



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

## ANALÝZA MECHANICKÝCH VELIČIN KOSTNÍ TKÁNĚ V SOUVISLOSTI S OSTEOPORÓZOU

ANALYSIS OF MECHANICAL CHARACTERISTICS OF BONE TISSUE IN RELATION TO OSTEOPOROSIS

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tomáš Kordula

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Vosynek, Ph.D.

BRNO 2017



## **Zadání bakalářské práce**

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky  
Student: **Tomáš Kordula**  
Studijní program: Strojírenství  
Studijní obor: Základy strojírenského inženýrství  
Vedoucí práce: **Ing. Petr Vosynek, Ph.D.**  
Akademický rok: 2016/17

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

### **Analýza mechanických veličin kostní tkáně v souvislosti s osteoporózou**

#### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Práce je zaměřena na méně prozkoumanou oblast chování kostní tkáně při dynamickém zatěžování z hlediska osteoporotických změn. Osteoporóza se často v laboratorních podmínkách simuluje úbytkem minerálů (demineralizace). Poměr složek kostní tkáně má pak vliv na měřené veličiny, které mohou být spjaty s určitým mezním stavem (nejčastěji lom). Citlivost měřených veličin na poměr složek je pak zásadním výstupem.

Při řešení daného problému bude použit převážně experiment (klasické a bezkontaktní optické metody měření).

#### **Cíle bakalářské práce:**

- příprava a realizace měření
- zpracování výsledků
- analýza výsledků, diskuze

**Seznam literatury:**

CURREY, John D. Bones: structure and mechanics. Princeton: Princeton University Press, 2002, 436 s. ISBN 06-910-9096-3.

EWINS, David J., Singiresu S. RAO a Simon G. BRAUN, ed., 2001. Encyclopedia of Vibration, Three-Volume Set. 1 edition. San Diego: Academic Press. ISBN 9780122270857.

AN, Yuehuei H. a Robert A. DRAUGHN, ed., 1999. Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface. 1 edition. Boca Raton: CRC Press. ISBN 9780849302664.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška,  
CSc.

ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický,  
Ph.D.

děkan fakulty

**Abstrakt:**

Tato bakalářská práce se zabývá rozdílností hodnot mechanických veličin v souvislosti s osteoporózou. Problém byl řešen za pomoci experimentu. Z hovězích žeber byly vytvořeny vzorky kostní tkáně, u kterých se nejprve měřily mechanické veličiny ve fyziologickém stavu a následně ve stavu demineralizovaném a deproteinizovaném.

**Klíčové slova:**

Experimentální modelování, výpočtové modelování, biomechanika, osteoporóza, demineralizace, deproteinizace.

**Abstract:**

This Bachelor's thesis deals with difference of values of mechanical quantities in relation to osteoporosis. Problem has been solved with the aid of experiment. Samples of bone tissue were made from bovine ribs. The samples were firstly measured in physiological state and afterwards in demineralization and deproteinization state.

**Keywords:**

Experimental modelling, computational modelling, biomechanics, osteoporosis, demineralization, deproteinization.

**Bibliografická citace:**

KORDULA, T. *Analýza mechanických veličin kostní tkáně v souvislosti s osteoporózou*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Vosynek, Ph.D.

**Čestné prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Analýza mechanických veličin kostní tkáně v souvislosti s osteoporózou“ vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který tvoří přílohu této práce.

V Brně, dne

.....

Tomáš Kordula

## **Poděkování:**

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Petru Vosynkovi, Ph.D za věnovaný čas, trpělivost, ochotu a odborné rady, které mi věnoval. Dále bych chtěl také poděkovat za možnost využití laboratoří ÚMTMB a příslušenství k vykonání experimentů. Chtěl bych také poděkovat panu Stanislavovi Slámovi za zhotovení ocelového přípravku sloužícího ke zhotovení jednoho z experimentů.

V neposlední řadě bych chtěl poděkovat rodičům, sourozencům a blízké rodině, která mi poskytuje skvělé zázemí a podporuje při studiu.

Na závěr bych chtěl poděkovat všem mým úžasným kamarádům.





## Obsah

1	Úvod.....	11
1.1	Formulace problému a cílů práce .....	11
2	Stavba a složení kostí.....	12
2.1	Struktura dlouhých kostí .....	12
2.2	Složky kostní tkáně .....	13
2.2.1	Kolagen .....	13
2.2.2	Minerál .....	14
2.3	Růst a obnova .....	14
3	Osteoporóza .....	15
4	Experimentální a výpočtové modelování .....	16
4.1	Analyzované veličiny .....	16
4.1.1	Hustota .....	16
4.1.2	Modul pružnosti .....	16
4.2	Vlastní frekvence, poměrný útlum .....	18
4.3	Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti kostí .....	20
4.4	Příprava .....	20
4.5	Skladování .....	23
4.6	Demineralizace a deproteinizace .....	23
4.7	Měření mechanických veličin .....	23
4.7.1	Hmotnost a rozměry .....	23
4.7.2	Modul pružnosti .....	24
4.7.3	Vlastní frekvence, poměrný útlum.....	26
4.8	Citlivostní analýza.....	28
4.8.1	Zhodnocení citlivostní analýzy .....	30
4.9	Zkušební měření .....	30
4.10	Statistické zpracování a analýza výsledků .....	33
4.10.1	Zpracování dat z práce [2].....	34
4.10.2	Zpracování naměřených dat .....	37
5	Závěr .....	46
	Seznam zdrojů.....	47
	Seznam obrázků.....	48

Seznam tabulek .....	49
Seznam grafů.....	51

# 1 Úvod

Kosti jsou nepostradatelnou součástí živých organismů. Kostra má stavební funkci pro lidské tělo a bez její přítomnosti by byl znemožněn jakýkoliv pohyb. Kostní tkáň je neustále se obnovující tkáň, která se během lidského života vyvíjí a je schopna se určitým způsobem přizpůsobovat životnímu stylu jedince (např. zvýšená fyzická aktivita). S přibývajícím věkem dochází ale také k degradaci kostní tkáně a lidská kostra ztrácí na své hmotnosti. K úbytku jednotlivých složek kostní tkáně může docházet ve větším, nepřirozeném rozsahu a poté mluvíme o onemocnění, jímž může být právě osteoporóza. Osteoporóza představuje výrazný problém pro plnohodnotný život člověka. V mé bakalářské práci se budu zabývat vlivem osteoporózy na mechanické veličiny kostní tkáně.

## 1.1 Formulace problému a cílů práce

Při postižení organismu osteoporózou dochází ke zvýšení rizika zlomenin, kterým je nutno předcházet jejich včasnou a spolehlivou predikcí. Jedním z hlavních problémů biomechaniky je právě predikce vzniku zlomeniny kosti vlivem snižujícího se obsahu složek kostní tkáně. V dnešní době je větší počet zlomenin pozorován u pacientů s diagnostikovanou osteopenií (předstupěň osteoporózy) než u pacientů s osteoporózou [1]. Osteoporóza je v dnešní době diagnostikována za pomoci denzitometru. Avšak tento způsob není spolehlivým ukazatelem predikce onemocnění z toho důvodu, že denzitometr je schopen nasnímat pouze hustotu minerálů, ale nikoliv další složky kostní tkáně. V mé práci budu navazovat na dizertační práci [1] mého vedoucího bakalářské práce pana doktora Petra Vosynka, ze které vzešlo, že pro predikci mezních stavů kostní tkáně neinvazivní metodou jsou klíčovými veličinami vlastní frekvence a poměrný útlum. Tyto veličiny, spolu s hustotou a modulem pružnosti, budu v mé práci stanovovat za pomoci experimentálního modelování. Hlavním cílem mé práce je snaha o eliminaci velkého rozptylu hodnot poměrného útlumu, který byl nejprve vyhodnocen v práci [1]. Následně byla tato problematika rozvíjena v práci [2] Bc. Andreje Weisse. Možné předpoklady rozptylu hodnot poměrného útlumu, které vzešly z práce [1] byly:

- nezvolení jednotné geometrie
- způsob vyhodnocení a zpracování dat
- příprava a uchování vzorků (pro poměrný útlum stále není znám vliv opakovaného zmražování)
- nezjištění přesného množství odplaveného kolagenu

V práci [2] se pracovalo s předpokladem nezvolení jednotné geometrie, avšak i po zavedení jednotné geometrie byl rozptyl hodnot poměrného útlumu stále výrazný. V mé práci budu pracovat s předpokladem, že rozptyl hodnot přetrvává z důvodu zaměření vetknuté strany do měřícího přístroje při měření frekvenčních charakteristik v práci [2].

## 2 Stavba a složení kostí

Kosti, stejně jako svaly, jsou pro člověka nepostradatelnou částí organismu. Kostní tkáň rozlišujeme dva hlavní typy, a to kortikální neboli kompaktní a trámčitý neboli spongiózní. V lidském těle převládá kortikální typ kostní tkáň, který představuje asi 80 % kostí a trámčitý typ představuje zbylých 20 %. Trámčitý typ kostní tkáň vykazuje vysokou metabolickou aktivitu. V kortikální části kostní tkáň jsou živiny dodávány za pomoci Haversových kanálků obsahujících krevní cévy. Z důvodu vysokého obsahu vápníku mají kosti velký význam v homeostáze (udržování stále hladiny) vápníku [3]. Hlavním aspektem odlišující kost od ostatních tkání je jejich mineralizace, díky níž je kostní tkáň velmi tvrdá a je schopna poskytnout tělu oporu a ochranu [4]. Dospělé lidské tělo obsahuje v průměru 206 kostí [5]. Každá z těchto kostí má určitou funkci a tvar. Příklady funkcí kostí mohou být následující:

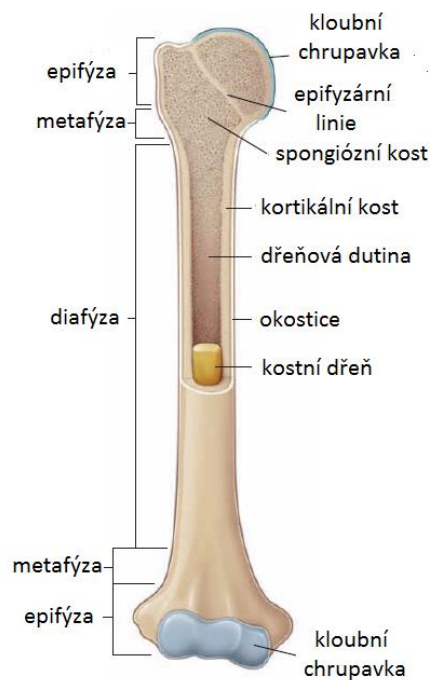
- stavební opora pro všechny ostatní složky lidského těla
- opora svalům při pohybu
- ochrana orgánů při nárazech, pádech
- ochrana kostní dřevě zajišťující produkci krevních a kmenových buněk [5]

Z hlediska mechanických vlastností jsou kosti stavěny tak, aby přenášely tlakové zatížení s menší měrou ohybu. Hlavní mechanickou charakteristikou je u kostní tkáň její pevnost, a tím pádem její odolnost proti lomu při působení zatížení [6]. Kosti se rozdělují na tři druhy podle jejich tvaru:

- dlouhé (stehenní kost, holenní, žeberní kost)
- krátké (zápěstní kosti)
- plošné (lebeční kosti, lopatka) [7] [8]

### 2.1 Struktura dlouhých kostí

Kost je obecně tvrdý materiál složený z minerálů, organických látek a vody. Voda má obrovský význam pro mechanické vlastnosti. Dlouhé kosti jsou duté a obsahují kostní dřev. Dalšími charakteristickými znaky dlouhých kostí je jejich tlustostěnnost a rozšíření na koncích (v místě epifýzy). V této oblasti převládá trámčitá část kostní tkáň nad kortikální [6].



Obrázek 1: Struktura dlouhé kosti, převzato a upraveno z [4]

## 2.2 Složky kostní tkáně

Kostní tkáň se skládá ze tří složek (vyjádřeno v hmotnostních procentech):

- minerály (70 %)
- organické látky:
  - kolagen (18 %)
  - nekolagenní bílkoviny (2 %)
- voda (10 %) [5]

### 2.2.1 Kolagen

Dle zdroje [3] existuje celkově 15 typů kolagenu. Z nich je v lidské kostře nejvíce zastoupený kolagen I. typu. Stejně jako v lidské kostře je tento typ kolagenu nejvíce zastoupeným druhem kolagenu ještě ve vazech a šlachách. Zajímavostí je, že kolagen I. typu má na jednotku váhy stejnou pevnost jako ocel [3]. Tento kolagen je složen ze tří polypeptidických řetězců. Díky tomuto vazebnému rozložení má vysokou pevnost v tahu [5] [6]. Druhým nejvíce zastoupeným kolagenem je kolagen V. typu [4].

## 2.2.2 Minerál

Nejvíce zastoupeným druhem minerálů v kostech jsou hydroxyapatity, jejichž obecný vzorec je  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Dále je v kostech obsažen sodík a menší množství hořčíku a uhličitanu. Součástí minerální složky kostní tkáně je také amorfni kalciumfosfát [3]. Podle zdroje [6] není struktura anorganické části kostní tkáně jasně stanovena. Ta se pod klasickým mikroskopem jeví jako homogenní, ale jinak je tomu při pozorování za pomoci elektronového mikroskopu a rentgenového záření. Za pomoci těchto přístrojů má krystalová struktura tvar destiček, tyčí anebo jehlic. Přitom jehlice a destičky se mohou vyskytovat pospolu.

## 2.3 Růst a obnova

U kosti dochází k neustálému odbourávání staré kosti (resorpci) a tvoření kosti nové. Množství vápníku v kostech, které se za rok obmění, je u novorozenců 100 % a u dospělých 18 %. Buňky, které tento proces zajišťují se nazývají osteoblasty a osteoklasty. Oba typy buněk vznikají v kostní dřeni. Osteoblasty jsou buňky, díky kterým dochází k tvorbě nové kostní tkáně, a naopak osteoklasty jsou buňky, které způsobují resorpci kostní tkáně [3]. Osteoblasty produkují velké množství kolagenu I. typu a také se zasluhují o ukládání vápníku do tkání. Osteocyty jsou vyloučené osteoblasty, které jsou obklopeny kostní tkání anebo osteoidem (nemineralizovaná kostní tkáň) [4]. Uložené osteocyty a liniové buňky jsou propojeny malými kanálky, díky nimž jsou schopny mezi sebou „komunikovat“ [5].

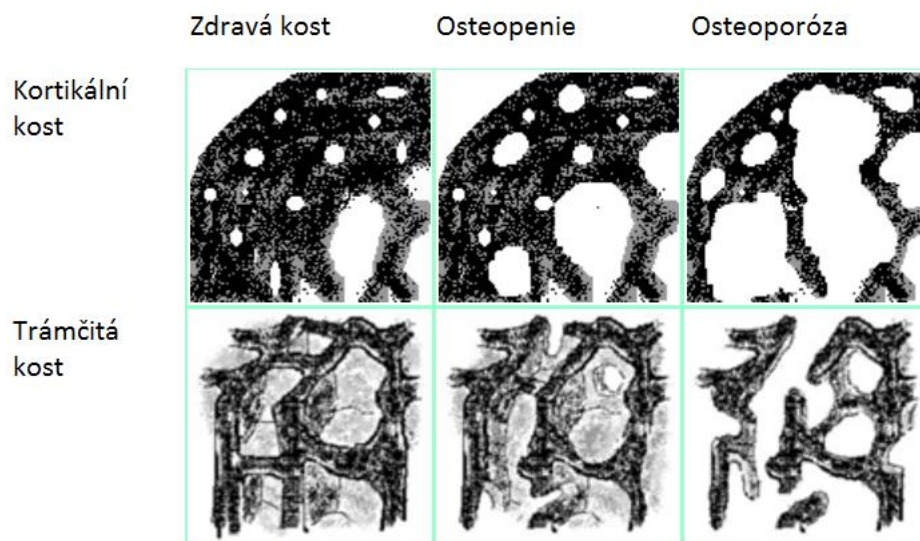
Proces tvorby dlouhých kostí začíná vytvořením chrupavky. Kostí se stává až v důsledku osifikace kostní tkáně, která začíná v oblasti diafýzy. Při růstu jsou epifýzy odděleny od diafýz destičkami aktivně proliferujícími (hojně množícími) chrupavky epifyzárními štěrbinami. Kost roste do délky tím, že se na štěrbinách ukládá nová kostní tkáň na konec diafýzy. Šířka epifyzárních štěrbin je úměrná rychlosti růstu. Během života působí na štěrbinu řada hormonů a k uzavření posledních dochází po pubertě [3].

Proces obnovy kostní tkáně spočívá v resorpci kosti účinkem osteoklastů a následném vytvoření nové kostní tkáně na témže místě způsobené osteoblasty. Kromě tohoto procesu probíhá také proces modelačních přesunů kostní tkáně, kdy dochází ke změně tvaru kosti tak, že kost je resorbována na jednom místě a vytvořena na místě jiném [3].

### 3 Osteoporóza

Osteoporóza je onemocnění kloubního aparátu, při kterém dochází k výraznému úbytku jednotlivých složek kostní tkáně. Trámčítá část kostní tkáně přestává být celistvou a u kortikální části dochází k jejímu ztenčení a zvětšení pórů (viz obrázek 2). Z tohoto důvodu je kost náchylnější k lomu. Ke zlomeninám dochází nejčastěji na kostech, které mají vysoký obsah trámčité kosti, která je metabolicky aktivnější a z toho důvodu ubývá rychleji [3] [6]. Příkladem je zlomenina předloktí, obratlů a krčku stehenní kosti [3]. Největší výskyt osteoporózy se projevuje u žen po menopauze (zhruba mezi 45. až 55. rokem života) z důvodu snížení tvorby ženského pohlavního hormonu estrogenu a také z toho důvodu, že dospělé ženy mají obecně menší množství kostní hmoty než dospělí muži a po menopauze ji ztrácí rychleji. Náhradní terapie pro snížení výskytu osteoporózy se provádí umělým dodáváním hormonu estrogenu a progesteronu [3]. Po věku 45 let trpí osteoporózou až 29 % žen. U mužů v tomto věku je procentuální výskyt osteoporózy menší, a to 18 % [1]. V rámci mé práce budu simulovat osteoporózu demineralizací a deproteinizací (viz kapitola 4.6). Veličina sloužící k určování stupně osteoporózy se nazývá BMD (bone mineral density) [ $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ ]. Tato veličina nám určuje hustotu minerálů v kostní tkáni. K popisu stupně osteoporózy je spíše používán přepočtený BMD na tzv. „T-skóre“<sup>1</sup>. Pomocí této veličiny jsou stádia osteoporózy rozdělena do následujících skupin:

- 1) Zdravá kost (T-skóre větší než -1)
- 2) Osteopenie (T-skóre mezi -1 a -2,5)
- 3) Osteoporóza (T-skóre menší než -2,5) [9]



Obrázek 2: Stádia osteoporózy, převzato a upraveno z [9]

<sup>1</sup> T-skóre je veličina určená z naměřené hodnoty BMD. Ta je porovnávána pouze s jednou hodnotou průměru referenční skupiny (pohlaví, rasy, snímané oblasti) a její směrodatnou odchylkou. T-skóre je pak definováno jako počet směrodatných odchylek od průměrné hodnoty BMD určité referenční skupiny [1] [9].

## 4 Experimentální a výpočtové modelování

### 4.1 Analyzované veličiny

#### 4.1.1 Hustota

V případě geometricky jednoduchých těles lze určit hustotu za pomoci vzorce (4.1), kdy zjistíme hmotnost vážením vzorku a objem výpočtem za pomoci změřených rozměrů vzorku. Jinak tomu je v případě geometricky složitějších těles, kdy je využito Archimédova zákona z důvodu složitějšího vyjádření objemu vzorku.

$$\rho = \frac{m}{V} \text{ [kg} \cdot \text{m}^{-3}] \quad (4.1)$$

Hustota kortikální části kostní tkáně je funkcí pórovitosti a obsahu minerálů. Hustota kortikální kosti je 1,7 až 2,1 g·cm<sup>-3</sup>. Trámčitá kost má hustotu nižší, pohybující se v rozmezí 1,6 až 1,9 g·cm<sup>-3</sup> [6].

#### 4.1.2 Modul pružnosti

Modul pružnosti je standardizovaná hodnota tuhosti. Vyjadřuje závislost mezi napětím a přetvořením. Značí se E a jednotkou je MPa. Poměr napětí a přetvoření není funkcí rozměru a tvaru testovaného materiálu, ale spíše je mírou schopnosti materiálu udržet si svůj tvar při působení vnějších zatížení, a právě proto je modul pružnosti materiálovou charakteristikou. V případě lineární závislosti mezi napětím a deformací v oblasti pružných deformací platí Hookův zákon pro jednoosou napjatost popsáný rovnicí (4.2) [6]

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \text{ [MPa]}, \quad (4.2)$$

kde  $\sigma$  [MPa] představuje napětí a  $\varepsilon$  [-] přetvoření.

V lineární oblasti je modul pružnosti směrnicí závislosti napětí na přetvoření. Mechanické vlastnosti biologických tkání, například kostí, nevykazují lineární průběh v celé oblasti fyziologických podmínek kvůli nelineární charakteristice jejich fluidní složky [6].

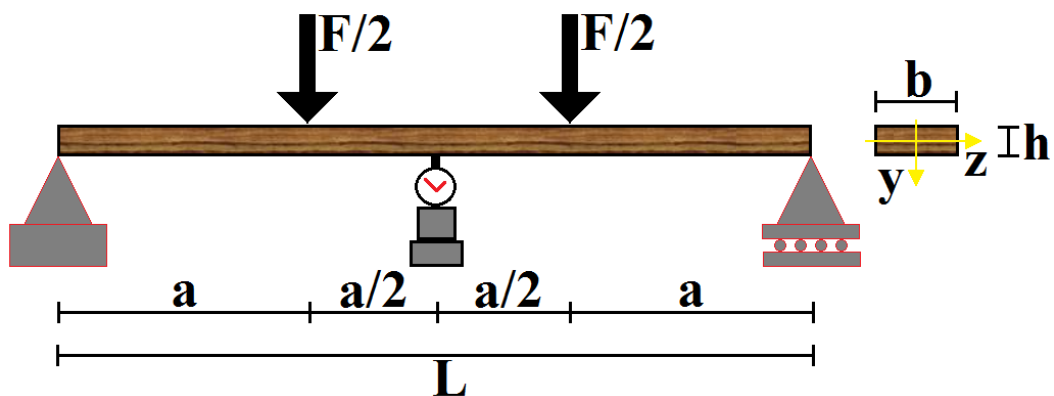
V porovnání kostí s ostatními biologickými materiály, například kůží anebo chrupavkou, nabývají kosti relativně vysokých hodnot modulů pružnosti. Modul pružnosti kortikální kosti se pohybuje v rozmezí 5 až 23 GPa [6]. Dle hodnot modulů pružnosti v ohybu uvedených ve zdroji [6] odpovídají hodnoty modulů pružnosti celých kostí šedesáti procentům z hodnot modulů pružnosti pro pouze kortikální část kostní tkáně. V následující tabulce 1 jsou vypsány naměřené hodnoty modulů pružnosti ze zdrojů [2] a [6] pro fyziologický stav kortikální části lidských, hovězích a vepřových kostních tkání a také pro různé rozměry testovaných vzorků.



Tabulka 1: Hodnoty modulů pružnosti v ohybu pro kortikální část různých druhů kostí [2] [6]

	Rozměry vzorků [mm]	E [GPa]
Lidská (stehenní) [6]	2 x 5 x 50	15,5
	3 x 3 x 30	9,82 ÷ 15,7
	0,4 x 5 x 7	12,5 ± 2,1
	2 x 3,4 x 40	9,1 ÷ 14,4
Hovězí (stehenní) [6]	2 x 3,5 x 30	18,5 ± 2,8
	2 x 4 x 35	19,4 ± 0,7
	2 x 30,4	18,1 ± 0,5
Hovězí (holenní) [6]	4 x 4 x 35	14,1
	4 x 10 x 80	21 ± 1,9
Vepřová (stehenní) [2]	2,3 x 4,4 x 48,6	21

Hodnoty modulů pružnosti se určují různými druhy zkoušek, například zkouškou tahovou, tlakovou anebo ohybovou. V mé práci budu modul pružnosti vyhodnocovat za pomoci ohybové zkoušky. Modul pružnosti v ohybu lze určit tříbodovým anebo čtyřbodovým ohybem. Pro vyhodnocení modulu pružnosti kortikální části kostní tkáně je vhodnější zkouška čtyřbodovým ohybem (viz obrázek 3) [10].



Obrázek 3: Schéma čtyřbodového ohybu, převzato z [11]

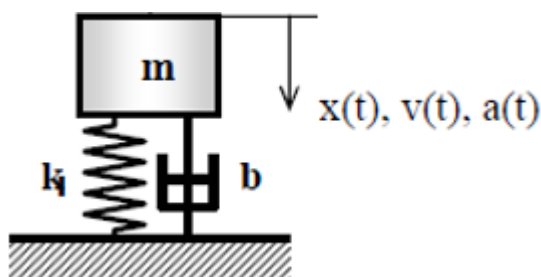
V následující tabulce 2 je uvedeno srovnání hodnot modulu pružnosti v tahu a ohybu pro lidskou a hovězí kortikální část kostní tkáně [10].

Tabulka 2: Porovnání hodnot modulu pružnosti v tahu a ohybu kortikální části lidské a hovězí kostní tkáně [10]

E [GPa]	Lidská kost	Hovězí kost
V tahu	17,4	20,4
V ohybu	14,8	19,9

## 4.2 Vlastní frekvence, poměrný útlum

Pro vyjádření obou veličin budu vycházet z pohybové rovnice volného kmitání systému s viskózním tlumením a jedním stupněm volnosti [12]. Systém je zobrazen na obrázku 4.



Obrázek 4: Schéma uvažovaného systému, převzato z [12]

Jednotlivé členy v rovnici (4.6) představují síly (rovnice 4.3 až 4.5), které působí na hmotný bod vykonávající kmitavý pohyb [12].

$$F_m = m \cdot \ddot{x} \quad (4.3)$$

$$F_b = b \cdot \dot{x} \quad (4.4)$$

$$F_k = k \cdot x \quad (4.5)$$

$$m \cdot \ddot{x}(t) + b \cdot \dot{x}(t) + k \cdot x(t) = 0 \quad (4.6)$$

Kde  $m$  [kg] je hmotnost,  $\ddot{x}$  [ $m \cdot s^{-2}$ ] zrychlení,  $b$  [ $N \cdot s \cdot m^{-1}$ ] viskózní tlumení,  $\dot{x}$  [ $m \cdot s^{-1}$ ] rychlost,  $x$  [m] poloha.

Pomocí těchto veličin je možné definovat úhlovou vlastní frekvenci  $\Omega_0$  [12]

$$\Omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \text{ [rad} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (4.7)$$

a poměrný útlum  $b_p$  [12]

$$b_p = \frac{b}{2\sqrt{k \cdot m}} \text{ [-]}. \quad (4.8)$$

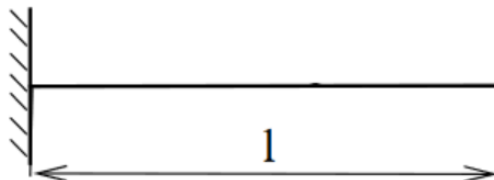
Přepočítání mezi vlastní frekvencí  $f$  a vlastní úhlovou frekvencí  $\Omega_0$  vypadá následovně [12]

$$f = \frac{\Omega_0}{2\pi} \text{ [Hz]}. \quad (4.9)$$

Ze zdroje [12] vyplývá určení poměrného útlumu  $b_p$  z experimentálního modelování za pomoci vzorce (4.10). Hodnota poměrného útlumu byla určena třídecibellovým poklesem<sup>2</sup>, kdy z tohoto poklesu se určí dvě krajní frekvence a vyjádřením jejich rozdílu  $\Delta f$  a hodnoty vlastní frekvence  $f_n$ , kde index  $n \in \langle 1, 2, \dots \rangle$  nám určuje číslo frekvence ohybového tvaru (v našem případě byly vyhodnocovány pouze první vlastní frekvence  $f_1$ , dále v práci označovány pouze jako „vlastní frekvence“), lze zjistit poměrný útlum  $b_p$

$$b_p = \frac{\Delta f}{2 \cdot f_n} \text{ [-]}. \quad (4.10)$$

Pro náš případ (viz obrázek 5) se realitě nejvíce přibližuje analytický vztah (4.11) pro vlastní frekvenci prutového tělesa vetknutého na jednom konci konající vlastní kmitání definované podle zdroje [13]



Obrázek 5: Vetknutý nosník

---

<sup>2</sup> Třídecibellový pokles odpovídá poklesu amplitudy funkce na  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  špičkové hodnoty [12].

$$f_n = \frac{a_n}{2\pi} \cdot \sqrt{\frac{E \cdot J \cdot g}{\rho \cdot S \cdot l^4}} \text{ [Hz]}, \quad (4.11)$$

kde index  $n \in \langle 1, 2, \dots \rangle$  a určuje nám číslo frekvence ohybového tvaru,  $a_n [-]$  je člen vystihující deformační okrajové podmínky na koncích prutu, v našem případě počítáme s  $a_1 = 3,52$  odpovídající jednostranně vetknutému nosníku, modul pružnosti  $E$  [ $\text{kg} \cdot \text{cm}^{-2}$ ], kvadratický moment průřezové plochy  $J$  [ $\text{cm}^4$ ], gravitační zrychlení  $g$  [ $\text{cm} \cdot \text{s}^{-2}$ ], hustota  $\rho$  [ $\text{kg} \cdot \text{cm}^{-3}$ ], plocha průřezu  $S$  [ $\text{cm}^2$ ] a délka prutu  $l$  [ $\text{cm}$ ].

### 4.3 Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti kostí

Hlavním záměrem experimentálního modelování je stanovení hodnot veličin v normálním stavu kostní tkáně, tzn. bez působení různých vlivů jakými může být například věk, pohlaví, hydratace, skladování atd. [6]. V této kapitole se budu zabývat právě těmito vlivy, které ovlivňují mechanické vlastnosti kostní tkáně.

S přibývajícím věkem dochází k nárůstu obsahu minerálu v kostech, kdy svého maxima nabývá člověk přibližně ve věku 35 let. Po dovršení tohoto věku dochází v důsledku procesu stárnutí k postupnému snižování hodnot mechanických veličin, zejména meze pevnosti v tahu.

V závislosti na pohlaví se mechanické veličiny liší minimálně. Tyto odlišnosti jsou způsobeny z toho důvodu, že muži mají obecně větší množství kostní tkáně v těle oproti ženám. Tudíž rozdíl je způsoben kvantitou, ale nikoliv kvalitou kostní tkáně.

Pokud necháme kosti delší dobu na vzduchu, k čemuž často při jejich testování dochází, tak nám kosti vysychají. Jestliže je ale následně hydratujeme, tak nedojde ke změně mechanických vlastností.

Co se týče skladování kostí, tak nedochází k ovlivnění mechanických vlastností kostí v důsledku vícenásobného rozmrazování a následného zmrazování (viz kapitola 4.5) [6].

### 4.4 Příprava

Prvním krokem v přípravě vzorků kostní tkáně bylo vybrání vhodného druhu kosti. Rozhodoval jsem se mezi vepřovou stehenní kostí a hovězími žebry. Po poradě s vedoucím bakalářské práce jsem se rozhodl pro hovězí žeberní kosti. Hlavním důvodem tohoto rozhodnutí bylo to, že se mi z hovězích kostí dařilo zhotovit přesnější vzorky a proces přípravy byl značně urychlen. Dalším rozhodujícím důvodem bylo to, že vzorky hovězích žebere obsahovaly stejné, někdy i větší množství kortikální části při jejich menším celkovém průměru oproti kosti vepřové stehenní a řezný proces byl snadněji proveditelný. Z hlediska mechanických vlastností rozdíl mezi těmito dvěma typy kostí není výrazný.

Samotný proces přípravy započal oddělením epifýzy od diafýzy (viz obrázek 6), kdy bylo možné toto oddělení provést jedním řezem. Naopak u vepřových stehenních kostí to

možné nebylo z důvodu většího průměru kosti a kost musela být několikrát pootočena. Efektivnějším způsobem by v tomto případě bylo oddělení epifyzy například za pomoci ruční pily. Následujícím krokem bylo upravení konců kostí tak, aby byly jejich plochy co nejvíce rovnoběžné a daly se pevně uchopit do svěráku. Dále následovalo vytvoření dvou rovnoběžných řezů (viz obrázky 7, 8), kdy rovnoběžnosti bylo zajištěno posuvem svěráku. Vzdálenost vzniklých rovnoběžných ploch byla požadované čtyři milimetry. Kost byla znovu prořezána jedním řezem. Ze vzniklé části bylo možné zhotovit dva vzorky dalšími dvěma, případně čtyřmi rovnoběžnými řezy na požadovanou tloušťku (2 mm) v pomocném svěráku (viz obrázky 9, 10), který se uchycoval do svěráku pily. Závěrečným krokem bylo seřezání vzorků ve svěráku pily na požadovanou délku 49 mm (viz obrázek 11). Tento řez byl volen tak, aby finální vzorek neobsahoval vadu, kterou mohla být například nepravidelnost povrchu anebo obsažení trámčité části. Požadavek na výsledný rozměr vzorku byl 2 x 4 x 49 mm. Ve výsledku se mi podařilo zhotovit vzorky o průměrných rozměrech 2,1 x 4,1 x 49,1 mm.

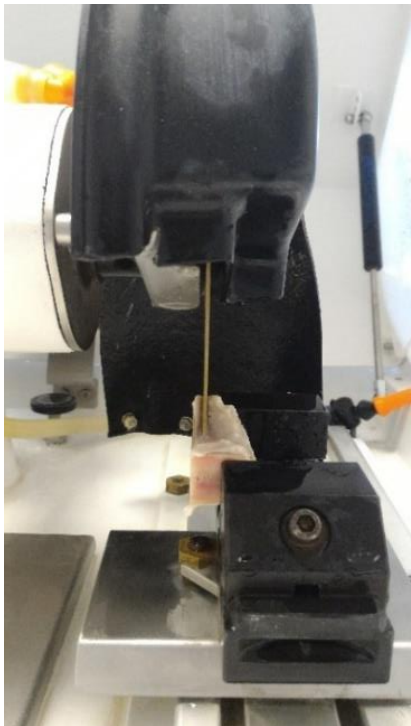
Proces řezání vzorků byl proveden za pomoci přesné pily *MIKRON 110* pro experimentální účely. Pro celý řezný proces byl zvolen diamantový kotouč.



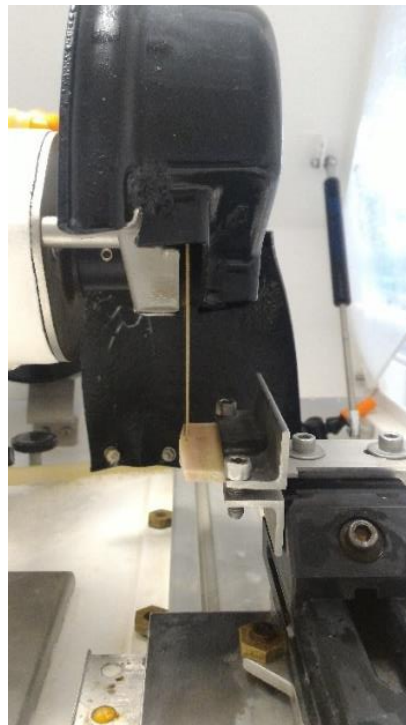
*Obrázek 6: Oddělení epifyzy*



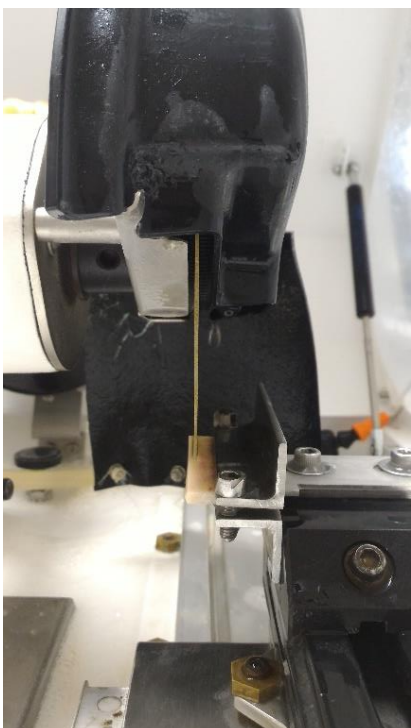
*Obrázek 7: Provedení prvního z dvojice rovnoběžných řezů*



*Obrázek 8: Provedení druhého z dvojice rovnoběžných řezů*



*Obrázek 9: Provedení prvního řezu z dvojice rovnoběžných řezů v pomocném svěráku*



*Obrázek 10: Provedení druhého řezu z dvojice rovnoběžných řezů v pomocném svěráku*



*Obrázek 11: Zkrácení na požadovanou délku*

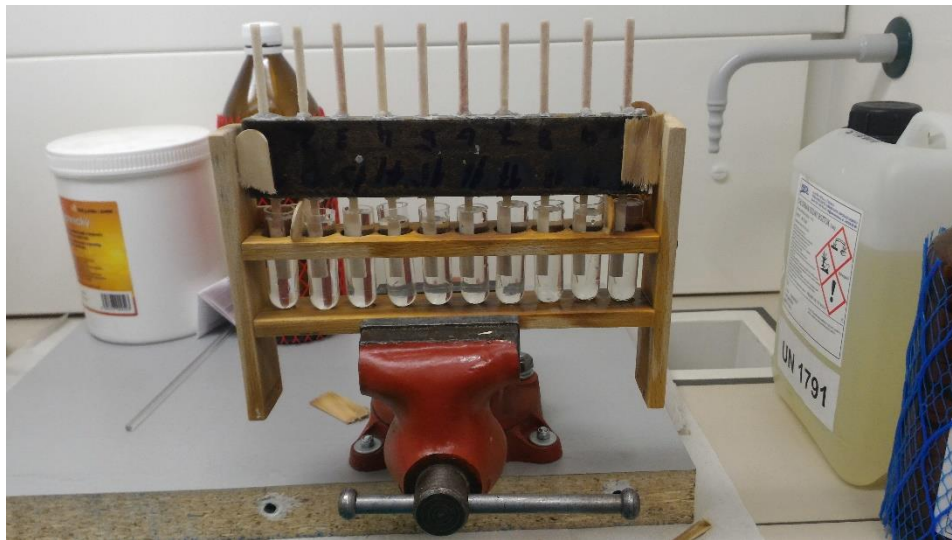


## 4.5 Skladování

Vhodnou teplotou pro uchovávání kostí je  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Kdyby se jednalo o delší časový úsek (delší než 8 měsíců), tak je potřeba teplotu snížit na  $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$  až  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$  [6]. Pro uskladnění mých vzorků jsem zvolil uchování při teplotě  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  odpovídající potřebné době uskladnění. Dle zdroje [6] při experimentech provedených na vzorcích holenních hovězích kostí nedošlo ke změně mechanických vlastností kostní tkáně v důsledku vícenásobného zmrazování a následného rozmrazování (přesně bylo testováno 5 cyklů).

## 4.6 Demineralizace a deproteinizace

K simulaci úbytku kolagenu jsem využil metody deproteinizace a k simulaci úbytku minerálů metody demineralizace. Deproteinizace spočívá v ponoření vzorků kostní tkáně ve fyziologickém stavu do 11% roztoku chlornanu sodného ( $\text{NaClO}$ ). Při demineralizaci jsou vzorky ponořeny do 35% koncentrované kyseliny chlorovodíkové ( $\text{HCl}$ ). V obou případech byly vzorky máčeny po dobu třiceti minut. Pro oba procesy byl zhotoven stojan na zkumavky, aby bylo možné máčet vzorky již zapaštěné do přípravku pryskyřici a zároveň bylo spotřebováno co nejmenší množství chemikálie. Na následujícím obrázku 12 je zobrazen způsob provedení.



Obrázek 12: Proces demineralizace, deproteinizace

## 4.7 Měření mechanických veličin

### 4.7.1 Hmotnost a rozměry

Určení rozměrů vzorků je důležité pro následné určení hodnot modulu pružnosti. Dále je určení rozměrů vzorků spolu s hmotností důležité pro stanovení hustoty vzorků. Rozměry vzorků můžeme určit za pomoci klasických měřicích metod jako je například měření pravítkem, posuvným měřidlem anebo pomocí pokročilejších metod. Jednou z pokročilejších metod je například měření za pomoci rentgenových snímků [6]. V mém případě jsem měřil rozměry za pomoci digitálního posuvného měřidla *Mitutoyo CD-*

15CP. Pro každý vzorek byly určeny rozměry příčného průřezu ve třech pozicích (na krajích vzorku a uprostřed) a následně z nich byla vypočítána průměrná hodnota. Podobně tomu také bylo při měření délky vzorků, kdy byly provedeny dvě měření a z nich vyjádřena průměrná hodnota. Průměrné hodnoty následně sloužily ke stanovení objemu vzorku.

Hmotnost byla určena za pomoci přesné váhy *Denver Instrument S-603*. Nejprve byla provedena první série měření hmotnosti vzorků ve stavu fyziologickém a následně byla v druhé sérii změřena hmotnost ve stavu demineralizovaném a deproteinizovaném.

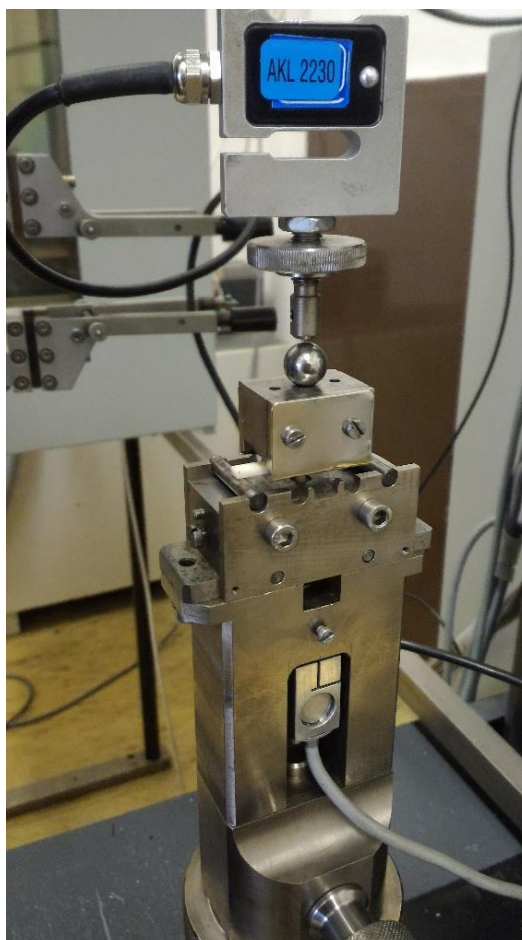


Obrázek 13: Vážení vzorku

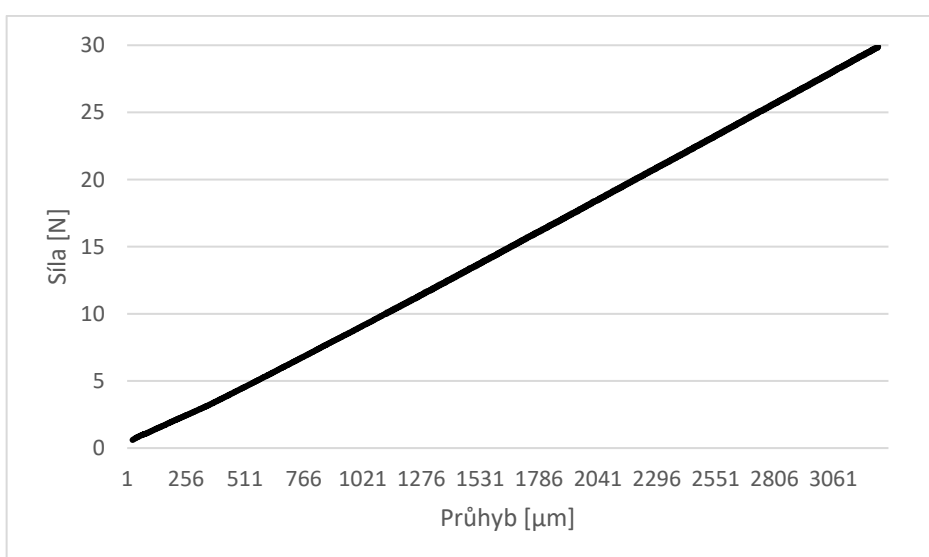
#### 4.7.2 Modul pružnosti

Modul pružnosti byl měřen ve dvou etapách. Nejprve byl měřen modul pružnosti pro fyziologický stav kostní tkáně a v další etapě pro stav demineralizovaný a deproteinizovaný. Měření byla provedena za pomoci čtyřbodového ohybu na univerzálním stroji *ZWICK* jedním zatěžovacím cyklem. Před započítím zatěžování bylo třeba zadat rozměry příčného průřezu daného vzorku. Vzorky byly uloženy na dvě válcové podpory o vzájemné vzdálenosti 40 mm (uložení vzorku viz obrázek 14). Z měření byl vyřazen vzorek číslo 8 z důvodu kratší délky než 40 mm po odřezání z přípravku (viz obrázek 16). Vzorky byly nejprve „předzatížené“ silou 0,5 N. Poté následovalo zatížení až na sílu 30 N. Po dosažení síly 30 N proběhlo odtížení vzorku. Výsledkem zkoušky byla závislost síly na průhybu (viz graf 1) a požadovaná hodnota modulu pružnosti, která byla vyhodnocena za pomoci sečny v rozmezí 5 až 20 N.





*Obrázek 14: Měření modulu pružnosti čtyřbodovým ohybem*



*Graf 1: Závislost síly na průhybu vzorku číslo 7*

### 4.7.3 Vlastní frekvence, poměrný útlum

K měření frekvenčních charakteristik bylo využito bezkontaktní laserové měřicí zařízení *OMETRON*. Vzorky byly zality pryskyřicí (viz obrázek 16) do přípravku vyrobeného z oceli (viz obrázek 15). Vlastní kmitání bylo vybuzeáno za pomoci krátkodobého impulzu. Pro každý vzorek byla provedena čtyři měření a výsledná hodnota vlastní frekvence byla určena jako aritmetický průměr těchto měření. Z programu *Pulse LabShop* použitého k vyhodnocení frekvenční odezvy (v mém případě závislost rychlosti na frekvenci, viz graf 1) byla vyexportována data ve formě autospektra. Následně byla data naimportována do programu *Matlab*, kde byla vyhodnocena vlastní frekvence a poměrný útlum jednotlivých vzorků. Poměrný útlum byl vyhodnocen za pomoci třídecibelového poklesu (viz vzorec 4.10 v kapitole 4.2).



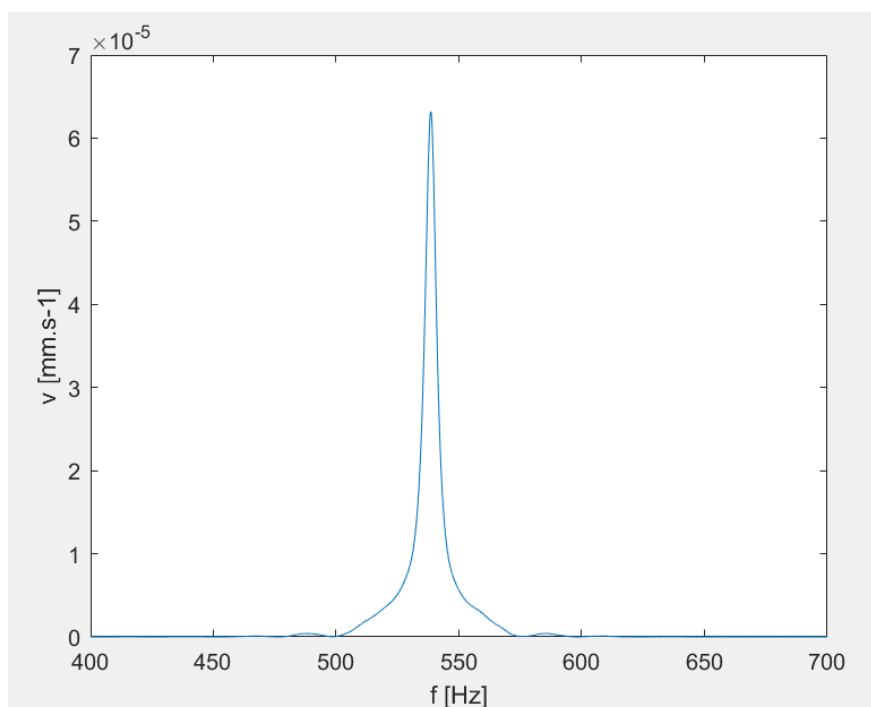
Obrázek 15: Zhotovený přípravek z oceli



Obrázek 16: Zalití vzorků pryskyřicí



Obrázek 17: Měření frekvenčních charakteristik



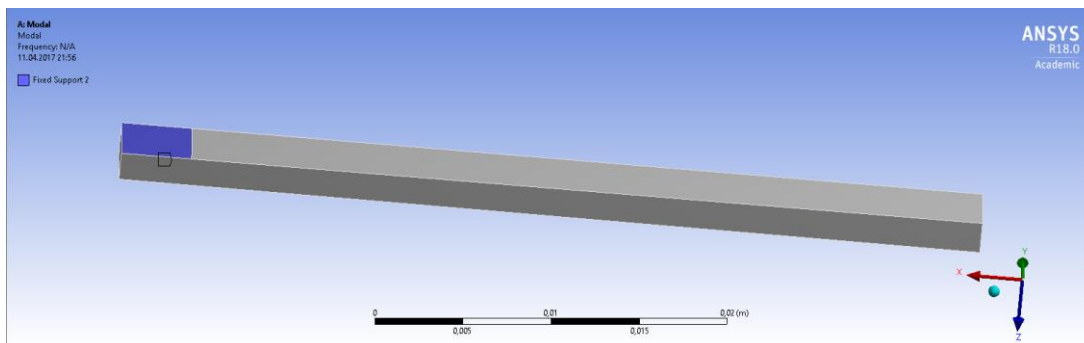
Graf 2: Frekvenční charakteristika vzorku číslo 3 ve fyziologickém stavu, závislost rychlosti na frekvenci

## 4.8 Citlivostní analýza

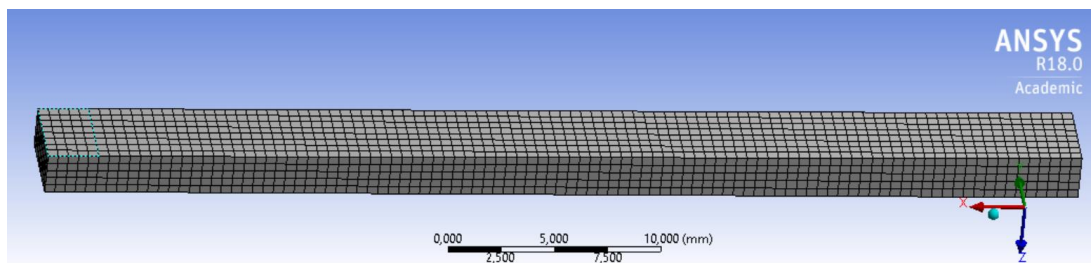
Citlivostní analýza je specifickým případem simulačního modelování s cílem analyzovat vliv změn hodnot určitých vstupních parametrů na hodnoty parametrů výstupních pro algoritmus určitého typu úloh [14]. V mém případě budu provádět typ citlivostní analýzy přímého simulačního modelování, která představuje, jak je chování určitého tělesa citlivé na změny jeho struktury apod. [14].

Úkolem pro mnou zpracovávanou citlivostní analýzu bylo zjištění vlivu změn rozměrů příčného průřezu a vzdálenosti vetknutí do přístroje na změnu hodnoty vlastní frekvence. Výchozí geometrií pro jednotlivé analýzy byl prizmatický prut o rozměrech 2 x 4 x 49 mm. Všechna tělesa měla shodné materiálové vlastnosti (modul pružnosti 21 GPa a hustotu 1842 kg.m<sup>-3</sup>).

K vytvoření geometrie prutu o různých krajních průřezích bylo využito programu *Autodesk Inventor 17.0* a následný import geometrie do programu *ANSYS Workbench 18.0*. Všechny analýzy byly provedeny v programu *ANSYS Workbench 18.0*. Zde bylo k analýzám využito nástroje „Modal“, který slouží ke zhotovení modální analýzy. Okrajové podmínky (viz obrázek 18) byly nadefinovány v závislosti na původním sestavení měřící aparatury tak, aby simulovaly právě toto měření. Pro urychlení analýzy změny vzdálenosti vetknutí bylo využito parametrizace, kde jako parametry byly nadefinovány vzdálenosti vetknutí každé z ploch vetknutých do přístroje *ZWICK* při experimentálním modelování (viz obrázek 18). Následně byla vygenerována síť o velikosti prvku 0,5 mm (viz obrázek 19).



Obrázek 18: Nadefinování okrajových podmínek v programu ANSYS Workbench 18.0



Obrázek 19: Síť o rozměru prvku 0,5 mm

V následujících tabulkách 6 a 7 a jsou uvedeny změny velikosti vlastní frekvence v závislosti na změně rozměrů příčného průřezu. Nejprve byla provedena změna tloušťky (jako tloušťka je uvažován menší rozměr příčného průřezu prutu) vetknutého a volného konce (viz tabulka 3) a následně změna šířky (jako šířka je uvažován větší rozměr příčného průřezu prutu) volného a vetknutého konce (viz tabulka 4). Spolu s analýzami změny rozměrů příčného průřezu byla provedena analýza změny vzdálenosti vetknutí (viz tabulka 5). Z těchto analýz byl následně zhotoven výsečový graf směrodatných odchylek (viz graf 3). Směrodatné odchylky pro jednotlivé změny příčných průřezů jsou uvedeny v tabulce 6.

Tabulka 3: Změna vlastní frekvence v závislosti na změně tloušťky vetknutého a volného konce prutu

Tloušťka [mm]	Vetknutý konec	Volný konec
1,6	428 Hz	539 Hz
1,8	481 Hz	536 Hz
2	535 Hz	535 Hz
2,2	589 Hz	533 Hz
2,4	644 Hz	533 Hz

Tabulka 4: Změna vlastní frekvence v závislosti na změně šířky vetknutého a volného konce prutu

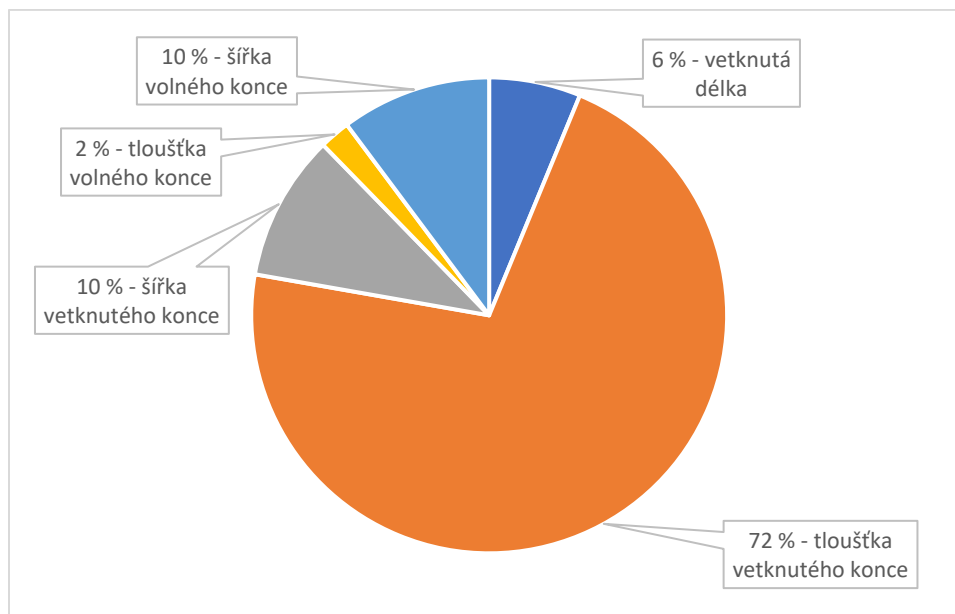
Šířka [mm]	Vetknutý konec	Volný konec
3,6	519 Hz	551 Hz
3,8	527 Hz	542 Hz
4	535 Hz	535 Hz
4,2	542 Hz	527 Hz
4,4	549 Hz	520 Hz

Tabulka 5: Změna vlastní frekvence v závislosti na změně vzdálenosti vetknutí

Vetknutá délka [mm]	f [Hz]
3,6	525
3,8	530
4	535
4,2	539
4,4	544

Tabulka 6: Směrodatné odchylky hodnot vlastní frekvence pro jednotlivé změny rozměrů příčného průřezů

StDev [Hz]	Vetknutý konec	Volný konec
Tloušťka	85,38	2,49
Šířka	11,87	12,19
Vzdálenost vetknutí	7,44	



Graf 3: Výšečový graf citlivosti vlastní frekvence na změnu rozměrů příčných průřezů a vzdálenosti vetknutí

#### 4.8.1 Zhodnocení citlivostní analýzy

Z výsledků analýzy změn rozměrů příčného průřezu a vzdálenosti vetknutí nám plyne, že nejvyšší citlivost vykazuje změna tloušťky vetknutého konce (72 %). Shodnou citlivost (10 %) má šířka volného a vetknutého konce, citlivost na změnu vzdálenosti vetknutí je rovna šesti procentům a nejmenší citlivost nám vykazuje změna tloušťky volného konce (2 %).

#### 4.9 Zkušební měření

Z důvodu velkého rozptylu hodnot poměrného útlumu v práci [2] jsem provedl zkušební měření. Předmětem měření byl vzorek č. 6 v deproteinizovaném stavu, zhotovený Bc. Andrejem Weissem v rámci jeho bakalářské práce [2]. Měření byla provedena nejprve na hrubších čelistech z důvodu zjištění možné příčiny přetrvávajícího rozptylu hodnot. Spolu s měřením na hrubších čelistech byla provedena měření na hladších čelistech, kde již nebyl vyhodnocován poměrný útlum, ale pouze vlastní frekvence. Toto měření sloužilo pouze k porovnání hodnot vlastních frekvencí vykazovaných měření na hrubých a hladkých čelistech.

Na hrubších čelistech byly provedeny tři druhy měření. Nejprve byl vzorek upnut do stálé vzdálenosti (dále značeno jako „jedno upnutí“) a pro tento druh měření bylo provedeno pět dílčích měření (hodnoty viz tabulka 7). Následně byla vyhodnocena vlastní frekvence a poměrný útlum jako průměrná hodnota z těchto měření. Spolu s průměrnou hodnotou (v tabulkách značeno jako  $\bar{f}$ , respektive  $\bar{b}_p$ ) byla ještě vyhodnocována směrodatná odchylka, v tabulce značena jako  $StDev$  (statistika je uvedena v tabulkách 10 a 11). Při další sérii měření byla měněna vzdálenost vetknutí (dále označováno jako „jedna

strana“) u každého z pěti dílčích měření (hodnoty viz tabulka 8). Při třetí sérii měření byla také měněna vzdálenost vetknutí, ale vzorek byl vetknut za volný konec předcházejícího měření (dále označováno jako „druhá strana“) a zjišťována eventuální příčina přetrvávajícího rozptylu z důvodu zaměnění volného a vetknutého konce při měření v práci [2]. Stejně jako v předchozích případech bylo provedeno pět dílčích měření (hodnoty viz tabulka 9).

*Tabulka 7: Hodnoty vlastní frekvence a poměrného útlumu pro „jedno upnutí“*

Jedno upnutí	f [Hz]	$b_p$ [-]
1	496,8	$3,02 \cdot 10^{-3}$
2	496,8	$3,52 \cdot 10^{-3}$
3	497,0	$3,52 \cdot 10^{-3}$
4	497,0	$3,27 \cdot 10^{-3}$
5	497,3	$3,27 \cdot 10^{-3}$

*Tabulka 8: Hodnoty vlastní frekvence a poměrného útlumu pro „jednu stranu“*

Jedna strana	f [Hz]	$b_p$ [-]
1	449	$6,40 \cdot 10^{-3}$
2	475	$3,95 \cdot 10^{-3}$
3	487	$3,59 \cdot 10^{-3}$
4	484	$4,65 \cdot 10^{-3}$
5	492	$3,81 \cdot 10^{-3}$

*Tabulka 9: Hodnoty vlastní frekvence a poměrného útlumu pro „druhou stranu“*

Druhá strana	f [Hz]	$b_p$ [-]
1	411	$3,04 \cdot 10^{-3}$
2	409	$3,06 \cdot 10^{-3}$
3	415	$2,41 \cdot 10^{-3}$
4	414	$3,32 \cdot 10^{-3}$
5	421	$3,27 \cdot 10^{-3}$

*Tabulka 10: Statistika hodnot vlastních frekvencí na hrubých čelistech*

f [Hz]	$\bar{f}$ [Hz]	StDev [Hz]
Jedno upnutí	497,0	0,20
Jedna strana	477,2	16,93
Druhá strana	413,8	4,48



Tabulka 11: Statistika hodnot poměrného útlumu vyhodnocených z měření na hrubých čelistech

$b_p$ [-]	$\bar{b}_p$ [-]	StDev [-]
Jedno upnutí	$3,32 \cdot 10^{-3}$	$2,11 \cdot 10^{-4}$
Jedna strana	$4,48 \cdot 10^{-3}$	$1,14 \cdot 10^{-3}$
Druhá strana	$3,02 \cdot 10^{-3}$	$3,63 \cdot 10^{-4}$

Jak jsem se již zmínil, tak v rámci měření na hladších čelistech byla vyhodnocována pouze vlastní frekvence. Zde bylo provedeno sedm dílčích měření vzorku č. 6 (hodnoty viz tabulka 12) a následně byla vyhodnocena průměrná hodnota (v tabulce značena jako  $\bar{f}$ ) a směrodatná odchylka (v tabulce značena jako *StDev*) těchto měření (statistika viz tabulka 13). Výsledné statistické veličiny byly porovnány s veličinami zjištěnými při měření na hrubých čelistech.

Tabulka 12: Naměřené hodnoty vlastní frekvence při měření na hladkých čelistech

	f [Hz]
1	405
2	394
3	393
4	397
5	408
6	392
7	403

Tabulka 13: Statistika naměřených hodnot vlastní frekvence při měření na hladkých čelistech

f [Hz]	
$\bar{f}$ [Hz]	398,7
StDev [Hz]	6,441

V závěru kapitoly přidávám ještě statistické porovnání (viz tabulka 15) mnou změřených hodnot s naměřenými hodnotami vzorku číslo 6 Bc. Andrejem Weissem (viz tabulka 14) v rámci jeho bakalářské práce [2].

Tabulka 14: Naměřené hodnoty vlastní frekvence vzorku č. 6 v práci [2]

[2]	f [Hz]
1	497,8
2	499,3
3	500,0
4	500,3



Tabulka 15: Souhrnná tabulka statistického zhodnocení vlastních frekvencí

f [Hz]		$\bar{f}$ [Hz]	StDev [Hz]
Hrubé čelisti	Jedna strana	477,2	16,93
	Druhá strana	413,8	4,48
	Jedno upnutí	497,0	0,20
Hladké čelisti		398,7	6,44
[2]		499,3	1,13

Ze souhrnné tabulky statistického zhodnocení vlastních frekvencí vyplývá výrazný rozptyl v hodnotách vlastních frekvencí pro různé čelisti. Dále je zde patrný rozdíl oproti naměřené hodnotě vlastní frekvence z práce [2], který může být způsobený nezaznamenaným přesným nastavením jednotlivých elementů měřicí techniky v práci [2]. Z tohoto důvodu jsme se po domluvě s vedoucím bakalářské práce rozhodli pro úpravu experimentu. Úprava spočívala ve zhotovení přípravku z oceli (viz kapitola 4.7.3) a následného zalití jednotlivých vzorků pryskyřicí. Dále z jednotlivých měření vyplývá, že s měnící se vzdáleností vetknutí se v porovnání s konstantním vetknutím zvětšuje směrodatná odchylka jak hodnot vlastních frekvencí, tak také hodnot poměrného útlumu. Další poznatek, který se dá použít jako eventuální příčina velkého rozptylu hodnot poměrného útlumu pro rozdíl  $\Delta b_p$  mezi fyziologickým a deproteinizovaným stavem, je zaměnění vetknutého a volného konce při těchto dvou sériích měření, kdy se nám hodnoty poměrného útlumu měření „jedné strany“ a „druhé strany“ výrazně liší.

## 4.10 Statistické zpracování a analýza výsledků

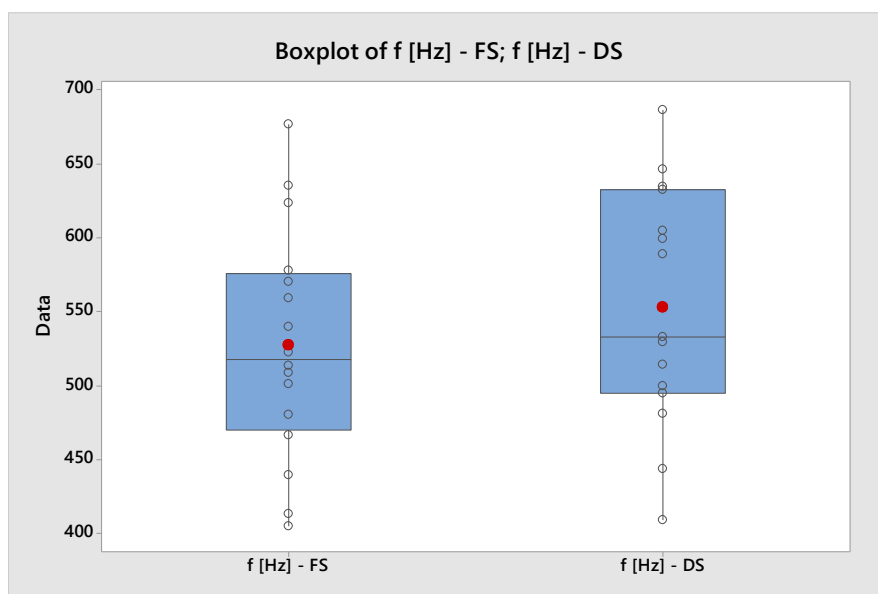
Všechna statistická zpracování byla provedena za pomoci programu *Minitab*. Nejprve byly statisticky zpracovány jednotlivé mechanické veličiny, u nichž byla vyhodnocována průměrná hodnota, směrodatná odchylka a p-hodnota testu normality. Následně byla statisticky zpracována změna v hodnotách mechanických veličin, kde bylo nejprve zjišťováno, jestli data sledují normální rozdělení za pomoci *Anderson-Darlingova* testu normality (v tabulkách značeno jako  $p$  (AD)). Nulová hypotéza testu je  $H_0: \bar{x}_1 - \bar{x}_2 = 0$ , kdy data sledují normální rozdělení, a naopak alternativní hypotéza je  $H_1: \bar{x}_1 - \bar{x}_2 \neq 0$ , kdy data nesledují normální rozdělení. V rámci testu normality se zjišťuje p-hodnota, která nabývá hodnot  $<0;1>$ . Čím je p-hodnota větší, tím je větší pravděpodobnost pravdivosti nulové hypotézy. P-hodnota se porovnává s hladinou významnosti  $\alpha$ , kterou v mé práci uvažuji  $\alpha=0,05$ . Pokud je p-hodnota větší než hodnota  $\alpha$ , tak soubor dat sleduje normální rozdělení a je následně použit parametrický párový test *One sample t-test* (v tabulkách značen jako  $p$  (IT)) porovnávající průměrné hodnoty souborů dat. Pokud, ale naopak je p-hodnota menší než námi uvažovaná hodnota  $\alpha$ , tak data nesledují normální rozdělení a je použit neparametrický párový test *One-sample Wilcoxon test* (v tabulkách značen jako  $p$  (IW)) porovnávající mediány souborů dat. Pokud je výsledná p-hodnota jednoho z párových testů menší než hladina významnosti  $\alpha$ , tak nulová hypotéza je zamítnuta a je připuštěna alternativní hypotéza.

Spolu se statistickým zpracováním jsou v následujících kapitolách vykresleny krabicové grafy. V těchto grafech je kromě jednotlivých hodnot vykreslena také průměrná hodnota, kterou představuje červená tečka. Dále je zde horní kvartil, který

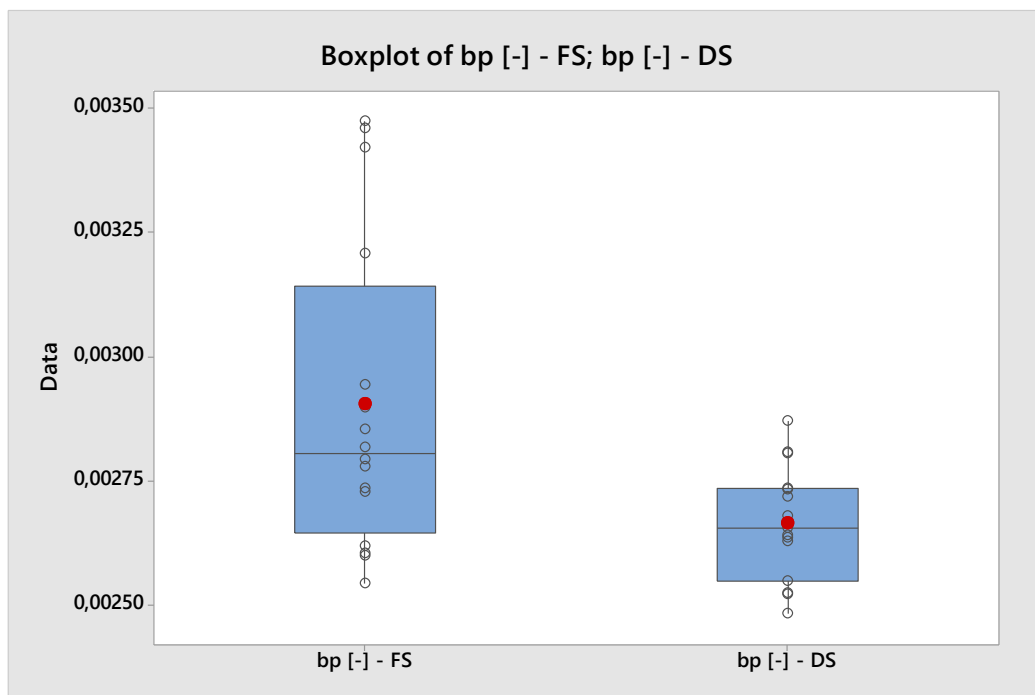
představuje horní hranice „krabicové části“ diagramu a dolní kvartil, který představuje dolní hranice „krabicové části“ diagramu. Mezi nimi se nachází vodorovná linie vyjadřující medián statistického souboru.

#### 4.10.1 Zpracování dat z práce [2]

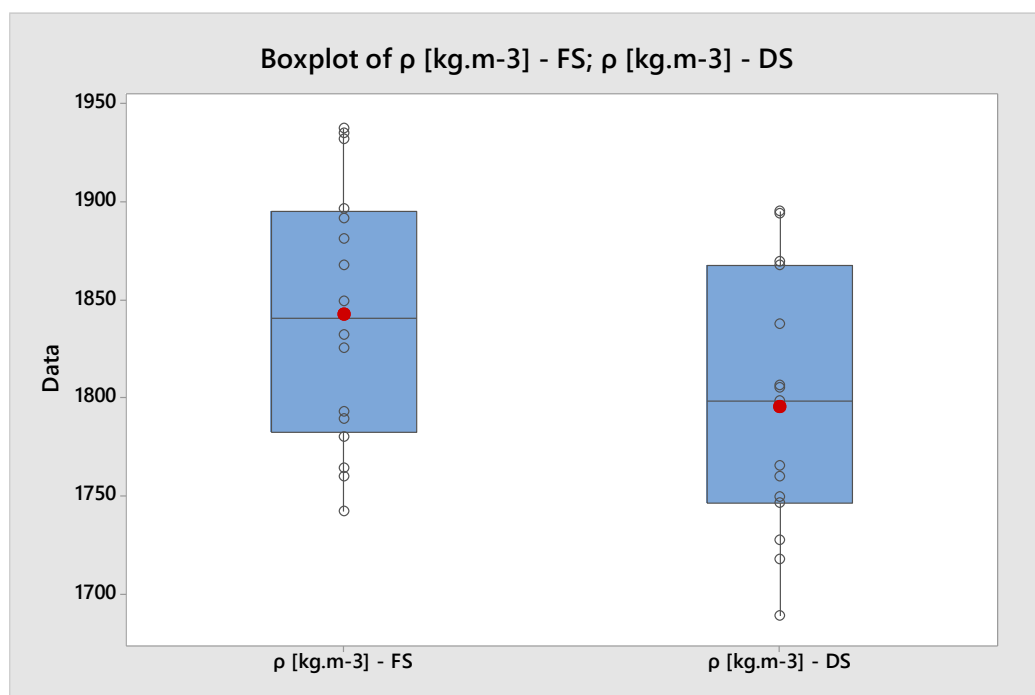
Spolu se zpracováním mnou naměřených dat jsem zpracoval statistiku dat naměřených v práci [2], která tématem odpovídá mé práci a zároveň na tuto práci navazují. Mechanické veličiny byly měřeny na vzorcích ve dvou stavech, a to nejprve ve stavu fyziologickém a následně ve stavu deproteinizovaném. Po dohodě s vedoucím práce byla statistika zpracovávána bez vzorku číslo 9, u nějž vznikla chyba při jeho měření. Z mechanických veličin byla měřena vlastní frekvence  $f$  [Hz], poměrný útlum  $b_p$  [-], hustota  $\rho$  [ $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ] a modul pružnosti  $E$  [GPa]. Pro jednotlivé veličiny byly vykresleny následující grafy 4 až 7 za pomoci statistického programu *Minitab*. Z hlediska statistiky dat v jednotlivých stavech byla vyhodnocována průměrná hodnota (v tabulce značeno jako *průměr*), směrodatná odchylka (*StDev*) a *p-hodnota* normálního rozdělení dle Anderson-Darlingova testu. Statistika dat v jednotlivých stavech je společně s procentuálně vyjádřeným poklesem či nárůstem ( $\Delta$ ) určité veličiny zahrnuta v tabulce 17. Spolu se statistikou pro jednotlivé stavy kostní tkáně byla zpracována také statistika změn (poklesu či nárůstu) jednotlivých veličin v důsledku deproteinizace, viz tabulka 18). Z mechanických veličin zde byla vyhodnocována  $\Delta f$  (změna vlastní frekvence),  $\Delta b_p$  (změna poměrného útlumu),  $\Delta \rho$  (změna hustoty) a  $\Delta E$  (změna modulu pružnosti). K statistickému zhodnocení těchto dat byly použity párové testy: *One sample t-test* (parametrický test) a *One sample Wilcoxon test* (neparametrický test).



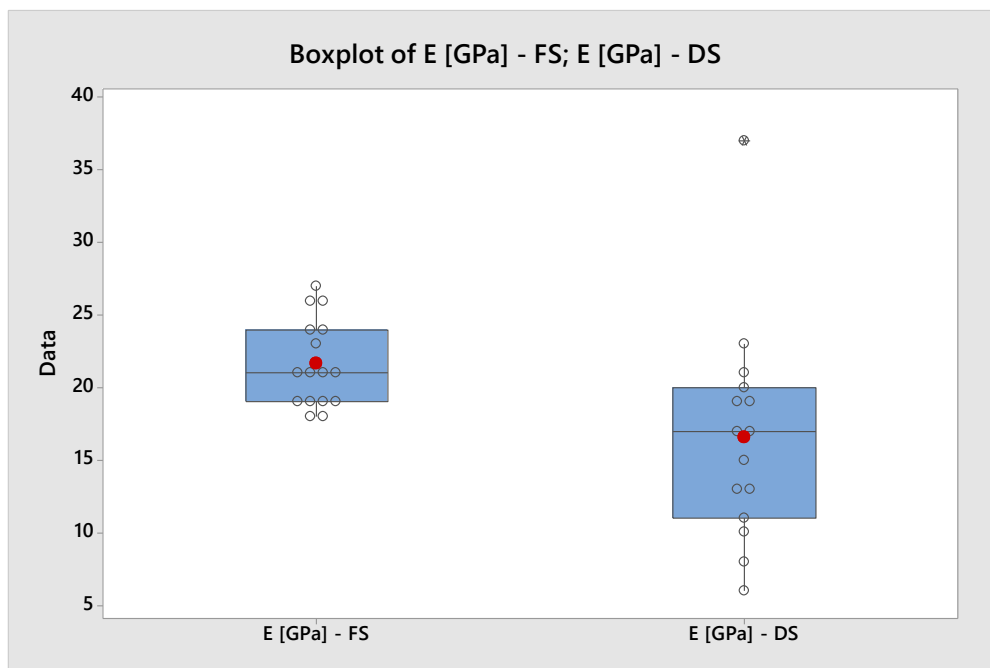
Graf 4: Vlastní frekvence; FS - fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav



Graf 5: Poměrný útlum; FS – fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav



Graf 6: Hustota; FS - fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav



Graf 7: Modul pružnosti; FS - fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav

V následující tabulce 16 je uvedeno porovnání naměřených hodnot vlastních frekvencí ve fyziologickém a deproteinizovaném stavu za pomoci experimentu (v tabulce značeno jako  $f$  [Hz] – exp.) s hodnotami vypočítanými za pomoci analytického vztahu (4.11) (v tabulce značeno jako  $f$  [Hz] – analyt.).

Tabulka 16: Porovnání hodnot vlastních frekvencí z práce [2] změřených za pomoci experimentu s hodnotami vypočítanými z analytického vztahu

[2]	Fyziologický stav		Deproteinizovaný stav	
	$f$ [Hz] - exp.	$f$ [Hz] - analyt.	$f$ [Hz] - exp.	$f$ [Hz] - analyt.
Vzorek č. 1	634,8	713,5	646,1	725,0
Vzorek č. 2	480,4	601,7	480,5	446,5
Vzorek č. 3	465,9	626,2	533,0	528,0
Vzorek č. 4	570,0	725,3	588,9	731,5
Vzorek č. 5	405,0	510,6	408,6	338,0
Vzorek č. 6	501,1	568,4	499,3	550,1
Vzorek č. 7	508,2	674,3	514,3	543,8
Vzorek č. 8	539,7	617,3	494,4	574,5
Vzorek č. 10	412,8	499,2	632,6	268,3
Vzorek č. 11	623,5	698,4	634,4	712,3
Vzorek č. 12	522,5	670,5	528,9	583,8
Vzorek č. 13	676,3	840,0	686,4	1126,3
Vzorek č. 14	513,1	698,7	604,9	690,1
Vzorek č. 15	439,4	555,7	443,4	367,6
Vzorek č. 16	577,5	574,9	598,8	429,1
Vzorek č. 17	558,9	715,6		
Průměrná hodnota [Hz]	526,8	643,1	553,0	574,3

Tabulka 17: Statistika naměřených mechanických veličin v jednotlivých stavech [2]

	Fyziologický stav			Deproteinizovaný stav			$\Delta$ [%]
	Průměr	StDev	P - hodnota	Průměr	StDev	P - hodnota	
f [Hz]	526,8	78,1	0,969	553,0	81,3	0,655	5,0
$b_p$ [-]	$2,90 \cdot 10^{-3}$	$3,20 \cdot 10^{-4}$	0,013	$2,67 \cdot 10^{-3}$	$1,20 \cdot 10^{-3}$	0,786	-8,2
$\rho$ [kg.m <sup>-3</sup> ]	1842	66	0,450	1795	66	0,538	-2,6
E [GPa]	22	3,0	0,078	17	7,5	0,273	-23,2

Tabulka 18: Statistické zpracování změn hodnot jednotlivých veličin v důsledku deproteinizace

	p (AD)	p (1T)	p (1W)
$\Delta f$	<0,005		0,010
$\Delta b_p$	0,126	0,019	
$\Delta \rho$	0,557	0,000	
$\Delta E$	0,244	0,034	

Z výsledků statistického zhodnocení naměřených dat z práce [2] plyne, že k největšímu poklesu v důsledku deproteinizace došlo u modulu pružnosti (23,2 %). Dále nastal pokles u poměrného útlumu (8,2 %) a hustoty (2,6 %). U vlastní frekvence dochází k jejímu nárůstu (5 %), což je ale v rozporu s výsledky vycházejícími z analytického vztahu (viz tabulka 16), kde vychází pro hodnotu vlastní frekvence pokles v důsledku deproteinizace. Z hlediska statistického zhodnocení významnosti změn hodnot jednotlivých veličin v důsledku deproteinizace v tabulce 18 nastal statisticky významný pokles u modulu pružnosti, poměrného útlumu a hustoty. U vlastní frekvence došlo ke statisticky významnému nárůstu.

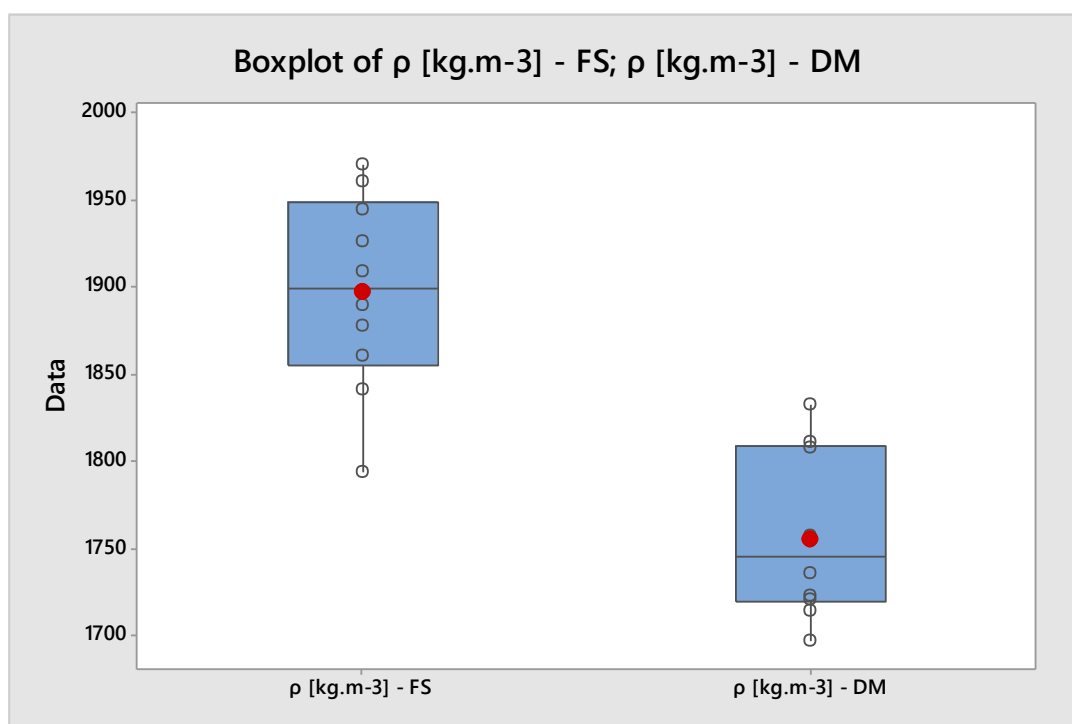
#### 4.10.2 Zpracování naměřených dat

Statistické zpracování naměřených dat odpovídá zpracování v předcházející kapitole. Rozdíl oproti předcházející kapitole je pouze v tom, že byly zpracovány dva soubory dat (změna mechanických veličin v důsledku demineralizace a deproteinizace).

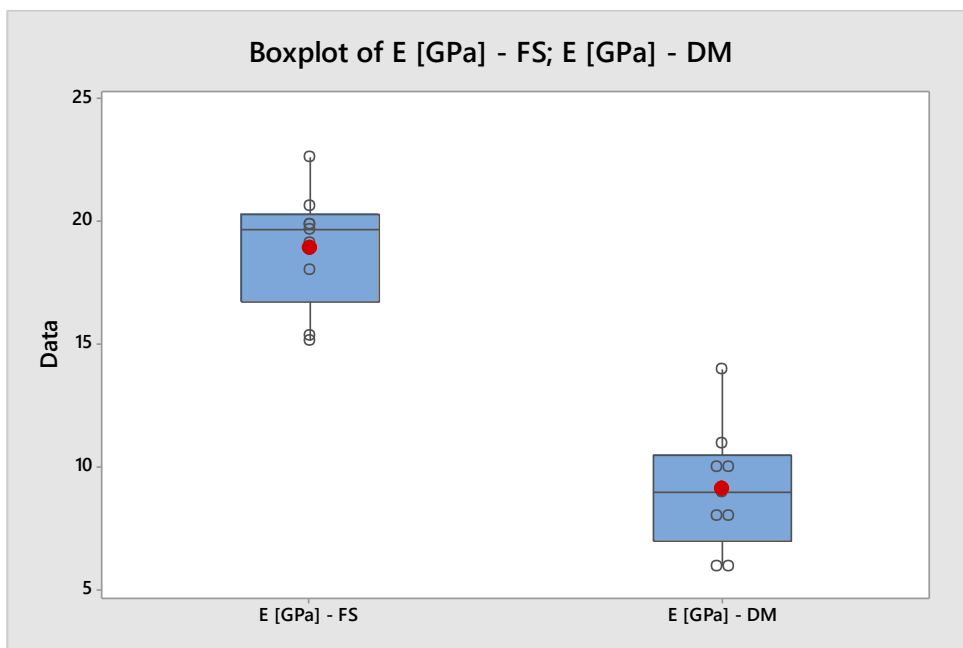
Prvním souborem dat bylo původně deset vzorků, které po naměření mechanických veličin ve fyziologickém stavu byly demineralizovány. Po vyhodnocení frekvenčních charakteristik byly ze souboru dat vlastních frekvencí a poměrného útlumu vyloučeny vzorky číslo 8 a 9. Soubor dat pro tyto veličiny se nakonec skládal z osmi vzorků. V souboru dat modulu pružnosti byl vyloučen vzorek číslo 8. O důvodu jeho vyloučení již bylo pojednáno v kapitole 4.7.2.

Tabulka 19: Naměřené hodnoty mechanických veličin ve stavu fyziologickém a demineralizovaném

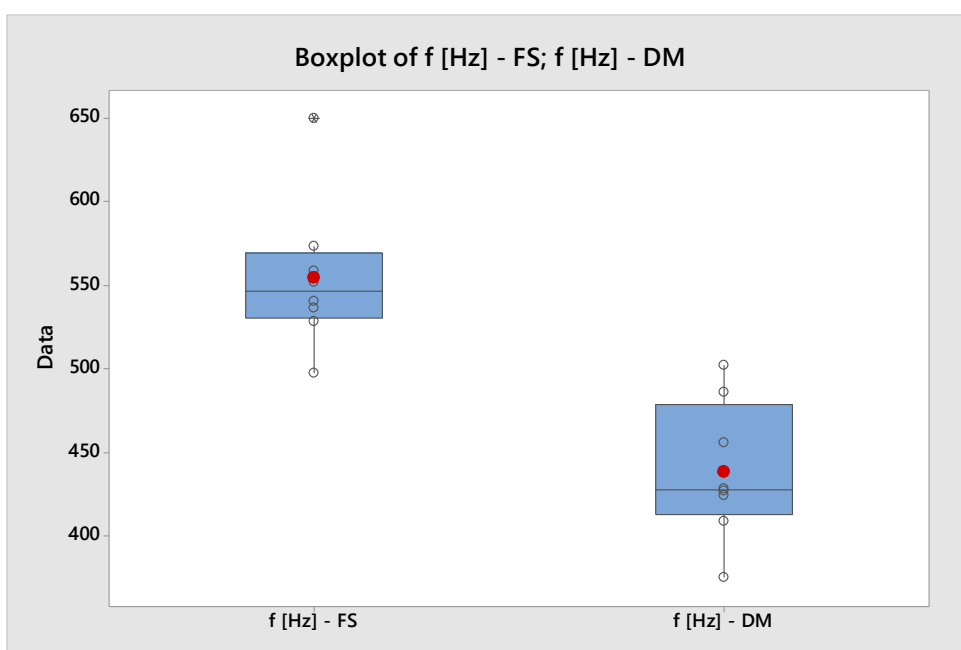
	Fyziologický stav				Demineralizovaný stav			
	$\rho$ [kg.m <sup>-3</sup> ]	E [GPa]	f [Hz]	$b_p$ [-]	$\rho$ [kg.m <sup>-3</sup> ]	E [GPa]	f [Hz]	$b_p$ [-]
Vzorek č. 1	1926	20	540,4	$4,67 \cdot 10^{-3}$	1736	9	427,9	$3,69 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 2	1878	20	573,2	$5,29 \cdot 10^{-3}$	1698	8	424,0	$3,91 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 3	1970	23	536,2	$4,18 \cdot 10^{-3}$	1832	11	455,9	$4,11 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 4	1944	20	650,1	$4,33 \cdot 10^{-3}$	1755	10	486,2	$3,86 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 5	1794	15	558,2	$4,14 \cdot 10^{-3}$	1723	6	427,1	$4,98 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 6	1890	19	528,5	$5,32 \cdot 10^{-3}$	1757	8	374,8	$5,09 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 7	1841	15	497,6	$6,66 \cdot 10^{-3}$	1714	6	408,9	$6,88 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 8	1861				1721			
Vzorek č. 9	1908	18			1812	10		
Vzorek č. 10	1961	21	552,0	$5,21 \cdot 10^{-3}$	1808	14	502,0	$6,29 \cdot 10^{-3}$



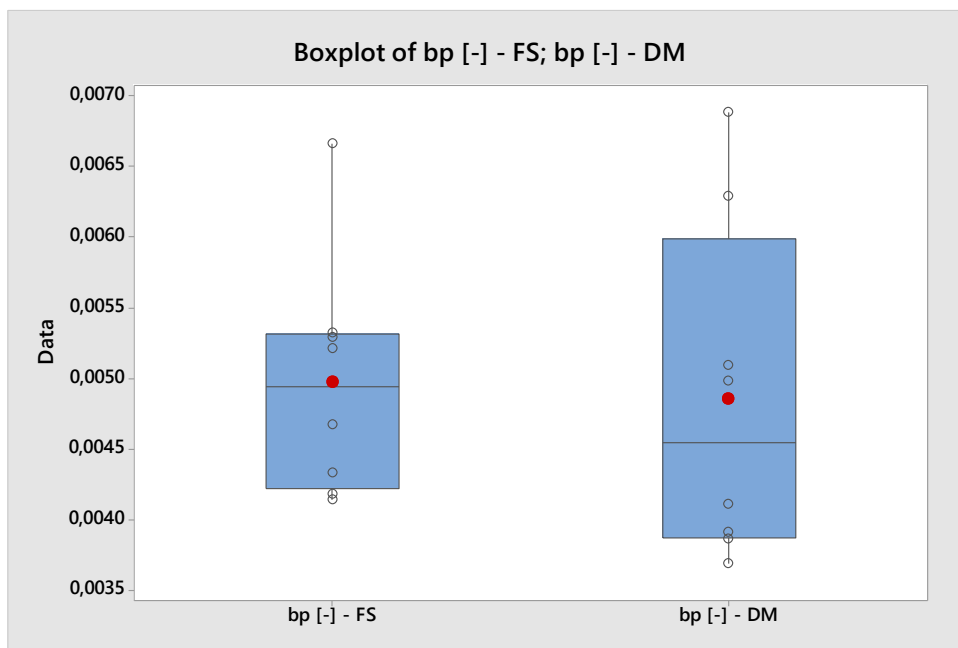
Graf 8: Hustota; FS - fyziologický stav, DM - demineralizovaný stav



Graf 9: Modul pružnosti; FS - fyziologický stav, DM – demineralizovaný stav



Graf 10: Vlastní frekvence; FS - fyziologický stav, DM – demineralizovaný stav



Graf 11: Poměrný útlum; FS - fyziologický stav, DM – demineralizovaný stav

V následující tabulce 20 je uvedeno porovnání naměřených hodnot vlastních frekvencí ve fyziologickém a demineralizovaném stavu za pomoci experimentu (v tabulce značeno jako  $f$  [Hz] – exp.) s hodnotami vypočítanými za pomoci analytického vztahu (4.11) (v tabulce značeno jako  $f$  [Hz] – analyt.).

Tabulka 20: Porovnání hodnot vlastních frekvencí zjištěných za pomoci experimentu s hodnotami vypočítanými z analytického vztahu

	Fyziologický stav		Demineralizovaný stav	
	$f$ [Hz] - exp.	$f$ [Hz] - analyt.	$f$ [Hz] - exp.	$f$ [Hz] - analyt.
Vzorek č. 1	540,4	523,5	427,9	372,4
Vzorek č. 2	573,2	533,6	424,0	356,0
Vzorek č. 3	536,2	555,6	455,9	401,4
Vzorek č. 4	650,1	610,4	486,2	455,1
Vzorek č. 5	558,2	545,7	427,1	350,3
Vzorek č. 6	528,5	463,7	374,8	311,0
Vzorek č. 7	497,6	461,5	408,9	298,4
Vzorek č. 10	552,0	605,5	502,0	519,1
$\bar{f}$ [Hz]	554,5	537,4	438,4	383,0



Tabulka 21: Statistika naměřených mechanických veličin ve stavu fyziologickém a demineralizovaném

	Fyziologický stav			Demineralizovaný stav			$\Delta$ [%]
	Průměr	StDev	P - hodnota	Průměr	StDev	P - hodnota	
f [Hz]	554,5	44,7	0,150	438,4	41,4	0,569	-20,9
$b_p$ [-]	$4,98 \cdot 10^{-3}$	$8,41 \cdot 10^{-4}$	0,221	$4,85 \cdot 10^{-3}$	$1,12 \cdot 10^{-3}$	0,169	-2,6
$\rho$ [kg.m <sup>-3</sup> ]	1885	61	0,313	1756	47	0,223	-6,8
E [GPa]	18	2,4	0,592	9	2,5	0,614	-50,0

Tabulka 22: Statistické zpracování změn hodnot jednotlivých veličin v důsledku demineralizace

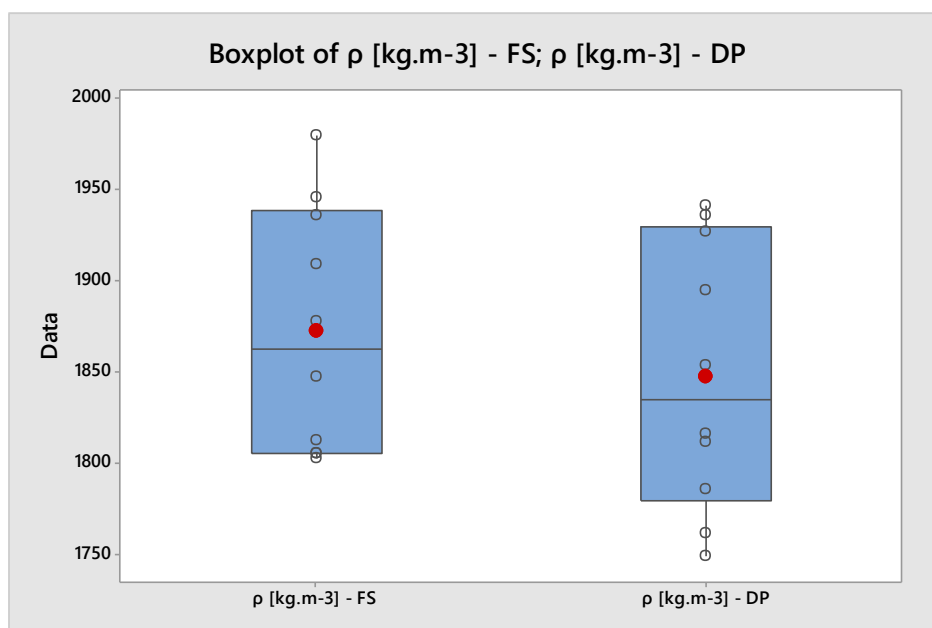
	p (AD)	p (1T)	p (1W)
$\Delta f$	0,662	0,000	
$\Delta b_p$	0,941	0,689	
$\Delta \rho$	0,552	0,000	
$\Delta E$	0,771	0,000	

Z výsledků měření je patrné, že největší rozdíl nastal u modulu pružnosti, kde byl vyhodnocen jeho pokles o 50 %. Dále nastal velmi významný pokles u vlastní frekvence, která poklesla o 20,9 %. U hustoty došlo k poklesu její hodnoty o 6,8 % a u poměrného útlumu k poklesu o 2,6 %. V případě změny vlastní frekvence, hustoty a modulu pružnosti vyplývá z tabulky 22, že je nulová hypotéza zamítnuta, což pro nás znamená, že v důsledku demineralizace došlo ke statisticky významnému poklesu těchto veličin. Statistickým zhodnocením bylo naopak prokázáno, že v důsledku snížení obsahu minerálů v kostní tkáni nedochází na vzorcích ke statisticky významnému poklesu poměrného útlumu.

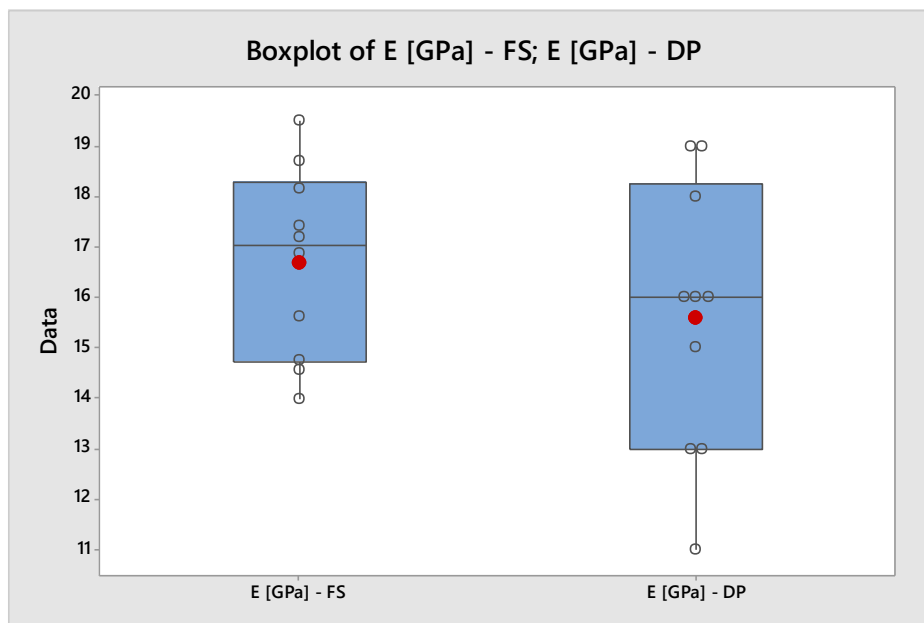
Druhým souborem dat bylo původně deset vzorků, které po naměření mechanických veličin ve fyziologickém stavu byly deproteinizovány. Po vyhodnocení frekvenčních charakteristik byly ze souboru dat vlastních frekvencí a poměrného útlumu vyloučeny vzorky číslo 16, 17 a 19. Soubor dat pro tyto veličiny se nakonec skládal ze sedmi vzorků.

Tabulka 23: Naměřené hodnoty mechanických veličin ve stavu fyziologickém a deproteinizovaném

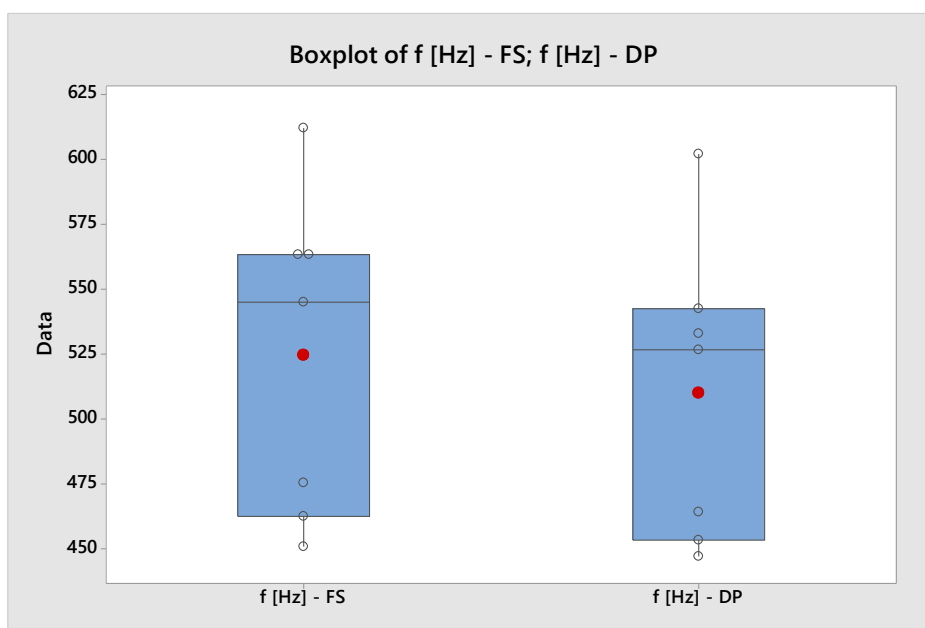
	Fyziologický stav				Deproteinizovaný stav			
	$\rho$ [kg.m <sup>-3</sup> ]	E [GPa]	f [Hz]	$b_p$ [-]	$\rho$ [kg.m <sup>-3</sup> ]	E [GPa]	f [Hz]	$b_p$ [-]
Vzorek č. 11	1848	17	612,3	$4,80 \cdot 10^{-3}$	1816	16	602,3	$4,05 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 12	1806	16	462,3	$5,48 \cdot 10^{-3}$	1812	16	446,7	$5,60 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 13	1946	19	450,7	$9,02 \cdot 10^{-3}$	1941	19	453,0	$6,21 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 14	1936	20	563,4	$4,22 \cdot 10^{-3}$	1927	19	526,8	$4,15 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 15	1805	15	545,1	$5,22 \cdot 10^{-3}$	1749	13	542,5	$4,90 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 16	1813	14			1762	13		
Vzorek č. 17	1803	15			1786	15		
Vzorek č. 18	1980	17	563,4	$4,22 \cdot 10^{-3}$	1936	16	533,1	$4,52 \cdot 10^{-3}$
Vzorek č. 19	1909	18			1895	18		
Vzorek č. 20	1878	17	475,2	$5,13 \cdot 10^{-3}$	1853	11	463,8	$4,51 \cdot 10^{-3}$



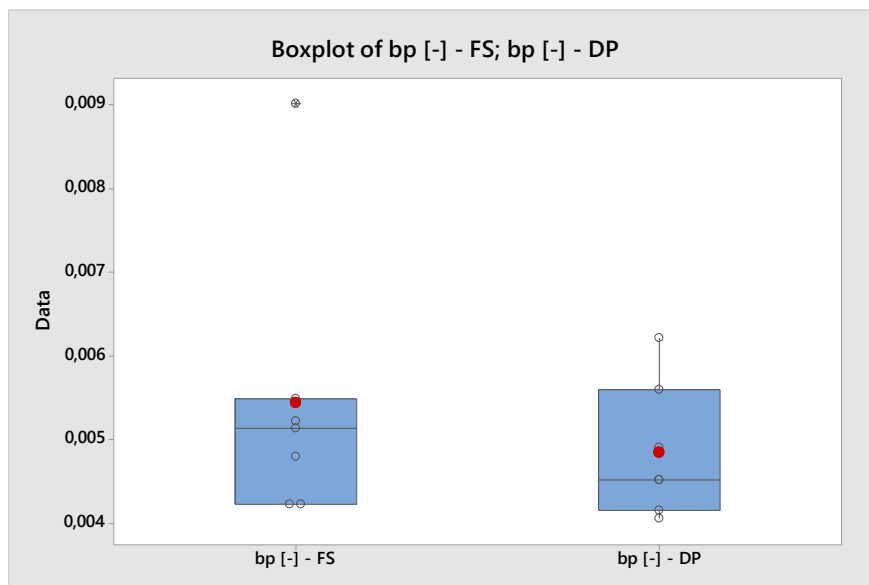
Graf 12: Hustota; FS - fyziologický stav, DP - deproteinizovaný stav



Graf 13: Modul pružnosti; FS - fyziologický stav, DP – deproteinizovaný stav



Graf 14: Vlastní frekvence; FS - fyziologický stav, DP – deproteinizovaný stav



Graf 15: Poměrný útlum; FS - fyziologický stav, DP – deproteinizovaný stav

V následující tabulce 24 je uvedeno porovnání naměřených hodnot vlastních frekvencí ve fyziologickém a deproteinizovaném stavu za pomoci experimentu (v tabulce značeno jako  $f$  [Hz] – exp.) s hodnotami vypočítanými za pomoci analytického vztahu (4.11) (v tabulce značeno jako  $f$  [Hz] – analyt.).

Tabulka 24: Porovnání hodnot vlastních frekvencí zjištěných za pomoci experimentu s hodnotami vypočítanými z analytického vztahu

	Fyziologický stav		Deproteinizovaný stav	
	$f$ [Hz] - exp.	$f$ [Hz] - analyt.	$f$ [Hz] - exp.	$f$ [Hz] - analyt.
Vzorek č. 11	612,3	541,8	602,3	524,1
Vzorek č. 12	462,3	468,2	446,7	472,9
Vzorek č. 13	450,7	470,0	453,0	474,4
Vzorek č. 14	563,4	526,8	526,8	521,1
Vzorek č. 15	545,1	483,6	542,5	464,1
Vzorek č. 18	563,4	493,5	533,1	485,8
Vzorek č. 20	475,2	527,0	463,8	424,2
$\bar{f}$ [Hz]	524,6	501,6	509,7	480,9

Tabulka 25: Statistika naměřených mechanických veličin ve stavu fyziologickém a deproteinizovaném

	Fyziologický stav			Deproteinizovaný stav			$\Delta$ [%]
	Průměr	StDev	P - hodnota	Průměr	StDev	P - hodnota	
f [Hz]	528	57,9	0,194	510	57,3	0,332	-3,4
$b_p$ [-]	$5,44 \cdot 10^{-3}$	$1,65 \cdot 10^{-3}$	0,010	$4,85 \cdot 10^{-3}$	$7,93 \cdot 10^{-4}$	0,318	-10,9
$\rho$ [ $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ]	1885	61	0,313	1848	73	0,370	-2,0
E [GPa]	18	2,4	0,592	16	2,7	0,504	-11,1

Tabulka 26: Statistické zpracování změn hodnot jednotlivých veličin v důsledku deproteinizace

	p (AD)	p (1T)	p (1W)
$\Delta f$	0,557	0,031	
$\Delta b_p$	0,042		0,151
$\Delta \rho$	0,864	0,005	
$\Delta E$	<0,005		0,067

Stejně jako v případě demineralizace došlo u deproteinizace k největšímu poklesu u modulu pružnosti, který v tomto případě poklesl o 11,1 %. Dále nastal výrazný pokles u hodnoty poměrného útlumu o 10,9 %. Spolu s modulem pružnosti a poměrným útlumem nastal ještě pokles u hodnoty vlastní frekvence o 3,4 % a hustoty o 2 %. Dle testování hypotéz za pomoci párových testů nastal statisticky významný pokles u hodnoty vlastní frekvence a hustoty. Při porovnání statistického zhodnocení se statistickým zhodnocením v předchozí kapitole zde nastal rozdíl u vlastní frekvence, kdy ze mnou zhotoveného experimentu dochází v důsledku deproteinizace u vlastní frekvence k nárůstu a v práci [2] k poklesu. Vzhledem k výsledkům vycházejících z analytického vztahu (viz tabulka 24) je však předpokládán pokles hodnot vlastní frekvence.

## 5 Závěr

Bakalářská práce navazuje na předchozí práce ([1] a [2]) zabývající se problematikou predikce mezního stavu kostní tkáně v důsledku osteoporózy. V rámci práce bylo provedeno experimentální modelování na zhotovených vzorcích z hovězích žeber. Naměřené veličiny pak byly následně porovnány s hodnotami zjištěnými z analytického vztahu. Spolu s výpočtovým modelováním za pomoci analytického vztahu pro zhotovené vzorky byla provedena citlivostní analýza vlivu změny vzdálenosti vetknutí a rozměrů příčného průřezu na velikost vlastní frekvence. Z citlivostní analýzy vzešla největší citlivost vlastní frekvence na změnu tloušťky příčného průřezu u vetknutého konce prutu.

V případě experimentálního modelování byly výsledné naměřené veličiny statisticky zhodnoceny. Statistické zhodnocení dat bylo provedeno taktéž pro vzorky ve fyziologickém a deproteinizovaném stavu z práce [2]. Z pohledu statistické významnosti byly provedeny párové testy, které vyjadřovaly, zda vlivem chemikálie došlo ke statisticky významnému poklesu či nárůstu daných mechanických veličin. Vyloučením vzorku číslo 9 došlo ke zredukování směrodatné odchylky u poměrného útlumu o 55 %. Nicméně ve výsledcích měření v práci [2] stále ještě hraje roli nepříznivý vliv pravděpodobného zaměnění vetknuté strany, který byl vyhodnocen v rámci zkušebních měření.

V důsledku provedených zkušebních měření a stále přetrvávajícího rozptylu hodnot poměrného útlumu došlo k úpravě experimentu vytvořením přípravku z oceli a následným zapuštěním vzorků do přípravku. Po statistickém zhodnocení poměrného útlumu pro vzorky v deproteinizovaném stavu byla vyhodnocena směrodatná odchylka, kterou se podařilo zredukovat o 33,9 % vzhledem k naměřeným hodnotám z práce [2] s vyloučeným vzorkem číslo 9. Z hodnoty směrodatné odchylky je patrné, že v důsledku zavedení nového způsobu měření frekvenčních charakteristik došlo ke zpřesnění experimentu, avšak z párových testů byl vyhodnocen pokles poměrného útlumu jako statisticky nevýznamný.

Při porovnání změny hodnot vlastních frekvencí v důsledku deproteinizace pro práci [2] a mnou zhotoveného experimentu nastává významný rozdíl. V práci [2] bylo zjištěno, že v důsledku deproteinizace dochází k nárůstu o 5 % a naopak v měřeních hovězích žeber byl zjištěn pokles hodnoty vlastní frekvence o 3,4 %. V důsledku tohoto významného rozdílu jsem provedl ověření měření za pomoci analytického vztahu, z nějž vzešlo potvrzení poklesu v důsledku deproteinizace.

Kromě vyplavení kolagenu (deproteinizace) byly kosti také podrobeny chemickému procesu demineralizace, při kterém dochází k úbytku minerálů v kostní tkáni. Z hlediska statistického zhodnocení dochází k významnému poklesu modulu pružnosti, frekvence a hustoty. Naopak u poměrného útlumu vyšel pokles jeho hodnoty v důsledku demineralizace jako statisticky nevýznamný.

## Seznam zdrojů

- [1] VOSYNEK, P. *Analýza odezvových veličin kostní tkáně při mechanickém zatěžování*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 98 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Tomáš Návrát, Ph.D.
- [2] WEISS, A. *Analýza odezvových veličin vzorků kostní tkáně v různém stavu demineralizace nebo deproteinizace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 39 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Vosynek.
- [3] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005, 890 s. ISBN 80-7262-311-7.
- [4] ROSS, Michael H. *Histology : a text and atlas : with correlated cell and molecular biology*. Seventh edition. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2016, 984 s. ISBN 978-1-4511-8742-7.
- [5] ETHIER, C. Ross a Craig A. SIMMONS. *Introductory biomechanics : from cells to organisms*. Cambridge: Cambridge University Press, 2007, 511 s. ISBN 978-0-521-84112-2.
- [6] AN, Yuehuei a Robert A. DRAUGHN. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. Boca Raton: CRC Press, 1999, 624 s. ISBN 9780849302664.
- [7] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- [8] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [9] OTT, Susan. *Osteoporosis and bone physiology* [online]. 1998, 9.5.2011 [cit. 2017-03-10]. Dostupné z WWW: <<http://courses.washington.edu/bonephys/>>.
- [10] COWIN, Stephen C. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, 2001. ISBN 0-8493-9117-2.
- [11] Numerical Evaluation of Longitudinal Modulus of Elasticity of Eucalyptus grandis Timber Beams. *Scientific & Academic Publishing* [online]. 2012 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://article.sapub.org/10.5923.j.ijaf.20120204.06.html>
- [12] BILOŠOVÁ, Alena. *Aplikovaný mechanik jako součást týmu konstruktérů a vývojářů: Část modální zkoušky* [online]. VŠB TU Ostrava, 2012 [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://projekty.fs.vsb.cz/147/ucebniopory/978-80-248-2758-2.pdf>.
- [13] HARTOG, J. P. Den, 1956. *Mechanical Vibrations, fourth edition*. B. m.: McGraw-Hill.
- [14] JANÍČEK, Přemysl. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky : hledání souvislostí. Učební texty I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM : VUTIUUM, 2007. ISBN 978-80-7204-555-6.

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Struktura dlouhé kosti, převzato a upraveno z [4] .....	13
Obrázek 2: Stádia osteoporózy, převzato a upraveno z [9] .....	15
Obrázek 3: Schéma čtyřbodového ohybu, převzato z [11] .....	17
Obrázek 4: Schéma uvažovaného systému, převzato z [12].....	18
Obrázek 5: Vetknutý nosník.....	19
Obrázek 6: Oddělení epifýzy.....	21
Obrázek 7: Provedení prvního z dvojice rovnoběžných řezů .....	21
Obrázek 8: Provedení druhého z dvojice rovnoběžných řezů.....	22
Obrázek 9: Provedení prvního řezu z dvojice rovnoběžných řezů v pomocném svěráku .....	22
Obrázek 10: Provedení druhého řezu z dvojice rovnoběžných řezů v pomocném svěráku .....	22
Obrázek 11: Zkrácení na požadovanou délku .....	22
Obrázek 12: Proces demineralizace, deproteinizace .....	23
Obrázek 13: Vážení vzorku.....	24
Obrázek 14: Měření modulu pružnosti čtyřbodovým ohybem .....	25
Obrázek 15: Zhotovený přípravek z oceli .....	26
Obrázek 16: Zalití vzorků pryskyřicí .....	26
Obrázek 17: Měření frekvenčních charakteristik .....	27
Obrázek 18: Nadefinování okrajových podmínek v programu ANSYS Workbench 18.0 .....	28
Obrázek 19: Sít' o rozměru prvku 0,5 mm .....	28



## Seznam tabulek

Tabulka 1: Hodnoty modulů pružnosti v ohybu pro kortikální část různých druhů kostí [2] [6] .....	17
Tabulka 2: Porovnání hodnot modulu pružnosti v tahu a ohybu kortikální části lidské a hovězí kostní tkáně [10] .....	18
Tabulka 3: Změna vlastní frekvence v závislosti na změně tloušťky vetknutého a volného konce prutu.....	29
Tabulka 4: Změna vlastní frekvence v závislosti na změně šířky vetknutého a volného konce prutu .....	29
Tabulka 5: Změna vlastní frekvence v závislosti na změně vzdálenosti vetknutí .....	29
Tabulka 6: Směrodatné odchytky hodnot vlastní frekvence pro jednotlivé změny rozměrů příčného průřezů .....	29
Tabulka 7: Hodnoty vlastní frekvence a poměrného útlumu pro „jedno upnutí“.....	31
Tabulka 8: Hodnoty vlastní frekvence a poměrného útlumu pro „jednu stranu“ .....	31
Tabulka 9: Hodnoty vlastní frekvence a poměrného útlumu pro „druhou stranu“ .....	31
Tabulka 10: Statistika hodnot vlastních frekvencí na hrubých čelistech.....	31
Tabulka 11: Statistika hodnot poměrného útlumu vyhodnocených z měření na hrubých čelistech .....	32
Tabulka 12: Naměřené hodnoty vlastní frekvence při měření na hladkých čelistech ....	32
Tabulka 13: Statistika naměřených hodnot vlastní frekvence při měření na hladkých čelistech .....	32
Tabulka 14: Naměřené hodnoty vlastní frekvence vzorku č. 6 v práci [2].....	32
Tabulka 15: Souhrnná tabulka statistického zhodnocení vlastních frekvencí .....	33
Tabulka 16: Porovnání hodnot vlastních frekvencí z práce [2] změřených za pomoci experimentu s hodnotami vypočítanými z analytického vztahu .....	36
Tabulka 17: Statistika naměřených mechanických veličin v jednotlivých stavech [2]...	37
Tabulka 18: Statistické zpracování změn hodnot jednotlivých veličin v důsledku deproteinizace .....	37
Tabulka 19: Naměřené hodnoty mechanických veličin ve stavu fyziologickém a demineralizovaném .....	38
Tabulka 20: Porovnání hodnot vlastních frekvencí zjištěných za pomoci experimentu s hodnotami vypočítanými z analytického vztahu .....	40
Tabulka 21: Statistika naměřených mechanických veličin ve stavu fyziologickém a demineralizovaném .....	41
Tabulka 22: Statistické zpracování změn hodnot jednotlivých veličin v důsledku demineralizace .....	41

Tabulka 23: Naměřené hodnoty mechanických veličin ve stavu fyziologickém a deproteinizovaném .....	42
Tabulka 24: Porovnání hodnot vlastních frekvencí zjištěných za pomoci experimentu s hodnotami vypočítanými z analytického vztahu .....	44
Tabulka 25: Statistika naměřených mechanických veličin ve stavu fyziologickém a deproteinizovaném .....	45
Tabulka 26: Statistické zpracování změn hodnot jednotlivých veličin v důsledku deproteinizace.....	45

## Seznam grafů

Graf 1: Závislost síly na průhybu vzorku číslo 7 .....	25
Graf 2: Frekvenční charakteristika vzorku číslo 3 ve fyziologickém stavu, závislost rychlosti na frekvenci.....	27
Graf 3: Výsečový graf citlivosti vlastní frekvence na změnu rozměrů příčných průřezů a vzdálenosti vetknutí .....	30
Graf 4: Vlastní frekvence; FS - fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav .....	34
Graf 5: Poměrný útlum; FS – fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav.....	35
Graf 6: Hustota; FS - fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav.....	35
Graf 7: Modul pružnosti; FS - fyziologický stav, DS – deproteinizovaný stav.....	36
Graf 8: Hustota; FS - fyziologický stav, DM - demineralizovaný stav .....	38
Graf 9: Modul pružnosti; FS - fyziologický stav, DM – demineralizovaný stav .....	39
Graf 10: Vlastní frekvence; FS - fyziologický stav, DM – demineralizovaný stav.....	39
Graf 11: Poměrný útlum; FS - fyziologický stav, DM – demineralizovaný stav .....	40
Graf 12: Hustota; FS - fyziologický stav, DP - deproteinizovaný stav .....	42
Graf 13: Modul pružnosti; FS - fyziologický stav, DP – deproteinizovaný stav.....	43
Graf 14: Vlastní frekvence; FS - fyziologický stav, DP – deproteinizovaný stav.....	43
Graf 15: Poměrný útlum; FS - fyziologický stav, DP – deproteinizovaný stav .....	44