

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

**FAKULTA STROJNÍ**

**Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**



## **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

Hodnocení opotřebení fréz pro osteosyntézu dlouhých kostí  
dolní končetiny

Praha 2019

Kristýna Kubášová

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kubášová** Jméno: **Kristýna** Osobní číslo: **437084**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**  
Studijní program: **Strojní inženýrství**  
Studijní obor: **Biomechanika a lékařské přístroje**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Hodnocení opotřebení fréz pro osteosyntézu dlouhých kostí dolní končetiny**

Název diplomové práce anglicky:

**Evaluation of Wear Milling Cutters Used for Osteosynthesis of Long Bones of Lower Extremity**

Pokyny pro vypracování:

1. Proveďte literární rešerši na téma využití hřebování při osteosyntéze dlouhých kostí a opotřebení používaných nitrodřeňových fréz.
2. Navrhněte metodiku a vhodné přípravy pro hodnocení opotřebení fréz používaných pro osteosyntézu.
3. Realizujte experimenty se třemi sadami fréz a analyzujte hodnocené parametry.
4. Zpracujte a interpretejte získané výsledky, formulujte závěry.

Seznam doporučené literatury:

1. Staroveski T., et al. Drill wear monitoring in cortical bone drilling. *Medical Engineering & Physics*, 37 (6), 2015
2. Alam K., Mitrofanov A. V., Silberschmidt V. V. Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone. *Medical Engineering and Physics*, 33 (2), 2011, 234-239.
3. Allan W., Williams E. D., Kerawala C. J. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43 (4), 2005, 314-319.
4. Jochum R. M., Reichart P. A. Influence of multiple use of timedur®-titanium cannon drills: Thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clinical Oral Implants Research*, 11 (2), 2000, 139-143.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

**Ing. Radek Sedláček, Ph.D., odbor biomechaniky FS**

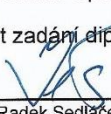
Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

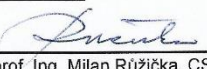
**doc. Ing. Lukáš Horný, Ph.D., odbor biomechaniky FS**

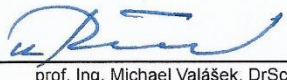
Datum zadání diplomové práce: **15.04.2019**

Termín odevzdání diplomové práce: **16.08.2019**

Platnost zadání diplomové práce: \_\_\_\_\_

  
Ing. Radek Sedláček, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

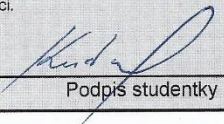
  
prof. Ing. Milan Růžička, CSc.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

  
prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

30.4.2019  
Datum převzetí zadání

  
Podpis studentky

# Anotační list

**Jméno autora:** Kristýna Kubášová

**Fakulta:** Fakulta strojní

**Zadávací ústav:** Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

**Studijní program:** Strojní inženýrství

**Studijní obor:** Biomechanika a lékařské přístroje

**Rok:** 2019

**Název diplomové práce:** Hodnocení opotřebení fréz pro osteosyntézu dlouhých kostí dolní končetiny

**Název diplomové práce anglicky:** Evaluation of Wear Milling Cutters Used for Osteosynthesis of Long Bones of Lower Extremity

**Vedoucí práce:** Ing. Radek Sedláček, Ph.D.

**Konzultant práce:** doc. Ing. Lukáš Horný, Ph.D.

<b>Bibliografické údaje:</b>	počet stran	70
	počet obrázků	60
	počet tabulek	7
	počet příloh	4

**Klíčová slova:** osteosyntéza; nitrodřeňové hřeby; opotřebení; frézy; experiment

**Key words:** osteosynthesis; intramedullary nails; wear; milling cutters; experiment

## Anotace:

Tato diplomová práce se zabývá problematikou opotřebení nitrodřeňových fréz na vyvrtávání děr pro hřeby používané pro osteosyntézu dlouhých kostí dolních končetin. Po stíženostech lékařů na zvyšující se odpor a celkovou změnu vlastností, které jsou způsobeny opětovným použitím nástroje, jsme navrhli metodiku, kterou budeme tento problém ověřovat a kvantifikovat. Samostatný experiment probíhal na třech typech fréz, lišících se svým průměrem. Pomocí statistických testů jsme porovnávali přítláčnou sílu a kroutící moment před a po opotřebení. Ve většině případů bylo prokázáno významné zvýšení kroutícího momentu i přítláčné síly.

## Abstract:

This diploma thesis deals with wear of intramedullary milling cutters for the drilling of nail holes used for osteosynthesis of lower limbs long bones. After the reuse the instrument, the resistance increases and its properties total change, we have designed a suitable methodology to verify and quantify this problem. The experiment was carried out on three types of milling cutters. Using statistical tests, we compared pressure force and torque before and after wear.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala zcela samostatně a použila jsem pouze podklady uvedené v příloženém seznamu.

Souhlasím s použitím tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne 16. 8. 2019

.....

Podpis

## **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Radkovi Sedláčkovi, Ph.D. za odbornou pomoc při realizaci experimentu, cenné rady při vyhodnocování a trpělivost při zpracování této práce. Poděkování patří také panu doc. Ing. Lukáši Hornému, Ph.D. za odborné konzultace při statistickém vyhodnocení. Dále bych ráda poděkovala panu Ing. Bc. Zdeňkovi Padovcovi, Ph.D. za pomoc při tvorbě simulací a MKP výpočtů.

# Obsah

1	Úvod.....	9
2	Teoretická část.....	10
2.1	Struktura kosti.....	10
2.1.1	Remodelace .....	10
2.1.2	Makrostruktura .....	11
2.1.3	Mechanické vlastnosti .....	14
2.1.4	Mechanismy selhání a porušení .....	16
2.2	Osteosyntéza a léčba zlomenin dlouhých kostí .....	18
2.3	Nitrodřeňové hřeby.....	19
2.4	Operační postupy .....	23
2.5	Flexibilní frézy .....	25
2.6	Experimentální metody sledování opotřebení nástrojů .....	28
3	Návrh metodiky a přípravku .....	29
3.1	Použitá zařízení.....	29
3.2	Návrh konstrukce a MKP analýza přípravku na realizaci experimentu .....	30
3.2.1	Návrh konstrukce přípravku pro uchycení vrtačky .....	30
3.2.2	MKP analýza a následná optimalizace.....	32
3.2.3	Konstrukce dalších dílů pro uchycení obrobku.....	42
3.2.4	Sestava.....	47
3.3	Návrh rezných podmínek a posuvů .....	47
3.4	Simulované opotřebení .....	48
3.5	Návrh statistických metod pro vyhodnocení .....	48
4	Realizace vrtacích experimentů .....	50
5	Hodnocení podmínek při zavrtávání a opotřebení hřebů .....	52
5.1	Průběh zatěžování.....	52

5.2	Statistické testy .....	55
6	Výsledky.....	57
7	Závěr.....	61
8	Zdroje .....	62
	Seznam obrázků .....	66
	Seznam tabulek .....	69
9	Přílohy .....	70

## Seznam použitých symbolů a zkratek

CF [N] .....	koncentrovaná síla (MKP)
d [mm] .....	průměr
E [MPa] .....	modul pružnosti v tahu
n [ot/min] .....	otáčky
S [MPa] .....	normálové napětí (MKP)
$u_1$ [mm] .....	posunutí v ose x (MKP)
$u_2$ [mm] .....	posunutí v ose y (MKP)
$u_3$ [mm] .....	posunutí v ose z (MKP)
$u_{\max}$ [mm] .....	maximální průhyb
$u_{osa}$ [mm] .....	průhyb v ose vrtání
$v_o$ [mm/s] .....	obvodová rychlost
$v_p$ [mm/min] .....	rychlost posuvu
$\nu$ [-] .....	Poissonovo číslo
$\varphi$ [°] .....	úhel natočení nástroje
$\omega$ [s <sup>-1</sup> ] .....	úhlová rychlost
BMU .....	basic multicellular unit (základní mnohobuněčná jednotka)
CMP .....	cévní mozkové příhody
Hypertenze .....	zvýšený krevní tlak
ICHS .....	ischemická choroba srdeční
IM .....	infarkt myokardu
MKP .....	metoda konečných prvků



# 1 Úvod

Při léčení komplikovaných zlomenin dlouhých kostí, např. kosti stehenní, může dojít k situaci, kdy je nutná oprava pomocí implantovaného hřebu. Jedná se o postup zvaný osteosyntéza, při němž se hřeb stává oporou pro hojení tkáně po celé délce kosti. Významným faktorem, který ovlivňuje jak průběh operace, tak následný proces hojení, je poranění vzniklé odfrézováním dřevné dutiny pro průchod hřebu. Závažným technologickým aspektem implantace je odběr třísky tkáně při vrtání (resp. frézování) a s ním spojený vznik tepla. Právě opotřebením způsobuje nejvyšší generování tepla vzniklé při tření ploch nástroje o kostní tkáň.

Hlavním problémem a zároveň podnětem pro tento projekt bylo zjištění lékařů (ortopedů a chirurgů), že při opětovaném použití nástroje pociťují větší odpor. Obecně vzato, v České republice, neexistuje nástroj, který by uměl objektivizovat a kvantifikovat míru opotřebením těchto chirurgických nástrojů. Opotřebením je doposud posuzováno pouze senzoryckým hodnocením lékařů. Z tohoto důvodu byl vytvořen koncept, který bude ověřovat, kvantifikovat a hodnotit míru opotřebením instrumentária, konkrétně nitrodřevných fréz.

Práce vznikla na základě spolupráce firmy MEDIN, a.s. a Fakulty strojní ČVUT v Praze, konkrétně Ústavu mechaniky, biomechaniky a mechatroniky. Je součástí řešení grantového projektu MPO TRIO č. FV30348 – Vývoj nové generace hřebů pro osteosyntézu dlouhých kostí dolní končetiny.

Cílem této práce je navrhnout a ověřit metodiku, včetně volby vhodných parametrů, která bude prokazovat způsobené opotřebením. Součástí je i konstrukční návrh přípravků, pro uchycení nástrojů a obrobku.

Navržená metodika je prvním krokem v dalším postupu kvantifikace a měření opotřebením. Měla by být schopna, pomocí námi navržených parametrů, objektivně posoudit míru poškození a opotřebením. Následně by měla sloužit pro nastavení intervalu použitelnosti nástrojů při operacích. To znamená, jaké množství (délku) dutiny je možné vrtat jedním nástrojem, aniž by mohlo docházet k trvalému ovlivnění či dokonce poškození okolní tkáně. Jak již z názvu vyplývá, tento projekt („Vývoj nové generace hřebů pro kostní osteosyntézu dlouhých kostí dolní končetiny“) nemyslí jen na dosud používané nástroje, očekává se hlavně postup ve vývoji nových fréz, s novou geometrií a tvarem, které by mohly tomuto problému čelit lépe.

## 2 Teoretická část

### 2.1 Struktura kosti

Kost je složitá hierarchicky uspořádaná strukturovaná rodina materiálů, která zahrnuje sítě buněk i jejich propojení pro buněčné procesy. Kostní tkáň se skládá z 50–60 hm.% anorganické matrice (minerály, většinou vápenaté krystaly bioapatitu), z 30–40 hm.% organické matrice (kolagen typu I, proteoglykany, vázaná voda) a z 10–20 hm.% vody. Anorganická část poskytuje tuhost a organická pevnost v tahu. V kostní tkáni nalezneme čtyři typy buněk: osteoblasty<sup>1</sup>, buňky kostní výstelky, osteocyty<sup>2</sup> a osteoklasty<sup>3</sup> [11, 19, 21].

#### 2.1.1 Remodelace

Kost provádí důležité funkce v těle, jako je pohyb, podpora a ochrana měkkých tkání, skladování a uchování vápníku a fosfátů. Navzdory svému pasivnímu vzhledu je kost vysoce dynamický orgán, který je kontinuálně resorbován osteoklasty a formován osteoblasty. Přestavba kostí je velmi složitý proces, kterým je stará kost nahrazena novou kostí, v cyklu složeném z tří hlavních fází (viz Obrázek 1):

- A) zahájení kostní resorpce osteoklasty (resorpční fáze),
- B) přechod (reverzní fáze) od resorpce k nové tvorbě kosti.
- C) tvorba kosti osteoblasty (formační fáze)

K tomuto procesu dochází v důsledku koordinovaných akcí osteoklastů, osteoblastů, osteocytů a buněk kostní výstelky, které společně tvoří dočasnou anatomickou strukturu tzv. základní mnohobuněčnou jednotku (BMU<sup>4</sup>) [21].

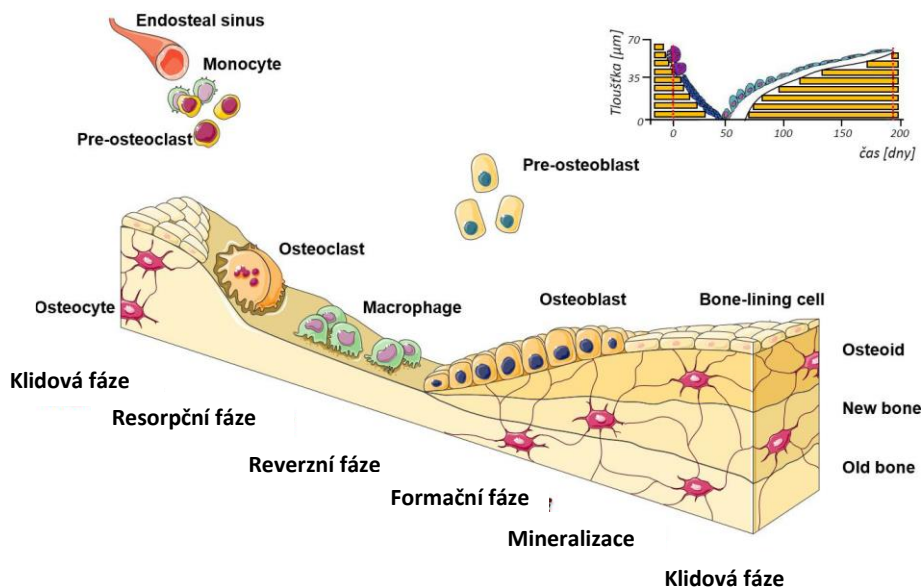
---

<sup>1</sup> Osteoblast – buňka – tvorba nové kostní tkáně

<sup>2</sup> Osteocyt – buňka – základní buňka zralé kosti

<sup>3</sup> Osteoklast – buňka – odbourává kostní tkáň

<sup>4</sup> Osteoblasty spolu s osteoklasty a remodelovanými pakety udávají základní mnohobuněčnou jednotku remodelace kosti. Umožňuje sledovat aktivitu osteoblastů a osteoklastů. V klidovém stavu je přibližně 20 % jejich aktivity ve spongiózní kosti a 5 % v kortikální.

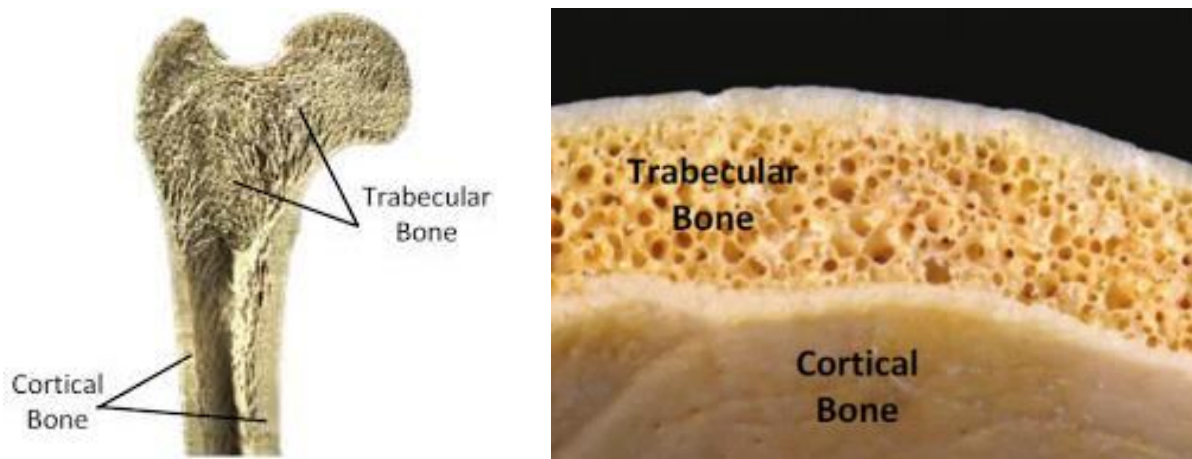


Obrázek 1 – Ilustrace procesu remodelace [25]

Normální remodelace kosti je nezbytná pro hojení zlomeniny a adaptace kostry na mechanické poškození, stejně jako vápenatá homeostáza. Na druhé straně nerovnováha kostní resorpce a tvorby vede k mnoha onemocněním kosterní soustavy. Například nadměrná resorpce osteoklasty bez odpovídajícího množství nezformované kosti osteoblasty přispívají ke ztrátě kostní hmoty a osteoporóze [21].

### 2.1.2 Makrostruktura

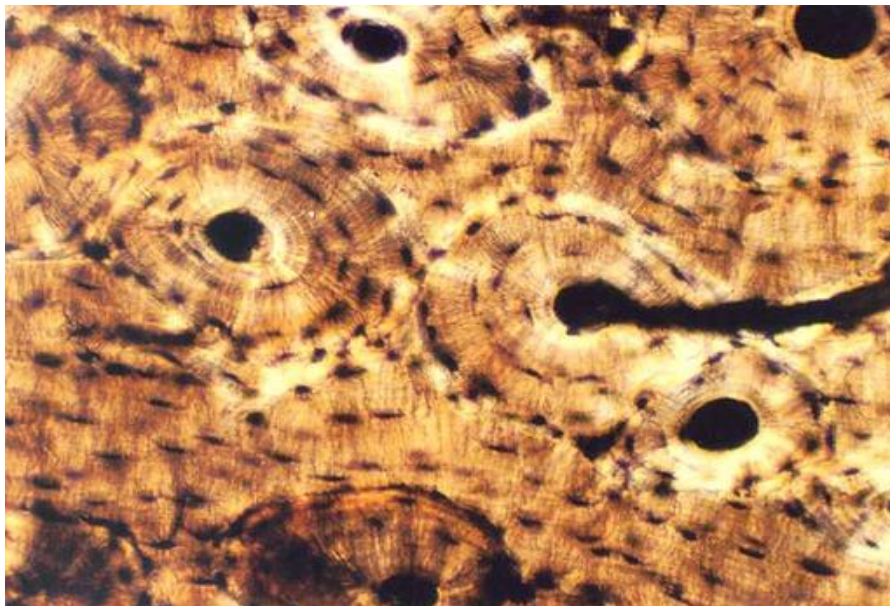
Kostní tkáň sestává ze dvou typů ve stejné specifické kosti, **trabekulární (spongiózní)** a **kortikální (kompaktní)** (viz Obrázek 2). Trabekulární tkáň je metabolicky aktivnější, protože má asi osm až desetkrát větší celkovou plochu povrchu než kortikální tkáň a tyto povrchy jsou z velké části pokryty kostními buňkami, které jsou zodpovědné za tvorbu nových kostí a kostní resorpci (degradaci). Každá jednotlivá kost obsahuje oba typy kostní tkáně, ale typicky na různých místech uvnitř kosti. Například dlouhé kosti, jako je femur, obsahují mnohem více trabekulární tkáně na obou koncích poblíž kyčelního nebo kolenního kloubu (epifýzy), naopak mnohem větší podíl kortikální kosti se nachází mezi těmito klouby (v oblasti diafýzy). Toto rozlišení je důležité, protože většina zlomenin kostí nastává tam, kde existuje více metabolicky aktivní trabekulární kostní tkáně [19, 20].



Obrázek 2 – Řez kostí – Kortikální kost (Cortical Bone) a trabekulární kost (Trabecular Bone) [26]

### Kortikální (kompaktní) kost

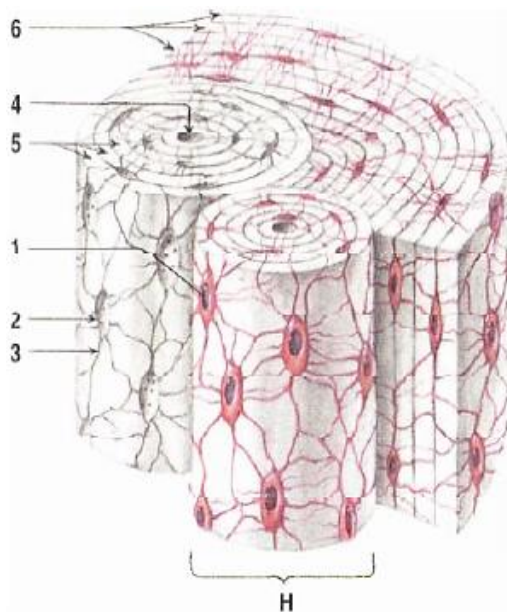
Kortikální kost je hustá mineralizovaná tkáň, která obklopuje trabekulární kost v epifýzách a nachází se také v diafýzách dlouhých kostí. Skládá se především ze soustředných kostních lamel uspořádaných kolem krevních cév tvořících osteony a intersticiální oblasti (viz Obrázek 3). Vyznačuje se makroporozitou kolem 5–15 %, která je orientována hlavně podél směru osteonů<sup>5</sup>. Paralelní kolagenová vlákna v po sobě následujících lamelách jsou orientována přibližně v pravých úhlech vůči sobě. Trubicovité osteony jsou v kompaktní kosti uloženy rovnoběžně s dlouhou osou, případně mohou být i zahnuty do oblouku. Právě na tomto naklonění závisí i pevnost [19, 22].



Obrázek 3 – Struktura kompaktní kosti [32]

<sup>5</sup> Osteon – Komplex až 20 soustředných lamel s centrálním Haversovým kanálkem (Haversův systém), obsahuje cévy a nervy.

Dalšími útvary, důležitými pro růst a funkci kompaktní kosti jsou Volkmanovy kanálky<sup>6</sup> a lakuny<sup>7</sup> (více viz Obrázek 4) [19, 22].



Obrázek 4 – Ilustrace kompaktní kosti – H – Haversův systém (osteon), 1 – osteocyt, 2 – lakuma, 3 – kanálek, 4 – Haversův kanálek osteonu, 5 – koncentrické lamely osteonu, 6 – povrchové (plášťové) lamely kosti [27]

Díky vysoké hustotě má kortikální kost dobré mechanické a strukturní vlastnosti. Tloušťka a hustota kortikální kosti se mění v závislosti na mechanickém zatížení, nicméně je může ovlivňovat řada dalších faktorů (genetické dispozice, osteoporóza atd.). Tento typ architektury výborně odolává ohybu, torznímu a smykovému namáhání [19, 20, 22, 23].

### **Trabekulární (spongiózní) kost**

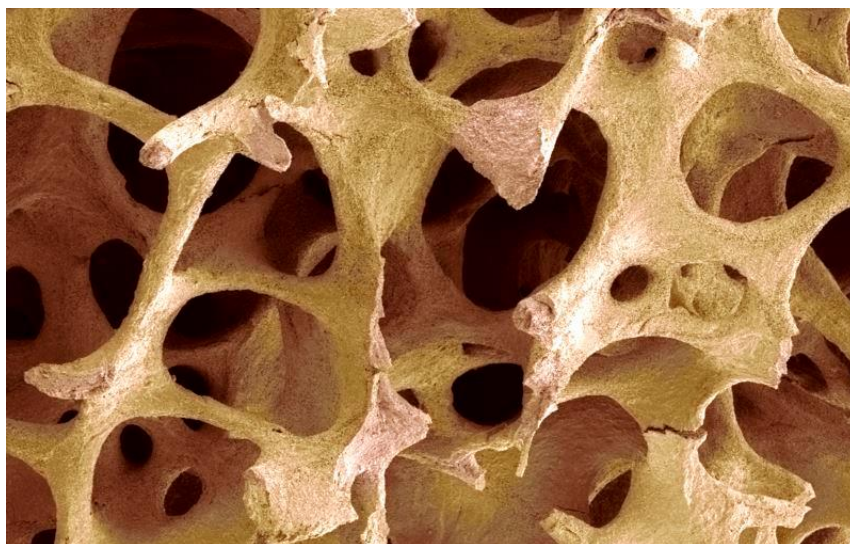
Trabekulární kost se nachází na vnitřku kostí přiléhajících k dutině kostní dřene. Je přibližně z 80 % porézní a vykazuje méně než 10 % pevnosti v tlaku a méně než 5 % modulu pružnosti kortikální kosti. Trabekulární kost však vykazuje vyšší povrchovou plochu než kortikální kost a je považována za důležitější pro jejich funkci, jako je homeostáza vápníku a regulace acidobazické rovnováhy. Tvoří ji trámečky kosti, které jsou propojeny do společné sítě, jejich lamely jsou tenké a ploché (viz Obrázek 5). Směr a uspořádání trabekul a trámců v kosti odpovídá trajektoriím spojujícím místa s nejvyšším zatížením<sup>8</sup>, tzv. kostní trajektorie. Kost se přestavuje ve směru těchto trajektorií, jedná se o architekturu spongiózní kosti (viz Obrázek 6) [22, 27].

<sup>6</sup> Volkmanovy kanálky – Příčné kanálky pro přívod cév.

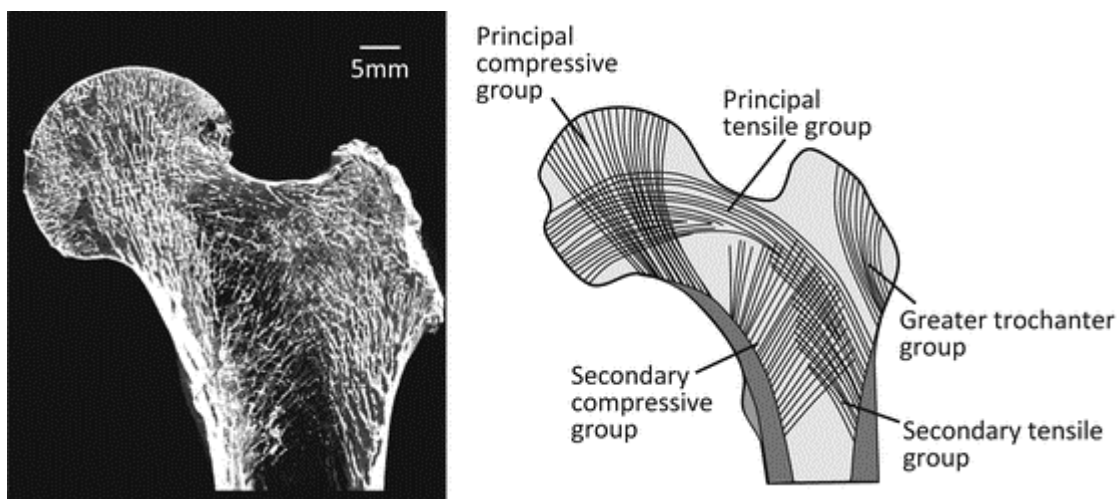
<sup>7</sup> Lakuny – Mělké jamky obsahující osteoblasty a osteocyty – dochází v nich ke tvorbě kosti.

<sup>8</sup> Wolfův zákon – V důsledku změn funkčních nároků dojde v kosti k přestavbě vnitřní architektury, a právě tak i druhotně k změně zevního tvaru kosti [34]





Obrázek 5 – Struktura trabekulární kosti [30]

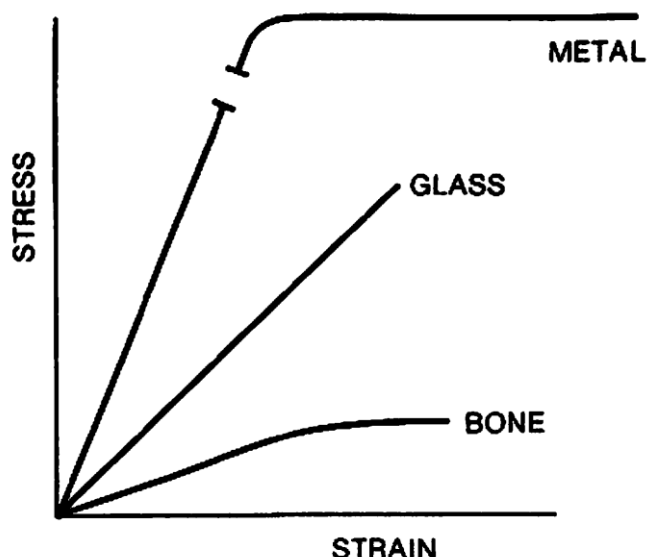


Obrázek 6 – Architektura spongiózní kosti dle Wolfova zákona – průběh trámečků v horním konci stehenní kosti [31]

### 2.1.3 Mechanické vlastnosti

Obecně je kost dobrý kompozitní materiál, který má pevnost vyšší než jedna z jejích složek, apatit nebo kolagen. Měkčí (nízko modulární) kolagen zabraňuje tomu, aby tuhý (vysoko modulární) apatit prošel křehkým lomem, zatímco apatit působí jako pevný skelet [28].

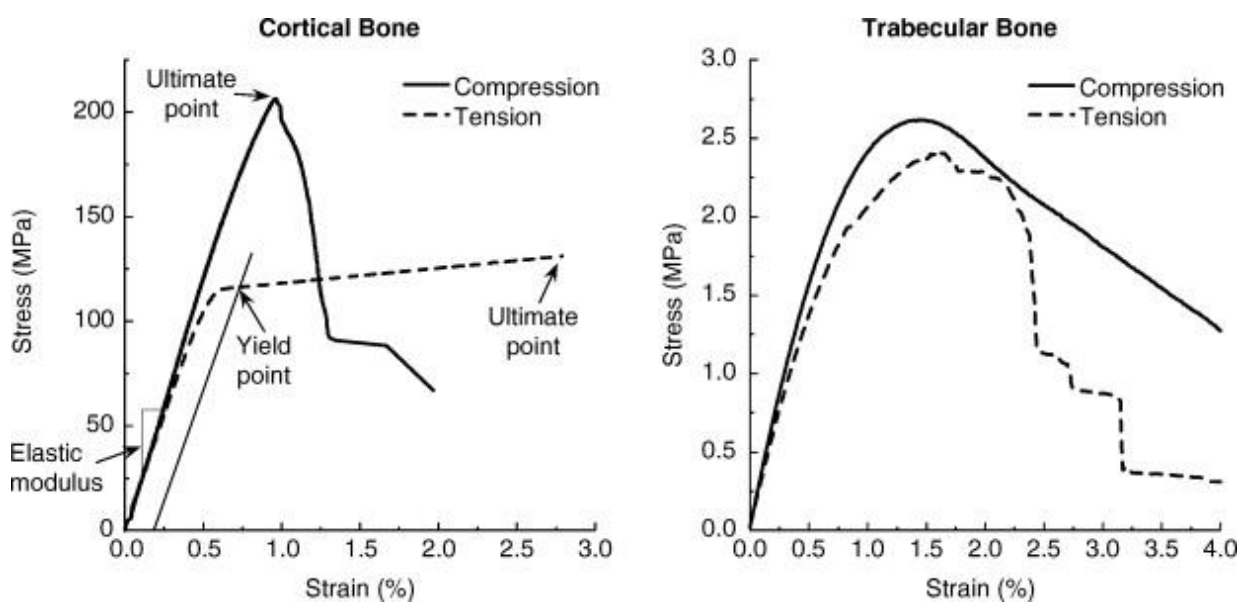
Zdánlivě jednoduché vlastnosti, jako je pevnost kostí, tuhost a absorpce deformační energie, závisí nejen na materiálových vlastnostech kosti (např. složení, mikroskopická morfologie kostních složek, vazby mezi vlákny a matricemi a vazby v místech kontaktu vláken), ale také na strukturních vlastnostech (např. geometrie celé kosti, délka kosti a zakřivení kosti). Dále je dobře známo, že pevnost kosti se mění s věkem, pohlavím a umístěním kosti v těle [28].



Obrázek 7 – Ilustrativní tahový diagram pro porovnání kosti, skla a kovu [28]

Tuhost, reprezentovaná modulem pružnosti (směrnice tečny získané ze závislosti napětí – poměrná deformace v elastické oblasti) je důležitým parametrem materiálu, který udává množství deformace na provedeném zatížení. Kost se v tomto srovnání (viz Obrázek 7) chová spíše jako sklo, tzn. láme se křehkým lomem – při malých deformacích. Plastická deformace zlomené kosti je minimální, což je velmi přínosné pro léčbu a nápravu zlomenin [28].

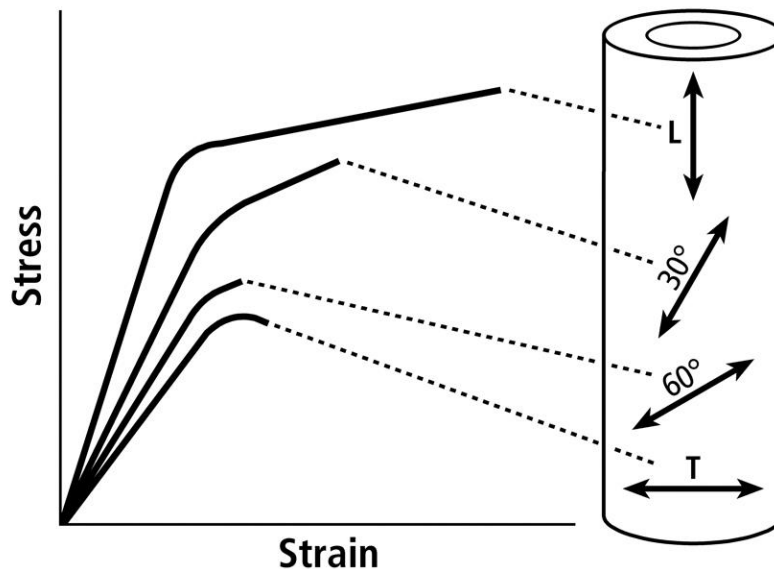
U kortikální kosti jsou křivky napětí – deformace (viz Obrázek 8) poměrně nízké při nízkých hodnotách napětí, což umožňuje reprodukovatelné měření modulu přímo. Naproti tomu trabekulární kost vykazuje nelinearitu i při nízkém napětí a je třeba věnovat pozornost výpočtu sklonu křivky způsobem, který je standardizován napříč vzorky a experimenty [24,28].



Obrázek 8 – Tahový (tlakový) diagram kortikální (vlevo) a trabekulární kost (vpravo) [24]

## 2.1.4 Mechanismy selhání a porušení

Většina typů kostní tkáně vykazuje **elastickou anizotropii** (viz Obrázek 9) v tom, že modul pružnosti se liší v závislosti na směru aplikovaného zatížení. V nejobecnějším případě je typem anizotropie, kterou vykazuje kostní tkáň, ortotropie. Což znamená, že podél každého ze tří vzájemně kolmých směrů existuje jiný modul pružnosti [24, 28].



Obrázek 9 – Ilustrativní tahový diagram pro znázornění anizotropie kosti [29]

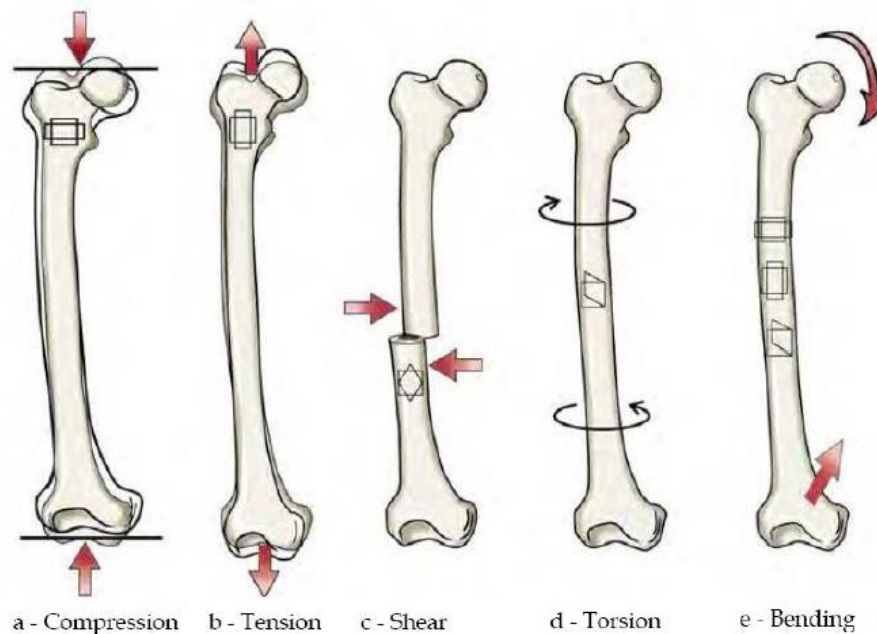
Kost při výkonu své funkce musí odolat složitému vzoru uložených sil. Ve statické situaci kost odolává zejména gravitačním silám, podporuje váhu těla a doprovodnou svalovou činnost nezbytnou pro udržení dané statické polohy. V dynamickém režimu, jako například během lokomoce nebo atletické aktivity, mohou být tyto síly mnohokrát zvětšeny a mohou být všesměrové [28].

Vlastní a vnější síly působí mikroskopické deformace kosti. Stupeň deformace je závislý na velikosti uložené síly, geometrii kosti (velikost, tvar, průměr, zakřivení) a materiálových vlastnostech kosti (kortikální nebo spongiózní). Je zřejmé, že pokud velikost uložených sil v kosti překročí konečnou sílu této kosti, bude mít za následek katastrofické selhání. Přesněji řečeno, fraktura kosti nastává v okamžiku, kdy je překročena schopnost kosti absorbovat deformační energii [28].

Mechanismy selhání jsou dány nejen povahou aplikovaného zatížení, ale také složením a mikrostrukturou tkáně, mírou a frekvencí zatížení. Kortikální kost i trabekulární kost jsou silnější v tlaku než v tahu, což odráží skutečnost, že anorganická fáze je silnější v kompresi než v tahu. Organická fáze přispívá k tažnosti a houževnatosti tkání [24, 28].



Tah, tlak, smyk, krut a ohyb představují jednoduché režimy zatížení. Kost je v těle namáhána všemi způsoby zatěžování (viz Obrázek 10). Zlomeniny mohou vznikat při vlivu těchto jednotlivých typů namáhání, avšak v klinické praxi jsou nejčastěji způsobeny jejich kombinacemi. To není překvapující, když se vezme v úvahu, že způsob zatížení je určen směrem aplikace zatížení a že v případě zlomeniny kosti způsobené traumatem (např. automobilem) neexistuje prakticky žádné omezení pro aplikovanou orientaci zatížení (nebo velikost) [28].



Obrázek 10 – Základní typy namáhání kosti - (zleva) tlak, tah, smyk, krut, ohyb [33]

Houževnatost je definována jedním ze dvou způsobů, buď jako množství energie, které může vzorek absorbovat před úplnou zlomeninou nebo jako odolnost tkáně vůči iniciaci a šíření trhliny (často označována jako lomová houževnatost). Mikrostruktura kostní tkáně také hraje roli, růst trhlín často iniciuje u pórů (lakuny a Volkmanovy kanálky). Porušení tkáně způsobené různými typy zatížení vyvolává v kosti jiné mikroskopické efekty – může docházet k odlupování (tah), vytahování osteonů (tah), šikmé praskání osteonů (tlak a smyk) apod. [24, 28].

Zlomeniny se rozdělují do tří obecných kategorií na základě energie potřebné k jejich vzniku: nízkoenergetické, vysokoenergetické a velmi vysokoenergetické zlomeniny. Příkladem typického nízkoenergetického lomu může být trauma vzniklé následkem pádu na chodník. Fraktury s vysokou energií jsou běžně pozorovány po traumatu automobilu a zlomeniny s velmi vysokou energií jsou spojeny výhradně se střelnými zraněními, které mají vysokou ústřovou rychlost [28].

Únavová zlomenina je fenomén pozorovaný v mnoha systémech materiálů včetně kostí. Na rozdíl od výše uvedených zlomenin kostí, při nichž selhání následovalo statické zatížení kosti nad rámec jejího maximálního napětí, jsou únavové zlomeniny způsobeny opakovaným zatížením kosti v rozsahu nižším, než je konečná pevnost kosti. Objevují se po delších intervalech namáhavé aktivity, při které jsou cyklické zátěže spojené se svalovou únavou (vyčerpání) [28].

## 2.2 Osteosyntéza a léčba zlomenin dlouhých kostí

Z historického hlediska se léčením zlomenin zabývali lidé a lékaři již dlouhou dobu. První zmínky sahají až k dobám starověkého Řecka a Říma. Kdysi se zlomeniny léčily konzervativním způsobem, tzn. znehybněním pomocí zevních dlah z nejrůznějších materiálů, často dřevěných a různých obvazů. Donedávna se při léčení zlomenin lýtkové (tybie) a stehenní (femur) kosti používaly komplikované sádrové obvazy (tzv. spiky), které imobilizovaly klouby nad i pod zlomeninou. Avšak tato léčba byla velmi komplikovaná a pacientovi způsobovala i řadu jiných komplikací s tím spojených. Taková léčba často končila neúspěchem. Otevřené zlomeniny, zvláště válečná zranění, se neléčily vůbec. Většina případů končila amputací končetiny nebo dokonce smrtí pacienta [1].

První operace, které měly za cíl stabilizovat zlomeninu končetiny **osteosyntézou**, se objevily už na přelomu 12. a 13. století. Tato léčebná metoda je založena na principu spojení kostí a jejich fragmentů pomocí implantátů. Zároveň jsou znehybněny pouze části poškozené kosti, nikoli přilehlé klouby, což umožňuje kratší rekonvalescenci a lepší mobilitu [1].

Dříve byly na výrobu hřebů a dlah používány různé materiály, od slonové kosti, přes železo, až ke stříbru. Tyto rané pokusy taktéž bohužel často končily amputací a následnou smrtí. Nikoli díky nevhodnosti operačního postupu, ale ve většině případů kvůli infekčním komplikacím a celkové neznalosti aseptiky a antisepsy. Koncem 19. století se začaly formovat znalosti o tomto infekčním problému, s čímž souvisí i zvyšující se počet nových pokusů o osteosyntézu [1].

Inovátory v tomto oboru se stali Carl Hansmann, který ve své práci *Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen* popsal zkušenosti s osteosyntézou kovových dlah, a dále Albin Lambotte, který vydal knihu s názvem *L'intervention opératoire dans les fractures récentes et anciennes*, která byla později návodem pro další postupy osteosyntézy. Tyto publikace, ale i značný vývoj lékařských technik ve 20. století, vyvolaly zájem dalších odborníků. V knize *Theorie und Praxis der Internen Fixation* popsal belgický

chirurg Robert Danis realizaci osteosyntézy prostřednictvím speciálních kompresních dlah, které měly výborné výsledky při tzv. primárním hojení (nevznikal svalek) [1].

Ve 30. letech 20. století se vedle dlahové osteosyntézy vyvíjela i tzv. **nitrodřeňová osteosyntéza**. Při této metodě se fixátory umisťují do dřevnaté dutiny kosti. Vyvinulo se mnoho podob implantátů, mezi nejznámější z prvotních návrhů patří kovové pruty na léčbu pažní kosti (bratři Rushové) a dále pak svazky elastických drátů (Hackethalova metoda). Ovšem největším průkopníkem byl profesor Gerhard Küntscher. Tento německý chirurg má na svém kontě mnoho objevů a vynálezů v oblasti nitrodřeňové osteosyntézy. Roku 1939 provedl první rekonstrukci zlomeniny stehenní kosti pomocí **nitrodřeňového hřebu**. O 6 let později (roku 1945) svůj vynález zdokonalil, vynalezl tzv. Y-hřeb a použil ho pro léčbu zlomeniny proximálního konce stehenní kosti. Tento implantát je považován za předchůdce moderních hřebů. Neméně důležité je zajištění implantátu na přesném místě v kosti, k tomuto účelu vynalezl (v roce 1968) tzv. detenzní hřeb, který je považován za předchůdce současného zajištěného hřebu. Vývojem implantátů a léčbou zlomenin femuru se dále zabývalo mnoho lékařů i vědců, skupina rakouských chirurgů (Simon, Weidner a Ender) používala svazek elastických nitrodřeňových prutů. První náprava zlomeniny krčku osteosyntézou byla provedena v roce 1927 ortopedem M. N. Smith-Persenem [1].

Na konci 60. let vznikla pracovní skupina **AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese Fragen**. Zformovali ji chirurgové – prof. E. M. Müller, M. Allgöwer, R. Schneider a H. Willenegger. Zabývali se léčbou zlomenin, osteosyntézou a jejími postupy v chirurgické praxi, které s drobnými úpravami platí dodnes. Publikace z roku 1969 *Manual der Osteosynthese AO-Technik* je základem moderních operativních metod při léčbě zlomenin dlouhých kostí. V současné době se vývojem implantátů, studiem zlomenin a jejich léčbou (nejen pomocí osteosyntézy) zabývá centrum AO v Davosu. Tato společnost mimo jiné pravidelně pořádá školení a kurzy pro chirurgy a instrumentárky operačních sálů po celé Evropě [1].

### 2.3 Nitrodřeňové hřeby

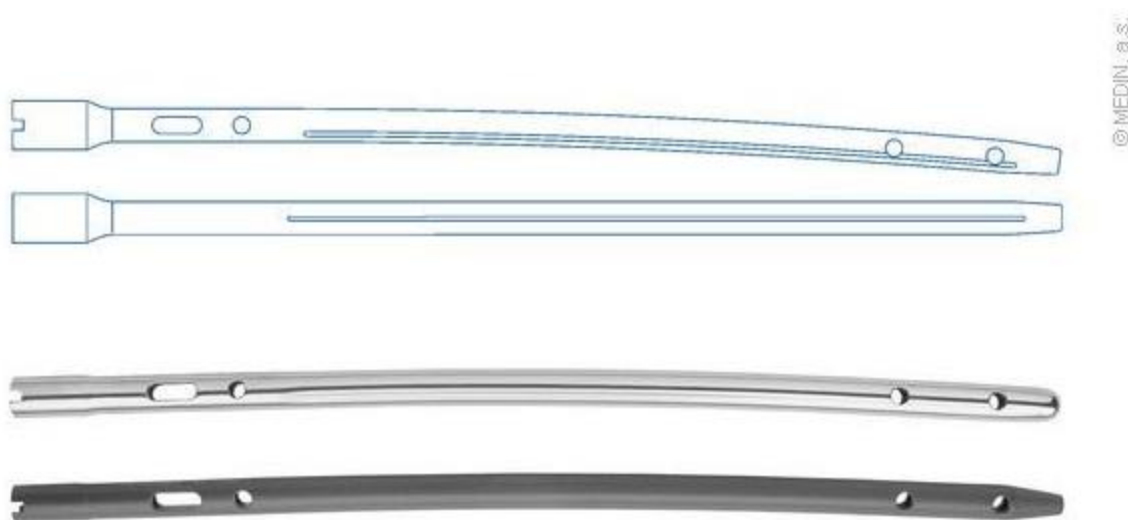
Metoda, způsob i druh použitého fixátoru (resp. implantátu) závisí na řadě faktorů, od celkového stavu pacienta (chorobopis – ICHS, IM, hypertenze, CMP apod.), přes druh (zavřený, otevřený) a typ zlomeniny (klasifikace AO – jednoduché, typu A, B a C), až k závažnosti a počtu celkových poranění těla (monotrauma, mnohočetné a sdružené poranění).

Přístupy k léčbě zlomenin se různí podle jednotlivých indikací, patří mezi ně:

- konzervativní způsob léčby – obvazy – již se nepoužívá
- sádrová imobilizace – repozice a následná fixace zlomeniny sádrovým obvazem
- funkční léčba – užití ortéz – často u zlomenin bércových a pažních kostí
- operační – osteosyntéza
  - ✓ zevní – fixátory mimo tělo
  - ✓ vnitřní – fixátory pod povrchem těla
  - ✓ extramedulární – implantáty mimo dřeňovou dutinu (šrouby, dlahy...)
  - ✓ intramedulární – implantáty uvnitř dřeňové dutiny (Ki-dráty, Rush-piny, nitrodřeňové hřeby)

**Nitrodřeňové hřeby** se používají hlavně při poranění dlouhých kostí dolních končetin. Společnost MEDIN, a.s. nabízí 3 typy nitrodřeňových hřebů – femorální, femorální retrográdní a tibiální [2].

Hřeby nitrodřeňové **femorální** (viz Obrázek 11 a Obrázek 12) umožňují osteosyntézu zlomenin těla stehenní kosti, avšak nejsou vhodné pro zlomeniny v proximální nebo distální části. Jedná se o kruhové duté hřeby o průměru 10–14 mm a délkách 320–500 mm. Pro implantaci se frézuje otvor o 1 mm větší než průměr zvoleného hřebu. Konstrukce je lehce ohnuta, v proximální části zesílena. Nezesílená část je opatřena třemi prolisy. Tento implantát je univerzální, pro obě končetiny stejný. Vyrábí se ve dvou materiálových provedeních, z oceli vhodné pro výrobu implantátů ISO 58321E nebo z titanu Ti6AL4V ELI ISO 5832–3 [3].



Obrázek 11 – Hřeby nitrodřeňové femorální – skica a fotografie [3]



Obrázek 12 – Hřeb nitrodřeňový femorální se zajišťovacími šrouby [3]

Hřeb nitrodřeňový **femorální retrográdní**<sup>9</sup> (viz Obrázek 13 a Obrázek 14) se používá i pro osteosyntézu u zlomenin v distální části kosti, lze ho použít pro zlomeniny typu A a C dle AO klasifikace. Konstrukce hřebů je opět dutá s kruhovým průřezem, umožňuje tedy zavedení po vodícím drátu. Vyrábí se ve dvou průměrech – 10,5 a 12,5 mm. Pouze u 10,5mm hřebu je distální konec zesílen na 11,5 mm, u 12,5mm je průřez po celé délce stejný. Délky jsou od 200 mm do 350 mm (vždy po 50 mm). I u tohoto typu je možné je stranově zaměnit, jsou pro obě končetiny stejné. Tyto hřeby se vyrábí pouze z titanu Ti6AL4V ELI ISO 5832–3 [4].



Obrázek 13 – Hřeby nitrodřeňové femorální retrográdní – skica a fotografie [4]

<sup>9</sup> retrográdní = zpětný, směřující zpět, zpětně řazený



©MEDIN, a.s.

Obrázek 14 – Hřeb nitrodřeňový femorální retrográdní se zajišťovacími šrouby [4]

Pro opravu zlomenin lýtkové kosti se používá hřeb **tibiální** (viz Obrázek 15 a Obrázek 16). Tento typ umožňuje osteosyntézu zlomenin distální části tibie (typu A a B dle Müllera) a zlomenin diáfýz (typu A a B), avšak není vhodný pro fixaci v proximálních částech kosti. Tibiální hřeby se vyrábí ve dvou provedeních, duté o průměrech 8–10 mm a plné o průměrech 9–12 mm. Délky jsou různé, pohybují se v rozmezí 240 až 420 mm. Konstrukce hřebů je na obou koncích zakřivena, proximálních 80 mm pod úhlem  $10^\circ$  a distálních 60 mm pod úhlem  $4^\circ$ . Dále je proximální část rozšířena na průměr 11,5 mm – u velikostí 8, 9 a 10 mm, nebo na 13 mm – pro hřeb o velikosti 12 mm. Při vyvrtávání dřeně je odebíráno vždy o 1 mm více než je průměr zvoleného hřebu, zesílenou proximální část nebereme v úvahu (konstrukčně vyřešeno). Zmíněné hřeby se vyrábí opět ze dvou materiálů, z oceli (podle ISO 5832-1) nebo Ti6Al4V slitiny (podle ISO 5832-3) a jsou univerzální pro použití na pravé a levé noze [5].



©MEDIN, a.s.

Obrázek 15 – Hřeby nitrodřeňové tibiální – skica a fotografie [5]

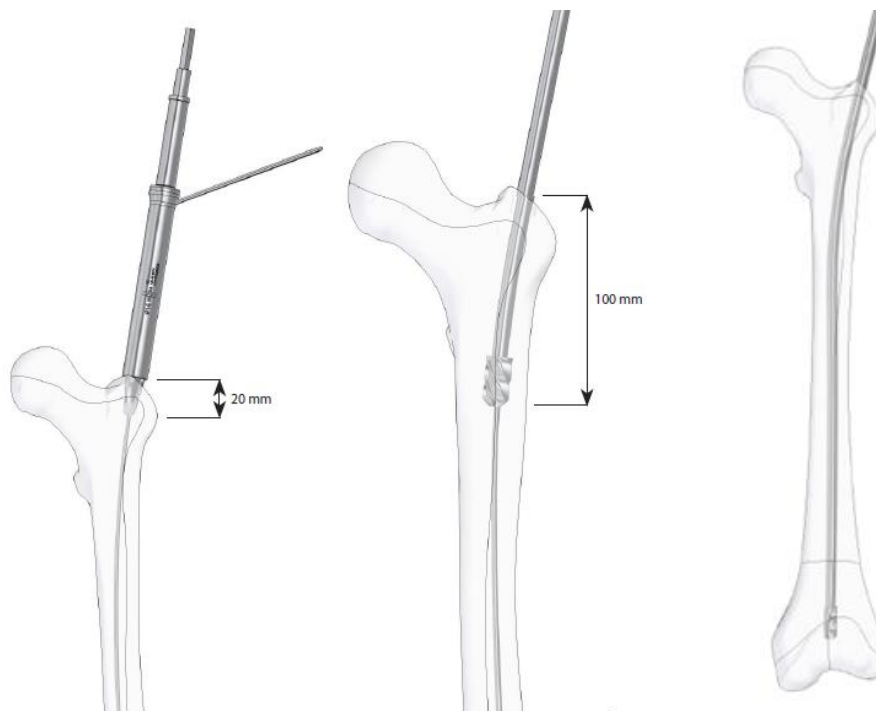


Obrázek 16 – Hřeb nitrodřeňový tibiální se zajišťovacími šrouby [5]

## 2.4 Operační postupy

Úspěch operativní léčby zlomeniny závisí nejen na vhodné volbě implantátu, ale také na správném provedení operačního postupu. Cílem této práce je právě zajistit, aby nástroje používané chirurgy a ortopedy byly v pořádku, ostré a připravené k úkonu. Postup operace je pro nás důležitý při návrhu metodiky, která musí kopírovat podmínky na sále. Pro ilustraci uvedu nástin postupu implantace femorálního laterálního hřebu (pro ostatní typy hřebů jsou postupy obdobné) [6].

Po zajištění správné polohy pacienta na operačním stole a repozici zlomeniny je provedena incize. Následně je předvrtána dutina o průměru asi 4 mm pomocí perforátoru. Trepanačním otvorem je zaveden vodící drát (ne vždy – dle metody a druhu hřebu). Pomocí předvrtávací frézy, zavedené po vodícím drátu, je zhotoven vstup do dřeňové dutiny o průměru 13,5 mm do hloubky 20 mm. Do takto předvrtaného otvoru je prostřednictvím flexibilní frézy a vodícího drátu vyvrtán otvor pro proximální část hřebu do hloubky 100 mm (viz Obrázek 17). Vlastní předvrtání celé dutiny pro hřeb je prováděno od nejmenšího průměru flexibilní frézy, tj. 8 mm, postupně při zvětšování průměru vždy o 0,5 mm. Flexibilní fréza by měla být zasouvána bez velkého násilí malými pohyby vpřed a vzad. Dutina je předvrtána vždy na průměr o 1 až 1,5 mm větší, dle konkrétního stavu dřeně pacienta [6, 7].



Obrázek 17 – Náhled postupu vrtání dutiny – vlevo předvrtání perforátorem; uprostřed vrtání předvrtávací frézou; vpravo vrtání flexibilní frézou [7]

K samotnému zavedení a zajištění hřebu v proximální části je nutné použít speciální cílič, který je součástí instrumentária (viz Obrázek 18). Dále je možné hřeb zavést do dutiny rotačními pohyby rukou nebo lehkými rázy kladivem na naražeč. Použití nadměrné síly při zavádění hřebu ukazuje na špatnou volbu průměru hřebu a mohlo by dojít k podélnému poškození femuru [7].



Obrázek 18 – Náhled zavádění hřebu pomocí cíliče [7]



Po usazení hřebu do vyvrtané dutiny následuje proximální i distální zajištění pomocí šroubů. Na následujících obrázcích níže (viz Obrázek 19 a Obrázek 20) jsou vyobrazeny možné varianty [7].



Obrázek 19 – Možnosti proximálního jistění femorálního laterálního hřebu [7]



Obrázek 20 – Možnosti distálního zajištění femorálního laterálního hřebu [7]

Po uzavření hřebu zátkou je operační postup ukončen. Jednotlivé kroky implantace nitrodřeňových hřebů se mohou lišit dle typu a umístění, avšak zásady postupného vyvrtávání jsou stejné. Ve většině případů se hřeby nechávají trvale implantované, v případě nutnosti explantace se postupně odstraňují šrouby z proximálního a distálního konce kosti [7].

## 2.5 Flexibilní frézy

Výše zmíněné flexibilní frézy (viz Obrázek 21 a Obrázek 22) slouží k postupnému frézování dutiny pro nitrodřeňový hřeb. Kompletní řada flexibilních fréz MEDIN začíná na průměru 8 mm a pokračuje po 0,5 mm až do průměru 16,5 mm. Frézování musí začínat nejmenší frézou o průměru 8 mm, jako jediná je opatřena čelním ostřím, proto umožňuje čelní záběr. Konstrukčně je fréza složena z flexibilní a řezné části. Rychlospojka na horním konci

flexibilní pružinové části umožňuje snadné napojení na běžné vrtačky, dostupné na většině pracovištích. Při frézování se nesmí použít zpětný chod vrtačky, jelikož by mohlo dojít k rozvinutí této pružiny [7, 8].



Obrázek 21 – Náhled na vodič a flexibilní frézy [8]



Obrázek 22 – Náhled celé frézy [8]

Nástroje jsou univerzální pro vyvrtávání dřevných dutin pro hřebky, a tedy jsou vhodné k opětovnému použití. Jako každý nástroj se při používání opotřebí. To může mít za následek zvýšení odporu a také prodloužení času, který stráví pacient v anestezii. Nehledě na možnost většího poškození tkáně v okolí vyvrtané dutiny [9].

Lékařské vrtačky podléhají intenzivnímu opotřebení v důsledku mechanických faktorů, ke kterým dochází při procesu vrtání kostí, a potenciálních tepelných a chemických faktorů souvisejících s procesem sterilizace [9].

Spolu s vývojem nových chirurgických přístupů a technik se vrtání (resp. frézování) kostí stalo většinou rutinním a stále se zvyšujícím lékařským zásahem. Kostní tkáň je tvořena organickými a minerálními fázemi, jejichž interakce vede ke komplexním mechanickým a tepelným vlastnostem. Všechny zásahy při vrtání kostí zahrnují generování tepla v důsledku tření mezi nástrojem, kostmi a třískami, které mohou významně ovlivnit pooperační zotavení. Proto se vyvíjí nové techniky vrtání ke studiu interakce mezi vrtákem a kostí, aby se snížily

vrtačí síly a zlepšilo se odstraňování třísek z místa vrtání. Ačkoliv mechanismy tepelného poškození kostní tkáně nejsou dosud důkladně vysvětleny, je známou skutečností, že zvýšení teploty ve vrtané zóně může způsobit tepelnou osteonekrózu, která zabraňuje kvalitnímu hojení tkání a regeneraci kostí [9].

Kolísání teploty vrtání a potenciální výskyt tepelné osteonekrózy ovlivňuje několik faktorů:

- mechanická charakteristika kosti a tloušťky její kortikální vrstvy,
- konstrukce vrtáku a geometrie,
- vodivost,
- při nižších řezných rychlostech a posuvových rychlostech, jim odpovídající poloha nástroje (trajektorie), která zvyšuje tření mezi tělem vrtáku a povrchem díry,
- opotřebení vrtáku [9].

**Opotřebení vrtáku** patří k faktorům, které způsobují nejvyšší míru generování tepla při vrtání kostí. Jedná se o nevratný proces, který zvyšuje tření v uzavřené zóně. Mimo to se jedná o tepelný výkon, který se projevuje vyššími řeznými silami a vibracemi [9].

Existují dvě hlavní překážky, které brání přesné kvantifikaci úrovně opotřebení nástroje. Přímé měření opotřebení nástroje během procesu řezání není možné díky stálému kontaktu mezi kostí a řeznými hranami vrtáku. Lze jej odhadnout pouze pomocí vlastností opotřebení nástroje, které jsou získány z různých typů procesních signálů a dalších známých parametrů obrábění (řezná rychlost, rychlost posuvu, charakteristiky vrtáku). Průmyslové aplikace navíc ukázaly, že opotřebení nástrojů je obvykle vysoce nelineární a někdy i částečně stochastický proces. Podobné charakteristiky lze očekávat při vrtání kostí v důsledku komplexního vzájemného vztahu všech výše uvedených parametrů procesu [9].

Léčba zlomeniny kosti obvykle zahrnuje obnovu zlomených částí do jejich výchozí polohy a imobilizaci, dokud nedojde k hojení. Vrtání kosti je běžné pro vytvoření díry k následnému zavedení šroubu sloužícího k upevnění zlomených částí. Ortopedické vrtání během chirurgického procesu zvyšuje teplotu v kosti a síly, které mohou způsobit osteonekrózu, což snižuje stabilitu a pevnost fixace. Teplota vznikající při vrtání kostí závisí na různých parametrech, jako je průměr vrtáku, rychlost otáčení vrtáku, axiální vrtačí síly, chlazení atd. Nejdůležitější parametry uvedené v literatuře lze rozdělit do dvou skupin: parametry vrtání a specifikace nástroje [10].

## 2.6 Experimentální metody sledování opotřebení nástrojů

Zájem o sledování opotřebení a selhání nástrojů vzrostl mezi výzkumníky z mnoha důvodů. Mezi nejdůležitější patří:

- **Bezobslužná výroba** je možná pouze tehdy, je-li k dispozici metoda pro monitorování opotřebení a detekci poškození nástroje.
- Opotřebení nástroje ovlivňuje **kvalitu** povrchové úpravy a **rozměry** vyrobených dílů.
- V současné době jsou změny nástrojů prováděny na základě konzervativních odhadů **životnosti nástrojů**, které neberou v úvahu náhlé poruchy a zároveň vedou k zbytečně vysokému počtu změn, protože se nebere v úvahu plná životnost nástrojů.
- V důsledku výše uvedeného není **automatizované řízení** výroby možné bez prostředků pro monitorování opotřebení nástroje [12].

Metody sledování opotřebení nástroje lze v zásadě klasifikovat do dvou kategorií, tj. **přímých a nepřímých metod**. Pomocí přímých metod je možné přímo určit opotřebení nástroje, což znamená, že tyto metody skutečně měří opotřebení nástroje jako takové. Nepřímé metody zkoumají jiné parametry jako jsou např. vibrace a kroutící moment [12].

Opotřebení nástrojů je postupný proces, který probíhá na vnějším okraji ostří v důsledku těsného dotyku a zvýšených teplot na kontaktních plochách obrobku a nástroje. Nicméně při konstantních řezných podmínkách je selhání vrtáku stochastickým procesem. Důvodem pro různou životnost vrtáku jsou nehomogenity v obrobku a vrtacích materiálech, nepravidelnosti a nevyhnutelná asymetrie zavedená při broušení břitů [12].

Je obecně známo, že se zvyšují řezné síly při zvyšování opotřebení nástroje. To je způsobeno zvýšením tření mezi nástrojem a obrobkem. Při vrtání je možné sledovat **kroutící momenty**, driftové síly (boční síly působící na obrobku) a **přítlačné síly**. Myšlenka sledování kroutícího momentu a přítlačné síly je očividná, jelikož že se očekává, že se tyto síly mění, jak se nástroj postupně opotřebovává [12].

### 3 Návrh metodiky a přípravku

K uskutečnění a následnému vyhodnocení bylo třeba vytvořit metodiku, která bude kopírovat podmínky reálné praxe v lékařství s jejíž pomocí zároveň dokážeme kvantifikovat provedené opotřebení.

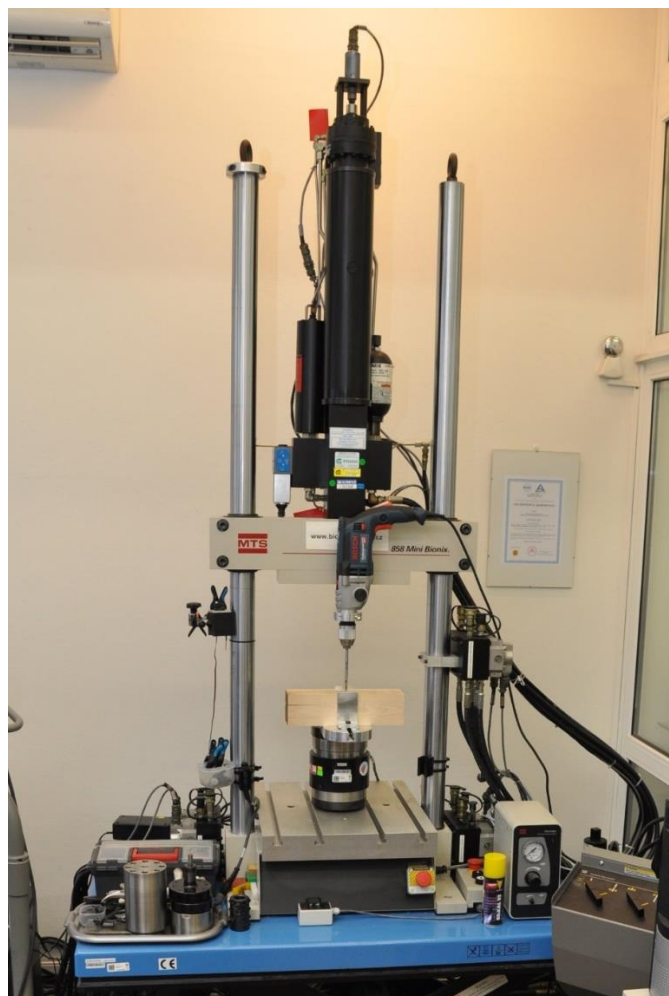
To znamená, že musí respektovat přitlačné síly, otáčky a posuvy, kterých je možné dosáhnout při skutečné operaci. A v neposlední řadě musíme dosáhnout dostatečného opotřebení, aby se změnila odporové síly a kroucí momenty přenášené z nástroje, což bylo naším hlavním cílem. K následnému vyhodnocení, zda byly nástroje dostatečně a statisticky významně opotřebeny, jsme museli taktéž navrhnout vhodné testování pomocí různých statistických testů.

- A) Návrh konstrukce přípravků pro uchycení vrtacího nástroje i obrobku
- B) MKP analýza přípravku a následná optimalizace
- C) Návrh rezných podmínek a posuvů
- D) Opotřebení vrtáním
- E) Návrh statistických metod pro vyhodnocení

#### 3.1 Použitá zařízení

Experiment byl prováděn s využitím testovacího systému MTS Bionix 858.02 (viz Obrázek 23) (metrologické označení PM 00). Pro snímání přitlačných sil a jejich momentů sil byl použit kombinovaný snímač s rozsahem 25 kN/100 Nm (metrologické označení PM 00/01) s relativní chybou měření síly 0,38 % a momentu síly 0,49 %. K ovládání a řízení testu jsme použili program vytvořený v softwaru FlexTest GT (metrologické označení PM 00/11). Měření vzdáleností jsme realizovali pomocí posuvného měřítka. K regulaci a správnému nastavení otáček pro zkoušené frézy jsme využili bezkontaktního laserového otáčkoměru Voltcraft DT-10L. Simulace opotřebení nástrojů (mimo měřené cykly) byla provedena na průmyslové stolní vrtačce. Pro záznam podmínek v laboratoři jsme použili digitální teploměr-vlhkoměr COMET (metrologické označení PM 07).

Všechna měřidla používaná k provádění experimentů v akreditované Laboratoři mechanických zkoušek na ČVUT v Praze, Fakultě strojní jsou navázána nepřerušným řetězcem na národní etalony a jsou pravidelně kalibrována.



Obrázek 23 - Zatěžovací systém MTS s uchycením přípravku a dřevěného kvádrů

## 3.2 Návrh konstrukce a MKP analýza přípravku na realizaci experimentu

### 3.2.1 Návrh konstrukce přípravku pro uchycení vrtačky

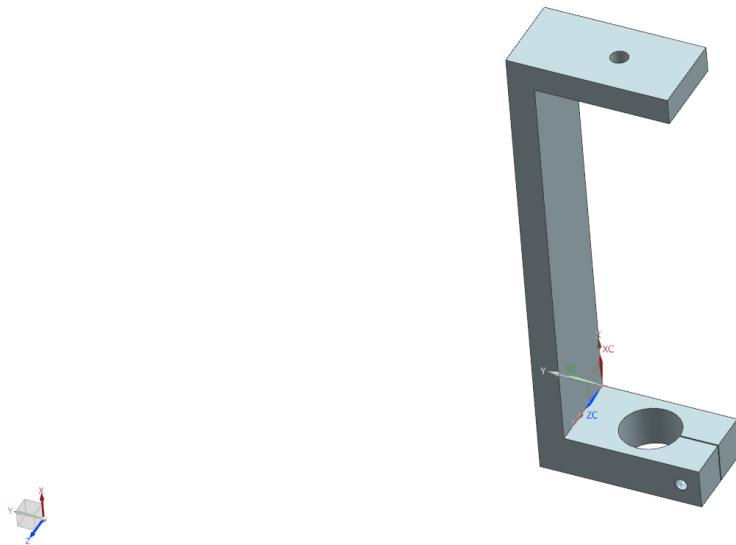
Pro úspěšnou realizaci experimentu bylo nutné navrhnout přípravek pro uchycení nástroje a obrobku do zatěžovacího stroje. Navrhli jsme dvě varianty pro uchycení vrtačky do horní posuvné části stroje, které dobře vyhovují našim požadavkům – osové zatěžování a mimoosové.

Přípravek v horní části stroje (tj. uchycení vrtačky) by měl být dostatečně tuhý, ale ne moc těžký, aby průhyb po upnutí neovlivňoval měřené parametry.

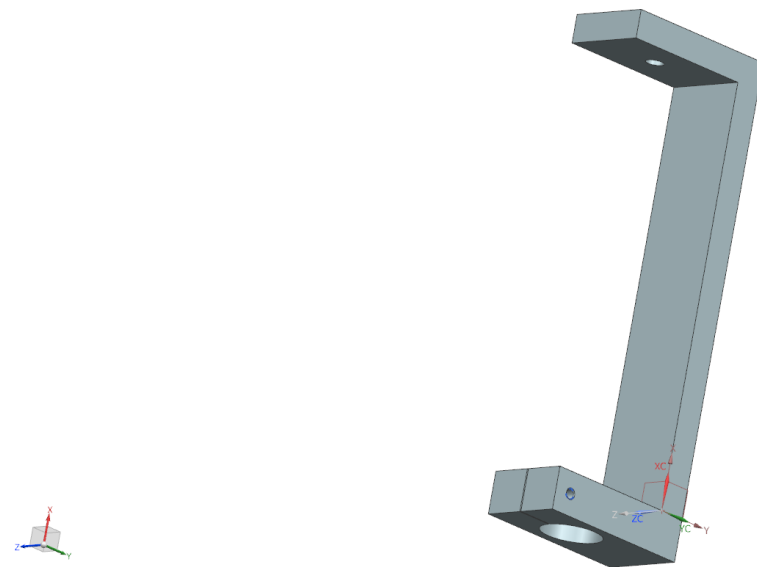
#### **Osová varianta**

Tato varianta (Obrázek 24 a Obrázek 25) počítá s vrtáním (frézováním) v ose testovacího systému. Rám byl navrhnout tak, aby se do něj vešla zakoupená vrtačka. Uchycení ve stroji je realizováno pomocí lícovaného šroubu. Naopak uchycení vrtačky je realizováno pomocí

objímky, která je pro dostatečnou pevnost přitažena šroubem se zápusťnou hlavou. Toto řešení je velice náchylné na ohyb v rozích, proto je podrobena následné MKP analýze.



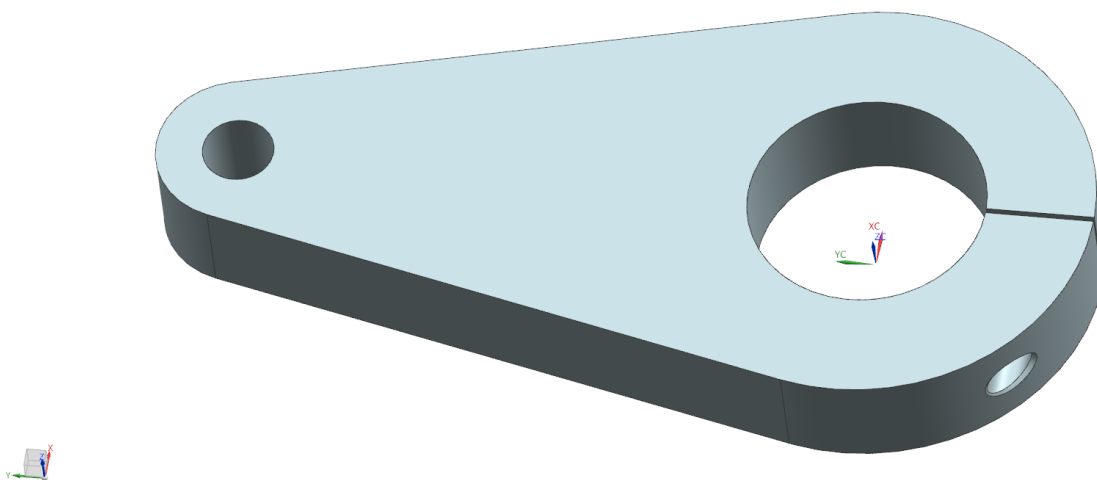
Obrázek 24 – RÁM – 3D model – pohled 1



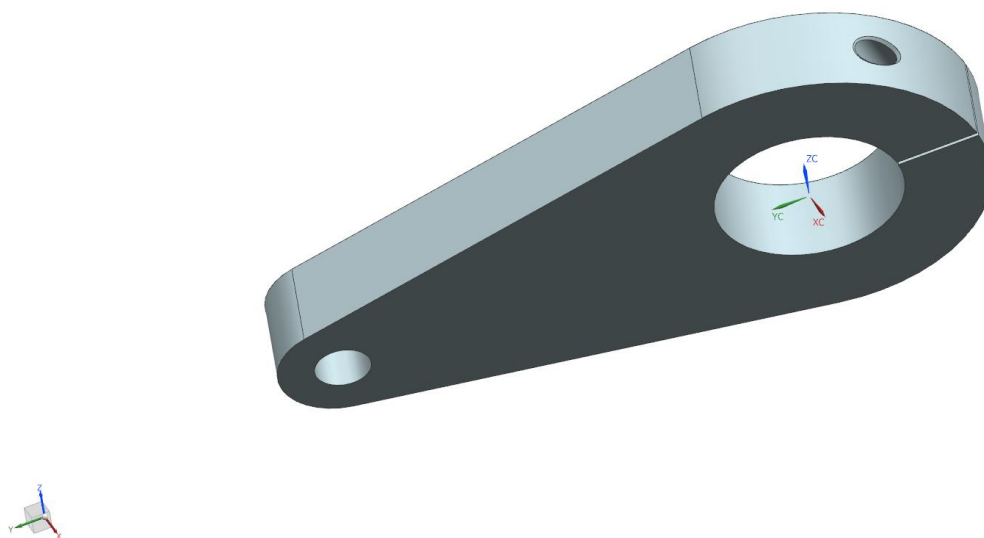
Obrázek 25 – RÁM – 3D model – pohled 2

### Mimoosová varianta

Tento návrh (Obrázek 26 a Obrázek 27) realizuje mimoosové vrtání. Uchycení v testovacím systému je realizováno obdobně, lícovaným šroubem. Vrtačka je do tohoto oka upnuta taktéž pomocí objímky přitažené šroubem. Tato varianta podléhá velkému ohybu, jehož důsledkem je průhyb, který by mohl nepříznivě ovlivňovat výsledky.



Obrázek 26 – OKO – 3D model – pohled 1



Obrázek 27 – OKO – 3D model – pohled 2

### 3.2.2 MKP analýza a následná optimalizace

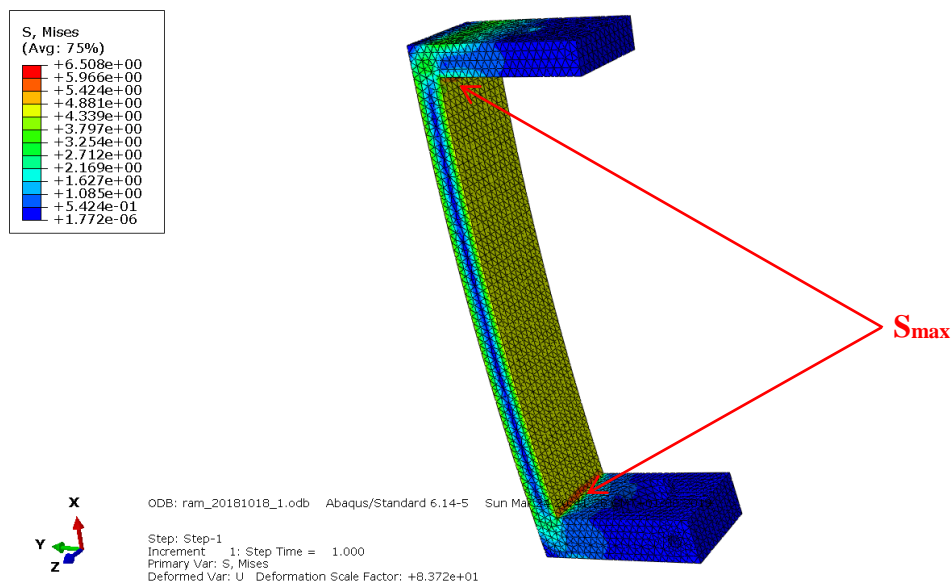
K rozhodnutí, zda použít vrtání v ose nebo mimo ni, jsme využili MKP výpočtů v softwaru Abaqus. Všechny varianty přípravků byly zpracovány jako 3D modely a následně exportovány do Abaqusu. Touto numerickou metodou jsme simulovali zatížení, tj. odpor, který klade fréza při vnikání do materiálu.



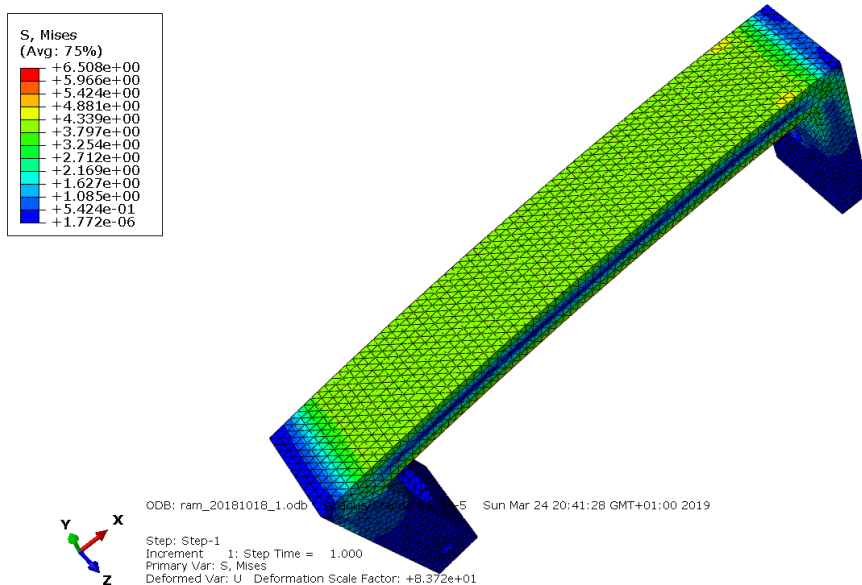
Obě varianty přípravků byly vypočteny pro dva zvolené materiály – nerezová ocel a dural. Upřednostnili jsme nízkou hmotnost při zajištění dobré tuhosti, proto jsme zvolili **dural**. V Abaqusu byl nastaven elastický lineární model s materiálovými parametry: modul pružnosti v tahu  $E = 70\,000\text{ MPa}$ , Poissonovo číslo  $\nu = 0,34$ . Simulované zatížení, tedy koncentrovaná síla má působiště uprostřed otvoru pro uchycení vrtačky. K tomuto účelu byl vytvořen referenční bod, který byl pomocí spojovací vazby (*coupling*) svázán posuvem i rotací s úchytkovou plochou. Do tohoto referenčního bodu byla umístěna síla o velikosti  $CF = 300\text{ N}$ . Díra pro lícovaný šroub byla v programu vetknuta pomocí okrajových podmínek, tzn. nulové rotace i posuvy pro celou plochu díry ( $u_1 = u_2 = u_3 = 0$ ;  $ur_1 = ur_2 = ur_3 = 0$ ). Pro síťování součástí byl zvolen typ elementu tetrahedron (C3D10).

Pro obě varianty přípravků jsem postupovala obdobně, se stejně zadanými parametry. Sledovanými veličinami bylo **posunutí ve svislé ose**, tzn. průhyb, a **napětí**, pro které jsme vykreslili pole napětí a posuvů.

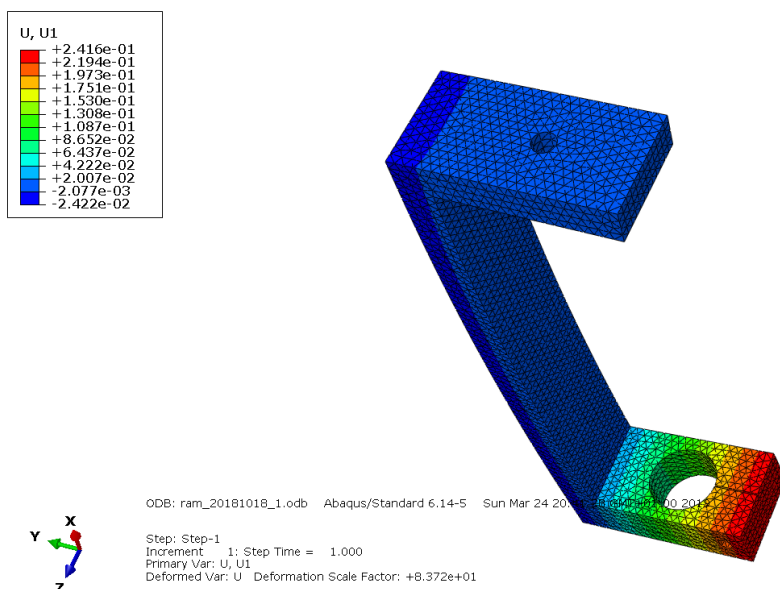
### MKP analýza osové varianty



Obrázek 28 – RÁM – simulace zatížení – napětí S – pohled 1



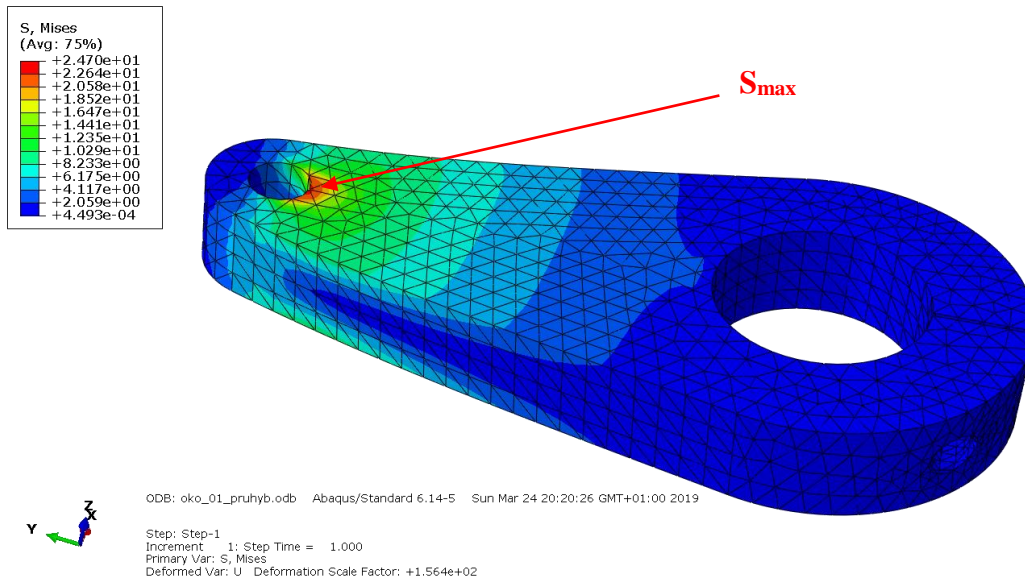
Obrázek 29 – RÁM – simulace zatížení – napětí S – pohled 2



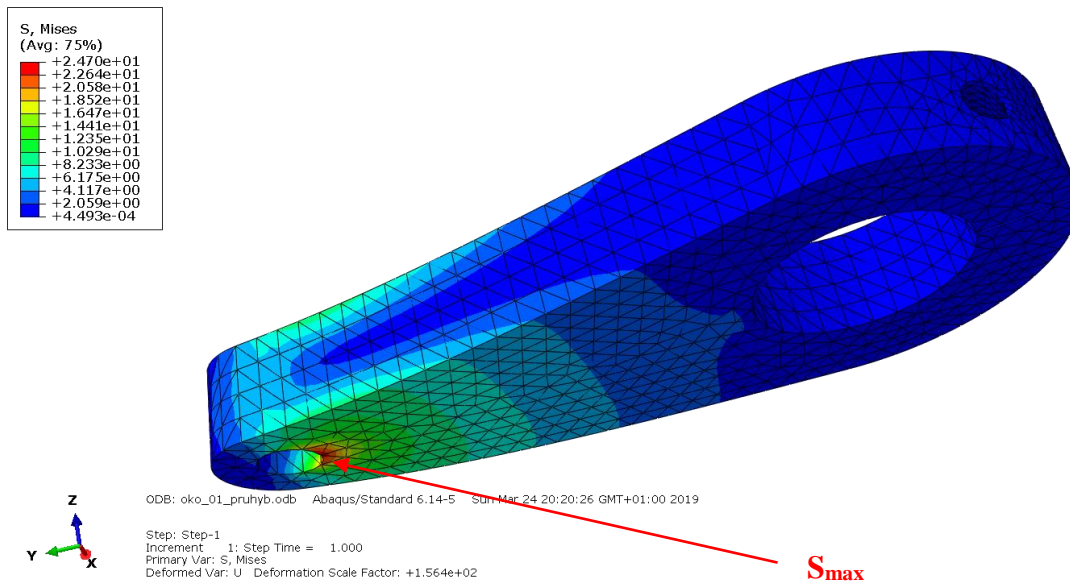
Obrázek 30 – RÁM – simulace zatížení – posunutí u1

Z obrázků výše (viz Obrázek 28 a Obrázek 29) je zřejmé, že maximální napětí, kterého je při zatížení dosaženo je  $S = 6,5 \text{ MPa}$  a nachází se v rozích rámu (viz Obrázek 28). Napětí ve střední části rámu dosahuje hodnot v rozmezí 4–5 MPa. Maximální posunutí ve svislém směru je  $u_{max} = 0,242 \text{ mm}$ , to se nachází samozřejmě na konci objímky. Nicméně, více zajímavý údaj je průhyb v ose otvoru pro uchycení vrtačky, zde dosahoval hodnoty  $u_{osa} = 0,130 \text{ mm}$ .

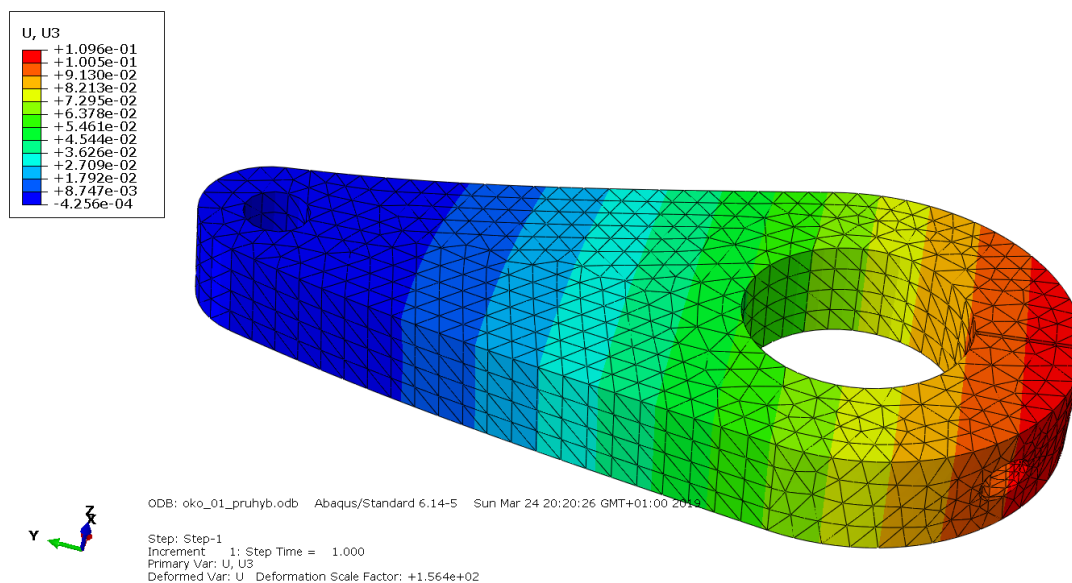
# MKP analýza mimoosové varianty



Obrázek 31 – OKO – simulace zatížení – napětí S – pohled 1



Obrázek 32 – OKO – simulace zatížení – napětí S – pohled 1



Obrázek 33 – OKO – simulace zatížení – posunutí  $u_3$

Tato varianta dosahuje nejvyššího napětí  $S = 24,7$  MPa u vetknutí (viz Obrázek 31 a Obrázek 32). Maximální průhyb nacházející se na konci součásti dosahuje hodnoty  $u_{max} = 0,110$  mm. Průhyb v ose zatěžování je zde nižší,  $u_{osa} = 0,073$  mm.

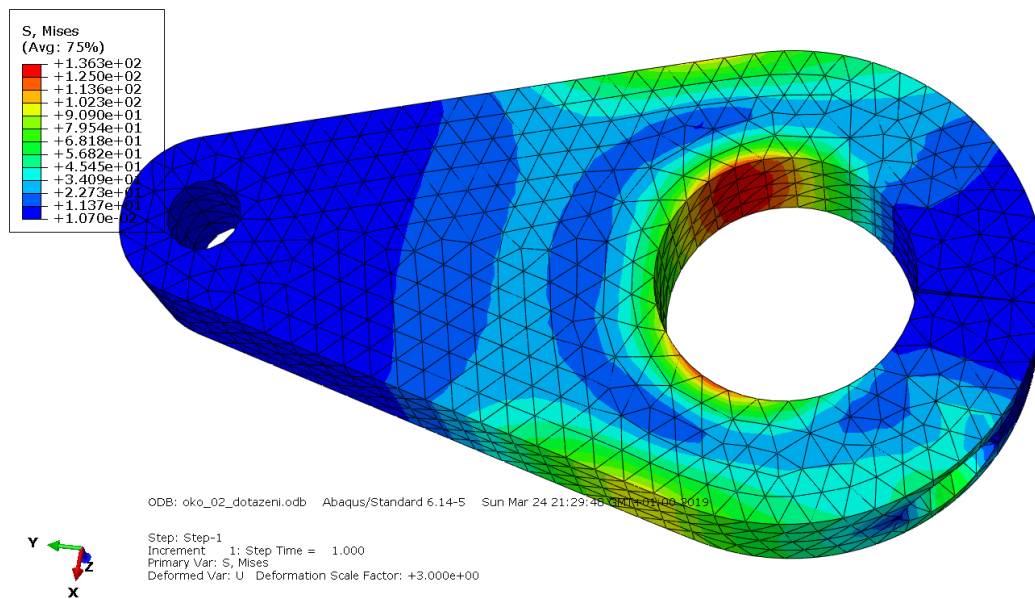
Z numerické analýzy vyplývá, že mimoosová varianta dosahuje vyšších hodnot v maximálním normálovém napětí, nicméně tato hodnota se nachází v oblasti ovlivněné vetknutím (viz Obrázek 31), zatímco u osové varianty je maximum umístěno v rozích (viz Obrázek 28). Rozhodujícím kritériem byl v tomto případě průhyb (viz Obrázek 33), který by mohl nepříznivě ovlivňovat měřené parametry. A to kvůli úhlu natočení a vyosení upnutého nástroje, který by způsobil nerovnoměrný úběr materiálu. Následující tabulka (Tabulka 1) shrnuje parametry získané z MKP analýzy.

Tabulka 1 – Shrnutí parametrů získaných z MKP analýzy

	Maximální normálové napětí	Maximální průhyb	Průhyb v ose vrtání	Úhel natočení nástroje	Vyosení nástroje v místě obrobku
	$S$ [MPa]	$u_{max}$ [mm]	$u_{osa}$ [mm]	$\varphi$ [°]	$x$ [mm]
<b>Osová</b>	6,5	0,242	0,130	0,075	0,209
<b>Mimoosová</b>	24,7	0,110	0,073	0,042	0,117

Z tabulky je zřejmé, že simulované zatížení způsobilo menší úhel a vyosení nástroje u **mimoosové varianty**. Z těchto důvodů jsme zvolili právě tuto variantu.

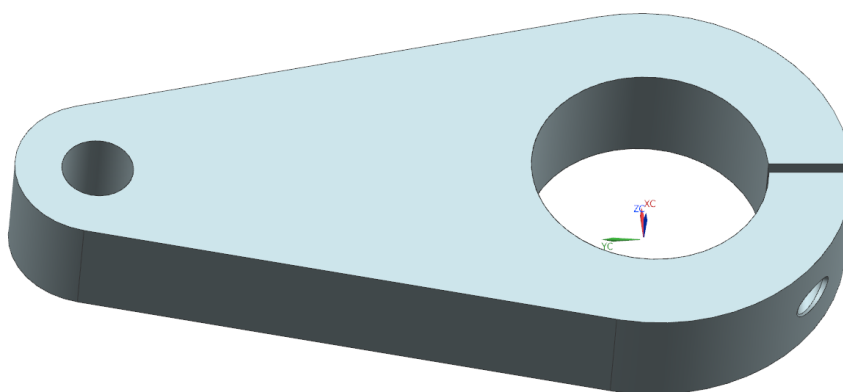
Dalším problémem bylo vyřešit a optimalizovat tloušťku materiálu, která udrží hmotnost vrtačky, přičemž průhyb přípravku nenaruší samotný experiment. To znamená vyřešit hmotnost a dostatečnou pevnost přípravku. Na úkor této pevnosti musíme do oka vrtačku pevně dotáhnout, aby neprokluzovala. Proto jsme simulovali i výpočet síly na dotažení šroubu, která je k tomu potřeba.



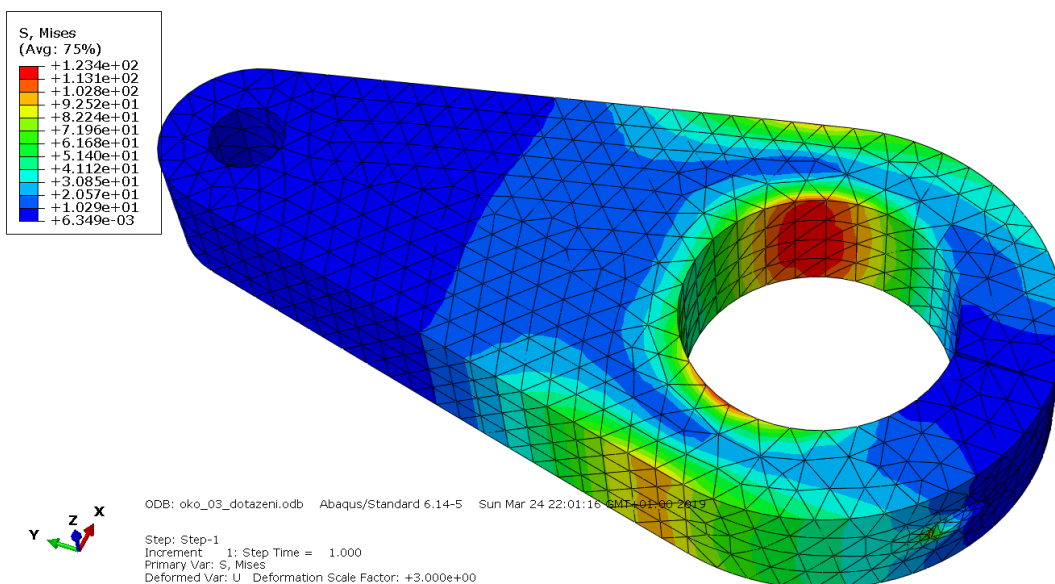
Obrázek 34 – OKO – simulace utažení – napětí S

Na obrázku výše (viz Obrázek 34) je vidět pole napětí po upnutí vrtačky do objímky, tedy stažení šroubem o vůli v díře. Odečtená síla, která je potřeba pro dotažení vrtačky do této varianty přípravku, je  $F_1 = 3481$  N.

Po tomto zjištění jsme zúžili tloušťku stěny kolem otvoru tak, abychom snížili sílu potřebnou k dotažení (viz Obrázek 35).



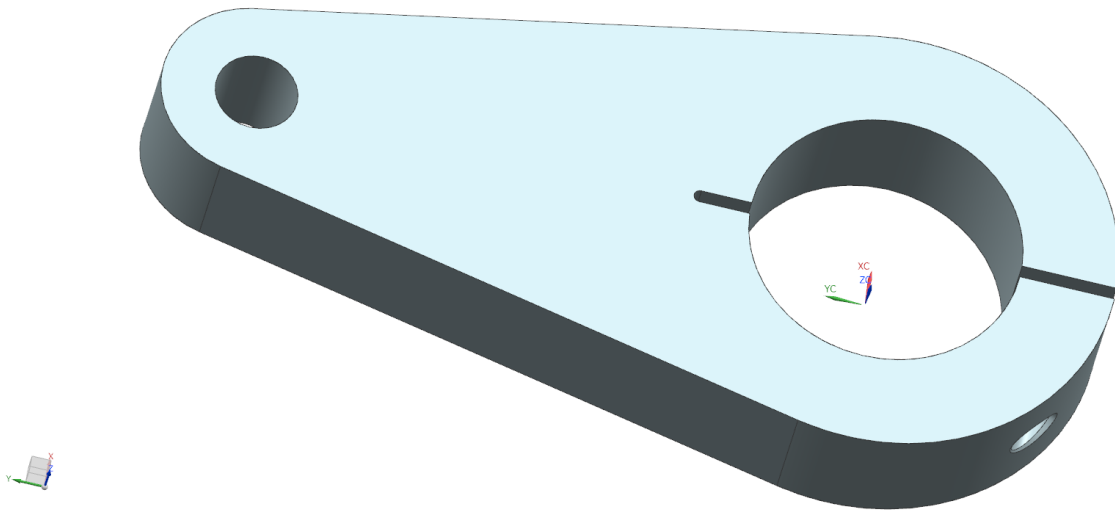
Obrázek 35 – OKO – zúžená stěna kolem uchycení vrtačky – 3D model



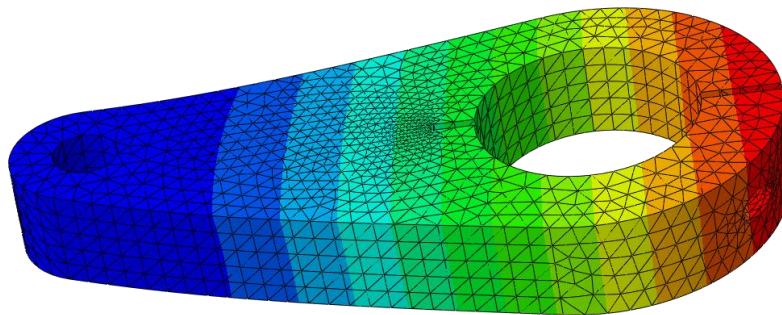
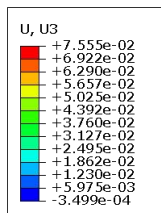
Obrázek 36 – OKO – zúžená stěna kolem uchycení vrtačky – simulace utážení – napětí S

Po této úpravě klesla přitahovací síla na  $F_2 = 2070$  N. Z barevného pole z MKP analýzy (viz Obrázek 36) je zřejmé, že napětí ve střední části oka je velké. Proto jsme se rozhodli přípravek v této části naříznout tak, aby se napětí uvolnilo (viz Obrázek 37), ale nedocházelo k prokluzu sevřené vrtačky. Tato úprava byla konečná, proto jsme provedli znovu numerické výpočty i pro průhyb a napětí při simulaci zatěžování.





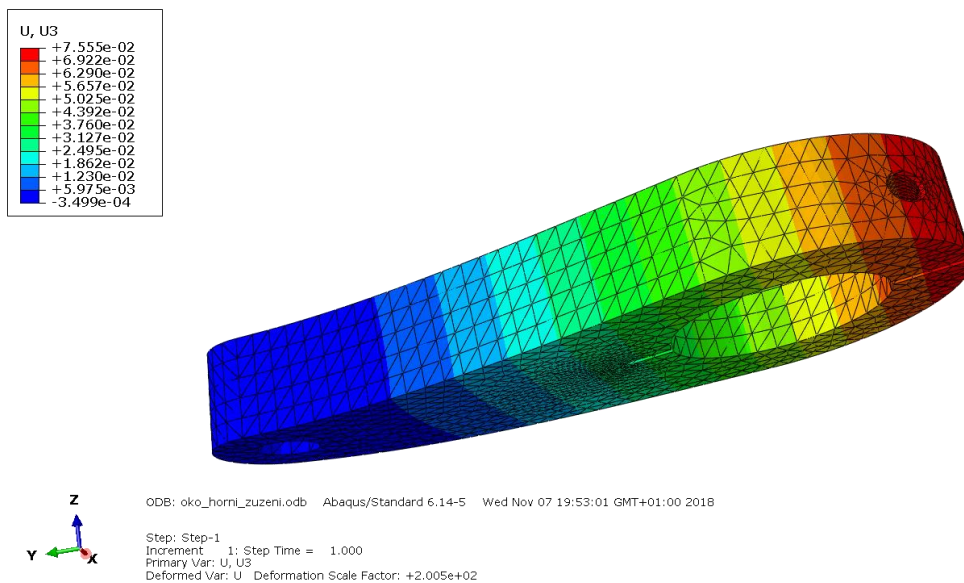
Obrázek 37 – OKO – nařiznutí –3D model



ODB: oko\_horni\_zuzeni.odb Abaqus/Standard 6.14-5 Wed Nov 07 19:53:01 GMT+01:00 2018

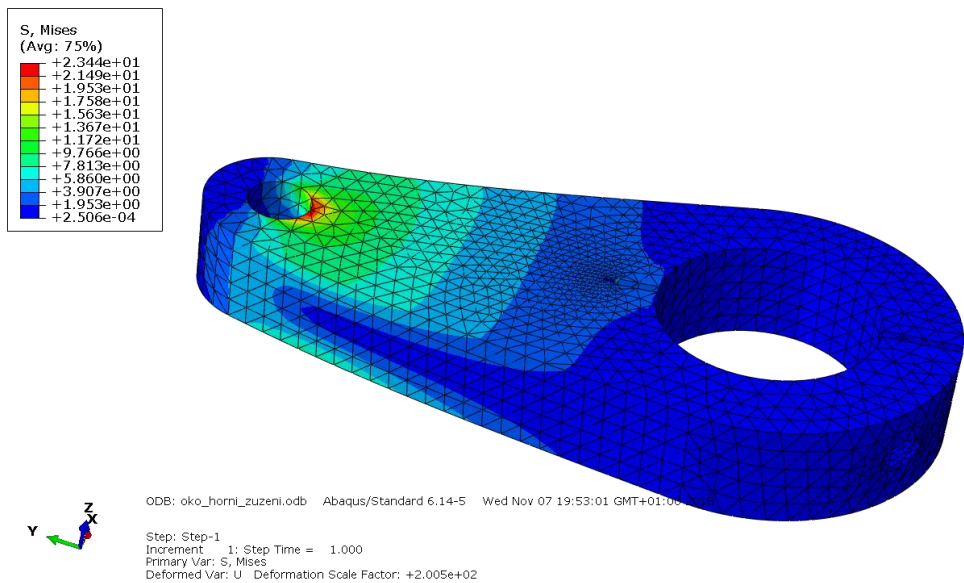
Step: Step-1  
 Increment: 1: Step Time = 1.000  
 Primary Var: U, U3  
 Deformed Var: U Deformation Scale Factor: +2.005e+02

Obrázek 38 – OKO – nařiznutí – simulace zatížení – posunutí u3 – pohled 1



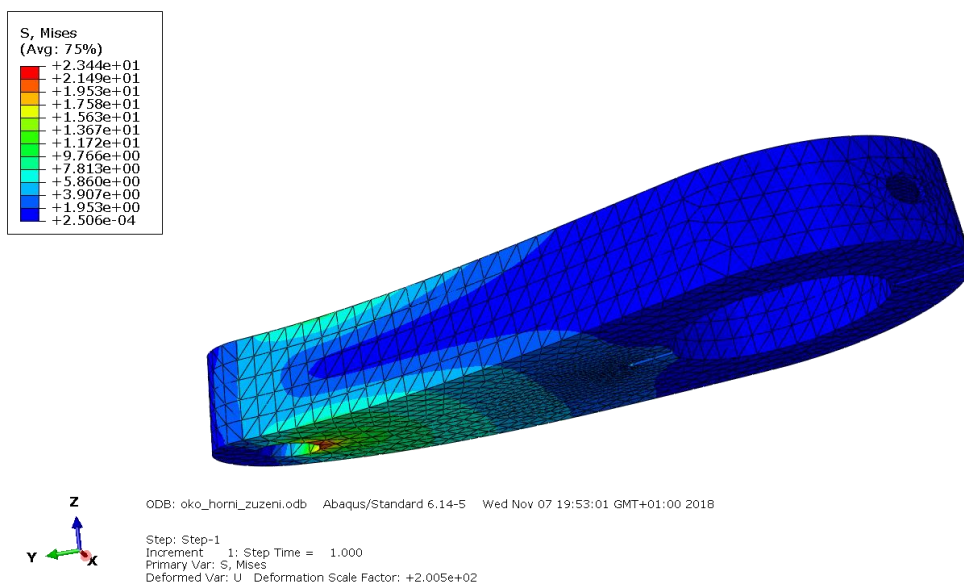
Obrázek 39 – OKO – naříznutí – simulace zatížení – posunutí u3 – pohled 2

Z obrázků výše (viz Obrázek 38 a Obrázek 39) je patrné, že maximální průhyb ve svislé ose dosahuje jen hodnoty  $u_{max} = 0,0755$  mm a maximální průhyb v ose zatěžování je  $u_{osa} = 0,0502$  mm.



Obrázek 40 – OKO – naříznutí – simulace zatížení – napětí S – pohled 1





Obrázek 41 – OKO – naříznutí – simulace zatížení – napětí S – pohled 2

I v případě sledování změn napětí (viz Obrázek 40 a Obrázek 41) došlo ke snížení maximální hodnoty. Maximální normálové napětí zde dosahuje hodnoty  $S = 23,44$  MPa. I toto maximum se nachází v oblasti ovlivněné vetknutím lícovaného šroubu, a proto nijak neovlivňuje prováděný experiment.

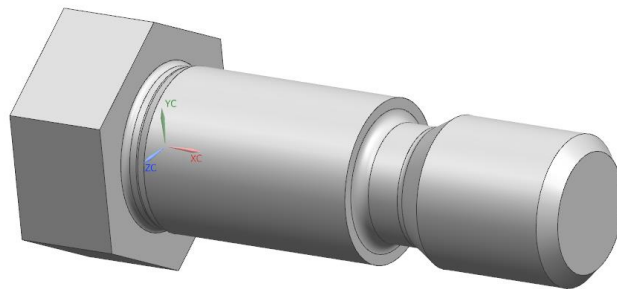
Zvolená varianta uchycení prošla mnoha úpravami, aby co nejlépe vyhovovala potřebám experimentu a co nejméně ovlivňovala měřené parametry. Nejprve jsme museli zmenšit meziosovou vzdálenost na minimum (s ohledem na zástavbové rozměry zatěžovacího stroje) tak, aby byl průhyb co nejmenší. Dále jsme zúžili stěnu kolem objímky vrtačky, abychom ji mohli pohodlně dotáhnout, a nakonec jsme přípravek nařízli, abychom uvolnili napětí ve stěně přilehlé upnutí. Tabulka níže (viz Tabulka 2) shrnuje sledované parametry získané MKP simulací pro konečnou verzi přípravku a srovnává je s původní variantou.

Tabulka 2 – Srovnání parametrů získaných MKP analýzou pro původí a konečný návrh

	Maximální normálové napětí	Maximální průhyb	Průhyb v ose vrtání	Úhel natočení nástroje	Vyosení nástroje v místě obrobku
	$S$ [MPa]	$u_{max}$ [mm]	$u_{osa}$ [mm]	$\varphi$ [°]	$x$ [mm]
<b>Původní návrh</b>	24,7	0,110	0,073	0,042	0,117
<b>Konečný návrh</b>	23,4	0,008	0,050	0,029	0,080

## Lícovaný šroub

Pro uchycení přípravku do stroje jsme zvolili lícovaný šroub. Avšak připojovací závit ve stroji má jemné stoupání, pro které se normalizované lícované šrouby nevyrábějí. Z tohoto důvodu jsme navrhli nestandardní šroub se závitem  $M12 \times 20 \times 1,25$ , který jsme nechali vyrobit na zakázku.

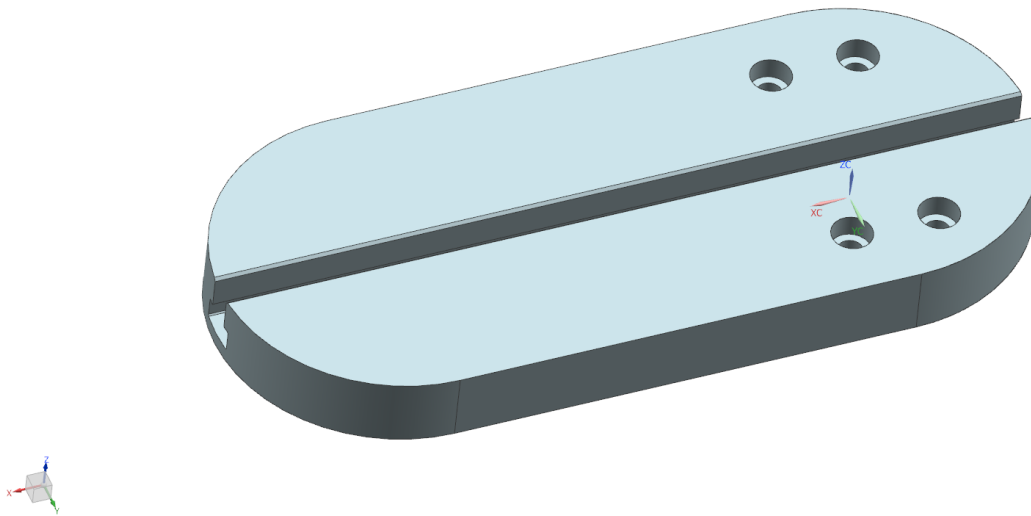


Obrázek 42 – LÍCOVANÝ ŠROUB – 3D model

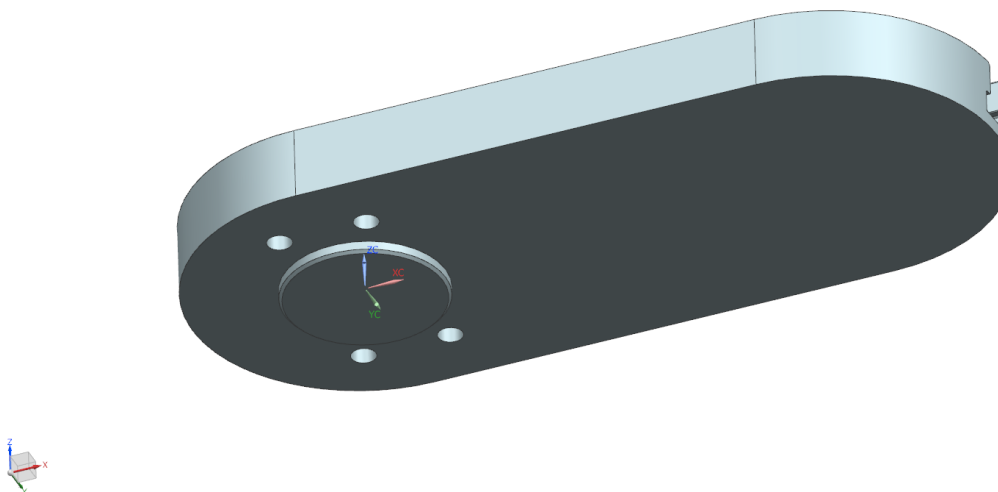
### 3.2.3 Konstrukce dalších dílů pro uchycení obrobku

#### Uchycení na snímači

Uchycení součástí pro uchycení obrobku na snímači musí být pevné, rozebíratelné a musí dobře přenášet měřenou sílu a kroutící moment do snímače. Připojovací rozměry jsou dané z osazení na zatěžovacím stroji. K uchycení je použito čtyř šroubů s válcovou hlavou s vnitřním šestihranem ŠROUB  $M8 \times 35$  ISO 4762 – 12.9 (ČSN EN ISO 4762), které je pevně spojují se snímačem. Pozice šroubů byla volena tak, aby bylo možné vytvořit T – drážku pro upevnění součástí, které drží obrobek. Obrázky níže (viz Obrázek 43 a Obrázek 44) poskytují náhled na navržené řešení [14].



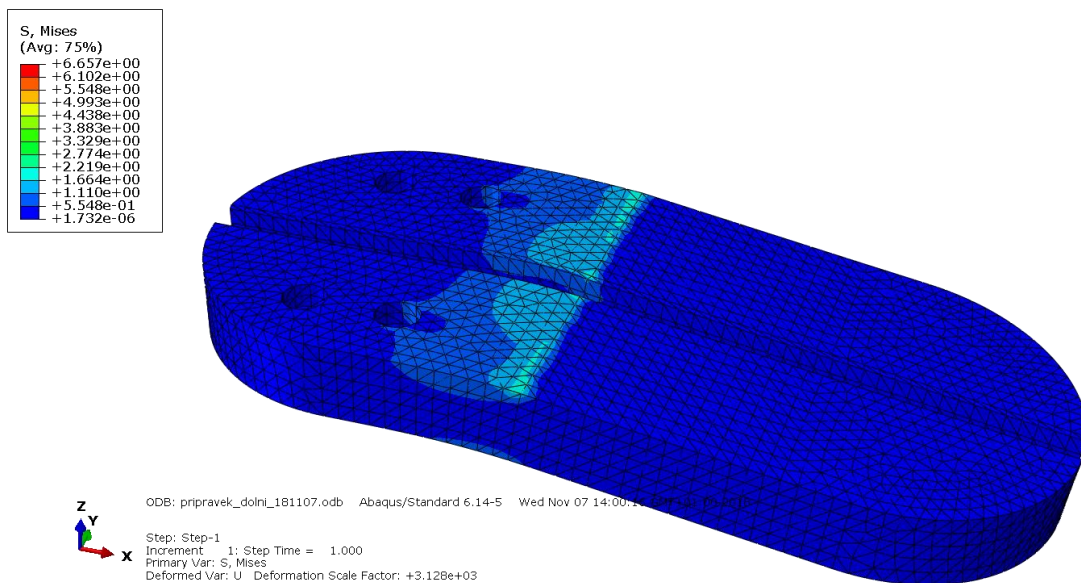
Obrázek 43 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – 3D model – pohled 1



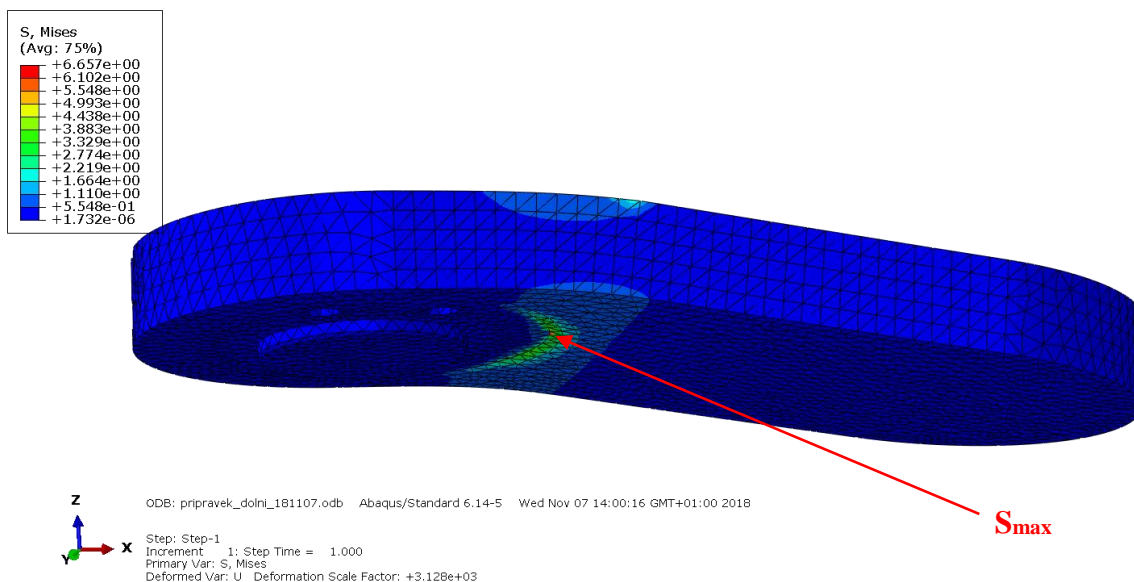
Obrázek 44 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – 3D model – pohled 2

### **MKP analýza dolního přípravku**

I pro tuto součást jsme vytvořili numerickou simulaci zatěžování a nechali vykreslit pole posunutí ve svislé ose a normálového napětí. Síla byla volena stejně jako v předchozích simulacích  $CF = 300 \text{ N}$  a byla distribuována na plochu zatěžovaného obrobku. Osazení ve snímači bylo vytknuto pomocí okrajových podmínek, tzn. zamezení rotace i posuvu.

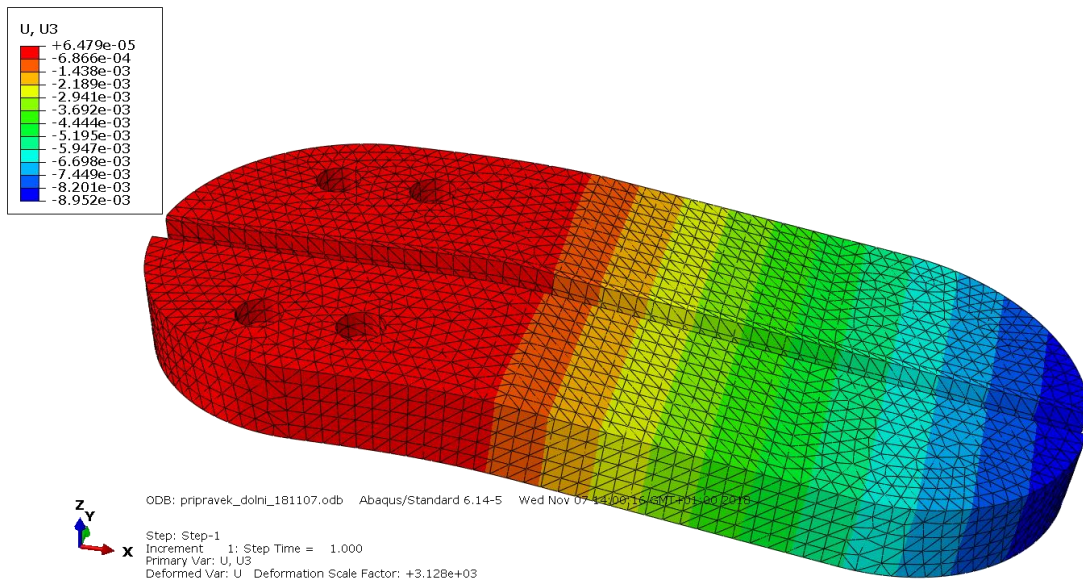


Obrázek 45 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – napětí S – pohled 1

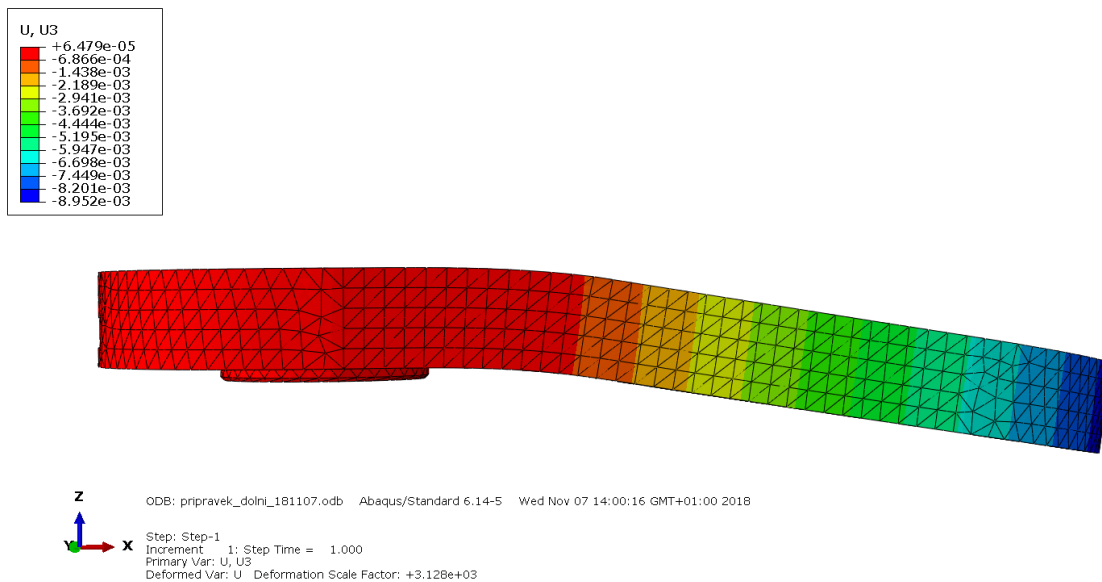


Obrázek 46 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – napětí S – pohled 2

Na obrázcích výše (viz Obrázek 45 a Obrázek 46) je vidět grafický průběh normálového napětí, jehož maximum je  $S = 6,7 \text{ MPa}$  a nachází se taktéž v oblasti ovlivněné vetknutím.



Obrázek 47 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – posunutí  $u_3$  – pohled 1



Obrázek 48 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – posunutí  $u_3$  – pohled 2

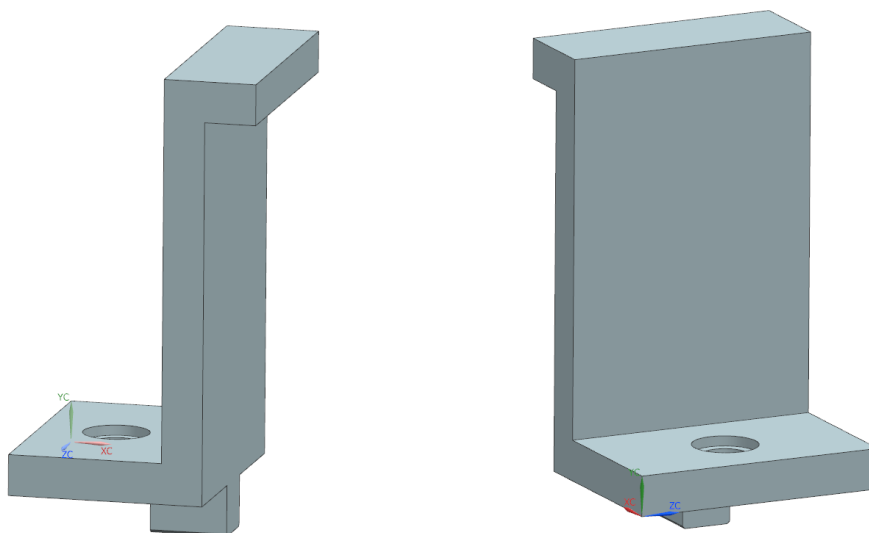
Maximální posunutí ve svislém směru nabývá hodnoty  $u_{max} = -0,0090$  mm a maximální posunutí v ose zatěžování je  $u_{osa} = -0,0028$  mm (viz Obrázek 47 a Obrázek 48). Záporné hodnoty ukazují pouze na posunutí pod osu souřadného systému. Ani tento průhyb, případně vyosení (viz Tabulka 3) neovlivní prováděný experiment.

Tabulka 3 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – Shrnutí parametrů získaných z MKP analýzy

	Maximální normálové napětí	Maximální průhyb	Průhyb v ose vrtání	Úhel natočení nástroje	Vyosení nástroje v místě obrobku
	$S$ [MPa]	$u_{max}$ [mm]	$u_{osa}$ [mm]	$\varphi$ [°]	$x$ [mm]
<b>Dolní přípravek</b>	6,66	-0,009	-0,003	0,0016	0,005

### Esko – uchycení obrobku

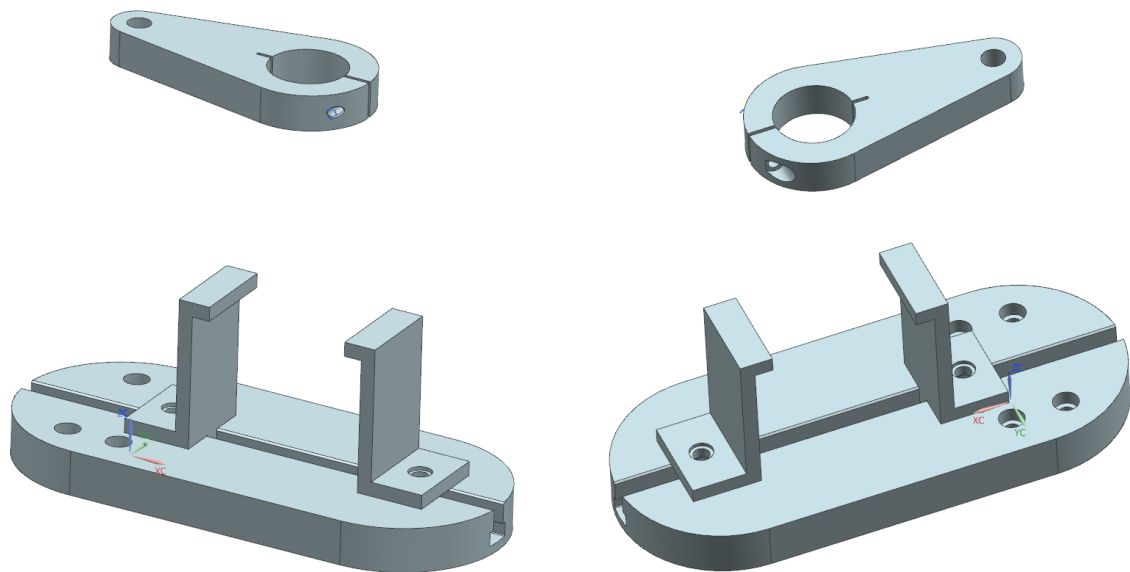
Na obrázku níže (viz Obrázek 49) je vyobrazeno uchycení obrobku (bukového dřeva) na dolním přípravku. Je realizováno prostřednictvím dvou „esek“ připevněných šrouby s válcovou hlavou a vnitřním šestihranem. Snadná manipulace s obrobkem je zajištěna pomocí matic pro T – drážku. Tyto matice dovolují posunutí jen v jedné ose. Pro naše použití jsme použili MATICE PRO T-DRÁŽKU DIN 508 OCEL M8 × 10 [13].



Obrázek 49 – ESKO – uchycení obrobku – pohled 1 a 2

### 3.2.4 Sestava

Na obrázku níže (viz Obrázek 50) jsou náhledy sestavy konstruovaných přípravků.



Obrázek 50 – SESTAVA – pohled 1 a 2

### 3.3 Návrh řezný podmínek a posuvů

Při návrhu těchto parametrů jsme se inspirovali dostupnou literaturou a již provedenými podobnými experimenty. Naším cílem bylo dosáhnout stejných obvodových rychlostí pro všechny 3 typy zkoušených fréz. To znamenalo nastavit různé otáčky – pro nejmenší průměr nejvyšší otáčky a pro největší průměr naopak nejnižší otáčky [9].

S ohledem na literaturu a zakoupenou vrtačku, která dosahovala maxima otáček do  $900 \text{ min}^{-1}$ , jsme zvolili obvodovou rychlost  $v_o = 350 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ . Této řezné rychlosti odpovídají, pro naše typy fréz, následující parametry:

- Fréza skupiny A:  $d_A = 8 \text{ mm} \Rightarrow \omega_A = 87,5 \text{ s}^{-1} \Rightarrow n_A = 836 \text{ min}^{-1}$
- Fréza skupiny B:  $d_B = 12 \text{ mm} \Rightarrow \omega_B = 58,3 \text{ s}^{-1} \Rightarrow n_B = 557 \text{ min}^{-1}$
- Fréza skupiny C:  $d_C = 16,5 \text{ mm} \Rightarrow \omega_C = 42,4 \text{ s}^{-1} \Rightarrow n_C = 405 \text{ min}^{-1}$

Rychlost posuvu, kterým nástroj vniká do materiálu byla volena ze zkušenosti a na základě zjištěných skutečností z dostupných zdrojů tak, aby se dobře odváděla tříska a nepřipalovala se. Konkrétně jsme zvolili hodnotu  $v_p = 180 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$  [9].



### 3.4 Simulované opotřebení

Pro splnění cíle této práce, tedy pro zjištění, zda se změní podmínky po opotřebení (viz v textu výše), bylo nutné navrhnout vhodný postup pro efektivní, dostatečné a srovnatelné opotřebení rezných nástrojů.

Navrhli jsme postup opotřebení – opakovaného vrtání při zachování počtu vyfrézovaných děr (tzn. délky simulovaného otvoru) pro všechny zkoušené frézy. Materiál obrobku jsme zvolili bukové dřevo, které mechanickými vlastnostmi připomíná kortikální kost. Je tedy vhodné jak pro simulaci při měřených vrtacích zkouškách, tak pro neměřené vrtání za účelem opotřebení.

### 3.5 Návrh statistických metod pro vyhodnocení

Navrhli jsme několik statistických testů, kterými hodnotíme, zda jsou naměřené hodnoty před a po opotřebení statisticky významné (na hranici 95 %). Sledované parametry jsme porovnávali samostatně, tedy přítláčnou sílu a kroutící moment.

**T-test** (jinak také **Studentův T-test**) pracuje s hypotézou o populačním průměru (střední hodnoty). Ověřuje, zda rozdělení vložených dat odpovídá tzv. normálnímu rozdělení s konkrétní střední hodnotou. V našem případě jsme zvolili **dvouvýběrový T-test**, který porovnává dvojice hodnot. Konkrétně tedy srovnává, zda se naměřená data před opotřebením, liší od z výsledků měření po opotřebením, zda rozdíl středních hodnot obou naměřených souborů je roven určité kritické hodnotě (často nule) [15].

**Wilcoxonův test** patří mezi tzv. neparametrické pořadové testy. Není nutné specifikovat přesný typ jejich rozložení a pracují s obecnějšími hypotézami (např. rovnost mediánů). Zde jsme také volili **dvouvýběrový Wilcoxonův test** (jinak **Mannův-Whitneyův U-test**). Tato metoda testuje nulovou hypotézu a shodě mediánů obou souborů náhodných veličin. Test je citlivý na posunutí, ale méně na nestejný rozptyl [16, 17].

Pro přesnější a lepší ověření jsme použili **Kolmogorovův-Smirnovův test**. Jedná se o jednu z nejpoužívanějších neparametrických metod porovnání dvou náhodných výběrů. I tato statistická metoda ověřuje, zda dva soubory jednorozměrných náhodných veličin pochází ze stejného **rozdělení pravděpodobnosti**. Z názvu vyplývá, že autory této metody jsou Andrej Nikolajevič Kolmogorov a Vladimír Ivanovič Smirnov. I pro tuto metodu rozlišujeme dvě verze testu: **jednovýběrový** (ověřuje, zda se naše testovaná náhodná veličina liší od určitého teoretického rozdělení – např. ověření normálního rozdělení) a **dvouvýběrový** (porovnává

rozdělení dvou testovaných náhodných veličin). Z popisu je zřejmé, že pro naše účely, tedy porovnání souboru dat před a po opotřebení, jsme zvolili **dvouvýběrový** Kolmogorovův-Smirnovův test. Ten porovnává rozdíl kumulativních četností dvou výběrů [18].

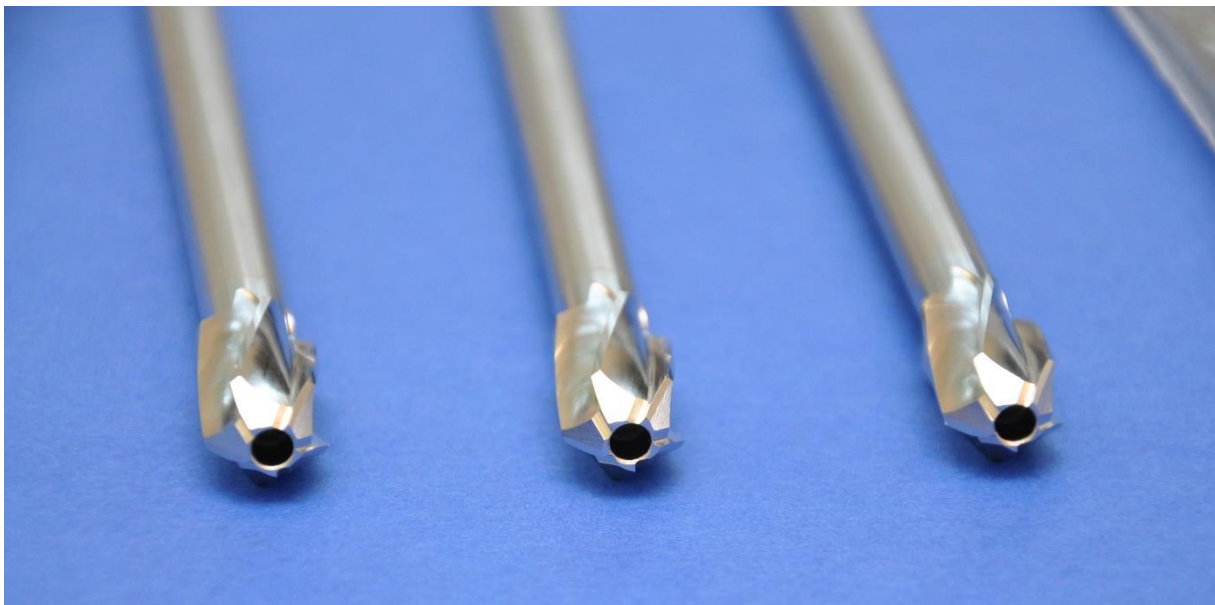
Tyto testy by nám měly říct, zda opotřebení bylo pro vyhodnocení dostatečné, zda jsme dostali hodnoty, které se od sebe významně statisticky liší a mohou být tedy dále vyhodnocované.

## 4 Realizace vrtacích experimentů

Při provádění experimentu jsme postupovali podle následujících bodů:

- A) Upnutí obrobku (bukového dřeva) do přípravku
- B) Předvrtání díry vrtákem do dřeva o průměru 6 mm
- C) Obrábění frézou 8 mm s otáčkami  $890 \text{ min}^{-1}$
- D) Obrábění frézou 12 mm s otáčkami  $620 \text{ min}^{-1}$
- E) Obrábění frézou 16,5 mm s otáčkami  $530 \text{ min}^{-1}$

K tomuto experimentu jsme měli k dispozici 32 kusů fréz o třech různých průměrech – 8, 12 a 16,5 mm. Právě podle průměru jsme frézy rozdělili do tří skupin označených písmeny, skupina A – 8 mm – 11 ks, skupina B – 12 mm – 11 ks, skupina C – 16,5 mm – 10 ks. Kvůli zajištění správnosti a nezaměnitelnosti všech zkoušených vzorků jsme frézy označili příslušnými písmeny skupin a čísla od 1 do 11 (resp. 10).

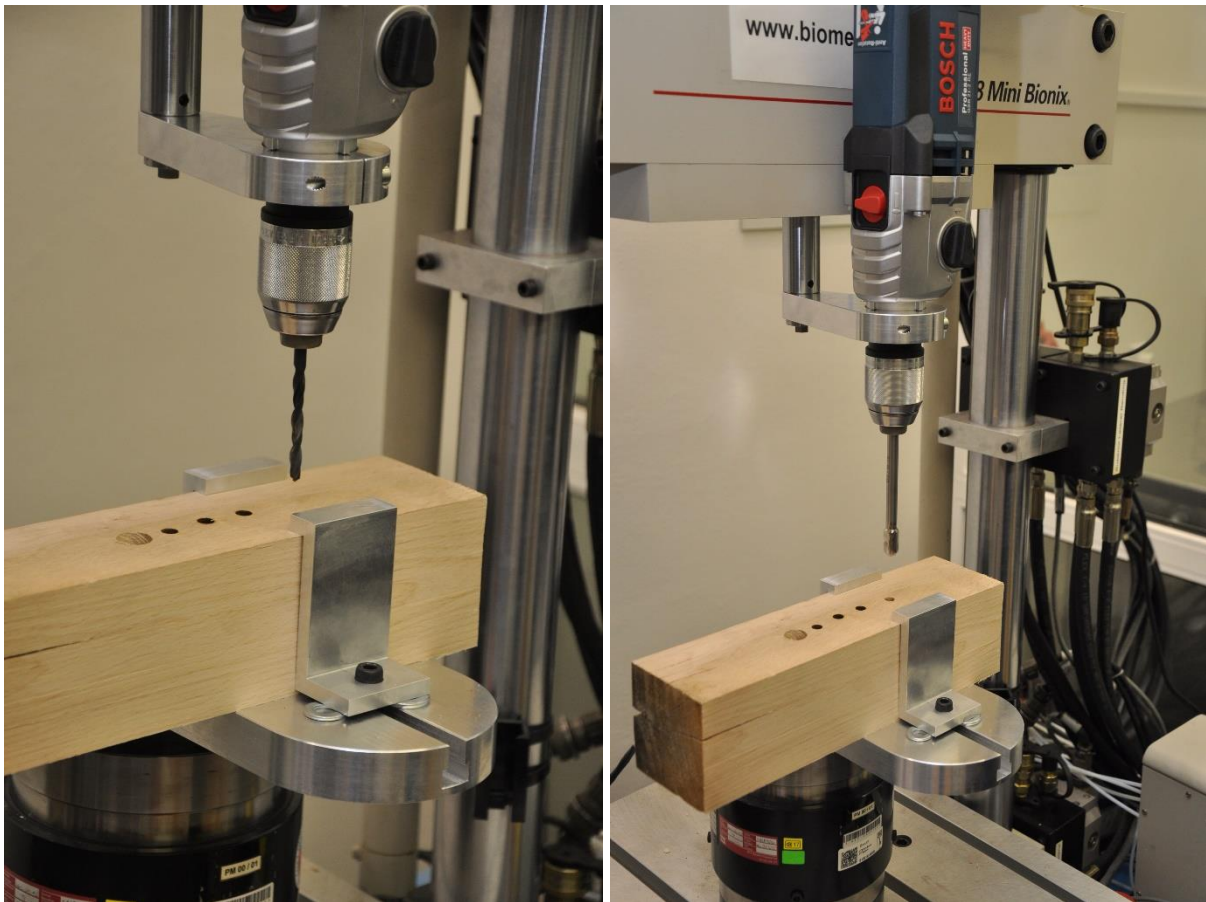


Obrázek 51 – Zkoušené frézy – průměr 8 mm

Nejprve jsme upnuli vrtačku do „oka“, které bylo pevně přišroubováno do horní čelisti stroje. Dále pak obrobek, tedy bukové kvádry o velikosti cca  $90 \times 90 \times 200$  mm do dolního přípravku pomocí dvou „esek“. Do vrtačky (viz Obrázek 52) jsme umístili nejdříve vrták do dřeva o průměru 6 mm. Dřevěný kvádr jsme vystředili tak, aby vrták byl na připravené značce.

Po dotažení všech součástí jsme vyvrtali první otvor do hloubky 30 mm, pro frézování zkoušenými frézami byla hloubka snížena na 20 mm.

Vrtačku i obrobek jsme nechali přesně v ose předvrtané díry, aby docházelo k rovnoměrnému úběru materiálu po celém obvodu. Tímto způsobem jsme postupovali i při výměně zkoušených fréz. Díru jsme tedy postupně zvětšovali, od předvrtání, až do průměru největší frézy (16,5 mm). Tedy konkrétně, předvrtání vrtákem 6 mm – frézování frézou 8 mm – frézování frézou 12 mm – frézování frézou 16 mm, a to vždy do stejného místa (viz Obrázek 52), tedy na jedno upnutí obrobku (dřeva).



Obrázek 52 – Náhled postupu – vlevo předvrtání, vpravo frézování 8mm frézou

Otáčky, kterých jsme chtěli dosáhnout, na základě navržené metodiky, jsme měřili pomocí bezkontaktního laserového otáčkoměru. Použitá vrtačka má rozsah od 0 do 900 ot/min, a nastavení je realizováno pomocí ovládacího prvku na vrtačce, tj. kolečka. Bohužel toto ovládání nám nedovolilo přesně nastavit hodnoty, které jsme si stanovili. Proto jsme volili hodnoty, které jim přibližně odpovídají, tj.  $890 \text{ min}^{-1}$ ,  $620 \text{ min}^{-1}$  a  $530 \text{ min}^{-1}$  (pro frézy A, B a C).

Po provedení prvního měřeného zatěžování jsme frézy, podle metodiky, museli opotřebit. Samotné opotřebení bylo prováděno na dřevěných kvádrech, stejným postupem, tedy nejprve

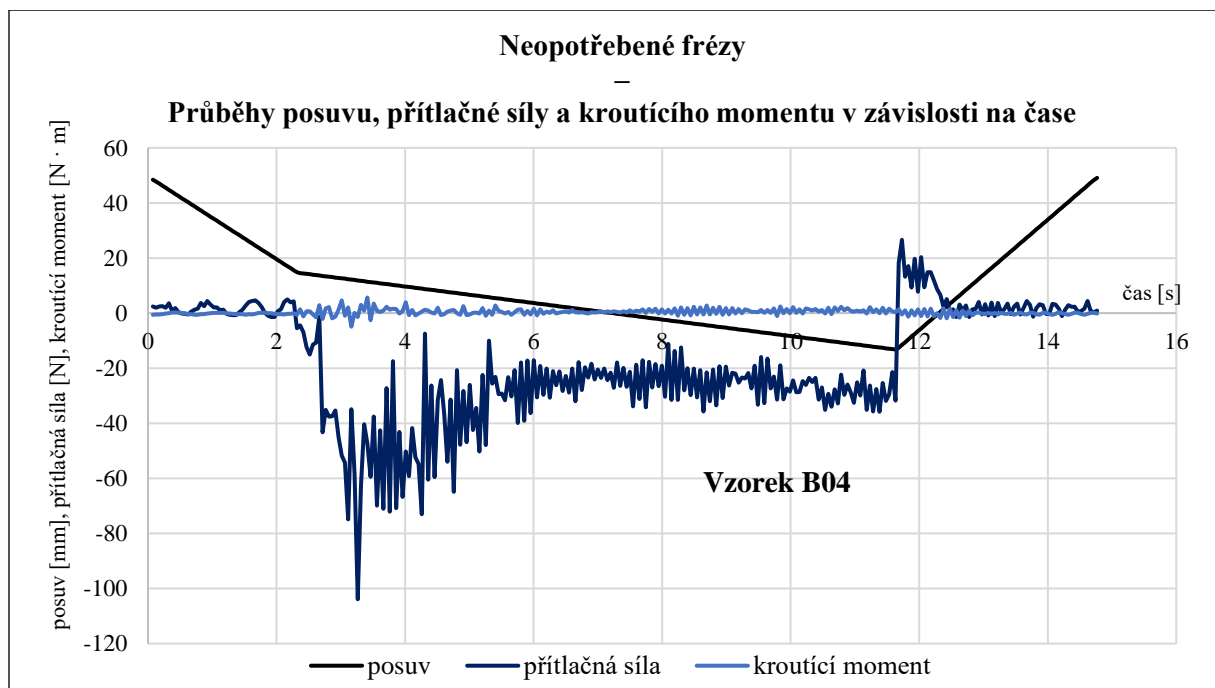
předvrtání a poté postupně, podle velikosti zkoušené frézy. Na každé fréze jsme provedli vyvrtání 100 děr do hloubky velikosti ostří, tj. cca 20 mm.

Na takto opotřebovaných frézách jsme postup experimentu zopakovali a podle navržené metodiky provedli statistické vyhodnocení.

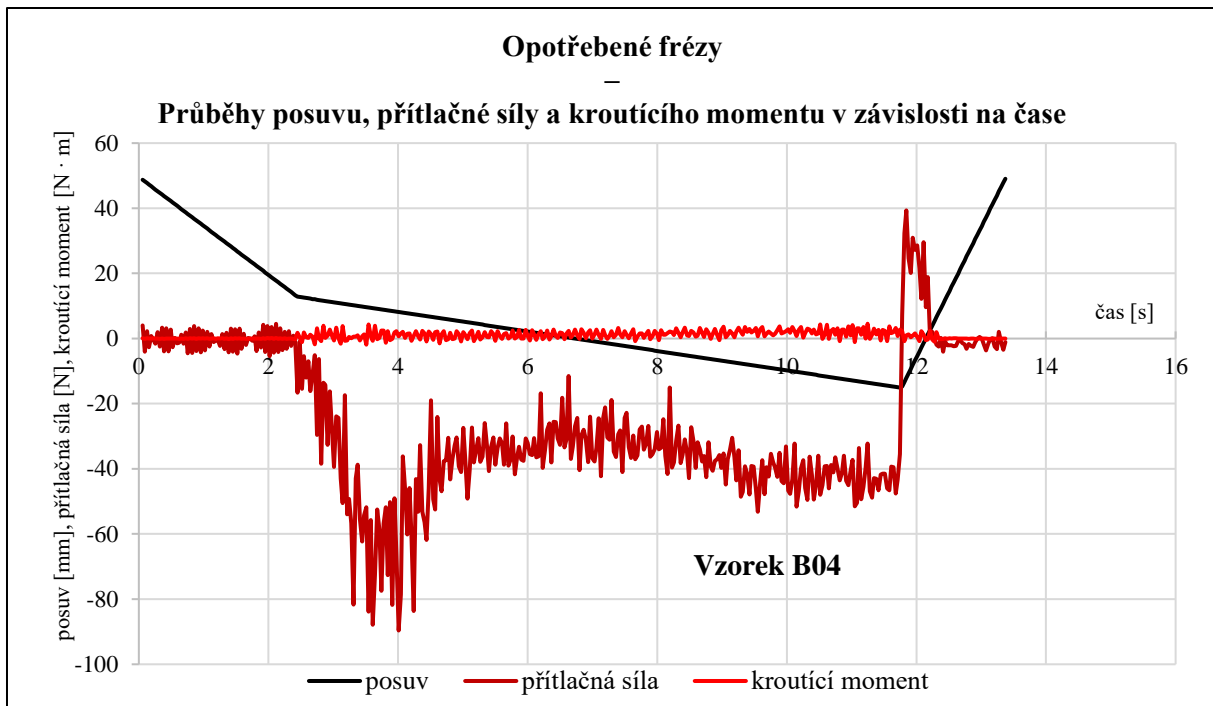
## 5 Hodnocení podmínek při zavrtávání a opotřebení hřebů

### 5.1 Průběh zatěžování

Ze softwaru, který řídí testovací systém, jsme získali data z průběhu experimentu, která jsme přenesli do MS Excel. Konkrétně jsme zaznamenávali čas, posun, přítláčnou sílu a moment síly. Na obrázcích níže jsou vyobrazena tato naměřená data (pro vzorek B04) v jednom grafu pro neopotřebované frézy (viz Obrázek 53) a ve druhém grafu pro frézy opotřebované (viz Obrázek 54).

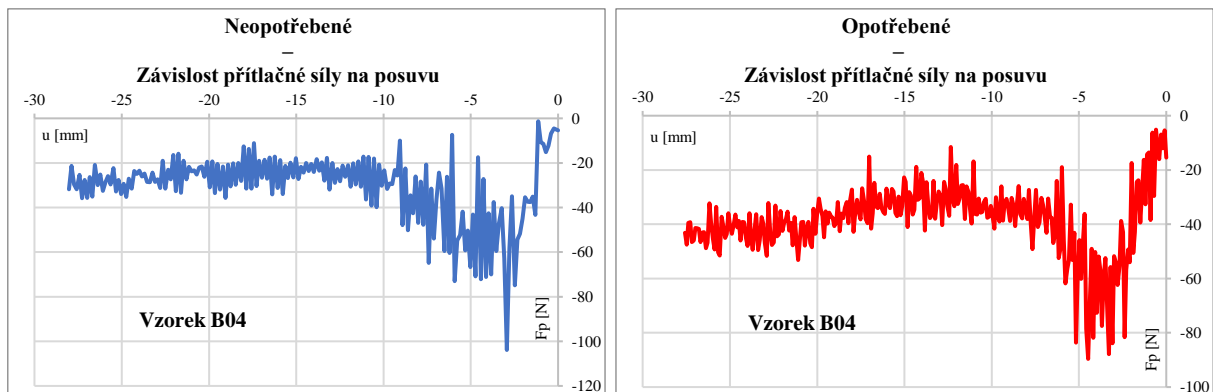


Obrázek 53 – VZOREK B04 – neopotřebované frézy – graf závislosti posuvu, přítláčné síly a kroutícího momentu na čase

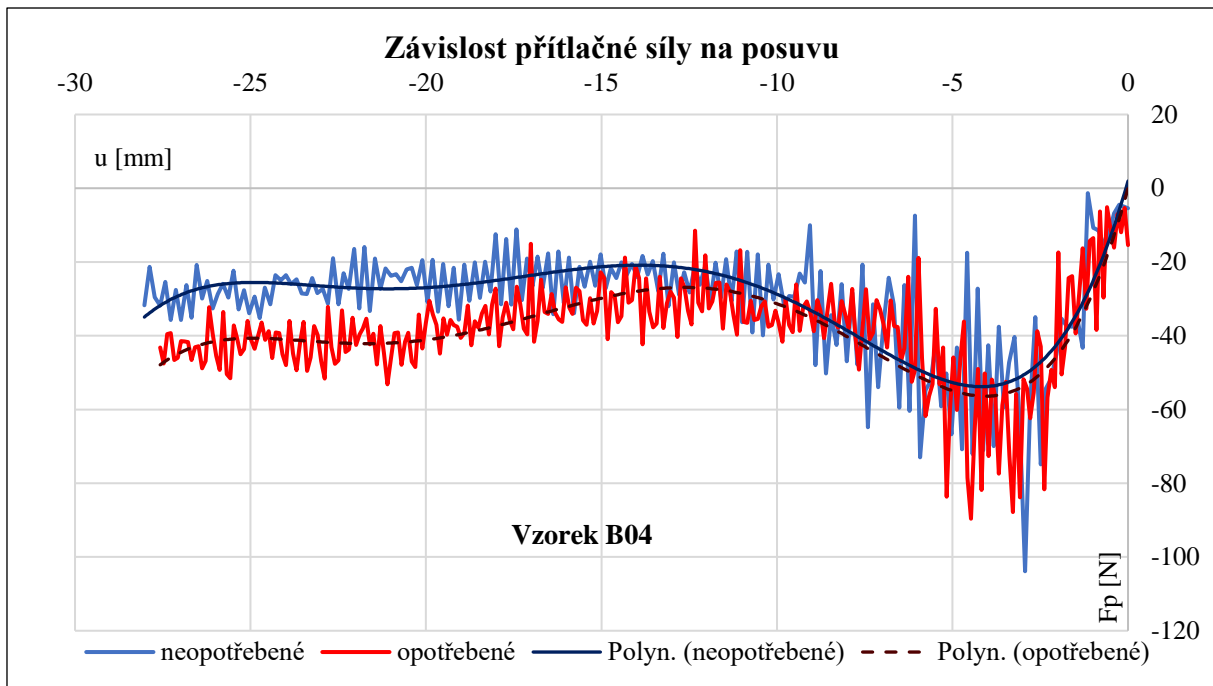


Obrázek 54 – VZOREK B04 – opotřebené frézy – Graf závislosti posuvu, přítláčné síly a kroutícího momentu na čase

Z celého průběhu zatěžování byla vybrána data, která odpovídají zatěžovacímu cyklu, ta byla taktéž vynesena do grafů. Zvlášť závislost přítláčné síly a zvlášť závislost kroutícího momentu na posuvu. Nejprve pro neopotřebenou, a to samé pro opotřebenou (viz Obrázek 55).

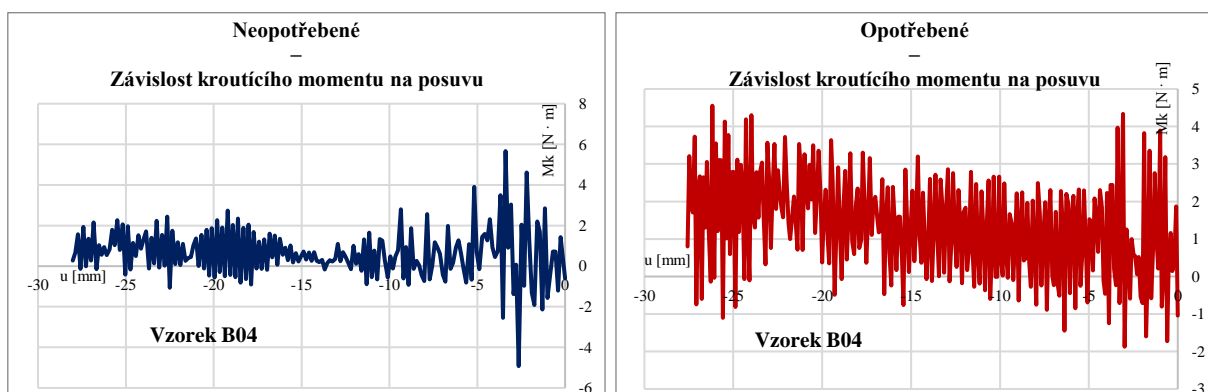


Obrázek 55 – VZOREK B04 – Grafy závislosti přítláčné síly na posuvu – vlevo neopotřebené, vpravo opotřebené



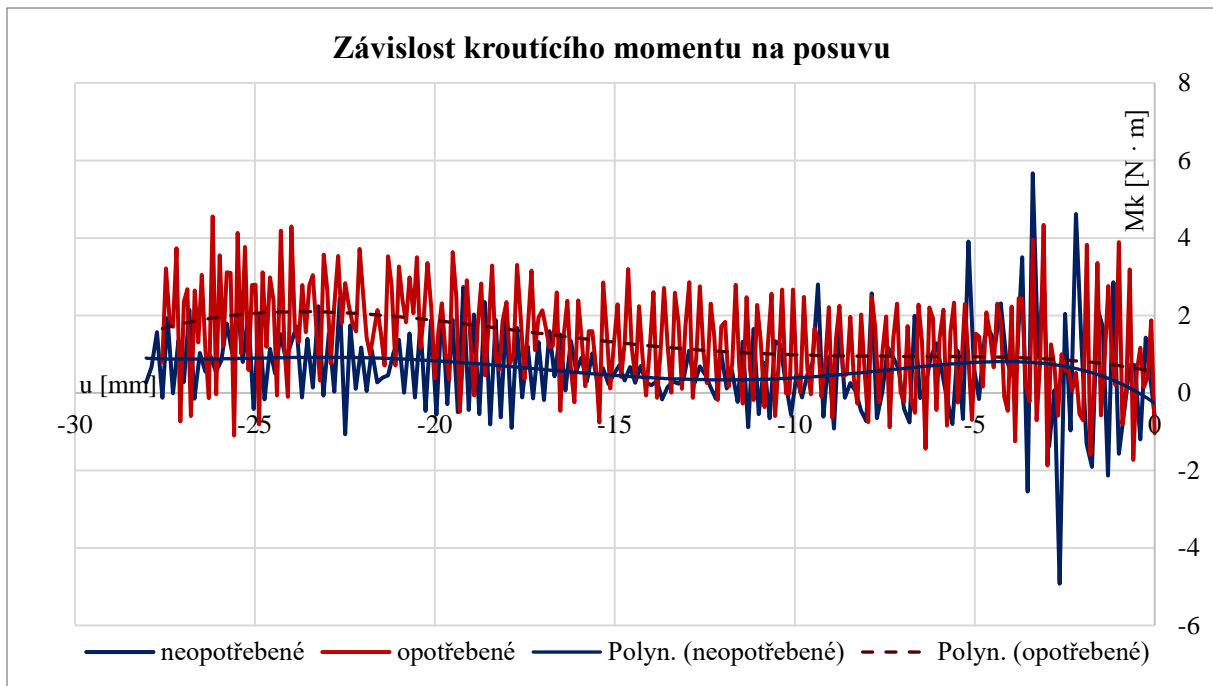
Obrázek 56 – VZOREK B04 – Srovnání závislosti přítláčné síly na posuvu pro neopotřebenou a opotřebenou frézu

Graf výše (Obrázek 56) srovnává závislost **přítláčné síly**  $F_p$  [N] na posuvu  $u$  [mm] pro reprezentativní vzorek frézy (B04 – průměr 12 mm) před a po opotřebení. Na první pohled je patrné, že se průběhy překrývají, v některých intervalech výrazněji, v jiných nikoli. Avšak opotřebený nástroj dosahuje většinou vyšších hodnot v absolutní hodnotě (jedná se o tlakovou sílu, tzn. záporné hodnoty). Pro podpoření mého tvrzení byla data proložena polynomiálními křivkami 5. stupně. Ty jasně dokladují, že přes rozkmit naměřených hodnot, dosahuje průběh opotřebené (tmavě červená přerušovaná křivka) frézy vyšších hodnot než u neopotřebené (tmavě modrá plná křivka). Avšak maximum je vyšší u neopotřebené frézy.



Obrázek 57 – VZOREK B04 – Grafy závislosti kroutícího momentu na posuvu – vlevo neopotřebené, vpravo opotřebené





Obrázek 58 – VZOREK B04 – Srovnání závislostí kroutících momentů na posuvu pro neopotřebenou a opotřebenou frézu

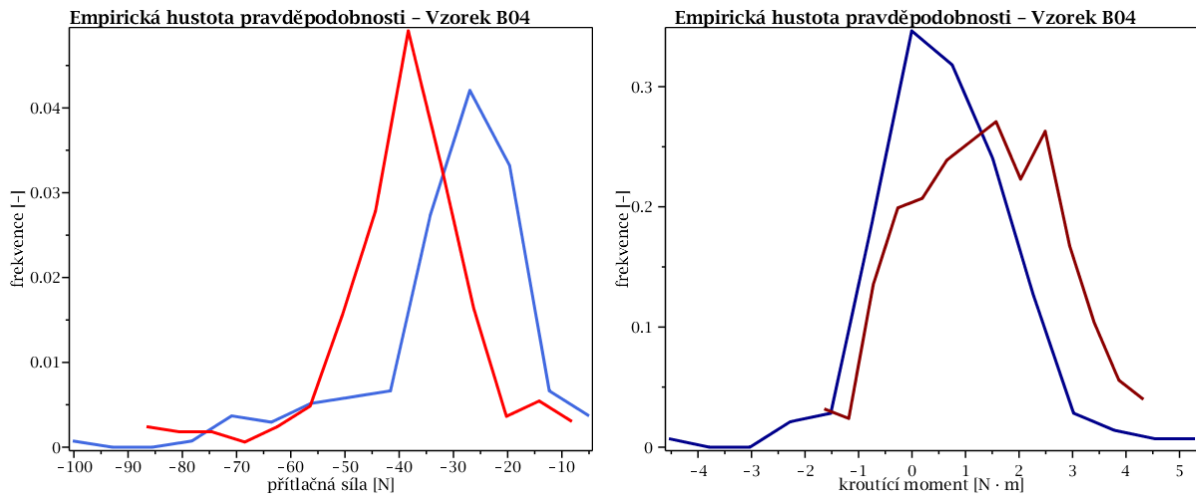
Srovnání **kroutícího momentu**  $M_k$  [N · m] pro jednu frézu (vzorek B04) před a po opotřebení je vyobrazeno na grafu výše (Obrázek 58). Z těchto průběhů je zřejmé, že červená křivka reprezentující opotřebený vzorek má větší rozptyl. Dále je patrné značné překrytí křivek obou průběhů. Dle proložených polynomů je zde, stejně jako v průběhu přítláčné síly, vidět, že opotřebené frézy dosahují vyšších hodnot. Nicméně i v tomto případě je maximum vyšší u nástroje neopotřebeného.

## 5.2 Statistické testy

Pro nalezení statistické významnosti mezi soubory dat, získanými před a po opotřebení, jsem použila tři různé statistické testy (viz kapitola 3.5). Statistická významnost byla akceptována na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ .

T – test a U – test byl prováděn pomocí statistického doplňku v programu MS Excel. Oba tyto testy nejprve spustily analýzu podmínek použitelnosti a poté již vypsaly kritické hodnoty, které jsme porovnali s určenou hladinou významnosti. Po porovnání byla data zaznamenána do tabulky, signifikantních změn.

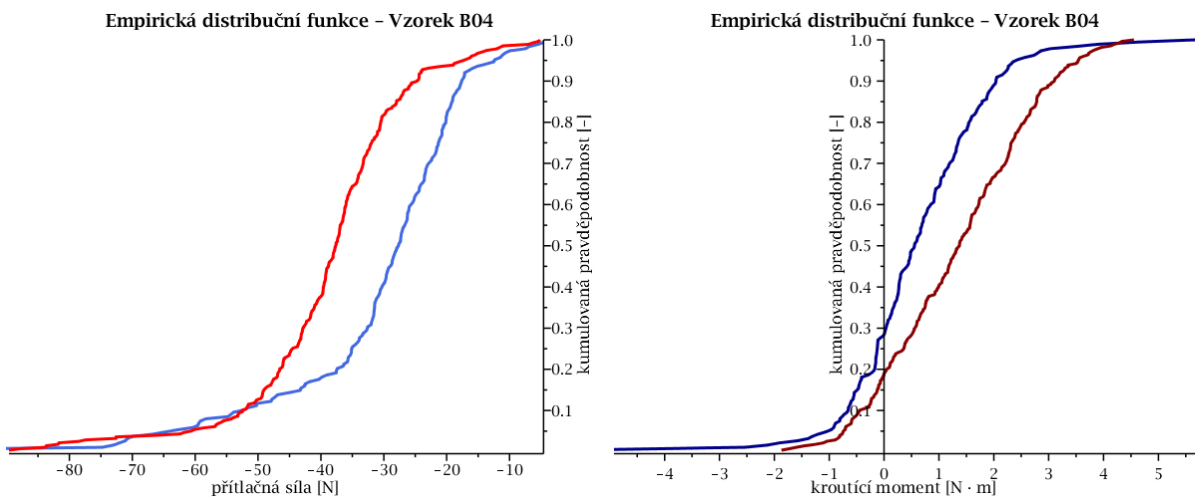
Kolmogorovův-Smirnovův test byl proveden v softwaru Maple 2015. Nejprve byla data zobrazena jako graf empirické hustoty pravděpodobnosti, jež zachycuje typ rozložení.



Obrázek 59 – VZOREK B04 – Grafy empirických hustot pravděpodobnosti – vlevo přítláčná síla, vpravo kroučící moment

Z těchto grafů (viz Obrázek 59) vyplývá, že data nepochází z normálního rozdělení. A již na první pohled je zřejmé, že data nejsou stejná, tudíž se předpokládá, že pro tento vzorek bude nulová hypotéza zamítnuta a rozdíl mezi datovými řadami bude signifikantní. A to jak pro přítláčnou sílu, tak pro kroučící moment před a po opotřebení.

Pro porovnání signifikantních rozdílů slouží empirické distribuční funkce neboli funkce rozdělení pravděpodobností. Kolmogorův-Smirnovův test funguje na principu hledání maximálního rozdílu právě mezi těmito křivkami distribuční funkce.



Obrázek 60 – VZOREK B04 – Grafy empirických distribučních funkcí – vlevo přítláčná síla, vpravo kroučící moment

Rozdíly mezi oběma soubory dat jsou z těchto křivek na grafech výše (viz Obrázek 60), evidentní. Avšak pro potvrzení se využívá porovnání číselných hodnot s kritickou hodnotou stanovenou na hladině významnosti  $\alpha$  dle tabelovaného vzorce [16].

## 6 Výsledky

Statistickými testy, popsánymi v předchozích kapitolách, jsme určili, zda změny před a po opotřebením jsou signifikantní či nikoli. Následující tabulka (viz Tabulka 4) zobrazuje, které testy signifikantně prokázaly změnu (1) v přítláčné síle a krouťícím momentu napříč skupinami, a které nikoli (0).

Tabulka 4 – Signifikantní rozdíly mezi daty před a po opotřebením dle jednotlivých statistických testů<sup>10</sup>

	PŘÍTLAČNÁ SÍLA			KROUTÍCÍ MOMENT		
	A	B	C	A	B	C
T – TEST	1	1	1	1	1	1
U – TEST	0	1	1	1	1	1
K-S TEST	0	1	1	1	1	1

Na první pohled vidíme, že v tabulce výše (viz Tabulka 4) jasně převládají signifikantní změny. Jen dle U – testu a Kolmogorovova-Smirnovova testu pro přítláčnou sílu ve skupině A jsme změny neprokázali. Avšak U – test je neparametrický, tzn. není tak silný a pro jeho hodnověrné použití by bylo potřeba ověření dalších předpokladů. Jako směrodatný pro další vyhodnocení jsme brali Kolmogorovův-Smirnovův test, který je pro toto uplatnění nejvhodnější. Zbylé dva testy sloužily pouze jako orientační. To znamená, že v případě přítláčné síly skupiny A jsme K-S testem neprokázali statisticky významné změny.

Z kapitoly výše (viz Kapitola 5.2) jsme vyhodnotili, že výběr nepochází z normálního rozdělení, proto jsme ke kvantifikaci rozdílů sledovaných parametrů volili medián a příslušné kvartilové rozpětí (IQR). V tabulce níže (viz Tabulka 5) jsou shrnuty hodnoty mediánů a kvartilových rozpětí vyhodnocených pro přítláčnou sílu a krouťící moment všech skupin zkoušených fréz (A, B a C).

<sup>10</sup> 0 = statisticky nevýznamná změna

1 = statisticky významná (signifikantní) změna

Tabulka 5 – Mediány a kvartilové rozpětí pro všechny typy fréz<sup>11</sup>

Mediány a kvartilové rozpětí								
SKUPINA	PŘÍTLAČNÁ SÍLA [N]				KROUTÍCÍ MOMENT [N · m]			
	PŘED		PO		PŘED		PO	
	MEDIÁN	IQR	MEDIÁN	IQR	MEDIÁN	IQR	MEDIÁN	IQR
<b>A</b>	-27,66	19,479	-26,01	14,620	0,59	0,984	1,12	1,066
<b>B</b>	-27,34	12,673	-33,59	9,616	0,91	1,438	1,42	1,489
<b>C</b>	-30,09	27,712	-34,60	30,706	1,69	1,842	2,11	2,011

Mediány a příslušné kvartilové rozpětí zobrazené v tabulce výše (viz Tabulka 5) jsou seřazeny po skupinách a pro přítláčnou sílu a kroučící moment zvlášť. Z tabulky je zřejmé, že ve všech případech, kromě přítláčné síly u fréz skupiny A, došlo k navýšení (v absolutní hodnotě) sledovaných veličin. Tabulka níže (viz Tabulka 6) zobrazuje rozdíly před a po opotřebení sady zkoušených fréz.

Tabulka 6 – Přehled zaznamenaných rozdílů mediánů před a po opotřebení<sup>11</sup>

Rozdíly mediánů před a po opotřebení						
	A		B		C	
	[N] / [N · m]	%	[N] / [N · m]	%	[N] / [N · m]	%
PŘÍTLAČNÁ SÍLA	1,65	-6	-6,25	23	-4,51	15
KROUTÍCÍ MOMENT	0,53	90	0,51	56	0,42	25

Skupina A zaznamenala pokles mediánu o 1,65 N, nicméně tyto změny byly vyhodnoceny jako statisticky nevýznamné. Tento mimořádný jev byl nejspíš způsoben zvoleným rozsahem snímače, ten byl příliš velký pro takto malé frézy. Avšak v kroučícím momentu jsme již nárůst zaznamenali, zvýšil se o 0,53 N · m, což je nárůst o cca 90 % oproti hodnotě před opotřebením.

Frézy skupiny B dosáhly významného (signifikantního) zvýšení v obou sledovaných veličinách, které reprezentují zvýšený odpor po opotřebení. Přítláčná síla těchto fréz narostla

<sup>11</sup> červený text – statisticky nevýznamný rozdíl mezi daty před a po opotřebením

o 6,25 N, tzn. o 23 %. Kroutící moment vzrostl o 0,51 N · m, což je vyjádřeno v procentech více než 56 %.

U největších zkoušených nástrojů, fréz skupiny C, jsme naměřili přítlačnou sílu po opotřebení o 4,51 N vyšší než před opotřebením, o téměř 15 %. Kroutící moment vzrostl o 0,42 N · m, tzn. o 25 %.

Tato vyhodnocení jsem prováděla i pro každou jednotlivou frézu v každé skupině zvlášť. Pro názornost uvádím jako příklad tabulku (viz Tabulka 7) pro mediány a kvartilové rozpětí vzorků skupiny B.

Tabulka 7 – Příklad vyhodnocených mediánu a jejich kvartilových rozpětí pro jednotlivé frézy skupiny B<sup>12</sup>

SKUPINA B								
vzorek	PŘÍTLAČNÁ SÍLA				KROUTÍCÍ MOMENT			
	PŘED		PO		PŘED		PO	
	MEDIÁN	IQR	MEDIÁN	IQR	MEDIÁN	IQR	MEDIÁN	IQR
1	-29,36	26,997	-30,54	12,914	1,13	1,392	1,08	1,546
2	-33,82	20,442	-31,94	19,020	0,66	1,034	1,66	1,608
3	<b>-33,61</b>	<b>17,083</b>	<b>-32,81</b>	<b>10,912</b>	<b>1,20</b>	<b>1,762</b>	<b>0,76</b>	<b>1,869</b>
4	-27,63	13,838	-37,65	12,414	0,56	1,472	1,38	1,956
5	-31,25	20,945	-39,93	14,362	0,56	1,343	1,21	1,223
6	-24,45	14,818	-39,72	16,555	0,69	1,312	1,80	1,304
7	-26,93	15,872	-36,58	15,380	1,25	1,118	1,74	1,707
8	-25,65	9,784	-32,79	10,289	<b>1,24</b>	<b>1,472</b>	<b>1,10</b>	<b>1,175</b>
9	-32,74	14,933	-38,91	12,942	1,00	1,483	1,37	1,090
10	-26,68	21,485	-36,18	8,466	1,06	2,039	1,58	1,097
11	-32,85	21,397	-43,61	16,364	0,87	1,494	1,93	1,298
<b>ROZDÍL</b>	<b>+ 23 %</b>				<b>+ 56 %</b>			

I zde vidíme, že fréza č. 3 byla vyhodnocena jako statisticky nevýznamná jak pro přítlačnou sílu, tak pro kroutící moment. Fréza č. 8 vyšla nevýznamně pouze pro kroutící moment, pro přítlačnou sílu byla její změna signifikantní. Jak už bylo popsáno výše, celkově (skupina B) se přítlačná síla po opotřebení zvýšila o 23 % a kroutící moment o 56 %.

<sup>12</sup> červený text – statisticky nevýznamný rozdíl mezi daty před a po opotřebením

## Bezpečnost konstrukce

Pro návrh konstrukce přípravku (v kapitole 3.2) jsme uvažovali působící sílu na celou sestavu  $CF = 300 \text{ N}$ . Pro tuto zvolenou sílu jsme konstrukci dimenzovali a optimalizovali. Nicméně po vyhodnocení naměřených hodnot vidíme, že medián působící síly největší frézy je  $F_{pC}(\text{med}) = 30,09 \text{ N}$ . Tato hodnota je o řád menší než předpokládaná. Maximum, kterého jsme při měření sil dosáhli, bylo  $F_{pC}(\text{max}) = 92,7 \text{ N}$  (fréza skupiny C). Přesto, že maximální hodnota je více než třikrát větší než střední hodnota, je zároveň třikrát menší než hodnota  $CF$  předpokládaná.

Průhyb a natočení přípravku získané z prvotní analýzy ukázaly, že experiment nebude ovlivněn odporem způsobeným silou třikrát větší než skutečná. Tudíž naše konstrukce vyhovuje a je bezpečná.

## 7 Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit metodiku, která bude hodnotit a kvantifikovat míru opotřebení fréz používaných pro vrtání děr pro nitrodřeňové hřeby. Před samotným návrhem postupu metodiky jsem navrhla vhodný přípravek pro uchycení obrobku a nástrojů v testovacím systému. Pomocí MKP analýzy (simulace postupu zatěžování) jsme vybrali variantu, která byla dále optimalizována do nejvhodnějšího řešení. V rámci samotného postupu metodiky jsem, s ohledem na dostupnou literaturu, volila vhodné řezné podmínky, tj. posuvy a otáčky.

Na základě navrženého postupu jsme provedli prvotní měření nových vrtacích nástrojů. Po patřičném opotřebení v simulovaných podmínkách reálného použití byl experiment proveden znovu. Při měřeném zatěžování byla zaznamenávána přítláčná síla a kroutící moment, související s vnikáním nástroje do obrobku.

Získané parametry jsem poté pomocí navržených statistických testů porovnávala a zjišťovala, zda bylo opravdu docíleno signifikantního rozdílu mezi naměřenými daty před a po simulovaném opotřebení. Ve všech případech, kromě jednoho – přítláčná síla skupiny A (8mm frézy), bylo prokázáno provedené opotřebení. Neprokazatelnost změny v průběhu přítláčné síly skupiny A byla nejspíše způsobena použitím snímače s velkým měřicím rozsahem. Pro další experimenty bychom volili snímač s větší citlivostí, který však nyní nebyl k dispozici.

Z vyhodnocených parametrů je zřejmé, že navržená metodika prokázala simulované opotřebení a kvantifikovala jeho míru. Metodika je proto vhodná i pro další použití, například při vývoji nových nebo optimalizaci stávajících nástrojů. Využita může být také k posouzení životnosti vrtacích fréz. Zejména při kvantifikaci množství materiálu, které může nástroj odfrézovat, aniž by jeho ztupení nezpůsobovalo nepříznivé ovlivnění okolní tkáně, nebo aby zvýšený odpor (jenž je nutné překonat) nepřivodil operátorům zbytečné komplikace, které by vedly ke zhoršení průběhu operce.

Do budoucna může být pozornost zaměřena na vývoj nových nástrojů s novou geometrií a povrchovými úpravami, které by lépe odolávaly vysokým teplotám a otěru.



## 8 Zdroje

- [1] NESTROJIL, Petr. Léčení zlomenin dlouhých kostí. *SANQUIS: Časopis o umění, medicíně a zdravém životním stylu* [online]. Brno: Audabiac, o. s., 2002, **2002**(22), 52 [cit. 2019-05-30]. ISSN 1212-6535. Dostupné z: <http://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=art701>
- [2] Hřeby. *MEDIN* [online]. Nové Město na Moravě: eBRÁNA, 2019 [cit. 2019-05-30]. Dostupné z: <https://www.medin.cz/hreby>
- [3] Hřeby nitrodřeňové femorální. *MEDIN* [online]. Nové Město na Moravě: eBRÁNA, 2019 [cit. 2019-05-30]. Dostupné z: <https://www.medin.cz/hreby-nitrodrenove-femoralni>
- [4] Hřeby nitrodřeňové femorální retrogradní. *MEDIN* [online]. Nové Město na Moravě: eBRÁNA, 2019 [cit. 2019-05-30]. Dostupné z: <https://www.medin.cz/hreby-nitrodrenove-femoralni-retrogradni>
- [5] Hřeby nitrodřeňové tibiální. *MEDIN* [online]. Nové Město na Moravě: eBRÁNA, 2019 [cit. 2019-05-30]. Dostupné z: <https://www.medin.cz/hreby-nitrodrenove-tibialni>
- [6] Operační postupy: Traumatologie. *MEDIN* [online]. Nové Město na Moravě: eBRÁNA, 2019 [cit. 2019-05-30]. Dostupné z: <https://www.medin.cz/operacni-postupy>
- [7] *OPERAČNÍ TECHNIKA: HŘEB FEMORÁLNÍ LATERÁLNÍ*. 23. 6. 2016. Nové Město na Moravě: MEDIN, 2016.
- [8] *NÁSTROJE A IMPLANTÁTY PRO TRAUMATOLOGII*. Nové Město na Moravě, 2018 [cit. 2019-05-31].
- [9] STAROVESKI, Tomislav, Danko BREZAK a Toma UDILJAK. *Drill wear monitoring in cortical bone drilling* [online]. 2015, **37**(6), 560-566 [cit. 2019-03-16]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.03.014. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453315000880>
- [10] PANDEY, Rupesh Kumar a S.S. PANDA. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* [online]. 2013, **4**(1), 15-30 [cit. 2019-05-31]. DOI: 10.1016/j.jcot.2013.01.002. ISSN 09765662. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0976566213000039>

- [11] REZNIKOV, Natalie, Ron SHAHAR a Steve WEINER. Bone hierarchical structure in three dimensions. *Acta Biomaterialia* [online]. 2014, **10**(9), 3815-3826 [cit. 2019-02-05]. DOI: 10.1016/j.actbio.2014.05.024. ISSN 17427061. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706114002360>
- [12] JANTUNEN, Erkki. A summary of methods applied to tool condition monitoring in drilling. *International Journal of Machine Tools and Manufacture* [online]. 2002, **42**(9), 997-1010 [cit. 2019-05-31]. DOI: 10.1016/S0890-6955(02)00040-8. ISSN 08906955. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0890695502000408>
- [13] MATICE PRO T-DRÁŽKU DIN 508 OCEL BEZ PU |10| M8X10. *FABORY: SETTING THE STANDARD IN FASTENING SOLUTIONS* [online]. Šlapanice: Fabory, 2019 [cit. 2019-05-31]. Dostupné z: <https://www.fabory.com/cs/matice-pro-t-dr%C3%A1%C5%BEku-din-508-ocel-bez-pu-%7c10%7c-m8x10/p/16196080010>
- [14] LEINVEBER, Jiří a Pavel VÁVRA. *Strojnické tabulky: pomocná učebnice pro školy technického zaměření*. 5., upr. vyd. Úvaly: Albra, 2011. ISBN 978-80-7361-081-4.
- [15] ANDĚL, Jiří. *Matematická statistika*. 2. vyd. Praha: STNL, 1985.
- [16] LITSCHMANNOVÁ, Martina. Úvod do statistiky. *VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA* [online]. Ostrava: VŠB – KAM, 2018 [cit. 2019-05-31]. Dostupné z: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>
- [17] LITSCHMANNOVÁ, Martina. Martina Litschmannová: Katedra aplikované matematiky. *Martina Litschmannová* [online]. Ostrava: WordPress, Graphene Theme., 2019 [cit. 2019-05-31]. Dostupné z: <http://k470.vsb.cz/litschmannova/vyuka/statistika/studijni-materialy/>
- [18] Statistika, stochastické procesy, operační výzkum: Elektrotechnika a komunikační technologie). In: *Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně: ÚSTAV MATEMATIKY* [online]. Brno: FEKT VUT, 2014 [cit. 2019-05-31]. Dostupné z: [http://matika.umat.feec.vutbr.cz/inovace/texty/DMA1/CZ/DMA1\\_plna\\_verze\\_CZ.pdf](http://matika.umat.feec.vutbr.cz/inovace/texty/DMA1/CZ/DMA1_plna_verze_CZ.pdf)
- [19] MIRZAALI, Mohammad J., J. Jakob SCHWIEDRZIK, Suwanwadee THAIWICHAI, James P. BEST, Johann MICHLER, Philippe K. ZYSSET a Uwe WOLFRAM. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone* [online]. 2016, **93**,

- 196-211 [cit. 2019-05-31]. DOI: 10.1016/j.bone.2015.11.018. ISSN 87563282.  
Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S8756328215004196>
- [20] ANDERSON, J.J.B. OSTEOPOROSIS. Encyclopedia of Food Sciences and Nutrition [online]. Elsevier, 2003, 2003, , 4278-4281 [cit. 2019-05-31]. DOI: 10.1016/B0-12-227055-X/00869-5. ISBN 9780122270550. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B012227055X008695>
- [21] FLORENCIO-SILVA, Rinaldo, Gisela Rodrigues da Silva SASSO, Estela SASSO-CERRI, Manuel Jesus SIMÕES a Paulo Sérgio CERRI. Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *BioMed Research International* [online]. 2015, **2015**, 1-17 [cit. 2019-05-31]. DOI: 10.1155/2015/421746. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/421746/>
- [22] CHANG, Gregory, Sean BOONE, Dimitri MARTEL, Chamith S. RAJAPAKSE, Robert S. HALLYBURTON, Mitch VALKO, Stephen HONIG a Ravinder R. REGATTE. MRI assessment of bone structure and microarchitecture. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2017, **46**(2), 323-337 [cit. 2019-05-31]. DOI: 10.1002/jmri.25647. ISSN 10531807. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jmri.25647>
- [23] RATNER, B. D. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine* [online]. 3rd ed. Boston: Elsevier/Academic Press, 2013 [cit. 2019-05-31]. ISBN 978-0-12-374626-9. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/book/9780123746269/biomaterials-science>
- [24] MORGAN, ELISE F., GEORGE L. BARNES a THOMAS A. EINHORN. The Bone Organ System: Form and Function. *Osteoporosis* [online]. Elsevier, 2008, 2008, **3**.(vol. I), 3-25 [cit. 2019-05-31]. DOI: 10.1016/B978-012370544-0.50003-3. ISBN 9780123705440. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780123705440500033>
- [25] Cowin, S. C.: Bone Mechanics Handbook: osseointegration in clinical dentistry. 2nd ed. Editor Stephen C Cowin. CRC Press, (2001) ISBN 08-493-9117-2
- [26] FALCINELLI, Cristina. *Didatticaweb: Bone Biomechanics*. 2018. Dostupné také z: <http://didattica.uniroma2.it/home/accedi>

- [27] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.
- [28] SMITH, Gail K. CHAPTER 12: BIOMECHANICS PERTINENT TO FRACTURE ETIOLOGY, REDUCTION, AND FIXATION. *Textbook of Small Animal Orthopaedics* [online]. J.B.Lippincott Company, 1985 [cit. 2019-06-01]. Dostupné z: [http://cal.vet.upenn.edu/projects/saortho/chapter\\_12/12mast.htm#a](http://cal.vet.upenn.edu/projects/saortho/chapter_12/12mast.htm#a)
- [29] Influence of tissue anisotropy on stress-strain curves using specimens obtained from a human femoral diaphysis and tested in tension. In: *Team Bone: Excellence in bone research* [online]. Utah: Team Bone, 2016 [cit. 2019-06-01]. Dostupné z: <https://teambone.com/education-basic/biomechanics-of-bone/>
- [30] Trabecular Bone Morphology Changes May Predict Bone Strength in Girls. In: *Endocrinology Advisor* [online]. Haymarket Media, 2019, 16. leden 2018 [cit. 2019-06-01]. Dostupné z: <https://www.endocrinologyadvisor.com/home/topics/pediatric-endocrinology/trabecular-bone-morphology-changes-may-predict-bone-strength-in-girls/>
- [31] Schematic illustration of typical trabecular pattern in the proximal portion of a human femur. In: *Basicmedical Key: Fastest Basicmedical Insight Engine* [online]. WordPress, 2019, 21. říjen 2016 [cit. 2019-06-01]. Dostupné z: <https://basicmedicalkey.com/bone-tissue-and-biomaterial-design-based-on-the-anisotropic-microstructure/>
- [32] Compact Bone Histology. In: *Microanatomy Web Atlas* [online]. Gwen Childs Jones, 1998, 10. říjen 2014 [cit. 2019-06-01]. Dostupné z: [http://microanatomy.net/bone/compact\\_bone\\_histology.htm](http://microanatomy.net/bone/compact_bone_histology.htm)
- [33] Bankoff, A.D.P. (2007). *Morfologia e Cinesiologia Aplicada ao Movimento Humano*. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro – Brasil.
- [34] NAŇKA, Ondřej. Obecná anatomie kost anatomie kostí a kloub a kloubů. In: *Anatomický Ústav 1. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze – 1. lékařská fakulta [cit. 2019-07-25]. Dostupné z: <http://anat.lf1.cuni.cz/souhrny/lekzs0102b.pdf>

## Seznam obrázků

Obrázek 1 – Ilustrace procesu remodelace [25] .....	11
Obrázek 2 – Řez kostí – Kortikální kost (Cortical Bone) a trabekulární kost (Trabecular Bone) [26] .....	12
Obrázek 3 – Struktura kompaktní kosti [32] .....	12
Obrázek 4 – Ilustrace kompaktní kosti – H – Haversův systém (osteon), 1 – osteocyt, 2 – lakuma, 3 – kanálek, 4 – Haversův kanálek osteonu, 5 – koncentrické lamely osteonu, 6 – povrchové (plášťové) lamely kosti [27] .....	13
Obrázek 5 – Struktura trabekulární kosti [30] .....	14
Obrázek 6 – Architektura spongiózní kosti dle Wolfova zákona – průběh trámeček v horním konci stehenní kosti [31] .....	14
Obrázek 7 – Ilustrativní tahový diagram pro porovnání kosti, skla a kovu [28] .....	15
Obrázek 8 – Tahový (tlakový) diagram kortikální (vlevo) a trabekulární kost (vpravo) [24] .	15
Obrázek 9 – Ilustrativní tahový diagram pro znázornění anizotropie kosti [29] .....	16
Obrázek 10 – Základní typy namáhání kosti - (zleva) tlak, tah, smyk, krut, ohyb [33] .....	17
Obrázek 11 – Hřeby nitrodřeňové femorální – skica a fotografie [3] .....	20
Obrázek 12 – Hřeb nitrodřeňový femorální se zajišťovacími šrouby [3] .....	21
Obrázek 13 – Hřeby nitrodřeňové femorální retrográdní – skica a fotografie [4] .....	21
Obrázek 14 – Hřeb nitrodřeňový femorální retrográdní se zajišťovacími šrouby [4] .....	22
Obrázek 15 – Hřeby nitrodřeňové tibiální – skica a fotografie [5] .....	22
Obrázek 16 – Hřeb nitrodřeňový tibiální se zajišťovacími šrouby [5] .....	23
Obrázek 17 – Náhled postupu vrtání dutiny – vlevo předvrtání perforátorem; uprostřed vrtání předvrtávací frézou; vpravo vrtání flexibilní frézou [7] .....	24
Obrázek 18 – Náhled zavádění hřebu pomocí cíliče [7] .....	24
Obrázek 19 – Možnosti proximálního jištění femorálního laterálního hřebu [7] .....	25
Obrázek 20 – Možnosti distálního zajištění femorálního laterálního hřebu [7] .....	25
Obrázek 21 – Náhled na vodič a flexibilní frézy [8] .....	26

Obrázek 22 – Náhled celé frézy [8].....	26
Obrázek 23 - Zatěžovací systém MTS s uchycením přípravku a dřevěného kvádru .....	30
Obrázek 24 – RÁM – 3D model – pohled 1 .....	31
Obrázek 25 – RÁM – 3D model – pohled 2 .....	31
Obrázek 26 – OKO – 3D model – pohled 1 .....	32
Obrázek 27 – OKO – 3D model – pohled 2 .....	32
Obrázek 28 – RÁM – simulace zatížení – napětí S – pohled 1 .....	33
Obrázek 29 – RÁM – simulace zatížení – napětí S – pohled 2.....	34
Obrázek 30 – RÁM – simulace zatížení – posunutí u1 .....	34
Obrázek 31 – OKO – simulace zatížení – napětí S – pohled 1 .....	35
Obrázek 32 – OKO – simulace zatížení – napětí S – pohled 1 .....	35
Obrázek 33 – OKO – simulace zatížení – posunutí u3 .....	36
Obrázek 34 – OKO – simulace utažení – napětí S .....	37
Obrázek 35 – OKO – zúžená stěna kolem uchycení vrtačky – 3D model .....	38
Obrázek 36 – OKO – zúžená stěna kolem uchycení vrtačky – simulace utažení – napětí S ...	38
Obrázek 37 – OKO – naříznutí –3D model.....	39
Obrázek 38 – OKO – naříznutí – simulace zatížení – posunutí u3 – pohled 1 .....	39
Obrázek 39 – OKO – naříznutí – simulace zatížení – posunutí u3 – pohled 2 .....	40
Obrázek 40 – OKO – naříznutí – simulace zatížení – napětí S – pohled 1 .....	40
Obrázek 41 – OKO – naříznutí – simulace zatížení – napětí S – pohled 2 .....	41
Obrázek 42 – LÍCOVANÝ ŠROUB – 3D model .....	42
Obrázek 43 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – 3D model – pohled 1 .....	43
Obrázek 44 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – 3D model – pohled 2 .....	43
Obrázek 45 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – napětí S – pohled 1 .....	44
Obrázek 46 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – napětí S – pohled 2 .....	44
Obrázek 47 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – posunutí u3 – pohled 1 .....	45

Obrázek 48 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – simulace zatížení – posunutí u3 – pohled 2 .....	45
Obrázek 49 – ESKO – uchycení obrobku – pohled 1 a 2.....	46
Obrázek 50 – SESTAVA – pohled 1 a 2.....	47
Obrázek 51 – Zkoušené frézy – průměr 8 mm.....	50
Obrázek 52 – Náhled postupu – vlevo předvrtání, vpravo frézování 8mm frézou .....	51
Obrázek 53 – VZOREK B04 – neopotřeбенé frézy – graf závislosti posuvu, přítláčné síly a kroučícího momentu na čase.....	52
Obrázek 54 – VZOREK B04 – opotřeбенé frézy – Graf závislosti posuvu, přítláčné síly a kroučícího momentu na čase.....	53
Obrázek 55 – VZOREK B04 – Grafy závislosti přítláčné síly na posuvu – vlevo neopotřeбенé, vpravo opotřeбенé .....	53
Obrázek 56 – VZOREK B04 – Srovnání závislostí přítláčné síly na posuvu pro neopotřebované a opotřebované frézy .....	54
Obrázek 57 – VZOREK B04 – Grafy závislosti kroučícího momentu na posuvu – vlevo neopotřeбенé, vpravo opotřeбенé.....	54
Obrázek 58 – VZOREK B04 – Srovnání závislostí kroučících momentů na posuvu pro neopotřebované a opotřebované frézy.....	55
Obrázek 59 – VZOREK B04 – Grafy empirických hustot pravděpodobnosti – vlevo přítláčná síla, vpravo kroučící moment.....	56
Obrázek 60 – VZOREK B04 – Grafy empirických distribučních funkcí – vlevo přítláčná síla, vpravo kroučící moment .....	56



## Seznam tabulek

Tabulka 1 – Shrnutí parametrů získaných z MKP analýzy .....	36
Tabulka 2 – Srovnání parametrů získaných MKP analýzou pro původí a konečný návrh .....	41
Tabulka 3 – DOLNÍ PŘÍPRAVEK – Shrnutí parametrů získaných z MKP analýzy .....	46
Tabulka 4 – Signifikantní rozdíly mezi daty před a po opotřebení dle jednotlivých statistických testů .....	57
Tabulka 5 – Mediány a kvartilové rozpětí pro všechny typy fréz.....	58
Tabulka 6 – Přehled zaznamenaných rozdílů mediánů před a po opotřebení <sup>11</sup> .....	58
Tabulka 7 – Příklad vyhodnocených mediánu a jejich kvartilových rozpětí pro jednotlivé frézy skupiny B.....	59

## 9 Přílohy

Příloha č. 1..... VÝROBNÍ VÝKRES – 2018/01 – OKO HORNÍ

Příloha č. 2..... VÝROBNÍ VÝKRES – 2018/02 – ESKO

Příloha č. 3..... VÝROBNÍ VÝKRES – 2018/03 – PŘÍPRAVEK DOLNÍ

Příloha č. 4..... VÝROBNÍ VÝKRES – 2018/04 – LÍCOVANÝ ŠROUB