



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

FAKULTA STROJNÍ

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

**Experimentální testy a MKP analýzy pevnosti fixace šroubu v kostní tkáni**

Diplomová práce

Autor: **Jakub Konečný**

Studijní program: **Biomechanika a lékařské přístroje**

Vedoucí práce: **doc. Ing. Zdeněk Horák, Ph.D.**

**Praha 2016**

# Anotační list

- Jméno autora:** Jakub Konečný
- Název DP:** Experimentální testy a MKP analýzy pevnosti fixace šroubu v kostní tkáni
- Anglický název:** Experimental tests and FE analyses of the fixation strength of the screw in the bone tissue
- Rok:** 2016
- Obor studia:** Biomechanika a lékařské přístroje
- Ústav/odbor:** Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
- Vedoucí:** doc. Ing. Zdeněk Horák, Ph.D.
- Konzultant:**
- Bibliografické údaje:**
- |               |    |
|---------------|----|
| počet stran   | 71 |
| počet obrázků | 32 |
| počet tabulek | 5  |
| počet příloh  | 13 |
- Klíčová slova:** MKP, numerická analýza, PUR pěna, kost, kontaktní vazba, TIE, tahová zkouška, experiment, kostní šroub
- Keywords:** FE, numerical analysis, PUR foam, bone, contact boundary, TIE, tensile test, experiment, bone screw
- Anotace:**

Tato diplomová práce se zabývá experimentálními testy a MKP analýzou pevnosti fixace šroubu v kostní tkáni. V úvodu je zpracována rešeršní studie týkající se odborných článků a ISO norem. Teoretická část poté detailně popisuje kostní tkáň, medicínské šrouby, používané pro fixaci, a PUR pěnu. Dále byly provedeny experimenty, které slouží k následné validaci MKP modelů. Experimentálním měřením byla tahová zkouška, která byla provedena dle příslušné normy ASTM F543-02. Výsledkem této zkoušky byl průběh

tahové síly v závislosti na posunutí šroubu. Pro experiment bylo užito dvou typů komerčně dostupných šroubů. Na základě těchto rozměrů jsou vytvořeny MKP modely dvou variant spojení šroubu s kostí. Hlavním cílem této práce je posouzení, zda je při modelování jakýchkoliv kostních šroubů pomocí MKP nutno přesně geometricky modelovat šroub s nepravidelným závitem či stačí vymodelovat pouze šroub se závitem ve tvaru válcové plochy (s rozměrem středního průměru závitu) při zachování vhodných interakcí či kontaktních podmínek. K určení deformačně napěťových závislostí je využito výpočtového modelování metodou konečných prvků (MKP) s využitím výpočtového systému ABAQUS.

***Abstract:***

This thesis deals with experimental tests and FE analysis of the strength of the screw fixation in bone tissue. The research study includes academic articles and ISO standards. The theoretical part then describes in detail the bone tissue, medical screws used for fixing, and PUR foam. In the experimental part were conducted experiments, which were used for the subsequent validation of the FE model. Tensile test (as the method of experimental measurement) was conducted according to the relevant standard ASTM F543-02. The result of this test was the course of tensile force versus displacement of the screw. Two types of commercially available screws were used for this experiment. Based on length of these screws were created two FE models of the bolt connection with bone. The main objective of this thesis is to assess whether it is necessary to make an exact geometric model of a screw with an irregular thread or if it is sufficient modelling a screw with a regular cylindrical surfaced thread (with an extant of pitch diameter) while maintaining appropriate interactions and contact conditions during the FE modelling. To determine the stress-strain dependencies, computational modelling by finite element method (FEM) using computational system ABAQUS was used.



## **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a pouze s použitím literatury uvedené v seznamu.

V Praze dne .....

Podpis:.....

# Poděkování

Tímto děkuji panu doc. Ing. Zdeňku Horákovi, Ph.D. za jeho cenné rady, za ochotu, připomínky a trpělivost při tvorbě mé diplomové práce. Velký dík patří také panu Ing. Radku Sedláčkovi, Ph.D. za pomoc s přípravou a provedením experimentálního měření.

Samozřejmě děkuji také své rodině za finanční prostředky a hlavně trpělivost po celou dobu mého studia. Velký dík patří také mé přítelkyni, bez které by bylo dokončení ještě složitější.

V neposlední řadě nesmím opomenout poděkovat panu proděkanu doc. Ing. Janu Řezníčkovi, CSc. za ochotu a pomoc při řešení problémů týkajících se mého studia.

# Obsah

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>10</b>
1.1	MOTIVACE PRÁCE.....	12
1.2	CÍLE PRÁCE.....	12
<b>2</b>	<b>TEORETICKÁ ČÁST</b> .....	<b>13</b>
2.1	REŠERŠNÍ STUDIE.....	13
2.1.1	<i>Přehled vybraných článků</i> .....	13
2.1.2	<i>Shrnutí rešeršní studie odborných článků</i> .....	18
2.1.3	<i>Přehled norem pro testování kostních šroubů</i> .....	20
2.1.4	<i>Popis zvolené experimentální metody</i> .....	23
2.2	KOSTNÍ TKÁŇ.....	25
2.3	POPIS POLYURETANU.....	30
2.3.1	<i>Základní mechanické vlastnosti PUR pěny</i> .....	30
2.4	POLYURETANOVÁ PĚNA JAKO KOST IN-VITRO.....	32
2.5	ŠROUBOVÁ SPOJENÍ.....	35
2.5.1	<i>Kostní šrouby [26,27,28,29,32]</i> .....	35
2.5.2	<i>Hloubka inserce</i> .....	40
2.5.3	<i>Síla vynaložená při inserci</i> .....	41
2.5.4	<i>Pozice v kosti</i> .....	41
2.5.5	<i>Hustota kosti</i> .....	42
<b>3</b>	<b>EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ</b> .....	<b>43</b>
3.1	METODIKA.....	43
3.1.1	<i>Geometrie vzorků</i> .....	43
3.1.2	<i>Mechanické charakteristiky konstrukčních materiálů</i> .....	44
3.1.3	<i>Příprava PUR pěny</i> .....	45
3.1.4	<i>Metodika experimentu</i> .....	46
3.2	VÝSLEDKY EXPERIMENTÁLNÍCH MĚŘENÍ.....	48
<b>4</b>	<b>VÝPOČTOVÝ MODEL ŠROUBOVÉHO SPOJENÍ</b> .....	<b>50</b>
4.1	MODELOVÁNÍ.....	50
4.2	MODEL SE ZÁVITEM - KONTAKTNÍ VAZBA.....	51

4.2.1	<i>Geometrie modelu</i> .....	51
4.2.2	<i>Použité materiály</i> .....	52
4.2.3	<i>Typ úlohy, zatížení</i> .....	53
4.2.4	<i>Vazbové a okrajové podmínky</i> .....	54
4.2.5	<i>Síťování</i> .....	54
4.3	MODEL BEZ ZÁVITU - PEVNÁ VAZBA (TIE) .....	55
4.3.1	<i>Geometrie modelu</i> .....	55
4.3.2	<i>Použité materiály</i> .....	56
4.3.3	<i>Typ úlohy, zatížení</i> .....	57
4.3.4	<i>Vazbové a okrajové podmínky</i> .....	57
4.3.5	<i>Síťování</i> .....	58
4.4	VÝSLEDKY NUMERICKÝCH ANALÝZ .....	58
5	<b>DISKUZE</b> .....	<b>63</b>
6	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>65</b>
7	<b>LITERATURA</b> .....	<b>68</b>
8	<b>PŘÍLOHY</b> .....	<b>71</b>



## Seznam použitých zkratek a symbolů

Symbol / Zkratka	Fyzikální rozměr	Význam
BSI	-	British Standards Institution
CT	-	Computed Tomography
ČVUT	-	České vysoké učení technické
DHS	-	Dynamic Hip System
ISO	-	International Standards Institution
LMZ	-	Laboratoř mechanických zkoušek
MKP	-	Metoda konečných prvků
NIPUs	-	Non-isokyanát polyuretan
PUR	-	Polyuretan
SRPF	-	Solid Rigid Polyurethane Foam
E	[MPa]	Modul pružnosti v tahu
G	[MPa]	Modul pružnosti ve smyku
R <sub>m</sub>	[MPa]	Napětí na mezi pevnosti
ε	[-]	Poměrné prodloužení
μ	[-]	Poissonovo číslo
ρ	[kg/m <sup>3</sup> ]	Hustota
σ <sub>K</sub>	[MPa]	Napětí na mezi kluzu

# 1 Úvod

Lidské zdraví a zdraví obecně je pro člověka jedna z nejdůležitějších věcí v životě. Proto je velmi důležité si své zdraví chránit a dbát na něj, v rámci našich možností co nejvíce, avšak ne vždy se nám to může podařit. Z tohoto důvodu je zde lékařství, které už od pradávna patří k základním oborům lidské činnosti. Většina populace se ve svém životě mnohokrát setká s lékařskou pomocí, a to ať už na vlastní kůži či u osob ve svém okolí. Existuje mnoho situací, při kterých dochází k poškození lidského zdraví. Ve své práci se zaměřím na následky a řešení nehod či úrazů, jimiž jsou mimo jiné i zlomeniny kostí. Kosti, jakožto důležitou stavební jednotku celého lidského organismu, je nutno udržovat dostatečně pevné, pružné a houževnaté, a to zejména správnou a na minerály, vitamíny a další prvky bohatou výživou. Především aby nedocházelo k jejich oslabování a následným zlomeninám. V současnosti mnoho lékařů poukazuje na degeneraci lidského skeletu a právě proto jsou zlomeniny častějším důvodem návštěvy nemocnice, než tomu bylo v dřívějších dobách.

Z důvodu rozmanitosti způsobů zlomení kosti a počtu druhů kostí v lidském skeletu nelze identifikovat každý případ a jeho řešení zvlášť. Hlavním účelem je proto zajistit obnovu funkce kosti, správný růst při zachování maximální pohyblivosti s minimálními následky po operaci. Pro splnění všech kritérií je pro lékaře zásadním úkolem zajistit správnou fixaci zlomeniny pro správné zhojení po úrazu. Možnosti fixace se liší podle mnoha typů zlomenin. Jedná se např. o zevní fixaci (montáž mimo kožní kryt), vnitřní fixaci, zajištěné hřebování a další druhy osteosyntéz. Při této operační léčbě je pro stabilizaci zlomeniny zapotřebí kovových implantátů, čímž jsou dlaha, šrouby, hřeby, dráty či zevní fixátory.

Ve své práci se zaměřuji na zkoumání upevnění kosti pomocí šroubového spojení, resp. vlastnost popisující vztah soustavu šroub-kost. Pro posouzení mechanických vlastností je nejdůležitější vztah mezi silou nezbytnou pro vytržení šroubu z kosti

v závislosti na relativním posuvu šroubu. Výsledky budu porovnávat mezi provedeným experimentem a numerickou analýzou.

Při experimentech v biomechanické praxi se pracuje s polyuretanovou pěnou (PUR pěna) na místo s kostí. Používá se převážně z hlediska humánního, etického a menší finanční náročnosti. Zároveň však lze u PUR pěny zachovat dostačující podobnost mechanických vlastností jako u lidské kosti. Výše uvedené je tedy důvodem, proč v celé své práci užívám pro experiment právě PUR pěnu.

## 1.1 MOTIVACE PRÁCE

Motivací diplomové práce je zjištění korektnosti výpočtového modelování soustavy šroub-kost v biomechanických studiích. Jelikož se jedná o poměrně složitou modelaci, dochází v ní proto často k velkému zjednodušení, které nemusí vždy přinést přesné výsledky. Místo přesné geometrie profilu závitu se šroub modeluje pouze jako válcová plocha se středním průměrem daného šroubu. I když zachováme vhodné interakce či kontaktní podmínky mezi šroubem a kostí, může dojít ke zkreslení daných výsledků. Výsledky těchto numerických MKP analýz budou validovány výsledky získanými z experimentálních měření.

## 1.2 CÍLE PRÁCE

Cílem mé práce je porovnání výsledků z dvou odlišných výpočtových modelů šroubového spojení. Protože se nejedná pouze o vytvoření MKP (metoda konečných prvků) modelu šroubového spojení, stanovil jsem si proto tyto dílčí cíle:

- provedení experimentu pro zjištění vytrhávací síly kostních šroubů dle příslušné ISO normy,
- vytvoření 3D modelů jednotlivých šroubů, PUR pěny,
- vytvoření výpočtového modelu – kontaktní vazba,
- vytvoření výpočtového modelu – pevná vazba (TIE),
- porovnání všech zjištěných výsledků.

## 2 Teoretická část

### 2.1 REŠERŠNÍ STUDIE

Literární rešerše odborných článků zabývajících se problematikou experimentálních či MKP studií spojení šroub-kost či jim podobných, popřípadě článků, které mohou nebo úzce souvisí s daným tématem.

#### 2.1.1 Přehled vybraných článků

##### **A parametric study of cylindrical pedical screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model [1]**

*Panagiotis E. Chatzistergos, Evangelos A. Magnissalis, Stavros K. Kourkoulious*

Tato studie se zaměřuje na konstrukci MKP modelu přesně simulujícího tahové chování válcových šroubů a predikcí dané tahové síly. Tři druhy komerčně dostupných šroubů byly podrobeny experimentu vytahování ze syntetické kosti. Výsledky byly použity k návrhu MKP modelu. Pozornost byla věnována přesné simulaci selhání uvnitř kosti, kde dochází ke stříhu. Srovnání experimentálních a numerických výsledků dokázalo, že realizace tohoto přístupu může výrazně zlepšit přesnost numerické simulace mechanického chování šroubu pod čistě tahovým zatížením. Numerický model byl použit pro několik různých parametrů ovlivňujících tahové vlastnosti jednotlivých šroubů. Dospělo se k závěru, že hlavním parametrem ovlivňujícím tahovou sílu byl vnější poloměr (se zvětšením o 36 % se zvyšuje síla o 34 %). Dalšími parametry, které byly také zkoumány, jsou vzdálenost zašroubování, hloubka, rozteč a sklon závitů.

Model byl simulován jako 2D osově souměrné těleso šroubu umístěné do otvoru se závitem v příslušném modelu SRPF (Solid Rigid Polyurethane Foam) bloku. V blízké oblasti kontaktu se šroubem byla zvolena jemnější síť, ve zbytku pak hrubší. Celkový počet 2D rovinných prvků byl asi 3000. SRPF byl simulován jako lineárně elasticko-plastické těleso na základě údajů poskytnutých výrobcem. Pro popis selhání na rozhraní šroub-kost bylo v této oblasti užito *bonded contact elements* (lepeného kontaktu elementů). Mechanické chování těchto *bonded contact pairs* (lepených kontaktních párů) bylo řízeno *bilinear cohesive-zone* (biliárním materiálovým modelem kohezní zóny). Okrajové podmínky uložené na povrchu mezi šroubem a SRPF byly jednoduchý kontakt se třením a hodnota koeficientu tření byla nastavena dle literatury na 0,2. Pohyb MKP modelu SRPF bloku byl omezen dle experimentu a na šroub byl uložen posuv o velikosti 3 mm. Hodnota posuvu byla dostatečně vysoká pro zajištění selhání SRPF bloku.

## **Investigation of fixation screw pull-out on human spine [2]**

*QH Zhang, SH Tan, SM Chou*

Tahová síla šroubu je jedním z nejdůležitějších faktorů, které musí být brány v úvahu, pro účely fixace a stabilizace páteře. Materiálové vlastnosti kosti spolu s hlavními rozměry šroubu, jako je vnější a vnitřní průměr závitu, stoupání a délky upevnění šroubu mají vliv na pevnost vytažení fixačního šroubu. Byl postaven trojrozměrný MKP model simulující závitové spojení kosti s chirurgickým šroubem. Bylo analyzováno chování jak kosti, tak i šroubu během tahové zkoušky. Opět byly pozorovány účinky parametrů kosti na pevnost v tahu. Výsledky ukázaly, že ve spojení došlo ke smykovému selhání povrchu válcové oblasti určené vnějším průměrem závitu a zašroubované délky. Distribuce smykového napětí podél závitové délky v kosti byla téměř stejná.

Pro původní model šroubu byl použit standardní spongiózní šroub o průměru 6,5 mm, profil a rozměry závitů odvozeny z BSI (British Standards Institution). Pro složitost geometrie celého obratle, byl uvažován pouze 3D model těla obratle, kde ostatní laterální části nemají na tahovou zkoušku zásadní vliv. Předpokládala se poloha otvoru se závitěm ve středu bloku s osou podél délky bloku. Profil stejný jako u šroubu, ale velikost trochu větší. To je z důvodu hojení kosti, kdy se mezera mezi kostní tkání a šroubem mění v závislosti na období po operaci. Kost byla modelována jako dokonale plastická po mez kluzu. Součinitel tření byl určen hodnotou 0,2. V této studii byla kost modelována pouze jako spongiózní, kortikální vrstva zahrnuta nebyla. Materiál šroubu byl z nerezové oceli 316 L, který se běžně používá při fixaci implantátů. Všechny materiály jsou homogenní a izotropní. Při modelaci bylo užito 3970 prvků s 5348 uzly. K řešení bylo užito *surface-to-surface* a *rigid-to-flexible* kontaktních prvků modelu. Podmínky zatížení a okrajové podmínky jsou čerpány z experimentů, kde hlava šroubu je upoutána pomocí sklíčidla a posunutí je vyvoláno podél osy šroubu při nízkých rychlostech. Diagramy zatížení vs. posunutí byly kontinuálně zaznamenávány do grafu k získání maximálního zatížení.

### **Prediction of stress shielding around an orthopedic screw: Using stress and strain energy density as mechanical stimuli [3]**

*Kristina Haase, Gholamreza Rouhi*

Pomocí analýzy konečných prvků byla vyvinuta parametrická studie pro porovnání napětí a hustoty deformační energie. Za účelem zjištění, který podnět by mohl být lepší pro predikci napětí na rozhraní kost-šroub. Definované parametry přenosu ukázaly, že napětí a hustota deformační energie se výrazně projeví mezi implantátem a kostí.

Konečně prvkový model byl vytvořen jako 2D soustava šroub-kost. Model se skládá z homogenní kortikální kostní vrstvy ( $E = 20$  GPa) a spongiózního podkladu ( $E = 1$  GPa) s Poissonovým poměrem 0,35. Šrouby byly modelovány jako slitina

titanu (Ti-6Al-4V) s dvěma různými Youngovými moduly. Vnější hranice modelu jsou podrobeny pevným okrajovým podmínkám, nicméně svislých posuvů podél symetrické osy modelu bylo povoleno. Pro diskretizaci modelu bylo užito *Quadrilateral 4-node* (4-uzlových čtyřúhelníkových) elementů. Zatížení v tahu bylo aplikováno na hlavu šroubu hodnotou 80 N, což je hodnota nižší než kterou očekáváme při selhání. Během simulace byla po předem definované cestě zaznamenávána hodnota *von Mises* napětí a deformace. Dále byly definovány parametry pro přenos hustoty deformační energie, která může působit jako podnět při zahájení a řízení kostní remodelace. Hodnoty napětí a deformace *von Mises*, které byly naměřeny, jsou dále použity k výpočtu popisujícímu kvantifikaci úrovně mechanických podnětů přenášených mezi šroubem a kostí během simulace se změnami parametrů, včetně elastického modulu šroubu či geometrie.

#### **Correlation of the experimental and numerical results for holding power of dental, traumatic and spinal screws [4]**

*Chia-Ching Lee, Shang-Chih Lin, Shu-Wei Wu, Yu-Ching Li, Ping-Yuen Fu*

Tahová síla na rozhraní šroub-kost je jedním z klíčových faktorů v průběhu klinického výkonu šroubové konstrukce. Hodnota může být experimentálně měřena tahovým testem. Tato studie systematicky používá dentální, traumatické a spinální šrouby k experimentálnímu měření a numerické simulaci jejich chování na rozhraní šroub-kost. Výsledky experimentu (posunutí a vytrhávací síla) a numerických indexů (maximální napětí, deformace a reakční síly) jsou vybrány k výpočtu jejich korelačních koeficientů. Experimentální výsledky ukazují, že k posunutí trvale dochází v konečné oblasti (0,6 - 1,6 mm), což je výrazně vyšší než předpokládaná hodnota z literární studie. Podceňované posunutí vede k chybným výsledkům v simulaci šroub-kost. Mezi třemi numerickými indexy má reakční síla index optimální.



Konečně prvkové analýzy vytrhávání šroubu jsou prováděny za účelem korelovat číselné výsledky s těmi experimentálními. Byly vytvořeny 3D modely všech 12 testovaných šroubů. V modelu jsou uvažovány závity a drážky, hlava šroubu je vyloučena. Hloubka zašroubování a konfigurace kostního bloku je identická k experimentu. Všechny šrouby jsou uvažovány jako lineárně izotropní titanová slitina s daným elastickým modulem a Poissonovým poměrem. Jako kostní materiál jsou uvažovány dva typy. Jako první je to kost simulovaná křehkým materiálem s elastickým modulem (87,6 MPa), Poissonovým číslem (0,3) a mezní pevností v tahu kosti (3,7 MPa). Konec schopnosti odolávat danému zatížení je uváděno jako mez pevnosti. Druhým byl materiál kosti modelovaný jako čistě elastický, kde je mez pevnosti v tahu vynechána. Okrajové podmínky jsou aplikovány dle experimentálního testu, kde je stupeň volnosti uzlů omezen dle přípravku a je povoleno pouze vertikální posunutí po obvodové ploše válce kosti. Tahové zatížení je aplikováno na hlavu šroubu v lineárním stepu. Rozhraní kost-šroub je simulováno kontaktem *surface-to-surface* elementy s koeficientem tření (0,2). Je zde použito okolo 136734-206462 *ten-noded tetrahedral* (10-uzlových čtyřstěnných) elementů s parabolickými hranicemi pro dentální, traumatické a spinální modely šroubů. K porovnání číselných a experimentálních výsledků se používají tři indexy, které jsou maximální napětí *von Mises* v kosti, celková deformační energie kosti a reakční síly v horní části kosti.

### **Discretization error when using finite element models: Analysis and evaluation of an underestimated problem [5]**

*Hendrik Schmidt, Tobias Alber, Tim Wehner, Robert Blakytny, Hans-Joachim Wilke*

Konvergenční testy síťování jsou často nedostatečně prováděny v konečně prvkové analýze. Cílem této studie bylo zjistit vliv různých parametrů, týkajících se chování konvergence sítě. Pro tento účel byl v tahové zkoušce použit zjednodušený model osově symetrického šroubu a okolní kosti. Poloměry boku závitu a kontaktní podmínky na rozhraní kost-šroub byly v parametrických studiích různé. Tyto studie

byly provedeny implicitním a explicitním řešičem. Tím je jako kritérium konvergence považován počet dílčích kroků v implicitním schématu stejně jako rychlost a materiálová hustota v explicitním přístupu. Implicitní výpočty vedly k reakčním silám, které velice rychle konvergovaly na určitou hodnotu zvyšující se s hustotou sítě. Přičemž maximální *von Mises* napětí vykazovalo značné problémy s konvergencí. Počet dílčích kroků a konvergenčních kritérií iteračního procesu silně ovlivnily implicitní řešení. Na rozdíl od toho je maximální *von Mises* namáhání vyplývající z explicitních výpočtů konvergující na určitou hodnotu po několika upřesňujících krocích. Různé rychlosti posuvu podstatně ovlivnily konvergenční chování, zatímco hustota materiálu ukázala jen zanedbatelný vliv. Výsledky ukazují, že je třeba provést vhodné konvergenční testy sítě při použití metody konečných prvků. Byly jsme schopni ukázat, že různé parametry silně ovlivňují chování konvergence sítě a ne vždy mohou tyto testy vézt k uspokojivému výsledku.

Pro všechny struktury byly užity *8-node quadrilateral* (8-uzlové čtyřúhelníkové) elementy s kvadratickým polem posunutí. Rozhraní šroub-kost bylo modelováno jako *hard contact pair (kontaktní vazba) surface-to-surface* elementů, v kombinaci se zavedenou penalizací algoritmu (*normal contact stiffness* normálovou tuhostí kontaktu 600 N/mm) a koeficientem tření rovným nule. Materiálové parametry byly zjednodušeny na lineárně elastický izotropní materiál s Youngovým modulem pružnosti a Poissonovým poměrem (170000MPa a 0,3 šroub, 500MPa a 0,32 spongióza, 12000MPa a 0,2 kortikála).

### **2.1.2 Shrnutí rešeršní studie odborných článků**

Vzhledem k nespočetnému množství zdrojů, které aspoň z části souvisí se zadáním mojí práce, jsem vyseletoval výše uvedené odborné články, ze kterých čerpám inspiraci pro správné provedení numerické studie tahové zkoušky. Každý z článků má svůj unikátní přístup a opodstatnění vzhledem k danému problému, každý z nich se

liší, což ve výsledku neznamena, že postup a výsledek nemůže být správný. Pro svoji práci jsem vybral z těchto článků obsah, který dle mého názoru korektně popisuje daný problém a neubírá na správnosti řešení. Mým úkolem je dosáhnout co nejpodobnějších výsledků tahové zkoušky ve srovnání experimentu a numerické metody. Což je základním aspektem pro řešení dvou různých typů úloh v metodě konečných prvků, kterým se budu věnovat.

Pro konstrukci MKP modelu jsem zvolil variantu 3D a vytvořil oba typy kostních šroubů, které jsem měl k dispozici. Všechny materiály, jak PUR pěna jako kost, tak i materiál šroubu jsou homogenní a izotropní. PUR byl simulován v oblasti elastické Youngovým modulem a Poissonovou konstantou, v oblasti plastické hodnotami napětí a prodloužení. U kosti uvažujeme pouze s částí spongiózní, kortikální vrstva být zahrnuta nemusela. Materiál šroubu je slitina titanu (Ti-6Al-4V) konstruovaná jako též lineárně elastický materiál, zadaný opět Youngovým modulem a Poissonovou konstantou. V této volbě zahrnuji jak poznatky z rešeršní části, tak i údaje z materiálových listů pro PUR 40 (společnosti Sawbones) a titanovou slitinu. Veškeré zadání okrajových podmínek a zatížení se řídí dle normy pro stanovení axiální pevnosti v tahu pro kostní šrouby. Jedná se o vetknutí PUR bloku se zamezením v axiálním směru a šroub je zatížen posuvem, který způsobí vytrhnutí. Pro jeden případ simulace rozhraní šroub-kost využiji tzv. „hard contact“ s nastavením penalizace na tření pro určitou hodnotu. Interakce mezi jednotlivými elementy je simulována kontaktem „surface-to-surface“. V druhém případě se jedná o vazbu „TIE“, bez jakýchkoliv dalších parametrů.

### 2.1.3 Přehled norem pro testování kostních šroubů

#### ASTM F543, Axiální testování a test v krutu kostních šroubů [6,7]

Použití kostních šroubů je zejména v chirurgických zákrocích k zajištění implantátů, osteo-syntetických zařízení či fixaci plátů ke skeletu, při zlomeninách. Při běžném klinickém použití chirurg kombinuje axiální a torzní namáhání kostního šroubu, když jej implantuje do těla pacienta. Kostní šrouby jsou testovány výrobci či vědci k určení různých mechanických vlastností, čímž posuzují nové materiály a designy.

ASTM F543 se používá k měření čtyř různých mechanických vlastností kostních šroubů:

- A1: Test vertikálního krutu,
- A2: Test utahovacího momentu pro inserci/vyjmutí,
- A3: Test vytrhávací síly,
- A4: Test axiální tlakové síly samořezných šroubů.

#### ASTM F543-07 Test A1: Zkušební metoda pro stanovení torzních vlastností kovových kostních šroubů

Test vyžaduje dostatečné upnutí šroubu a rychlost otáčení mezi 1-5 ot/min, které jsou užity až do porušení vzorku. Měří se profil krutu a úhel zkroucení.

Postup: Zajištění vzorku, tak aby X závitů či X % vzorku bylo nezašroubováno. Sklíčidlo je běžný přípravek sloužící k zajištění šroubu proti rotaci. Hodnoty utahování šroubu jsou stanoveny mezi X a X ot/min, při zachování kontaktu mezi šroubovacím bitem a šroubem.

*Výstup: mez kluzu v krutu, maximální krouticí moment, úhel lomu*

### **ASTM F543-07 Test A2: Zkušební metoda pro stanovení utahovacího momentu lékařských kostních šroubů**

Test měří krouticí moment potřebný k vložení a vyjmutí šroubu s konstantní rychlostí otáčení mezi 1-5 ot/min při zachování axiálního tlakového zatížení nanejvýš 10 N.

Postup: Umístit zkušební blok do bloku upínacího zařízení. Vložit vzorek kostního šroubu na utahovací hlavu. Vzorek a utahovací bit se sníží o vřeteno (stopku) do vodícího otvoru. Zašroubovat vzorek na X závitů do zkušebního bloku, při použití torzní síly předepsaného poměru mezi X a X ot/min. Zaznamenejte maximální krouticí moment během těchto otáček. K udržení bitu a hlavy šroubu by mělo být použito uvedeného axiálního zatížení X či menšího. Po vložení X otáčkami, otočit směr rotace pro X otáček a zaznamenat maximální krouticí moment během otáček. K udržení bitu a hlavy šroubu by mělo být opět použito uvedené axiálního zatížení X či menšího.

*Výstup: krouticí moment vložení, axiální zatížení, hloubka vložení, krouticí moment odstranění*

### **ASTM F543-07 Test A3: Zkušební metoda pro stanovení axiální pevnosti v tahu lékařských kostních šroubů**

Test měří sílu potřebnou k osovému odstranění šroubu, který je zcela zašroubován v testovacím bloku, za pomoci metody z testu A2. Vytahovací přípravek poté použije tahové zatížení při konstantní rychlosti 5mm/min až do selhání kostního šroubu či odstranění ze zkušebního bloku.

Postup: Kostní šroub by měl být vložen do zkušebního bloku ve stanoveném poměru mezi X ot/min a hloubkou X mm. Zkušební blok je připevněn ke spodní části rámu. Hlava šroubu by měla být uchopitelná a zatížení tahem aplikováno hodnotou 5 mm/min dokud šroub neselže, nebo se neuvolní ze zkušebního bloku.

*Výstup: celkové prodloužení, axiální tahová pevnost*

## **ASTM F543-07 Test A4: Zkušební metoda pro stanovení samořezného výkonu samořezných lékařských kostních šroubů**

Metoda specifikuje postup pro vyhodnocení axiálního zatížení potřebného k zapojení samořezného šroubu do standardního laboratorního materiálu. Ačkoli uvažujeme jednoduchý klinický postup, reprodukce *in vitro* výsledků má za následek relativně komplexní pohyb v důsledku interakce mezi rotací a lineárním pohybem osy zkušebního stroje. Test vyžaduje kontinuální rychlost otáčení až 30 ot/min, zatímco axiální zatížení se zvýší během vkládání rychlostí na 2 N/s. Cílem zkoušky je zaznamenat profil točivého momentu, jak je kostní šroub zašroubován do materiálu a následně odstraněn.

Postup: Umístění zkušební bloku do upínacího zařízení. Vložení vzorku kostního šroubu na utahovací hlavu. Vzorek a hlava se poté sníží o vřeteno do vodícího otvoru. Provádění testu je utahováním vzorku při použití rotační rychlosti X ot/min v kombinaci se zvyšující se axiální silou v N/s. Axiální tlaková síla bude stále narůstat, dokud se samořezným vlivem nezapojí do testovacího bloku, což bude znázorněno nárůstem točivého momentu. V tomto bodě se zvyšování síly zastaví a systém by měl udržovat takové axiální tlakové síly, při kterých se samořezný vliv poprvé projevil. Dále pokračujeme v otáčení při zachování axiálního zatížení, dokud nebude dosaženo X kompletních otáček a tím můžeme vzorek označit za samořezný.

### **Vybavení nezbytné pro ASTM F543**

Axiální torzní zkušební stroj s následujícími parametry:

- schopnost plynulého řízení vřetena proměnnou rychlostí motoru,
- vřeteno by mělo být schopné kontinuálního otáčení a axiálního posunu.

Software či vhodná elektronika pro zápis a měření dat z ASTM F543 testu:

- zařízení schopné nepřetržitého zaznamenávání při minimální rychlosti 10Hz.

Axiální torzní zatěžující jednotku s následujícími parametry:

- snímač schopný převodu aplikovaného točivého momentu a axiální síly (osové) na elektrický signál kalibrovaný v rozsahu uvedených sil.

#### **2.1.4 Popis zvolené experimentální metody**

Pro svoji práci jsem zvolil experimentální metodu pro stanovení axiální pevnosti v tahu pro zdravotnické šrouby, při které budu zjišťovat axiální vytrhávací sílu zkoušených vzorků v souvislosti s prodloužením.

#### **ASTM F543-07 Test A3: Experimentální metoda pro stanovení axiální pevnosti v tahu pro zdravotnické kostní šrouby [8]**

Význam a použití: Tento experiment se používá k měření axiální tahové síly potřebné k porušení či vytržení kostního šroubu z definovaného materiálu. Výsledky získané touto metodou nejsou zamýšlené k predikci síly potřebné k vytržení kostního šroubu z lidské či zvířecí kosti. Metoda chce pouze měřit jednotnost testovaných produktů nebo porovnat pevnost různých produktů.

Zařízení: Zkušební přípravek – Stroj použitý k testování axiální tahové síly šroubů by měl být přizpůsoben potřebám normy ASTM E4-01. Přípravek by měl zahrnovat materiál, který odpovídá ASTM F1839, svorky a základnu, vrtací pouzdro a vrtací podpěru. Uchopovací rozsah svorek by měl být minimálně pětkrát větší než hlavní průměr šroubu v aplikaci šroubu vycentrovaného mezi svorkami.

Test blok – Test blok by měl být vyroben z jednotného materiálu, který odpovídá ASTM F1839. Spodní a horní plochy by měly být rovné, hladké a rovnoběžné (+/-0,4 mm). Hrany bloku by měly mít takový tvar (obrys, kolmost) jaký je potřeba k zajištění, aby byl blok po upnutí volný a relativně pohyblivý bez deformací během upínání a testování. Tloušťka testovaného bloku by neměla být menší než 20 mm.

Zařízení pro získání dat – Zaznamenávání dat by mělo být schopné nepřetržitého záznamu hodnot zatížení, celkového prodloužení.

Upínací čelisti – Zatížení by mělo být převedeno skrz hlavu šroubu a mělo by působit v podélné ose šroubu. Upnutí by mělo být za hlavu šroubu bez kontaktu na dřík. Pro zajištění správné sousosti mezi silou a šroubem by měly mít čelisti sférický tvar uchopení hlavy šroubu, která tím dosedne přímo pod aplikované zatížení.

Postup: Vložení testovaného vzorku – Kostní šrouby by měly být vloženy do normovaného materiálu v souladu s testem A2 pro stanovení utahovacího momentu. Šrouby by měly být vloženy rychlostí 3 ot/min do hloubky 20 mm, pro šrouby se závitem po celé délce. S délkou závitu menší než 20mm, může být délka zašroubování 60% délky závitu. Pro šrouby s částečnou délkou závitu můžeme do normovaného materiálu zašroubovat do hloubky celého závitu.

Axiální tahová síla zkoušeného vzorku – Test-blok a svorky přípravku popsané v F543-A2 by měly být umístěny na základně rámu tak, aby podélná osa šroubu byla v sousosti se směrem tahového zatížení. Hlava šroubu by měla být umístěna do pohyblivých čelistí, kde zapadne do sférického zahloubení. Na vzorek můžeme aplikovat zatížení přenášené pohyblivou částí, o velikosti 5 mm/min dokud šroub nepraskne či se nevytrhne z test-bloku. Zatížení (N) vs. prodloužení (mm) by mělo být zaznamenáno na datová zařízení, poznamenání maximálního zatížení a typu porušení (upevnění šroubu, závit šroubu či prasknutí materiálu).

Záznam: Identifikace šroubu – Uvedení specifikací použité normy ASTM či ISO použitého vzorku. Pokud nemůžeme specifikovat, uvedeme tvar hlavy šroubu, tvar



závitů, úhel stoupání závitů, vnější a vnitřní průměr, stoupání, celkovou délku šroubu, délku hlavy a dřívku, délku závitové části dřívku u šroubu necelozávitového a typ špičky šroubu.

Chemické složení šroubu, povrchovou úpravu, axiální tahovou pevnost, vzdálenost mezi čelistmi, hloubku zavrtání, tloušťku test bloku, typ porušení.

Popis materiálu test bloku – ASTM F1839 třídy či hustoty. Pro materiály nepodléhající normě *F 1839* určujeme tyto vlastnosti testovaného bloku: *trade name* (výrobní název), složení, hustotu, pevnost v tahu, pevnost v tlaku a smykovou pevnost.

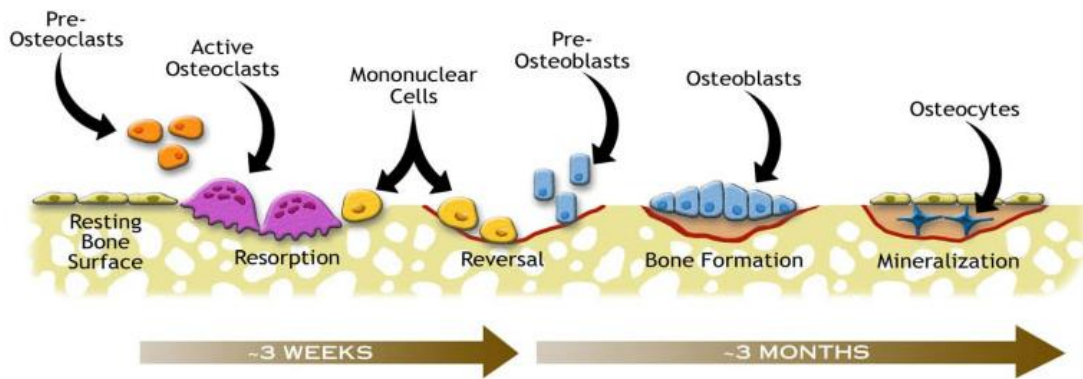
## 2.2 KOSTNÍ TKÁŇ

Kosti plní z mechanického hlediska jednu z nejdůležitějších funkcí, protože tvoří hlavní oporu lidského těla. Kosterní soustava člověka je tvořena asi 220 kostmi, což představuje okolo 15 % celkové tělesné hmotnosti. Rozlišujeme dvě hlavní oblasti skeletu: skelet axiální a periferní. Axiální (centrální) skelet tvoří kosti lebky, hrudníku, páteře a pánve. Skelet periferní tvoří kosti končetin [9].

Dle tvaru rozlišujeme kosti dlouhé (tvořeny tělem a charakteristickými kloubními konci), kosti krátké (což jsou kosti ruky a nohy) a ploché (kde je kost hrudní a některé kosti lebky). Dlouhé kosti mají zvýšenou pevnost v tahu. Trabekulární neboli krátké kosti mají strukturu přizpůsobenou pro absorbování nárazů, kde jsou všechny rozměry zhruba ve stejném poměru, přibližně tvaru krychlovitého. Ploché kosti jsou oploštěné někdy, často bývají i lehce zakroucené [10].

Kost je živá tkáň, i přes vysoký obsah anorganických složek, a po celý život u ní dochází k neustálé přestavbě a obnovování. Tento proces nazýváme remodelací kostní tkáně a dochází při něm zejména ke změnám ve vnitřní struktuře kosti. Každý rok se takto u dospělého jedince přemění kolem 10 % hmoty kosti. Platí zákon, který říká, že struktura kosti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální

pevnosti v daném směru. Zpětná vazba je realizována pomocí krystalků *hydroxyapatitu*, který vykazuje piezoelektrický jev, a prostřednictvím smykových napětí, která stimulují buněčné procesy [10,11].



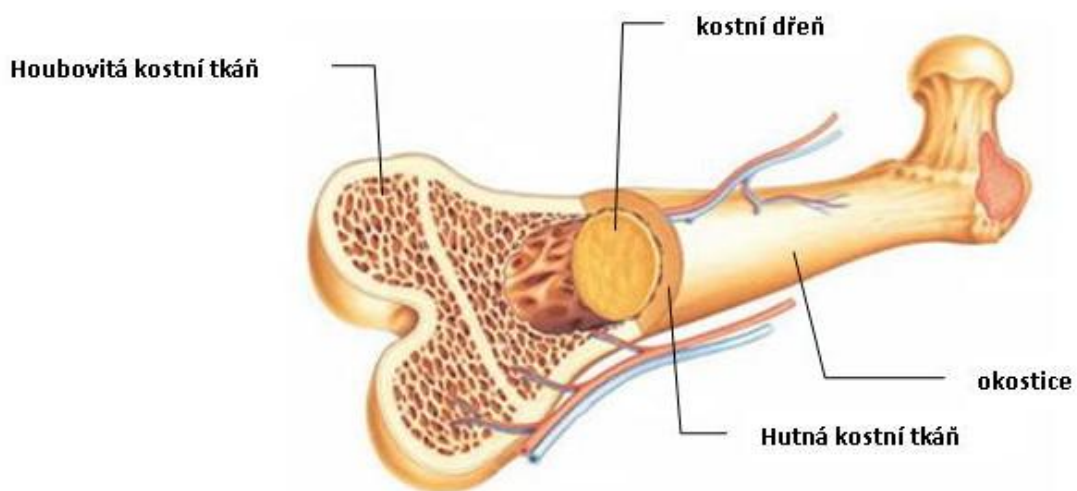
Obr. 1 – Cyklus kostní remodelace [39]

### Struktura kostní tkáně

Jako celek je kost složena ze tří základních tkání: (1) kostní dřeň, která plní funkci metabolickou, (2) tuková tkáň a (3) mineralizovaná kostní tkáň, jejíž funkce je mechanická. Mineralizovaná kostní tkáň je kompozitní materiál, skládající se z organické matrice, která je vyztužená anorganickou fází – kostním minerálem. Anorganická fáze tvoří asi 65 % hmotnosti, zbytek tvoří organická fáze, buňky a voda. Organická matrice je tvořena převážně kolagenovým vláknem (asi 90 %), zbytek tvoří další různé proteiny. Kostním minerálem se rozumí krystaly *hydroxyapatitu* ( $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ), které se nacházejí mezi kolagenovými vlákny. V lidském těle se *hydroxyapatit* nevyskytuje v čisté formě, spolu s ním se v krystalické mřížce nachází velké množství nečistot (uhlík, hořčík, fluor nebo stroncium) [12]. Kolagenová vlákna odolávají tahu, ale pro jiné způsoby zatížení jsou poddajná. Minerální látky, především *hydroxyapatit*, dodává kosti tvrdost a křehkost. Proto je demineralizovaná kost měkká a poddajná, naopak deproteinizovaná kost je tvrdá, křehká a snese jen nízké tahové zatížení [10].

## Mikrostruktura kostí

Dle pórovitosti rozeznáváme dvě základní formy mineralizované kostní tkáně: kortikální tkáň s nízkou pórovitostí a spongiózní tkáň, která je velice porézní. Kortikální kost tvoří asi 80 % z celkové kostní hmoty, avšak poměr obou tkání se v jednotlivých kostech značně liší [12]. Trabekulární kosti nacházející se zejména v axiálním skeletu obsahují okolo 75 % spongiózy, kde jako příklad lze uvést bederní páteř. Velké množství spongiózní kosti obsahuje také kost patní (70 %) či proximální femur (50-75 %) [9]. Naopak převaha kortikální tkáně je v tělech kostí dlouhých.

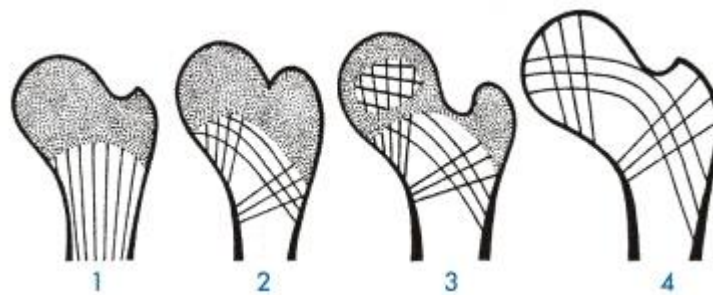


Obr. 2 – Podélný řez strukturou dlouhé kosti [40]

Kortikální tkáň tvoří kompaktní zevní vrstvu u většiny kostí. Je to tvrdá pevná kostní tkáň tvořící dostatečně tuhou oporu. Její pórovitost je asi 5-30 % a zároveň je u kortikální tkáně charakteristická menší metabolická aktivita, kde je ročně remodelováno pouze asi 2,5 % tkáně. Kost je prostoupena mikroskopickými kanálky umožňujícími cévní zásobení a inervaci kosti [9,12,13].

Spongiózní tkáň má naopak pórovitost vysokou (přes 30%), dále je tvořena prostorovou sítí trabekul (trámečků) ve formě prutů a destiček různé tloušťky a velikosti (50-300  $\mu\text{m}$ ). Kost se v průběhu života v důsledku namáhání formuje

a posiluje trabekulární strukturu tak, aby co nejlépe přenášela zatížení. Linie zesílených trámeček se nazývá kostní trajektorie a její směr souhlasí se směrem hlavních napětí. Mezery mezi trabekulami jsou vyplněny kostní dřeví. Remodelace tkáně je zde násobně vyšší než u kortikály, proto jsou degenerativní změny vidět dříve na tkáni spongiózní. Bylo zjištěno, že mechanické vlastnosti spongiózy jsou závislé hlavně na její zdánlivé hustotě. Zároveň byla prokázána korelace mezi Youngovým modulem a zdánlivou hustotou [10,11,13].



Obr. 3 – Uspořádání trámeček při remodelaci kosti [41]

Kortikální a trabekulární kost se z hlediska složení téměř neliší a uvedené hodnoty pórovitosti jsou spíše orientační. Přechod z kortikální kosti do trabekulární kosti je v kosti obvykle rychlý a poměrně snadno odlišitelný.

### **Lineární elastický model materiálu kostních tkání**

V běžné praxi se model kostní tkáně modeluje jako homogenní izotropní lineárně pružný materiál, tedy tzv. Hookeovský, jež je určen Youngovým modulem pružnosti  $E$  [MPa] a Poissonovým číslem  $\mu$  [-]. Hodnoty těchto parametrů jsou běžně dostupné v odborné literatuře a jsou pro kortikální a spongiózní kosti různé. Tyto hodnoty jsou také závislé na stáří kosti tkáně, hustotě, a zda jsou ve stavu in-vitro či ex-vitro. V mnoha oblastech vědecké práce mají tyto hodnoty získané z odborných článků své

uplatnění, ovšem v případě, kdy výzkum je prováděn na tkáni, pro kterou je potřeba znát přesné deformačně napěťové charakteristiky, je vhodné použít materiálové hodnoty, jež odpovídají danému zkoumanému subjektu. Čímž zajistíme respektování složité mikrostruktury spongiózní kosti [14,15]. Vyšší úroveň modelu představuje nehomogenní izotropní model (v literatuře označený jako heterogenní), kde jsou hodnoty Youngova modulu závislé na poloze v řešené oblasti. Tento model můžeme vytvořit na základě informací z CT snímků pomocí vztahů, v nichž vystupuje zdánlivá hustota, Youngův modul a Hounsfieldovy jednotky. Vytvoření tohoto modelu má přes nesporné výhody také jistá omezení. Jedná se zejména o nedostatečné rozlišení trámečkové architektury spongiózy na CT snímcích. Rozlišení je navíc tím menší, čím větší je analyzovaný objekt [16].

Mechanické vlastnosti kosti jsou proměnné, závisí především na hustotě kosti, která se během života jedince mění. Svě maximum dosahuje kolem dvacátého roku a ke stáří pak klesá, což způsobuje samozřejmě pokles mechanických vlastností. Závislost mechanických vlastností na směru, kterým působí zatížení, je značná. Při zatížení v podélném směru kosti může být až 10krát větší než ve směru radiálním či tangenciálním. Záleží také na způsobu zatížení, kde v tlaku je pevnost nejvyšší, o třetinu pak nižší v tahu a řádově třetinová je pevnost smyková. Vzhledem k viskoelastickým vlastnostem kostní tkáně závisí mechanické vlastnosti na rychlosti deformace. Se zvyšující se rychlostí stoupá mez pevnosti, Youngův modul a naopak klesá maximální dovolená deformace a absorbuje se větší množství energie. S věkem se mechanické vlastnosti mění ve smyslu zvyšování pevnosti, ale snižování maximální deformace. Kost starší osoby je celkově schopna absorbovat menší množství deformační energie v porovnání s mladším jedincem [17].

## 2.3 POPIS POLYURETANU

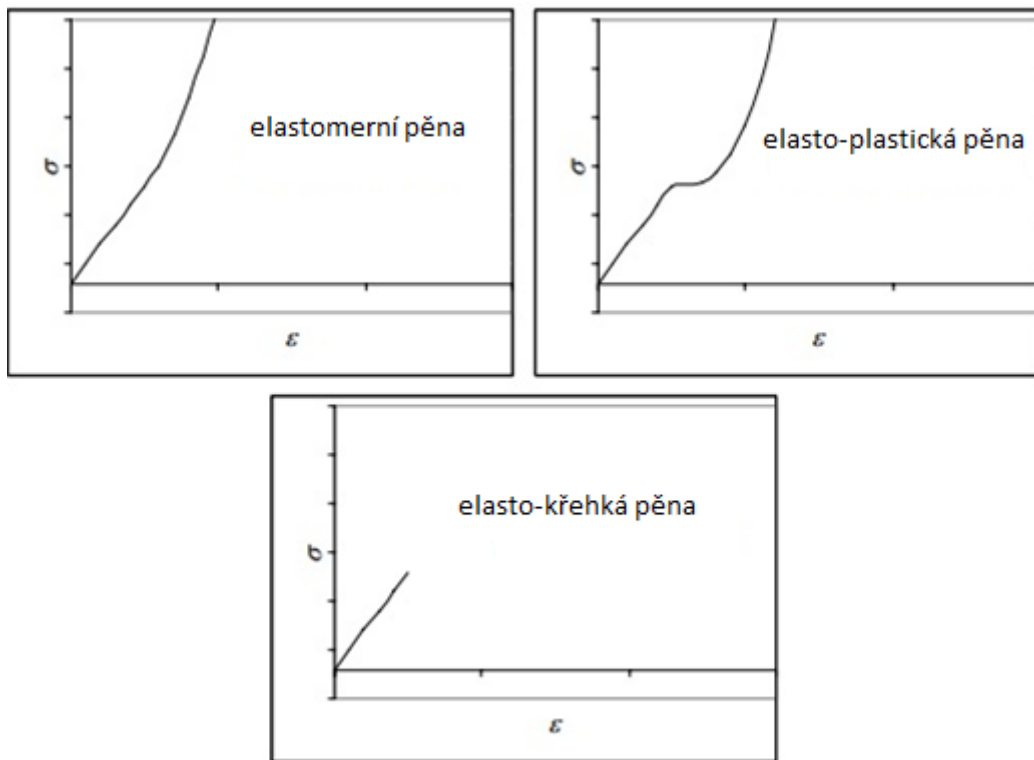
Polyuretan je polymer obsahující sekvenci organických jednotek spojených karbamátovými či uretanovými vazbami. Přestože většina polyuretanů jsou termosetové polymery, které nemohou být znovu roztaveny a přemodelovány, existují i takové, které jsou termoplastické.

Polyuretanové polymery se obvykle připravují reakcí mezi poly-isokyanátem nebo diisokyanátem polyolu. Ve dvou a více funkčních skupinách na molekulu jsou obsaženy, jak izokyanáty, tak i polyoly.

Vzhledem k vysoce toxické povaze isokyanátů, je snahou v poslední době omezit jejich použití při syntéze polyuretanů. Nová třída polyuretanu, takzvané polyuretany *non-isokyanát* (NIPUs), byly nyní vyvinuty jako bezpečnější pro použití a výrazně snižují zdravotní a environmentální obavy, které předchozí materiály představovaly [18].

### 2.3.1 Základní mechanické vlastnosti PUR pěny

Typické křivky napětí-deformace pro tři druhy pevných pěn, tj. elastomerní pěna, elasticko-plastická pěna a elasticko-křehká pěna jsou uvedeny na Obr. 4. Při nízkých deformacích, všechny pěny vykazují lineární pružnost, podobně jako jejich chování v tlaku. Při vyšších deformacích se vyskytují různé mechanismy deformace ve třech typech pěny, což způsobuje rozdíly ve tvarech jejich křivky napětí-deformace. Zvýšení elastického modulu je znázorněno elastomerní pěnou, z důvodu přerovnění buněčných vzpěr/stěn, přičemž mechanismus deformace změní ohýbání na tah v buněčných vzpěrách. Plastická poddajnost vyskytující se v elasticko-plastických pěnách vytváří krátké plató v křivce napětí-deformace následované prudkým nárůstem napětí kvůli přerovnění buněčných stěn. Pro křehké pěny jejich křivky nevykazují žádnou nelinearitu, kde dochází ke křehkému lomu hned na konci lineární elasticity [19].



Obr. 4 – Křivky závislosti napětí-deformace pro 3 druhy pevných PUR pěn [19]

Všimněte si, že tato chování typických pěn, nelze vždy zahrnout, protože každá pěna má své charakteristické vlastnosti. Banhart a Baumeister tvrdili, že lineární část není ve skutečnosti pružná, protože některé z deformací jsou nevratné. Tahový diagram closed-cell aluminiové pěny (elasticko-plastická pěna) napětí-deformace popsany Motzem a Pippanem nevykazuje žádný rychlý nárůst napětí po plastickém kolapsu, což by mohlo být očekáváno v souladu s Obr. 4. Místo toho nastane přerušení plastické poddajnosti na křivce napětí-deformace, které je podobné jako pro pevný hliník [20,21].

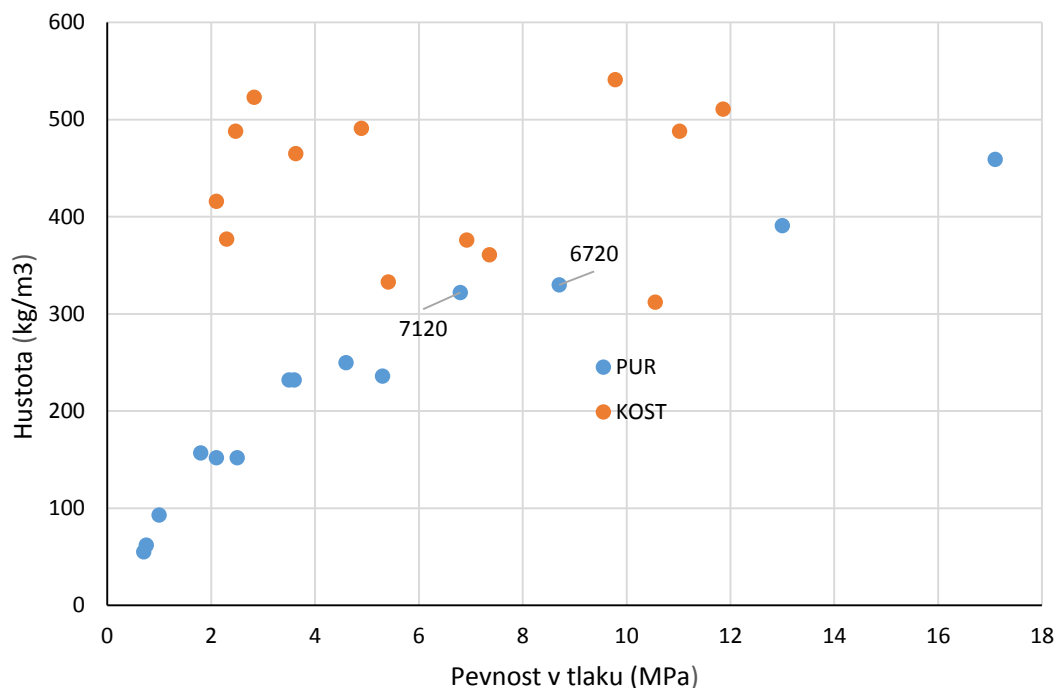
## 2.4 POLYURETANOVÁ PĚNA JAKO KOST IN-VITRO

Pro analýzu mechanických vlastností kosti při experimentech se v minulosti využívalo zejména lidských kostí, i když to byl problém jak z etnického hlediska, tak i z hlediska kvalitativní variability. Proto bylo potřeba vytvořit dostupnější alternativu, při nižších nákladech.

Nedávná studie provedená studentem na Newcastle University odhalila polyuretanovou pěnu, kterou pro experiment darovala společnost General Plastics. Polyuretanová pěna se jeví jako nejvýhodnější náhrada pro laboratorní testování umělých kloubů, v porovnání všech polymerních materiálů. Při testech prováděných vně lidského těla to byla právě kost, která nejpřesněji simulovala, jak kosti reagují uvnitř těla. Nicméně, vyvstala řada otázek, včetně omezené dostupnosti, požadavků na skladování, možností infekce a nevyrovnanosti mechanických vlastností kostních vzorků. Výzvou bylo nalézt materiál, který poskytne spolehlivé simulace, zatímco je snadno dostupný i cenově. V těchto ohledech je polyuretanová pěna uspokojující.

Student Iwejua Chamberlain porovnával kost s šesti dalšími materiály, včetně polyethylenu s vysokou hustotou, polytetrafluorethylenem, polyethylenem s recyklovatelnými materiály a třemi stupni tuhých buněčných polyuretanových pěn, prostřednictvím tahových a tlakových pevnostních testů. Kost má elastické vlastnosti a v reakci na snížení a zvýšení funkce, na rozdíl od anorganických materiálů, má kost adaptivní mechanismy tkáně, které jsou schopny se měnit nebo se samy opravit. Tím mění své mechanické chování a morfologii. Chamberlain hledal náhradu s podobnými elastickými vlastnosti.

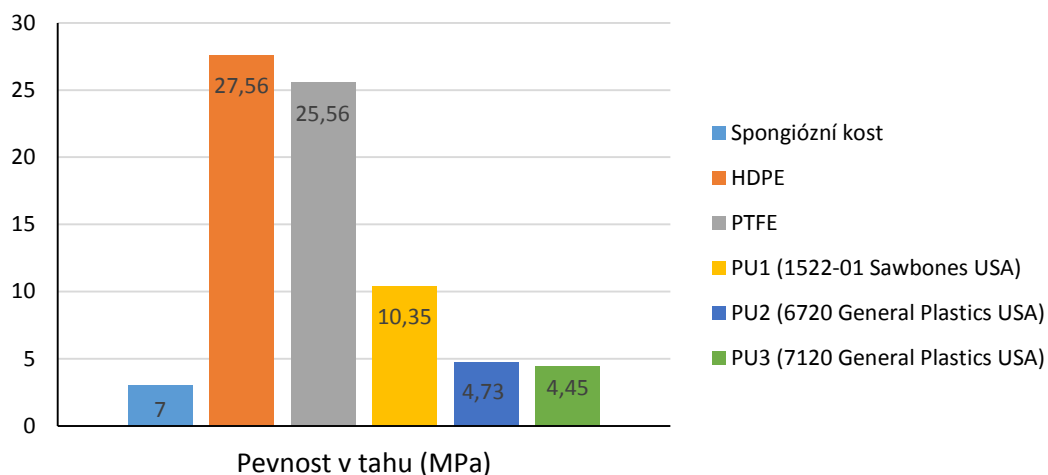




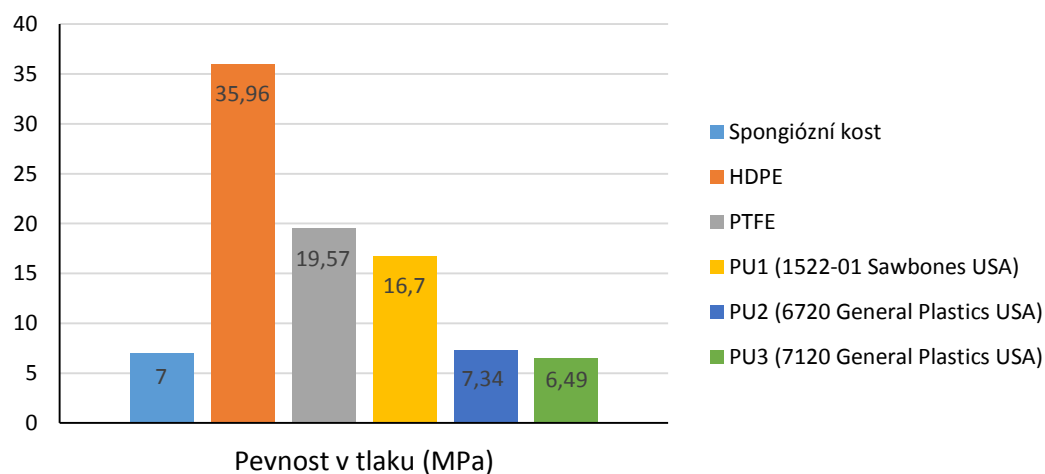
Obr. 5 – Grafické znázornění závislosti hodnot hustoty a pevnosti v tlaku, srovnání pro kost a PUR pěny [18,42]

Chamberlain porovnal hodnoty tlakové pevnosti a hustoty naší polyuretanové pěny a zjistil, že některé vzorky se pohybují v rozmezí hustoty a pevnosti v tlaku spongiózní kosti. Vzorky 6720 a 7120 měly hustotu a pevnost v tlaku, které byly nejvíce podobně lidské kosti.

Chamberlain následně provedl testy, aby našel látku, která se co nejvíce blíží k chování kosti v různých zatíženích. Tahové zkoušky se používají ke stanovení statických vlastností materiálu a jsou vhodné k určení únosnosti materiálu. Tlakové testy jsou na druhou stranu vhodné k určení, jak reagují na dané zatížení. V obou testech bylo prokázáno, že polyuretanová pěna je nejvíce podobná spongiózní kosti. Tyto výsledky ukazují, že polyuretanové materiály jsou podobné v tahové i tlakové pevnosti ke spongiózní kosti.



Obr. 6 – Porovnání hodnot pevností v tahu pro různé materiály [18,42]



Obr. 7 – Porovnání hodnot pevností v tlaku pro různé materiály [18,42]

Tyto výsledky naznačují, že polyuretanové pěny mohou být použity místo kosti. Nabízí nové možnosti pro laboratorní zkoušení umělých kloubů, které jsou levnější, přístupnější a více konzistentní. To také ukazuje všestrannost polyuretanové pěny, jak je nejen užitečná pro vytváření vysokoteplotních nástrojových desek nebo lisovaných dílů, ale také pro pomoc ve vědeckých inovacích [18,42].

## 2.5 ŠROUBOVÁ SPOJENÍ

Realizace spojení je zabezpečena pomocí šroubů. Je jeden ze základních druhů rozebíratelných spojení, které se používají k přenosu sil působících v ose šroubu a kolmo na ni. Šroub je jeden z nejzákladnějších konstrukčních prvků, který se hojně využívá v mnoha odvětvích lidské činnosti. Zajišťuje pevné spojení dvou či více prvků, jak v klasických konstrukčních aplikacích, tak je i dobře využitelný v oblasti medicíny při fixaci kostních tkání.

### 2.5.1 Kostní šrouby [26,27,28,29,32]

Jak lze z názvu usoudit používají se ke spojení kostí, nejčastěji v případě jednoduchých fraktur neboli zlomenin použijeme šrouby normalizované dle ISO 5835, ISO 9268 (lýtkové, patní, distální pažní, loketní, vřetenní, distální holenní kosti, česky, kruhové zlomeniny pánve atd.) nebo jiných degradací chrupavky či kosti (artrodéza) a samozřejmě i speciální při fixaci dalších implantátů (fixace vazů, fixace dlah a hřebů).

Při výrobě šroubů se využívá dvou normalizovaných materiálů. Jedná se implantátovou ocel ISO 5832-1 a titanovou slitinu Ti6Al4V ELI ISO 5832-3. Z hlediska pevnosti v tahu jsou materiály takřka shodné, kde  $R_m$  je 860-1050 MPa, modul pružnosti  $E$  u titanové slitiny je 1,135 MPa a u nerezové slitiny je 2,1 MPa. Což znamená, že titanová slitina je o 145 % pružnější.

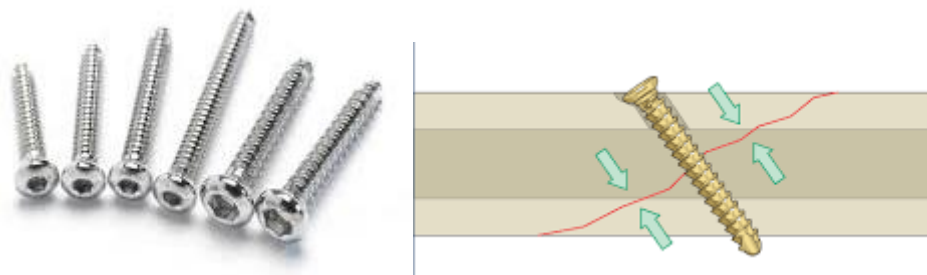
V posledních letech se začínají používat kostní šrouby i implantáty ze vstřebatelného materiálu. Použití je nejčastěji tam, kde se počítá s tím, že šroub či implantát bude umístěn natrvalo. Jako příklad můžeme uvést kotvení odtržených zkřížených vazů v kolenu či fixaci zlomeniny kosti člunkové v zápěstí.

Titanová slitina je z pohledu biokompatibility inertnější. Organismus vytvoří okolo ocelového implantátu obal a tím ho izoluje od okolní tkáně. To nemusí být na škodu,

pokud plánujeme v budoucnu extrakci materiálu, jelikož se takto izolovaný implantát snadněji extrahuje. Z tohoto ocelového implantátu se však mohou uvolňovat ionty legur jako Cr či Ni, což může u některých pacientů vézt k alergii. Titanová slitina se může povrchově upravit anodizací, kde na povrchu implantátu vznikne oxid titanu. Tímto technologickým procesem získá slitina výhody jako: snížení absorpce bílkovin o 19 %, zvýšení odolnosti proti opotřebení, zvýšení únavové pevnosti až o 15 %, snížení uvolňování hliníkových a vanadových iontů, zlepšení biokompatibility.

### **Kortikální šrouby**

Mají svůj název podle kortikální části kosti, přes kterou procházejí. Šrouby procházejí skrz celou kost, což znamená, že skrz kortikalis procházejí dvakrát. V jistých případech mohou procházet i přes několik kostí zároveň. Tato část kosti tvoří obal kosti a je silná několik milimetrů. Kortikální šrouby podléhající normě ISO 5835 mají půlkulovou hlavu s vnitřním šestihranem. Závit šroubu má tvar asymetrického trojúhelníku.



*Obr. 8,9 – Kortikální šrouby 2,4 mm Orthomed UK, aplikace kortikálního šroubu [43,30]*

Při zavádění šroubu je nutné provést předvrtání daným vrtákem, který má velikost buď stejnou či větší až o 0,2 mm, než je průměr těla šroubu. Po vyvrtání otvoru je dále nutné použít závitník, kterým do kostní tkáně vyřízneme závit, jehož profil je shodný

s kortikálním závitem šroubu. Po vyříznutí závitu je otvor připraven pro zavedení šroubu.

### **Spongiózní šrouby**

Nazývají se podle vnitřní kostní hmoty, tedy spongiózy. Spongiózní kost má mnohem menší hustotu a pevnost než kost kortikální. Z tohoto důvodu je spongiózní závit hlubší a tím má větší nosnou plochu. Liší se pouze v poměru malého a velkého průměru závitu, v porovnání se šroubem kortikálním. Jinak jsou spongiózní šrouby velice podobné jako kortikální, podléhají i stejné legislativě. Zavádění šroubu probíhá zpravidla monokortikálně, skrz první kortikalis a dále jsou uchyceny ve spongióze.

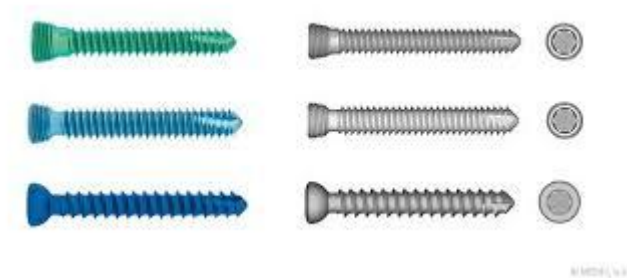


*Obr. 10, 11 - Spongiózní šrouby 6,5 mm Orthomed UK, aplikace spong. šroubu [43,30]*

Spongiózní šrouby, které nemají závit po celé délce dřívku, jsou nazývány jako „tahové šrouby“. Po jejich zavedení do dvou fragmentů, následném dotažení, se kostní fragmenty přiblíží. Zpravidla se přitahuje první, menší fragment k většímu. K-dráty se s výhodou používají k eliminaci rotace a posunutí fragmentu.

## Samořezné šrouby

Jsou jako šrouby kortikální s tím rozdílem, že je špička závitu opatřena drážkou. Ta slouží k vyříznutí závitu do kostní tkáně. Následkem toho nemusí operátor vyřezávat závit závitníkem a tím zkrátí operační čas.



Obr. 12 – Samořezné úhlově stabilní šrouby  $\varnothing 2,4$ ,  $\varnothing 2,7$  mm s hlavičkou  $\varnothing 3,5$  mm [28]

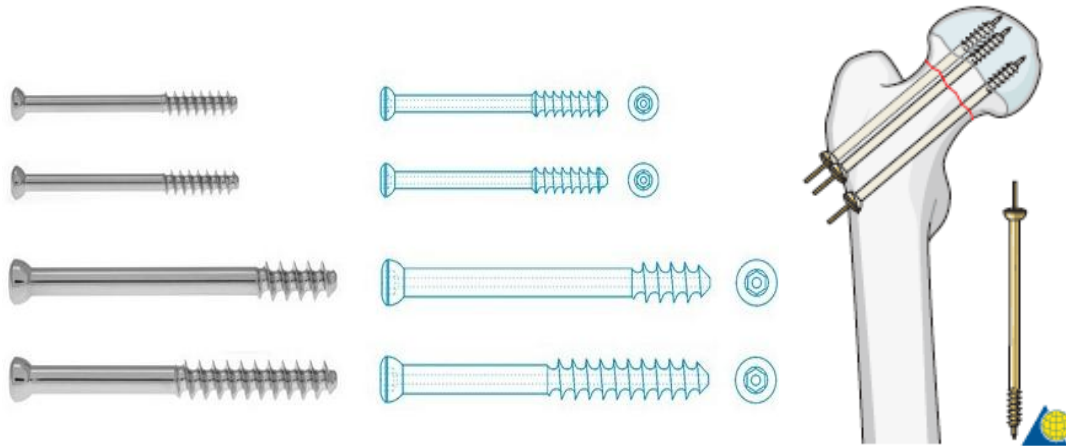
## Samovrtné šrouby

Samovrtné šrouby jsou používány zejména v kombinaci s dlahou. Samotná implantace šroubu je nejrychlejší ze všech výše popisovaných druhů. Šrouby jsou opatřeny samovrtnou špičkou, která je velice podobná vrtákům optimalizovaným pro předvrtání kostní tkáně. Špice šroubu je protažena do závitové části a při zavádění šroubu, si šroub zároveň předvrtá otvor a vyřízne závit. Samovrtné šrouby se používají pro monokortikální zavádění. Pokud by došlo k zavedení přes dvě kortikální vrstvy, mohlo by vrtným koncem šroubu dojít k podráždění či poškození měkké tkáně na opačné straně kosti.

## Kanalizované šrouby

Jako dalšího představitele lze uvést kostní šrouby kanalizované, které mohou být buď kortikální, spongiózní či navikulární. Průřez šroubu je prstencovitého tvaru, tudíž lze

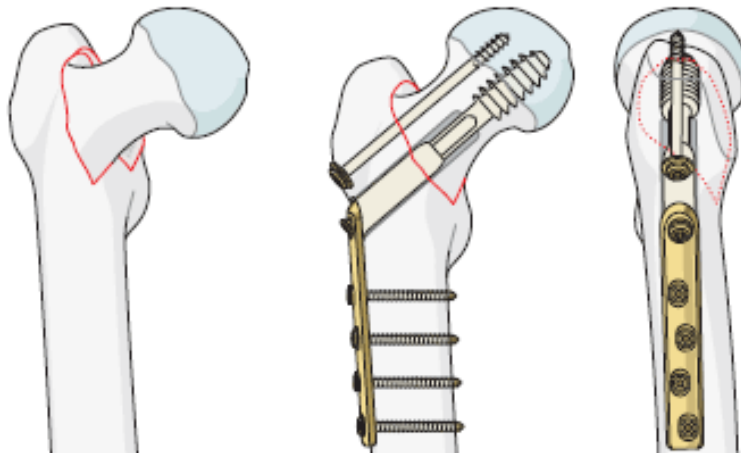
osou šroubu vézt extenční drát, který slouží k navedení nástroje, posléze šroubu, do předvrtané díry [28].



*Obr. 13, 14 - Kanylované kostní šrouby Medin, aplikace kanyl. šroubu [43,30]*

### **DHS šrouby**

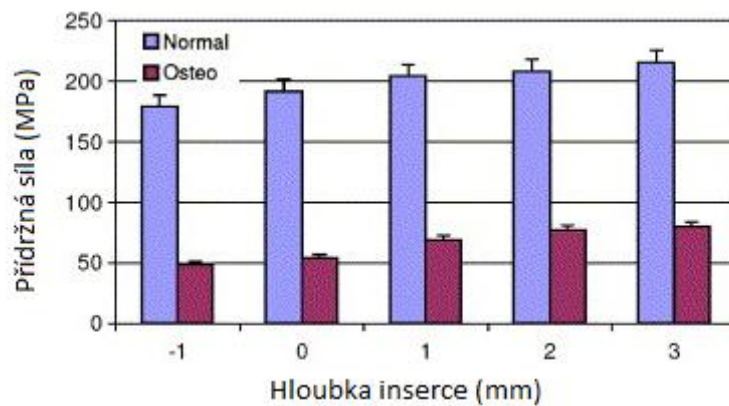
Speciálním druhem šroubů jsou šrouby DHS (dynamic hip system). Jedná se o dynamický kyčelní systém, který umožňuje volbu léčebných postupů v závislosti na pacientovi a místě zlomeniny. Mohou mít různé tvary, rozměry dle funkce použití. DHS šroub je vhodný k léčbě zlomenin proximálního femuru, spirálový šroub pro léčbu osteoporózy, pohotovostní šroub se používá pro revizní operace mladých pacientů, kompresní šroub v kombinaci s dlahami slouží ke kompresi úlomků kosti a šroub aretační slouží k zajištění spirálového šroubu [30].



Obr. 15 - Aplikace DHS šroubu při zlomenině femuru [43,30]

## 2.5.2 Hloubka inserce

Je dalším důležitým faktorem při posuzování vytrhávací síly. Při větší hloubce máme větší část šroubu v kosti a tudíž i lepší styk a rozložení sil podél šroubu, zároveň se dostáváme do různých částí kosti s odlišnými vlastnostmi. To je důvod, proč s rostoucí insercí roste i pevnost vazby [23].



Obr. 16 - Závislost pevnosti vazby na hloubce inserce pro zdravou i osteoporot. kost [23]

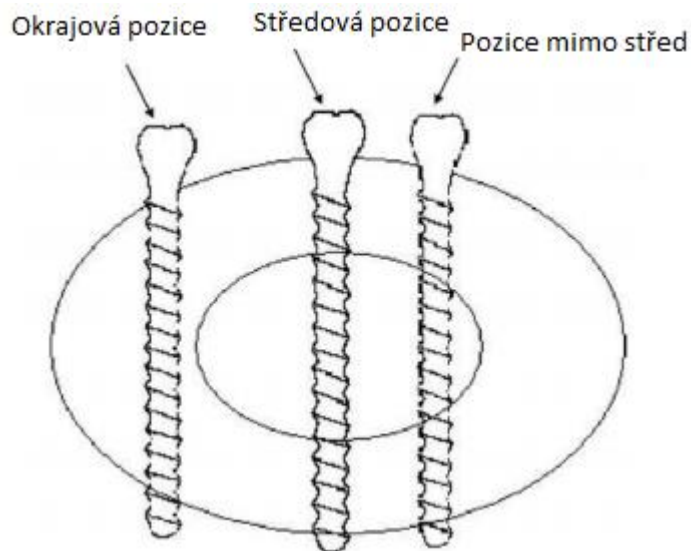


### 2.5.3 Síla vynaložená při inserci

I mezi vynaloženou silou při inserci šroubu a následnou vytrhávací silou byla prokázána závislost. Čím větší úsilí vložíme při zavrtávání šroubu do kosti, tím větší získáme pevnost spojení kosti se šroubem. Pro největší hodnoty inserčních momentů získáme nejvyšší hodnoty vytrhávacích sil a zároveň nejnižší pevnost odpovídá nejmenšímu úsilí vynaloženému pro inserci šroubu [24].

### 2.5.4 Pozice v kosti

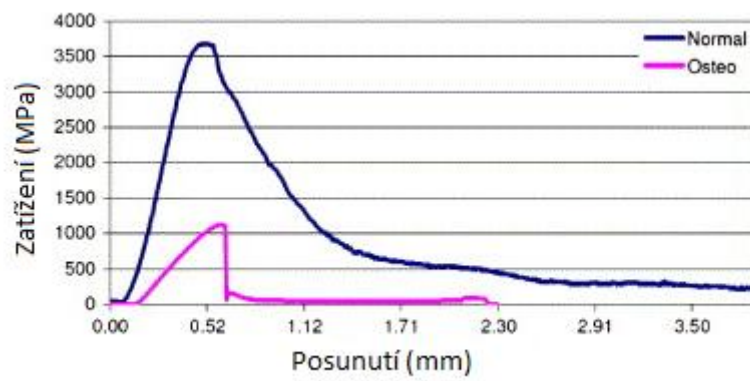
Kost uvažujeme jako heterogenní materiál a to je důvod, proč hraje významnou roli v pevnosti spojení umístění šroubu v kosti. Z výsledků experimentů vyplývá, že nejlepších pevnostních charakteristik dosahují šrouby umístěné v kortikální části kosti, čímž opět potvrzujeme význam hustoty kosti [22]



Obr. 17 – Příklady rozdílných pozic šroubu v kosti [22]

## 2.5.5 Hustota kosti

Hustota kosti je jedním z hlavních faktorů ovlivňujících spojení. Její hodnota se v závislosti na stavbě kosti a věku jedince mění. Nejlepších pevnostních výsledků šroubového spojení dosahuje mladý jedinec a to, když šroub prochází kortikální kostí. Vliv na hustotu může mít samozřejmě i různé onemocnění, čímž je v dnešní době zejména osteoporóza, která postihuje stále více lidí.



Obr. 18 – Výsledky tahové zkoušky v závislosti na hustotě kosti, porovnání zdravé a osteoporotické kosti [23]

Z tohoto důvodu je jasné, že u zdravé kosti dosahujeme vyšších hodnot zatížení a tím i optimálnějšího spojení. Z experimentů vyplývá, že hustota kosti zlepšuje pevnost fixace [23].

## 3 Experimentální měření

Pro zjištění tahové síly, která je potřebná k vytržení šroubu z kosti, byla zvolena axiální tahová zkouška dle příslušné ISO normy ASTM F543-02. Z výsledků, které mi tato zkouška poskytne, budu dále validovat a kalibrovat MKP model stejné zkoušky pro numerické analýzy. Z kterých budu zjišťovat, zda je pro zavedení interakcí mezi šroubem a kostí vhodná spíše kontaktní vazba nebo vazba TIE.

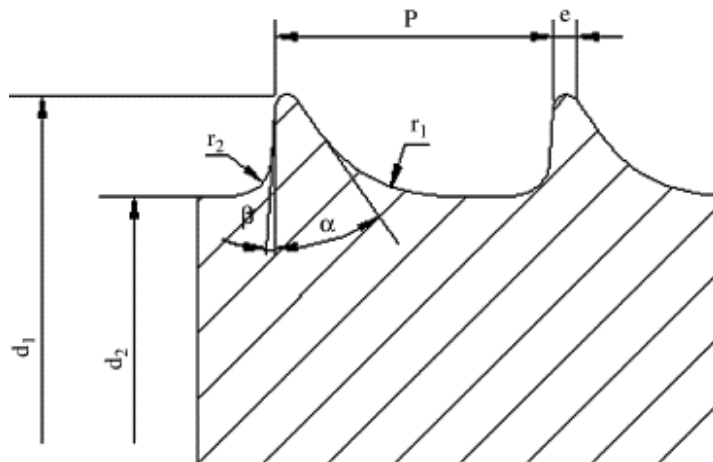
### 3.1 METODIKA

#### 3.1.1 Geometrie vzorků

Tyto tahové testy jsem provedl podle příslušné mezinárodní experimentální normy vhodné pro zdravotnické kovové kostní šrouby (ASTM F543-02). Z normy jsem zvolil testovací metodu pro zjištění axiální tahové síly těchto kostních šroubů, podle které se řídí celý experiment. Pro měření jsem měl k dispozici dva druhy kostních šroubů, z nichž jeden je spongiózní šroub HB 6,5 a druhý je šroub kortikální HA 4,5. Oba druhy jsou šrouby, které jsou běžně komerčně užívané ve zdravotnické praxi. Základními parametry popisujícími geometrii závitu šroubů jsou vnější poloměr  $d_1$ , poloměr jádra  $d_2$ , šířka hrotu závitu  $e$  a stoupání závitu  $P$ .

Tab. 1 – Rozměry testovaných šroubů HB 6,5 a HA 4,5

Typ šroubu	$d_1$ (mm)	$d_2$ (mm)	$e$ (mm)	$P$ (mm)	$r_1$ (mm)	$r_2$ (mm)	$\alpha$ (°)	$\beta$ (°)	$L$ (mm)	$d$ (mm)
HB 6,5 sada L60	6,4	3,1	0,2	2,7	2,2	0,8	29	17	59,9	4,5
HA 4,5 sada L85	4,4	2,9	0,2	1,7	1	0,2	30	15	84,9	4,5



Obr. 19 – Geometrie a označení rozměrů šroubu dle normy F543-02 [8]

Jako další parametry geometrie závitu norma uvádí dva rádia na sestupné a vzestupné hraně závitu, stejně tak jako dva úhly těchto hran, což je názorné z Tab. 1 a Obr. 19. Vnější poloměr závitu se u obou šroubů liší, stejně tak jako stoupání a i šířka hrotu závitu, kdežto poloměr jádra šroubu je skoro stejný. Dalšími rozměry popisujícími šroub, je délka šroubu, délka závitu a poloměr dříku šroubu. Vzorky se liší, jak v celkové délce šroubu, tak i v délce závitu. Šroub o délce 85 mm má závit po celé délce dříku, v případě šroubu s 60 mm délkou se jedná o šroub s částečným závitem. Potom je tu samozřejmě ještě hlava šroubu, kde je několik rozměrů, ale tyto rozměry jsou v obou případech vcelku podobné. Všechny tyto rozměry jsou uvedeny v Tab. 1.

### 3.1.2 Mechanické charakteristiky konstrukčních materiálů

Hustota SRPF bloku použitého pro tento experiment je  $0,64 \text{ g/cm}^3$ . Další mechanické vlastnosti jako napětí na mezi pevnosti v tahu, Youngův modul pružnosti v tahu a Poissonovo číslo jak pro SRPF, tak i pro materiál šroubu, čímž je Ti slitina (Ti-6Al-4V) jsou uvedeny v Tab. 2. Hlavní výhodou tuhé polyuretanové pěny, je rovnoměrnost a konzistence jejích materiálových vlastností, které podle normy ASTM F1839, z ní

činí ideální materiál pro srovnávací testy kostních šroubů a jiných lékařských přístrojů a nástrojů.

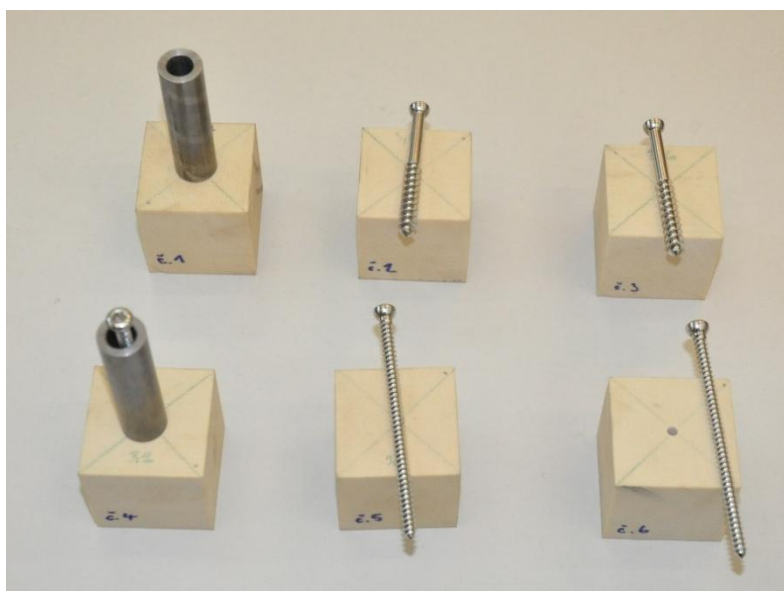
Tab. 2 – Materiálové konstanty konstrukčních materiálů dle výrobce [28,33,34]

Použité materiály	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	$\mu$ (-)	Tah			Smyk	
			$\sigma_K$ (MPa)	$R_m$ (MPa)	E (MPa)	$R_m$ (MPa)	G (MPa)
SRPF 40pcf	0,64	0,3	16	19	1000	11	130
Ti-6Al-4V	4,43	0,33		940	113 800		

### 3.1.3 Příprava PUR pěny

Pro měření výtahovací síly, podle normy ASTM F543, jsem šrouby vložil do pevné tuhé polyuretanové pěny (Sawbones, SRPF 40 pcf hustoty). Pěna je standardně dodávána v rozměrech 130 mm x 180 mm x 40 mm, proto bylo nutné připravit nařezáním jednotlivé bloky vhodných rozměrů pro ustavení do přípravku trhacího stroje. Vhodným tvarem byla krychlička s délkou strany 40mm, jichž bylo pro experiment vyrobeno 8 kusů pro 6 šroubů. Pro provedení experimentu by bylo z hlediska statistiky vzhledem k výsledkům vhodné testovat minimálně 10 kusů od každého typu šroubu. To jsem si však z časové náročnosti daného experimentu nemohl dovolit, proto jsou vyhodnocovány pouze tři vzorky od každého šroubu. Pro vkládání šroubů do bloků SRPF bylo potřeba vyvrtat pomocí vrtačky vodící otvory. Podle klinických zkušeností by měly být poloměry vodících otvorů asi 60 % příslušného poloměru jádra šroubu. Dále jsem se řídil dle instrukcí, které přímo ve svém katalogu uvádí firma Medin [28]. Vodící otvory byly vyvrtány skrz na skrz celým blokem, přímo uprostřed stěny, což bylo zajištěno důkladným rozměřením a důlčikováním. Tímto úplným provrtáním bylo zajištěno, aby špička netlačila na dno vodícího otvoru a tím nevznikalo nežádoucí předpětí do SRPF. Pro sadu šroubů L60 byl nejdříve použit

vrták s průměrem 3,6 mm a po zašroubování jsem zjistil, že dochází ke zbytečně velkému potřebnému utahovacímu momentu, tak jsem následně ještě použil vrták s průměrem 3,7 mm, čímž se situace výrazně zlepšila. Proto jsem pro sadu L85 rovnou zvolil větší možný průměr vrtáku 3,2 mm, kterým jsem předvrtal jednotlivé bloky. Následně jsem všechny šrouby pomocí imbusového klíče (3,5 mm) zašrouboval do jednotlivých bloků do hloubky 22 mm. Podle normy ASTM F543 má dojít k zašroubování do hloubky 20 mm, ale jelikož při utahování došlo k nepatrnému vytržení pěny, zvětšil jsem délku o 2 mm kvůli ponechání dané kontaktní vzdálenosti (20 mm) mezi závitem a pěnou.



*Obr. 20 – Všechny testované vzorky připravené na provedení experimentu (již s namontovaným přípravkem)*

### **3.1.4 Metodika experimentu**

Zkoušku jsem provedl v Laboratoři mechanických zkoušek (LMZ), což je pracoviště na ČVUT v Praze. Tato laboratoř je mimo jiné vybavena testovacím systémem MTS 858.2 Mini Bionix, který je schopen zatěžovat osovou silou v rozsahu systému 0 až

25 kN a na kterém jsem experiment vytrhávání kostních šroubů z bloků SRPF provedl. Přípravené zkušební vzorky jednotlivých bloků SRPF se zašroubovanými šrouby jsem dle příslušné normy ASTM F543 vložil do přípravku, který byl pevně pomocí šroubů spojen s rámem trhačího stroje. Tento přípravek je ve tvaru trubičky provrtané po celé své délce průměrem menším, než je průměr hlavy šroubu. Skrz ni je veden šroub, který pak při samotné zkoušce není upevněn přímo ve sklíčidle, ale tahová síla na něj působí přes trubičku. Tím nebude během zkoušky podléhat hlava šroubu deformaci. Přes tento přípravek ve tvaru trubičky držící hlavu šroubu je zavedeno konstantní tahové zatížení ve smyslu posuvu o velikosti 5 mm/min ve směru osy šroubu do úplného vytržení šroubu. Příslušná síla je měřena s vzorkovací frekvencí 10 Hz. Výslednými hodnotami experimentu je aktuální síla v závislosti na posuvu, v souvislosti s časem spuštěným od začátku měření. Tyto výsledky vyhodnotil software, který je součástí testovacího systému.



Obr. 21 – Vzorek č. 1 upnutý v testovacím systému MTS 858.2 připravený na experiment

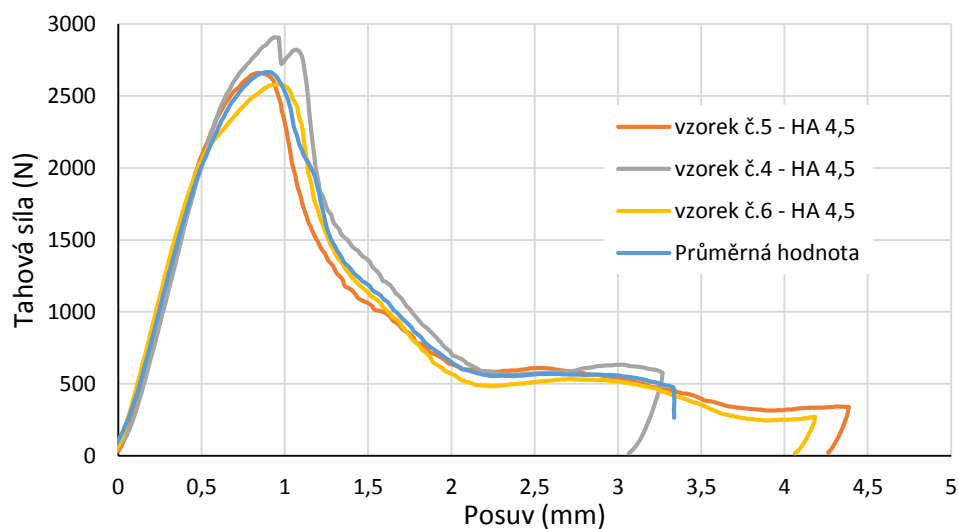
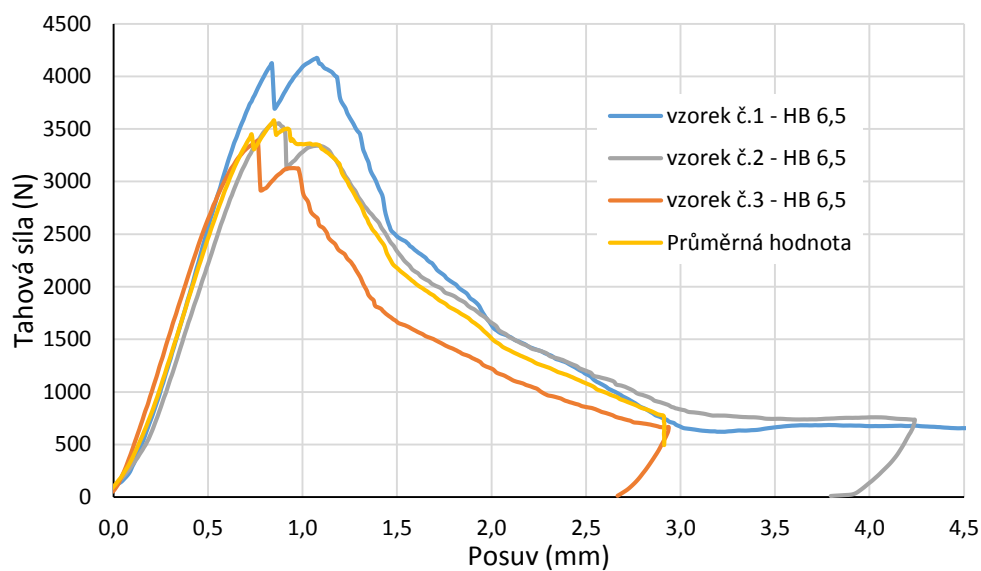
## 3.2 VÝSLEDKY EXPERIMENTÁLNÍCH MĚŘENÍ

Celkem bylo provedeno šest zkoušek (tři zkoušky pro každý šroub). Výsledkem bylo určení průměrné hodnoty a směrodatné odchylky pro tahovou sílu jednotlivých šroubů. Hladina statistické významnosti byla považována za rovnou hodnotě 0,05. Experimentálně naměřené hodnoty maximální tahové síly pro spongiózní šroub HB 6,5 jsou 4175 N, 3553 N a 3387 N, z nichž průměrná hodnota je 3705 N. Pro kortikální šroub s označením HA 4,5 jsou to hodnoty 2909 N, 2660 N, 2581 N a průměrná hodnota je 2716,7 N. Z výsledných průměrných hodnot obou průběhů jsem stanovil tuhost soustavy, jako podíl tahové síly a posuvu šroubu. V prvním případě se jedná o spongiózní šroub HB 6,5 s výslednou hodnotou tuhosti  $4,76 \times 10^6$  N/mm a v případě druhém o šroub kortikální HA 4,5 s tuhostí  $3,98 \times 10^6$  N/mm. Kortikální šroub má tuhost vyšší, jelikož profil jeho závitu zasahuje do kosti více v porovnání se šroubem spongiózním. Jedná se o rozdíl mezi průměrem dříku šroubu a jeho vnějším průměrem. Celý průběh závislosti silového působení na posunutí v soustavě šroub-kost pro jednotlivé dva typy šroubů je znázorněn v grafu. Z průběhu experimentu je vidět, že s rostoucí tahovou silou se lineárně zvyšuje posunutí šroubu, až do bodu, kdy je první závit vytržen z PUR pěny ven. V tomto bodě jsou naměřeny maximální hodnoty tahové síly pro jednotlivé šrouby, dále jejich průměrná hodnota a směrodatná odchylka. Graficky se jedná o první vrchol křivky, následující po lineárním průběhu, dále dochází k mírnému poklesu hodnot. Ve všech provedených experimentech hodnota posunutí šroubu při maximální tahové síle nepřesáhla 1 mm. Porušení bylo způsobeno u PUR pěny na rozdíl od titanových šroubů, s čímž se také předpokládalo. Porušení materiálu bylo způsobeno stříhem po obvodu pomyslného válce o rozměrech vnějšího průměru závitu šroubu.



Tab. 3 – Výsledky experimentálního měření tahové zkoušky

Typ zkoušeného šroubu	Naměřené hodnoty tahové síly (N)			Průměrná hodnota síly (N)	Směrodatná odchylka síly (N)
	Vzorek č. 1,4	Vzorek č. 2,5	Vzorek č. 3,6		
HB 6,5	4175	3553	3387	3705	415,4
HA 4,5	2909	2660	2581	2716,7	171,2



Obr. 22,23 – Výsledné křivky experimentálně naměřených hodnot, závislost tahové síly na posunutí v soustavě šroub-kost pro sadu HB 6,5 (nahore) a HA 4,5 (dole)

## 4 Výpočtový model šroubového spojení

Hlavním cílem této práce je posouzení, zda je při modelování jakýchkoliv kostních šroubů pomocí MKP nutno přesně geometricky modelovat šroub s nepravidelným závitem či stačí vymodelovat pouze šroub se závitem ve tvaru válcové plochy (s rozměrem středního průměru závitu) při zachování vhodných interakcí či kontaktních podmínek. Proto jsou při tvorbě 3D modelů vytvořeny jak modely, které mají přesný tvar šroubu i SRPF pěny s příslušným profilem závitu, tak i modely, které jsou zjednodušené na profil závitu ve tvaru válcové plochy. Musí být tedy vytvořeny čtyři různé sestavy, pro dva šrouby s SRPF bloky, jak s prokresleným závitem, tak i zjednodušeným tvarem.

### 4.1 MODELOVÁNÍ

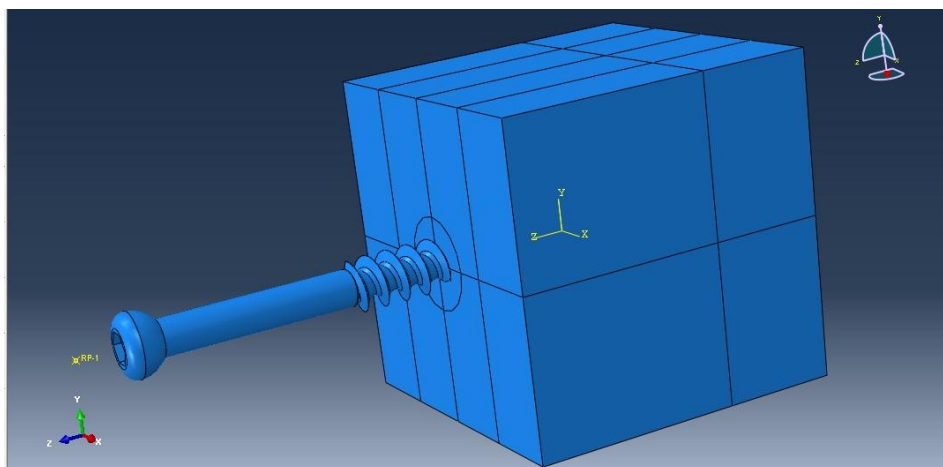
Vzhledem k tomu, že potřebuji dosáhnout co největší podobnosti mezi experimentem a numerickým modelem tahové zkoušky sestavy, šroub-kost, všechny rozměry a tvary jednotlivých komponentů mají stejnou hodnotu. Pro numerické modelování jsem použil stejné dva druhy medicínských šroubů, které jsem měl k dispozici při experimentu. Jednalo se tedy o šroub kostní spongiózní HB 6,5 a druhým vzorkem byl šroub kostní kortikální HA 4,5. Oba tyto vzorky jsem v laboratoři prozkoumal pomocí stereomikroskopu NIKON SMZ 1500, který je také součástí Laboratoře mechanických zkoušek (LMZ) na pracovišti Českého vysokého učení technického. Tento mikroskop umožňuje kvalitní prozkoumání povrchů, lomových ploch i struktury testovaných vzorků. Dále detailně nafotil pomocí digitálního fotoaparátu NIKON a pro zpracování a záznam obrazu pozorovatelného v mikroskopu jsem využil vyhodnocovací systém LUCIA NET. Z nejkvalitnějších fotografií šroubů jsem softwarem AutoCad získal jednotlivé rozměry potřebné k tvorbě 3D modelů těchto šroubů. Rozměry byly porovnány s daty, které jsem získal naměřením z profilprojektoru a následně vytvořil jejich aritmetický průměr.

Všechny rozměry popisující geometrii celého šroubu jsem použil k vytvoření jednotlivých modelů obou kostních šroubů. Tyto modely jsem vytvořil softwarem Autodesk Inventor Professional 2015, stejně tak jako modely jednotlivých SRPF bloků, které v mém případě simulují kost. Vzhledem k zadání mé práce, neuvažuji při tvorbě bloků část spongiózní a kortikální, proto jsou SRPF bloky tvořeny jako homogenní materiál bez jakékoliv skořepiny, která představuje kortikálu dané kosti. Jednotlivé bloky jsem modeloval o rozměrech 40x40x40 mm. Protože mají být SRPF bloky stejné jako při experimentu, musel jsem uvažovat předvrtání závitové díry, které bylo reprezentováno vytvořením průchozích děr o rozměrech stejných jako při zkoušce. Pro šroub ze sady L60 jsem vytvořil díru o průměru 3,7 a pro šroub sady L85 to byla díra s průměrem 3,2 mm. Při tvoření závitu do SRPF bloků jsem postupoval tak, že do středu jedné ze stran jsem do hloubky 22 mm vložil odpovídající šroub, který jsem následně odečetl a tím vznikl daný profil závitu. Takto jsem postupoval ve všech čtyřech případech jednotlivých soustav pro dané šrouby, L60, L60-TIE, L85, L85-TIE. Vznikly tedy čtyři odlišné 3D modely se kterými jsem následně postupoval k numerickému modelování.

## **4.2 MODEL SE ZÁVITEM - KONTAKTNÍ VAZBA**

### **4.2.1 Geometrie modelu**

Při této numerické modelaci jsem použil příslušných modelů šroubů s přesným závitem pro oba druhy šroubů (L60, L85) s danými SRPF bloky. Modely vytvořené pomocí konstrukčního softwaru Autodesk Inventor Professional 2015 jsem jednotlivě importoval do výpočtového softwaru Abaqus/CAE 6.13-1, ve kterém jsem všechny výpočty prováděl.



Obr. 24 – Model sestavy pro analytický výpočet s kontaktní vazbou

#### 4.2.2 Použité materiály

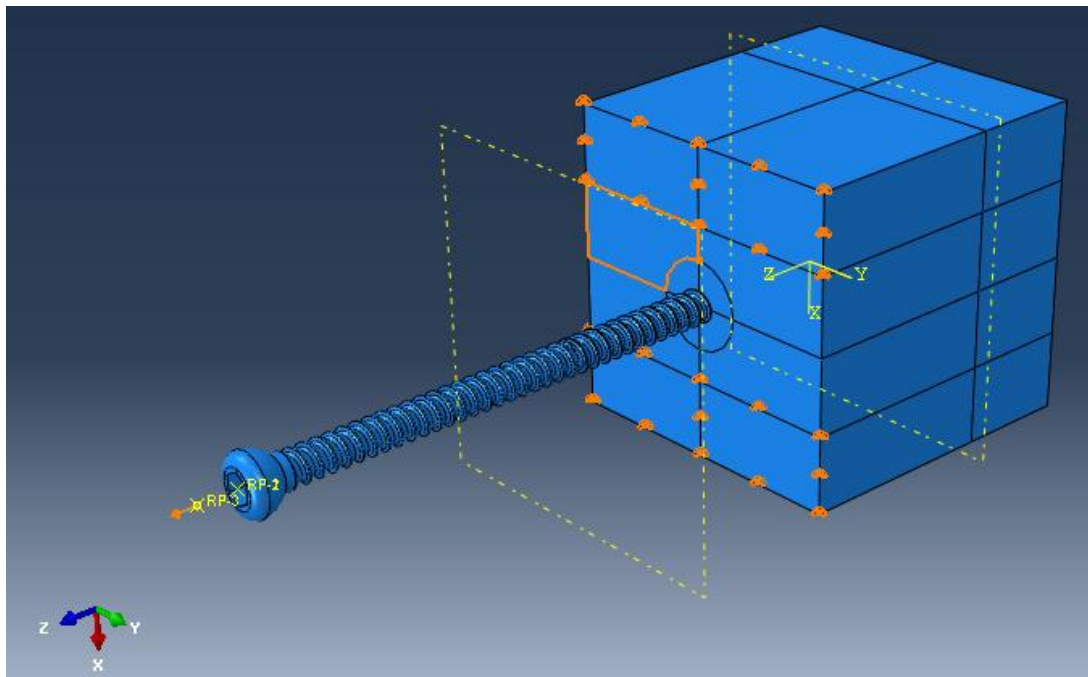
V této studii jsem předpokládal, že kost (v mém případě SRPF blok) je homogenní, izotropní, lineárně elasto – plastický materiál. Což jsem v modelu zadal Youngovým modulem pružnosti, mezními hodnotami tlakového napětí ( $\sigma_K$ ,  $R_m$ ) a Poissonovou konstantou s příslušnou hustotou. Materiál šroubu uvažuji titanovou slitinu Ti6Al4V, která se běžně používá pro fixaci implantátů a další medicínská využití. Šroub jsem pro MKP účely zadal také jako homogenní, izotropní materiál, lineárně elastický. Jehož chování reprezentují hodnoty Youngova modulu pružnosti a Poissonovy konstanty. Všechny materiálové konstanty jsou uvedeny v Tab. 4.

Tab. 4 – Materiálové konstanty konstrukčních materiálů použité při MKP analýze [28,33]

	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	$\mu$ (-)	Tlak		
			$\sigma_K$ (MPa)	$R_m$ (MPa)	E (MPa)
SRPF 40pcf	0,64	0,3	31	35	759
Ti-6Al-4V	4,43	0,33		940	113 800

### 4.2.3 Typ úlohy, zatížení

Pro analytický výpočet jsem případ kontaktu řešil jako standartní nelineární statickou úlohu. Zatížení jsem provedl ve dvou krocích, kdy v prvním kroku dochází k předpětí a v kroku druhém k samotnému zatížení. Předpětí v prvním kroku simuluje dosednutí ploch mezi závitem a kostí, ke kterému dochází před samotným zatížením šroubu. To je zajištěno nastavením koncentrované síly o velikosti 1 N. Samotné zatížení pro tahovou zkoušku je opět způsobeno řízeným posuvem a to ve směru Z (podélném, v ose šroubu), a velikosti 2 mm až do překročení limitní hodnoty. Tuto hodnotu v mé práci uvažuji jako mez kluzu v tlaku pro materiál PUR pěny.



*Obr. 25 – Model sestavy se znázorněným směrem zatížení a nastavením okrajových podmínek*

#### 4.2.4 Vazbové a okrajové podmínky

Před tím, než bylo zavedeno zatížení, jsem nastavil kinematický „coupling“ posuvů celé spodní hlavy šroubu soustředěný do jediného bodu, do kterého jsem následně zadal oba kroky zatížení. V okamžiku, kdy na šroub začne působit tahová síla, se kost a šroub dostávají do kontaktu a na jedné z hran závitu začne docházet ke kompresi. Tento jev trvá do té doby, než je překročena mezní hodnota napětí kosti (mez kluzu v tlaku) a dojde k jejímu vytržení. Proto jsem v modelu pro řešení interakce mezi šroubem a kostí zvolil „surface-to-surface“ kontakt jednotlivých elementů. Jelikož předpokládám větší tuhost šroubu než kosti (mnohem vyšší Youngův modul pružnosti a mez pevnosti v tahu), tudíž i to, že v tahové zkoušce dojde k porušení kosti a ne šroubu, jako řídicí plochu jsem zadal šroub a plochu podřízenou jako kost. Pro chování na rozhraní mezi plochami šroubu a kosti jsem v tangenciálním směru nastavil kontakt s penalizací, jako součinitel tření s hodnotou 0,3 [-] a ve směru normálovém kontakt zvaný 'hard'. Okrajové podmínky jsem nastavil tak, aby se opět shodovaly s provedeným experimentem. A to tím způsobem, že jsem na horní ploše po okrajích vytvořil 1 cm široké pásy, čímž jsem zamezil posuvu ve všech třech směrech, tak jako tomu bylo při dosednutí SRPF bloku při tahové zkoušce, dle Obr. 25.

#### 4.2.5 Sítování

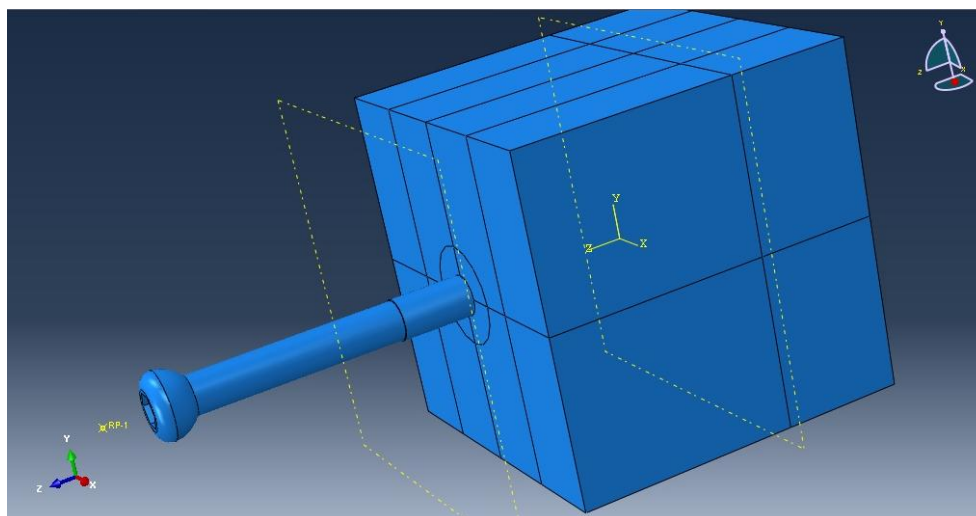
Z jednotlivých dílů šroubu a kosti jsem v numerickém softwaru vytvořil sestavu, která po vysítování vytvořila konečný model, vhodný pro numerickou metodu tahové zkoušky. Pro volné vysítování jsem užil 4-uzlových standardních lineárních čtyřstěnných elementů (C3D4). Tyto elementy jsem zvolil z důvodu kvalitnějšího vysítování celé sestavy. Pro optimalizaci hustoty sítě, bylo zapotřebí jemnější sítě v oblasti kontaktu šroubu s SRPF blokem, na rozdíl v širším okolí kosti jsem užil hrubšího sítování. Je to z důvodu očekávání největšího gradientu namáhání právě v místě doteku závitu s kostí, kdežto v oblasti směrem dál od kontaktu bude gradient

menší či konstantní. Pro model se závitem je toto zjemnění velmi důležité ke znázornění distribuce napětí okolo vnitřního průměru závitu. Kromě toho bylo pro modelování kosti užito mnohem více elementů než pro model šroubu, z důvodu uvažování větších deformací právě kosti v porovnání se šroubem. Výsledný model se skládal z 1 006 692 elementů s 217 112 uzly pro sadu L85, resp. 685 515 elementů s 182 106 uzly v sadě L60. Pro představivost v kontaktu bylo v prvním modelu 20 877 elementů a v druhém případě 30 720 elementů. Globální souřadnicový systém XYZ byl nastaven s Z-ovou osou podél směru osy šroubu, zatímco osy X a Y reprezentují směr radiální.

## **4.3 MODEL BEZ ZÁVITU - PEVNÁ VAZBA (TIE)**

### **4.3.1 Geometrie modelu**

V tomto případě je geometrie modelu šroubu, resp. kosti velice zjednodušena, jelikož pro vazbu TIE nevyužiji přesný tvar závitu šroubu. Model šroubu jsem tedy vytvořil pouze jako dík ve tvaru válcové plochy, o rozměru středního průměru závitu daného šroubu. Tímto způsobem jsem zhotovil díly pro šroub a kost (sada L85 i L65), z kterých jsem následným importem do výpočtového softwaru Abaqus/CAE 6.13-1 vytvořil jejich sestavy.



Obr. 26 – Model sestavy pro analytický výpočet s pevnou vazbou TIE

### 4.3.2 Použité materiály

Jelikož se jedná o naprosto stejné konstrukční materiály, použité jak při experimentu, tak i při zadávání kontaktní vazby, odkážu tedy na Tab. 5. Rozdíl je pouze v tom, že ve vazbě TIE používám hodnoty pro tah, na rozdíl od kontaktní úlohy. Pro připomenutí, kost uvažuji jako homogenní, izotropní elasto – plastický materiál, jenž je zadán elastickým modulem, Poissonovou konstantou, mezi kluzu a mezi pevností v tahu. Šroub je zhotoven jako titanová slitina Ti6Al4V se zadáním pouze elastického modulu a Poissonovou konstantou. Z hlediska mechanického chování je šroub uvažován jako homogenní, izotropní, lineárně elastický materiál.

Tab. 5 – Materiálové konstanty konstrukčních materiálů použité při MKP analýze [28,33]

	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	$\mu$ (-)	Tah		
			$\sigma_K$ (MPa)	$R_m$ (MPa)	$E$ (MPa)
SRPF 40pcf	0,64	0,3	16	19	1000
Ti-6Al-4V	4,43	0,33		940	113 800



### 4.3.3 Typ úlohy, zatížení

Úlohu můžu opět charakterizovat jako standartní statickou nelineární, jako v předešlém případě kontaktní vazby. Zatížení úlohy jsem zadal opět do dvou kroků, v nichž první z nich simuluje předpětí šroubu zavrtaného v kosti a druhý krok samotné zatížení. V prvním kroku je zadáno předpětí, jako osová síla o velikosti 1 N. Úloha je statická, poněvadž tahové zatížení působí konstantní silou, resp. v tomto případě jako řízený posuv o velikosti 2 mm zadaný ve druhém stepu. Zatížení působí až do překročení stanovené mezní hodnoty (mez kluzu v tahu pro kost). Nelineární z toho důvodu, protože vzhledem k výsledkům z experimentu očekáváme též nelineární závislost průběhu tahové síly a posuvu.

### 4.3.4 Vazbové a okrajové podmínky

Největším rozdílem mezi kontaktní vazbou a vazbou pevnou (TIE) při tvorbě výpočtového modelu, je uvažování tvorby modelu šroubu, resp. jeho závitu, jako válcové plochy o středním průměru závitu. Nezbytnou změnou je tedy volba interakce, kde již neuvažuji kontakt se třením, ve směru tečném mezi plochami závitu a SRPF bloku, reprezentující kost, ale nyní zadávám kontakt jako TIE. Vazba TIE spojuje dvě oddělené plochy dohromady tak, že mezi nimi neexistuje žádný relativní pohyb. Ve zjednodušené interpretaci si tento styk můžeme představit jako spoj lepený. Okrajové podmínky jsem dále nastavil tak, aby byl umožněn posuv pouze ve směru působící síly, tedy ve směru osy Z. Opět dle provedeného experimentu i předešlé analytické metody. V neposlední řadě musím zmínit nastavení kinematického „couplingu“, které zajistí rovnoměrné rozložení zadaného zatížení.

### 4.3.5 Sít'ování

Pro vysít'ování jsem užil již použitý typ elementů jako při tvorbě sítě pro kontaktní vazbu se závitem. Jedná se 4-uzlové standartní lineární čtyřstěnné elementy (C3D4). Tvorba sítě těmito elementy, v úloze TIE, byla však značně snazší, protože se jedná o velmi jednoduchou geometrii modelu šroubu i pěny. Vzhledem k tomuto zjednodušení nevznikají v problémových oblastech kolize či chyby, v tak častém intervalu jako tomu bylo u vazby kontaktní. Pro porovnání obou vazeb se výsledný model skládal z 857 304 elementů s 151 191 uzly pro sadu L85, resp. 916 315 elementů s 161 501 uzly v sadě L60.

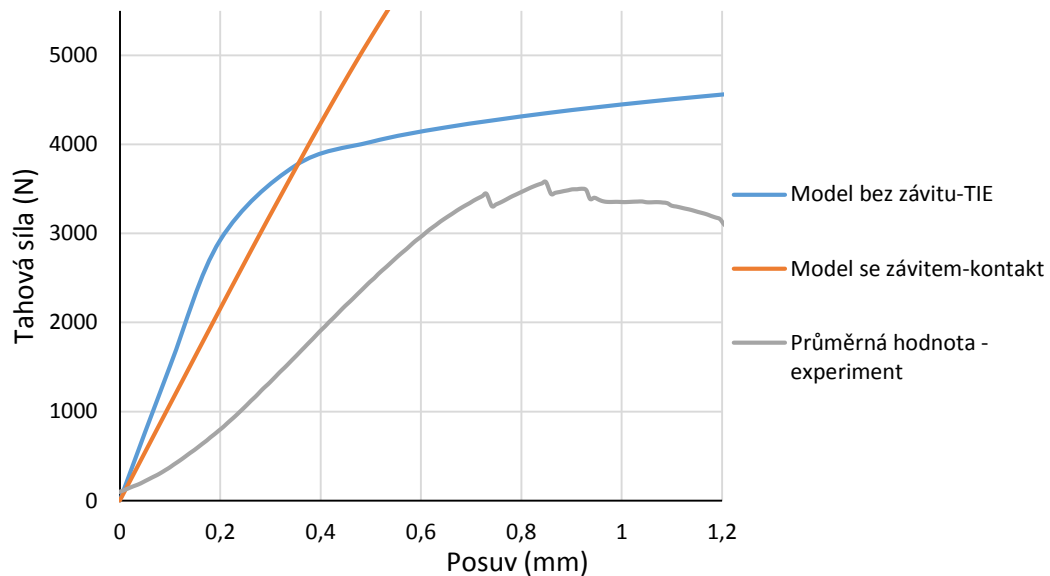
Nyní je důležité porovnat příslušné výsledky experimentu, s výsledky jednotlivých typů modelů numerické analýzy a vyhodnotit, které použití je vyhovující.

## 4.4 VÝSLEDKY NUMERICKÝCH ANALÝZ

Výstupem je srovnání numerické analýzy dvou zcela odlišných metod fixace kostních šroubů v kostní tkáni, co se týče vazebného působení. Jedná se o metodu kontaktní vazby, kde z hlediska modelu uvažujeme závitové prokreslení a metodu vazby pevné (TIE), kde se naopak geometrie šroubu zjednodušená do válcového tvaru, o rozměru středního průměru daného závitu. Jedná se tedy o dvě metody pro dva různé typy kostních šroubů, spongiózní a kortikální (L60, L85).

Pro případ spongiózního šroubu řady L60 jsou výsledky MKP analýzy znázorněny v Obr. 27. Výsledkem je závislost tahového působení na posuvu šroubu. Z uvedených křivek je názorné, že kontaktní i pevná TIE vazba je ve své první fázi velmi podobná. Pevná vazba po zatížení vykazuje vyšší tuhost, nežli vazba kontaktní, i když rozdíl je nepatrný. Pro model se závitem je hodnota tuhosti  $10,84 \times 10^6$  N/m, pro model bez závitu je to  $14,63 \times 10^6$  N/m. Ve druhé fázi dochází k podstatnému rozdílu. U vazby TIE dochází k překročení mezní hodnoty, kterou je mez kluzu v tahu, zhruba při

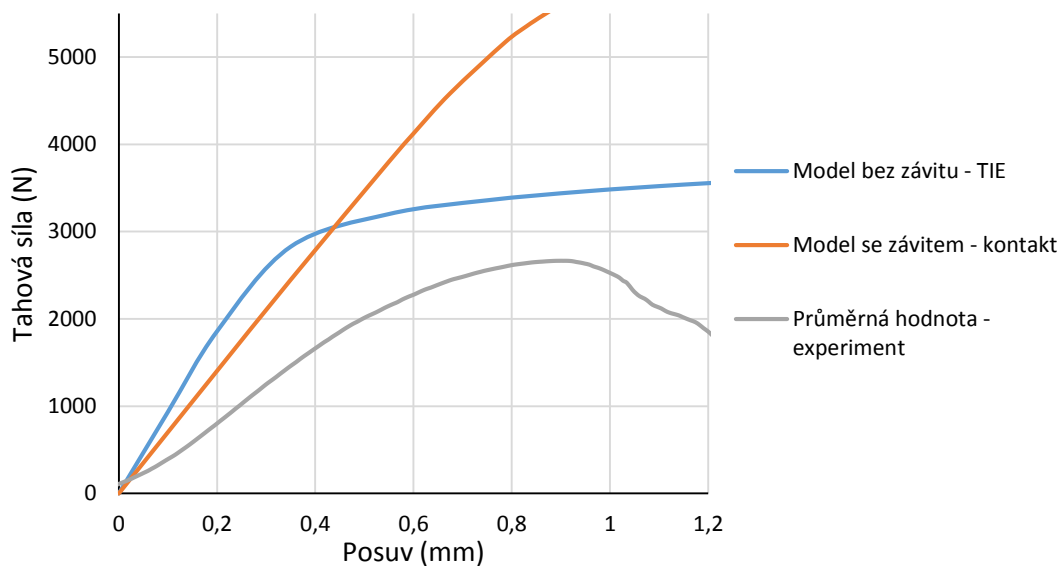
hodnotě tahového zatížení 3500 N. Zatímco v kontaktní vazbě pracuji s mezními hodnotami pro tlak, vzhledem k jejich velikosti k překročení těchto hodnot ani nedojde. Pro připomenutí mez kluzu v tahu je rovna 19 MPa a mez kluzu v tlaku pro stejný materiál (kost) je rovna 31 MPa, tudíž skoro dvojnásobná.



Obr. 27 – Výsledné křivky MKP analýzy obou vazeb a průměrné hodnoty tahové síly z experimentu, pro spongiózní šroub řady L60

Výsledky závislosti tahového zatížení na posuvu, zjištěné MKP analýzou, pro kortikální šroub řady L85 jsou znázorněny v Obr. 28. Z nichž vidíme průběh zatížení, jak pro kontaktní vazbu, tak i pro vazbu pevnou společně ve srovnání s experimentem. Počáteční průběhy jsou opět velmi podobné, kdy tuhost pro model bez závitů dosahuje hodnoty  $8 \times 10^6$  N/m a pro model se závitěm hodnoty  $7 \times 10^6$  N/m. U pevné vazby pak dochází k překročení mezní hodnoty (mez kluzu v tahu), znázorněné změnou lineárního působení tahového zatížení na viditelné zvyšování posuvu s nevýrazným zvýšením zatížení. Této oblasti dosahuje tahová síla hodnoty 2800 N pro TIE vazbu. Pro model se závitěm není překročení mezní hodnoty (mez kluzu v tlaku) tak patrné, ale na konci křivky k němu již dochází, s hodnotou tahové síly 5600 N.

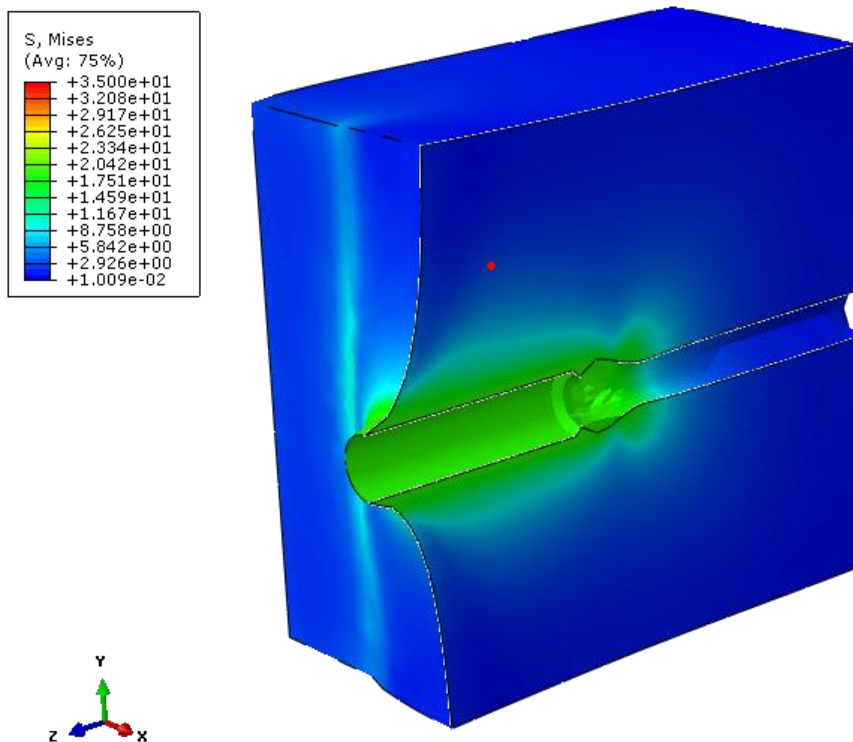
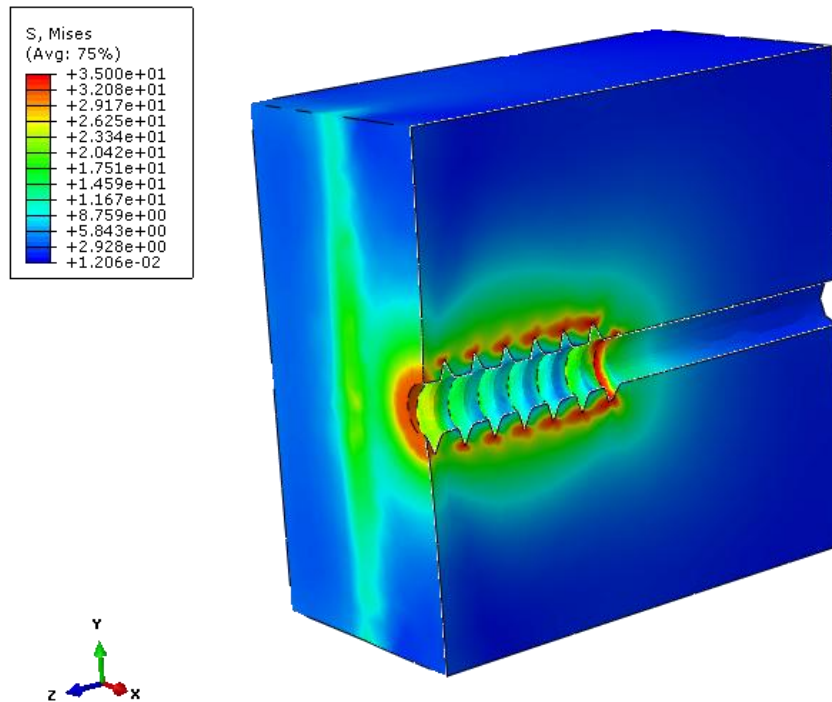
Výsledek je odlišný opět z důvodu zadání dvou různých hodnot pro tahové a tlakové mezní hodnoty (19 MPa pro mez kluzu v tahu, 31 MPa pro mez kluzu v tlaku).



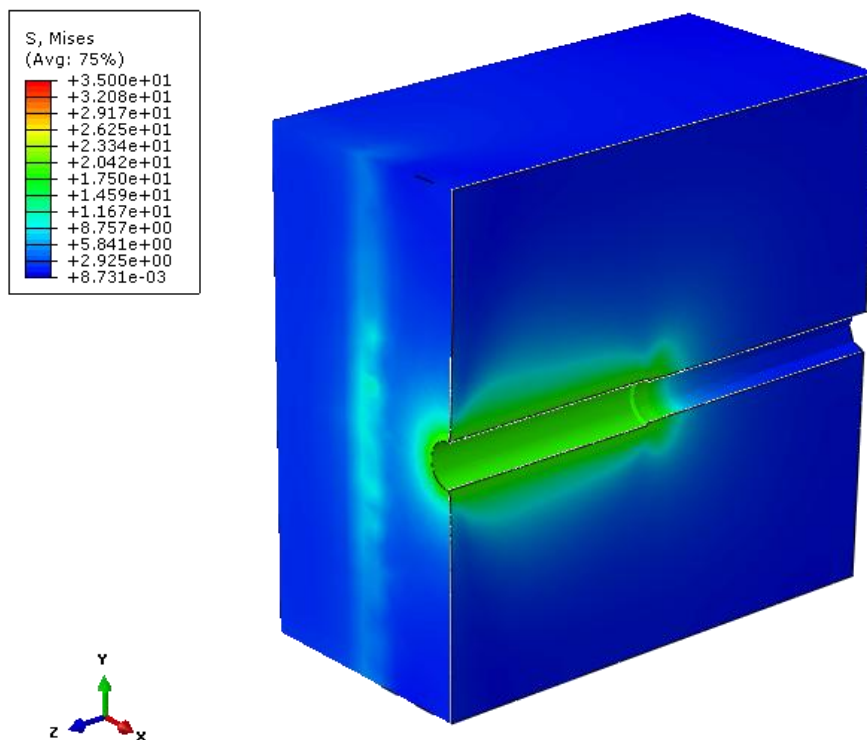
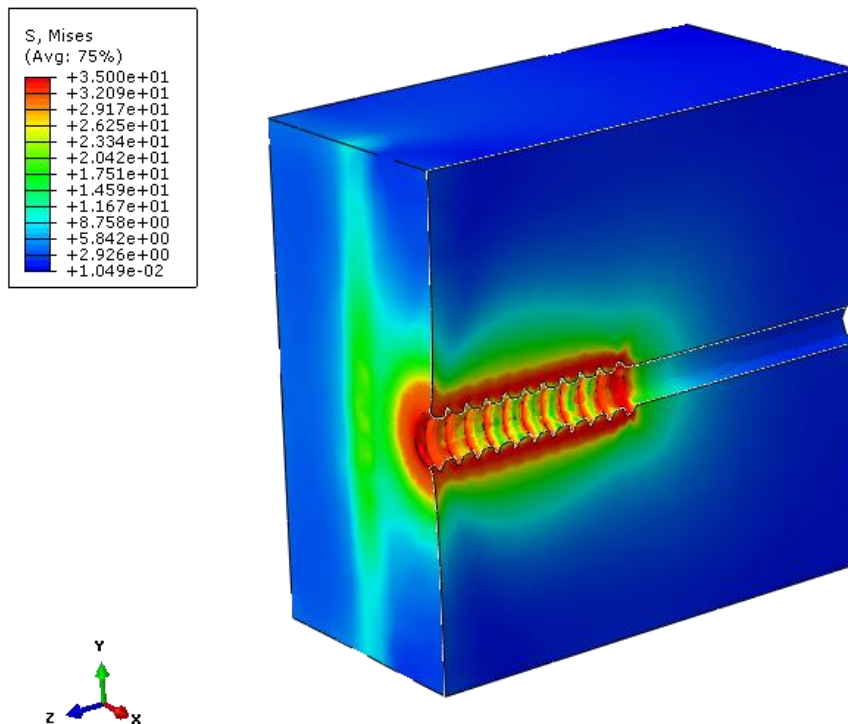
Obr. 28 – Výsledné křivky MKP analýzy obou vazeb a průměrné hodnoty tahové síly z experimentu, pro kortikální šroub řady L85

Grafické znázornění výsledků *von Mises* napětí obou šroubů (řady L60 a L85) získaných pomocí numerické analýzy pro kontaktní i pevnou vazbu s hodnotou posuvu šroubu 0,5 mm je znázorněno na Obr. 29, 30, 31 a 32.

Hodnota maximálního napětí *von Mises*, jak pro spongiózní šroub řady L60, tak i kortikální šroub řady L85 je 35 MPa a 19 MPa (kontaktní vazba, TIE vazba). Hodnoty maximálních logaritmických deformací při tomto napětí pro šroub řady L60 jsou 2,826 a 0,3443 (-), pro kortikální šroub je to 1,481 a 1,758 (kontaktní vazba, TIE vazba).



Obr. 29,30 – Grafické znázornění von Mises napětí [MPa] pro kontaktní vazbu (nahore) a vazbu TIE (dole) získané pomocí MKP analýzy, pro spongiózní šroub řady L60



Obr. 31, 32 – Grafické znázornění von Mises napětí [MPa] pro kontaktní vazbu (nahore) a vazbu TIE (dole) získané pomocí MKP analýzy, pro kortikální šroub řady L85

## 5 Diskuze

Před samotným provedením experimentu jsem musel vyřešit otázku zašroubování vzorku do předem nařezané PUR pěny. Ta musí být předvrtána na určitý rozměr, dle typu daného kostního šroubu (udává výrobce), stejně tak jak je tomu při provádění operačního zákroku. Rozměr průměru předvrtání přímo souvisí s velikostí tahové síly, potřebné pro vytrhnutí šroubu z kostní tkáně. Literatura uvádí, že čím menší dovolený průměr předvrtání, tím větších tahových sil dokáže šroub odolávat. Stejně tak je to i s hloubkou zavrtání, kde můžu říci, že čím je šroub zavrtán hlouběji v kosti, tím větších hodnot tahových sil odolává. Proto je tyto úkony potřeba provádět s danou přesností, a tu neměnit. U několika vzorků při montáži šroubu do PUR pěny došlo k jejímu nepatrnému vytržení, což může být také nežádoucím faktorem. Z toho důvodu jsem při přípravě vzorků změnil hloubku inserce z předepsaných 20 mm (udává norma) na hloubku 22 mm. Ovšem za následek největšího zkreslení výsledků podle mě považuji geometrickou nepřesnost ve výrobě daných kusů šroubů. Pro srovnání stejné sady šroubů se např. pro rozměr průměru jádra objevily tři hodnoty, s rozptylem až několik desetin mm. Pro sadu spongiózních šroubů L 85 to byly hodnoty 3,17 mm, 2,96 mm a 3,2 mm, kde je rozdíl 0,24 mm. V neposlední řadě přispělo k nepřesnosti výsledků provedení pouze třech testů, pro každý typ šroubu. Což je z hlediska inženýrské statistiky také nedostačující. I přes výčet několika možných rušivých faktorů, co se týče získání vyhovujících výsledků z experimentu, došlo pomocí nich k dostatečně přesné validaci numerických MKP analýz.

V numerické MKP analýze jsem se mimo jiné zaměřil na zadávání PUR pěny, jejich mechanických vlastností, které z velké části ovlivňují výsledek. Při selhání uvažuji porušení PUR pěny namísto titanového šroubu, jehož elastický modul pružnosti v tahu je o dva řády vyšší než u pěny, což je důvod pro tuto predikci. Je několik způsobů, jak je možné uvažovat materiál nahrazující kost, PUR pěnu. Já jsem zvolil zadání materiálu jako elasto - plastického, s Youngovým modulem pružnosti, Poissonovou konstantou. Kritériem porušení soustavy šroub-kost při působení tahové síly pro mě

bylo překročení mezních hodnot zadané kosti. V kontaktní vazbě se jedná o mez kluzu a mez napětí v tlaku (31 MPa, 35 MPa), jelikož při působení tahové síly začne docházet ke kompresi obou kontaktních hran, jak šroubu, tak i kosti. V případě pevné vazby TIE se jedná o hodnoty meze kluzu a meze napětí pro tah (16 MPa, 19 MPa), protože zde tlakové působení neuvažují. Tento přístup jako kritérium porušení není jediný, může se použít např. bilineární kohezivní model či sledování vazby z hlediska deformací. Jelikož jsem na počátku práce neměl přístup k datům pro sledování šíření deformace, zvolil jsem jako kritérium selhání kosti zadání mezních hodnot. Jako další způsoby jak modelovat v MKP výpočtech kost je zadání materiálu jako elastického, či elasto - křehkého [19]. V každém případě se tyto hodnoty musí shodovat s hodnotami materiálů použitými při experimentu, dle něhož jsou numerické modely validovány. Při porovnání výsledků obou modelovaných vazeb pevné i kontaktní dochází k rozdílu tuhostí např. pro kortikální šroub řady L85 ( $8 \times 10^6$  N/m,  $7 \times 10^6$  N/m). Společně v porovnání s tuhostí získanou z experimentu ( $3,98 \times 10^6$  N/m) vidíme, že rozdíl MKP analýzy a experimentu je asi 50%. Pro případ spongiózního šroubu řady L60 se jedná o hodnoty pevné a kontaktní vazby ( $14,63 \times 10^6$  N/m,  $10,84 \times 10^6$  N/m) s výslednou tuhostí z experimentu ( $4,76 \times 10^6$  N/m), jejichž poměr mi dá rozdíl až 67 %. Tuhost jsem spočítal jako podíl tahového zatížení ku posuvu šroubu v oblasti linearit křivky jednotlivých typů šroubů. Mezi MKP analýzou a experimentem vznikl ve výsledcích velký rozdíl, jak z hlediska hodnoty tuhosti, tak i dosaženého tahového zatížení. Při inserci šroubu do kosti u experimentu vzniká v soustavě určité předpětí, které má vliv na průběh tahové zkoušky a tím i na výslednou hodnotu tuhosti a maximálního tahového zatížení. Proto si myslím, že za příčinou rozdílu mezi experimentem a MKP analýzou je právě toto předpětí. Největší pozornost by právě proto měla být věnována korektnímu zadání předpětí soustavy šroub-kost, v dalších numerických analýzách týkajících se tohoto tématu.



## 6 Závěr

Cílem mé diplomové práce bylo provést experimenty pro zjištění tahové síly potřebné k vytržení kostního šroubu dle příslušné ISO normy, dále vytvořit 3D modely použitých šroubů i PUR pěny, která v mém případě reprezentuje kost. Pomocí těchto modelů vytvořit dva odlišné výpočtové modely šroubového spojení za pomoci MKP numerické analýzy. Jednalo se o tvorbu výpočtového modelu s kontaktní vazbou (se závitom) a vazbou pevnou neboli TIE (bez závitů). Výsledky těchto numerických MKP analýz jsem měl validovat pomocí výsledků získaných z experimentálního měření. Posledním cílem a tím nejdůležitějším bylo porovnání všech získaných výsledků, jak z experimentu, tak i z obou provedených numerických MKP analýz. Výsledkem pro mě ve všech případech byla závislost tahové síly na posuvu šroubu. Po výčtu všech cílů, které byly spojeny s tématem experimentálních testů a MKP analýz pevnosti fixace šroubu v kostní tkáni což je zadání mé diplomové práce, mohu říci, že jsem všechny cíle splnil. Nyní se zaměřím na jednotlivé výsledky trochu podrobněji.

Pro zjištění vytrhávací síly šroubu z kosti jsem zvolil axiální tahovou zkoušku dle příslušné normy ASTM F543-02. Zkoušku jsem provedl v Laboratoři mechanických zkoušek na pracovišti ČVUT v Praze, za pomoci testovacího systému MTS 858.2 Mini Bionix. Pro experiment jsem měl k dispozici dva druhy kostních šroubů, z nichž jeden je šroub spongiózní HB 6,5 a druhý je šroub kortikální HA 4,5 [28]. Materiálem obou šroubů je titanová slitina Ti-6Al-4V, která se standardně používá pro medicínské účely. Jako materiál kosti jsem použil PUR pěnu [34]. Ta je dle normy ASTM F1839 ideálním materiálem pro srovnávací testy kostních šroubů a jiných lékařských zařízení. Experiment jsem provedl pro tři vzorky od každého šroubu, celkově tedy šest zkoušek. Všechny experimenty proběhly dle očekávání a jejich výsledky odpovídají daným skutečnostem. Protože bylo provedeno pouze šest zkoušek (pro každý šroub tři), nemohou být hodnoty tahové síly v závislosti na posunutí z hlediska statistického hodnocení relevantní.

Avšak tyto výsledky experimentu slouží pouze pro přibližnou validaci numerických MKP analýz, proto je mohou brát jako uspokojující a použitelné.

Hlavním cílem této práce je posouzení, zda je pro jakékoliv MKP numerické analýzy týkající se kostních šroubů nutno přesně geometricky modelovat šroub s jeho nepravidelným závitem či postačí navrhnout šroub se závitem ve zjednodušeném tvaru válcové plochy (jejíž rozměr je střední průměr závitu) při vhodných vazebních či kontaktních podmínkách. Vytvořil jsem tedy dva typy MKP modelů, jejichž hlavní rozdíl je v zadání vazebné podmínky a s tím spojené geometrie modelu sestavy šroub-kost. Z důvodu validace MKP výsledků pomocí experimentu musí být podmínky numerické analýzy obou zkoušek naprosto shodné. To je důvod, proč byly použity materiály jako je titanová slitina Ti-6Al-4V pro šroub [28] a SRPF 40pcf jako PUR pěna místo kosti [34]. Jak zatížení, tak i okrajové podmínky se shodují s provedeným experimentem, což znamená zatížení tahovou silou, resp. zavedeným posuvem o velikosti 2 mm, ve směru osy šroubu. Čímž jsou dány i okrajové podmínky, neboli úplné vetknutí materiálu kosti a pohyb šroubu pouze ve své podélné ose. Již zmíněným hlavním rozdílem je zadání vazební podmínky. V prvním případě se jedná o kontaktní vazbu s úplnou geometrií nepravidelného závitu šroubu, kde je chování elementů, na rozhraní ploch šroubu a kosti, nastaveno v tečném směru pomocí součinitele tření 0,3 a ve směru normálovém jako tzv. „hard kontakt“. V druhém případě se jedná o vazbu pevnou neboli „TIE“, která uvažuje již zmíněné zjednodušení geometrie závitu jako válcové plochy o rozměru středního průměru daného závitu. Samotná vazba neuvažuje relativní pohyb mezi kontaktními plochami šroubu a PUR pěny. Ve zjednodušené interpretaci si ji můžeme představit jako spoj např. lepený. Výsledky získané těmito oběma typy numerické MKP analýzy pro fixaci šroubu s kostní tkání jsem porovnal a vyhodnotil.

Z uvedených křivek (Obr. 27, 28) závislosti tahové síly potřebné k vytržení šroubu na posuvu je zřejmá značná podobnost první fáze linearit mezi modely kontaktní vazby a vazby TIE, např. pro kortikální šroub řady L85 jsou to hodnoty tuhosti  $7 \times 10^6$  N/m

a  $8 \times 10^6$  N/m (kontakt, TIE). Což je velmi zajímavý výsledek při řešení tématu týkajícího se kostních šroubů a jejich fixace. Z výsledků mohu tedy říci, že v mém případě provedení MKP analýz je shodnost obou výsledků na takové úrovni, že může být kontaktní vazba s vědomím získání uspokojivých výsledků zcela nahrazena pevnou vazbou TIE. Což přináší vcelku významné zjednodušení výpočtu. Kdy hned v úvodu odpadá velmi časově i technicky náročné zjišťování rozměrů závitu, pokud nám tyto údaje nejsou k dispozici. Dále se velmi zjednoduší tvorba 3D modelu, kde místo složité geometrie můžeme modelovat válcovou plochu o středním průměru závitu. S tím samozřejmě souvisí i tvorba kosti, která se tímto také značně zjednoduší. Tím že máme sestavu složenou z relativně jednoduchých dílů, nemáme většinou problém ani při vytváření sítí jednotlivých modelů. Jednoduše proto, že nevzniknou žádné ostré hrany, úhly způsobené složitou geometrií závitu a tím je i menší pravděpodobnost, že se při tvorbě sítě neobjeví kolize. Čas samotné numerické MKP analýzy se také zkrátí, protože nebude pro vytvoření modelu užito takového počtu elementů, jakého by bylo zapotřebí při přesné geometrii. To jsou veškeré výhody, které já mohu zmínit a s kterými jsem se mohl setkat při provádění zadaného tématu. Z hlediska pohledu studenta pracujícího na daném tématu mohu říci, že v případě provádění numerických MKP analýz týkajících se kostních šroubů je využití TIE vazby v porovnání s kontaktní efektivnější, jak z hlediska časové náročnosti, tak i technické. Což dokazují výsledky získané porovnáním obou typů vazeb.

Na závěr mohu říci, že výsledky získané z obou numerických analýz (kontaktní a pevná vazba) se nezmění, co se týče rozdílné geometrie modelů, a proto můžeme bez problému použít pevnou vazbu TIE. Což se ale nedá říci při porovnání výsledků tuhostí experimentu a MKP analýzy. Zde je rozdíl tak velký (50 %), že největší pozornosti by mělo být věnováno korektnímu zadání předpětí soustavy šroub-kost, jehož přítomnost pozorujeme při inserci šroubu do kosti u experimentu. Tím dosáhneme korektní validace MKP analýzy z provedeného experimentu a získáme použitelné vyhovující výsledky.

## 7 Literatura

- [1] CHATZISTERGOS, Panagiotis E., Evangelos A. MAGNISSALIS a Stavros K. KOURKOULIS. A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model. *Medical Engineering* [online]. 2010, 32(2): 145-154.
- [2] ZHANG, Q.H., S.H. TAN a S.M. CHOU. Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine. *Journal of Biomechanics* [online]. 2004, 37(4): 479-485.
- [3] HAASE, Kristina a Gholamreza ROUHI. Prediction of stress shielding around an orthopedic screw: Using stress and strain energy density as mechanical stimuli. *Computers in Biology and Medicine*. 2013, 43(11): 1748-1757.
- [4] LEE, Chia-Ching, Shang-Chih LIN, Shu-Wei WU, Yu-Ching LI a Ping-Yuen FU. Correlation of the experimental and numerical results for the holding power of dental, traumatic, and spinal screws. *Medical Engineering*. 2012, 34(8): 1123-1131.
- [5] SCHMIDT, Hendrik, Tobias ALBER, Tim WEHNER, Robert BLAKYTNY a Hans-Joachim WILKE. Discretization error when using finite element models: Analysis and evaluation of an underestimated problem. *Journal of Biomechanics*. 2009, 42(12): 1926-1934.
- [6] ASTM F543 Axial and Torsion Testing of Bone Screws. *INSTRON* [online]. 2012.
- [7] ASTM F543 A1 through A4 Testing. *ADMET* [online]. 2015.
- [8] ASTM F543-02 Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. United States: ASTM International, 2007.
- [9] VYSKOČIL, Václav. Osteoporóza a ostatní nejčastější metabolická onemocnění skeletu. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 16: 507.
- [10] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001: 497.
- [11] MARCUS, Robert. *Osteoporosis*. 4th ed. Amsterdam: Elsevier, 2013, 2 .
- [12] COWIN, Stephen C. *Bone mechanics handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2001, 1.

- [13] CARTER, D.R. a W.C. HAYES. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1977,51(7): 954-962.
- [14] BORÁK, L., P. MARCIÁN, Z. FLORIAN a S. BARTÁKOVÁ. Biomechanical Study of Disk Implants: Part I. *Engineering Mechanics*. 2010, 17(1): 49-60.
- [15] NATALI, Arturo N. *Dental biomechanics*. New York: Taylor, 2003, 17: 271.
- [16] RHO, J.Y., M.C. HOBATHO a R.B. ASHMAN. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering [online]*. 1995, 17(5): 347-355.
- [17] VALÁŠEK, Jiří, David KRPALEK a Zdeněk FLORIAN. Tvorba modelu materiálu pro živé tkáň. *Biomechanika [online]*. VUTBR: FRVŠ, 2011.
- [18] *General plastics: Polyurethane Foam as Bone In-Vitro [online]*. GENERAL PLASTICS MANUFACTURING COMPANY, 2015
- [19] GIBSON, Lorna J a M ASHBY. *Cellular solids: structure and properties*. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1999, 18: 510. Cambridge solid state science series.
- [20] BANHART, J a J BAUMEISTER. Deformation characteristics of metal foams. *Journal of Materials Science [online]*. 33(6): 1431-1440.
- [21] MOTZ, C a R PIPPAN. Deformation behaviour of closed-cell aluminium foams in tension. *Acta Materialia [online]*. 2001, 49(13): 2463-2470.
- [22] ACHARYA, A.V. a S.L. EVANS. Does placing screws off-centre in tubular bone alter their pullout strength? *Injury [online]*. 2009, 40(11): 1161-1166.
- [23] BATTULA, Suneel, Andrew SCHOENFELD, Gregory VRABEC a Glen O NJUS. Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. *Clinical Biomechanics [online]*. 2006, 21(5): 533-537.
- [24] MCGLAMRY, Michael C. a Melissa F. ROBITAILLE. Analysis of screw pullout strength: A function of screw orientation in subtalar joint arthrodesis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery [online]*. 2004, 43(5): 277-284 .
- [25] BOOTHROYD, Peter a Xuân Nam PHẠM. Socioeconomic renovation in Viet Nam: the origin, evolution, and impact of doi moi [online].

- [26] ISO 5832-3: Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy. Switzerland: Internal Organization for standardization, 1996.
- [27] ISO 5832-1: Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 1: Wrought stainless steel. Switzerland : Internal Organization for standardization, 2007.
- [28] *Medin: Šrouby kostní* [online]. MEDIN, a. s., 2011.
- [29] *DePuy Synthes* [online]. DePuy Synthes Companies, 2015.
- [30] AO Foundation: AO Surgery Reference [online].
- [31] International Organization for Standardization: 11: Health care technology [online]. 2010.
- [32] ISO 5835: Implants for surgery -- Metal bone screws with hexagonal drive connection, spherical under-surface of head, asymmetrical thread -- Dimensions.[online]. 1991.
- [33] *MATWEB* [online]. 1996-2015.
- [34] *Sawbones* [online]. 2013.
- [35] SVOBODA, Pavel. *Základy konstruování*. Vyd. 2., dopl. a přeprac. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2008: 234.
- [36] ISO 6475:1989(EN). Implants for surgery — Metal bone screws with asymmetrical thread and spherical under-surface — Mechanical requirements and test methods. 1989.
- [37] ŠPANIEL, Miroslav a Zdeněk HORÁK. *Úvod do metody konečných prvků*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011: 158.
- [38] ČIŽMÁROVÁ, Elena a Jana SOBOTOVÁ. *Nauka o materiálu I. a II.: cvičení*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2014: 103.
- [39] *Informační systém Masarykovy univerzity* [online]. 2000.
- [40] *Lomivky webnode* [online]. 2008.
- [41] *Univerzita Karlova v Praze* [online]. 2015.
- [42] IWEJUA, Chamberlain Chinedu. *Alternative to Bone for Laboratory Testing of Artificial Joints*. 2014.
- [43] *Orthomed (UK)* [online]. 2010.

## 8 Přílohy

Příloha 1	Obrázek sada L60-kontakt AC
Příloha 2	Obrázek sada L60-kontakt LE
Příloha 3	Obrázek sada L60-kontakt PE
Příloha 4	Obrázek sada L60-kontakt S
Příloha 5	Obrázek sada L60-TIE AC
Příloha 6	Obrázek sada L60-TIE E
Příloha 7	Obrázek sada L60-TIE S
Příloha 8	Obrázek sada L85-kontakt AC
Příloha 9	Obrázek sada L85-kontakt LE
Příloha 10	Obrázek sada L85-kontakt S
Příloha 11	Obrázek sada L85-TIE AC
Příloha 12	Obrázek sada L85-TIE LE
Příloha 13	Obrázek sada L85-TIE S