloubní zlomeniny, disertační práce (thesis head: Assoc. Doc. MUDr. Michal Mašek), Lékařská fakulta, Masarykova Universita, Brno, 2009, pp. 1-132.
- [8] FRYDRÝŠEK, K.: Nosníky a rámy na pružném podkladu 1. 1. vydání. VŠB – Technická univerzita Ostrava 2006, 463s. ISBN 80-248-1244-4.
- [9] FRYDRÝŠEK, K., JANČO, R. aj: Nosníky a rámy na pružném podkladu 2. 1. vydání. VŠB – Technická univerzita Ostrava 2008, 516s. ISBN 978-80-248-1743-9.
- [10] LENERT, Jiří; Úvod do metody konečných prvků. 1. vydání. VŠB – Technická univerzita Ostrava 1999, 110s. ISBN 80-7078-686-8.

Elektronické zdroje:

- [11] Kostra - Stavba kosti a kloubu [online]. 2010 [cit. 2014-02-10]. Dostupné z [www: < http://vyuka.zsjarose.cz/index.php?action=lesson_detail&id=261 >](http://vyuka.zsjarose.cz/index.php?action=lesson_detail&id=261).

- [12] Velký lékařský slovník [online]. [cit 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://lekarske.slovniky.cz/> >.
- [13] WikiSkripta - Anatomické názvosloví [online]. 2014 [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < http://www.wikiskripta.eu/index.php/Anatomické_názvosloví >.
- [14] Metoda konečných prvků [online]. 2013 [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < http://cs.wikipedia.org/wiki/Metoda_konečných_prvků >.
- [15] Titan Ti6Al-4V [online]. [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://www.makeitfrom.com/material-data/?for=Cast-Grade-5-Titanium> >.
- [16] Zdravotnické noviny - Operační řešení zlomenin distálního radia [online]. 2013 [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/operacni-reseni-zlomenin-distalniho-radia-472284> >.
- [17] Zdravotnické noviny - Osteosyntéza - směřování k biologickému řešení [online]. 2004 [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/osteosynteza-smerovani-k-biologicckemu-reseni-162116> >.
- [18] Wiley Online Library [online]. [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ca.1069/pdf> >.
- [19] Wrist - fractures [online]. 2008 [cit 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://rad.desk.nl/en/476a23436683b> >.
- [20] Zdravotnické noviny - Zlomeniny distálního předloktí [online]. 2002 [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/zlomeniny-distalniho-predlokti-146846> >.
- [21] Nerezová ocel 1.4441 [online]. [cit. 2014-02-10]. Dostupné z www: < <http://www.swissprofile.com/data/documents/fiches-techniques/EN/316Lmedical.pdf> >.
- [22] Biomechanika kosterního systému [online]. [cit 2014-02-10]. Dostupné z www: < http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/BIOM_Kosterni_subsystem.pdf >.
- [23] Mechanické namáhání, principy zranění [online]. [cit 2014-02-10]. Dostupné z www: < http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Mechanicke_namahani_principy_zraneni.pdf >.

- [24] Mechanical properties of bone [online]. [cit 2014-02-10]. Dostupné z www: <
http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php>.
- [25] Srovnání hlavních mechanických vlastností různých biomateriálů [online]. [cit
2014-02-10]. Dostupné z www: <
<http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech&node=node104>
>.

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: DVD-ROM

Výpočty modelů v softwaru Ansys