



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

METODY FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY

METHODS OF FIXATION OF THE UPPER LIMB FRACTURES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Litera

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

BRNO 2018

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Jan Litera
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Akademický rok:	2017/18

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:

Metody fixace zlomenin horní končetiny

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Metody fixace zlomen horní končetiny, kromě doby a průběhu hojení, významně ovlivňují také funkci kloubů zlomených kostí. Problematika fixace zlomenin kostí horní končetiny má komplexní charakter. Úspěšnost jednotlivých metod fixace závisí nejen na medicínské a biologické stránce, ale také na biomechanických aspektech fixace. Cílem zadané práce je seznámení se s metodami fixace zlomenin kostí horní končetiny a vytvoření přehledu historických a současných metod fixace zlomenin kostí horní končetiny.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury z oblasti řešeného problému.
2. Stručná historie a současnost metod fixace zlomenin kostí horní končetiny.
3. Popis základních principů metod fixace zlomenin horní končetiny.

Seznam doporučené literatury:

- DUNGL, P., a kol. Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8.
- PILNÝ, J., ČIŽMÁŘ, I. Chirurgie zápěstí. Galen, 2006. ISBN 80-7262-376-1.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Předložená bakalářská práce je zaměřena na současné metody fixace zlomenin horní končetiny. Součástí práce je rešeršní studie dostupné literatury a popis anatomie horní končetiny. To je nezbytné pro řešení problémů souvisejících se zlomeninami horní končetiny. Historie léčby zlomenin horní končetiny umožňuje získat přehled a přínos současných metod fixace horní končetiny. Na základě získaných znalostí je vytvořen jednoduchý výpočtový model fixace zlomeniny pažní kosti pomocí klasické a LCP dlahy. Řešení výpočtového modelu pro specifické modely zatížení bylo provedeno ve výpočtovém systému Ansys Workbench 18.2. Biomechanická analýza provedená na základě prezentace výsledků řešení, popsaného jednoduchého modelu, prokázala rozdíly v aplikacích klasické a LCP dlahy.

KLÍČOVÁ SLOVA

Horní končetina, zlomenina, fixace, osteosyntéza, LCP dlahy, výpočtové modelování, Ansys, MKP

ABSTRACT

The presented bachelor thesis is focused on current methods of a fixation of upper limb fractures. Part of the thesis is a literature review and a description of the upper limb anatomy. This is necessary to solve the problems associated with upper limb fractures. The history of the treatment of upper limb fractures enables to gain an insight and a benefit of the current methods of the fixation of the upper limb. Based on the acquired knowledge, there is created a simple computational model of a humeral fracture fixation using a LCP and a classical plate. The computational model for the specific load models was solved in the Ansys Workbench 18.2 computing system. The biomechanical analysis based on the results presentation of the solution of the described simple model showed differences between the application of the LCP and the classical plate.

KEY WORDS

Upper limb, fracture, fixation, osteosynthesis, LCP, computational modeling, Ansys, FEM

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

LITERA, J. *Metody fixace zlomenin horní končetiny*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. XY s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma *Metody fixace zlomenin horní končetiny* vypracoval samostatně pod vedením vedoucího práce. Vycházel jsem při tom ze svých znalostí, odborných konzultací a literárních zdrojů uvedených v mé práci.

V Brně, dne

Podpis.....

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji panu doc. Ing. Zdeňku Floriánovi, CSc. za odborné vedení, cenné rady a věnovaný čas při tvorbě mé bakalářské práce. Dále bych velmi rád poděkoval své rodině a přítelkyni za skvělé zázemí, které mi při psaní bakalářské práce a po celou dobu mého studia připravili.

Děkuji.

OBSAH

1	ÚVOD.....	14
2	CÍLE PRÁCE.....	15
3	REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY.....	16
4	ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU.....	18
4.1	Anatomické názvosloví.....	18
4.1.1	Základní anatomická poloha.....	18
4.1.2	Vymezení a označení anatomických rovin [3].....	18
4.1.3	Označení anatomických směrů.....	19
4.2	Stavba a rozdělení kostí.....	20
4.3	Cévní zásobení kostí.....	23
4.4	Anatomie horních končetin.....	24
5	METODY FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY.....	25
5.1	Zlomeniny.....	25
5.1.1	Základní dělení zlomenin.....	25
5.1.2	Klasifikace zlomenin dlouhých kostí.....	25
5.2	Léčba zlomenin.....	26
5.3	Osteosyntéza.....	26
5.3.1	Historický vývoj osteosyntézy.....	26
5.3.2	Mechanické vlastnosti dlouhých kostí.....	28
5.3.3	Materiály fixátorů.....	30
6	SOUČASNÉ METODY OSTEOSYNTÉZY.....	32
6.1	Vnitřní fixátory.....	32
6.1.1	Kirschnerův drát (KD).....	32
6.1.2	Cerkláže.....	33
6.1.3	Nitrodřeňové hřebování (NH).....	34
6.1.4	Šrouby.....	35
6.1.5	Dlahy.....	37
6.1.6	Biodegradabilní implantáty.....	39
6.2	Zevní fixátory.....	40
7	TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU.....	41
7.1	Model geometrie.....	41
7.1.1	Geometrie dlahy a šroubů.....	41
7.1.2	Geometrie diafýzy humeru.....	42
7.1.3	Geometrie soustavy.....	42
7.2	Model materiálu.....	42
7.3	Model uložení.....	43
7.4	Model zatížení.....	44
7.5	Konečno-prvkový model.....	44
8	PREZENTACE A ANALÝZA ŘEŠENÍ.....	46
8.1	Zatížení momentem M_x	46
8.2	Zatížení momentem M_z	49
8.3	Zatížení silou F_z	51
8.4	Shrnutí výsledků.....	53
9	ZÁVĚR.....	55
10	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	56
11	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	59
12	SEZNAM TABULEK.....	60
13	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A HLAVNÍCH SYMBOLŮ.....	60

1 ÚVOD

Zlomeniny končetin člověka jsou staré jako lidstvo samo. Důkazy o frakturách pocházejí už z doby kamenné [1], kdy byly na kostech nalezeny deformity po drápech a zubech predátorů. Fraktury se lidem mohou přihodit v jakékoliv fázi života.

Zlomeninu může dítě utrpět již při porodu [2]. Důvodem mohou být úzké porodní cesty a vysoká váha novorozence. V těchto případech dochází nejčastěji k frakturám klíčních kostí. U dětí jsou zlomeniny končetin běžné. Děti totiž velmi často padají a neuvědomují si nebezpečí různých situací. Díky přítomnosti růstových plotének a dobré regenerační schopnosti u nich ale většinou po doléčení nedochází k trvalým následkům. Na druhou stranu v adolescentním věku vliv hormonálních změn způsobuje uzavírání růstových plotének. Proto může docházet ke komplikacím při léčbě a trvalým následkům obdobně jako u dospělých. V dospělosti má na vznik zlomeniny vliv mnoho faktorů. Jedním z nich je současná hektická doba zejména ve vyspělých zemích. Se zvyšující se uspěchaností jde ruku v ruce větší množství úrazů, například automobilových nehod. Dalším je špatná životospráva (konzumace alkoholu, kouření, nedostatek vitamínů a minerálů), která může vyústit ve vznik osteoporózy¹ a s ní spojenou zvýšenou lomivostí kostí. Osteoporózu mohou způsobit některé léky, např. kortikoidy. Ve stáří dochází k řidnutí kostí snížením obsahu vápníku. U žen je to hlavně způsobeno hormonálními změnami, konkrétně poklesem estrogenu po menopauze.

Léčba zlomenin byla, je a bude problematická. Její úspěšnost je závislá na typu zlomeniny, věku pacienta a zejména aplikované léčebné metodě. Ačkoliv existuje mnoho možností, jak fraktury léčit, není výjimkou vznik trvalých následků, např. deformita, omezení hybnosti, vznik paku nebo nadměrné odvápnění poraněné končetiny.

Horní končetiny jsou jednou z nejdůležitějších součástí pohybové soustavy člověka. Jejich poranění, zejména zlomeniny, často ovlivňují kvalitu života. Komplikované fraktury mohou mít trvalé následky, které v některých případech mohou významně omezit pracovní možnosti a sportovní vyžití člověka. Metody a prostředky k léčení fraktur jsou stále předmětem zájmu nejen lékařů, ale celé společnosti. Uvedené skutečnosti významně ovlivnily téma předložené bakalářské práce, která se zabývá současnými metodami fixace zlomenin horní končetiny.

¹ Osteoporóza – kostní choroba projevující se řidnutím kostní tkáně

2 CÍLE PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému, popsání anatomie horní končetiny, historie metod fixace zlomenin horní končetiny a moderních metod fixace. Mezi moderní metody fixace horní končetiny patří aplikace LCP dlahy. Cílem bakalářské práce je také vytvoření jednoduchého výpočtového modelu LCP dlahy.

3 REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY

Literatury související s danou problematikou je velké množství, proto je v této práci rozdělena do dvou částí na českou a zahraniční literaturu.

Česká literatura

Anatomie 1, Čihák Radomír [3]

Základní studijní materiál anatomie pro lékařské fakulty a lékaře, který popisuje pohybový aparát člověka. Publikace byla základem této bakalářské práce pro vymezení anatomie člověka.

Traumatologie, Wendsche Peter a Veselý Radek [11]

Moderní učebnice úrazové chirurgie, která se zabývá všemi typy traumat od popálenin po poranění sleziny. Autoři popisují operační a terapeutické přístupy. Publikace se stala hlavní oporou při charakteristice zlomenin, popisu principu osteosyntézy a zevních fixátorů.

Ortopedie, Dungal Pavel a kolektiv [13]

Velmi rozsáhlá publikace pojednávající o ortopedii v nejširším možném spektru. Kniha se stala hlavním doplňkem informací téměř ve všech kapitolách. Obsahuje mnoho informací o aplikaci moderních implantátů.

Stabilní osteosyntéza v traumatologii a ortopedii, Čech Oldřich [16]

Kniha, která se zabývá principy jednotlivých typů osteosyntézy a jejich použití. Autor velmi důrazně řeší problematiku osteosyntézy konce 20. století. Publikace je také doplněna o rozsáhlou historii osteosyntézy. Kniha posloužila zejména jako hlavní opora pro historii metod fixace a porozumění jejich principu.

Osteosyntézy a artrodézy skeletu ruky, Maňák Pavel a Dráč Pavel [33]

Kniha vydaná pro odbornou lékařskou veřejnost se zaměřuje na problematiku osteosyntéz a artrodéz kostí ruky. Autoři popisují nejen jednotlivé fixátory, ale zejména operační techniky pro jednotlivé zlomeniny. Publikace obsahuje obrovské množství citací českých i zahraničních studií. Kniha se stala jednou z hlavních opor pro popis jednotlivých osteosyntéz.

Medin, Medin, a.s. [30]

Česká společnost, která vyvíjí a vyrábí lékařské nástroje a fixátory. Na stránkách společnosti jsou popsány operační postupy a vlastnosti spolu s katalogovými rozměry fixátorů. Tyto informace spolu s obrázky byly v práci zahrnuty.

Zahraniční literatura

General principles of internal fixation, Medscape [40]

Odborné články zahraničního lékařského portálu Medscape, které popisují aktuální osteosyntézy (30.11.2015 byla provedena poslední revize). Informace a obrázky ze článků se staly jednou z hlavních opor pro popis moderních metod fixace.

Principles and Clinical Application of the Locking Compression Plate (LCP),
Niemeyer P. a Südkamp N. P [46]

Souborný referát, který pojednává o výhodách, principu a aplikaci LCP dlah. Stal se důležitým zdrojem informací při popisování uzamykatelných dlah.

Study of mechanical properties of bones and mechanics of bone fracture,
Mubeen, Basharat and Ahmed, Ikhlal and Jameel [20]

Studie popisující mechanické vlastnosti kostní tkáně. Autoři se zabývají biomechanikou kostí a jejich zlomenin. Publikace byla hlavní oporou při popisu mechanických vlastností kostí.

AO Trauma's learning material, AO Trauma [26]

Neustále aktualizovaný výukový portál švýcarské společnosti AO Trauma se stal jedním z nejdůležitějších zdrojů informací pro tuto práci. Portál obsahuje video přednášky, studie a výzkumy, které pojednávají o problematice zlomenin, jejich operací a osteosyntézách.

Quantitative Biomechanical Evaluation of Upper Extremity: Strain Behavior of the Humerus Diaphysis Under Loading, *Grover Prateek* [52]

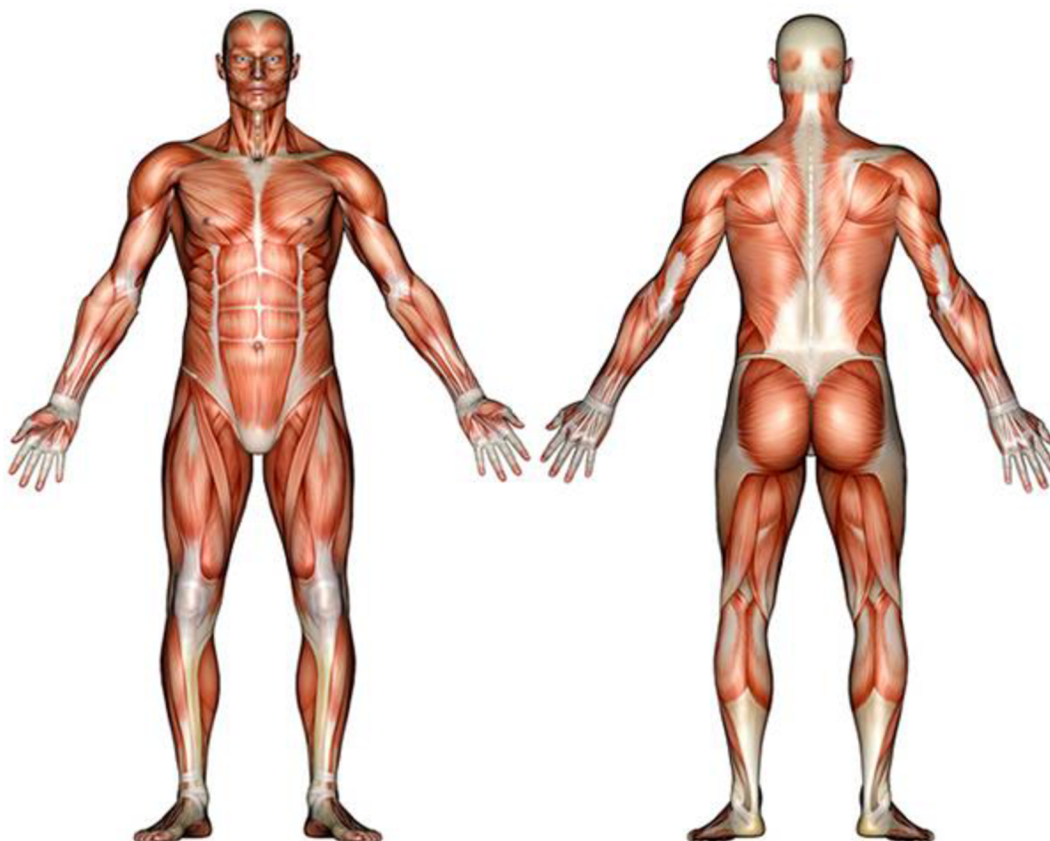
Disertační práce, která se zabývá chováním redukováného napětí na zatížené diafýze humeru. Autor v práci zmiňuje studie, které popisují zatížení kloubů horní končetiny při základních pohybech.

4 ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU

4.1 Anatomické názvosloví

4.1.1 Základní anatomická poloha

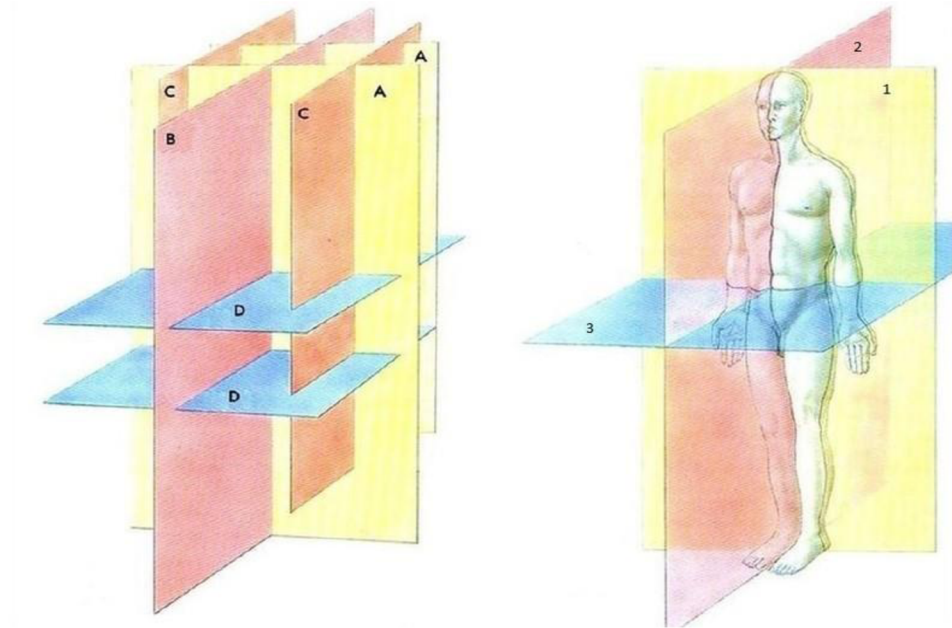
K popisu lidského těla je nutné nejprve vymezit základní anatomickou polohu těla (obr. 1). Člověk je v základní anatomické poloze ve vzpřímeném postoji s narovnanou hlavou a horní končetiny volně visí podél těla s dlaněmi obrácenými dopředu [3]. Dolní končetiny jsou mírně rozkročeny.



Obr. 1 Základní anatomická poloha [4]

4.1.2 Vymezení a označení anatomických rovin [3]

- Rovina mediánní je svislá rovina, která tělo dělí na dvě zrcadlové roviny – pravou a levou.
- Roviny sagitální jsou všechny roviny rovnoběžné s rovinou mediánní.
- Roviny frontální jsou svislé a kolmé na roviny sagitální.
- Roviny transversální jsou horizontální a kolmé na roviny sagitální a frontální.



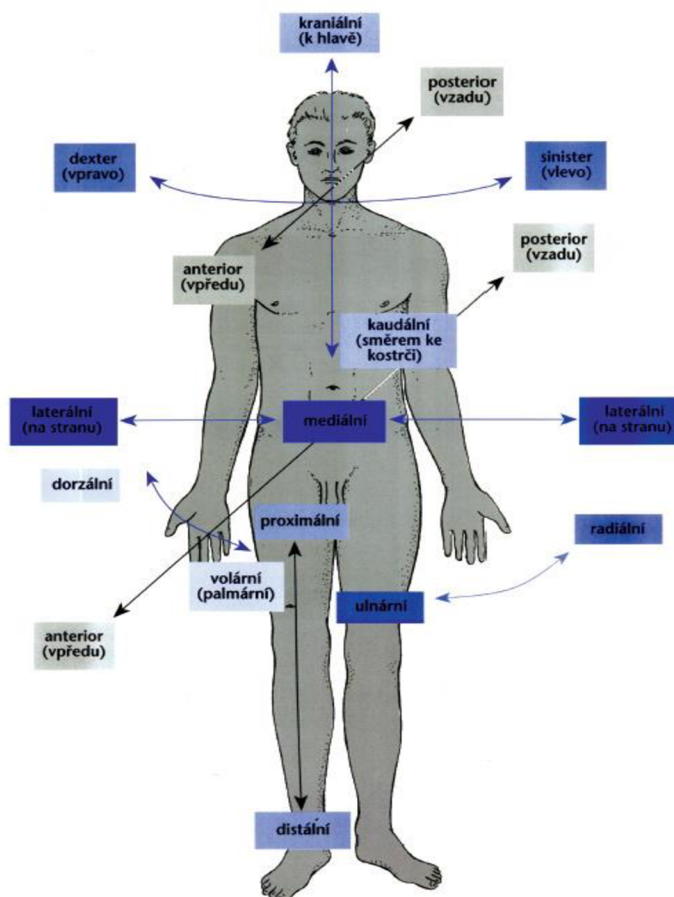
Obr. 2 Roviny lidského těla [3]

A (1) – frontální, B (2) – mediální, C – sagitální, D (3) – transversální

4.1.3 Označení anatomických směrů

Zpravidla se směry rozdělují na trup a končetiny [3]:

- Proximalis – bližší k trupu
- Distalis – vzdálenější od trupu
- Superior – horní
- Inferior – dolní
- Anterior – přední
- Posterior – zadní
- Medialis – vnitřní
- Lateralis – zevní
- Ulnaris – směr bližší k ulně
- Radialis – směr bližší k radiu
- Palmaris – směřující do dlaně
- Dorsalis – směřující do hřbetu ruky
- Dexter – pravý
- Sinister – levý



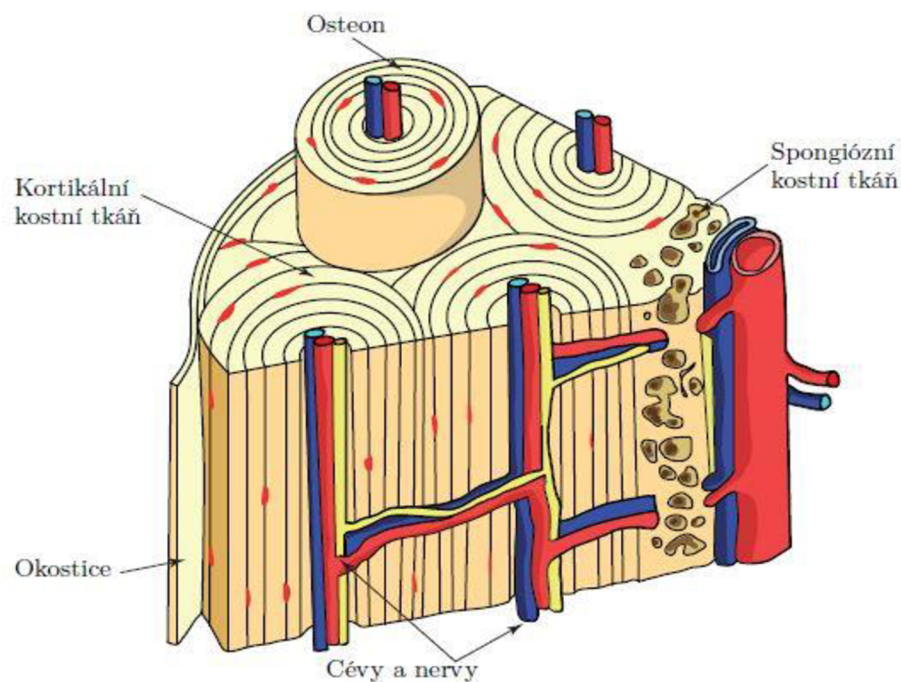
Obr. 3 Směry lidského těla [5]

4.2 Stavba a rozdělení kostí

Os – kost je prvek kostry člověka. Tato kost je složena z kostních tkání. Základní kostní tkáně jsou substantia compacta (kortikalis) – kostní hutná tkáň a substantia spongiosa (spongiosa) – kostní houbovitá tkáň (obr. 4) [3]. Kost je orgán krvetvorby a metabolismu minerálních látek. Slouží také k ochraně organismu a podpoře tělesné stavby. Soubor všech kostí tvoří kostru člověka. Kostí, chrupavky a kloubové a vazivové spoje spolu tvoří pasivní pohybový aparát člověka. Na kosti se následně upínají šlachy a svaly.

Kortikalis tvoří osteony – základní stavební jednotky – složené z mnoha (5-16) trubicovitých lamel, v nichž jsou uschované osteoblasty (tvorba kostní látky) [6]. Osteoblasty se mění na osteocyty, které už neprodukují kostní látku, ale účastní se metabolismu vápníku v těle.

Spongioza je tvořena trámci a ploténkami, které také obsahují osteoblasty (osteocyty) [6].



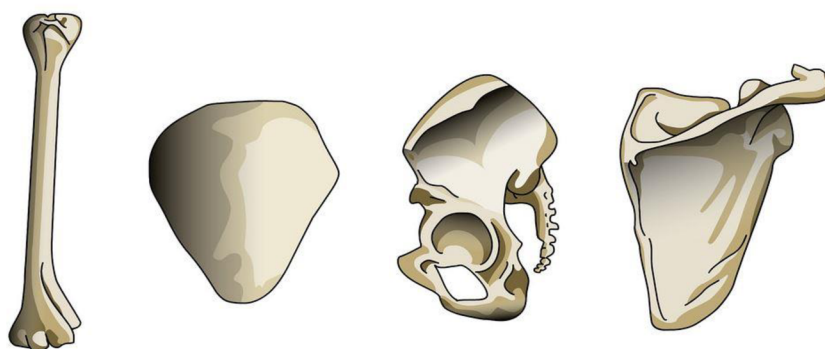
Obr. 4 Stavba kostní tkáně [7]

Kosti rozdělujeme podle tvaru do tří základních skupin na dlouhé, krátké a ploché (obr. 5) [3]. Zbylé kosti, které neodpovídají následujícím popisům, se označují jako nepravidelné.

Dlouhé kosti se skládají z podlouhlého dutého těla (diafýza) a ze dvou kloubních konců (epifýz) [3]. Epifýzu tvoří spongiosa a povrch kosti, až na chrupavčité konce, tenká vrstva kortikalis a pod ní spongióza. Část mezi diafýzou a epifýzou se nazývá metafýza. Duté tělo je vyplněno kostní dřeví. Mezi dlouhé kosti patří např. kost pažní.

Krátké kosti mají nepravidelný tvar [3]. Stejně jako dlouhé kosti mají na povrchu vrstvu kompakty, připomínající kůru. Vnitřní část vyplňuje spongiosa. Mezi krátké kosti patří např. zápěstní kosti.

Ploché kosti mají povrchy obaleny různě tlustou vrstvou kompakty a mezipovrchovou oblast tvoří spongiosa (u lebečních kostí se nazývá diploe) [6]. Mezi ploché kosti patří např. lopatka a kyčelní kost.



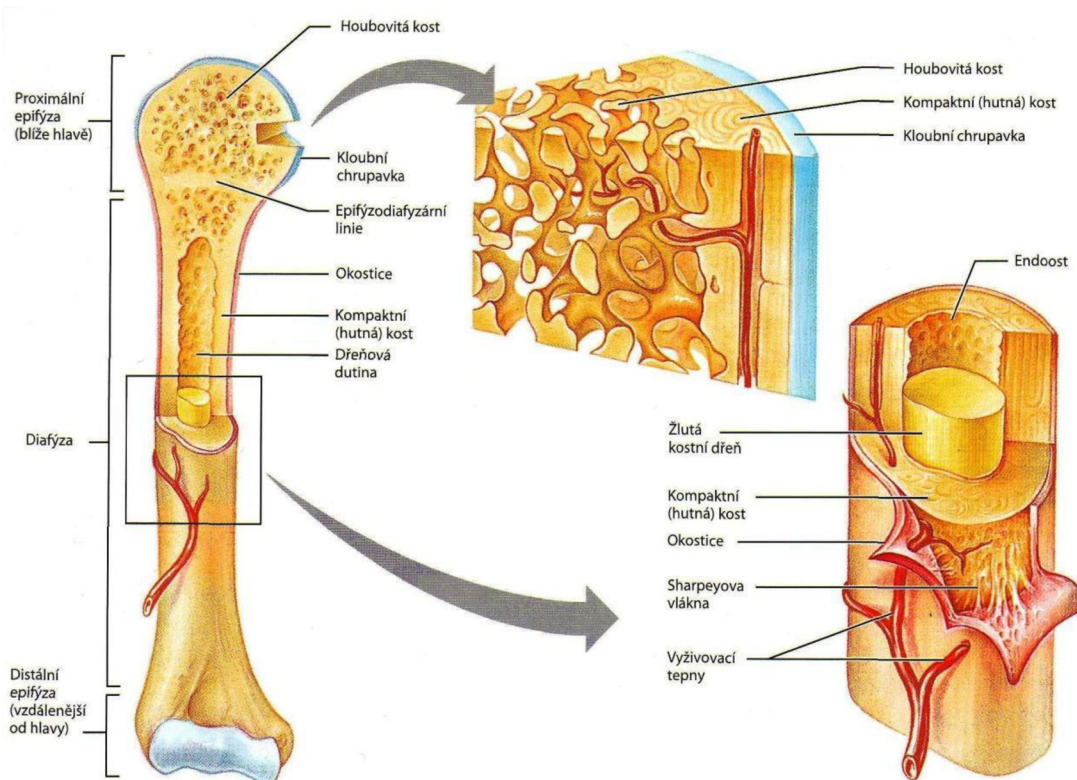
Obr. 5 Typy kostí [8]

zleva: dlouhá, krátká, nepravidelná, plochá

Kostní dřeň – medulla ossium je orgán pro tvorbu krve [3]. Obsahuje kmenové buňky tvořící červené a bílé krvinky. Kostní dřeň je měkká tkáň, která vyplňuje dutá těla dlouhých kostí a malé volné prostory spongiosy. V raném věku se všechna kostní dřeň podílí na tvorbě krve a má červenou barvu – medulla ossium rubra. S věkem do kostní dřeně uvnitř diafýzy pronikají tukové částice a kostní dřeň uvnitř těl dlouhých kostí ztrácí schopnost tvořit krev. Průměrně ve věku 20 let jsou všechny diafýzy plné žluté kostní dřeně – medulla ossium flava. Ve velmi pozdním věku žlutá kostní dřeň přichází o tukové částice a stává se z ní kostní dřeň šedá – medulla ossium grisea.

Okostice – periosteum (tzv. periost) je vazivový obal kryjící kost po skoro celém jejím povrchu, s výjimkou kloubních spojení, chrupavčitých zakončení a malých částí, kde se ke kosti upínají svaly [3]. Periost je ke kosti vázán kolagenními vlákny a tvoří ho zevní – fibrosní vrstva a hlubší vnitřní vrstva – kambiová. Kambiová vrstva obsahuje velké množství cév prostupujících až do kosti. Právě propojení kambiové vrstvy s kostí má obrovský význam při růstu nebo regeneraci poškozené kostní tkáně, jelikož v těchto obdobích se v periostu vyskytují osteoblasty vyživující a regenerující kost.

Endosteum je tenká vrstva mezi kostní dření a kostní tkání připomínající okostici [6]. Stejně jako periost se podílí na výživě a regeneraci kosti, ačkoliv v menším měřítku. V dětství se podílí na krvetvorbě.

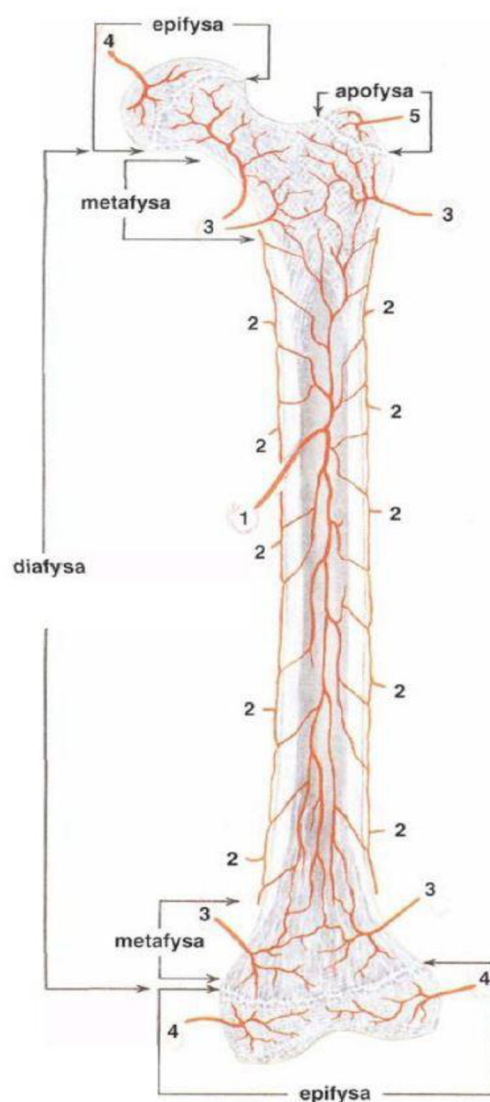


Obr. 6 Stavba dlouhé kosti [9]

4.3 Cévní zásobení kostí

Krevní zásobení je u většiny kostí podobné. Nejvíce zásobovacích zdrojů se vyskytuje u dlouhých kostí, kde rozlišujeme zásobení do diafysy a epifysy.

V diafysy každé kosti se vyskytuje velké množství cév. Jednou z nich je arteria² nutriciae [3]. Ta se v kosti větví a napojuje se na kostní dřev, kterou spolu s četnými periostálními cévami vyživuje. Další tepny, arteriae metaphysariae, se vyskytují zejména na koncích diafysy, kde vyživují přechodovou část, metafysu. V epifyse se o krevní zásobení starají arteriae epiphysariae. Hrboly kloubních konců (apofysy) mají vlastní cévy, které je zásobují. Krátké kosti mají zásobování srovnatelné s epifysou dlouhých kostí. Ploché kosti se odlišují zvětšenou arteria nutriciae a výskytem malých periostálních tepének.



Obr. 7 Cévní zásobení dlouhé kosti [3]

- 1) arteria nutriciae 2) periostální cévy 3) arteriae metaphysariae 4) arteriae epiphysariae
5) céva apofysy

² Arteria – tepna

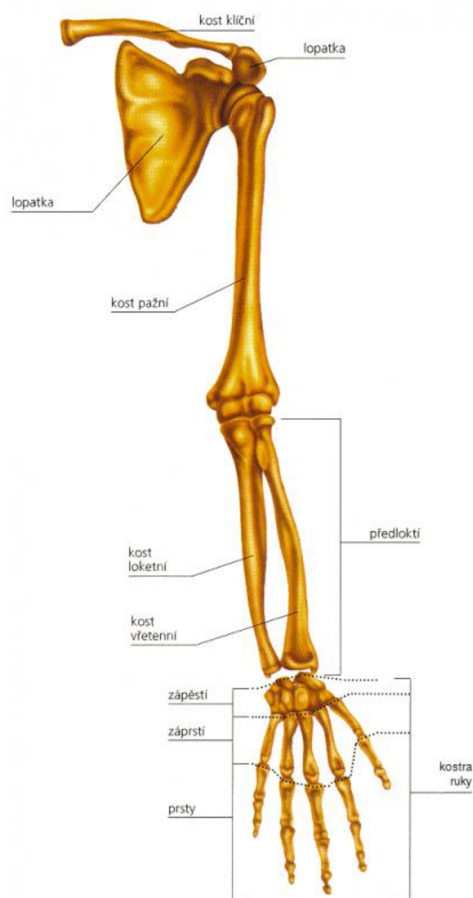
4.4 Anatomie horních končetin

Lidská horní končetina je v mnohém velmi odlišná od horních končetin ostatních savců. Člověk při chůzi nepoužívá horní končetiny k pohybu ani jako oporu a nepřenáší tak na ně svou váhu. I proto se mohla vyvinout jemná motorika.

Kosti horní končetiny – ossa membri superioris se dělí na dvě části – pletenec horní končetiny a volnou část horní končetiny. Dohromady jsou spojeny ramenním kloubem [3].

Pletenec horní končetiny připojuje volnou část k osovému skeletu (páteř a kostra hrudníku) [3]. Skládá se z lopatky a klíční kosti. Lopatka – scapula, je plochá, trojúhelníková kost, která je připojena kloubem ke klíční kosti a upíná se na ní velká část zádového svalstva. Lopatka dále tvoří jamku ramenního kloubu. Klíční kost – clavícula je dlouhá kost spojující hrudní kost a lopatku.

Volná část horní končetiny je složena z kosti pažní, kostí předloktí a kostí ruky. Kost pažní – humerus je dlouhá kost tvořící hlavici ramenního kloubu [3]. Humerus je ke kostem předloktí připojen loketním kloubem. Kosti předloktí tvoří kost loketní – ulna a kost vřetenní – radius, které jsou vzájemně proximálně spojeny v loketním kloubu a distálně v kloubech zápěstí. V zápěstí jsou také spojeny s kostmi ruky. Ulna se nachází na malíkové straně ruky a radius na straně palcové. Kosti ruky – ossa manus se dělí na kosti zápěstní – ossa carpi (osm krátkých kostí tvořící zápěstí), kosti záprstní – ossa metacarpi (pět dlouhých kostí spojených se zápěstím tvořící část dlaně zvanou záprstí), články prstů ruky – phalanges (dva články pro palec a tři pro zbylé prsty) a sesamkové kůstky – ossa sesamoidea (nepatrné kůstky nacházející se ve šlachách).



Obr. 8 Kosti horní končetiny [10]

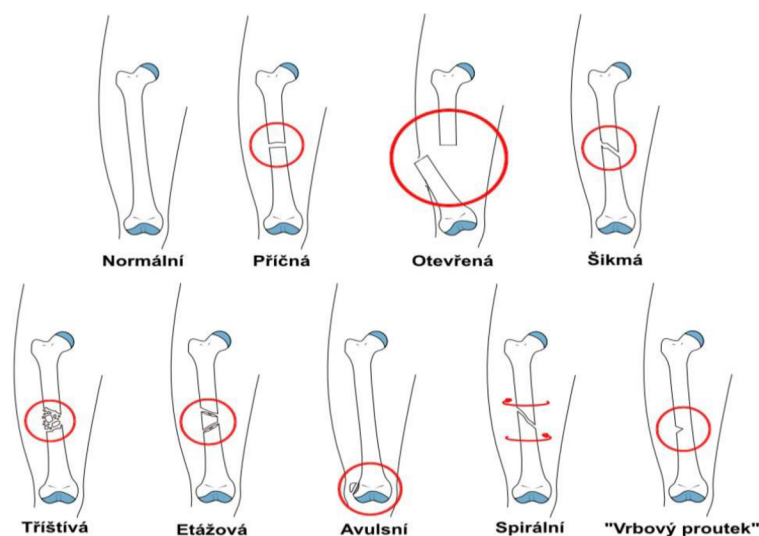
5 METODY FIXACE ZLOMENIN HORNÍ KONČETINY

5.1 Zlomeniny

5.1.1 Základní dělení zlomenin

Zlomeniny (fraktury) vznikají úplným nebo neúplným porušením kosti. Základní dělení podle literatury [11]:

- úrazové (obr. 9) – násilí způsobující zlomeninu může být torzní, ohybové, kompresivní, avulzní a střížné. Podle lomné linie se rozlišují na příčné, šikmé, spirální, vertikální, tangenciální, avulzní (na úponech svazů a šlach) a „vrbového proutku“. Podle počtu úlomků jsou rozděleny na dvou, tří, čtyř úlomkové a tříštivé. U diafýzy se vyskytuje i zlomenina dvouetážová, tzn. kostní úlomky jsou od sebe vzdáleny víc než 6 cm. Podle porušení kožního krytu mohou být fraktury otevřené nebo uzavřené.
- únavové – přetížení skeletu, velké množství zatěžovacích cyklů.
- patologické – oslabení kosti např. nádory, cystami, záněty.



Obr. 9 Zlomeniny [12]

Poznámka – „Normální“ = neporušená kost

5.1.2 Klasifikace zlomenin dlouhých kostí

Nejvíce používanou klasifikací zlomenin je tzv. AO³ klasifikace od švýcarské společnosti AO Trauma, kdy zlomeninu popisuje čtyřmístný kód [11]. Ten je doplněn o pátou číslici, která podrobněji klasifikuje zlomeninu. První číslice kódu stanovuje anatomickou oblast (např. 1 – humerus) a druhá určuje poraněnou část kosti (např. 12 – diafýza humeru). Třetí místo se označuje písmeny A, B, C a stanovuje se pomocí nich povaha zlomeniny (např. je-li poškozena kloubní plocha nebo z kolika úlomků se skládá). Čtvrtá pozice určuje závažnost fraktury (např. příčná, šikmá atd.).

³ AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

5.2 Léčba zlomenin

Léčba zlomenin je rozdělena na tři části [11]:

- Repozice – navrácení kosti do původní polohy
- Retence – fixace, znehybnění kostních úlomků
- Rehabilitace – obnovení fyzických schopností, které byly úrazem sníženy

Léčba může být konzervativní [11] tzn. při repozici není nutný operační výkon a imobilizace se provádí ortézou (obr. 11), sádrovou fixací (obr. 10) (alternativou jsou pevná syntetická obinadla) nebo extenzí. Tento postup se využívá u uzavřených a nekomplikovaných zlomenin. Imobilizuje se vždy kloub pod i nad zlomeninou (výjimkou je zlomenina rádia a hlezna). To způsobuje omezení pohyblivosti kloubů. Další nevýhodou je dlouhá doba znehybnění způsobující svalovou atrofii a prořidnutí kostní struktury v důsledku neaktivity [13]. U závažnějších typů zlomenin je pro repozici invazivní zákrok nutný a provádí se tzv. osteosyntézou.



Obr. 10 Fixace sádrovou [14]



Obr. 11 Fixace ortézou [15]

5.3 Osteosyntéza

Osteosyntéza stabilizuje zlomeninu spojením kostních úlomků pomocí dlah, šroubů, drátů, hřebů apod. Imobilizace je provedena tak, aby bylo možné pohybovat přilehlými klouby.

Základní dělení osteosyntézy podle [13]:

- Adaptační – udržuje postavení úlomků, ale s nedostatečnou pevností, proto je třeba ji doplnit sádrovou nebo ortézou.
- Stabilní – zajišťuje dostatečnou pevnost

Z pohledu mechaniky jde o spojení dvou materiálů. Kostní tkáň a kovu. Ty mají při namáhání rozdílné mechanické vlastnosti a dochází mezi nimi k mnoha biochemickým interakcím [16].

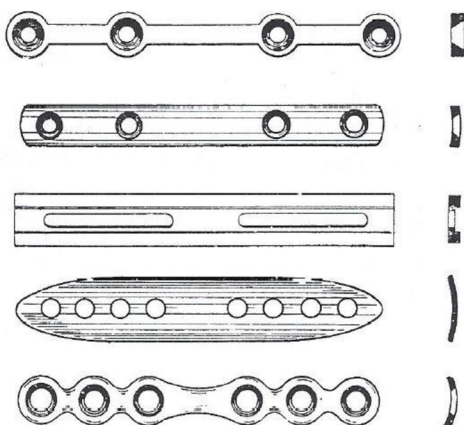
5.3.1 Historický vývoj osteosyntézy

První záznamy o léčení zlomenin jsou ze starého Řecka a Říma [17]. Na uzavřené zlomeniny byla nejčastěji aplikována konzervativní léčba pomocí zevních dřevěných dlah,

různých obvazů a sádry. Otevřené zlomeniny se většinou „léčily“ amputací. Běžná byla smrt nebo trvalá invalidita.

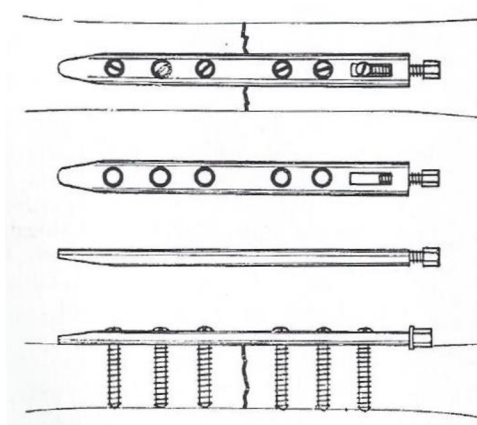
Už ve 12. století [17] se lidé pokusili o fixaci vážných fraktur operační stabilizační metodou – osteosyntézou. Nejčastěji pomocí dlah a hřebů na jejichž výrobu používali např. slonovinu, stříbro a zlato. Hlavně septické prostředí a špatná reakce lidského organismu na materiál fixátoru způsobovaly velmi vážné pooperační komplikace v podobě infekcí.

Rozvoj osteosyntézy začal až na počátku 20. století [16]. Nejdůležitější roli sehrály dva faktory. Prvním bylo zavedení zásad asepse⁴ a antisepse⁵ do nemocničního prostředí, díky kterým nedocházelo k infekcím. Druhým bylo začlenění RTG záření do nemocniční výbavy, které umožnilo lékařům tzv. „vidět“. Největšími populizátory té doby byli bratři Lambottovi, W. A. Lane a W. O. Shermann. Lambotte vytvořil název osteosyntéza, když provedl spojení kosti drátem. Pokoušel se hlavně najít správný materiál k výrobě dlah (např. zlato, stříbro), tak aby v těle nepodléhal korozi a dosahoval dostatečných mechanických vlastností. V roce 1947 Danis vytvořil kompresní dlahu o vysoké pevnosti, kdy stlačením šroubu v podélné ose došlo k pevnému spojení kostních fragmentů (obr. 13).



Obr. 12 Historický přehled dlah [16]

Zhora: Laneho, Venabla, Eggerse,
Lambotta a Shermana



Obr. 13 Danisova kompresní dlah s bočním šroubem [16]

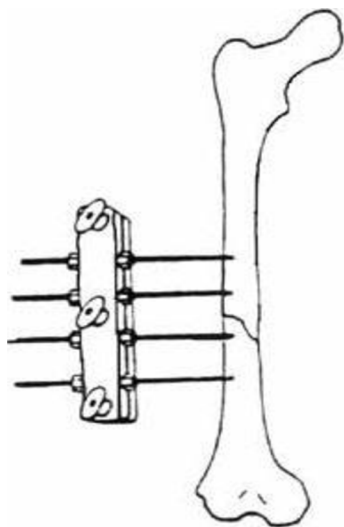
Ve stejné době Küntscher [18] zavedl nitrodřevové hřebování. Využíval profilovaných pružných hřebů. Zaručil tak vysokou pevnost spoje bez nutnosti vnější fixace sádrovým obvazem. Metoda dokonce dovolovala zatěžování končetiny i před tím, než kost plně srostla.

Roku 1958 Müller [18] s dalšími chirurgy a ortopedy založil ve Švýcarsku organizaci AO, která postupem času vylepšila dosavadní metody osteosyntézy, zavedla klasifikaci zlomenin a zásady při operačních výkonech. Jedním z cílů AO bylo zachovat cévní zásobení a výživu kosti. Postupně byly vytvořeny tzv. DCP dlahy (dynamic compression plate – dynamická kompresní dlah), LC-DCP (low contact – dynamic copression plate) a LCP (locking compression plate – uzamykatelná kompresní dlah).

⁴ Asepse – nepřítomnost choroboplodných zárodků

⁵ Antisepse – opatření a postupy pro zneškodnění zdrojů nález na povrchu těla a sliznic a ve tkáních

Paralelně s rozvojem vnitřní fixace docházelo i k rozvoji fixace zevní. Lambotte [16] byl první, kdo do praxe zavedl svorkovou zevní osteosyntézu (obr. 14). Dále se o zevní fixaci nejvíce zasloužili v polovině 20. století sovětsí lékaři, z nich nejvýznamnější byli Gudušauri, Volkov, Oganessian a G. Ilizarov. Poslední jmenovaný navrhl a zavedl tzv. Ilizarův aparát (obr. 15).



Obr. 14 Zevní svorková fixace [16]



Obr. 15 Ilizarův zevní fixátor [19]

5.3.2 Mechanické vlastnosti dlouhých kostí

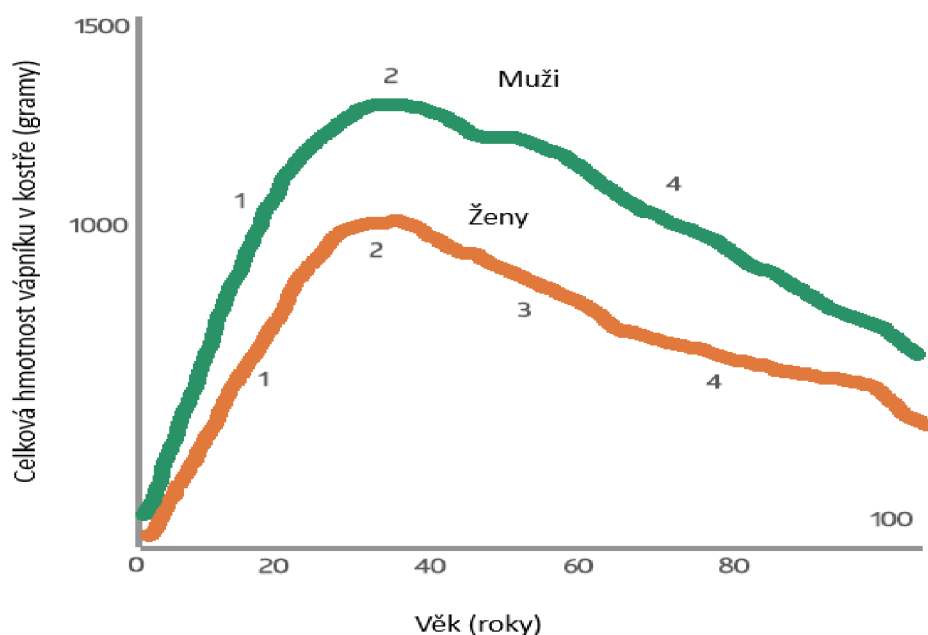
Kost je výrazně anizotropní [20], nehomogenní a nelineárně viskózní materiál. Kost má přesně danou strukturu. Ta se dá rozdělit na mnoho úrovní, které budou popsány podle rozlišovací úrovně předkládané práce.

Kost se na nanostrukturální úrovni skládá z anorganické složky (minerály), organické (kolagen) a vody [20]. Hmotnostní a objemové procentuální rozložení je v tab. 1. Kolagenní vlákna zajišťují kosti pružnost, zatímco minerály (zejména vápník ve formě hydroxyapatitu⁶) dodávají kostem tvrdost a křehkost. Zastoupení minerálů v kosti s rostoucím věkem klesá (obr. 16). To je jedním z důvodů proč kost staršího člověka dokáže absorbovat o mnoho méně deformační energie a je zde větší pravděpodobnost vzniku zlomeniny.

Zastoupení	Minerály [%]	Kolagen [%]	Voda [%]
Hmotnost	60	30	10
Objem	40	35	25

Tab. 1 Hmotnostní a objemové rozložení složek v kosti [20]

⁶ Hydroxyapatit – přirozená forma vápníku a fosforu; vzorec – $\text{Ca}_5(\text{OH})(\text{PO}_4)_3$ [21]



Obr. 16 Závislost obsahu vápníku na věku člověka (převzato z [22])

1 - Aktivní růst, 2 - Maximum kostní hmoty, 3 - Menopauza, 4 - Úbytek kostní hmoty stárnutím

Základ mikrostruktury kosti tvoří osteony (kapitola 4.2) a trámce, které jsou orientované v podélné ose kosti. Z tohoto důvodu je u kosti směr zatížení s maximální pevností v podélné ose [23].

Na úrovni tkáně je kost kombinací kortikální a spongiozní kostní tkáně (kapitola 3.2). Kortikalis tvoří lamely trubcovitých tvarů o velké hustotě. Mezi lamelami je nehomogenně rozmístěno velké množství minerálů a malé množství kolagenních vláken. Naopak spongioza je velmi pórovitá tkáň (malá hustota) tvořena trámci, které jsou podle Wolfova zákona [6] uspořádány ve směrech hlavních napětí.

Hodnoty pevnosti a modulu pružnosti kortikalis v závislosti na typu namáhání jsou uvedeny v tab. 2. Hodnoty pro spongiozu jsou uvedeny v tab. 3. Je důležité podotknout, že velikosti pevnosti a modulů nezávisí pouze na typu namáhání, ale i věku, pohlaví, rychlosti zatěžování a podmínkách zkoušky (kost je nevysušená, vysušená, balzamovaná apod.) [24].

Zkouška	Pevnost [MPa]	Modul pružnosti [GPa]
Tah	141 ± 28	19,6 ± 6,2
Tlak	200 ± 30	23,0 ± 4,8
Krut	65 ± 9	3,1 až 3,7
Ohyb	35 až 283	5 až 23

Tab. 2 Mechanické vlastnosti kortikalis [23]

Kost	Pevnost [MPa]	Modul pružnosti [MPa]
Femur	6,8 ± 4,8	441 ± 271

Tab. 3 Mechanické vlastnosti spongiozy naměřené na femuru⁷ [25]

Z pohledu makrostruktury záleží na typu kosti (humerus, radius atd.), ploše průřezu a rozložení kortikalis a spongiozy.

Další funkcí kostní tkáně je tzv. remodelace [24]. Ta probíhá prakticky neustále. Reaguje na změny zatížení, úrazy apod. Celý život se tak mění hustota, struktura i vnější tvar kosti.

5.3.3 Materiály fixátorů

Jak už bylo zmíněno v kapitole 4.3.1 materiál fixátorů je pro správnou léčbu jedním z nejdůležitějších faktorů. V dnešní době jsou fixátory vyráběny hlavně z kovů, které zajišťují dobrou tvrdost a pevnost a dobře reagují na živou tkáň. Keramika, polymery, kompozity a rozložitelné materiály se také používají, ale ve většině případů jen pro speciální aplikace (předpokládána nízká zatížení) [26].

Nejvíce používanými kovy jsou nerezová ocel (316L), cpTi (commercially pure titanium – „komerčně čistý titan“) a slitiny titanu Ti-6Al-7Nb a Ti-6Al-4V. Mechanické vlastnosti vybraných materiálů jsou uvedeny v tab. 4.

Materiál	Označení ISO	R _m [MPa]	E [GPa]
Nerezová ocel	ISO 5832-1	960	200
cpTi	ISO 5832-2	785	105
Ti-6Al-4V	ISO 5832-3	960-970	110
Ti-6Al-7Nb	ISO 5832-11	1024	105

Tab. 4 Mechanické vlastnosti materiálů (převzato z [26] a [27])

R_m – mez pevnosti v tahu, E – Youngův modul pružnosti v tahu

Z tab. 4 je patrné, že E oceli je téměř dvakrát větší než E titanových slitin. To znamená, že titanový fixátor se při stejných rozměrech a zatěžovacích podmínkách deformuje dvakrát víc než ocel. Tuto nevýhodu je možné kompenzovat zvětšením tloušťky titanového fixátoru. U vnitřní fixace je nejdůležitější odolnost fixátoru vůči únavovému poškození [26]. Titan a jeho slitiny jsou při vysokých zatěžovacích cyklech odolnější než ocel.

Jedním z nejdůležitějších faktorů materiálů pro výrobu fixátorů je biokompatibilita. Může totiž dojít k nežádoucí reakci kovu s organismem a následné infekci. Lepšími vlastnostmi se před ocelí vyznačuje titan, který měl po testech na zvířatech o mnoho lepší odolnost proti infekci než ocel [26]. Stejně tak reakce organismu na rozpustné produkty koroze implantátu vyzněly lépe pro titan. Dalším významným faktorem jsou alergické reakce. Fixátory z nerezové

⁷ Femur – stehenní kost

oceli obsahují až kolem 13 % niklu, jehož ionty jsou velmi běžnými alergeny. Testy prokázaly, že 10-20 % populace by mohlo být alergické na nikl [28]. Podobně tělo reaguje na kobalt a chrom. Proto je lepší použít titanové slitiny, které tyto legury neobsahují. Titan je i lépe kompatibilní s magnetickou resonancí, jelikož je zcela nemagnetický. Dnes už jsou zařazovány i nemagnetické oceli bez legujícího niklu.

6 SOUČASNÉ METODY OSTEOSYNTÉZY

Následující kapitola popisuje nepoužívanější metody osteosyntézy dnešní doby podle [11] a [13]. Je rozdělena na vnitřní a zevní fixace.

6.1 Vnitřní fixátory

6.1.1 Kirschnerův drát (KD)

KD je nejznámější metoda fixace (zejména dočasná) kostních úlomků při léčbě zlomenin končetin [13]. Jednou z jeho největších výhod je jednoduché kožní zavedení bez velkého poškození kosti a měkkých tkání. Proto se velmi často využívá u miniinvazivních osteosyntéz (MIO) [29]. Dráty jsou cenově výhodné a doba operace je poměrně krátká. Průměr drátu závisí na počtu kostních úlomků, věku pacienta a požadavku na pevnost fixace. Obvykle se průměry pohybují v intervalu od 0,8 – 4 mm [30]. Zavedení drátu se provádí kolmo (obr. 17) nebo šikmo k ose kosti. U zlomenin záprstních kostí lze drát zavést intramedulárně (obr. 18). Je možná i kombinace obou zavedení. Spolu s vázacím drátem se vytváří tzv. tahová cerkláž (viz. Cerkláže).



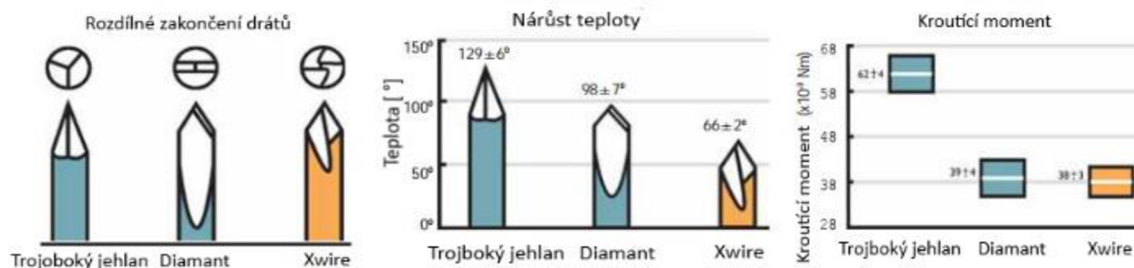
Obr. 17 Zavedení kolmo na osu
(převzato z [32])



Obr. 18 Intramedulární zavedení [31]

Nevýhodou KD je nedostatečná pevnost fixace (výjimka je intramedulární zavedení), proto je nutné přidat další fixaci a také uvolnění a pohyb drátů před extrakcí. Jedním z důvodů předběžného uvolnění může být ukotvení v kosti. To závisí na tvaru hrotu, kterým je drát zakončen. Firma MEDIN, a.s., [30] používá hroty ve tvaru trojbokého jehlanu, které by měly mít nejlepší kotvicí vlastnosti, a zakončení tvaru plochých nebo šroubových drážek. Hlavní příčinou uvolnění je ale teplo, které vzniká při zavádění drátů a poškozuje kostní tkáň. Kost je na teplo velmi citlivá. Nekróza kosti vzniká již při působení teploty 56 °C po dobu 10 s [33]. Měření pomocí termočlánku při zavádění KD o průměru 1,1 mm v podélné ose byla zjištěna teplota 65 °C po dobu vrtání 8 s a při zavádění kolmo až 118 °C po dobu 14 s. Po použití drátů o větším průměru teplota při vrtání klesla. Používání tenkých KD tedy může způsobit poranění kostní tkáně.

Společnost ORTHOFIX [34] nabízí produkt s obchodním názvem Xwire, který je specifický helikoidálním zakončením. To snižuje teplotu při vrtání, potřebný krouticí moment a usnadňuje zavádění (obr. 19).



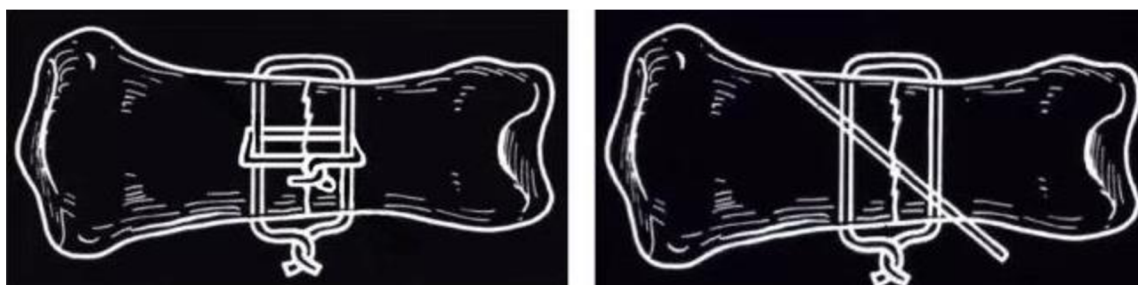
Obr. 19 Vlastnosti drátu Xwire (převzato z [34])

6.1.2 Cerkláže

Fixace vázacím drátem se doporučuje jen u fraktur s malými fragmenty (zejména u zlomenin metakarpů [26]). V jiných případech je značně zastaralá z důvodu častého poškození cévního zásobení. Průměr drátu se podle firmy MEDIN, a.s., [30] pohybuje mezi 0,25 - 2 mm.

Hlavní způsoby použití jsou podle [35]:

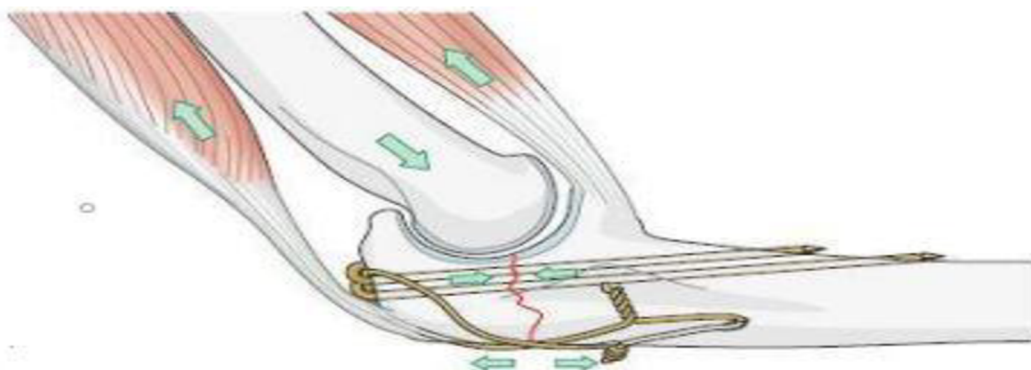
- technika 90/90 (obr. 20) – provedou se dvě osteosutury⁸ vázacím drátem tak, aby jejich roviny svíraly úhel 90°. Zaručí se tak stabilní imobilizace.
- Listerova technika (obr. 20) – jedná se o kombinaci osteosutury a šikmo zavedeného KD, která poskytuje dostatečnou kompresi fragmentů.
- Tahová cerkláž – tento způsob se u horních končetin využívá k fixaci zlomeniny olecranonu⁹ [26]. U jednoduché příčné zlomeniny se paralelně zavedou dva KD a vázacím drátem se provede osmismyčková osteosutura v oblasti tahového působení (obr. 21). Drát se z každé strany dostatečně utáhne, aby došlo k optimální stabilitě. Tahová cerkláž se často používá v kombinaci s LCP dlahou.



Obr. 20 Technika 90/90 (vlevo) a Listerova technika (vpravo) [35]

⁸ Osteosutura – drátěný steh (spojování kostních fragmentů drátem)

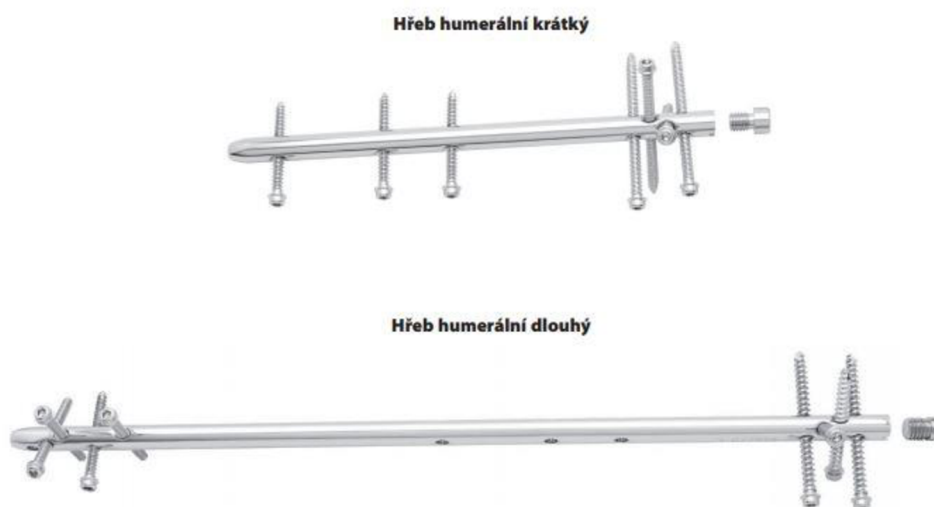
⁹ Olecranon – výběžek loketní kosti



Obr. 21 Princip tahové cerkláže na fraktuře olekranonu [26]

6.1.3 Nitrodřeňové hřebování (NH)

Hlavním znakem použití hřebování je víceúlomková zlomenina krčku a metafýzy dlouhých kostí nebo patologická zlomenina [36]. Zavádí se anterográdně¹⁰ nebo retrográdně¹¹. Průměry krátkých a dlouhých humerálních hřebů (obr. 22) se v katalogu firmy MEDIN, a.s, [30] pohybují v intervalu 6-9 mm. Dříve se používaly duté a předvrtané hřeby. Dnes se využívají hřeby nepředvrtané s plným tělem. Vytvoření díry pro hřeb se vytváří pomocí frézy a následné vymezení díry vodícím drátem zakončeným olivkou. Hřeb se zavádí do otvoru celý a zajišťuje se pomocí šroubů. Po zajištění se hřeb uzavře zátkou. Nejvýznamnější výhody NH jsou minimální invazivita, zabránění dislokací úlomků pomocí šroubů a rychlá rehabilitace.



Obr. 22 Hřeby firmy MEDIN, a.s., [30]

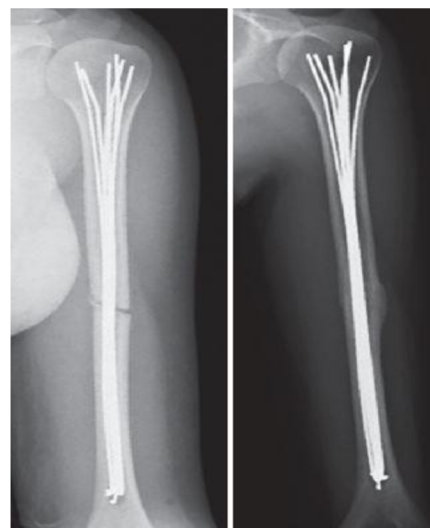
Často se používají i tzv. titanové elastické hřeby [37] (někdy také Prevotovy pruty), které jsou tenčí než hřeby klasické (2,5 – 3 mm). Hřeby se před zavedením natvarují tak, aby se uvnitř dutiny každý hřeb dotýkal kostní tkáně minimálně ve třech bodech (zavedení, fraktura, ukotvení) (obr. 23). Zamezí se tak pohybům do stran, ale ne v hlavní ose kosti. To zaručí dostatečnou stabilitu. Výborné výsledky se zaznamenaly na pacientech s osteoporózou kostí [39]. Ti snášeli elastické hřeby lépe než klasické.

¹⁰ Anterográdní – směřující vpřed

¹¹ Retrográdní – směřující zpět (vzad)



Obr. 23 Elastické hřeby (převzato z [37])



Obr. 24 Hřebování podle Hackethala (převzato z [38])

Speciálním typem je hřebování podle Hackethala [16], při kterém se dřevná dutina vyplní svazkem ocelových drátů tak, že zabírá celý její objem (obr. 24). Využívá se zejména u příčných a šikmých fraktur humeru.

6.1.4 Šrouby

Šrouby jsou základní součástí dnešních fixátorů [13], nejčastěji dlah, ale používají se i samostatně. Základní rozdělení šroubů je následující:

1. podle kostní tkáně, do které jsou určeny (obr. 25):

- kortikální šroub – šroub navržený pro diafýzu dlouhé kosti, malá rozteč, průměry šroubů se vyrábí od 1,5 mm do 4,5 mm, závit je ve většině případech po celé délce šroubu.
- spongiozní šroub – šroub navržený pro metafýzu dlouhé kosti, velká rozteč, průměry šroubů se vyrábí od 4 mm do 6,5 mm.

Typ šroubu	Kortikální šroub	Kortikální šroub	Spongiozní šroub, částečný závit	Spongiozní šroub	Kortikální šroub	Spongiozní šroub, krátký závit	Spongiozní šroub, dlouhý závit	Spongiozní šroub, plný závit
Velikost šroubů [mm]	2.7	3.5	4.0	4.0	4.5	6.5	6.5	6.5

Obr. 25 Základní rozdělení šroubů podle typu a velikosti (převzato z [26])

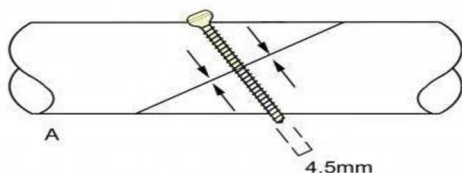
2. podle způsobu fixace

- tahový šroub – je nejefektivnější pro tlakové spojení dvou kostních fragmentů. Neoptimálnější komprese vzniká při zavedení šroubu kolmo na lomnou linii (obr. 27). Používá se klasický kortikální nebo spongiozní šroub. Fixace je často nutné pojistit další stabilizační metodou (nejčastěji neutralizační dlahou [40]).



Obr. 26 Aplikace tahových šroubů na ruce [42]

- vymežovací šroub – vymezuje vzájemné postavení úlomků, ale bez komprese.



Obr. 27 Fixace kortikálním šroubem kolmo na lomnou linii [40]

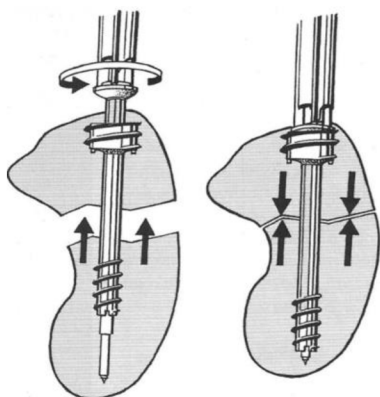


Obr. 28 Kanalizovaný šroub s vodícím drátem [26]

3. speciální typy šroubů

- kanalizovaný šroub (obr. 28) – nejčastěji se využívá při MIO [29]. Většina je samovrtacích a samozaváděcích, u některých je ale třeba použít tenkého vodícího KD.
- Herbertův šroub – fixace pro fraktury scaphoidea¹². Je charakteristický dvěma závity s rozdílnou výškou stoupání (při utahení šroubu se tak dosáhne komprese mezi fragmenty – obr. 29). Vyrábí se nekanalizované i kanalizované. Na podobném principu fungují šrouby ACUTRAK společnosti ACUMED [41]. Odlišují se jedním závitem, ale s klesající výškou stoupání a zvětšující se šířkou šroubu (obr. 30).

¹² Os scaphoideum – člunkovitá kost (jedna ze zápěstních kůstek)



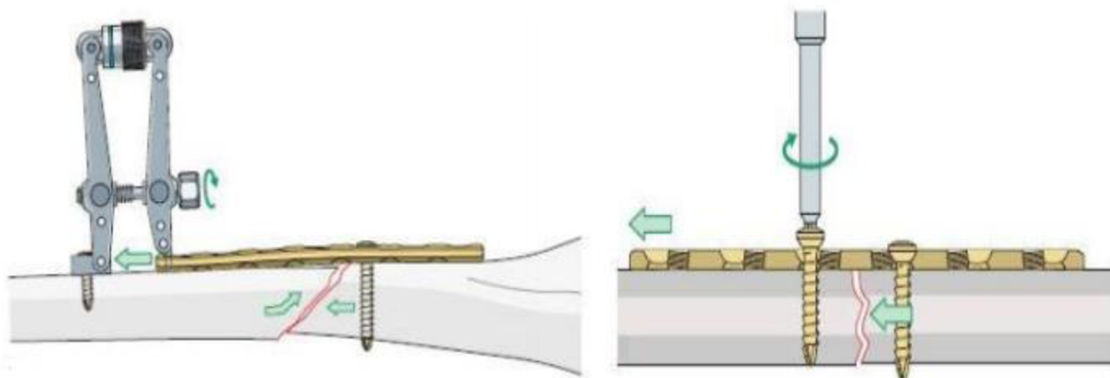
Obr. 29 Aplikace Herbertova šroubu [45]



Obr. 30 Šrouby Herbertova typu
zleva: šroub Acutrak [41], HCS šroub Synthes [43], šroub TwinFix Stryker [44]

6.1.5 Dlahy

Osteosyntéza dlahou je extramedulární [26]. Stabilita se zajišťuje spojením dlahy a kosti pomocí kortikálních nebo spongiozních šroubů. Komprese kostních fragmentů může být dosažena buď pomocí napínacího zařízení, nebo excentricky zavedeným šroubem (obr. 31).



Obr. 31 Komprese kostních fragmentů (převzato z [26])
napínací zařízení (vlevo), dotažení šroubem (vpravo)

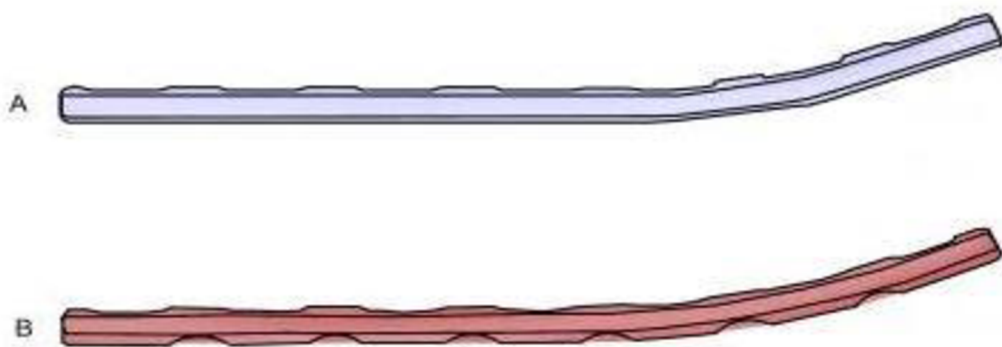
Dlahy lze rozdělit podle tvaru [13] na přímé, úhlové, úzké, široké, žlábkové, rekonstrukční, s nízkým kontaktem apod. Také se dělí podle funkce na kompresní, neutralizační, přemostňující a podpěrné.



Obr. 32 Fixace zlomenin horní končetiny dlahami Stryker (převzato z [47])

Horní řada (zleva): fixace klíční kosti, humeru, loketního kloubu; dolní řada (zleva): fixace distálního radia, zápěstí, kostí ruky

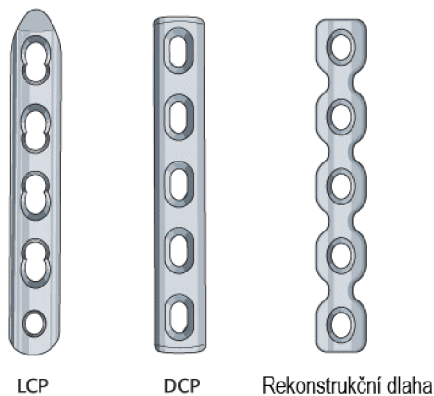
Při klasické fixaci dlahou vzniká mezi dlahou a kostí kontaktní tlak. Ten poškozují periostální zásobení kosti a prodlužuje se tak délka hojení nebo dochází přímo k nekróze tkáně. Proto jsou klasické kompresní dlahy (DCP) nahrazovány variacemi LC-DCP dlah. Ty mají povrch strany, která se přikládá ke kosti, v mnoha částech „vydlabaný“ (obr. 33). Proto se kontaktní zóna s kostí zmenší až o 50 % [40].



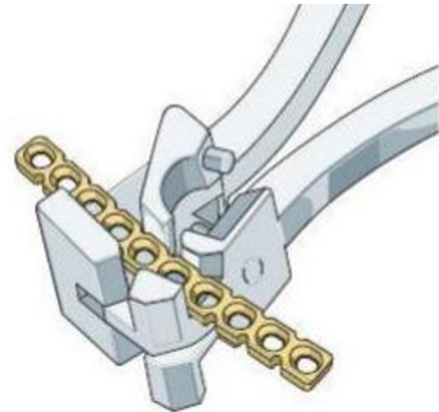
Obr. 33 Rozdíl povrchů dlah DCP (A) a LC-DCP (B) [40]

Řešení problému s narušením cévního zásobení představují LCP dlahy [46]. Jsou charakteristické zejména uzamykatelnými otvory (obr. 34). Pro připevnění dlahy ke kosti se používají zamykatelné kostní šrouby. Ty na rozdíl od klasických šroubů mají kuželový závit na hlavičce šroubu. Po zavedení se šrouby zamknou dotažením kuželového závitu na hlavičce

šroubu do shodného závitu v otvoru dlahy a dojde tak k úhlové stabilitě. Mezi dlahou a kostí vzniká mezera a nedochází tak k narušení cévního zásobení. Hlavní nevýhodou je, že se šrouby mohou zavádět pouze v jednom úhlu, který odpovídá směru závitu otvoru dlahy. U nezamykatelných dlah se změna úhlu zavádění řeší ohnutím do požadovaného tvaru tak, aby správně doléhaly na kost [26]. Například rekonstrukční dlahy mají mezi dírami zářezy, které jim dovolují ohnutí v mnoha rovinách (obr. 35). U LCP dlah není tvarování vhodné [13], jelikož se tak může poškodit závit otvoru nebo pozměnit zaváděcí směr. Proto byly postupem času vytvořeny tvarované zamykatelné dlahy pro téměř všechny kloubní konce.

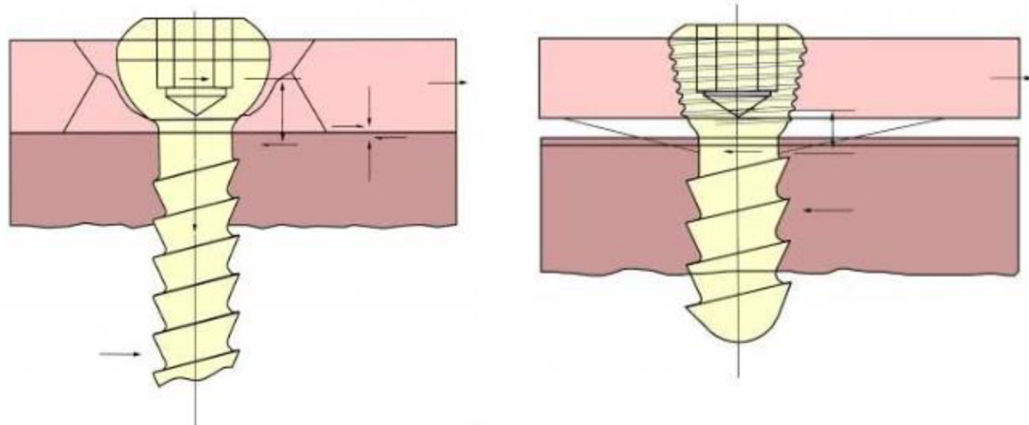


Obr. 34 Rozdílné otvory dlah
(převzato z [26])



Obr. 35 Tvarování rekonstrukční dlahy [26]

Do zamykatelných otvorů je také možné zavést klasické kortikální nebo spongiozní šrouby a docílit tak běžné fixace (obr. 36), kdy dlahy doléhá přímo na kost [26]. Kombinace zamykatelných a klasických kostních šroubů umožňuje zafixovat uvolněný kostní úlomek při tříštivé zlomenině. LCP dlahy také obsahují oválný otvor pro úpravu polohy dlahy před uzamknutím. Zde se používají jen kortikální šrouby.



Obr. 36 Spojení dlahy (růžová) s kostí (fialová) [40]
tahovým šroubem (vlevo), zamykatelným šroubem (vpravo)

6.1.6 Biodegradabilní implantáty

Vstřebatelné polymery ve formě hřebíků a šroubů se používají hlavně k MIO [29]. Jsou zhotovené nejčastěji na základě polymerů paradioxanonu, kyseliny mléčné a polyglykolické [33]. Při klasické osteosyntéze se příliš nevyužívají z důvodů vysoké ceny,

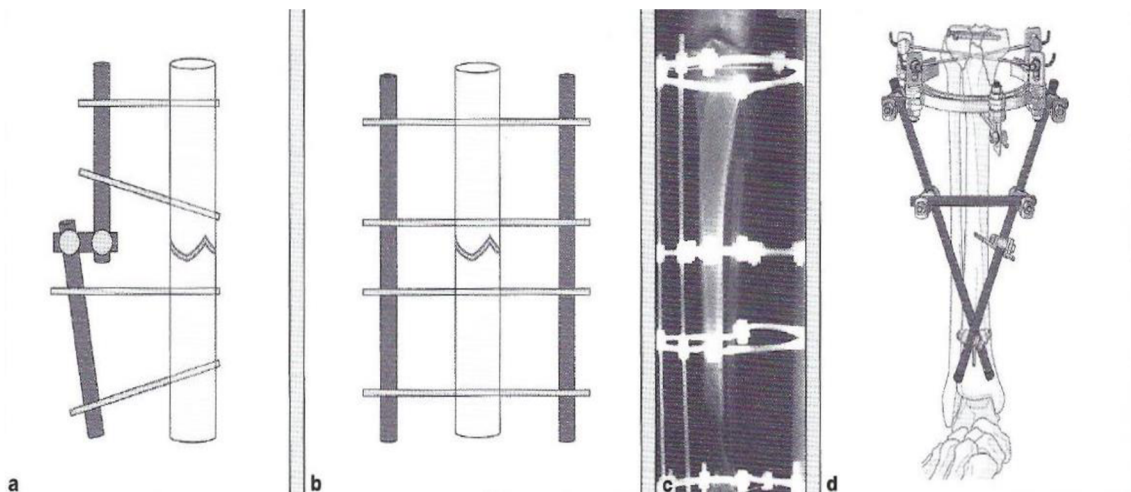
náročného zavádění a nízkých pevnostních vlastností. Uvádí se, že je jejich pevnost v tahu a pevnost v ohybu 36 % a 54 % pevnosti kovových fixátorů. Nevýhodou je ztráta pevnostních vlastností v intervalu 1-7 měsíců, tj. doba, při které kost není ještě kompletně zhojena. Používání je tedy značně omezeno, zejména na fixace, kdy je velmi obtížné fixátor vyndat nebo při očekávané malé zátěži (např. distální humerus, olecranon).

6.2 Zevní fixátory

Zevní fixace se používá hlavně u otevřených a infikovaných zlomenin [33]. Výhodou je miniinvazivnost a ohleduplnost vůči měkkým tkáním. Proto se také využívá na místech, kde došlo k jejich velkému porušení. Princip spočívá ve stabilizaci kostních úlomků Kirschnerovými dráty, Schanzovými šrouby (speciálně tvarované šrouby) nebo Steinmannovými hřebíky, které jsou zavedené přes kůži a jsou spojené se zevním rámem.

Základní rozdělení rámců zevních fixátorů podle (obr. 37) [11]:

- svorkový – výhodou je snadná repozice úlomků.
- rámový – může být v jedné nebo dvou rovinách.
- kruhový – vícerovinový systém, nevýhodou je velký objem.
- hybridní – kombinace svorkového a kruhového rámu, využívá se zejména pro fixaci okolo kloubů.



Obr. 37 - Základní rozdělení rámců [11]

a – svorkový, b – rámový, c – kruhový, d – hybridní

Pevnost fixátoru lze zvýšit [11]:

- zkrácením vzdálenosti rámu od kosti
- zvýšením počtu trubek rámu
- zvětšením vzdálenosti mezi trubkami
- přidáním hřebů (šroubů, drátů)
- konfigurací systému – unilaterální, bilaterální, vícerovinový, kombinovaný

Zevní fixátory zmenšují bolest a zatížení organismu, zkracují dobu operace a léčení [11]. Používají se také k prodlužování končetin a korekci pouřazových deformit.

7 TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

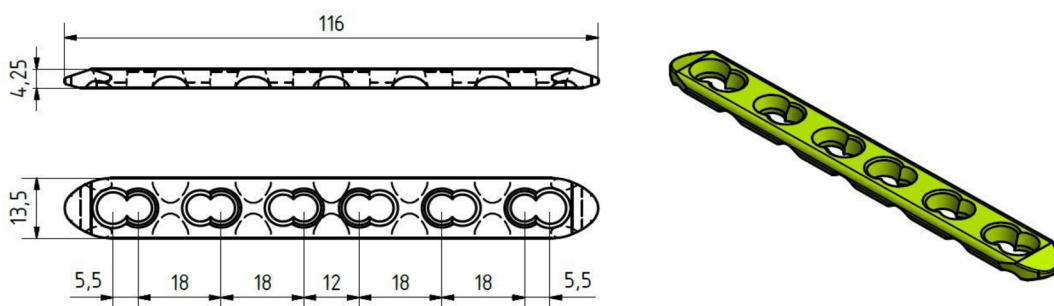
V rámci této bakalářské práce byly sestaveny dva rozdílné jednoduché výpočtové modely, které byly následně porovnány. Následná kapitola popisuje postup tvorby výpočtových modelů, při níž je nutné vytvořit čtyři partikulární modely: model geometrie, model materiálu, model uložení a zatížení a konečno-prvkový model.

7.1 Model geometrie

Geometrie jednotlivých modelů byla vytvořena v programu Autodesk Inventor 2018. První model se skládal z LCP dlahy, čtyř uzamykatelných šroubů a diafýzy humeru. LCP dlahy zde byla uzamčena 1 mm nad povrchem kosti, aby nedocházelo k narušení cévního zásobení. U druhého modelu byly na rozdíl od uzamykatelných šroubů použity šrouby kortikální. Mezi dlahou a kostí nezůstala mezera a LCP dlahy zde plnila funkci klasické kompresní dlahy.

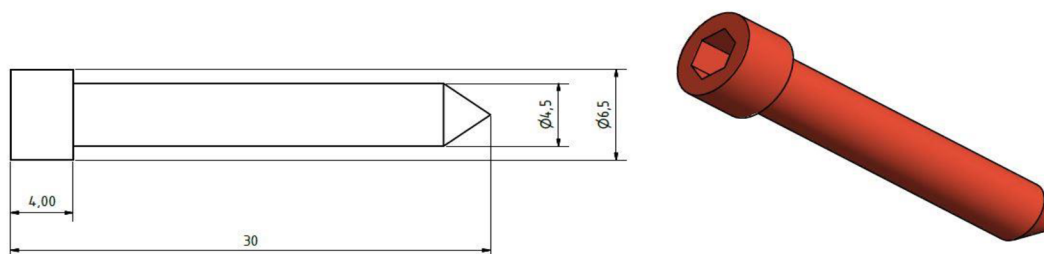
7.1.1 Geometrie dlahy a šroubů

K výpočtu byla vytvořena přímá dlahy se šesti otvory (obr. 38). Základní rozměry dlahy, která byla poskytnuta vedoucím práce, byly naměřeny posuvným měřítkem.



Obr. 38 Geometrie dlahy

Geometrie šroubů byla vytvořena na základě katalogu informací firmy Synthes [48]. Vzhledem k rozlišovací úrovni modelu se šrouby modelovaly následujícím způsobem obr. 39 a odlišovaly se pouze svojí délkou (kortikální šroub měří 30 mm a uzamykatelný šroub 32 mm).



Obr. 39 Geometrie šroubu

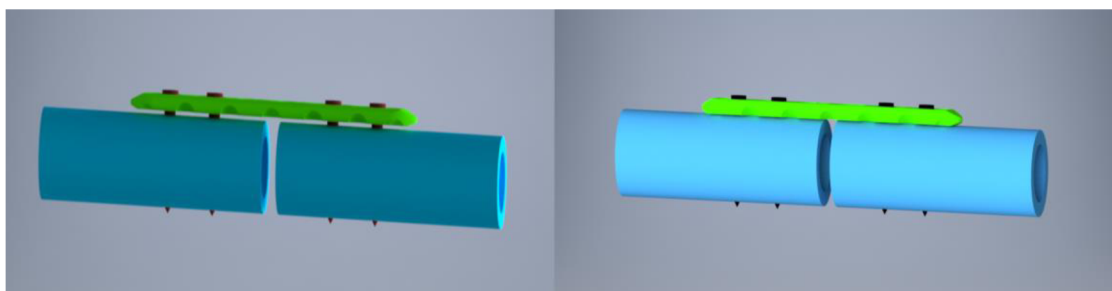
7.1.2 Geometrie diafýzy humeru

Vzhledem k úrovni modelu a k tomu, že výpočet nebyl prováděn pro konkrétního pacienta, bylo možné diafýzu humeru v rámci této práce modelovat dutým válcem (trubkou). Rozměry válce byly určeny tak, aby odpovídaly průměrným hodnotám dospělého člověka.

Délka (180 mm) a vnější průměr (24 mm) válce byly naměřeny posuvným měřítkem na reálném modelu pažní kosti. Vnitřní průměr (16 mm) byl navržen na základě vlastností diafýzy humeru. Ta totiž obsahuje z největší části kortikální kostní tkáň. Tloušťka kortikalis pažní kosti 4 mm byla převzata z literatury [49].

7.1.3 Geometrie soustavy

Z dílčích modelů byly následně vytvořeny soustavy (obr. 40). Diafýza byla v tomto případě rozdělena na dvě stejně dlouhé části. Mezera mezi oběma fragmenty modelovala lomnou linii zlomeniny. Dlahy byly s kostí spojeny pomocí dvou šroubů na každé straně. Prostřední dva otvory dlahy zůstaly neosazeny. Vytvořené soustavy byly vyexportovány do formátu .stp a následně vloženy do softwaru Ansys Workbench 18.2.



Obr. 40 Model soustavy
model 1 (vlevo), model 2 (vpravo)

7.2 Model materiálu

Vzhledem k obtížnému určení mechanických vlastností kortikalis (viz. kapitola 4.3.2) a rozlišovací úrovni modelu, byl pro kortikální kost použit Hookovský model materiálu (tzn. homogenní, izotropní, lineárně pružný). Stejný model byl aplikován na fixátory. Jako materiál byly použity titanové slitiny (výhody titanu jsou popsány v kapitole 4.3.3). Šrouby byly zhotoveny z Ti6Al7Nb a dlahy z Ti6Al4V. Pro izotropní materiál je v Ansysu nutné určit dvě materiálové charakteristiky, Youngův modul pružnosti a Poissonův poměr. Hodnoty mechanických vlastností kortikalis humeru jsou převzaty z [22] a [23]. Hodnoty titanových slitin jsou převzaty z [26] a [50]. Shrnutí použitých hodnot ve výpočtu je v tab. 5.

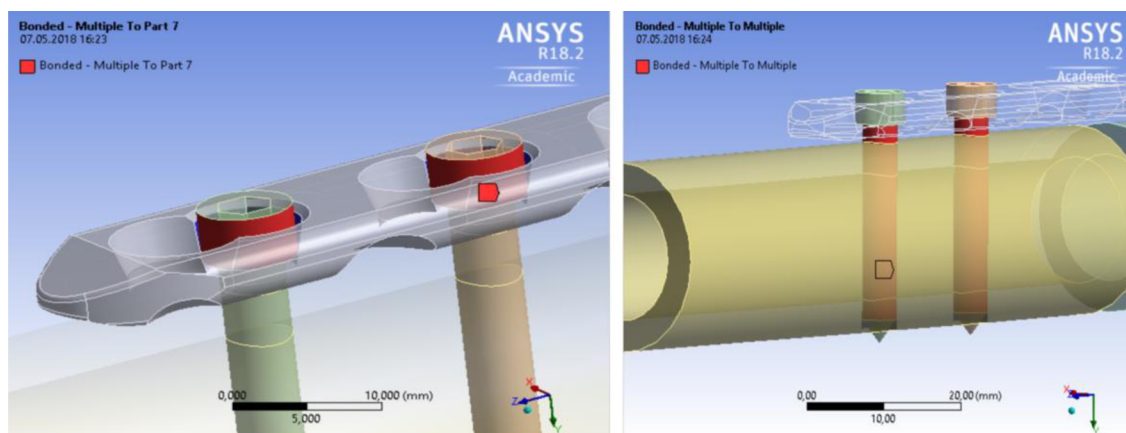
Díl	E [GPa]	R _c [MPa]	R _m [MPa]	μ [-]
Dlahy	110	850	960	0,33
Šrouby	105	921	1024	0,33
Kortikalis	17,5	-	125	0,3

Tab. 5 Použité materiálové hodnoty

μ - Poissonův poměr [-]

7.3 Model uložení

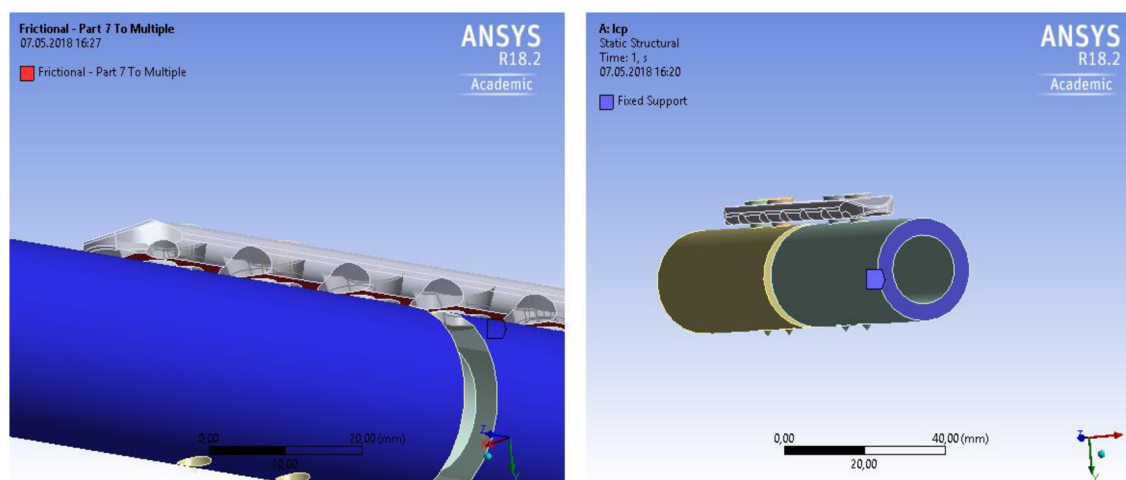
Spojení a kontakty mezi jednotlivými částmi sestavy bylo vhodné manuálně nastavit (obr. 41 a 42), přestože je software Ansys automaticky generuje. U šroubů, zamykatelných i kortikálních, dochází k pevnému spojení mezi dlahou a hlavičkou šroubu. Toho bylo docíleno kontaktem „Bonded“. Kontakt mezi diafýzou a šrouby byl modelován stejně jako v předchozím případě spojením „Bonded“.



Obr. 41 Uložení šroubů

Spojení mezi dlahou a šroubem (vlevo), mezi šroubem a kostí (vpravo)

V modelu 1 byla mezi dlahou a kostí mezera a nedocházelo zde ke kontaktu. U modelu 2 se dlahu ke kosti šrouby přitlačila a vznikl kontakt mezi diafýzou a dlahou. Spojení bylo modelováno kontaktem „Frictional“, který modeluje tření mezi kostí a dlahou. To vedlo na nelineární řešení. Koeficient tření $f = 0,4$ mezi kostí a dlahou byl převzat z [51]. Uložení kosti bylo v obou případech modelováno jako pevné spojení humeru v ramenním kloubu. Proto bylo na jedné straně zamezeno posuvům ve všech směrech vazbou „Fixed support“ (obr. 42).



Obr. 42 Uložení kosti

Kontakt „Frictional“ mezi kostí a dlahou (vlevo), uložení soustavy (vpravo)

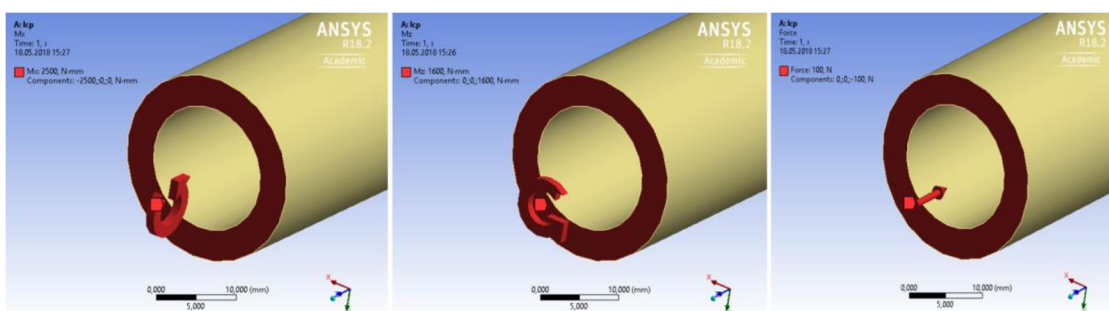
7.4 Model zatížení

Určit zatížení horní končetiny není jednoduché. Studie [52] popisuje zatížení pažní kosti při odlišných pohybech. Například zjištěný moment vznikající v loketním kloubu při ovládní invalidního vozíku (uvažuje se velmi malé namáhání) dosahoval hodnot 0,5 – 7,9 Nm. Studie také popisuje velikost zatížení, které je nutné ke vzniku zlomeniny humeru. U mužů je průměrná mezní hodnota momentu 155 Nm a u žen 84 Nm.

Při výpočtu byla uvažovaná situace, kdy je pacient po operaci v klidovém stavu na lůžku a zatížení poraněné končetiny je tedy mnohem nižší než při běžných pohybech. Zatížení, která byla ve výpočtu použita, vychází ze studie [53] a jeho typ, směry a velikosti jsou následující:

- Ohybový moment $M_x = 2,5$ Nm působící v záporném směru osy x
- Krotící moment $M_z = 1,6$ Nm působící v kladném směru osy z
- Osová síla $F_z = 100$ N působící v záporném směru osy z

Zatížení byla umístěna na opačnou stranu od „Fixed support“ (obr. 43).



Obr. 43 Model zatížení

Zleva: M_x , M_z , F_z

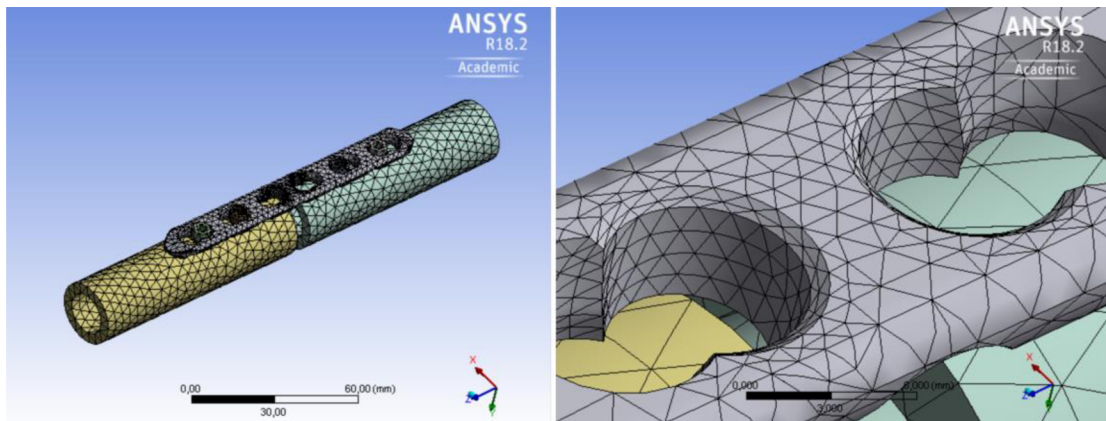
7.5 Konečno-prvkový model

Po dokončení předchozích modelů bylo nutné provést diskretizaci modelu ve výpočtovém programu Ansys Workbench 18.2 (licence „Academic“). Diskretizací je myšleno generování sítě s konečným počtem prvků. MKP (metoda konečných prvků) je přibližná variační metoda. Při zvyšování počtu prvků se zpřesňuje výsledné řešení. S tím se ale zvyšují hardwarové nároky a délka výpočtového času.

Licence „Academic“ umožňuje rozdělit řešenou oblast maximálně na 32 000 prvků nebo uzlů [54]. To znamená, že generovaná síť není v celém objemu příliš jemná. Proto bylo třeba zjistit nebezpečná místa a ta optimalizovat různými variantami funkce „Mesh“. Optimalizovány byly neosazené otvory dlahy a hlavičky šroubů nejbližší lomné linii (obr. 44). Použita byla funkce „Refinement“. Na kost byla použita funkce „Body sizing“ s velikostí elementu 4 mm. Stejná funkce byla aplikována na dlahu s velikostí elementu 2,5 mm.

Model	Počet prvků	Počet uzlů
Model 1	17 368	31 149
Model 2	17 865	31 767

Tab. 6 Počet prvků a uzlů jednotlivých modelů



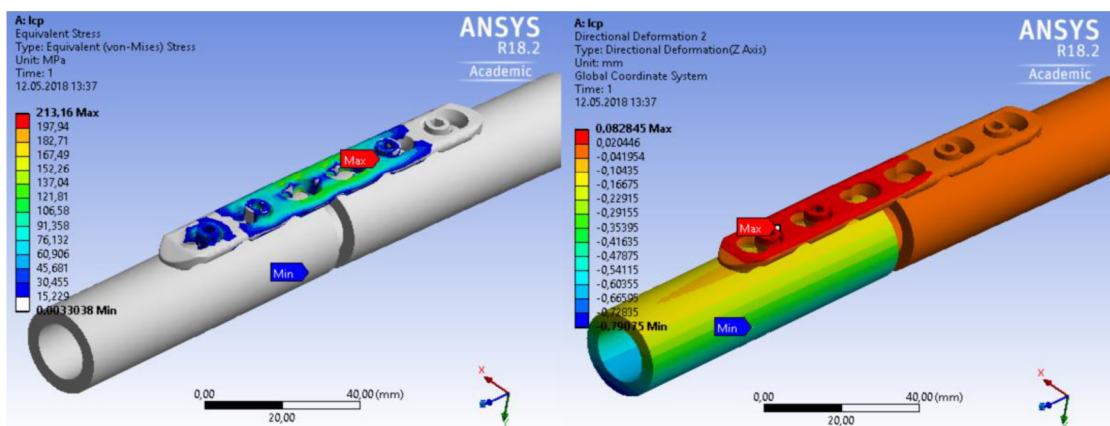
Obr. 44 Diskretizace modelu (vlevo), zjemnění neosazených děr (vpravo)

8 PREZENTACE A ANALÝZA ŘEŠENÍ

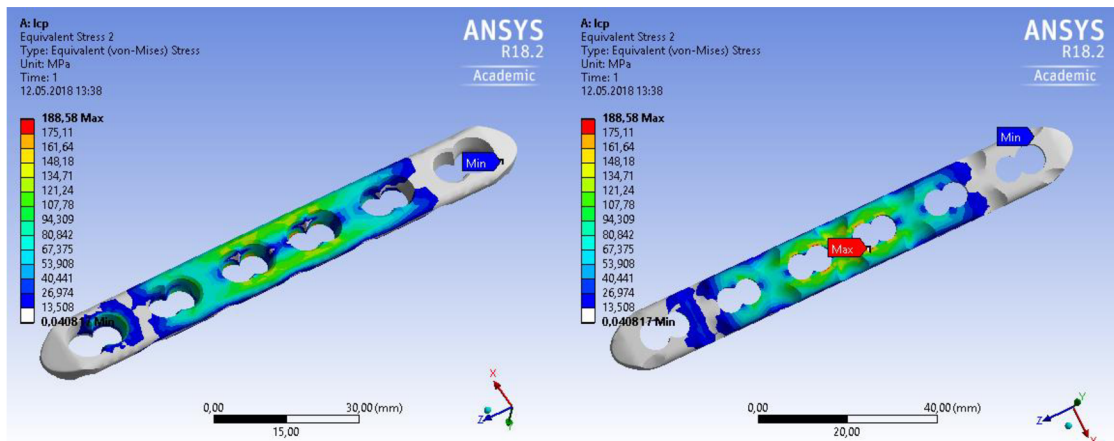
Software Ansys umožňuje zobrazit výsledky pomocí deformačních a napěťových polí. Pro hodnocení byly při každém zatížení u obou modelů vykresleny hodnoty redukovaného napětí HMH soustavy a jednotlivých prvků soustavy. Dále byl vykreslen posuv soustavy ve směru osy Z. U modelu 2 byl také vykreslen kontaktní tlak mezi dlahou a kostí. Zobrazena byla pouze kontaktní rovina mezi kostí a dlahou. Z níže uvedených obrázků je možné získat představu o rozložení napětí a posuvů ve směru osy Z soustavy a jednotlivých prvků soustavy. Maximální hodnoty posuvů a redukovaných napětí od jednotlivých zatížení jsou souborně uvedeny v podkapitole 7.5 v tab. 7. Při analýze je pořadí šroubů bráno od levého konce.

8.1 Zatížení momentem M_x

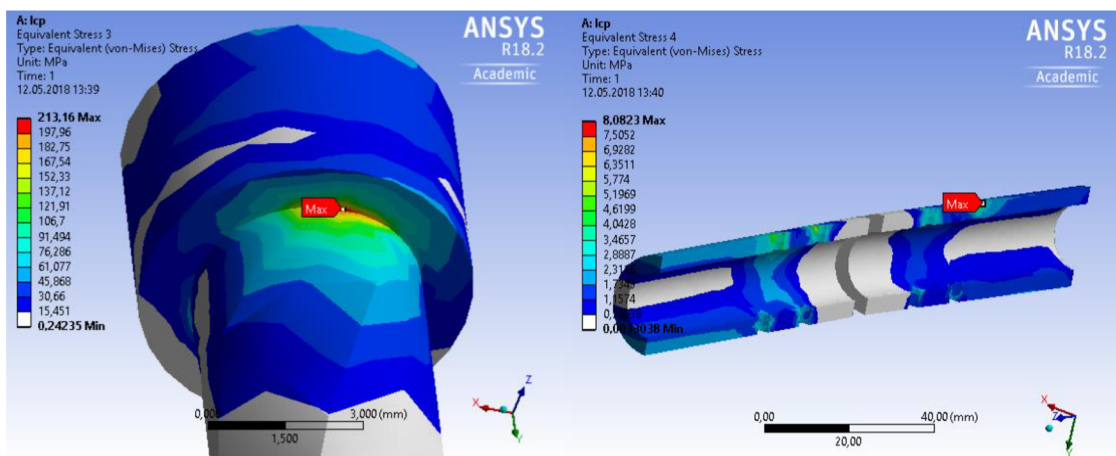
Model 1



Obr. 45 M_{x1} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy



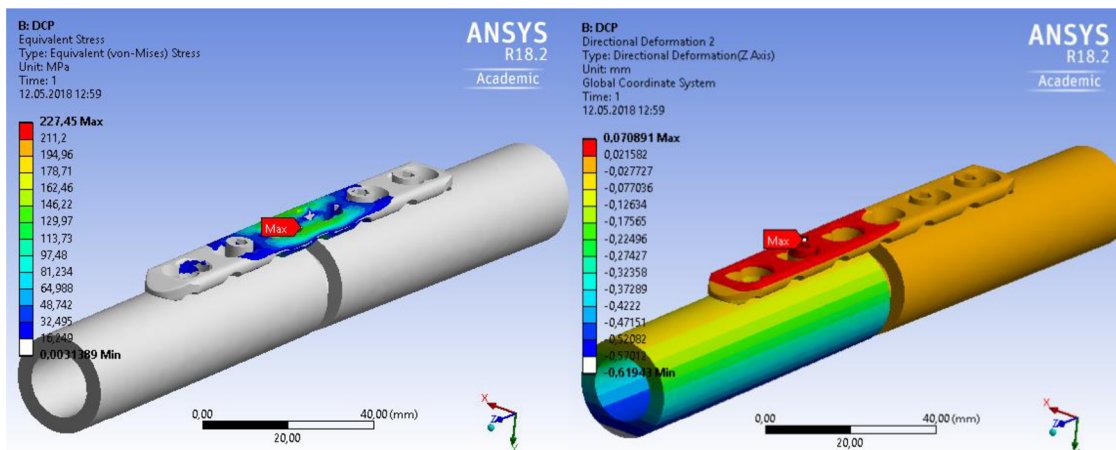
Obr. 46 M_{x1} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)



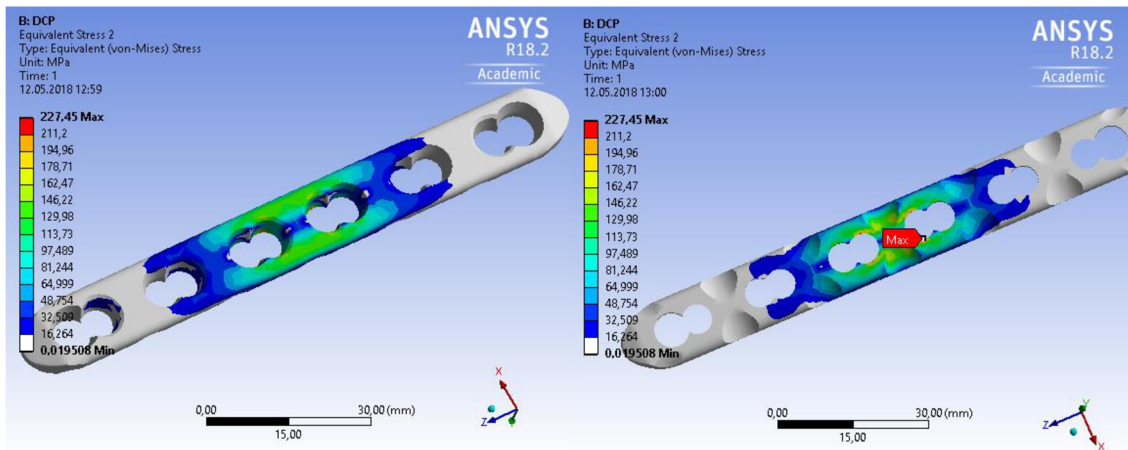
Obr. 47 M_{x1} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo)

Oblast s největšími posuvy 0,8 mm je u soustavy na spodní straně levého fragmentu kosti (obr. 45). Maximální posuvy dlahy 0,08 mm jsou v okolí prvního šroubu. K největší hodnotě redukovaného napětí soustavy 213 MPa dochází u třetího šroubu v místě přechodu hlavičky a těla šroubu (obr. 45 a 47). U dlahy jsou to místa na spodní straně v okolí neosazených děr (koncentrace napětí), kde maximální hodnota dosahuje 189 MPa (obr. 46). U kosti jsou oblasti s největšími hodnotami redukovaného napětí až 8 MPa v okolí hran horních děr pro šrouby (obr. 47).

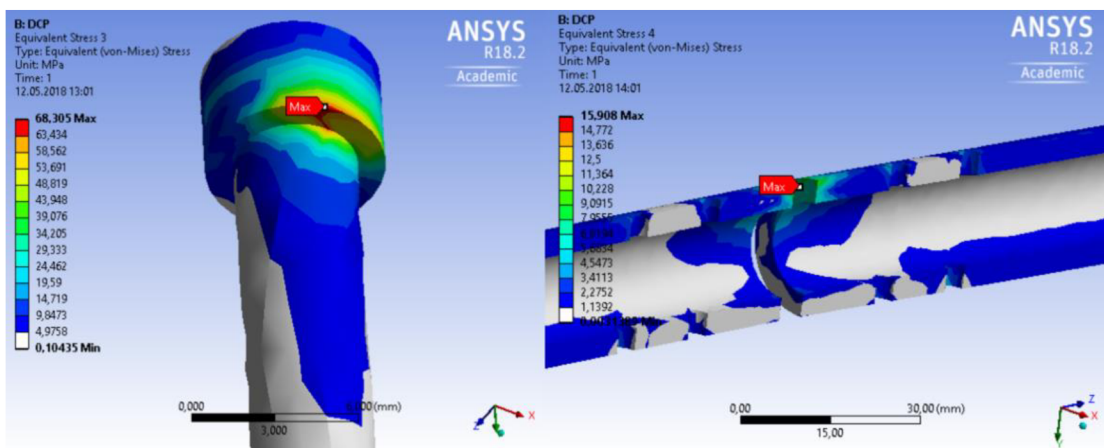
Model 2



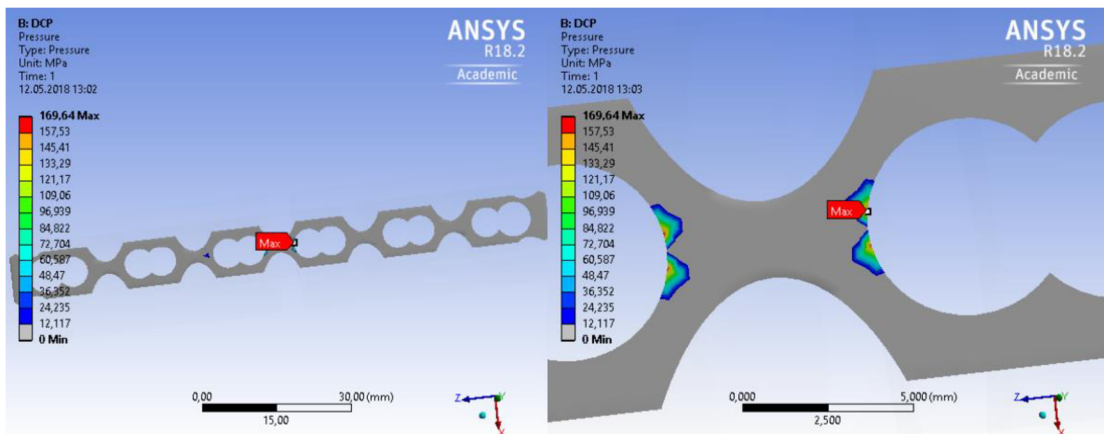
Obr. 48 M_{x2} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy



Obr. 49 M_{x2} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)



Obr. 50 M_{x2} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo)



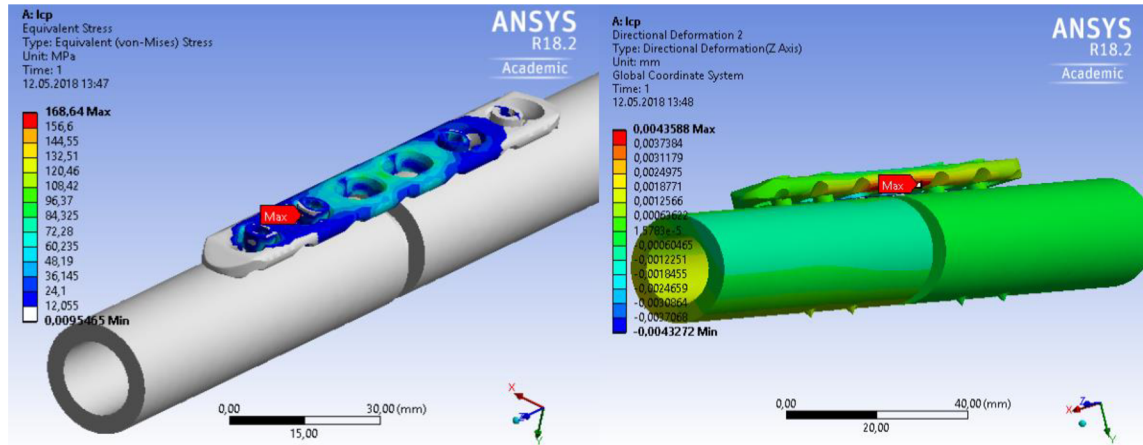
Obr. 51 M_{x2} – kontaktní tlak; kontaktní rovina (vlevo), detail (vpravo)

K největším posuvům soustavy 0,6 mm dochází ve stejných místech jako u modelu 1 (obr. 48). Maximální posuvy dlahy o velikosti 0,07 mm jsou v tomto případě v okolí druhého šroubu. Redukované napětí soustavy nabývá největších hodnot 227 MPa na spodní straně dlahy v okolí neosazených děr (obr. 48 a 49). Ze šroubů je nejvíce namáhaný druhý v místě přechodu dlahy a šroubu (obr. 50). Redukované napětí zde dosahuje až 68 MPa. U kosti jsou oblasti s maximálním redukovaným napětím 16 MPa v okolí lomné linie (obr. 50). Při zatížení ohybovým momentem $M_x = 2,5$ Nm dochází ke styku obou částí kosti s dlahou v okolí lomné

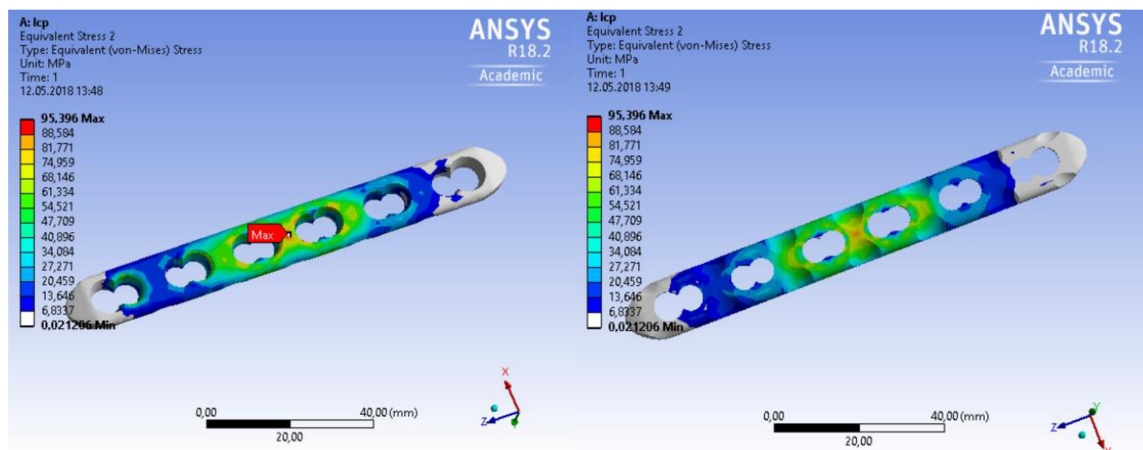
linie. Hodnota kontaktního tlaku dosahuje nejvíce 170 MPa (obr. 51). Vzhledem k úrovni výpočtového modelu je nutné brát tyto hodnoty jako orientační

8.2 Zatížení momentem M_z

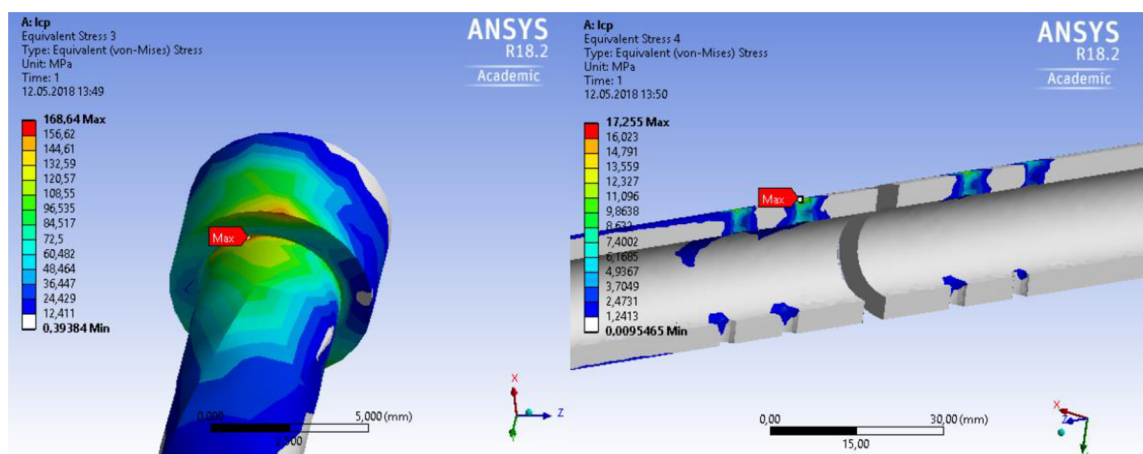
Model 1



Obr. 52 M_{z1} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy



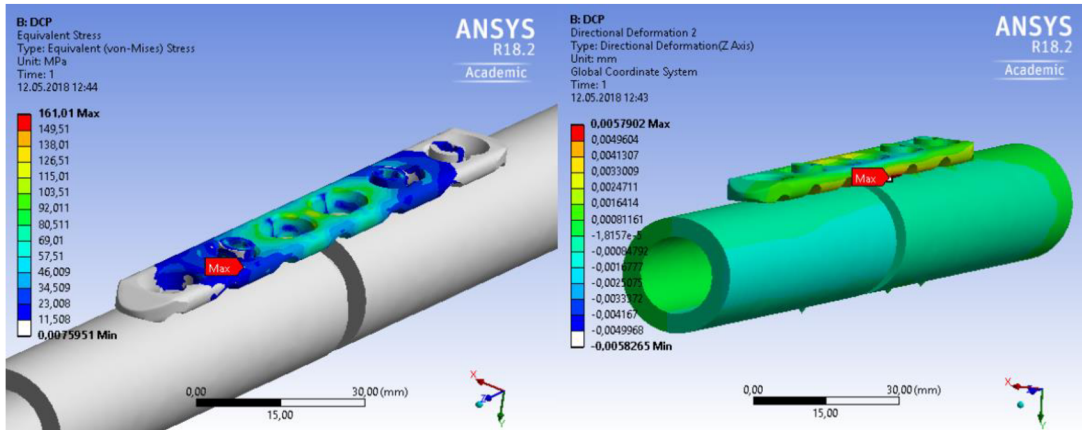
Obr. 53 M_{z1} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)



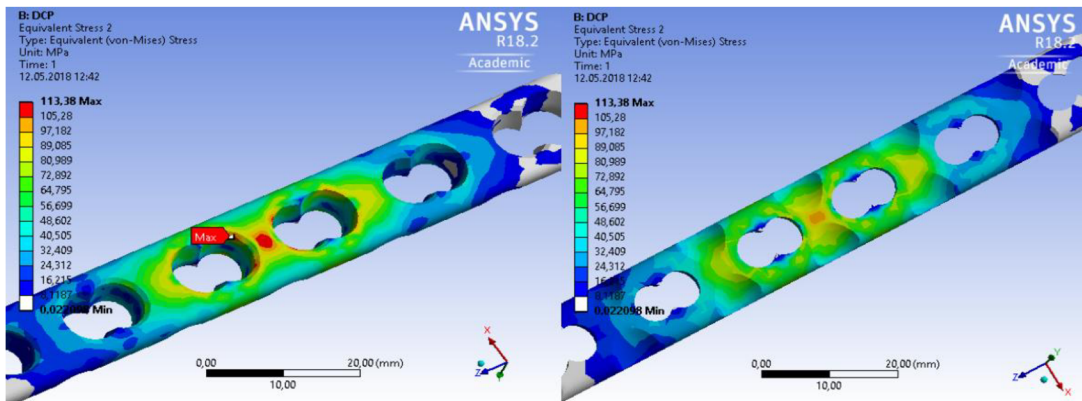
Obr. 54 M_{z1} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo)

V tomto případě dochází k největším posuvům soustavy v ose Z o velikosti 0,004 mm na spodní straně dlahy (obr. 52). Maximální hodnoty redukovaného napětí soustavy 168 MPa vznikají u druhého šroubu v místě přechodu dlahy a šroubu (obr. 52 a 54). U dlahy jsou oblasti s největšími hodnotami redukovaného napětí 95 MPa v okolí neosazených otvorů na vrchní straně (obr. 53). K maximálním hodnotám redukovaného napětí 17 MPa u kosti dochází v okolí horních děr pro šrouby (obr. 54).

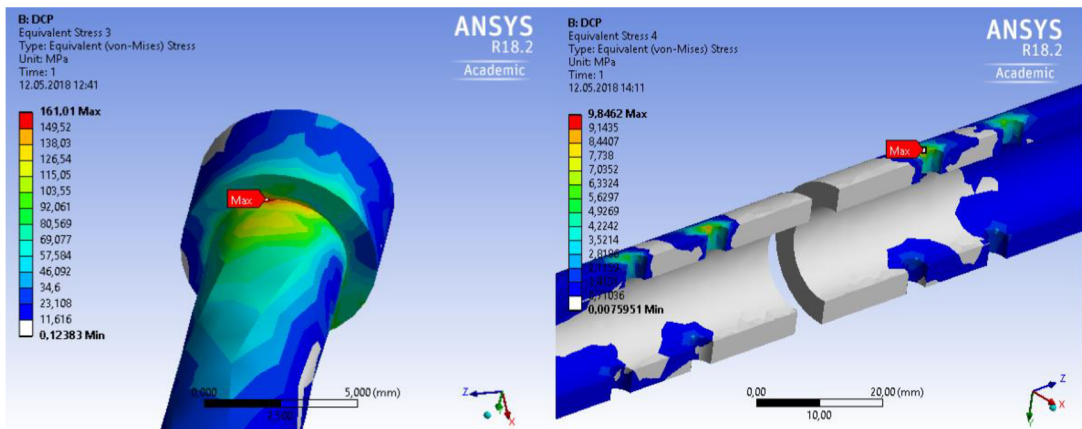
Model 2



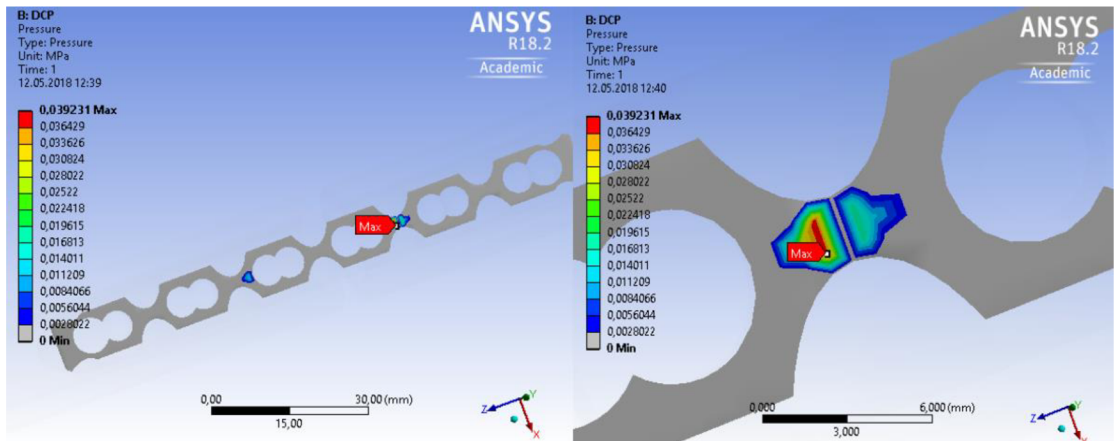
Obr. 55 M_{z2} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy



Obr. 56 M_{z2} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)



Obr. 57 M_{z2} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo)

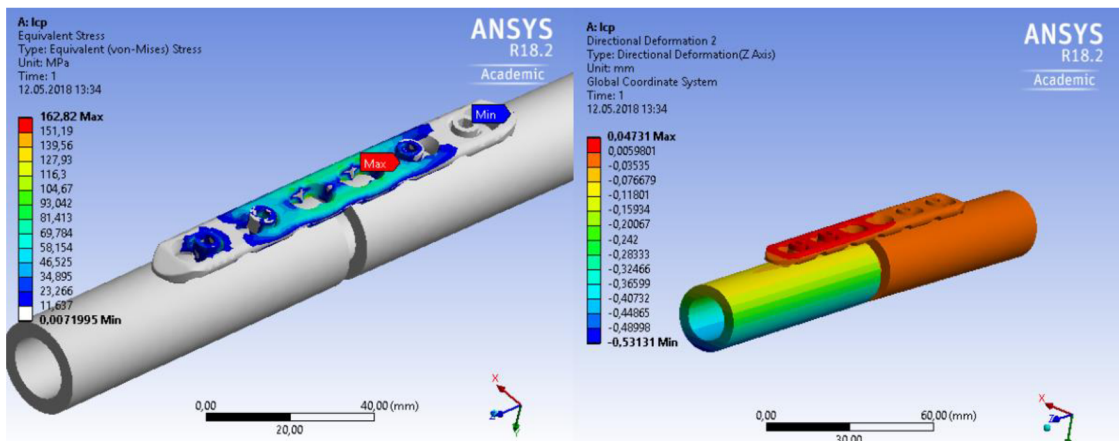


Obr. 58 M_{z2} – kontaktní tlak; kontaktní rovina (vlevo), detail (vpravo)

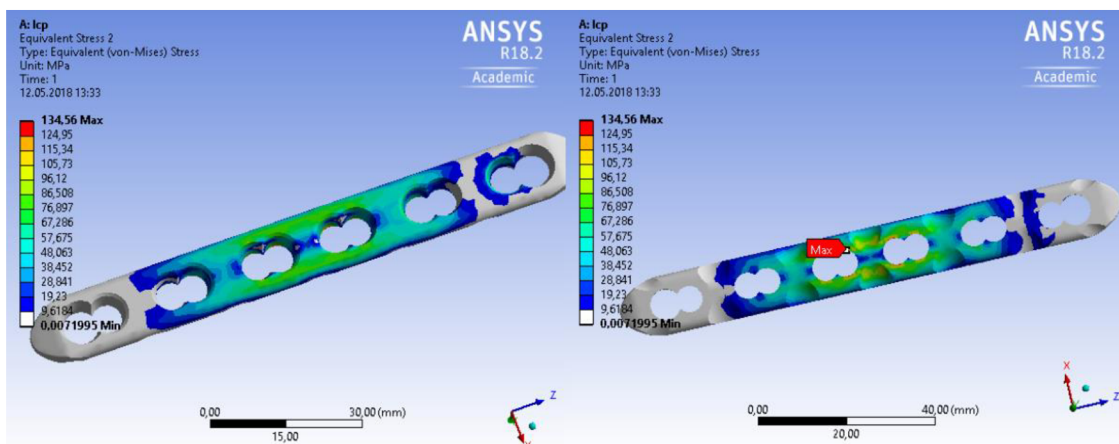
Oblasti s maximálními hodnotami posuvů 0,06 mm a redukovaných napětí 161 MPa soustavy (obr. 55) i jednotlivých prvků soustavy (největší hodnoty redukovaného napětí dlahy a kosti jsou 113 MPa, resp. 10 MPa) jsou totožné s výsledky u modelu 1 (obr. 56 a 57). Jediný rozdíl spočívá ve vzniku malého kontaktního tlaku o největší hodnotě 0,04 MPa v místě mezi třetím šroubem a neosazeným otvorem (obr. 58).

8.3 Zatížení silou F_z

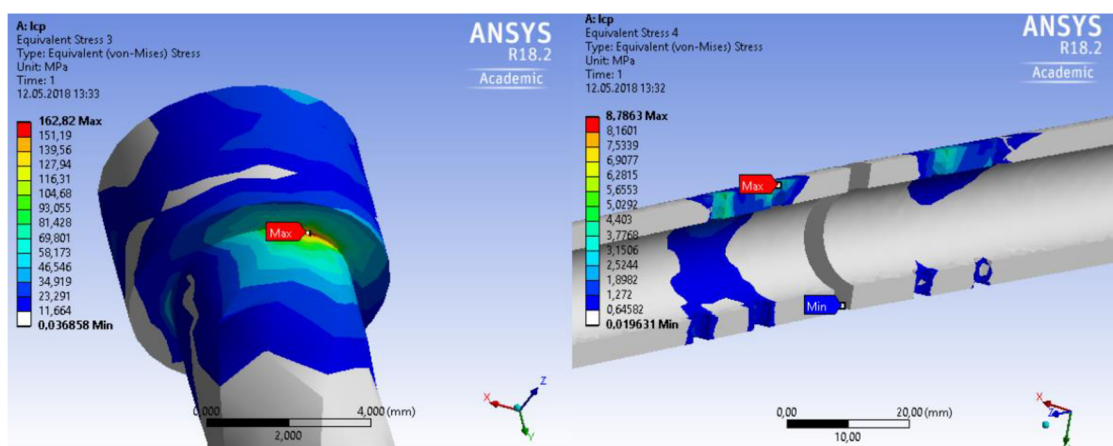
Model 1



Obr. 59 F_{z1} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy



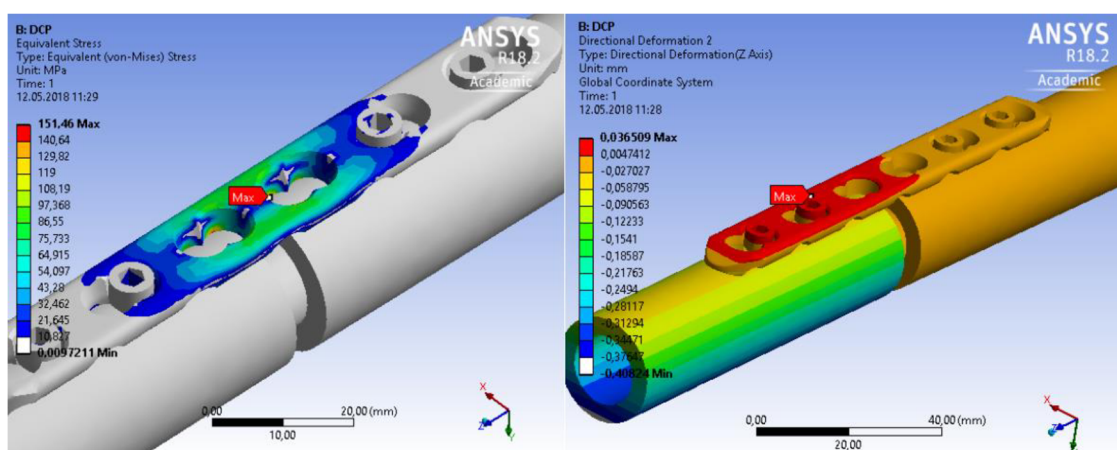
Obr. 60 F_{z1} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)



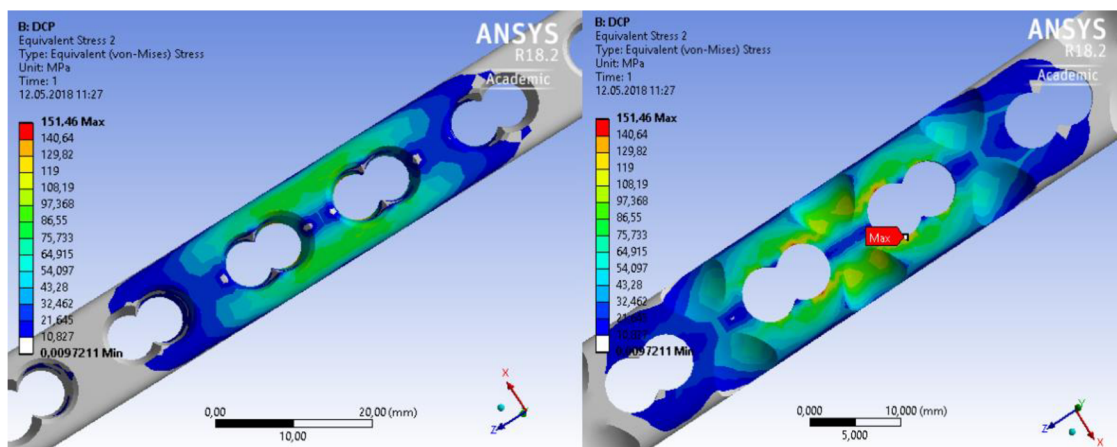
Obr. 61 F_{z1} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo)

U tohoto zátěžného stavu jsou oblasti s maximálními posuvy soustavy v ose Z 0,5 mm totožná jako u zatěžování M_x (obr. 59). K největším hodnotám redukovaného napětí soustavy 163 MPa dochází u třetího šroubu (obr. 59 a 61). Opět na spodní straně hlavičky. U dlahy nabývají největší hodnoty redukovaného napětí až 134 MPa na spodní straně v okolí neosazených děr (obr. 60). U kosti to jsou oblasti okolo horních děr pro šrouby. Hodnoty zde dosahují 3 – 8 MPa (obr. 61).

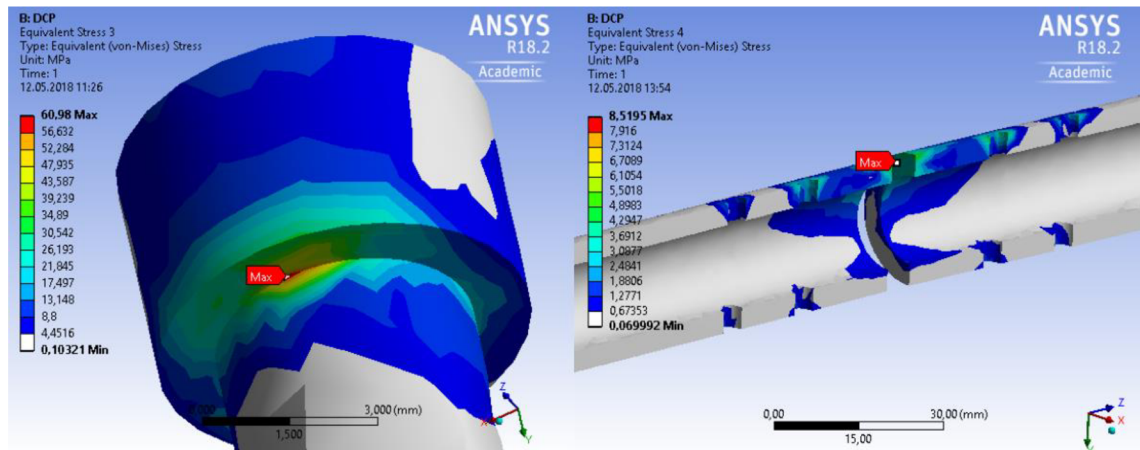
Model 2



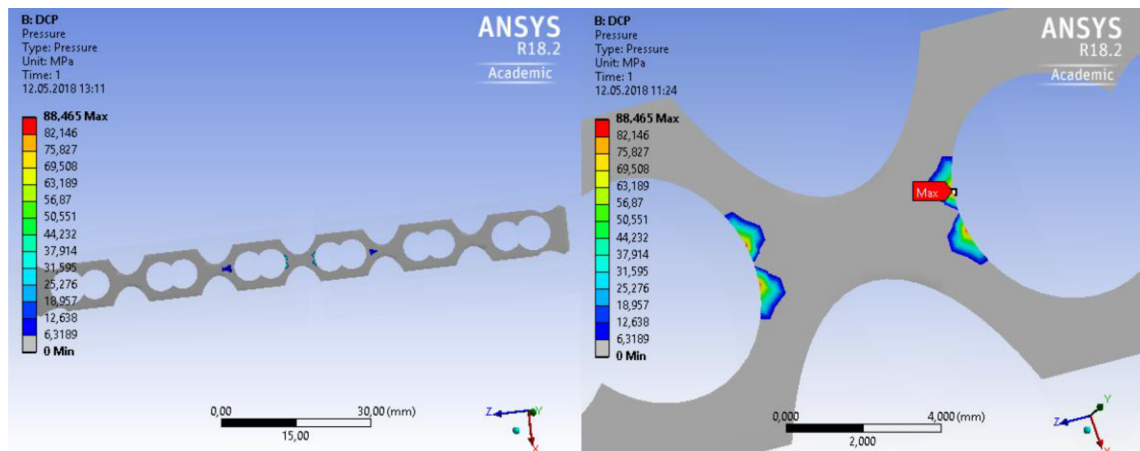
Obr. 62 F_{z2} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy



Obr. 63 F_{z2} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)



Obr. 64 F_{z2} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo)



Obr. 65 F_{z2} – kontaktní tlak; kontaktní rovina (vlevo), detail (vpravo)

Největší posuvy soustavy a dlahy v ose Z jsou 0,4 mm, resp. 0,04 mm a vznikají ve stejných místech jako u modelu 1 (obr. 62). K maximálním hodnotám redukovaného napětí soustavy 151 MPa došlo na rozdíl od modelu 1 na spodní straně dlahy okolo neosazených otvorů pro šrouby (obr. 63). U třetího šroubu byla místa s největšími hodnotami redukovaného napětí 61 MPa na spodní straně hlavičky šroubu a u kosti (9 MPa) v okolí lomné linie (obr. 64). Kontaktní tlak tentokrát vznikl nejen v místě hran lomné linie ale i v oblastech mezi druhým, resp. třetím šroubem a neosazenými otvory (obr. 65). Největších hodnot 89 MPa nabýval okolo hran lomné linie.

8.4 Shrnutí výsledků

Přestože byly v předložené bakalářské práci vytvořeny výpočtové modely nejnižší rozlišovací úrovně a výsledné hodnoty jsou tak pouze orientační, dojde k jejich srovnání.

Při žádném z jednotlivých zatížení nedošlo k překročení meze kluzu šroubů nebo dlahy. Nevznikly tak plastické deformace. Maximální hodnoty posuvů v ose Z, redukovaných napětí a kontaktních tlaků jsou zaneseny v tab. 7. Jejich velikost je ovlivněna rozlišovací úrovní modelu.

Největší posuvy soustavy v ose Z (0,8 mm) způsobilo namáhání momentem M_x modelu 1. Stejně tak i největší redukované napětí soustavy (227 MPa) vzniklo při zatěžování momentem M_x , tentokrát ale u modelu 2. Výsledné hodnoty posuvů a redukovaných napětí soustav byly u obou modelů téměř totožné. U posuvů dosahovala odchylka maximálně 0,2 mm

a u napětí 14 MPa. Rozdílné byly oblasti s největší koncentrací napětí. Při zatěžování ohybovým momentem M_x a silou F_z modelu 1 to byla hlavička třetího šroubu. U modelu 2 tomu tak bylo na spodní straně dlahy v místě neosazených děr. Při zatěžování kroučícím momentem M_z bylo největší namáhání přenášeno u obou modelů do šroubů. V každém zátěžném stavu došlo k největším redukovaným napětím v dlaze u obou modelů okolo neosazených otvorů. Ty působily jako koncentrátor napětí. U šroubů docházelo k největším redukovaným napětím vždy v oblastech přechodu hlavičky a těla šroubu, resp. přechodu šroubu a dlahy. U kosti se maximální hodnoty redukovaného napětí nacházely okolo horních otvorů pro šrouby a v okolí hran lomné linie. K největším rozdílům mezi modely došlo ve vzniku kontaktního tlaku. Zatímco u modelu 1 z důvodu mezery mezi dlahou a kostí ke kontaktu nedošlo, u modelu 2 vznikal při každém zátěžném stavu. Při zatěžování momentem M_x a F_x byly oblasti s největším tlakem v okolí hran lomné linie a tlak dosahoval až 170 resp. 89 MPa. Při zatěžování momentem M_z byl maximální kontaktní tlak podstatně nižší (0,04 MPa) a nacházel se v místě mezi neosazenou dírou a třetím šroubem. Velikosti hodnot tlaku jsou samozřejmě ovlivněny úrovní modelu.

Tlak mezi kostí a fixátorem způsobuje narušení cévního zásobení kosti. Dochází tak ke zhoršení hojení fraktury až k nekróze kostní tkáně. Z výsledků tedy vyplývá, že v případě, kdy je možné k léčbě zlomenin použít LCP dlahy, je LCP dlaha vhodnější než klasická kompresní dlaha.

Zatížení	M_x		M_z		F_z	
Model	Model 1	Model 2	Model 1	Model 2	Model 1	Model 2
Δ_{so} [mm]	0,8	0,6	0,04	0,06	0,5	0,4
Δ_d [mm]	0,08	0,07	0,04	0,06	0,04	0,04
σ_{so} [MPa]	213	227	168	161	163	151
σ_d [MPa]	189	227	95	113	134	151
σ_s [MPa]	213	68	168	161	163	61
σ_k [MPa]	8	16	17	10	8	9
p_k [MPa]	0	170	0	0,04	0	89

Tab. 7 Výsledné maximální hodnoty modelů

Δ_{so} – maximální deformace soustavy; Δ_d – max deformace dlahy; σ_{so} – max. redukované napětí soustavy; σ_d – max. red. napětí dlahy; σ_s – max. red. napětí šroubu; σ_k – max. red. napětí kosti, p_k – kontaktní tlak

9 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo získání základních znalostí z oblasti moderních metod fixace zlomenin horní končetiny. K naplnění tohoto cíle byla zpracovaná rešeršní studie dostupné literatury. K pochopení způsobů fixace zlomenin horní končetiny bylo nezbytné získat základní znalosti z anatomie horní končetiny a historický přehled léčby zlomenin horní končetiny. Historie léčby zlomenin horní končetiny umožňuje získat přehled dřívějších a současných metod fixace horní končetiny. Fixace fraktur je závislá na charakteru zlomeniny. Součástí bakalářské práce je klasifikace zlomenin dle AO (kap. 4.1.2). U komplikovaných fraktur je často efektivní operační metoda (osteosyntéza) využívající k fixaci šrouby, hřeby, dlahy, případně jiné pomůcky. Biomechanickému posouzení dvou typů fixačních dlah, na základě výpočtového modelování, je věnována následující část bakalářské práce. Pro tyto dlahy byly vytvořeny jednoduché výpočtové modely. Jejich řešení bylo provedeno výpočtovým softwarem Ansys Workbench 18.2. Z prezentace a analýzy výsledků je zřejmé, že pomocí i jednoduchých výpočtových modelů a jejich řešení je možné prokázat biomechanické rozdíly ve funkci jednotlivých typů dlah viz kap. 7.4.

Předložená bakalářská práce splnila všechny cíle zadání.

10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] Trepanace a chirurgické operace v době kamenné [online]. 11.4.2015 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <http://magdalenazachardova.pise.cz/280-trepanace-a-chirurgicke-operace-v-dobe-kamenne.html>
- [2] Následky častějších zranění horních končetin a jejich léčení. [online]. [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <http://www.sanquis.cz/index1.php?linkID=txt166>
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd.* Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [4] Muscular System. Essential oils for...Guide [online]. 2018 [cit. 2018-04-15]. Dostupné z: <http://essentialoilsforguide.com/body-systems/muscular-system/>
- [5] Základy anatomie pohybového ústrojí [online]. 2012 [cit. 2018-04-15]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsp/s/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/roviny_smery_tela.html
- [6] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie.* Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [7] MRAZEK, M. *Biomechanická studie fixátorů aplikovaných na tibii.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 107 s. Vedoucí dizertační práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [8] Ilovevaquero [online]. 2017 [cit. 2018-04-15]. Dostupné z: <https://cs.ilovevaquero.com/obrazovanie/81445-tipy-kostey-forma-razmer-harakter-soedineniy.html>
- [9] MARIEB, Elaine N. *Anatomie lidského těla. 1. vyd.* Brno: CP Books, 2005, 863 s. ISBN 80-251-0066-9.
- [10] Lidské tělo. Latinsky.estranky [online]. 2018 [cit. 2018-04-15]. Dostupné z: <http://www.latinsky.estranky.cz/fotoalbum/kosterni-soustava/>
- [11] WENDSCHE, Peter a Radek VESELÝ. *Traumatologie.* Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-211-4.
- [12] Typy zlomenin a jejich dislokace. Wikiskripta [online]. 2017 [cit. 2018-04-15]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Typy_zlomenin_a_jejich_dislokace
- [13] DUNGL, Pavel. *Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [14] As If A Broken Bone Isn't Bad Enough.. Addmaster [online]. 2018 [cit. 2018-04-15]. Dostupné z: <https://www.addmaster.co.uk/blog/as-if-a-broken-bone-isnt-bad-enough>
- [15] Ortika [online]. 2011 [cit. 2018-04-15]. Dostupné z: <http://www.ortika.cz/ortezy/zapesti-5/or-10e-35>
- [16] ČECH, Oldřich. *Stabilní osteosyntéza v traumatologii a ortopedii. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Avicenum, 1982.
- [17] NESTROJIL, Petr. Léčení zlomenin dlouhých kostí. SANQUIS [online]. 2002(22) [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://sanquis.cz/index1.php?linkID=art701>
- [18] BARTONIČEK, Jan. Historie AO. SANQUIS [online]. 2006(46) [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=art225>
- [19] Veterinary Orthopaedics [online]. 2015 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://vetorthopaedics.com/implants/circular-external-skeletal-fixators/>
- [20] Mubeen, Basharat & Ahmed, Ikhlas & Jameel, Azher. (2015). *STUDY OF MECHANICAL PROPERTIES OF BONES AND MECHANICS OF BONE FRACTURE.*
- [21] Hydroxylapatit [online]. [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Hydroxylapatit>
- [22] Preventative Osteoporosis Care for Teenagers. AlgaeCal [online]. 23.12.2015 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <https://www.algaecal.com/expert-insights/preventative-osteoporosis-care-for-teenagers/>
- [23] VOSYNEK, P. *Deformačně-napěťová analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 89s. Vedoucí diplomové práce Ing. Tomáš Návrat, Ph.D.

- [24] KŘEN, Jiří, Josef ROSENBERG a Přemysl JANÍČEK. Biomechanika. 2. vydání. Plzeň: Západočeská univerzita, Fakulta aplikovaných věd, 2001, 380 stran : ilustrace. ISBN 80-7082-792-0.
- [25] KEAVENY, Tony M., Glen L. NIEBUR a Oscar C. YEH. BIOMECHANICS OF TRABECULAR BONE [online]. 2001 [cit. 2018-04-28].
- [26] AOTrauma's learning material [online]. [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <https://cms.aot-start.org/>
- [27] KLAPKOVÁ, A. Mechanické vlastnosti titanových slitin. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 54 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Stanislav Věchet, CSc..
- [28] Detection of Nickel Sensitivity Has Increased in North American Patch-Test Patients [online]. 2008 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <https://www.medscape.com/viewarticle/572961>
- [29] GÁL, Petr. Miniinvazivní osteosyntéza zlomenin horní končetiny u dětí. Brno: Masarykova univerzita, 2001. Sborník prací lékařské fakulty v Brně. ISBN 80-210-2548-4.
- [30] Traumatologie. Medin [online]. 2018 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://medin.cz/traumatologie>
- [31] Proximal Phalanx Frx: Percutaneous Intramedullary K Wire. Wheelless' Textbook of Orthopaedics [online]. 2012 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: http://www.wheelsonline.com/ortho/proximal_phalanx_frx_percutaneous_intramedullary_k_wire
- [32] Treatment of Metacarpal Fractures using Transverse Kirschner-wire Fixation. Wheelless' Textbook of Orthopaedics [online]. 2007 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <https://synapse.koreamed.org/search.php?where=aview&id=10.4055/jkoa.2007.42.5.608&code=0043JKOA&vmode=PUBREADER#!po=25.0000>
- [33] MAŇÁK, Pavel a Pavel DRÁČ. Osteosyntézy a artrodézy skeletu ruky. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3873-4.
- [34] X wire [online]. 2012 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://abs.orthofix.it/db/resources/XW-0401-PL-E0.pdf>
- [35] CERCLAGE WIRING / TENSION BAND WIRING / LISTER LOOP. Surgical Art [online]. [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: <http://www.surgical-art.com/ch-7/>
- [36] Targon® PH – proximální humerus. BBRAUN [online]. [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <https://www.bbraun.cz/cs/products/b/targon-ph-proximalnihumerus.html>
- [37] Titanium elastic nail system: Surgical technique [online]. 2017 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/DSUSTRM09161030_TiElasticNail_Sys_TG2_150dpi.pdf
- [38] Hackethal Bundle Nailing with Intramedullary Elastic Nails in the Treatment of Two- and Three-Part Fractures of the Proximal Humerus: Initial Experience at Al Razi Hospital, Kuwait [online]. [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/1609/e02a2554d78d911e2ede7be5d7b46150d85e.pdf>
- [39] Non-unions after Fixation of Humeral Fractures Using Hackethal's Bundle Nailing Technique. Semantic scholar [online]. [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Non-unions-after-Fixation-of-Humeral-Fractures-Obruba-Rammelt/dc4559519272792ae78644642e43ab34c4ecafc4>
- [40] General Principles of Internal Fixation. Medscape [online]. 2018 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1269987-overview#a3>
- [41] Acumed [online]. [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: <http://www.acumed.net/products/screw-pin/acutrak-2/acutrak-2-standard>
- [42] Product brochure: Zimmer Biomet [online]. 2016 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <http://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zimmer-biomet/medical-professionals/trauma/max-vpc-screw-system/max-vpc-screw-system-brochure.pdf>
- [43] Technique guide: Synthes [online]. [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUSA/SUTG2.4-3.0HeadlessCmpScrewJ6512D.pdf>

- [44] Cannulated Compression Screw. Stryker [online]. 2017 [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <https://www.stryker.com/us/en/trauma-and-extremities/products/twinfix-cannulated-compression-screw.html>
- [45] PILNÝ, Jaroslav a Igor ČIŽMÁŘ. Chirurgie zápěstí. Praha: Galén, c2006. ISBN 80-7262-376-1.
- [46] Principles and Clinical Application of the Locking Compression Plate (LCP) [online]. [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: http://www.achot.cz/dwnld/0604_221.pdf
- [47] Plating. Stryker [online]. [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <https://www.stryker.com/us/en/trauma-and-extremities/systems/plating.html>
- [48] Synthes Screw Reference Chart [online]. 2002 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <http://www.cambridgeorthopaedics.com/easytrauma/classification/commonfiles/Synthes%20screws.pdf>
- [49] MARKUS J. TINGART, MARIA APRELEVA, DIETRICH VON STECHOW, DAVID ZURAKOWSKI, JON J. WARNER. The cortical thickness of the proximal humeral diaphysis predicts bone mineral density of the proximal humerus [online]. 2013 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/66e8/23dd5e577158380ec0e98ada41c8286bcd2d.pdf>
- [50] Titanium Alloys - Ti6Al4V Grade 5 [online]. [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1547>
- [51] Simulation of the mechanical interlocking capacity of a rough bone implant surface during healing [online]. 2015 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4440247/>
- [52] Grover, Prateek, "Quantitative Biomechanical Evaluation of Upper Extremity: Strain Behavior of the Humerus Diaphysis Under Loading" (2012). Dissertations (2009 -). Paper 213. http://epublications.marquette.edu/dissertations_mu/213
- [53] KOLB, Werner a Ulrich HINDELANG. Analyses of eight internal fixation techniques of a fracture of the distal humerus by nonlinear FEMSimulation, evaluating the generalized force deflection behavior in comparison to an intact bone [online]. 2009 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/c7e5/136896c93a2a858f0e7cceab9ba1a25ea424.pdf>
- [54] Academic. Ansys [online]. 8.4.2018 [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: <https://studentcommunity.ansys.com/thread/numerical-problem-size-limits-with-a-model-that-should-run/>

11 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Základní anatomická poloha [4]	18
Obr. 2 Roviny lidského těla [3]	19
Obr. 3 Směry lidského těla [5].....	20
Obr. 4 Stavba kostní tkáně [7]	21
Obr. 5 Typy kostí [8]	21
Obr. 6 Stavba dlouhé kosti [9].....	22
Obr. 7 Cévní zásobení dlouhé kosti [3].....	23
Obr. 8 Kostí horní končetiny [10].....	24
Obr. 9 Zlomeniny [12]	25
Obr. 10 Fixace sádrou [14].....	26
Obr. 11 Fixace ortézou [15].....	26
Obr. 12 Historický přehled dlah [16]	27
Obr. 13 Danisova kompresní dlah s bočním šroubem [16]	27
Obr. 14 Zevní svorková fixace [16].....	28
Obr. 15 Ilizarův zevní fixátor [19].....	28
Obr. 16 Závislost obsahu vápníku na věku člověka (převzato z [22])	29
Obr. 17 Zavedení kolmo na osu (převzato z [32])	32
Obr. 18 Intramedulární zavedení [31].....	32
Obr. 19 Vlastnosti drátu Xwire (převzato z [34])	33
Obr. 20 Technika 90/90 (vlevo) a Listerova technika (vpravo) [35]	33
Obr. 21 Princip tahové cerkláže na fraktuře olekranonu [26]	34
Obr. 22 Hřeby firmy MEDIN, a.s., [30].....	34
Obr. 23 Elastické hřeby (převzato z [37])	35
Obr. 24 Hřebování podle Hackethala (převzato z [38])	35
Obr. 25 Základní rozdělení šroubů podle typu a velikosti (převzato z [26]).....	35
Obr. 26 Aplikace tahových šroubů na ruce [42].....	36
Obr. 27 Fixace kortikálním šroubem kolmo na lomnou linii [40]	36
Obr. 28 Kanalizovaný šroub s vodicím drátem [26]	36
Obr. 29 Aplikace Herbertova šroubu [45].....	37
Obr. 30 Šrouby Herbertova typu.....	37
Obr. 31 Komprese kostních fragmentů (převzato z [26]).....	37
Obr. 32 Fixace zlomenin horní končetiny dlahami Stryker (převzato z [47])	38
Obr. 33 Rozdíl povrchů dlah DCP (A) a LC-DCP (B) [40]	38
Obr. 34 Rozdílné otvory dlah (převzato z [26]).....	39
Obr. 35 Tvarování rekonstrukční dlahy [26]	39
Obr. 36 Spojení dlahy (růžová) s kostí (fialová) [40]	39
Obr. 37 - Základní rozdělení rámu [11]	40
Obr. 38 Geometrie dlahy	41
Obr. 39 Geometrie šroubu	41
Obr. 40 Model soustavy	42
Obr. 41 Uložení šroubů	43
Obr. 42 Uložení kosti	43
Obr. 43 Model zatížení.....	44
Obr. 44 Diskretizace modelu (vlevo), zjemnění neosazených děr (vpravo).....	45
Obr. 45 M_{x1} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy.....	46
Obr. 46 M_{x1} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)	46
Obr. 47 M_{x1} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo).....	47
Obr. 48 M_{x2} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy.....	47
Obr. 49 M_{x2} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)	48
Obr. 50 M_{x2} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo).....	48
Obr. 51 M_{x2} – kontaktní tlak; kontaktní rovina (vlevo), detail (vpravo)	48
Obr. 52 M_{z1} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy	49
Obr. 53 M_{z1} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)	49

Obr. 54 M_{z1} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo).....	49
Obr. 55 M_{z2} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy.....	50
Obr. 56 M_{z2} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)	50
Obr. 57 M_{z2} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo).....	50
Obr. 58 M_{z2} – kontaktní tlak; kontaktní rovina (vlevo), detail (vpravo)	51
Obr. 59 F_{z1} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy	51
Obr. 60 F_{z1} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)	51
Obr. 61 F_{z1} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo).....	52
Obr. 62 F_{z2} – redukované napětí (vlevo) a posuv v ose Z (vpravo) soustavy	52
Obr. 63 F_{z2} – redukované napětí dlahy; horní pohled (vlevo), dolní pohled (vpravo)	52
Obr. 64 F_{z2} – redukované napětí šroubu (vlevo) a kosti (vpravo).....	53
Obr. 65 F_{z2} – kontaktní tlak; kontaktní rovina (vlevo), detail (vpravo).....	53

12 SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Hmotnostní a objemové rozložení složek v kosti [20].....	28
Tab. 2 Mechanické vlastnosti kortikalis [23]	29
Tab. 3 Mechanické vlastnosti spongiozy naměřené na femuru [25].....	30
Tab. 4 Mechanické vlastnosti materiálů (převzato z [26] a [27]).....	30
Tab. 5 Použité materiálové hodnoty	42
Tab. 6 Počet prvků a uzlů jednotlivých modelů	45
Tab. 7 Výsledné maximální hodnoty modelů.....	54

13 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A HLAVNÍCH SYMBOLŮ

HMH	Hypotéza Huber, von Mises, Hencky
LC-DCP	Low contact - dynamic compression plate (dynamická kompresní dlahá s nízkým kontaktem)
RTG	Rentgen
Al	Hliník
Nb	Niob
Ti	Titan
V	Vanad

Ostatní použité zkratky a symboly jsou vysvětleny vždy přímo v textu.