



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV AUTOMOBILNÍHO A DOPRAVNÍHO  
INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF AUTOMOTIVE ENGINEERING

## BIOMECHANICKÁ STUDIE DLAH HORNÍ KONČETINY

BIOMECHANICAL STUDY OF THE UPPER EXTREMITY PLATES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

LUKÁŠ LINHART

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2013

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav automobilního a dopravního inženýrství

Akademický rok: 2012/2013

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

student(ka): Lukáš Linhart

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Stavba strojů a zařízení (2302R016)**

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

### **Biomechanická studie dlah horní končetiny**

v anglickém jazyce:

### **Biomechanical study of the upper extremity plates**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Na ÚMTMB se provádí, v rámci diplomových a doktorských prací, deformačně napěťové analýzy dlah používaných k fixaci zlomenin různých kostí lidského těla. Zpravidla se jedná o analýzu konkrétního typu dlahy. Cílem zadané práce je vytvoření širšího přehledu o historii a současnosti fixace zlomenin aplikací dlah na horní končetině.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Stručná historie a použití dlah při fixaci zlomenin horní končetiny.
3. Vytvoření přehledu, v současné době používaných dlah na fixaci zlomenin horní končetiny.
4. Popis principu a posouzení LCP dlah.

Seznam odborné literatury:

- [1] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [2] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [3] Dungl, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8
- [4] D. Filipowicz et al.: Biomechanical comparison of compression plate fixation, Vet Comp Orthop Traumatol 4/2009

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2012/2013.

V Brně, dne 20.11.2012

L.S.

---

prof. Ing. Václav Pištěk, DrSc.  
Ředitel ústavu

---

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



## ABSTRAKT

Tato práce se zabývá možnostmi a principy fixace fraktur horní končetiny. Je rozdělena do pěti kapitol. Úvodní kapitola pojednává o biomechanice a jejím zařazení do soudobé vědy. V další kapitole je popsána stručná historie léčení a fixace fraktur horní končetiny. Třetí kapitola je věnovaná anatomii horní končetiny, jejíž znalost je pro efektivní fixaci fraktur na horní končetině nezbytná. Čtvrtá kapitola je věnovaná klasifikaci a popisu typů osteosyntéz vnitřní fixace na horní končetině. Dále je v této kapitole pojednáno o principu a mechanismu LCP fixace. V poslední páté kapitole je podrobně popsána deformačně napěťová analýza konkrétní humerální LCP dlahy. Pro vytvoření výpočtového modelu a řešení deformace a napjatosti bylo využito programů SolidWorks a ANSYS Workbench.

## KLÍČOVÁ SLOVA

Horní končetina, osteosyntéza, traumatologie, biomechanika, ortopedie, LCP dlaha, LCP šroub, kortikální šroub, spongiózní šroub.

## ABSTRACT

This work deals with the possibilities and principles of fixation of fractures of the upper limb. It is divided into five chapters. The introductory chapter discusses the biomechanics and its inclusion in contemporary science. The next chapter describes a brief history of healing and fixation of fractures of the upper limb. The third chapter is devoted to the anatomy of the upper limb, knowledge of which is the effective fixation of fractures of the upper extremity necessary. Another chapter is devoted to the classification and description of the type of osteosynthesis internal fixation of the upper limb. Furthermore, this chapter discusses the principles and mechanisms of LCP fixation. The last fifth point is detailed study of specific humeral locking plate. To create a computational model was used SolidWorks software and ANSYS Workbench.

## KEYWORDS

Upper limb, osteosynthesis, traumatology, biomechanics, orthopedics, LCP, LCP screw, cortical screw, cancellous screw.



## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

Linhart, L., *Studie dlah pro horní končetinu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 57 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.



## ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že tato práce je mým původním dílem, zpracoval jsem ji samostatně pod vedením doc. Ing. Zdeňka Floriana, CSc. a s použitím literatury uvedené v seznamu.

V Brně dne 24. května 2013

.....

Lukáš Linhart



## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji panu doc.Ing. Zdeňku Florianovi, CSc., vedoucímu práce za ochotu, konzultace, trpělivost, cenné rady a připomínky.

Dále děkuji Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za cenné rady při práci se softwarem Ansys Workbench.

V neposlední řadě děkuji své rodině za všestrannou podporu ve studiu a své přítelkyni Zdeňce, která mi je oporou.







## OBSAH

|  |    |
|--|----|
| Úvod.....  | 9  |
| 1 Popis problémové situace.....  | 10 |
| 2 Formulace problémů a cílů řešení.....                                    | 11 |
| 3 Rešeršní studie .....  | 11 |
| 4 Biomechanika.....  | 13 |
| 4.1 Zařazení biomechaniky .....  | 13 |
| 5 Historie fixace a léčení fraktur.....                                    | 16 |
| 6 Anatomie horní končetiny.....  | 19 |
| 6.1 Nauka o kostech, osteologie.....                                       | 20 |
| 6.2 Kosti horní končetiny, ossa membri superioris .....                    | 22 |
| 6.2.1 Pletenec horní končetiny, cingulum membri superioris.....            | 22 |
| 6.2.2 Kostra volné horní končetiny, skeleton membri superioris liberi..... | 24 |
| 6.2.3 Kosti předloktí, ossa antebrachii.....                               | 24 |
| 6.2.4 Kosti ruky, ossa manus .....   | 26 |
| 7 Typy osteosyntéz.....  | 28 |
| 7.1 Vnitřní fixace.....  | 28 |
| 7.1.1 Dynamic compression plate, dcp dlaha.....                            | 35 |
| 7.1.2 Locking compression plate, lcp dlaha.....                            | 35 |
| 8 Výpočtový model lcp dlahy .....  | 38 |
| 8.1 Materiál LCP dlah .....  | 38 |
| 8.1.1 Materiálové vlastnosti Ti-6Al-4V.....                                | 39 |
| 8.2 Materiál samořezných LCP šroubů .....                                  | 39 |
| 8.2.1 Materiálové vlastnosti <i>Ti-6Al-7Nb</i> .....                       | 40 |
| 8.3 Mechanické vlastnosti kostní tkáně humeru .....                        | 40 |
| 8.4 Tvorba dílčích modelů.....   | 40 |
| 8.5 Model zatížení .....   | 41 |
| 8.6 Konečnoprvkový model .....   | 42 |
| 9 Prezentace a vyhodnocení výsledků .....                                  | 45 |
| 9.1 Analýza výpočtu, tlak.....   | 45 |
| 9.2 Analýza výpočtu, silová dvojice (rovina yz).....                       | 47 |
| 9.3 Analýza výpočtu, silová dvojice (rovina xz).....                       | 49 |
| 9.4 Analýza výpočtu, silová dvojice (rovina xy).....                       | 51 |
| 9.5 Celkové shrnutí.....   | 53 |
| Seznam použitých zkratk a symbolů.....                                     | 57 |



## ÚVOD

„Zlomeniny mohou být komplikovány deformitou, pokud nejsou léčeny, nepohyblivostí jsou-li léčeny nadbytečně a deformitou i nepohyblivostí jsou-li léčeny špatně.“

*A.B.Swanson*

Zdraví hraje v našich životech hlavní roli. Pokud jsme nemocní, trpí nejenom naše tělo, po stránce fyzické a duševní, ale také naše nejbližší okolí, které představuje rodina, přátelé, aj. Nemůžeme sportovat, provozovat oblíbené koníčky, náš dosavadní životní styl je narušen. Samotné zdraví, které vnímáme jako stav biologické, psychické a sociální pohody, je ovlivňováno škálou vnitřních a vnějších faktorů, které samostatně nebo jako celek posilují či oslabují zdravotní stav člověka. Úraz je stav, kdy dochází k narušení somatické schránky, ale bývá doprovázen i psychickými změnami, které mívají nemalé následky. Nemusí se vždy jednat „jen“ o úraz. V ortopedii se setkáme s i vrozenými deformitami pohybového aparátu, nebo s nemocemi, které pohybový aparát ohrožují (kostí nádory, metastázy, infekce). Tyto nepříznivé stavy se snažíme co nejdříve odstraňovat, aby nedošlo k trvalému poškození organismu. Vývoj léčby ortopedických problémů se dlouhodobě vyvíjí. Tento vývoj má komplexní charakter. Vedle medicínských oborů se na něm podílí i technické obory a výrobní sféra. Biomechanika se zabývá všemi složkami mechanického pohybu živých organismů a mechanickou interakcí živého organismu s aloplastikou. Je velmi důležitou součástí implantologie, kde se značnou mírou podílí na návrhu implantátů, experimentální verifikaci návrhů a na odstranění vad při komplikacích.



*Obr.: Kostní dlahy [13]*



## 1 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Zrychlování životního stylu, rozvoj automobilového a motocyklového průmyslu, posouvání vrcholového sportu do vyšších sfér. To vše má za následek zvyšující se počet traumatických (úrazových) poranění a stále se zvyšující nároky na operativní léčbu zlomenin a vývoj implantátů. Současným trendem jsou v oblasti dlahové osteosyntézy tzv. LCP dlahy.

Traumatická poranění jsou součástí každodenního života a patří mezi nejčastější příčiny úmrtí do 40 let. Celkově pak pro všechny věkové kategorie zaujímají 4. místo.

Příčiny úmrtí: [25]

- I. Kardiovaskulární onemocnění
- II. Nádorová onemocnění
- III. Cévní mozkové příhody
- IV. Úrazy

Nedílnou součástí traumatických poranění jsou také zlomeniny, fraktury. Definují se jako stav, kdy došlo k porušení kontinuity kosti.

Dělení fraktur:

- Podle příčiny vzniku:
  - Úrazové
  - Únavové – tzv. pochodové zlomeniny metatarsů
  - Patologické – kostní nádory a metastázy, záněty
- Podle mechanismu vzniku:
  - Kompresivní
  - Tahové
  - Ohybové
- Podle průběhu příčné linie:
  - Příčné
  - Šikmé
  - Spirální
  - Tříštivé
- Podle porušení kožního krytu:
  - Otevřené
  - Uzavřené

Postup léčení fraktur spočívá ve třech základních bodech:

- Repozice fragmentů - sestavení kostních fragmentů do základní anatomické pozice
- Imobilizace – fixace fragmentů
- Rehabilitace



## 2 FORMULACE PROBLÉMŮ A CÍLŮ ŘEŠENÍ

V rámci vývoje moderních implantátů je součástí výzkumů vytváření výpočtových modelů a experimentů. Tato práce je rešeršní studií dlah horní končetiny. Bude zde vytvořen výpočtový model konkrétní LCP dlahy, ale výpočet bude sloužit pouze jako ilustrativní. Zatížení nebudou vědecky podložena, jsou založena na úvahách a konzultacích s vedoucím práce.

Cíle práce jsou:

- **Provedení rešeršní studie dostupné literatury v rámci řešeného problému**
  - Historie léčby a fixace fraktur
  - Anatomie horní končetiny
  - Základní rozdělení osteosyntéz, klasifikace vnitřních fixátorů
- **Popis principu DCP a LCP dlah**
- **Vytvoření výpočtového modelu LCP dlahy, deformačně napěťové analýza**

## 3 REŠERŠNÍ STUDIE

Použité literární prameny je možné rozdělit do dvou skupin, dle způsobu jejich využití. První skupina publikací patří k literatuře lékařské. Druhá skupina je literaturou medicínsko-technickou, zabývá se konstrukcí a mechanismem dlah.

### Lékařská literatura

- MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. Anatomie lidského těla. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005, xvi, 863 s. ISBN 80-251-0066-9

Publikace rozsáhle a podrobně popisuje anatomii lidského těla. Pro práci byly podstatné kapitoly Kosterní soustavy a Anatomické názvosloví.

- DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8

Tato kniha se zabývá ortopedií v širokém pojetí. Napomohla k získání informací o historii traumatologie a ortopedie. Dále sloužila jako hlavní informační pramen při klasifikaci osteosyntézy. Je v ní odborně pojednáno o běžně používaných implantátech a obsahuje i nemálo informací o v současnosti moderních LCP dlahách. Tím, že je tato kniha psána pro lékaře, dává naprosto odlišný pohled na danou problematiku.

- BARTONÍČEK, Jan. Pokroky v operační léčbě zlomenin. Sanquis [online]. 2006 [cit. 2013-04-06]. Dostupný z: <http://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=art226>



Tento článek se zabývá příčinami a klasifikací vzniku zlomenin (úraz, patologická zlomenina aj.) Dále je v článku pojednáno o vývoji nových implantátů, aloplastice, operačních metodách osteosyntézy a biotechnologiích.

- MAŇÁK, Pavel a Pavel DRÁČ. *Osteosyntézy a artrodézy skeletu ruky*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 99 s. ISBN 978-80-247-3873-4

Tato publikace se zabývá osteosyntézou a artrodézou (chirurgické znehybnění kloubu odstraněním chrupavek) skeletu ruky. Doplnuje informace o vnitřních a vnějších fixátorech. Také pojednává o anatomii a typech zlomenin ruky.

### Medicínsko-technické prameny

- SYNTHES. *Small Fragment Locking Compression Plate (LCP) System Technique Guide* [online]. [2013]. [cit. 2013-04-25]. Dostupný z: <http://www.synthes.com/MediaBin/US%20DATA/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUSA/SUTGSmFrgLCPJ3908I.pdf>

Synthes je přední světová zdravotnická společnost. Vytváří a vyrábí nástroje, implantáty a biomateriály pro fixaci, opravy a regeneraci kostěných a měkkých tkání. Je světovým lídrem v oblasti traumatologie. Článek se zabývá principem a mechanismem fixace LCP dlah a materiály používaných k jejich výrobě.

- AO FOUNDATION. AO trauma. *AO Surgery Reference* [online]. 2000 [cit. 2013-05-24]. Dostupné z: <https://aotrauma.aofoundation.org/Structure/education/self-directed-learning/reference-materials/ao-surgery-reference/Pages/ao-surgery-reference.aspx>

AOTrauma je mezinárodní společenství traumatologických a ortopedických chirurgů a personálu operačního sálu. Společnost publikuje zásadní informace, zkušenosti a důkazy o zlepšení nově vyvíjených implantátů. Na svých webových stránkách prezentuje chirurgické postupy operativní léčby zlomenin. Poskytuje řadu vysvětlení ohledně nejasností dlahové osteosyntézy. Pro moji práci se stala zdrojem mnoha ilustrujících obrázků.

- MEDIN. Medin. *Produkty* [online]. 2011 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/traumatologie-implantaty-m/>

Společnost Medin je největší český výrobce lékařských nástrojů a implantátů. Dceřiná společnost MEDIN Orthopaedics se zabývá vývojem implantátů. Katalogy výrobků poskytly informace pro klasifikaci typů dlah a také byly zdrojem mnoha obrázků.



## 4 BIOMECHANIKA

Již v názvu zadání práce pracujeme s pojmem BIOMECHANIKA. Co si ale představit pod pojmem biomechanika? Odpověď na tuto otázku nemusí být samozřejmá. Proto si bude lepší tento termín objasnit.

Bio-inženýrský obor, biomechanika, má několik vymezení. Všechny mají podobný charakter, já zde použiji vymezení prof. Janíčka, tedy: “Biomechanika je teoreticko-aplikační obor, který se podílí na řešení problémů živých objektů, u nichž lze využít poznatky inženýrské mechaniky (přístupy, metody, teorie, zkušenosti).“

Je to transdisciplinární obor, jehož transdisciplinárnost spočívá jak v interakci metodických a poznatkových prostředků z klasických oborů (fyzika, biologie, matematika), tak v šíři aplikací, ve kterých jej lze uplatnit (lékařské obory, technické obory...).[2]

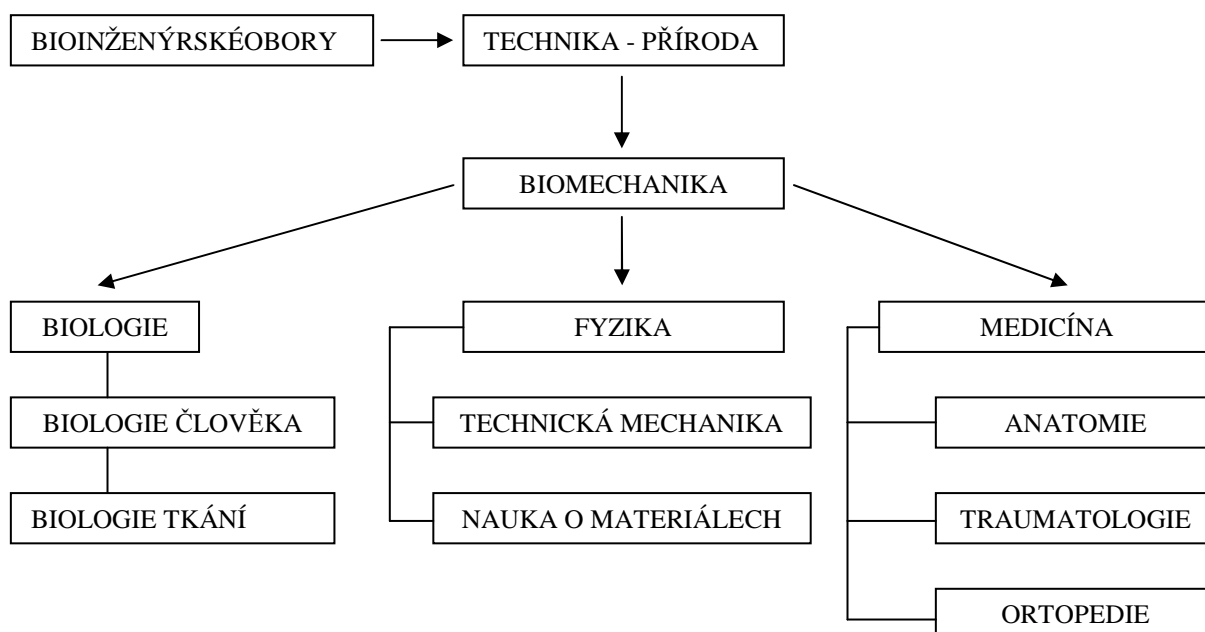
### 4.1 ZAŘAZENÍ BIOMECHANIKY

Jak již bylo řečeno, biomechanika využívá poznatků z mnoha samostatných oborů. Těchto oborů je celá řada, zde zmíním pouze ty, které souvisejí s biomechanikou horní končetiny.

#### Členění bioinženýrských oborů:

1) Příroda >> technika – aplikace poznatků z biologických věd v technice (bionika, kybernetika...)

2) Technika >> příroda - aplikace poznatků z technických věd v biologických vědách a v medicíně (bio-medicínské inženýrství, makro a mikro biomechanika...) [1]



Obr.1: Zařazení biomechaniky



ANATOMIE – obor biologie nebo medicíny, který se zabývá zkoumáním a popisem makroskopické stavby organismů

TRAUMATOLOGIE – obor, který se zabývá prevencí, diagnostikou a léčením úrazovým mechanismem vzniklých poškození měkkých i kostěných tkání

ORTOPEDIE – je základní chirurgický lékařský obor. Zabývá se především prevencí, léčbou a rehabilitací poruch a onemocnění podpůrného a pohybového aparátu

### **Samotné členění biomechaniky :**

- Podle bioobjektů:
  - BM člověka
  - BM zvířat
  - BM rostlin
  
- Podle odvětví mechaniky:
  - Biotermodynamika – regulační procesy teploty
  - Biohydrodynamika – proudění (tělních) tekutin
  - Bioaerodynamika– sluch
  - Biostatika – rovnováhy určitých soustav (např. kloubních)
  - Biokynematika – pohyb kloubů
  - Biodynamika – chování tkání po zatížení
  - Biomechanika těles – mechanika těles v živých organismech
  
- Podle typu modelování:
  - Experimentální BM
  - Výpočtová BM – analytická, numerická
  
- Podle cílového chování:
  - Poznávací – objasňování mechanické podstaty chování živého organismu
  - Klinická – implantační, bezimplantační
  - Konstruktivní – konstrukce implantátů
  - Kriminalistická – trasologie – kinematika tras
  - Sportovní
  - Interakční – jak okolí ovlivňuje člověka
  - ...
  
- Podle velikosti prvku:
  - Nanobiomechanika – organely a vlákna buněk
  - Mikrobiomechanika – buňky a bakterie
  - Mezobiomechanika – tkáně, orgány, orgánové soustavy
  - Makrobiomechanika – celý člověk jako jeden celek



- Podle typu lidského orgánu:
  - Svalově – kosterní
  - Srdečně – cévní
  - Dentální
  - Ušní





## 5 HISTORIE FIXACE A LÉČENÍ FRAKTUR

„Již před 5000 lety ve starém Egyptě existovaly psané návody k léčení fraktur a v chrámu *Komombo* ukazují reliéf s vyobrazením až neuvěřitelného množství současných chirurgických nástrojů. *Hippokrates* v 5. století př. Kr. v Řecku popsal tuberkulózu, fraktury a deformity kostí.

Například v Číně byla medicína zdrženlivá díky učení *Konfucia*, podle kterého je tělo posvátné a nesmí být mrzačeno léčením.“[3]

### HISTORIE OSTEOSYNTÉZY

Léčba fraktur prošla dlouhým vývojem. V dobách minulých převažovala konzervativní léčba, zlomeniny byly fixovány zevními dřevěnými dlahami a různými obvazy. Tato léčba vedla ke snížení mobility pacienta a způsobovala řadu komplikací, díky kterým končily i jednoduché zlomeniny vytvořením pakloubu, deformitou poraněné končetiny nebo trvalou invaliditou poraněného. Mnoho případů končilo i úmrtím. [4]

Léčba otevřených zlomenin, hlavně z válečných poranění, představovala velký problém. V nejlepším případě končila amputací a trvalou invaliditou poraněného. V horších případech úmrtím poraněného na infekční komplikace a sepsi (otrava krve), díky dosavadní neznalosti zásad asepse (opatření bránící kontaminaci sterilního prostředí mikroorganismy). [4]

První pokusy operační léčby zlomenin jsou zaznamenány již ve 12. – 13. století. Byly však doprovázeny řadou komplikací, infekcí, amputacemi a často končily úmrtím pacienta. [4]

Na konci 19. století byly již známy zásady asepse a antiseptik. Tím se značně snížilo množství komplikací a o osteosyntézu začal být větší zájem. [4]

### MATERIÁLY

Jedním z velkých problémů byla volba vhodného materiálu, který by bylo možné aplikovat do živého organismu. Nejstarší materiály pro implantáty byly vyráběny především ze slonoviny, z purifikovaných kostí a kovů (bronz, zlato, měď, stříbro, mosaz, ocel, hliník). Čepy z kostí a slonoviny sloužily k nitrodřeňové fixaci. Ze stříbra se vyráběl cerklázní drát, dlahy i tenké nitrodřeňové hřeby. Ke zhotovení prvních dlah se používal poniklovaný ocelový plech, hliník a mosaz. Všechny tyto kovy však nebyly vhodné kvůli jejich mechanickým vlastnostem nebo neschopnosti odolávat korozi. Situaci vyřešily až implantáty z korozivzdorné oceli. Ta byla vynalezena již před 1. světovou válkou, ale implantáty z ní se začaly používat až mnohem později.[5]

### EXPERIMENTY

Někteří vědci si své domněnky a návrhy začali ověřovat také experimenty na zvířatech. Jedním z prvních byl Ferdinand Riedinger, německý chirurg z Würzburgu. V jeho článku (1881) o pseudoartrózách (pakloub, nezhojená zlomenina) předloktí byl i popis řady experimentů na králících a psech. Zatímco intramedulárně implantované čepy ze slonoviny a purifikovaných kostí se bez potíží zhojily, u implantátů ze dřeva a kaučuku docházelo k zánětům.[5]



Rozsáhlé experimenty prováděl od roku 1914 také Ernest William Hey Groves (1872–1944). Na kostech koček a králíků sledoval hojení zlomenin fixovaných dlahami, intramedulárními čepy ze slonoviny či oceli a zevními fixatéry. Závěrům svých experimentů věnoval celou rozsáhlou kapitolu ve své dvoudílné knize „Kostní traumatologie“ jejíž součástí byly ilustrované rentgenogramy a fotografie. Jeho závěry jsou plnohodnotné a stále platné.[5]

## DLAHY

Své zkušenosti s dlahovou osteosyntézou zveřejnil jako první Carl Hansmann v roce 1886. Za materiál zvolil poniklovaný ocelový plech, který použil celkem ve 20 případech. Hlavně u dlouhých kostí horní a dolní končetiny. Ve dvou případech dokonce u zlomenin dolní čelisti. Metodika asepse mu byla dobře známa, jako doplňkovou fixaci používal omyvatelné kaučukové dlahy. Žádné komplikace ve své práci nezmínil. Dlahy odstraňoval za 4–8 týdnů.[5]

Ve Philadelphii Lewis W. Steinbach ošetřil roku 1900 čtyři případy zlomenin dlahou ze stříbra, kterou sám zkonstruoval a fixoval v každém fragmentu dvěma ocelovými šrouby. Velice detailně zde popsal i operační techniku. Byl prvním autorem publikace, ve které byl RTG snímky dokumentován úraz až po odstranění dlahy.

V roce 1912 referuje Newyorčan Joseph Augustus Blake o 106 operacích zlomenin detailně popsanou dlahovou osteosyntézou. Používal dlahy vyrobené ze stříbra, výjimečně z mosazi nebo oceli. Těmito dlahami ošetřoval zlomeniny diafýz humeru, ulny, radia a femuru.[5]

V Pittsburghu se vnitřní osteosyntézou zabýval William O'Neil Sherman. Výrazně se zasloužil o zlepšení konstrukce dlah. Pracoval v ocelárně, takže měl ideální podmínky pro experimenty s dlahami. Experimentoval s materiály i se samotnou konstrukcí dlahy. Výsledky publikoval v roce 1912. Dlahy vyráběl, s ohledem na mechanické vlastnosti, z vanadiové oceli a využíval samořezné monokortikální šrouby. [5]

V Evropě se začala dlahová osteosyntéza prosazovat na začátku 20. století. Zasloužili se o to především Skot William Arbuthnot Lane a Belgičan Albin Lambotte. Albin Lambotte ve své knize z roku 1907 uvedl, že ošetřoval mnoho různých zlomenin aluminiovými dlahami fixovanými samořeznými monokortikálními šrouby. O pět let později, ve druhém vydání, popisuje tři různé typy dlah, z nichž jeden byl profilovaný. [5]

William Arbuthnot Lane v roce 1907 nejprve publikoval práci o úspěšné léčbě diafyzální zlomeniny pomocí dvou dlah. V druhém vydání své knihy se zabývá dlahovou osteosyntézou obecně a velmi podrobně. Dlahy používal pro fixaci všech diafyzálních zlomenin a jako jeden z prvních i pro stabilizaci lopatky. [5]

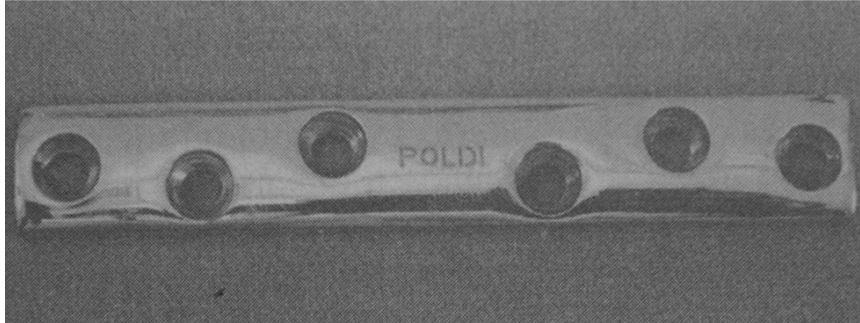
Dalším významným londýnským chirurgem byl Henry S. Souttar, který se později v roce 1925 proslavil operací srdce, která nebyla nikým zopakována až do roku 1948. V roce 1913 publikoval návrh své vlastní dlahy s cílem šetřit cévní zásobení kosti. [5]

Díky práci výše uvedených autorů se na konci první poloviny 20. století staly dlahy nejpoužívanějším implantátem.[5]

Základní kámen moderní traumatologie položil Lorenz Böhler, jehož traumatologická škola ovlivnila v minulém století ošetřování zlomenin v celé Evropě. Její základní principy jsou používány stále. Na jeho školu dále navázali Švýcaři Maurice E. Müller, Marin Allgöwer, Robert Schneider a Hans Willenegger, kteří v roce 1956 založili společnost pro otázky osteosyntézy (*AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*). [3]



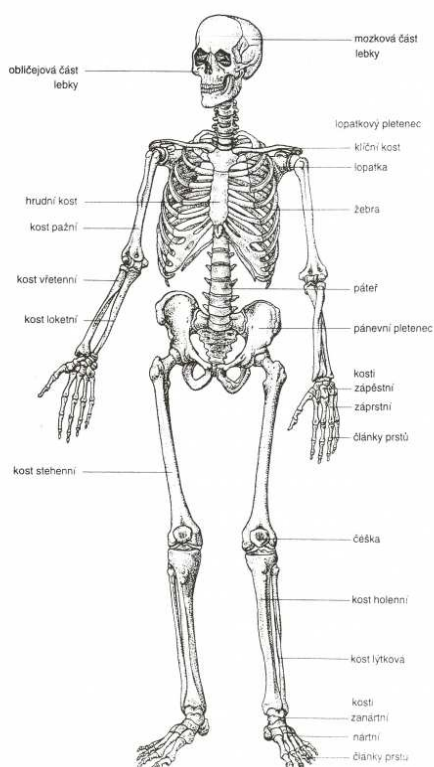
Díky společnosti AO zaznamenala dlahová technika velký pokrok. Jejich první dlahy byla uvedena do praxe v roce 1960.



*Obr.2: Široká dlahy POLDI – určena pro šrouby 4,5 mm [3]*



## 6 ANATOMIE HORNÍ KONČETINY

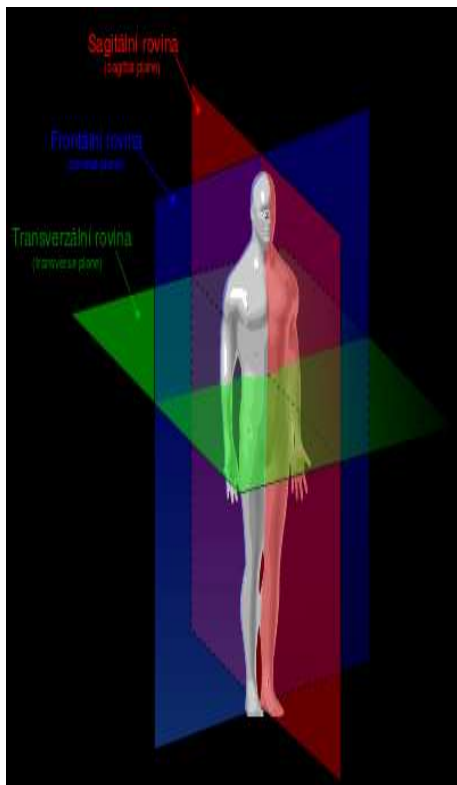


Na obrázku je uvedena celá kostra lidského těla. Je z ní patrné postavení a uložení kostí horní končetiny vůči kostře samotné. Pravá horní končetina je zde v pozici *supinace*, kdy dlaň směřuje dopředu a kosti vřetení a loketní nejsou překřížené. Opačný případ se nazývá *pronace*, na obrázku levá horní volná končetina.

Nejenom na kostře lidského těla, ale i na těle samotném rozlišujeme tyto základní roviny:[22]

- **Roviny sagitální** - svislé roviny, které procházejí předozadně (ze předu směrem dozadu) tělem od hlavy k pánvi
  - **Mediální rovina** – jedna ze sagitálních rovin, která dělí tělo na dvě souměrné poloviny (pravá a levá)
  - **Roviny frontální** - svislé roviny, které procházejí pravolevě tělem, rovnoběžně s obličejem, kolmo na roviny sagitální
  - **Roviny transverzální** – horizontální roviny, které procházejí kolmo na roviny sagitální a frontální

Obr.3: Kostra lidského těla [7]VYBRANÉ NÁZVY ANATOMICKÝCH SMĚRŮ:



Obr.4: Anatomické roviny lidského těla [22]

Kolmé na transverzální rovinu:[22]

- proximalis = blíže k napojení končetiny na trup, směrem k trupu
- distalis = dále od napojení končetiny na trup, směrem od trupu
- cranialis = nahoru směrem k hlavě
- caudalis = dolů směrem od hlavy

Kolmé na frontální rovinu:[22]

- ventralis = přední, směrem k břišní straně
- dorsalis = zadní, směrem k hřbetu (k zádům)
- anterior = přední, vpředu
- posterior = zadní, vzadu

Kolmé na mediální rovinu:[22]

- medialis = vnitřní, směrem do středu, blíže mediální rovině
- lateralis = vnější, směrem od středu, dále od mediální roviny

Směry na horní končetině: [22]

- palmaris = směrem k dlani, dlaňový
- ulnaris = na malíkové straně horní končetiny
- radialis = vnější, na palcové straně horní

kočetiny



## ZÁKLADNÍ POHYBY HORNÍ KONČETINY:

FLEXE – ohnutí

EXTENZE – natažení

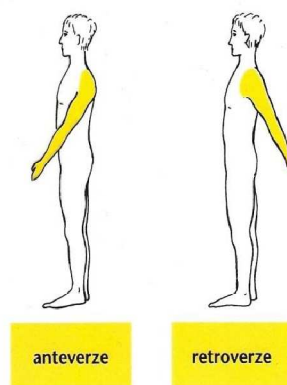
ABDUKCE – odtažení

ADDUKCE – přitažení

ROTACE – otočení

ANTEVERZE – předpažení

RETROVERZE – zapažení

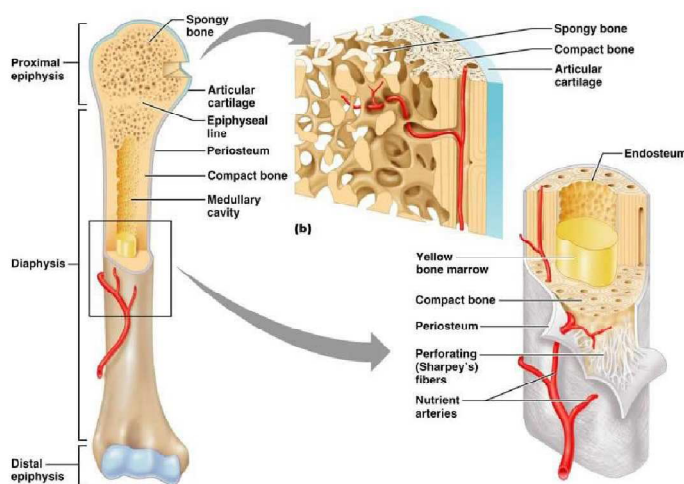


Obr.5: Antevertze a retrovertze paže [23]

## 6.1 NAUKA O KOSTECH, OSTEOLOGIE

Kosti, *ossa*, jsou pevnou oporou měkkých tkání těla. Pohybují se silou zkracujících se svalů. Kost je na povrchu kryta okosticí, *periostem*. V okostici se rozlišují dvě vrstvy, povrchová a hluboká. Povrchová, fibrosní vrstva je bohatá na cévy a nervy, které vstupují do kosti. Hluboká vrstva periostu je bohatá buňkami (osteoblasty), které mají schopnost vytvářet kostní tkáň. Periostem nejsou pokryty kloubní plochy kostí. Ty pokrývá chrupavka kloubní. Podle tvaru se rozlišují kosti dlouhé, *ossa longa*, kosti krátké, *ossa brevia*, a kosti ploché, *ossa plana*. Na dlouhých kostech se rozeznávají koncové oddíly, *extremitates*, a oddíl střední, tělo, *corpus*. Na povrchu kostí jsou vyvýšeniny různého tvaru a rozsahu, dále prohlubiny, plošky a otvory. Popisují se výběžky, hrboly a hrbolky, hřebeny, drsnatiny, hroty, trny, drsné čáry, otisky, jámy, otvory, kanálky a řada dalších útvarů.[6]

Koncové úseky kostí se nazývají epifýzy, *epiphyses*, střední úsek kostí je diafýza, *diaphysis*. Přiléhající úseky epifýz a diafýz se nazývají metafýzy.[6]



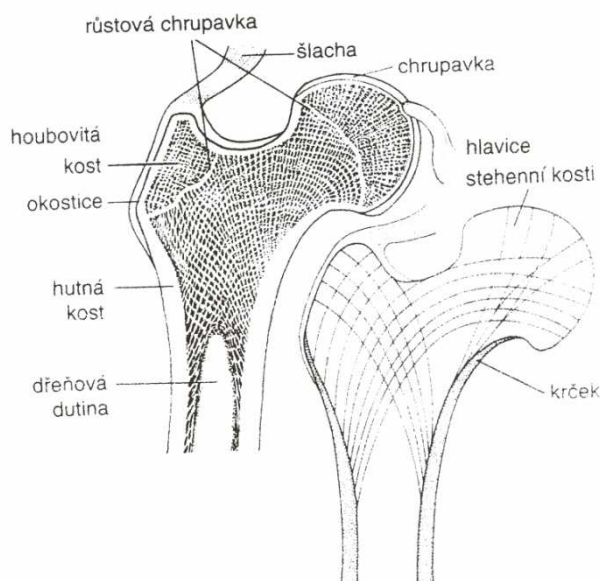
Obr.6: Stavba dlouhé kosti [7]

Na řezu téměř každé kosti je patrná kost kompaktní (hutná), *substantia compacta*, jež vytváří povrchové vrstvy a kost trámčitá (spongiosní, houbovitá), *substantia spongiosa*, uložená v nitru kosti. Uprostřed dialýsy dlouhých kostí se nachází dřevná dutina, *cavitas medullaris*, různého rozsahu. Dřevná dutina a prostory mezi trámečky spongiosy jsou vyplněny kostní





dření, *medulla osium*. Výstelka dřevné dutiny se nazývá endost, *endosteum*. Je to tenká vazivová vrstva podobná periostu. [6]



Obr.7: Schéma architektiky kosti[7]

Kostní tkáň je velmi výjimečný materiál. Díky kostnímu metabolismu je každá kost našeho těla neustále přestavována, remodelována. Je to složitý děj, při kterém dochází k odbourávání staré složky kosti a tvoří se složky nové. Tento proces musí být v naprosté rovnováze. Případná odchylka vede k různým poškozením kostí. Osteocyty (buňky zralé kosti) slouží jako mechanické receptory. Aktivují buňky sloužící k resorbci (odbourávání) kosti, osteoklasty. Další rozklad ještě zajistí osteoblasty, jejichž primární funkcí je však tvorba základní stavební hmoty kosti, kolagenu. [26]

Na kostře se rozlišuje několik celků: 1. Kostí trupu, *ossa trunci*

2. Lebka, *cranium*

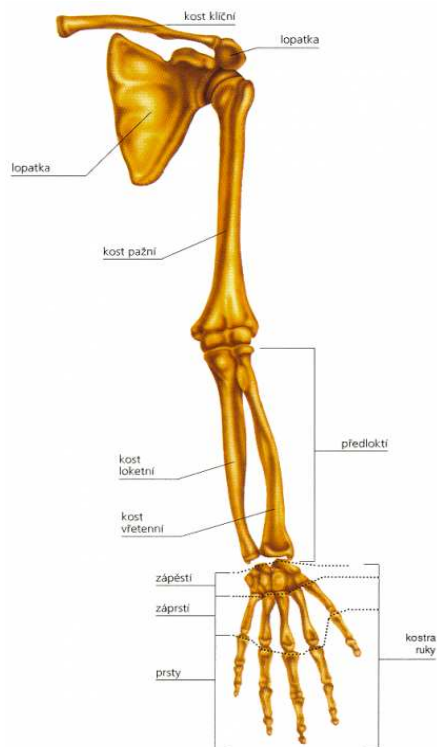
3. Kostí horní končetiny, *ossa membr isuperioris*

4. Kostí dolní končetiny, *ossa membri inferiorit*[6]



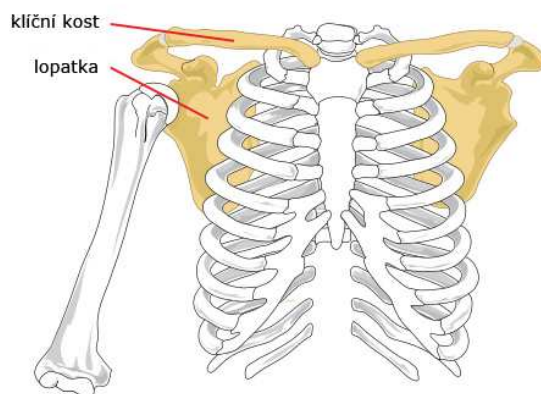
## 6.2 KOSTI HORNÍ KONČETINY, OSSA MEMBRI SUPERIORIS

Kosti horní končetiny, *ossa membri superioris*, se dělí na kostru volné končetiny a pletenec horní končetiny, *cingulum membri superioris*, který tvoří kost klíční, *clavicula*, lopatka, *scapulula*. Kostra volné horní končetiny, *skeleton membri superioris liberi*, je tvořena kostí pažní, *humerus*, kostmi předloktí, *ossa antebrachii*, a kostmi ruky, *ossa manus*. [6]



Obr.8: Kostra levé horní končetiny, *skeleton membri superioris dextri* [7]

### 6.2.1 PLETENEC HORNÍ KONČETINY, CINGULUM MEMBRI SUPERIORIS

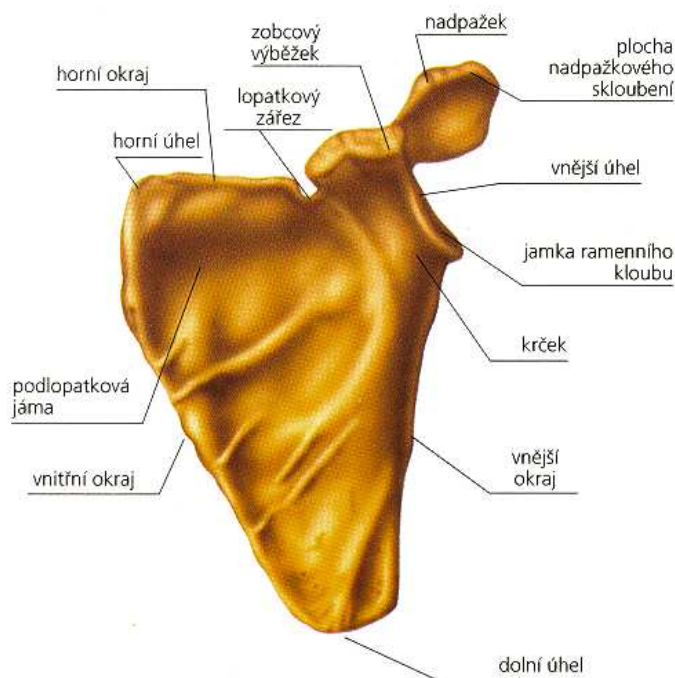


Obr.9: Pletenec horní končetiny, *cingulum membri superioris* [7]



## LOPATKA, SCAPULA

Lopatka, *scapula*, je plochá kost. Je uložena mezi zádoými svaly v úrovni 2. až 8. žebra. Má tvar trojúhelníku, na kterém rozlišujeme tři okraje: horní, vnitřní a zevní, svírající spolu tři úhly: horní, dolní a zevní.



Obr.10: Lopatka, *scapula* [7]

## KOST KLÍČNÍ, CLAVICULA

Kost klíční, *clavicula*, je lehce zahnutá kost ve tvaru písmene S. Probíhá horizontálně přes horní část hrudníku, těsně pod kůží. Každá klíční kost má mediální konec kuželovitého tvaru, který se připojuje k horní části hrudní kosti a oploštělý laterální konec, jenž se spojuje s lopatkou. [8]



Obr.11: Klíční kost, *clavicula* [7]

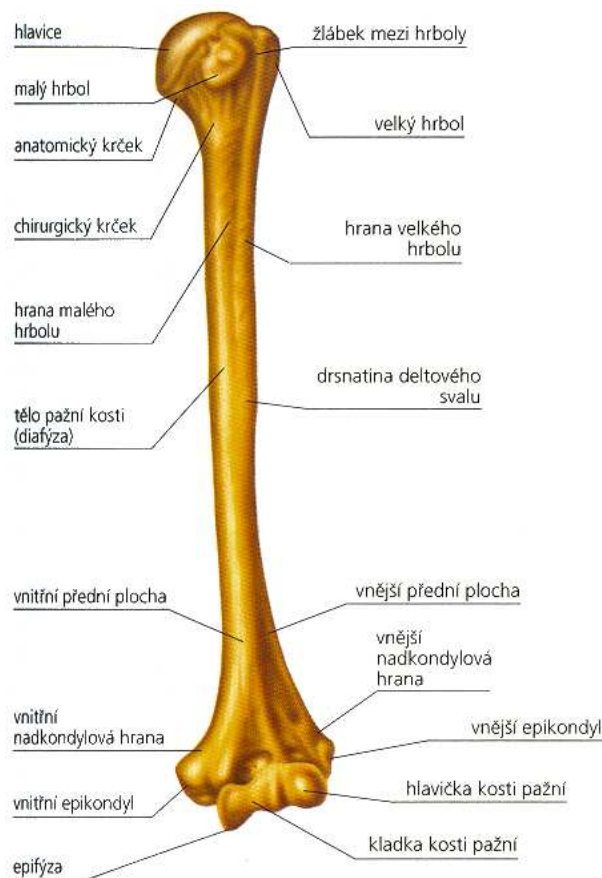




## 6.2.2 KOSTRA VOLNÉ HORNÍ KONČETINY, SKELETON MEMBRI SUPERIORIS LIBERI

### KOST PAŽNÍ, HUMERUS

Kost pažní, *humerus*, je dlouhá kost, na které rozlišujeme tělo a dva konce. Je nejdelší kostí horní končetiny. Tělo kosti pažní, *corpus humeri*, je proximálně na průřezu okrouhlé, distálně trojúhelníkové. Na proximálním konci humeru je kulovitá hlava, *caput humeri*. Hned pod hlavicí humeru je úzké zúžení nazývané anatomický krček. Pod ním je na laterální straně velký hrbol, *tuberculum majus* a na mediální straně malý hrbol, *tuberculum minus*. Spojuje se s lopatkou v rameni a s kostí vřetenní a loketní v lokti. [8],[6]



Obr.12:Kost pažní, humerus [7]

### 6.2.3 KOSTI PŘEDLOKTÍ, OSSA ANTEBRACHII

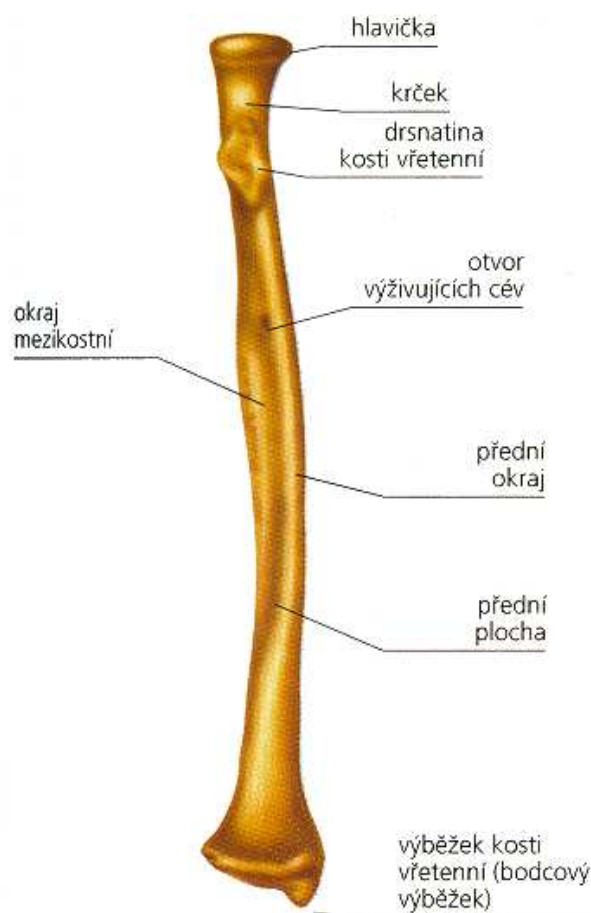
Ke kostem předloktí, *ossa antebrachii*, patří kost loketní, *ulna* a kost vřetenní, *radius*. Při paži volně visící podél těla s dlaní obrácenou vpřed, supinaci, se nachází loketní kost na malíkové straně předloktí a kost vřetenní na straně palcové. [6]

### KOST LOKETNÍ, ULNA

Kost loketní, *ulna*, je také dlouhá kost. Má tělo a dva konce. Tělo kosti loketní, *corpus ulnae*, je na průřezu trojúhelníkové. Je delší než kost vřetenní a podílí se na kloubním spojení s kostí pažní. Na proximálním konci je zesílená a má tři hrany. Caudálně se zužuje a zakončuje hlavičkou knoflíkovitého tvaru. [8],[6]



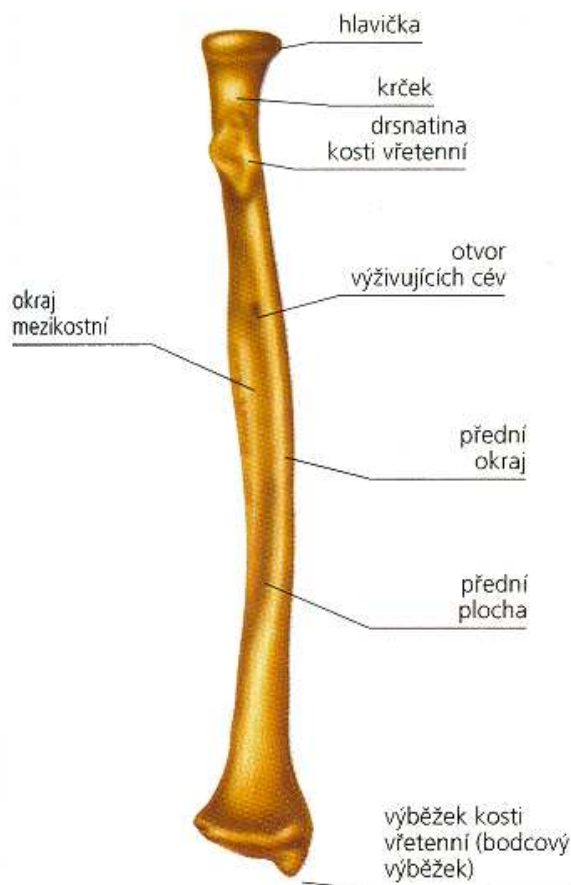
Obr.13: Kost loketní, ulna [7]



Obr.14: Kost vřetenní, radius [7]

## KOST VŘETENNÍ, RADIUS

Kost vřetenní, *radius*, je uložena zevně a poněkud dopředu od kosti loketní. Opět na ní rozlišujeme tělo a dva konce. Tělo kosti vřetenní, *corpus radii*, má na průřezu trojúhelníkový tvar. Má tři hrany a tři plochy. Na hranicích proximálního konce a těla kosti vřetenní je mohutný hrbol – drsnatina kosti vřetenní, *tuberositas radii*, proximálně od tuberositas je kost rovnoměrně zúžena v krček. Na distálním konci je kost tenká a caudálně se rozšiřuje, to znamená obráceně než je tomu u kosti loketní. [6], [8]



Obr.14: Kost vřetenní, radius [7]

#### 6.2.4 KOSTI RUKY, OSSA MANUS

Kosti ruky, *ossa manus*, se dělí na kosti zápěstní, *ossa carpi*, kosti záprstní, *ossa metacarpi*, a články prstů, *ossa digitorum manus s. phalanges digitorum*, tak zvané falangy. [6]

##### KOSTI ZÁPĚSTNÍ, OSSA CARPI

Kosti zápěstní, *ossa carpi*, jsou seřazeny ve dvou řadách. První z nich, proximální, se přikládá k distálnímu konci kostí předloktí. Proximální řadu tvoří: kost loďková, *os scaphoideum*, kost pŕlměsíčková, *os lunatum*, kost trojhranná, *os triquetrum*, a kost hrášková, *os pisiforme*. K distální řadě kostí zápěstních patří: kost mnohohranná větší, *os trapezium*, kost mnohohranná menší, *os trapezoideum*, kost hlavatá, *os capitatum*, a kost hákovitá, *os hamatum*. [6]

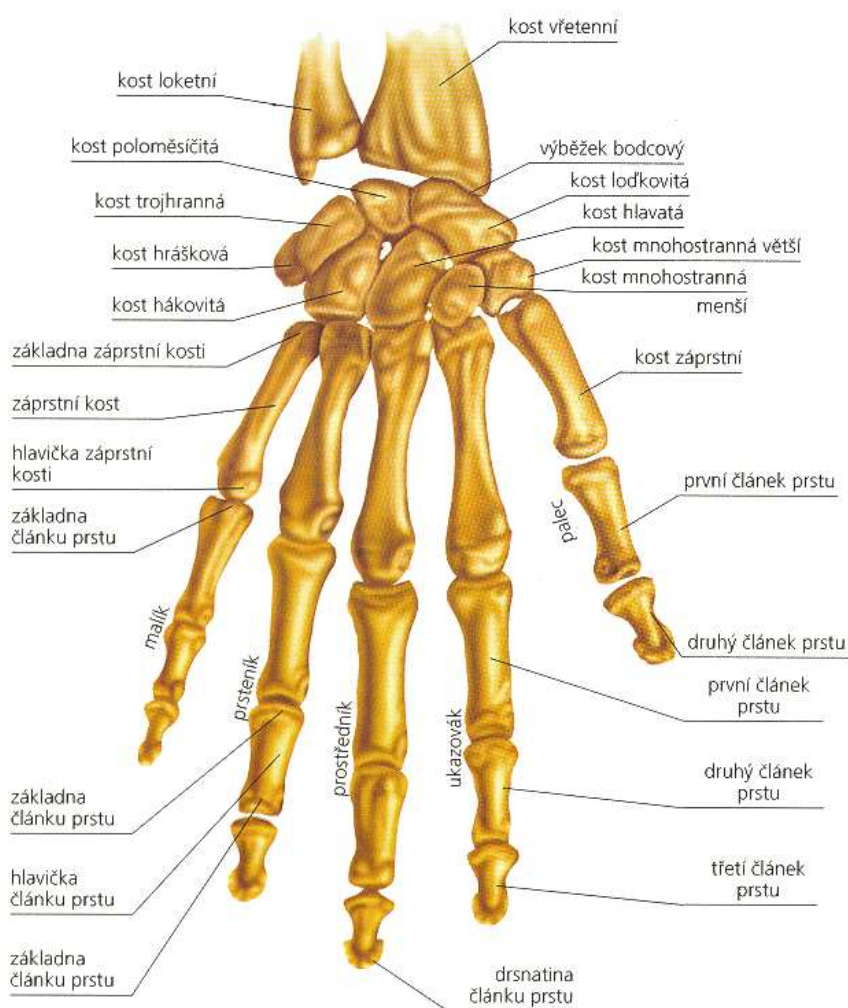
##### KOSTI ZÁPŘSTNÍ, OSSA METACARPI

Kosti záprstní, *ossa metacarpi*, číslujeme od laterálního k medialnímu okraji ruky, při základním anatomickém postavení, tedy supinaci. Každý metakarp má tělo, *corpus*, a dva konce. Corpus každého metakarpu má tři plochy. Proximální konec metakarpu je rozšířen a opatřen kloubními ploškami pro sousední metacarpus. Distální konec metakarpů tvoří kulovitá hlavice s kloubní plochou pro spojení s článkem prstu. [6]



## KOSTI PRSTŮ RUKY, OSSA DIGITORUM MANUS

Kosti prstů ruky, jsou nevelké rourovité kůstky. Palec má dva články, proximální a distální, ostatní mají ještě střední článek, mediální. Tělo, corpus, každého článku je palmárně oploštěné s ostrými okraji. Proximální konec falangy je rozšířen. Distální konec proximální a střední falangy má hlavičku a distální konec posledního článku je tzv. drsnatina článku prstu. [6]



Obr.15:Kosti ruky, ossa manus [7]



## 7 TYPY OSTEOSYNTÉZ

OSTEOSYNTÉZA – operativní léčení zlomenin, kdy je ke stabilizaci fragmentů použito ocelových implantátů (dráty, hřeby, šrouby, dlahy, vnější fixátory).

- **Zevní fixace**
  - Montáž mimo kožní kryt
    - Unilaterální (svorková)
    - Bilaterální
      - Jednorovinná (rámová)
      - Vícerovinná (kruhová)
- **Vnitřní fixace**
  - Intramedulární
    - Svazek Kirschnerových
    - Nitrodřeňové hřebování
  - Extramedulární
    - Samotné šrouby
    - Tahová cerkláž
    - Dlahy a šrouby



Obr.16: Aplikace zevního fixátoru [22]

### 7.1 VNITŘNÍ FIXACE

- **INTRAMEDULÁRNÍ**

#### OSTEOSYNTÉZA KIRSCHNEROVÝMI DRÁTY

Po repozici je zlomenina intramedulárně (uvnitř kosti) stabilizována jednotlivě nebo svazkem K drátů, což umožní relativní stabilitu fragmentů. Pro extramedulární zavedení se používají K dráty většinou spolu s tahovou cerkláží. (viz. Osteosyntéza tahovou cerkláží). Nesporná výhoda je v jednoduchosti zavedení. Jedná se však o osteosyntézu rotačně nestabilní, proto je nutná přídatná fixace (obvaz). [3]



Obr.17: RTG, Kirschnerovy dráty zavedené v humeru [10]



## OSTEOSYNTÉZA HŘEBY

Metoda je vhodná k fixaci dlouhých kostí. Z hlediska předvrtání se dělí na nitrodřeňovou osteosyntézu předvrtanou a nepředvrtanou. [3]

U předvrtaného hřebování je využíváno flexibilních fréz. Je dosaženo lepší fixace a je možné zavést silnější hřeb. Jsou duté a zavádějí se prosunutím drátu na konci opatřeným kuličkou. Tímto typem hřebů je docíleno dobré stability a zabráněno rotaci fragmentů.[3]

Nepředvrtané hřebování se ujalo ve větší míře. Po zavedení je nutné zajištění hřebu v obou fragmentech. Výhoda této metody spočívá v rychlosti a jednoduchosti operace. Naopak nevýhodou je především menší stabilita osteosyntézy a z toho vyplývající vyšší riziko nezhojení. [3]

Mezi další komplikace lze uvést ohnutí hřebů, nebo zlomení zajišťovacích šroubů, což se stává pouze výjimečně. [3]



Obr.18: Humerální hřeb [13]

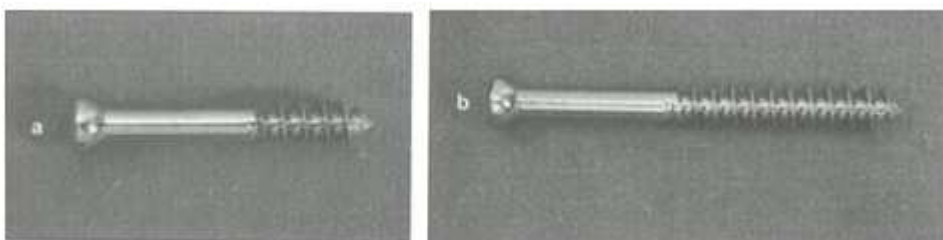
- **EXTRAMEDULÁRNÍ**

## OSTEOSYNTÉZA ŠROUBY

Tato osteosyntéza umožňuje interfragmentální kompresi po krvavé nebo nekrvavé repozici. Většinou je používána spolu s jinými typy osteosyntéz, například s neutralizační dlahou. K dispozici je mnoho typů šroubů, různých délek a průměrů. [3]

První z nich jsou tzv. *spongiózní šrouby* s tělem šroubu o průměru např. 4,5 mm a průměrem závitu 6,5mm. Uváděno v praxi jako 4,5/6,5. Pro lepší držení závitu v osteoporotické kosti, není nutné předvrtávat na celou délku šroubu. Lze předvrtat jen první kortikalis a spongiózu do několika milimetrů. I když není šroub konstruován jako samořezný, v osteoporotické kosti se tak chová.

Vyrábí se v různých délkách, průměrech nebo v celozávitovém provedení, kdy se nepožaduje komprese, ale pevné držení kosti při zavedení šroubu přes dlahu. Při používání šroubů v osteoporotické kosti lze použít podložku pod hlavu šroubu, aby nedošlo k proboření kosti.[3]



Obr.19: Spongiózní šrouby: a – šroub 4,5/6,5 se závitem dlouhým 16 mm, b – šroub 4,5/6,5 se závitem 32 mm



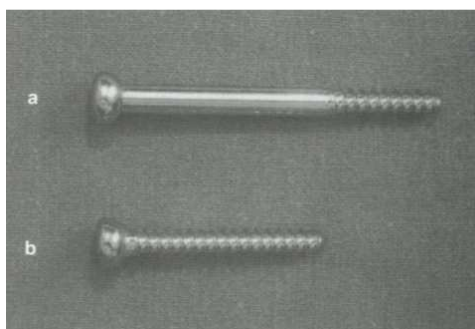


K dispozici jsou i tzv. *malé spongiózní šrouby* délek 10–60 mm s průměry 2,0/4,0. Předvrtávají se vrtákem 2,7 mm a vždy se používá spongiózního závitníku. I zde je dobré použít podložku pod hlavičku šroubu. [3]



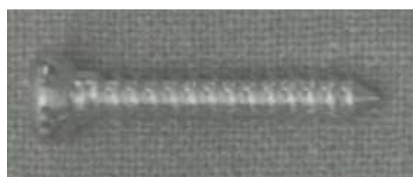
Obr.20: Malý spongiózní šroub 2,7/4,0

*Kortikální šrouby* jsou používány pro fixaci diafyzálních a metafyzálních oblastí. Mají závit buď po celé délce těla, nebo jen na části. Pod hlavu šroubu se nepoužívá podložka, ale záhlubník, k zahloubení dosedací plochy kosti. Díry pro držení závitu šroubu se předvrtávají a vždy je nutné použití závitníku pro vyřezání závitu.[3]



Obr.21: Kortikální šrouby: *a* – šroub 3,2/4,5 určený k aplikaci jako tahový, *b* – celozávitový šroub 3,2/4,5 určený k fixaci přes dlahu, případně jako stavěcí

K dispozici jsou také *malé kortikální šroubky* o průměrech 2,0/2,7 vyráběné v délkách 10-24 mm. Mají celozávitovou konstrukci, předvrtávají se vrtákem 2 mm a poté je vyřezán závit závitníkem 2,7 mm. Je indikován pro drobné osteosyntézy na metakarpech a větších fragmentů prstů zpravidla v periartikulárních (v okolí kloubů) oblastech. [3]



Obr.22: Malý kortikální šroub 2,4/3,5 určený pro osteosyntézu 3,5 DCP dlahou např. na předloketních kostech

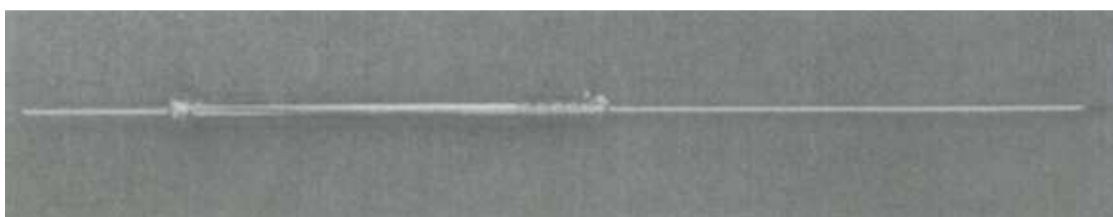
Pro osteosyntézu ruky jsou šroubky 2,0/2,7 stále příliš masivní, proto byly vyvinuty i celozávitové šroubky 1,5/2,0 délek 6-18 mm. Jsou určeny pro osteosyntézu těch nejmenších fragmentů ruky. I přes jejich velkou štíhlost jsou při správném zavedení velmi stabilní. [3]

Zvláštním typem kortikálního šroubu je tzv. *maleolární šroub*. Je používán jako tahový, proto má závit jen na polovině. Hrot je konstruován jako samořezný, závitník se zde nepoužívá.[3]



*Obr.23: Maleolární šroub – samořezný šroub 3,0/4,5 určený k tahové osteosyntéze*

Vyrábí se i samořezné kanylované šrouby různých průměrů. Jejich hlavní význam spočívá v tom, že jsou duté a zavádějí se po Kirschnerových drátech. [3]



*Obr.24: Kanylovaný šroub – šroub 4,5/7,0 zaváděný po Kirschnerově drátu vhodný pro miniinvazivní osteosyntézu*

Drtivá většina dnes užívaných šroubů je vyrobena v ocelové verzi. Díky vývoji dlahy LCP se do popředí dostávají i úhlově stabilní šrouby z titanových slitin. [3]

Vyrábějí se i nestandardní menší šroubky o průměrech 0,8/1,0 nebo 1,0/1,3 délek 6-18 mm, nebo i jiných rozměrů, což je zpravidla dáno nemetrickými parametry. Pro správnou osteosyntézu je podstatná vhodná volba průměru šroubu, průměru vrtáku, závitníku a následně i správná volba nástroje pro zašroubování bez poničení hlavy šroubu. Je-li šroub jakkoli poškozen a nejsou k dispozici speciální přípravky pro vyjmutí, vzniká problém. [3]

Šrouby se vyjímají z kostí s ostatním osteosyntetickým materiálem za 1 až 1,5 roku po osteosyntéze. Samotné tahové šrouby je lepší v některých případech vyjmout dříve z důvodu možného přerostu novotvořenou kostí. [3]

## OSTEOSYNTÉZA TAHOVOU CERKLÁŽÍ

Lze ji použít samostatně nebo spolu s jiným typem osteosyntézy, především s Kirschnerovými dráty. Při použití s K dráty je principem znehybnění zlomeniny pomocí K drátů, které jsou uloženy perkutánně, pod vrstvou měkkých tkání. Zavádějí tak, aby spojovaly hlavní fragmenty zlomeniny a udržely dosaženou repozici. Poté se k nim doplní měkký vázací drát, kterým se utvoří smyčka kolem úlomků tak, aby bylo dosaženo interfragmentální komprese, která je nezbytná pro dosažení dostatečné stability a tím i pro dobré hojení a správný fyziologický srůst kosti. [12]





Obr.25: Tahová cerkláž, ulna [11]

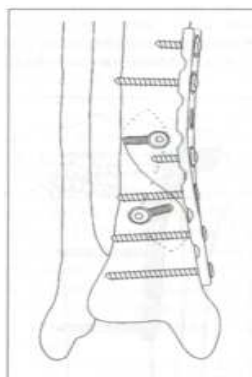
## OSTEOSYNTÉZA DLAHOU

Další z metod, jak stabilizovat zlomeninu je osteosyntéza přemostěním s využitím vnitřního implantátu, dlahy.

Dělení dlah provedeme z hlediska repositionní techniky, charakteru fixace, konstrukce a typů dlah.

Dělení dlah:

- Z hlediska použité repositionní techniky
  - ORIF (*Open Reduction Internal Fixation*) tzv. klasická osteosyntéza po krvavé repozici
  - MIPPO (*Minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis*) miniinvazivní technika
- Z hlediska charakteru fixace
  - Neutralizační dlahy – při standardní metodě ORIF. Provedení přímé repozice a komprese lomných linií zpravidla tahovým šroubem. Tato osteosyntéza poskytuje vysokou stabilitu fragmentů. [3]

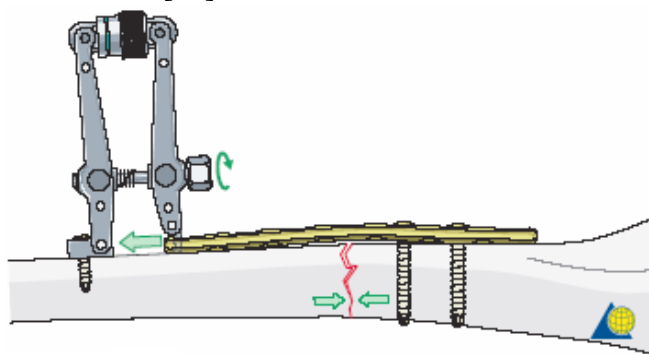


Obr.26: Schéma aplikace neutralizací dlahy

- Kompresivní dlahy – pro fixace zlomeniny, kdy je komprese lomných ploch docíleno použitou dlahou. A to dvěma způsoby. Buď zapoužití tzv. *kompresária* a nebo využitím oválných otvorů v dlaze k šikmému zavedení

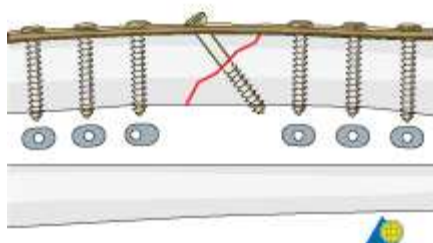


šroubu dlahou. Komprese fragmentů je důležitá pro hojení a správný fyziologický srůst kosti. [13]



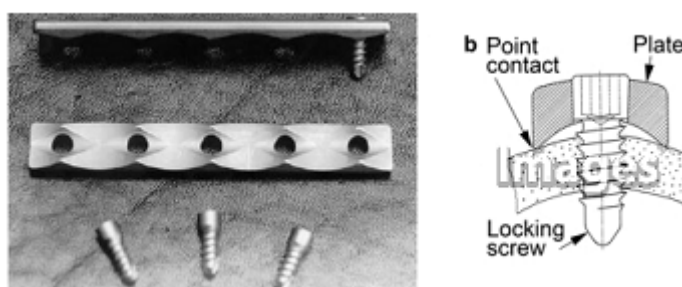
Obr.27: Schém aplikace kompresária [16]

Kompresárium umožní větší stupeň komprese připoužití dlahy s kruhovými otvory, ale vyžaduje extenzivnější operační přístup. Z toho důvodu byla společností AO v roce 1969 vyvinuta tzv. autokompresní dlaha DCP (*dynamic compression plate*). [3]



Obr.28: Schéma autokompresivní dlahy – tahové kortikální šrouby zavedené přes dlahu způsobují kompresi fragmentů a asymetrické zavedení šroubů do hlavního fragmentu zabezpečí kompresi k umožnění primárního kostního hojení [16]

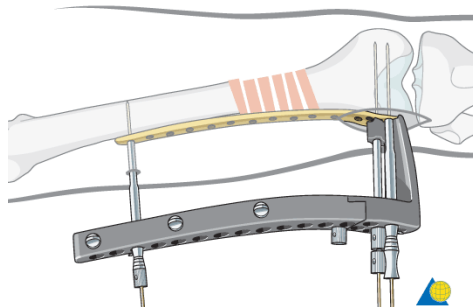
- Z hlediska charakteru a typu konstrukce
  - Dlahy bez úhlové stability – umožňují zavést šroub nejen kolmo ke dlahě, ale často jako tahový šikmo k lomné linii zlomeniny. V osteoporotické kosti je její celková stabilita především z důvodu úhlové nestability velmi omezena. Týká se to hlavně epifyzárních zlomenin. [3]
  - Úhlově stabilní dlahy – principem je konstrukce pevného držení hlavičky šroubu v otvoru dlahy. Prvním implantátem této konstrukce byla tzv. *PC - fix dlahy (point contact)* s limitovaným kontaktem a šrouby částečně úhlově stabilními s monokortikální fixací. [3]



Obr.30: PC – fix dlahy [17]

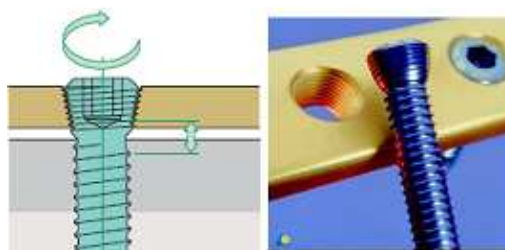


Jedná se však o předchůdce implantátu *LISS (less invasive stabilisation system)*, implantát určený pro metodu MIPPO. Úhlová stabilita je u LISS realizována uzamčením šroubu v dlaze, a to kónickým závitem na hlavičce šroubu s malým stoupáním. Stejný systém využívá i LCP (viz. LCP dlahy). Šrouby jsou do kosti zaváděny perkutánně (skrz měkké tkáně) a jejich přesného zavedení do dlahy je docíleno rentgentransparentním LISS cíličem.[3]



Obr.31: Miniinvazivní technika LISS [16]

Implantát LISS je zaveden po nekrvavé repozici. Z drobných kožních incizí jsou zavedeny úhlově stabilní šrouby v epifýze bikortikálně a na diafýze zpravidla monokortikálně. Pevné ukotvení šroubu je zajištěno došroubováním momentovým klíčem. Po dotažení šroubu je dlaha vzhledem ke konstrukci závitu hlavy šroubu na původním místě a není šrouby komprimovaná na periost. Tím nedochází k tlakové kostní nekróze.[3]



Obr.32: Princip úhlově stabilní dlahy[16]

- Z hlediska typů dlah

Můžeme rozlišit dlahy na rovné široké, rovné úzké, rovné žlábkové, minidlahy a speciální dlahy (LPHP – *locking proximal humeral plate*). Podle tvarů ještě na rovné T dlahy (symetrické, asymetrické), L dlahy a dlahy jiných tvarů (dlahy na osteosyntézu patní kosti). [13]

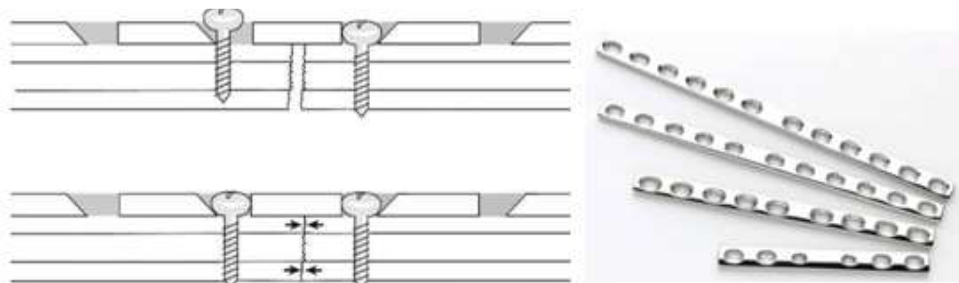


Obr.33: Různé typy dlah[13]



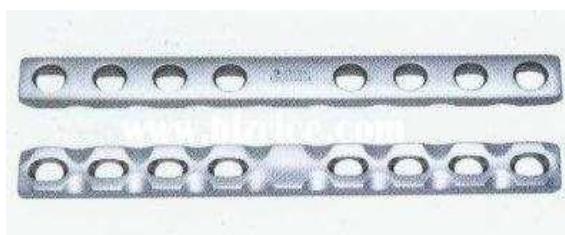
### 7.1.1 DYNAMIC COMPRESSION PLATE, DCP DLAHA

Jak již bylo zmíněno, jedná se o autokompresivní dlahu, u které je využito komprese oválnými otvory. Při dotahování excentricky zavedených šroubů dochází k posunu dlahy s kompresním efektem. Použitím této dlahy jsou kompresní možnosti menší, ale v praxi se technika velmi ujala. Především pro jednoduchost, rychlost a dostatečný efekt komprese.[3]



Obr.34: Princip DCP dlah [15]

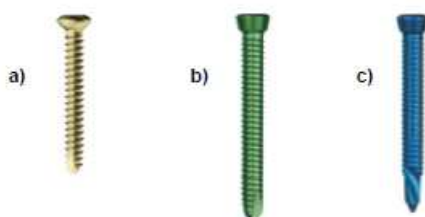
Známý efekt tlakové kostní nekrózy pod dlahou, histologicky prokázaný mnoha pracemi, se snažili vývojáři dlah co nejvíce minimalizovat. Výsledkem byla konstrukce dlah s malým, resp. limitovaným kontaktem označované jako LC-DCP (*low contact dynamic compression plate*). [3]



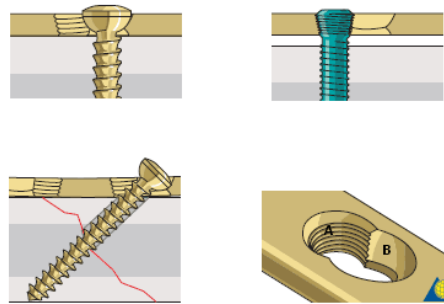
Obr.35: LC-DCP dlaha [14]

### 7.1.2 LOCKING COMPRESSION PLATE, LCP DLAHA

Systém dlah LCP (Locking Compression Plate) asociace AO je založen na bohatých zkušenostech se standardními dlahami, šrouby a vnitřními fixátory. LCP dlahy jsou syntézou metod PC – fix, LISS a DCP dlah. Lze tedy zavádět standardní tahové šrouby asymetricky otvorem nebo šikmo přes dlahu, k umožnění komprese fragmentů jako u DCP dlah. Další možnost je zavedení úhlově stabilních samořezných a samovrtných šroubů, které byly doménou LISS fixátorů. Nesmírnou výhodou je, že oba tyto postupy je možné kombinovat. Vzhledem ke své konstrukci s otvory tvaru osmičky jsou také označovány jako „Duoloch“ nebo „Combi-hole“.

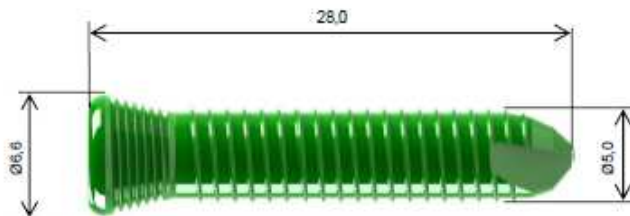


Obr.36: a) Standardní tahový šroub, b) Samořezný LCP šroub, c) Samovrtný LCP šroub[20]



*Obr.37: Princip LCP dlahy: otvor A je určen pro zavedení úhlově stabilních samořezných šroubů, otvor B je určen pro konvenční šrouby s možností šikmého zavedení nebo pro excentrické zavedení k docílení autokomprese [16]*

Samořezný a samovrtný šroub je tvořen kuželovou hlavou, dříkem s vnějším závitem a korunkou, která je na konci dříku tvořena třemi zářezy pro snadnější vniknutí do kosti. U samovrtného šroubu má korunka tvar vrtáku. Kuželová hlava má po obvodu vnější závit, sloužící ke stabilní fixaci v dlaze a na čele je opatřena šestihranným otvorem. [21]



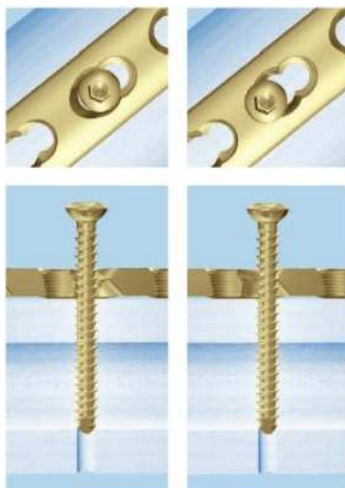
*Obr.38: Základní rozměr pro průměr šroubu 5 mm [20]*

Šrouby jsou pevně uzamknuty v dlaze a nevyvíjí tlak na kost. Pro provedení správné osteosyntézy je důležité přesné předvrtání a zavedení šroubů. Toho lze docílit použitím vodících vrtacích pouzder. Existuje však celá spousta různých nástrojů pro přesné zavedení a vrtání šroubů. Jsou to nástroje specifické pro konkrétní typy dlah. Samotná operace se neobejde ani bez různých kleští, svorek atd. Zde je pouze ukázka, jak mohou takové nástroje vypadat.



*Obr.39: Aplikace vodícího pouzdra pro excentrické kompresivní umístění šroubu (vlevo) a pro neutrální umístění (vpravo) [19]*

Princip vodícího pouzdra spočívá v tom, že při neutrálním umístění musí být na pouzdro tlačeno směrem ke kosti. Vnitřní část se zasune do pouzdra, oblý konec zapadne do radiusu v otvoru dlahy a tím dojde k vystředění pouzdra do osy díry. Naopak při kompresivním umístěním se na pouzdro netlačí, aby zůstalo v excentrické pozici. Excentrickým zavedením šroubu se poté docílí autokomprese dlahy.



*Obr.40: Neutrální pozice šroubu (vlevo), kompresivní pozice (vpravo) [19]*

Pro zavedení LCP šroubů existuje také spousta přípravků. Jedním z nich je LCP cílič opatřený identickým závitem jako je v samotné dlahy. Aplikace se provede zašroubováním přímo do dlahy.



*Obr.41: Aplikace LCP vodícího pouzdra [19]*



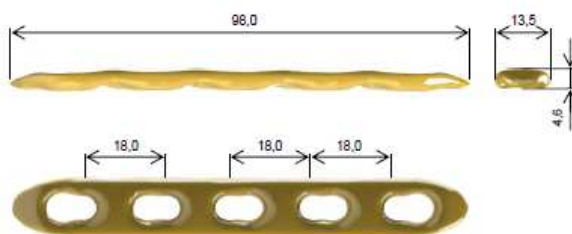
## 8 VÝPOČTOVÝ MODEL LCP DLAHY

Pro výpočet bylo použito přímé, 98 mm dlouhé dlahy s pěti otvory.



Obr.42: Přímá LCP dlahy [20]

Základní rozměry dlahy:



Obr.43: Rozměry dlahy s průměry děr pro šroub LCP 6,6 mm pro a pro standardní 7,6 mm [20]

### 8.1 MATERIÁL LCP DLAH

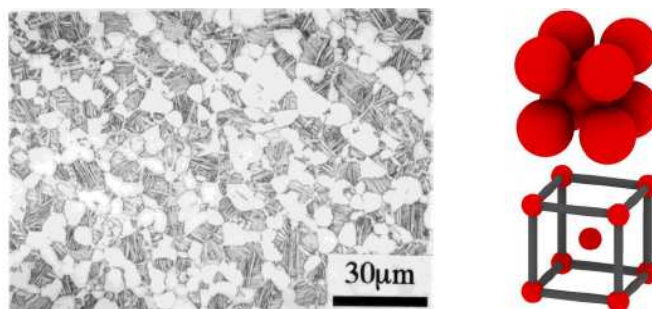
LCP dlahy jsou nejčastěji vyráběny z dvou typů materiálů, z nerezové oceli nebo titanové slitiny Ti-6Al-4V, též známých jako grade 5, nebo Ti-6-4, z kterého je vyrobena i dlahy použitá ve výpočtu. Jedná se o nejčastěji používanou slitinu titanu, jež tvoří víc než 50% celkové titanové výroby na světě. Materiál Ti-6Al-4V patří mezi  $\alpha/\beta$  titanové slitiny, má vysokou mez pevnosti (895 -1250 MPa), dobrou tažnost a únavové vlastnosti. Je obecně hojně využíván v implantologii, z důvodu relativně nízké hodnoty modulu pružnosti (105 - 116 GPa). Má nízkou hustotu, je chemicky stabilní a korozivzdorný. Není toxický, alergenní ani karcinogenní. Díky těmto vlastnostem se řadí mezi bioinertní materiály, které jsou vhodné ke kontaktu s živou tkání.[23]

Tab. 1: Chemické složení Ti-6Al-4V [23]

| Ti [%] | Al [%]    | V [%]     | N [%]  | Fe [%] | O [%]  |
|--------|-----------|-----------|--------|--------|--------|
| 88÷90  | 5,50÷6,75 | 3,50÷4,50 | ≤ 0,50 | ≤ 0,25 | ≤ 0,20 |

Co se týče mikrostruktury, je Ti-6Al-4V tvořen krystalickou prostorově středěnou kubickou (BCC) mřížkou. [20]





Obr.44: Mikrostruktura  $\alpha/\beta$  titanových slitin krystalická mřížka BCC[20]

Podobně jako u ostatních materiálů, jsou mechanické vlastnosti Ti-6Al-4V dány chemickým složením a technologií výroby. Primárními podmínkami pro použití těchto materiálů jsou zkoušky interakcí *in vitro* (mimo organismus) mezi buňkami a testovaným materiálem (*cytokompatibilita*) a to, zda samotná látka nepůsobí toxicky na genový materiál buňky (*genotoxicita*), což by mohlo způsobit nádorové bujení. Sekundární podmínkou je skutečnost, že čím bližší jsou si moduly pružnosti kostní tkáně a materiálu implantátu, tím víc se eliminuje vznik resorpce kosti. U kortikální kostní tkáně je modul pružnosti v tahu 10 – 20 Gpa, zatímco u Ti-6Al-4V nabývá hodnoty okolo 110 Gpa. Rozdíl je stále dost velký, avšak u nerezových ocelí je tento rozdíl ještě větší. Nerezové oceli mají modul pružnosti v tahu kolem 200 Gpa. [20]

### 8.1.1 MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI Ti-6Al-4V

Tab.2: Materiálové charakteristiky [24]

| E<br>[Gpa] | G<br>[Gpa] | Re<br>[Mpa] | Rm<br>[Mpa] | $\sigma_c$<br>[Mpa] | $K_{IC}$<br>[Mpa.m <sup>0,5</sup> ] | $\mu$ [-] | $\rho$<br>[kg/m <sup>3</sup> ] | A<br>[%] | Z<br>[%] |
|------------|------------|-------------|-------------|---------------------|-------------------------------------|-----------|--------------------------------|----------|----------|
| 114        | 44         | 790         | 860         | 300                 | 100                                 | 0,34      | 4430                           | 15       | 30       |

Pozn.: E...modul pružnosti tahu, G...modul pružnosti ve smyku, Re...mez kluzu, Rm...mez pevnosti,  $\sigma_c$ ...mez únavy pro 10<sup>7</sup> cyklů,  $K_{IC}$ ...lomová houževnatost,  $\mu$ ...Poissonovo číslo,  $\rho$ ...hustota, A...tažnost (poměrné prodloužení), Z...kontrakce (poměrné zúžení)

### 8.2 MATERIÁL SAMOŘEZNÝCH LCP ŠROUBŮ

Stejně jako u dlah jsou i LCP šrouby vyráběné ve dvou materiálových variantách, z nerezové oceli a titanové slitiny Ti-6Al-7Nb uváděné pod zkratkou TAN. Použitým materiálem šroubů ve výpočtu je titanová slitina.

Materiál Ti-6Al-7Nb patří mezi  $\alpha/\beta$  titanové slitiny. Zvýšená pevnost a tvárnost materiálu je způsobena právě  $\beta$  fází titanu, který je tvořen krystalickou prostorově středěnou kubickou (BCC) mřížkou.[20]

Tab. 3: Chemické složení Ti-6Al-7Nb [20]

| Ti [%]    | Al [%]  | Nb [%]  | C [%] | H [%]  | Fe [%] | N [%]  | O [%] | Ta [%] |
|-----------|---------|---------|-------|--------|--------|--------|-------|--------|
| 84,5÷88,0 | 5,5÷6,5 | 6,5÷7,5 | ≤0,08 | ≤0,009 | ≤0,25  | ≤0,050 | ≤0,20 | ≤0,50  |





### 8.2.1 MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI *Ti-6Al-7Nb*

Tab.4: Materiálové charakteristiky *Ti-6Al-7Nb* [20]

| E [Gpa] | G [Gpa] | Re [Mpa] | Rm [Mpa] | $\sigma_c$ [Mpa] | $K_{IC}$ [Mpa.m <sup>0,5</sup> ] | $\mu$ [-] | $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ] | A [%] | Z [%] |
|---------|---------|----------|----------|------------------|----------------------------------|-----------|-----------------------------|-------|-------|
| 105     | 45      | 900      | 1000     | 500              | 75                               | 0.37      | 4520                        | 10    | 35    |

Pozn.: E...modul pružnosti v tahu, G...modul pružnosti ve smyku, Re...mez kluzu, Rm...mez pevnosti,  $\sigma_c$ ...mez únavy pro  $10^7$  cyklů,  $K_{IC}$ ...lomová houževnatost,  $\mu$ ...Poissonovo číslo,  $\rho$ ...hustota, A...tažnost (poměrné prodloužení), Z...kontrakce (poměrné zúžení)

### 8.3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTNÍ TKÁŇE HUMERU

Kostní tkáň je určena jako nehomogenní anizotropní materiál, který vykazuje v různých směrech zatěžování různé vlastnosti. Určení jeho mechanických vlastností není zrovna lehká záležitost. Zkoumání kostní tkáňe je předmětem několika desítek let trvajících výzkumu, který do sebe zahrnuje spoustu experimentů a principů jak mechanické vlastnosti tkáňe zjistit. Tyto postupy značně ovlivňuje spousta vnitřních faktorů, jako tvar kosti, velikost kosti, staří kosti aj. [20]

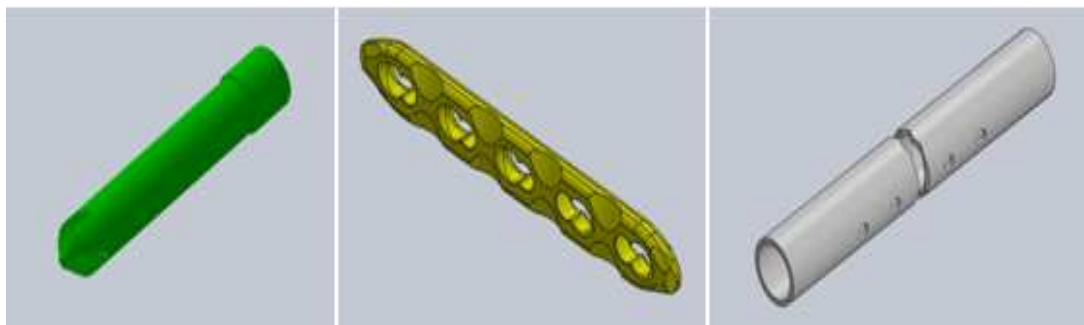
Pro výpočet byl použitý nejjednodušší model materiálu kortikalis – homogenní, izotropní, lineárně pružný s hodnotou modulu pružnosti v tahu  $E= 15.25\text{MPa}$  a Poissonovým číslem  $\mu=0.40$ .

Tab.6: Moduly pružnosti a meze pevnosti vybraných tkání[]

| Tkáň                         | Modul pružnosti E (GPa) | Mez pevnosti Rm(MPa) |
|------------------------------|-------------------------|----------------------|
| Kortikální kost podélný směr | 17,7                    | 133                  |
| Kortikální kost příčný směr  | 12,8                    | 52                   |
| Kloubní chrupavka            | 10,5                    | 27,5                 |
| Zuby                         | 11                      | 39,3                 |
| Vazy                         | 303                     | 29,5                 |
| Šlachy                       | 401,5                   | 46,5                 |
| Kůže                         | 0,1-0,2                 | 7,6                  |

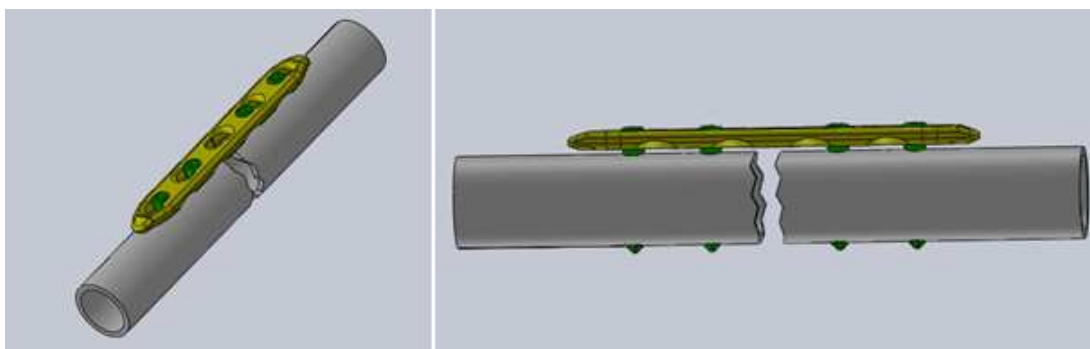
### 8.4 TVORBA DÍLČÍCH MODELŮ

Model geometrie byl vytvořen v programu SolidWorks 2011. Rozměry dlahy a šroubu byly explicitně naměřeny na poskytnuté dlaze. Vzhledem k tomu, že cílem není řešení deformace a napjatosti humeru s aplikovanou dlahou pro konkrétního pacienta, byla diafýza humeru modelována válcem, s rozměry odpovídající průměrným hodnotám na humeru člověka.



Obr.45: Dílčí modely vytvořené v programu SolidWorks

K fixaci byly použity čtyři bikortikálně zavedené LCP šrouby. Prostřední otvor nebyl osazen.



Obr.46: Sestava dílčích modelů

## 8.5 MODEL ZATÍŽENÍ

Stanovit zatížení humeru je z mechanického hlediska velmi problematické. Záleží na činnosti, kterou jedinec provozuje a ve většině případů se jedná o dynamický děj, o kterém se v dostupné literatuře nenacházejí žádné informace. Navíc soustava, kterou představuje horní končetina je velmi složitou staticky neurčitou soustavu. Svaly a ostatní živé tkáně vykazují nelineární chování, proto na ně nelze aplikovat základní poznatky pružnosti. Zatížení se v mnoha případech zadává deformačně. Velikost deformačních posuvů se pak zjišťuje na základě RTG snímků, kdy se porovnávají snímky před a po zatížení.

Vzhledem k tomu, že cílem deformačně napěťové analýzy dlahy, je posouzení vlivu zatížení na namáhání dlahy, je možné jednotlivé zátěžné prvky a jejich velikosti určit na základě zkušeností se zatížením v jiných částech lidského těla. Po konzultaci s vedoucím práce byly provedeny výpočty pro tato zatížení:

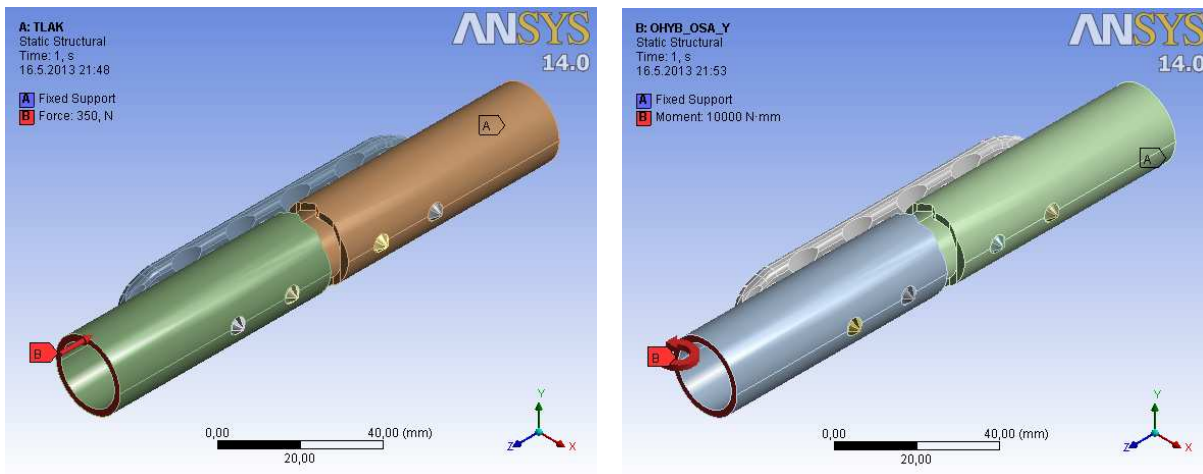
Osovou sílu o velikosti 350 N

Silovou dvojici ležící v rovině dlahy, o velikosti momentu 10 Nm

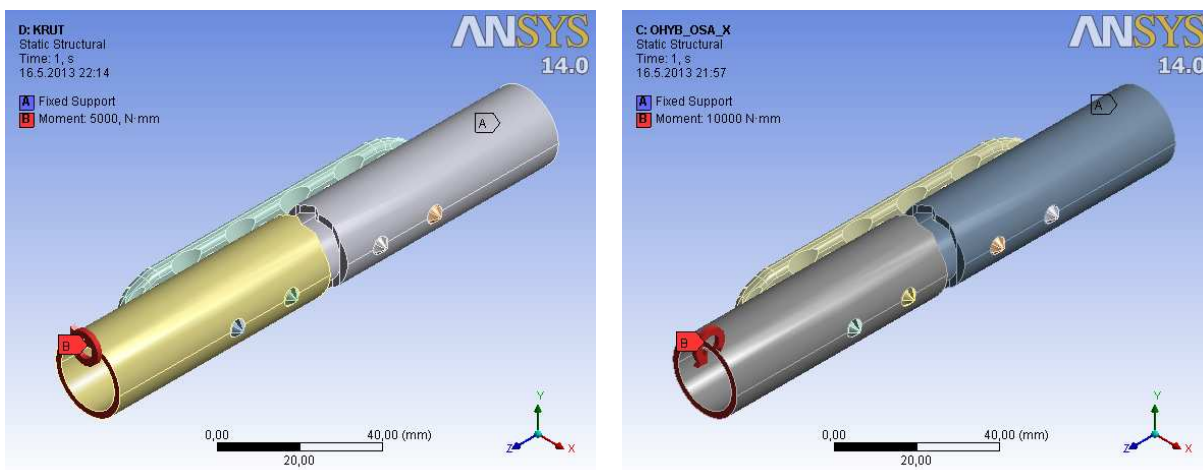
Silovou dvojici ležící v rovině kolmé na rovinu dlahy, o velikosti momentu 10 Nm

Silovou dvojici ležící v rovině příčného průřezu kosti, o velikosti momentu 5 Nm

Zatížení byla aplikovaná na jednom konci modelu. Na druhém konci bylo zamezeno posuvům ve všech směrech.



Obr.47: Zatížení osovou silou ležící v rovině yz (vlevo), zatížení silovou dvojicí ležící v rovině xz (vpravo)



Obr.48: Zatížení silovou dvojicí ležící v rovině xy (vlevo), v rovině yz (vpravo)

## 8.6 KONEČNOPRVKOVÝ MODEL

Po vytvoření modelu geometrie se provádí diskretizace modelů. Touto operací dojde k vytvoření diskrétního modelu, určeného uzly a konečnými prvky. Prvky vytvářejí tzv. konečnoprvkovou síť. Velikosti prvků je nutné vhodně určit. Příliš velké prvky vedou k nepřesnému řešení, jak po kvantitativní, tak kvalitativní stránce. Zmenšováním prvků, řešení konverguje k „přesnému“ řešení, ale dochází k nárůstu požadavků na velikosti paměti hardwaru a výpočtového času.

Modely geometrie byly vytvořeny v programu SolidWorks a importovány do prostředí Ansys Workbench. Poté, pro vytvořený model materiálu, byly přiřazeny do výpočtového modelu hodnoty podstatných materiálových charakteristik. Dále byla provedena, dříve popsaná, diskretizace modelu, které předcházela analýza velikosti prvků. V důsledku geometrické složitosti dlahy byla provedena „free“ diskretizace. Na základě charakteru řešeného problému byly pro diskretizaci modelu použity tyto prvky: SOLID 186, SOLID 187 a defaultně CONTA 174 a TARGET 170.

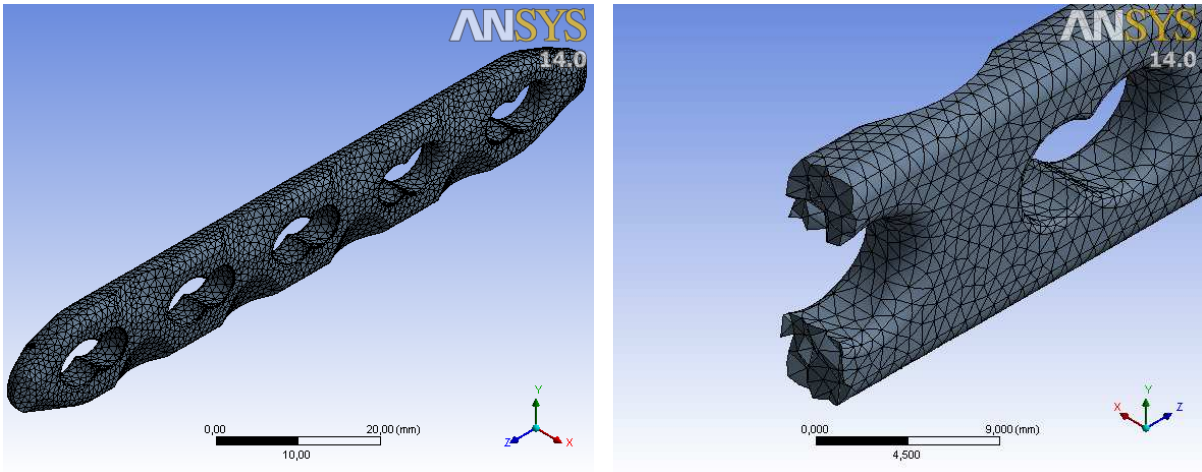


Tab.8: Přehled použitých elementů[20], [25]

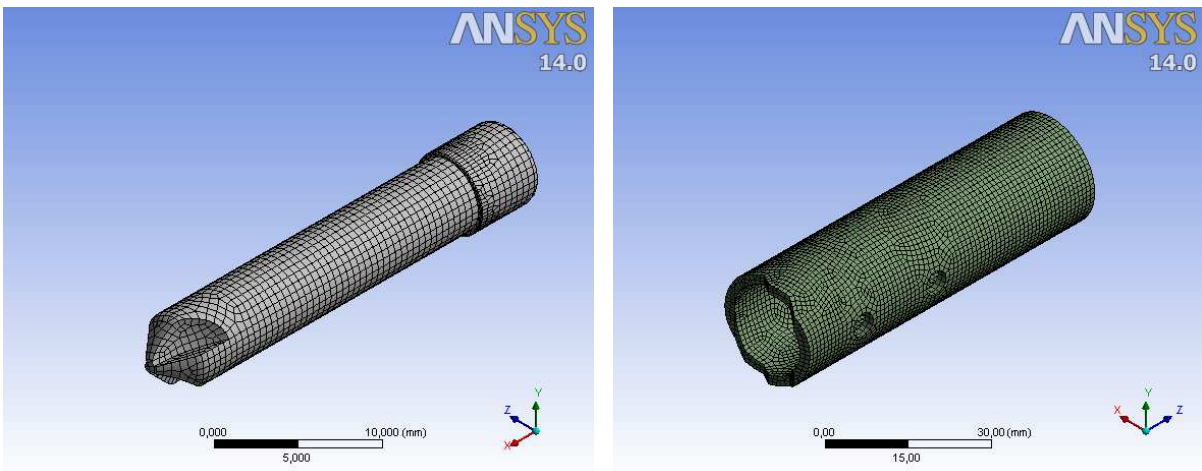
| Označení                        | Popis   | Použití              | Geometrie |
|---------------------------------|---|----------------------|-----------|
| <b>SOLID 186<br/>(hexaedr)</b>  | Prostorový 20-ti uzlový šestihranný element s kvadratickou bází se 3 <sup>o</sup> V (DOF) v každém uzlu | Kortikalis LCP šroub |           |
| <b>SOLID 187<br/>(tetraedr)</b> | Prostorový 10-ti uzlový čtyřhranný element s kvadratickou bází se 3 <sup>o</sup> V (DOF) v každém uzlu  | LCP dlaha            |           |
| <b>CONTA 174<br/>TARGE 170</b>  | Kontaktní elementy prostorových těles   | Kontaktní plochy     |           |

Tab.7: Velikost, počet elementů a uzlů konečnoprvkové sítě

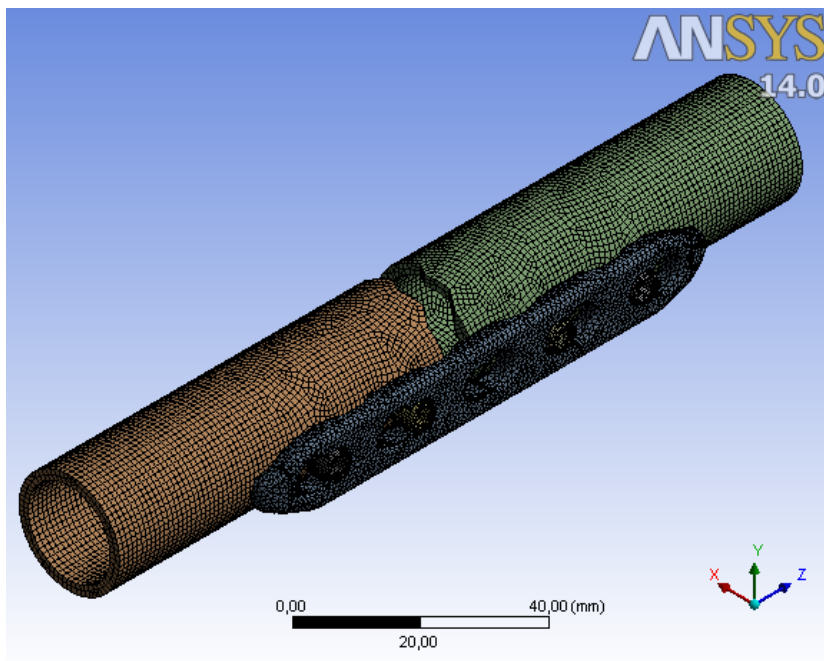
| Model geometrie | Velikost prvků [mm] | Počet elementů [-] | Počet uzlů |
|-----------------|---------------------|--------------------|------------|
| Kostní tkáň     | 1                   | 130 150            | 138 329    |
| LCP šroub       | 0,5                 | 14 580             | 47 303     |
| LCP dlaha       | 1                   | 36 480             | 57 689     |



*Obr.49: Diskretizace modelu LCP dlahy*



*Obr.50: Diskretizace modelu kortikalis (vpravo), šroub (vlevo)*



*Obr.51: Diskretizace modelu*



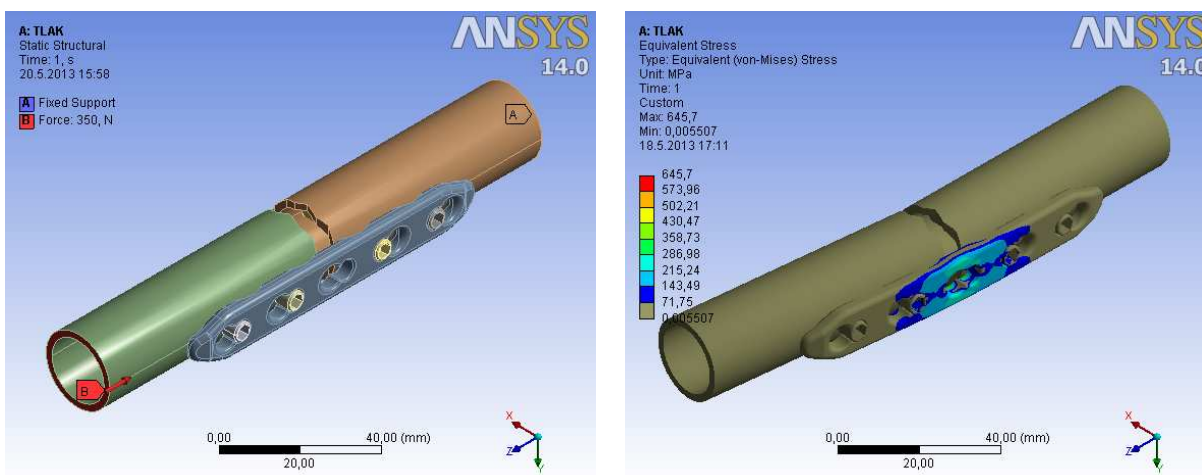


## 9 PREZENTACE A VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

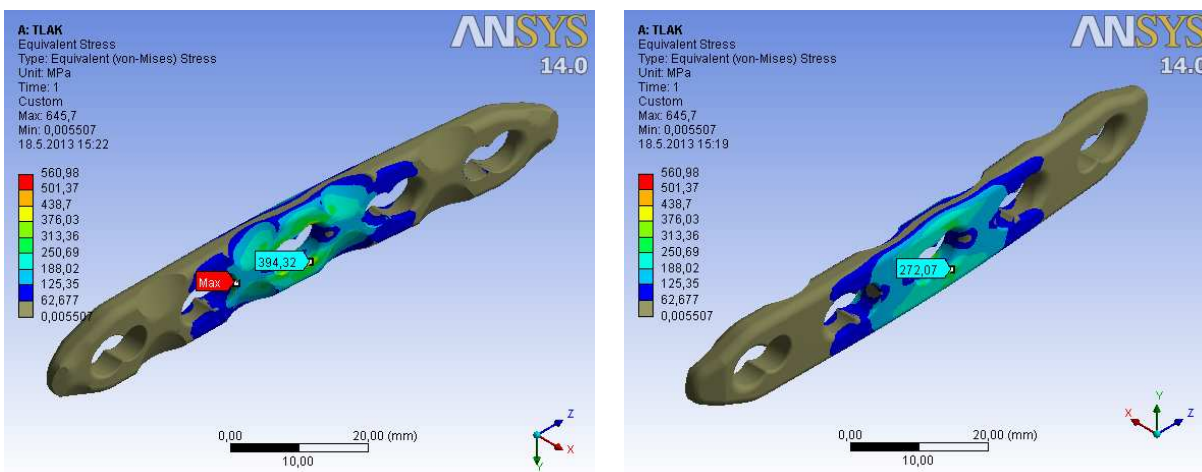
Software Ansys poskytuje grafické zobrazení výsledků ve formě deformačních či napětových polí. Velikost, resp. interval velikosti vykreslované veličiny je určen barvou. Takto získané výsledky pak vytváří představu o mechanickém chování úlohy. Hodnoty napětí jsou udány v MPa a velikosti posuvů v mm. Hlavním úkolem výpočtu je vytvoření podkladů pro deformačně napětovou analýzu dlahy. Dlahy má dvě osy symetrie, příčnou a podélnou. Mez kluzu materiálu dlahy je 790MPa a mez kluzu materiálu šroubů je 900MPa.

### 9.1 ANALÝZA VÝPOČTU, TLAK

Velikost osově zatěžující síly byla stanovena na 350N.

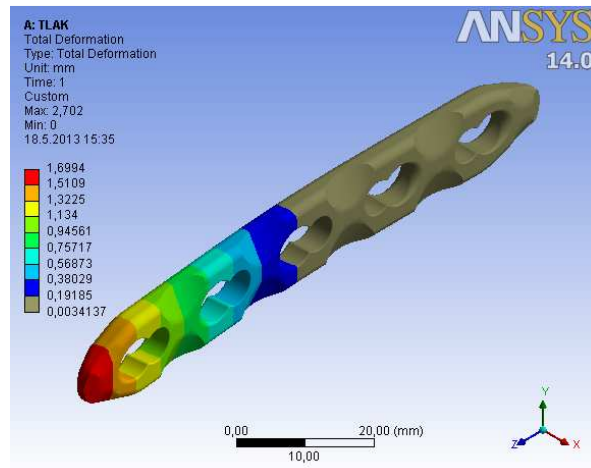
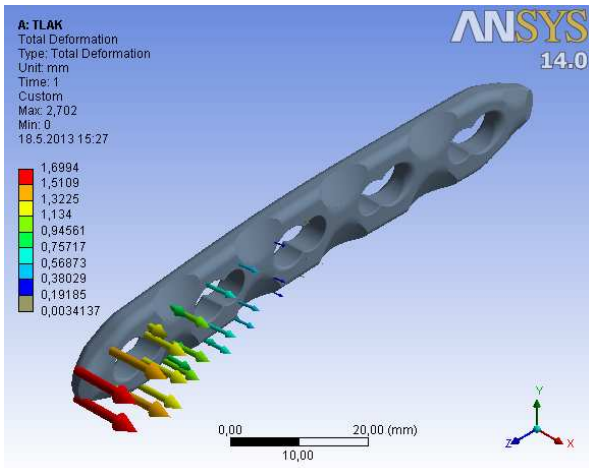


Obr.52: Zatížení, redukované napětí HMH, sestava



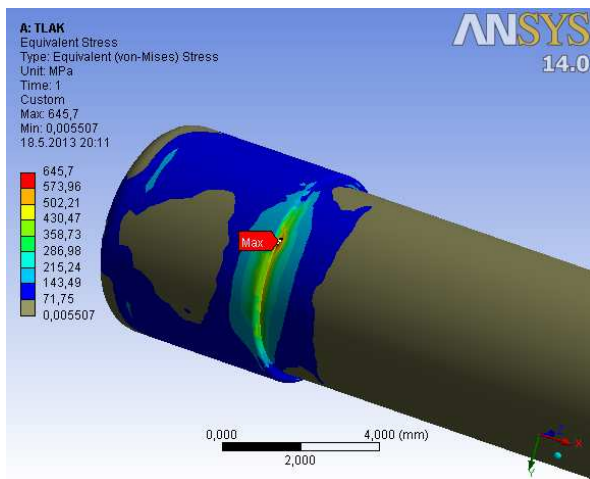
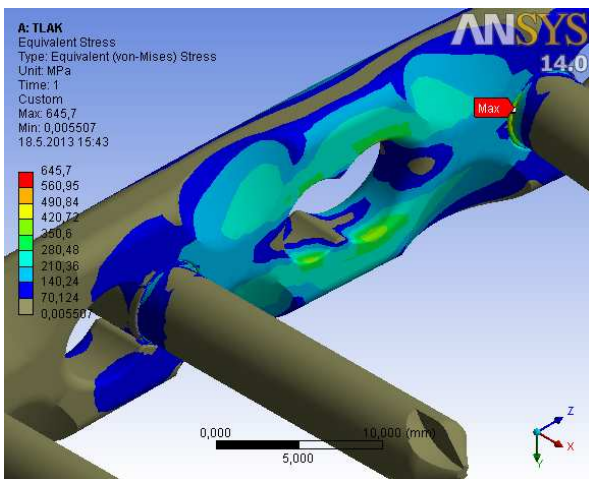
Obr.53: Redukované napětí HMH, dlahy

Výsledky potvrzují odhad, že koncentrace napětí bude v místě středního kombinovaného otvoru. Na zadní straně dlahy dosahuje redukované napětí nejvyšší hodnoty, přibližně 400 MPa. Na přední straně se nejvyšší hodnoty redukovaného napětí pohybují okolo hodnoty 280 MPa. Maximální hodnota redukovaného napětí na dlahy je 560 MPa. Žádná z uvedených hodnot však nepřekračuje mez kluzu. Na dlahy nedochází k plastickým deformacím.

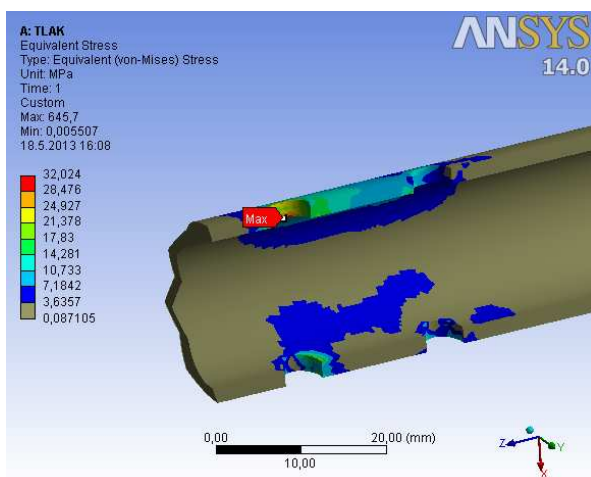
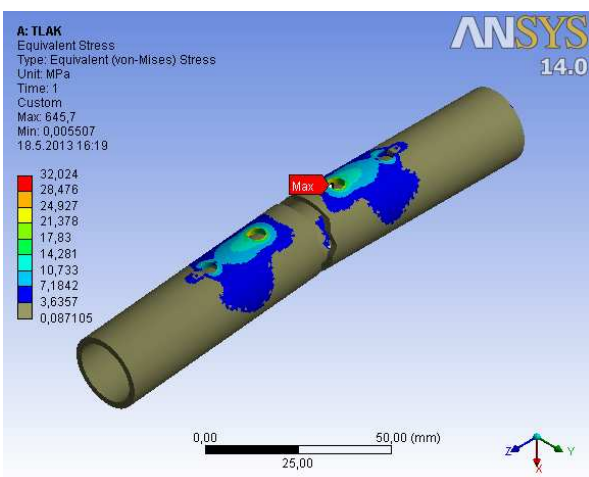


Obr.54: Celkové posuvy dlahy

Hodnota největšího celkového posuvu dlahy je 1.7 mm.



Obr.55: Redukované napětí HMH v místě přechodu dlahy a šroubu



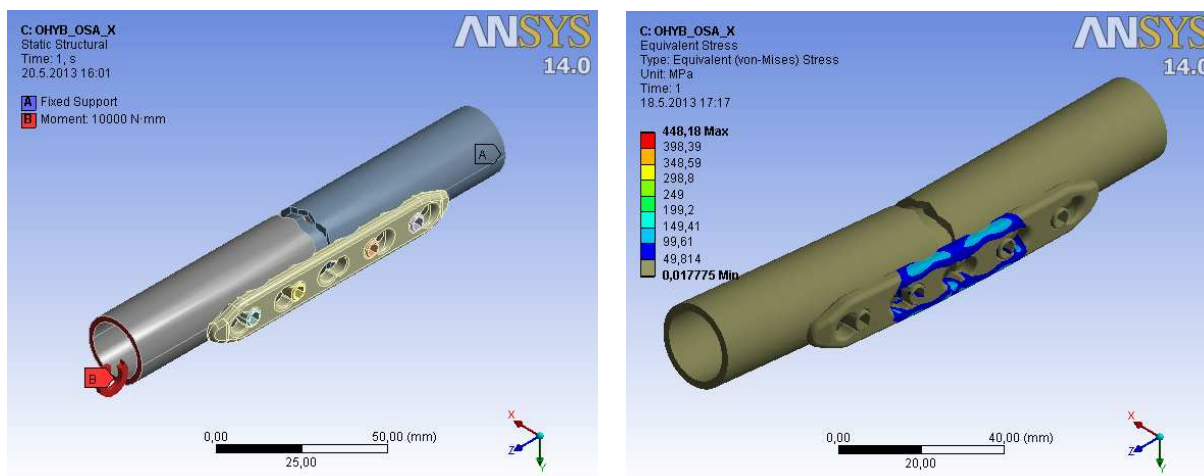
Obr.56: Redukované napětí HMH, kostní tkáň



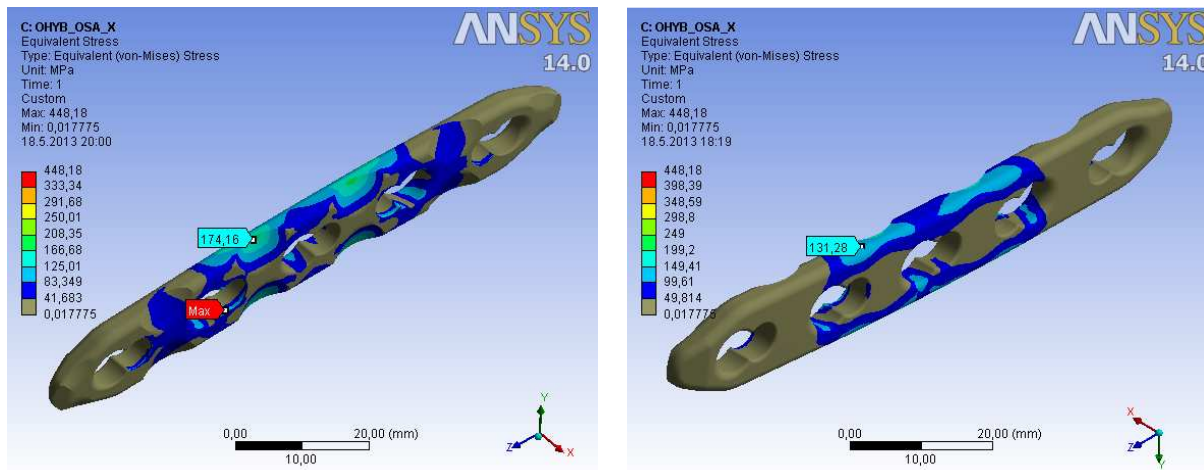
Při tlakovém namáhání byla v místě přechodu šroubu a dlahy největší hodnota redukovaného napětí 645 MPa. Tato hodnota je ovlivněna rozlišovací úrovní modelu. Styk šroubů s dlahou je modelován kontaktem bonded (pevné spojení). Je pravděpodobné, že při použití kontaktu standard, dojde k rozložení extrémního namáhání do většího objemu a tím snížení hodnoty extrémního napětí. Při zatížení silou v ose diafýzy je dlaha namáhána kombinací tlaku a ohybu.

## 9.2 ANALÝZA VÝPOČTU, SILOVÁ DVOJICE (rovina yz)

Velikost ohybového momentu 10 Nm.



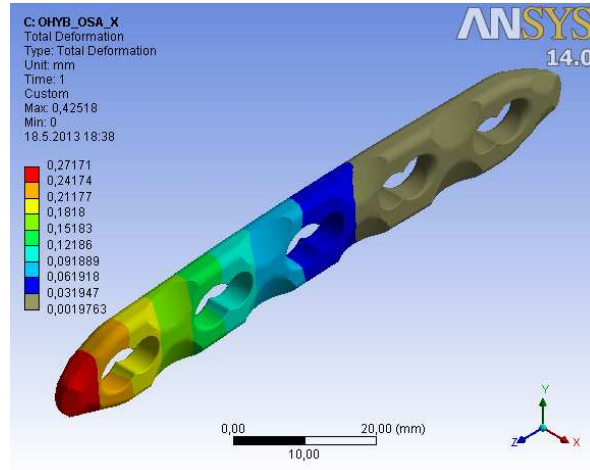
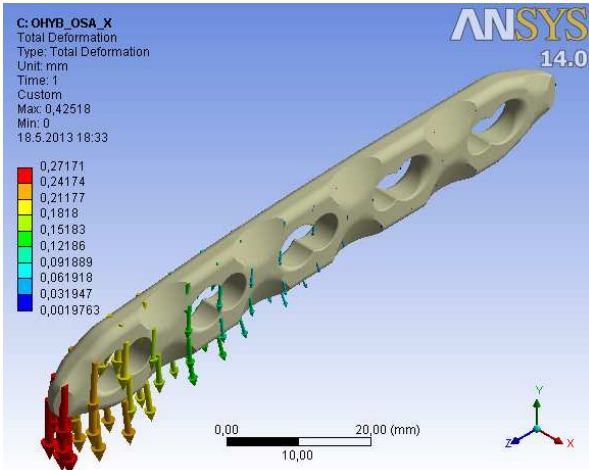
Obr.57: Zatížení a redukované napětí HMH, sestava



Obr.58: Redukované napětí HMH, dlahy

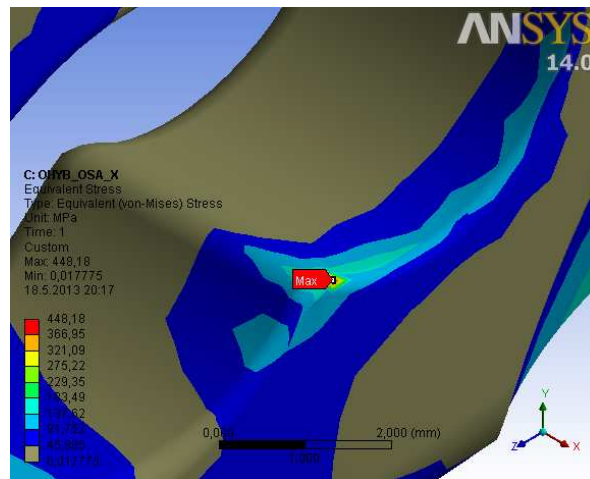
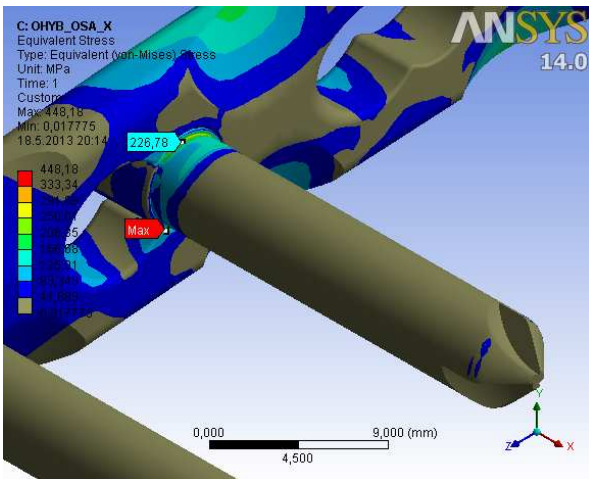
Oproti předchozímu případu se rozložení napětí změnilo. Místa s vyšší koncentrací redukovaného napětí jsou kolem středního kombinovaného otvoru. Jejich maximální hodnoty se pohybují od 130 MPa do 170 MPa.



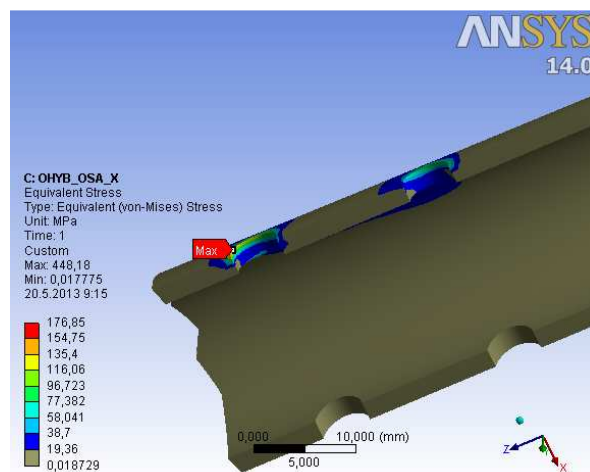
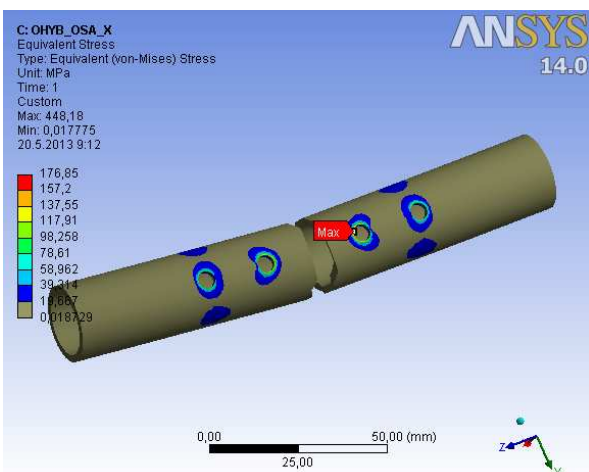


Obr.59: Celkové posuvy dlahy

Hodnota největšího celkového posuvu dlahy je v tomto případě přibližně 0,27 mm.



Obr.60: Redukované napětí HMH v místě největší koncentrace



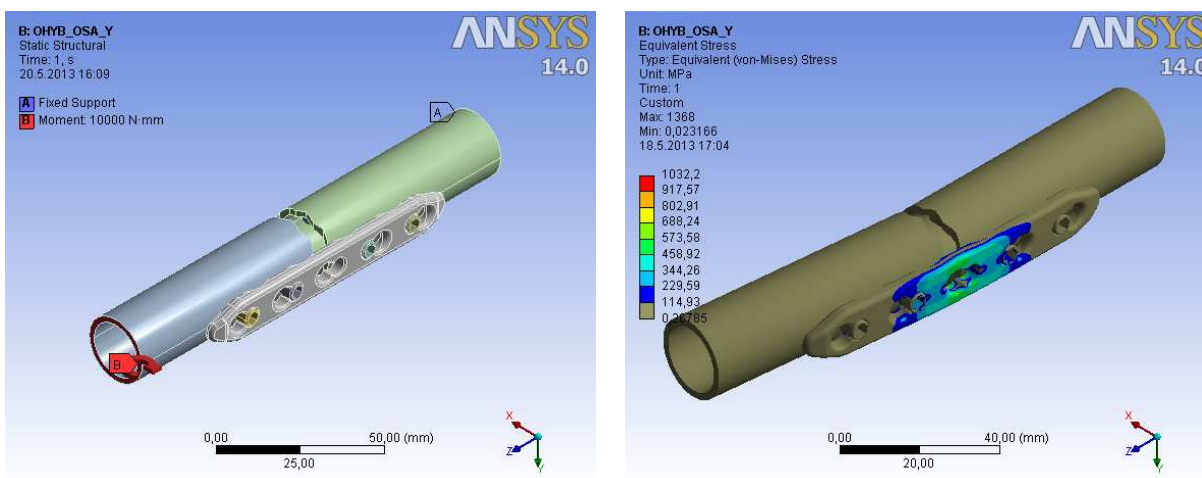
Obr.61: Redukované napětí HMH, kostní tkáň



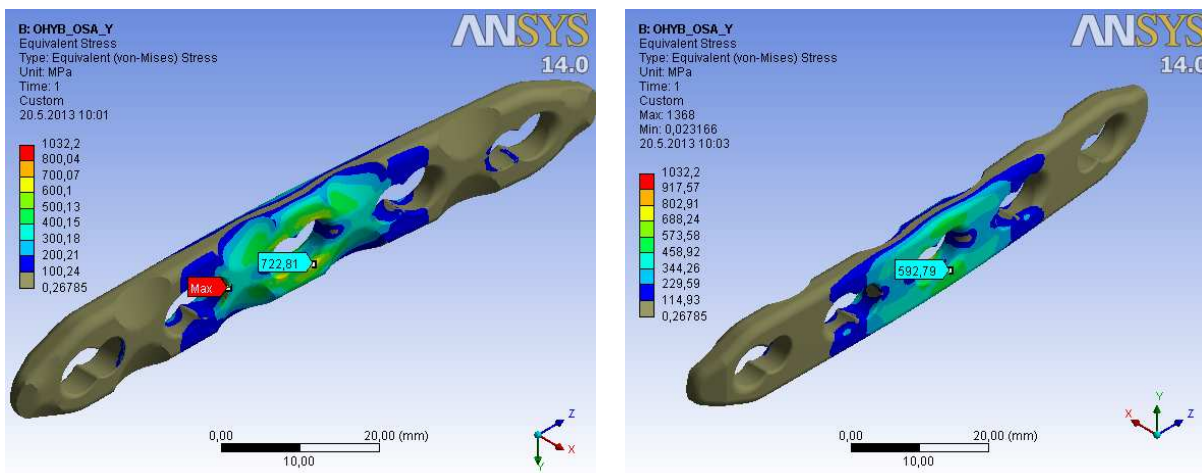
Maximální hodnota redukovaného napětí na dlaze je 450MPa. Nachází se v místě druhého kombinovaném otvoru. Extrémní napětí je na velmi malé oblasti. Nicméně tato hodnota nepřekračuje mez kluzu, tudíž v dlaze nenastanou plastické deformace. Maximální hodnota redukovaného napětí ve šroubu je v místě přechodu dlahy a šroubu a činí 230MPa. Ani zde tedy nedojde k plastické deformaci. Co se týče kosti, zde se situace v porovnání s předchozím případem značně změnila. Hodnota redukovaného napětí v okolí otvorů pro šroub se o řád zvýšila, maximální hodnota dosahuje 180MPa.

### 9.3 ANALÝZA VÝPOČTU, silová dvojice (rovina xz)

Velikost ohybového momentu byla stanovena na 10 Nm.



Obr. 62: Zatížení a redukované napětí HMH, sestava

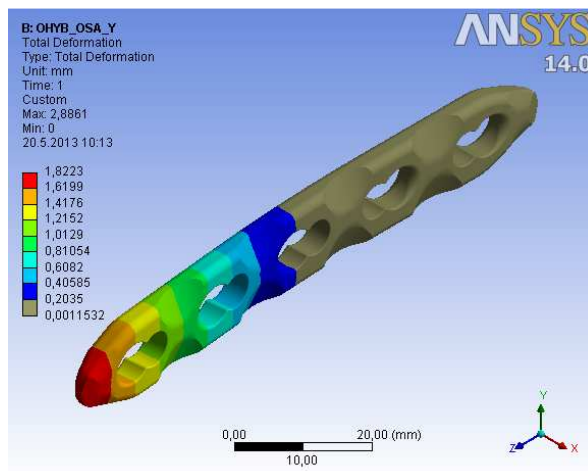
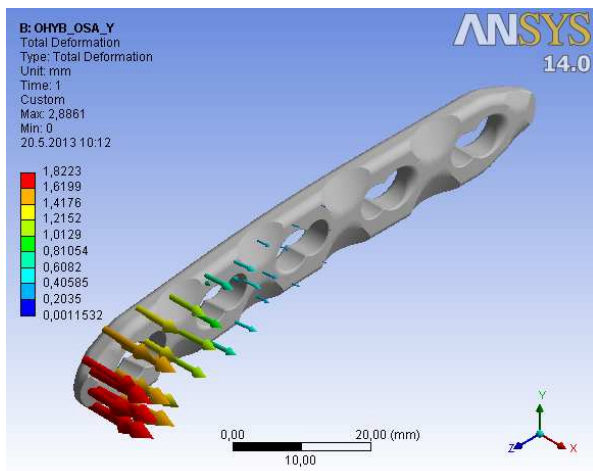


Obr. 63: Redukované napětí HMH, dlaha

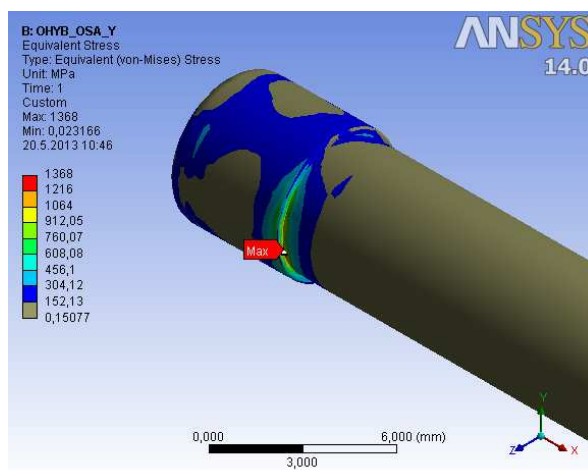
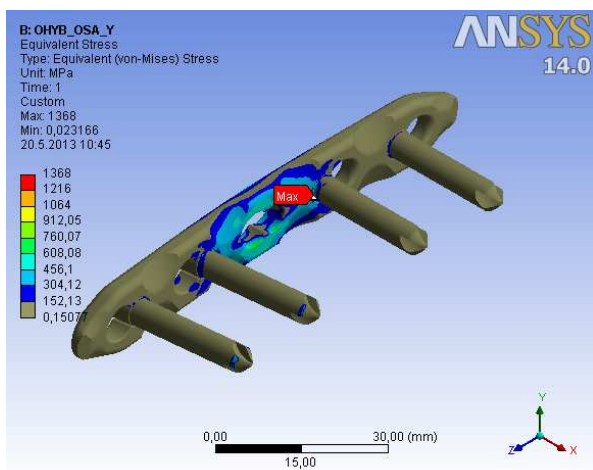
V tomto případě je rozložení napětí podobné jako v prvním případě, kdy byl model zatížen silou v ose diafýzy, což způsobilo kombinované namáhání tlakem a ohybem. Ohybový moment měl také nositelku v ose Y. Oblast s vyššími hodnotami redukovaného napětí je kolem prostředního otvoru. Extrémní hodnoty redukovaného napětí, v této oblasti, jsou v rozmezí 590MPa - 730MPa. Nedochozí zde k plastické deformaci. Maximální hodnota redukovaného napětí na dlaze je 1032MPa. Tato hodnota je v místě druhého otvoru, zřejmě



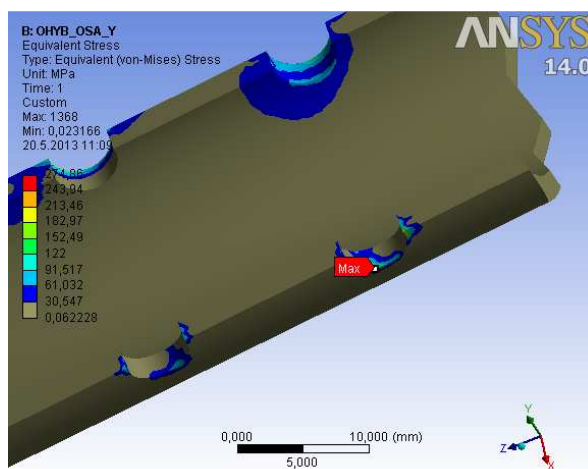
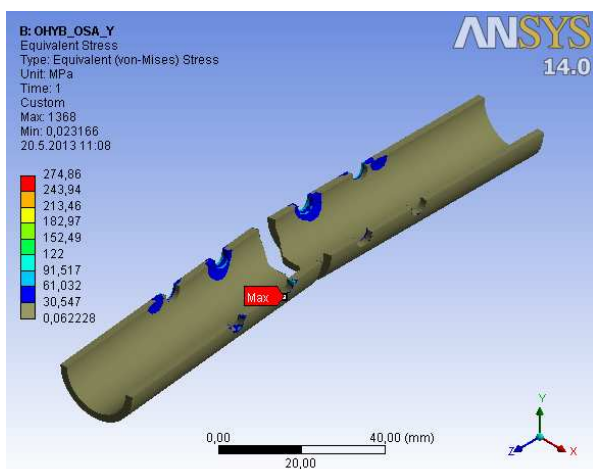
v důsledku spojení dlahy a šroubu. Její velikost je pravděpodobně také ovlivněna úrovní modelu.



Obr.64: Celkové posuvy dlahy



Obr.65: Extrémní hodnoty redukovaného napětí HMMH



Obr.66: Redukované napětí HMMH, kostní tkáň

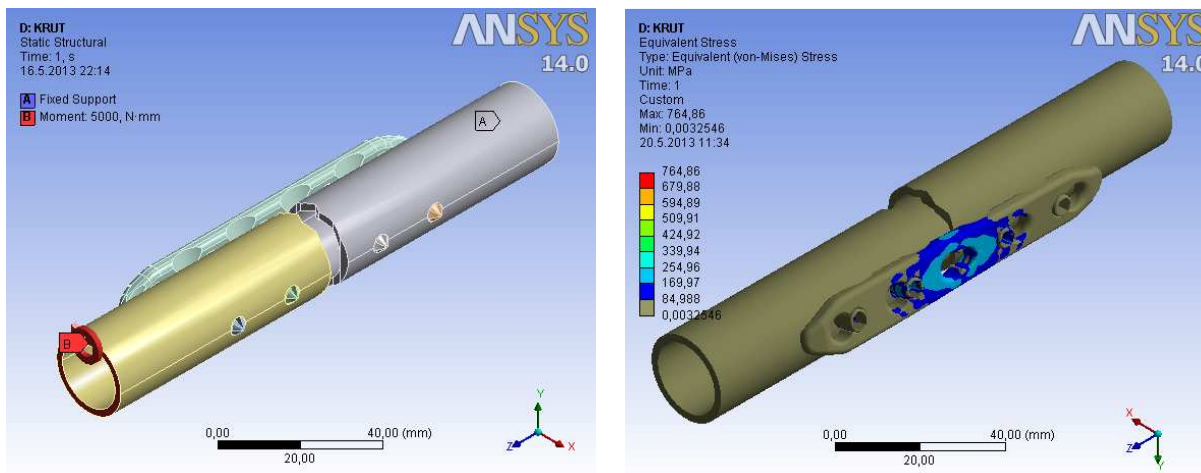




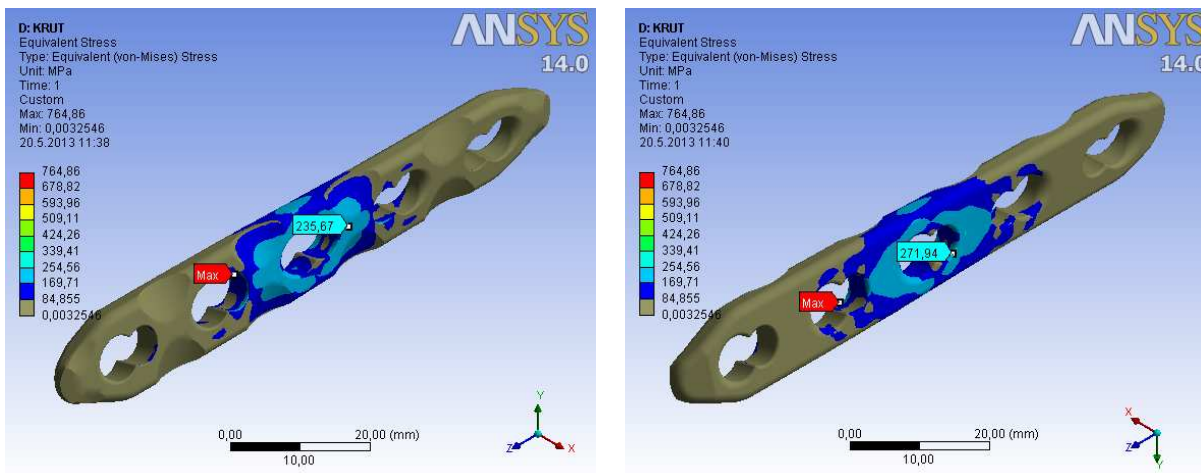
Místo největšího redukovaného napětí je na šroubu. Jeho hodnota dosahuje 1368MPa, což silně překračuje mez kluzu materiálu šroubu. V tomto místě budou lokální plastické deformace.

### 9.4 ANALÝZA VÝPOČTU, SILOVÁ DVOJICE (rovina xy)

Velikost momentu silové dvojice je 5 Nm.

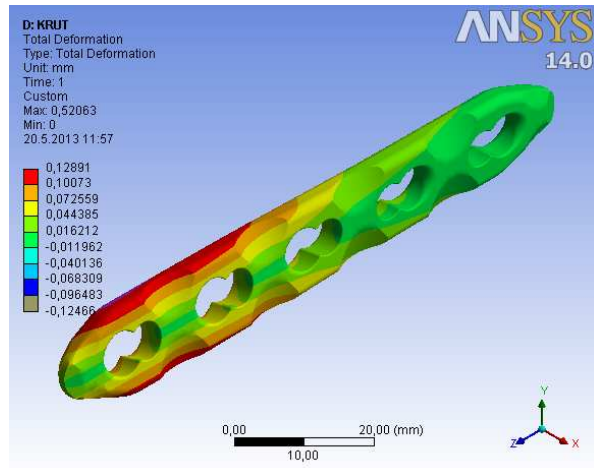
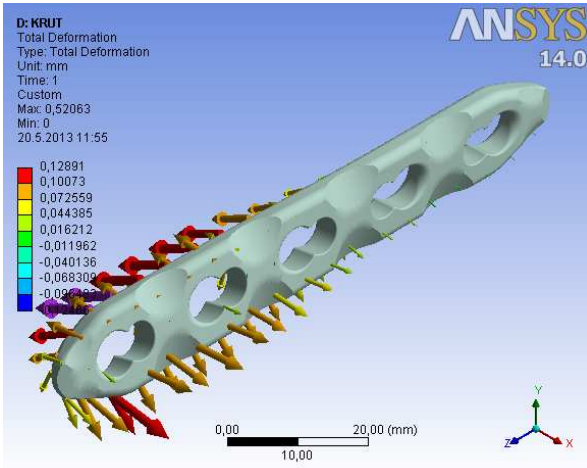


Obr. 67: Zatížení a redukované napětí HMH, sestava

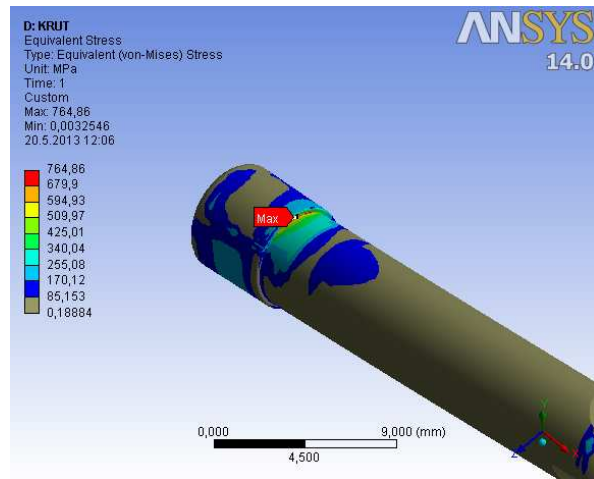
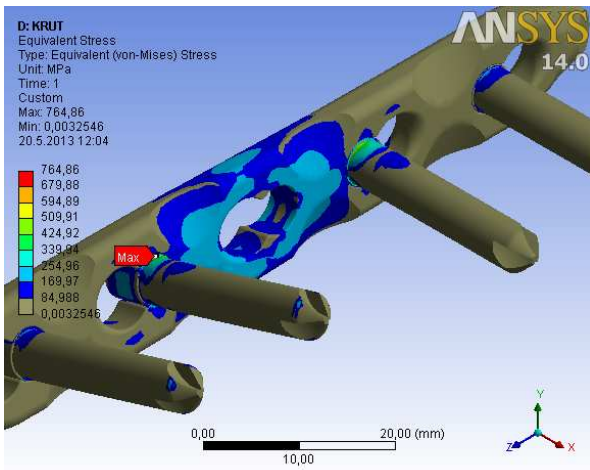


Obr.68: Redukované napětí HMH,dlaha

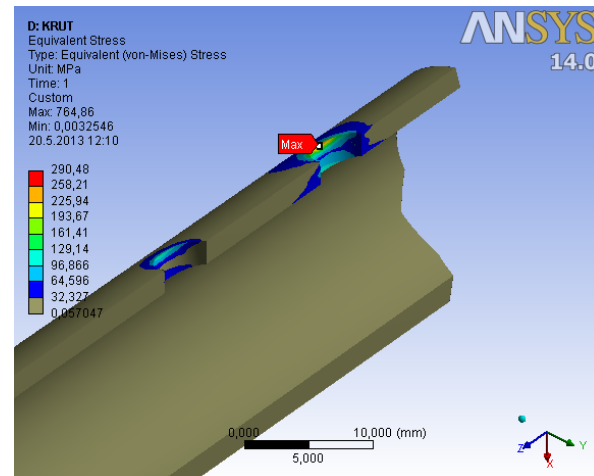
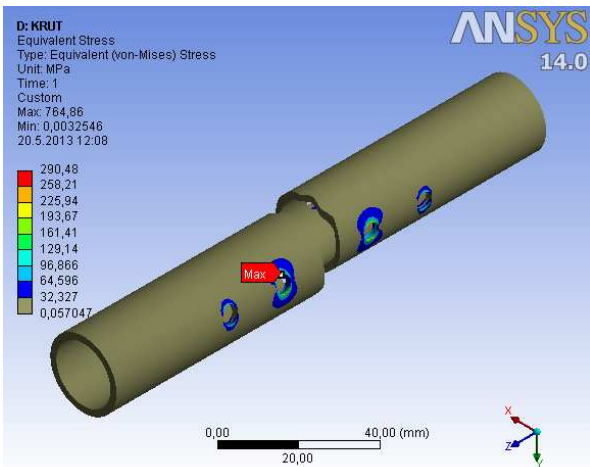
Rozložení napětí je patrné z předchozího obrázku. Vyšší hodnoty redukovaného napětí jsou v okolí středního kombinovaného otvoru. Jejich hodnoty dosahují 230MPa až 275MPa. Maximální hodnota redukovaného napětí na dlaze je 764MPa, nepřesahuje mez kluzu. Nedochází k plastickým deformacím dlaha.



Obr.69: Celkový posuv, dlahy



Obr.70: Redukované napětí HMH v místě přechodu dlahy a šroubu



Obr.71: Redukované napětí HMH, kostní tkáň



I v tomto případě zatížení, jsou oblasti s extrémními hodnotami napětí na přechodu mezi dlahou a šroubem. Hodnota maximálního redukovaného napětí zde dosahuje 765MPa. Tato hodnota je opět ovlivněna úrovní výpočtového modelu. Napětí v kosti jsou opět malá, s výjimkou okolí otvorů. V těchto místech dosahuje nejvyšší hodnota redukovaného napětí 290MPa.

## 9.5 CELKOVÉ SHRnutí

Při zatížení silou a silovou dvojicí v rovině xz, je nejvyšší namáhání v místě středního kombinovaného otvoru. Maximální hodnoty redukovaného napětí jsou na přechodu mezi dlahou a šroubem. Tyto hodnoty jsou ovlivněny úrovní modelu. Po zohlednění této skutečnosti můžeme, na základě provedené deformačně napěťové analýzy, získat představu o mechanickém chování řešené dlahy.



## ZÁVĚR

Prioritním úkolem této práce bylo získání co nejvíce informací z oblasti dlah pro horní končetinu. Základní poznatky z oblasti anatomie a ortopedie byly získány z lékařských učebnic a monografií. Poznatky z osteosyntézy související s prakticky zavedenými metodami bylo možné získat z lékařské ortopedické a traumatologické literatury a odborných článků. Vzhledem k tomu, že metody osteosyntézy a aplikované aloplastiky se stále vyvíjejí, bylo nutné v této oblasti, také provést rozsáhlou rešerši na internetu. Výrobou fixátoru a dlah se zabývá řada firem. Informace týkající výrobního sortimentu a možností jednotlivých firem bylo možné získat jednak z odborných článků, ale především z internetových stránek samotných výrobců (Synthes, Medin, Beznoska a.j.). Takto získané informace posloužily k popsání jednotlivých typů implantátů a k vytvoření přehledu osteosyntéz, které lze v současnosti aplikovat na horní končetinu.

Dále byl popsán princip a aplikace LCP dlah. Popis konstrukce a způsobu implantace dlahy poskytl základní představu o výhodách těchto dlah.

Dalším úkolem bylo řešení mechanické interakce mezi kostí a vybranou LCP dlahou. Z toho důvodu byl vytvořen jednoduchý výpočtový model pro různá zatížení, která u dlahy způsobí namáhání na tah, ohyb a krut. Výsledky pro jednotlivé zátěžné stavy jsou v práci prezentované a podrobně analyzované z hlediska deformace a napjatosti. Výpočtové řešení problému umožnilo vytvoření základní představy o mechanickém chování dlahy při různém zatížení. Model materiálu byl homogenní, izotropní, lineárně pružný.

Cílem deformačně napěťové analýzy dlahy bylo seznámení s výpočtovým řešením jednoduchého problému z oblasti biomechaniky.

Všechny cíle bakalářské práce byly splněny.



## POUŽITÉ INFORMAČNÍ ZDROJE

- [1] Sešity z přednášek a cvičení z předmětu Biomechanika I, VUT FSI Brno
- [2] JAKUB OTÁHAL. Patobiomechanika a patokinesologie KOMPENDIUM. *Biomechanika* [online]. 1998 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/biomechanika/>
- [3] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [4] BARTONÍČEK, Jan. Historie AO. *Sanquis* [online]. 1993 [cit. 2013-04-06]. Dostupný z: <http://sanquis.cz/index2.php>
- [5] BARTONÍČEK, Jan. Historie moderní léčby zlomenin – 3. část. *Zdravotnické noviny* [online]. 2010 [cit. 2013-04-06]. Dostupný z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/mlada-fronta-zdravotnicke-noviny-zdn/historie-moderni-lecby-zlomenin-3-cast-453606>
- [6] SINĚLNIKOV, R. D.. *Atlas anatomie člověka*. Vyd.1. Praha. Avicenum, 1980, 468 s. ISBN –
- [7] GYMNÁZIUM A STŘEDNÍ ODBORNÁ ŠKOLA PEDAGOGICKÁ, Znojmo. Biologie člověka. *Kosterní soustava* [online]. 2006 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: [http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Textbook\\_Textbook.php](http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Textbook_Textbook.php)
- [8] VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNE, Fakulta strojího inženýrství. Biomechanika 2: *Produkty* [online]. 2011 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: [http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com\\_content&view=section&layout=blog&id=7&Itemid=54&lang=cs](http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=section&layout=blog&id=7&Itemid=54&lang=cs)
- [9] AO FOUNDATION. AO Foundation Transformigsurgery – changinglives. *AOtrauma* [online]. 2001 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <https://www.aofoundation.org/Structure/Pages/default.aspx>
- [10] WIKISKRIPTA. Wikiskripta. *Osteosyntéza a její principy* [online]. 2010 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Osteosyntéza\\_a\\_její\\_principy](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Osteosyntéza_a_její_principy)
- [11] Nitrokloubní zlomeniny. *Zdravotnické noviny* [online]. 2003 [cit. 2013-04-06]. Dostupný z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/nitrokloubni-zlomeniny-151119>
- [12] FN HK: Chirurgická klinika Fakultní nemocnice Hradec Králové. *Dlahová osteosyntéza* [online]. 2011 [cit. 2013-04-06]. Dostupné z : <http://www.fnhk.cz/chirurgie/pro-pacienty/seznam-informovanych-souhlasu>
- [13] MEDIN. *Medin. Produkty* [online]. 2011 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://www.medin.cz/traumatologie-implantaty-m/>





- [14] FOCUS TECHNOLOGY CO. Made-in-China.com. *LC-DCP plate* [online]. 2013 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://www.made-in-china.com/productdirectory.do?subaction=hunt&mode=and&style=b&word=lc+dc+p&comProvince=nolimit&code=0>
- [15] HEALTHCARE MEDITEC. PanchalMeditechPvt. Ltd. [online]. 2013 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://www.panchalmeditec.com/>
- [16] WIKIPEDIE. Otevřená encyklopedie: *Orientace na lidském těle* [online]. 2013 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Orientace\\_na\\_lidském\\_těle](http://cs.wikipedia.org/wiki/Orientace_na_lidském_těle)
- [17] J ORTHOP SCI. Internal plate fixationoffractures: shorthistory and recentdevelopments. *Open i beta* [online]. 2006 [cit. 2013-04-25]. Dostupné z: [http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=2780616\\_776\\_2005\\_Article\\_984\\_Fig13&req=4](http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=2780616_776_2005_Article_984_Fig13&req=4)
- [18] SPRINGER.SpringerImages. *PC - fix* [online]. 2013 [cit. 2013-04-25]. Dostupné z: [http://www.springerimages.com/Images/RSS/1-10.1007\\_s00198-004-1763-6-8](http://www.springerimages.com/Images/RSS/1-10.1007_s00198-004-1763-6-8)
- [19] SYNTHES GLOBAL INTERNET MEDICAL COMUNITY. ProductLiterature. *LockingCompression Plate* [online]. 2008 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://www.synthes.com/>
- [20] LEGERSKÝ, R. *Deformačně napěťová analýza prasečího femuru*. Brno, 2011. 75 s. Diplomová práce. VUT FSI v Brně, ÚMTMB. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc. Dostupné z: <http://www.vutbr.cz/>
- [21] [asm.matweb.com](http://asm.matweb.com)
- [22] ČVUT V PRAZE – FBMI. Evropský sociální fond Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. *Laboratoř rehabilitačního inženýrství* [online]. 2004 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://www.fbmi.cvut.cz/esf-realizovane/nw.fbmi.cvut.cz/esf/laborator-rehabilitacniho-inzenyrstvi/default.htm>
- [23] [www.stefajir.cz/files/TraumaObec.doc](http://www.stefajir.cz/files/TraumaObec.doc)
- [24] LEGERSKÝ, R. *Vývoj materiálů zubních implantátů*. Brno, 2009. 55 s. Bakalářská práce. VUT FSI v Brně, ÚMTMB. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc. Dostupné z: <http://www.vutbr.cz/>
- [25] ANSYS, Inc. Licensing Guide



## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

|            |                         |  |
|------------|-------------------------|--|
| $\mu$      | [-]                     | poissonovo číslo                                   |
| A          | [%]                     | tažnost  |
| Al         | [-]                     | hliník   |
| AO         | [-]                     | společnost otázky pro osteosyntézu                 |
| BCC        | [-]                     | prostorově středěná kubickákrystalická mřížkou     |
| C          | [-]                     | uhlík  |
| DCP        | [-]                     | dynamiccompression plate                           |
| E          | [GPa]                   | modul pružnosti v tahu                             |
| Fe         | [-]                     | železo   |
| G          | [GPa]                   | modul pružnosti ve smyku                           |
| H          | [-]                     | vodík  |
| $K_{IC}$   | [Mpa.m <sup>0.5</sup> ] | lomová houževnatost                                |
| LC-DCP     | [-]                     | lowcontack –dynamiccompression plate               |
| LCP        | [-]                     | lockingcompression plate                           |
| LISS       | [-]                     | lessinvasivestabilisationsystem                    |
| LPHP       | [-]                     | lockingproximalhumeral plate                       |
| MIPPO      | [-]                     | minimallyinvasivepercutaneous plate osteosynthesis |
| N          | [-]                     | dusík  |
| Nb         | [-]                     | niob   |
| O          | [-]                     | kyslík   |
| ORIF       | [-]                     | open redutioninternalfixation                      |
| PC-fix     | [-]                     | pointcontact fix                                   |
| Re         | [MPa]                   | mez kluzu  |
| Rm         | [MPa]                   | mez pevnosti                                       |
| Ta         | [-]                     | tantal   |
| Ti         | [-]                     | titan  |
| V          | [-]                     | vanad  |
| Z          | [%]                     | kontrakce  |
| $\alpha$   | [-]                     | fáze slitiny                                       |
| $\beta$    | [-]                     | fáze slitiny                                       |
| $\rho$     | [kg/m <sup>3</sup> ]    | hustota  |
| $\sigma_c$ | [MPa]                   | mez únavy  |



