



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

ANALÝZA ZATÍŽENÍ DENTÁLNÍHO IMPLANTÁTU A OKOLNÍ
KOSTNÍ TKÁNĚ

STRESS ANALYSIS OF DENTAL IMPLANT AND SURROUNDING
BONE TISSUE

Diplomová práce

Autor: Bc. Vojtěch Nedvěd

Studijní program: BIOMECHANIKA A LÉKAŘSKÉ PŘÍSTROJE

Vedoucí práce: Ing. Pavel Růžička, Ph.D.

Praha 2018

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Nedvěd** Jméno: **Vojtěch** Osobní číslo: **409574**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Strojní inženýrství**
Studijní obor: **Biomechanika a lékařské přístroje**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Analýza zatížení dentálního implantátu a okolní kostní tkáň

Název diplomové práce anglicky:

Stress analysis of a dental implant and surrounding bone tissue

Pokyny pro vypracování:

Zásady pro vypracování:

1. Proveďte rešerši zaměřenou na dentální implantáty a jejich materiály vč. mechanických vlastností, na mechanické vlastnosti kostní tkáň a na zatížení dentálního implantátu.
2. Pro zjednodušenou geometrii implantátu proveďte pilotní výpočetní studii metodou konečných prvků a vyhodnoťte vliv volby materiálu na napjatostně deformační stav.
3. Na základě výpočtu namáhání metodou konečných prvků pro přesnou geometrii implantátu porovnejte variantu titanovou a polyetheretherketonovou.
4. Metodou konečných prvků proveďte výpočet namáhání dentálního implantátu při testu pevnosti.
5. Proveďte test pevnosti dentálního implantátu vyrobeného z polyetheretherketonu a porovnejte s výpočtem. Předpokládaný rozsah 45 stran A4.

Seznam doporučené literatury:

Steven M. Kurtz: PEEK Biomaterials Handbook, ISBN: 978-1-4377-4463-7
George Wypych: Handbook of Polymers (Second Edition), ISBN: 978-1-895198-92-8
Richard Shelton (editor): Biocompatibility of Dental Biomaterials, ISBN: 978-0-08-100884-3
Odborné články

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

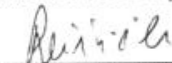
Ing. Pavel Růžička, Ph.D., ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS

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

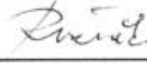
Datum zadání diplomové práce: **19.04.2018**

Termín odevzdání diplomové práce: **17.08.2018**


Platnost zadání diplomové práce: _____



Ing. Pavel Růžička, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce



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



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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

30.4.2018

Datum převzetí zadání



Podpis studenta

Anotační list

Jméno autora: Bc. Vojtěch Nedvěd

Název DP: Analýza zatížení dentálního implantátu a okolní kostní tkáň

Anglický název: Stress Analysis of Dental Implant and Surrounding Bone Tissue

Rok: 2018

Obor studia: Biomechanika a lékařské přístroje

Ústav/odbor: Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Vedoucí: Ing. Pavel Růžička, Ph.D.

Bibliografické údaje: počet stran: 66

počet obrázků: 41

počet tabulek: 14

Klíčová slova: *Zubní implantát, PEEK, MKP, zatížení implantátu
námáhání čelisti, mechanická zkouška implantátů, kvalita
kosti, remodelace kosti, stress shielding*

Keywords: *Dental implant; PEEK; FEA; FEM; implant loading;
mandibule loading; mechanical testing; bone quality; bone
remodelation; stress shielding*

Anotace:

Zubní implantáty jsou většinou vyráběny z titanu. Potenciální problémy spojené s těmito implantáty jsou diskutovány v literatuře, například resorpce marginální kosti v okolí implantátu v důsledku významného rozdílu tuhosti kortikální kosti ($E \approx 4\text{-}28$ GPa) a titanu ($E \approx 110$ GPa). Implantáty vyrobené z materiálů s elastickými moduly pružnosti bližšími kosti, jako je například polyetheretherketon (PEEK, $E \approx 4$ GPa), by mohly pozitivně ovlivnit rozložení napětí a deformace v okolní kostní tkáni. Cílem této práce je pomocí metody konečných prvků simulovat vliv tuhosti implantátu na rozložení deformace v okolní kostní tkáni. Titanový implantát je použit jako referenční. Zvláštní pozornost je věnována implantátům z materiálu PEEK-OPTIMA Natural. Z PEEKu byly v rámci této práce vyrobeny prototypy implantátů, které byly podrobeny mechanickým zkouškám pro posouzení jejich mechanické biokompatibility. Z výsledků práce vyplývá, že implantáty z PEEKu nevykazují ve vztahu k rozložení napětí a deformace v implantátu a okolní kosti žádné výhody v porovnání s titanovými implantáty.

Abstract:

Dental implants are mostly fabricated of titanium. Potential problems associated with these implants are discussed in the literature, for example, resorption of the marginal jawbone due to the significant difference in the elastic moduli of cortical bone ($E \approx 4\text{-}28$ GPa) and titanium ($E \approx 110$ GPa). Therefore implants fabricated of materials with elastic moduli closer to that of the bone, such as poly-ether-ether-ketone (PEEK, $E \approx 4$ GPa), could improve the stress and strain distribution in the surrounding bone tissue. The aim of this thesis is to simulate, using the finite element method, the effect of implant material stiffness on the strain distribution in the peri-implant bone. Titanium served as control. Special focus is put on implants made of PEEK-OPTIMA Natural. Prototypes of PEEK implants were made and mechanical tests were run to determine the mechanical biokompatibility of such implants. PEEK implants do not exhibit any advantages in relation to the stress/strain distribution in the implant and the peri-implant bone compared to the titanium implants.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady uvedené v příloženém seznamu.

V Praze dne 12.6.2018

Podpis: 

Poděkování

Děkuji Ing. Pavlu Růžičkovi, Ph.D. za vedení mé diplomové práce, věcné připomínky a věnovaný čas. Děkuji společnosti LASAK s.r.o., a to zejména Ing. Janovi Kamprlemu, za poskytnutí zajímavé problematiky a realizaci výroby prototypů a mechanických zkoušek. V neposlední řadě děkuji Ing. Radku Sedláčkovi, Ph.D. za provedení mechanické zkoušky polymerů.

Obsah

1	Úvod	9
2	Dentální implantáty	11
2.1	Materiály	12
2.1.1	Titanové slitiny	12
2.1.2	Zirkoničitá keramika (ZrO_2)	13
2.1.3	Polyetheretherketon (PEEK)	13
2.2	Fyziologické zatížení zubů.....	17
2.3	Nedostatky současných systémů	19
2.4	Dynamická zatěžovací zkouška nitrokostních zubních implantátů EN ISO 14801.....	20
3	Mechanické vlastnosti kostní tkáně.....	21
3.1	Elastické vlastnosti.....	21
3.2	Mechanické vlastnosti kostní tkáně mandibuly.....	24
4	Mechanickým namáháním řízená modelace a remodelace kosti	26
5	Tahová zkouška PEEKu.....	28
6	MKP analýza napětově deformačního stavu při fyziologickém zatížení.....	31
6.1	Rozvaha – analogie s vetknutým nosníkem.....	32
6.2	Modelované materiály	33
6.3	Pilotní MKP analýza.....	34
6.3.1	Výsledky pilotní analýzy	35
6.4	Podrobný MKP model	39
6.4.1	Geometrie	39
6.4.2	Materiály	39
6.4.3	Síť	40
6.4.4	Okrajové podmínky, zatížení a vazby.....	40
6.4.5	Výběr vhodné geometrie implantátu.....	41
6.5	Výsledky MKP analýzy.....	43
7	Mechanická zkouška prototypu	49

7.1	Dynamická zkouška dle EN ISO 14801.....	51
8	MKP simulace mechanické zkoušky	52
8.1	Ramberg-Osgoodův model	53
8.2	Výsledky simulace mechanické zkoušky	54
8.3	Porovnání mechanické zkoušky s výpočtem	55
9	Diskuze	57
9.1	Model fyziologického zatížení.....	57
9.2	Mechanická zkouška prototypu PEEKového implantátu.....	58
10	Závěr.....	60
11	Použitá literatura.....	62

Seznam tabulek a obrázků

Tabulka 1 - Porovnání funkcí zubu a implantátu [14]	11
Tabulka 2 - Mechanické vlastnosti titanových slitin [17]	12
Tabulka 3 - Základní mechanické vlastnosti materiálu PEEK-OPTIMA [22]	14
Tabulka 4 - Rozsahy hodnot mechanických konstant uváděné v různých studiích	23
Tabulka 5 - Vztah mezi minerální hustotou kosti a Youngovým modulem [48]	23
Tabulka 6 - Mechanické vlastnosti spongiózy v mandibule [39]	24
Tabulka 7 - Mechanické vlastnosti kompakty v mandibule	24
Tabulka 8 - Klasifikace kvality kosti v dentální implantologii [55]	25
Tabulka 9 - Materiály použité v MKP analýze	33
Tabulka 10 - Výsledky pilotní analýzy pro $F=100$ N	38
Tabulka 11 - Porovnání geometrií implantátů	41
Tabulka 12 - Maximální hodnoty dosažených napětí, deformací a posuvů při $F=100$ N	43
Tabulka 13 - Výsledky únavové zkoušky prototypů implantátu (PEEK-OPTIMA Natural)	51
Tabulka 14 - Spolehlivost MKP výpočtů	56
Obrázek 1 - Příklady válcového a čepkového implantátu.....	11
Obrázek 2 - Rentgenový snímek.....	13
Obrázek 3 - Srovnání mechanických vlastností PEEKu běžnými materiály	15
Obrázek 4 - Composite Flow Molding.....	15
Obrázek 5 - Implantovaný implantát IOTA průměr 3 mm	16
Obrázek 6 - Histogramy velikostí okluzních sil.....	17
Obrázek 7 - Oklusní síly pro všechny mužské i ženské subjekty.....	18
Obrázek 8 - Resorbce marginální kosti.....	19
Obrázek 9 - Schéma zkoušky pro přímé implantáty	20
Obrázek 10 - Voigtův a Reussův model kompozitu.....	22
Obrázek 11 - Předpověď modulu pružnosti kostní tkáň.....	22
Obrázek 12 - Cyklus tvorby kostní tkáň v závislosti na zatížení.....	26
Obrázek 13 - Frostova teorie mechanostatu.....	27
Obrázek 14 - Uspořádání experimentu a destrukce vzorku.....	28
Obrázek 15 - Vzorky PEEK-OPTIMA Natural před a po tahové zkoušce	29
Obrázek 16 - Tahová zkouška	29
Obrázek 17 - Tahový diagram materiálu PEEK-OPTIMA Natural	30
Obrázek 18 - Geometrie dentálních implantátů LASAK s.r.o.....	31
Obrázek 19 - Namáhání vetknutého nosníku.....	32
Obrázek 20 - Schéma sestavy výpočtového modelu.....	34
Obrázek 21 - Hexahedrální síť.....	35
Obrázek 22 - Zatížení kosti v okolí implantátu.....	36
Obrázek 23 - Redukované napětí na řezu implantátu a jeho okolí	37
Obrázek 24 - Geometrie sestavy MKP modelu.....	39
Obrázek 25 - Detail sítě na rozhraní implantátu a kosti.....	40
Obrázek 26 - Okrajové podmínky a zatížení modelu	41
Obrázek 27 - Porovnání geometrií implantátů	42

Obrázek 28 - Překročení meze kluzu při zatížení 100 N.....	43
Obrázek 29 - Detail nejvíce namáhaného místa PEEKového implantátu	44
Obrázek 30 - Deformace na hraně kortikální kosti	45
Obrázek 31 - Redukované napětí v implantátu.....	46
Obrázek 32 - Deformace kortikální kosti v okolí implantátu.....	47
Obrázek 33 - Deformace spongiózy v okolí implantátu	48
Obrázek 34 - Prototyp dentálního implantátu z PEEK-OPTIMA Natural.....	49
Obrázek 35 - Statická mechanická zkouška prototypu dentálního implantátu z PEEKu.....	50
Obrázek 36 - Vzorky po dynamické únavové zkoušce.....	51
Obrázek 37 - Model statické mechanické zkoušky.	52
Obrázek 38 - Materiálový model PEEK-OPTIMA Natural.....	54
Obrázek 39 - Výsledky simulace statické mechanické zkoušky	55
Obrázek 40 - Statická mechanická zkouška, porovnání experimentu s výpočtem	56
Obrázek 41 - Porušení vazby mezi implantátem a pryskyřicí.....	59

Seznam použitých symbolů

E	Youngův modul pružnosti
σ	mechanické napětí
F	síla
M	moment síly
v	objemový zlomek
μ	Poissonovo číslo
ρ	hustota
ε	deformace
n	počet vzorků
I_1, I_3	první a třetí invariant tenzoru logaritmické deformace
LE	logaritmická deformace
W_o	průřezový modul v ohybu
d	průměr
J	kvadratický moment průřezu
u	posuv
l	délka
\mathbf{S}	deviátor tenzoru napětí
\mathbf{I}	jednotková matice
p	ekvivalentní hydrostatický tlak
k	tuhost

1 Úvod

Kovy běžně používané v implantologii mají vysoký modul pružnosti. Ten je několikanásobně (6x-20x) vyšší než u kosti, která implantát obklopuje. Velký rozdíl v tuhosti materiálů především u dřívků kyčelních implantátů je příčinou tzv. *Stress shielding* [1], [2]. *Stress shielding* je redukce objemu kostní tkáně v okolí implantátu v důsledku odstínění normálního fyziologického namáhání implantátem. Tento fenomén je popsán Wolffovým zákonem. Simulace metodou konečných prvků (MKP) předpovídají, že je možné tomuto jevu zabránit při použití materiálů o tuhosti blízké kosti, jako je např. polyetheretherketon (PEEK) [2]. Dentální implantáty jsou nejčastěji vyráběny z titanových slitin. Podle klinických studií [3], [4] překročila úspěšnost přežití titanových implantátů 96 %, nicméně se dentální implantologie stále potýká s problémy.

Přetrvávající problém při používání dentálních implantátů je resorbce marginální části kosti v jejich okolí a jejich nedostatečná osseointegrace, která může vést až k uvolnění implantátu a jeho selhání. Pro správnou funkci implantátu je tedy nutné docílit co nejlepší vazby mezi povrchem implantátu a okolní kostní tkání. Osseointegraci implantátu lze stimulovat povrchovými úpravami, vhodným chemickým složením materiálů a dle Frostovy teorie mechanostatu [5] i samotným mechanickým namáháním kostní tkáně. Podle Frosta je přírůstek nebo pokles kostní tkáně řízen velikostí deformace v daném místě. Pokud je deformace menší než 50-100 mikrostrainů ($\mu\epsilon$) dochází k resorpci kosti. Při překročení deformace 2000 $\mu\epsilon$ je kost mírně přetížena a dochází k nárůstu kostní hmoty. Při překročení hranice 3000-7000 $\mu\epsilon$ dochází k patologickému přetížení, které může vést k trvalému poškození kosti a jejímu ústupu. [5]–[8] Rozložení zatížení od okluzních sil v kostní tkáni v okolí implantátu lze ovlivnit volbou materiálu implantátu, a to především s ohledem na jeho tuhost (tj. Youngův modul pružnosti). Vystává tedy otázka, zda dentální implantáty konstruované z materiálů o tuhosti blízké kosti, např. z PEEKu mohou mít z mechanického hlediska příznivější vliv na zatížení kosti v jejich okolí, nežli je tomu u standardně používaných implantátů z titanových slitin. Studie ([1], [9]–[11]) se v názorech na tuto problematiku rozcházejí. Na trhu jsou již v současné době výrobci ([12], [13]) PEEKových implantátů, kteří tvrdí, že mechanické vlastnosti podobné kosti mají na vhojení implantátu a zatěžování kosti pozitivní vliv.

V rámci práce je provedena souhrnná rešerše zabývající se: mechanickými vlastnostmi materiálů používaných pro výrobu dentálních implantátů, pevnostními požadavky na implantát danými okluzními silami působících při fyziologickém zatížení chrupu i předepsanými normami, mechanickými vlastnostmi kostní tkáně

s důrazem na dolní čelist a remodelačními procesy kosti a jejími příčinami. Dále je součástí práce vyhodnocení jednoosé tahové zkoušky materiálu PEEK-OPTIMA Natural a určení jeho elastických vlastností. Za užití MKP je modelován případ fyziologického zatížení prototypu implantátu (geometrie prototypů je vyvinuta společností LASAK s.r.o.) ve zjednodušeném modelu kosti a posouzen vliv tuhosti materiálu implantátu na příznivost rozložení zatížení v okolní kostní tkáni. Zkouškou pevnosti prototypu implantátu z PEEKu je zjištěna jeho únosnost a zároveň je posouzena spolehlivost modelu použitého v MKP analýze.

Cílem této práce je, za použití MKP simulace, posoudit vliv tuhosti materiálu dentálního implantátu na namáhání kosti v jeho okolí. Dále ve spolupráci se společností LASAK s.r.o. vyrobit prototyp implantátu z PEEKu, provést mechanickou zkoušku pro určení jeho pevnosti a posoudit mechanickou biokompatibilitu takového implantátu.

2 Dentální implantáty

Dentální implantát je chirurgická náhrada, která je voperována do čelisti (maxily nebo mandibuly) a nese zubní protézu, korunku nebo zubní můstek, a tím zastává funkci původního chrupu. Primární funkcí implantátu je přenos okluzních sil z korunky do kosti, proto musí implantát korunku dostatečně mechanicky podepřít a zároveň přenést zatížení tak, aby nebyla kost nadměrně nebo nedostatečně zatěžovaná, což by způsobilo destrukci nebo úbytek kostní tkáně, ztrátu podpory implantátu a následné selhání systému. Srovnání funkce zubu a implantátu je uvedeno v tabulce 1.[14]

Tabulka 1 - Porovnání funkcí zubu a implantátu [14]

	Zub	Implantát
Spojení s čelistí	periodontální vaz (PLD)	osseointegrace
Propriorecepce	periodontální mechanoreceptory	osseopercepce
Taktilní citlivost	vysoká	nízká
Axiální mobilita	25–100 μm	3–5 μm
Přenášení zatížení	absorpce nárazů, rovnoměrné rozložení napětí	Koncentrace napětí v křestální kosti
Znaky přetížení	PLD zesilování, pohyblivost, opotřebenění faset	resorpce kosti, lom implantátu

Dentálních implantátů je několik typů. Mezi hlavní typy patří implantáty válcové a čepelkové, viz obrázek 1. V dnešní době jsou hojněji používány válcové implantáty, které jsou vyráběny v různých velikostech a tvarech. Implantáty mohou být jednodílné s integrovaným abutmentem nebo vícedílné, u kterých je implantát spojen s abutmentem šroubem. [15], [16]



Obrázek 1 - Příklady válcového (vlevo) a čepelkového (vpravo) implantátu [15]

2.1 Materiály

Základními požadavky na materiály dentálních implantátů jsou mechanická odolnost, biokompatibilita a dobrá osseointegrace. Mezi další kritéria patří vzhled materiálů, obrobitelnost a cena. Dentální implantáty se běžně vyrábějí z titanu, jeho slitin a ze zirkoničité keramiky (ZrO_2). Tyto materiály však mají několikanásobně vyšší Youngův modul pružnosti než kostní tkáň. Ve snaze přiblížit tuhost implantátu tuhosti kortikální kosti se začaly objevovat první dentální implantáty vyrobené z polyetheretherketonu (PEEK) a jeho kompozitů. [1], [13], [16]

2.1.1 Titanové slitiny

Příznivé dlouhodobé studie dělají z titanu zlatý standart mezi materiály používanými nejen v dentální implantologii. Pro výrobu implantátů jsou používány čtyři obchodně čisté druhy titanu a dvě titanové slitiny. Titanové slitiny mají nižší modul pružnosti oproti oceli, ze všech kovových materiálů mají nejvyšší specifickou pevnost, tj. poměr mezi pevností a hustotou, dále mají vysokou odolnost vůči únavě i korozi a velmi dobré biokompatibilní vlastnosti. Pro růst kostních buněk na povrchu implantátu je nutná povrchová úprava (např. plazmové nanášení TiO_2). Pokud jsou v ústní dutině přítomné jiné kovy, je možný vznik galvanického článku mezi titanovým implantátem a daným kovem. To může v důsledku vést ke korozi implantátu, iritaci měkkých tkání, atrofii kostní tkáně a bolesti. V literatuře se objevují názory, že u některých pacientů dochází k alergické reakci na titanové slitiny či dokonce k tvorbě zánětů v okolí implantátů. Mezi další nevýhody patří vrhání stínů při zobrazovacích vyšetřeních a špatné estetické vlastnosti.[1], [17], [18], [19]

Tabulka 2 - Mechanické vlastnosti titanových slitin [17]

Materiál	E [GPa]	σ_{max} [MPa]	σ_k [MPa]	ε_k [—]
Ti grade I	102	240	170	0,24
Ti grade II	102	345	275	0,20
Ti grade III	102	450	380	0,18
Ti grade IV	104	550	483	0,15
Ti-6Al-4V-ELI*	113	860	795	0,10
Ti-6Al-4V	113	830	860	0,10

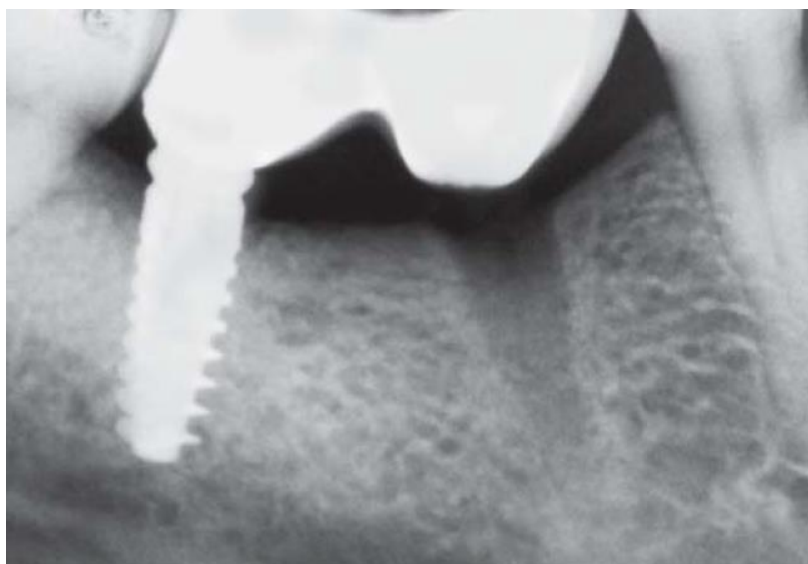
* *extra low interstitial alloys - velmi nízký obsah intersticiálů*

2.1.2 Zirkoničitá keramika (ZrO_2)

Zirkoničitá keramika je keramický materiál (krystalický oxid zirkoničitý) s mechanickými vlastnostmi podobnými kovům a barvou podobnou barvě zubu, který vykazuje vysokou odolnost vůči otěru a korozi. Pevnost v ohybu ZrO_2 se pohybuje kolem 1000 MPa a pevnost v tlaku 2000 MPa. Youngův modul pružnosti dosahuje 210 GPa. Ve srovnání s titanem způsobuje zirkonia po implantaci menší imunitní reakce. Osseointegrační vlastnosti jsou u zirkonia srovnatelné s titanem a lze je také zvýšit povrchovou úpravou. Z důvodu křehkosti keramik je nutné klást důraz na tvarovou optimalizaci implantátu a vyhnout se tak koncentrátorům napětí. Nevýhodou keramik zůstává možnost předčasného selhání implantátu při výskytu povrchových výrobních vad nebo vad ve vnitřní struktuře materiálu.[17], [19], [20]

2.1.3 Polyetheretherketon (PEEK)

Polyetheretherketon je syntetický polymerní materiál barvy zubu, který je hojně používán v ortopedii. Aplikace při výrobě dentálních implantátů je zatím okrajová. Mezi hlavní přednosti PEEKu patří nízký Youngův modul pružnosti (3-5 GPa). Přidáním krátkých karbonových vláken lze zvýšit Youngův modul pružnosti až na 28 GPa. Na rozdíl od titanových slitin a zirkonia je tedy tuhost PEEKu srovnatelná s tuhostí kortikální kosti nebo dentinu. PEEK je bioinertní materiál s dobrými kluznými a otěrovými vlastnostmi, má však špatné osseointegrační vlastnosti. Bioaktivitu PEEKu lze zvýšit povrchovými úpravami (HA, TiO_2 vrstvy, zdrsnění povrchu), nebo přidáním bioaktivních částic do struktury materiálu.



Obrázek 2 - Rentgenový snímek, vlevo - titanový implantát, vpravo - PEEKový implantát [1]

Při zobrazovacích vyšetření je výhodou PEEKu jeho radiolucenost, je tedy možné na rentgenovém snímku dobře pozorovat rozhraní implantát-kost (viz obrázek 2). [2], [21]

Pro zvýšení modulu pružnosti i únosnosti jsou vyráběny kompozity s polymerní matricí (PEEK) a karbonovými vlákny (krátká nebo nekonečná). Takto zpevněný PEEKový kompozit má výrazně vyšší mechanickou odolnost (viz tabulku 3). [22]

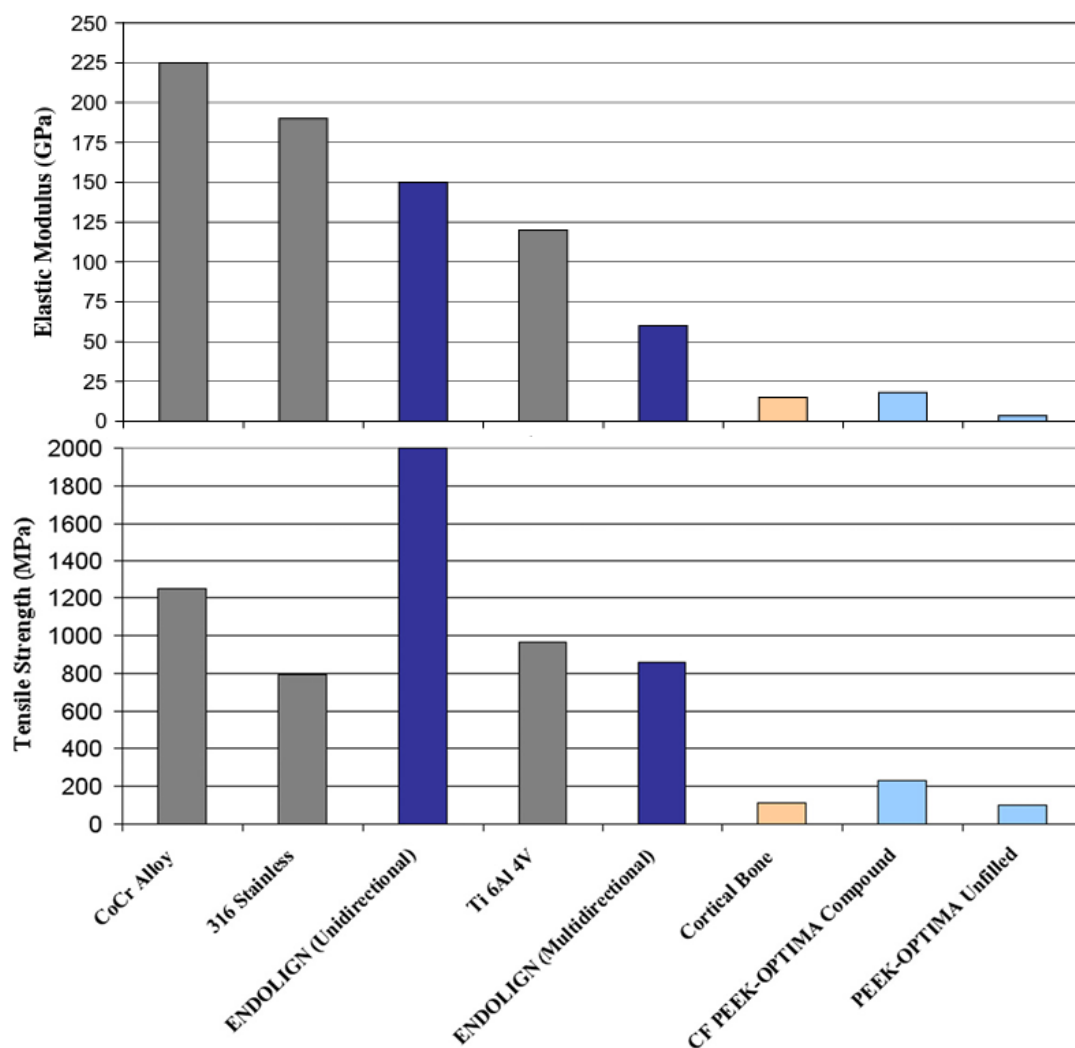
Tabulka 3 - Základní mechanické vlastnosti materiálu PEEK-OPTIMA [22]

Materiál	E [GPa] (<i>ohyb</i>)	σ_{max} [MPa] (<i>tah</i>)	σ_{max} [MPa] (<i>ohyb</i>)
čistý	4.1	97	170
CFR 20 % kr.	15	200	288
CFR 25 % kr.	17	209	290
CFR 30 % kr.	19	228	324
CCFR* (až 60 %)	4.1-150	300-400	170-1000

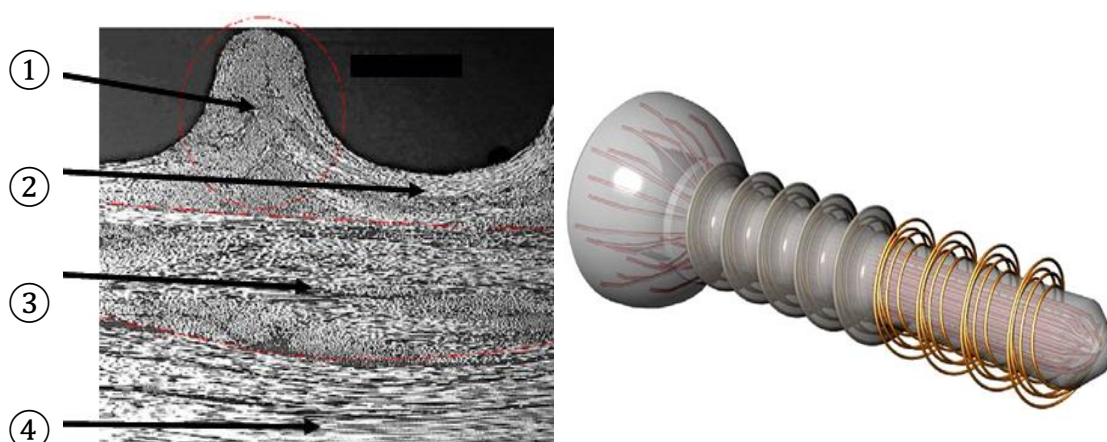
CFR- krátká uhlíková vlákna, * Nekonečná paralelně orientovaná uhlíková vlákna

Grafické porovnání mechanických vlastností jednotlivých materiálů je zobrazeno na obrázku 3. Nejvhodnější způsob výroby implantátů z PEEKu nebo jeho krátkovlákných kompozitů je vstřikování. PEEK je možné i obrábět, ale dodávané tažené polotovary z CFR PEEKu mají odlišné vlastnosti napříč a ve směru tažení. Při výrobě implantátů z kompozitů s nekonečnými uhlíkovými vlákny je používána metoda *Composite Flow Molding*. Při tomto procesu je ohřátá tyč z CCFR PEEKu tlačena do formy a jeho vlákna se vlivem proudění uspořádají do potřebného směru. Lze tak vyrobit i závitky kde nekonečná vlákna kopírují směr šroubovice (viz obrázek 4). Takto vyrobené šrouby mohou mít pevnost v ohybu až 1000 MPa. [21], [22]

Na trhu jsou již v současné době výrobci ([12], [13]) PEEKových implantátů, kteří tvrdí, že mechanické vlastnosti podobné kosti mají na funkci implantátu a zatěžování kosti pozitivní vliv.



Obrázek 4 - Srovnání mechanických vlastností PEEKu a PEEKových kompozitů s běžnými materiály [21]

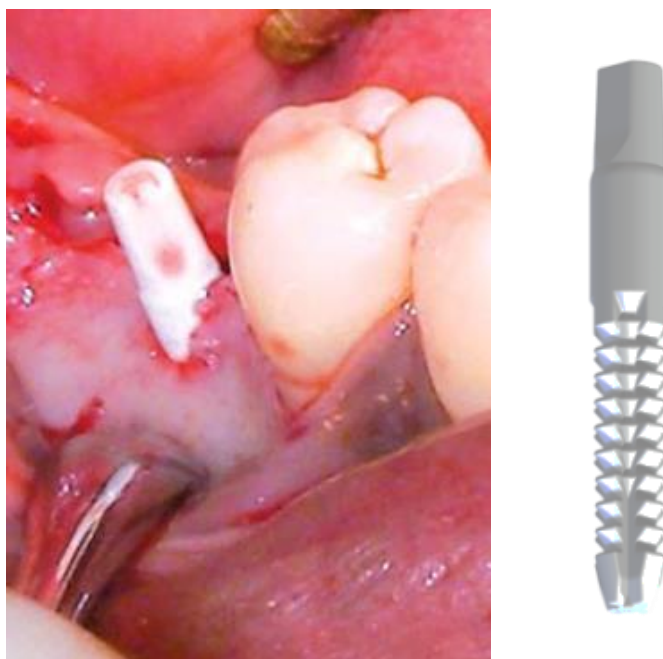


Obrázek 3 - Composite Flow Molding - zobrazení orientace nekonečných vláken ve šroubu
 1) šroubovicová zóna, 2) obrysová oblast, 3) přechodová oblast, 4) oblast jádra [21]

2.1.3.1 Implantáty Smartpik®

Smartpik® je obchodní název pro materiál vytvořený disperzí β -fosforečnanu vápenatého (β -TCP) (10 hm%) a oxidu titaničitého (10 hm%) v PEEKové matrici. Vzniklý kompozit PEEK/ β -TCP/TiO₂ má obdobné mechanické vlastnosti jako samotná matrice: mez pevnosti v tahu 98 MPa, modul pružnosti v ohybu 4.7 GPa a pevnost v ohybu 16 MPa. Podporuje adhezi osteoblastů a jejich proliferaci. Jedná se tedy o bioaktivní materiál, podporující osseointegraci. [23],[12],[1]

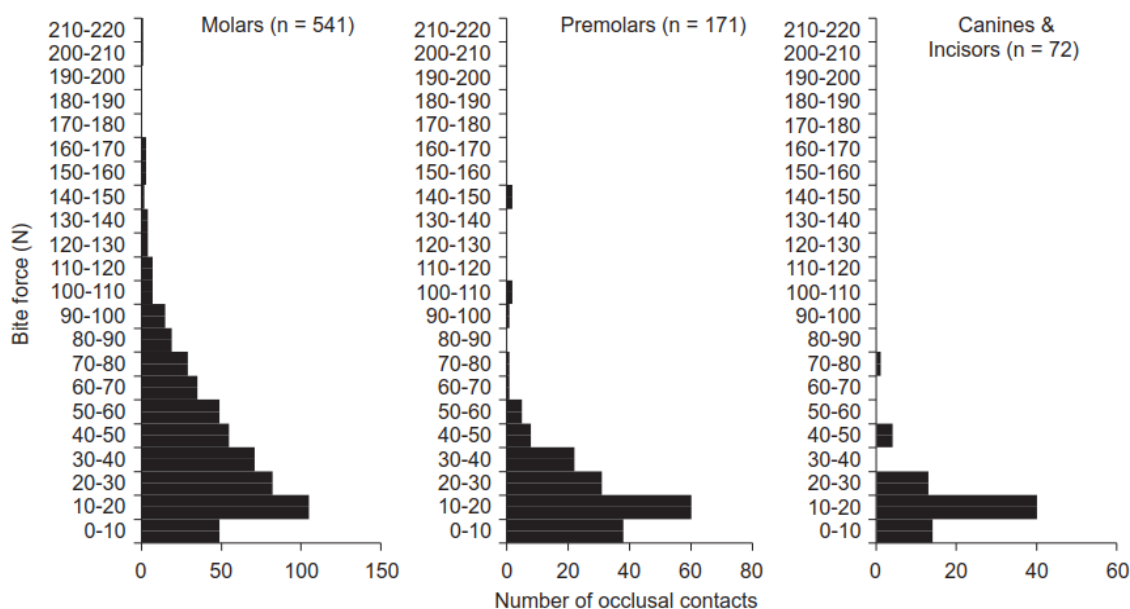
Válcové implantáty z materiálu Smartpik® ([12], dříve BIOPIK®) byly již na základě klinické studie [1] úspěšně implantovány pacientům. Výrobce [12] i studie [1], [23] uvádí za jednu z hlavních předností tohoto kompozitu jeho modul pružnosti který je srovnatelný s modulem pružnosti kostní tkáně. Tvrdí, že velký rozdíl v tuhosti implantátu a kostní tkáně generuje vyšší napětí v důsledku rozdílných deformací při namáhání. Použití materiálu o podobné tuhosti by mělo podle [1] vést k více homogenní distribuci napětí podél rozhraní implantát-kost. Implantáty z tohoto materiálu jsou implantovány již od průměru 3 mm, (viz obrázek 5) [1]. Výrobce udává, že implantáty jsou testovány dle EN ISO 14801, neuvádí však při jakém zatížení byla zkouška provedena [12].



Obrázek 5 - Implantovaný implantát IOTA průměr 3 mm [1],[12]

2.2 Fyziologické zatížení zubů

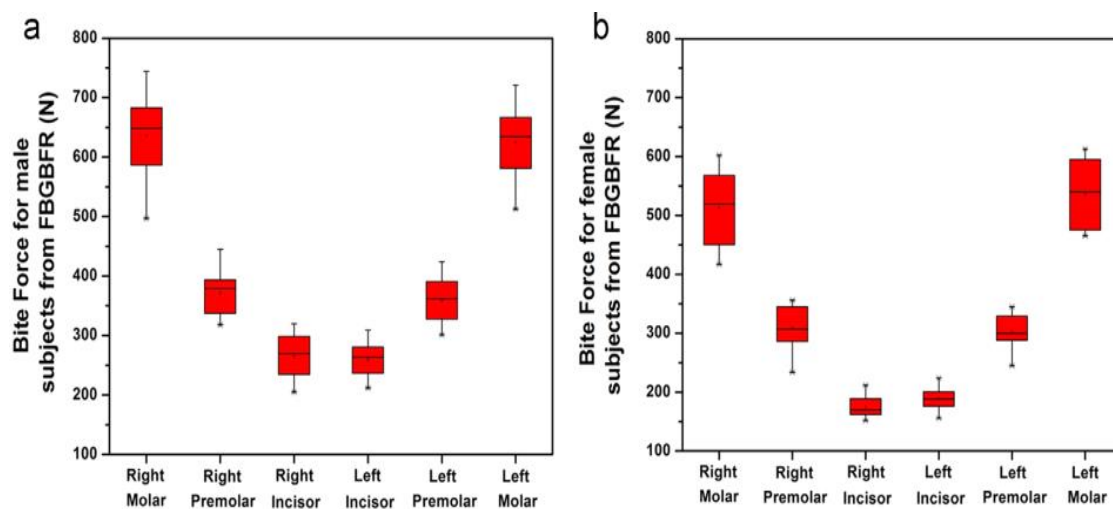
Skutečné fyziologické zatížení zubu nebo zubního implantátu je závislé na mnoha faktorech, jako jsou věk, pohlaví, morfologie čelisti a lebky, počet okluzních kontaktů a další. Studie určující velikosti okluzních sil ([24]–[27]) se většinou zaměřují na měření maximální hodnoty okluzní síly. Dobrovolníci jsou požádáni o vyvinutí maximální síly při oklusi (*maximal voluntary clench*), která je pak měřena buďto mezi všemi zuby v interkuspální pozici (pozice maximálního kontaktu) nebo mezi protilehlou dvojicí zubů. Na obrázku 6 jsou zobrazeny výsledky studie [25], ve které jsou za pomoci filmového tlakového senzoru naměřeny na jednotlivých okluzních kontaktech v interkuspální pozici síly v rozmezí 1,2–218,4 N (medián 26,2 N). Na stoličkách, třenových zubech a předních zubech (řezáky a špičáky) jsou naměřeny hodnoty s mediánem 35,0, 16,1 a 14,5 N.



Obrázek 6 - Histogramy velikostí okluzních sil působících na jednotlivých okluzních kontaktech. Zleva stoličky, třenové zuby a špičáky a řezáky [25]

Jiná studie [27] určila maximální okluzní síly mezi páry protilehlých zubů. Naměřené síly jsou v rozmezí 176–635 N. Studie potvrzuje očekávání, že se maximální okluzní síla zvyšuje podél zubního oblouku od řezáků ke stoličkám a že u mužů jsou naměřeny vyšší síly než u žen. Výsledky této studie jsou shrnuty na obrázku 7. Maximální hodnoty sil působící na jeden zub mohou být považovány za nejméně příznivý stav zatížení implantátu (tj. pro stoličky 635 N, třenové zuby 371 N, přední zuby 259 N [27]). Nejasná je však velikost úhlu mezi zatěžující silou a osou zubu/implantátu. Velikost úhlu zatížení má přitom zásadní vliv na velikost ohybového momentu, který má hlavní vliv na výsledné namáhání implantátu a jeho

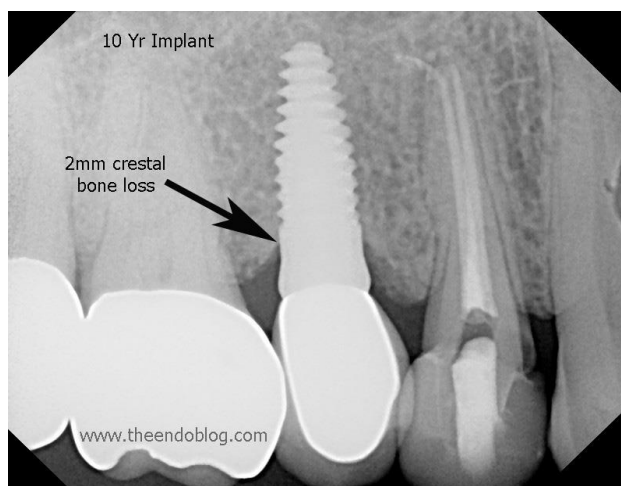
okolí. Úhel zatížení je v některých studiích ([9]–[11]) simulujících fyziologické zatížení implantátu volen dle normy EN ISO 14801 jako 30° od svislé osy implantátu.



Obrázek 7 - Oklusní síly pro všechny mužské i ženské subjekty měřené ve studii [27]

2.3 Nedostatky současných systémů

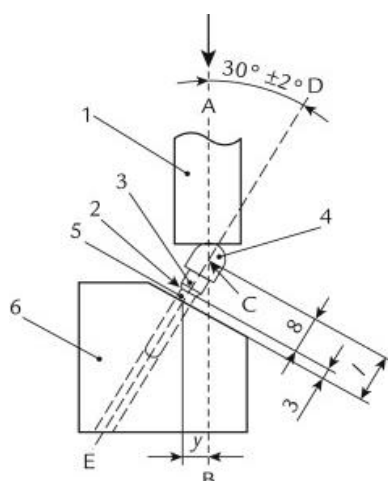
Dle klinických studií [3], [4] překročila dlouhodobá úspěšnost přežití titanových implantátů 96 %, nicméně se dentální implantologie stále potýká s problémy. Asi největším fenoménem je ústup marginální kostní tkáně v okolí implantátu (viz obrázek 8). Pokud je tempo resorpce kortikály v okolí implantátu do 0,2 mm za rok je dnes považován implantát za úspěšný. Ústup kostní tkáně má kromě estetických problémů za následek zvyšování ramene síly vzhledem k vetknutí implantátu, a tím roste i mechanické namáhání implantátu a okolní kosti. Mechanismus úbytku kostní tkáně ještě není plně pochopen. Mezi hlavní faktory přispívající k resorpci kosti patří: periimplantitida (zánětlivá reakce s úbytkem podpůrné kosti v tkáních obklopujících funkční implantát), přetížení kostní tkáně od okluzních sil, míra osseointegrace a nedostatečná ústní hygiena. Přetížení biomechanického systému kost-implantát může být definováno jako stav, kdy namáhání implantátu vede k resorpci kostní tkáně v důsledku překročení mezní deformace v kosti. [9], [28], [29]



Obrázek 8 - Resorbce marginální kosti [14]

2.4 Dynamická zatěžovací zkouška nitrokostních zubních implantátů EN ISO 14801

Každý nový druh dentálního implantátu musí před získáním certifikace a uvedením na trh mimo jiné projít i mechanickou zkouškou. Jedná se o dynamickou zatěžovou zkoušku EN ISO 14801, ve které je testována únavová pevnost daného systému. Normovaná zkouška je shodná pro jednodílné i vícedílné dentální implantáty. V případě přímých implantátů je testovaný vzorek upnut (viz obrázek 9) a harmonicky zatěžován silou F (v mezích od $0,1F_{max}$ do F_{max}), při frekvenci nižší než 15 Hz. Alespoň tři vzorky musí být testovány a dosáhnout požadovaného počtu cyklů (5×10^6 , resp 2×10^6 pro frekvence nižší než 2 Hz) bez jakéhokoli selhání, jako je trvalá deformace, lom, povolení sestavy. Tím je určena mezní zátěžná síla F_{max} .



Obrázek 9 - Schéma zkoušky pro přímé implantáty. 1 - zatěžovací zařízení, 2 - jmenovitá rovina kosti, 3 - abutment, 4 - hemisférický zatěžovací člen, 5 - tělo implantátu, 6 - upínací zařízení [30]

S ohledem na resorpci marginální kosti, je při zkoušce uvažována ztráta vrstvy kostní tkáně o tloušťce 3 mm. Implantát je tedy o tuto hodnotu při testování „vynořený“. Zatěžovací člen má být navržen tak, že $l = 11$ mm. Ohybový moment v místě vetknutí implantátu je dán zvolenou silou F a předepsaným úhlem zatížení 30° a je určen rovnicí (1). Minimální hodnota mezní síly F_{max} není normou stanovena, je pouze doporučeno určit očekávanou mezní sílu jako poloviční hodnotu statické pevnosti získané při statické zkoušce o stejné konfiguraci. [30]

$$M = y \cdot F ; y = l \cdot \sin 30^\circ \quad (1)$$

3 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kost je kompozitní materiál složený z organického polymeru (kolagen), minerální složky (fosforečnan vápenatý a hydroxyapatit) a vody. Tyto složky dohromady tvoří komplexní hierarchickou strukturu. Z hlediska objemového zastoupení kostní tkáň tvoří ze 32–44 obj. % organická složka, z 33–43 obj. % minerály a z 15–25 obj. % voda. Existují dva základní typy kostní tkáně: kortikální kost (kompakta) a trámčitá kost (spongióza). Uvnitř kostí se nachází kostní dřev, ve které probíhá krevotvorba. Povrch kosti je tvořen kortikálou a vnitřek porézní spongiózou. Porozita spongiózy je obvykle 75–95 % a zdánlivá hustota (hmota na jednotku objemu) je od 0,2 do 0,8 g/cm³. Kompakta je hustší (~2 g/cm³) a její porozita je pouze 5–10 %. [31]

3.1 Elastické vlastnosti

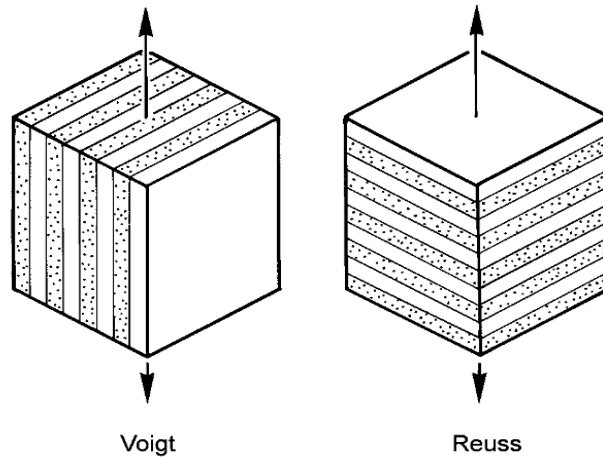
Struktura kosti je mnohem komplexnější než struktura technických kompozitních materiálů. Určování elastických konstant je proto náročná výzva. Youngův modul kortikální kosti se může lišit od 7 do 24 GPa. To je podstatně méně než Youngův modul hydroxyapatitu (130 GPa). Kolagen není lineárně elastický nicméně jeho tečné moduly pružnosti se pohybují mezi 1 a 1,5 GPa. Z jednoduché úvahy laminární teorie kompozitů plynou limitní podmínky založené na dvou směrech zatěžování: paralelně k vrstvám (Voigtův model), kolmo na vrstvy (Reussův model), viz obrázek 10. Pokud vztáhneme tuto teorii na kost, budou výsledné moduly pružnosti kostní tkáně v těchto směrech popsány rovnicí (2) pro podélný směr

$$E_b = v_{ha}E_{ha} + v_kE_k \quad (2)$$

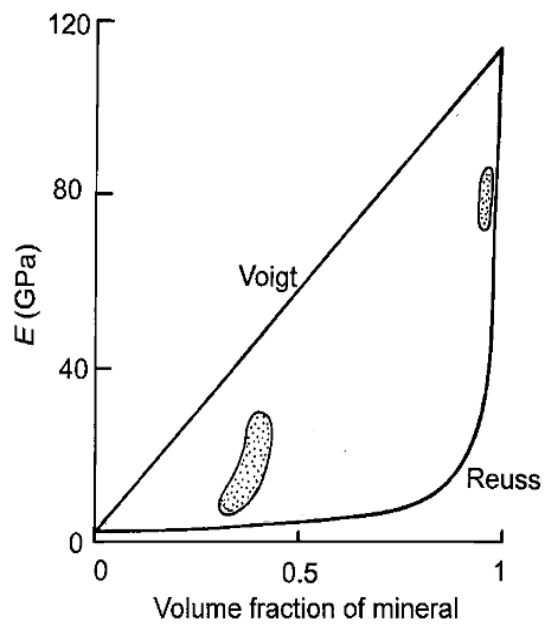
a rovnicí (3) pro kolmý směr

$$\frac{1}{E_b} = \frac{v_{ha}E_{ha}}{E_{ha}} + \frac{v_k}{E_k}, \quad (3)$$

kde E_b je modul pružnosti kosti v_{ha} , v_k značí objemový zlomek hydroxiapatitu a kolagenu a E_{ha} , E_k jejich Youngovy moduly. Obrázek 11 ukazuje, že experimentální data se nacházejí uprostřed vymezeného intervalu. [31], [32]



Obrázek 10 - Voigtův a Reussův model kompozitu. Lamelové komponenty o různém modulu pružnosti jsou spolu pevně spojeny. Ve skutečnosti není kladen požadavek, aby objemové zastoupení jednotlivých komponent bylo totožné, tak jako je uvedeno na obrázku. [32]



Obrázek 11 - Předpověď modulu pružnosti kostní tkáně v závislosti na objemovém zastoupení minerálů. Tečkované oblasti reprezentují skutečně měřené hodnoty (dole kost a dentin, nahoře enamel). [32]

Z uvedených úvah a ze studií ([33], [34]) vyplývá, že kostní tkáň má silně anizotropní vlastnosti. Nicméně neshoda v experimentálním určování ([35], [33]) modulů pružnosti a Poissonových čísel (viz tabulku 4) vede k omezení použitelnosti anizotropních výpočetních modelů.

Tabulka 4 - Rozsahy hodnot mechanických konstant uváděné v různých studiích

	E_b [MPa]	μ_b [-]	σ_{max} [MPa]
Kortikála	4 140[36] - 28 000[34]	0,09*[33] - 0,45[34]	92-295 [37],[38]
Spongióza	1-9800 [39]	-	0,22 - 10,44 [40]

* studie na koňských vzorcích

Naměřené experimentální hodnoty jsou závislé na provedení měření, metodě extrakce a uchování vzorků a na celé řadě fyziologických faktorů: živočišný druh, anatomická poloha kosti, věk, pohlaví, nemoci dárce, hustota a porozita spongiózy a další [39]. Z důvodu neshody v určování mechanických vlastností a větší jednoduchosti výpočtů je v mnoha numerických simulacích ([36], [10], [11], [41], [42], [43], [44], [9], [45]) kost modelována jako izotropní materiál. Ve zmíněných studiích je modul pružnosti buďto konstantní, nebo je proměnný a závislý na lokální minerální hustotě kosti ρ [$\frac{g}{cm^3}$] (tj. hmotnost hydroxiapatitu v kosti vztahovaná na jednotku objemu), která je získána pomocí přepočtu z počítačové tomografie (CT)[46]. Vztahy mezi naměřenou minerální hustotou a elastickým modulem se v literatuře([47], [48], [49]) také liší. Podle Cartera [47] je vztah dán rovnicí (4).

$$E = 3790 \cdot \rho^3 \text{ [MPa]} \quad (4)$$

Podle Kellera[49] a Kayka [48] je vztah mezi E a ρ popsán matematicky dle tabulky 5.

Tabulka 5 - Vztah mezi minerální hustotou kosti a Youngovým modulem [48]

ρ [$\frac{g}{cm^3}$]	E [MPa]
$0 < \rho \leq 0,27$	$E = 33900 \cdot \rho^{2,20}$
$0,27 < \rho \leq 0,6$	$E = 5307 \cdot \rho + 467$
$0,6 < \rho$	$E = 10200 \cdot \rho^{2,01}$

Z výše uvedených poznatků vyplývá, že není možné považovat mechanické vlastnosti kompakty a spongiózy za konstantní hodnoty ve všech místech výskytu a pro přesnou simulaci zatížení je vhodné získat jejich hodnoty pro danou anatomickou polohu. Z toho důvodu je zde důraz kladen na mechanické vlastnosti kostní tkáně v dolní čelisti (mandibule).

3.2 Mechanické vlastnosti kostní tkáně mandibuly

Pro zjištění mechanických vlastností mandibuly bylo provedeno několik experimentálních studií ([39], [40], [50], [51]). Neexistuje žádný standartní postup, jak elastické vlastnosti kosti měřit a obzvláště u malých kostí je velmi obtížné extrahovat vzorky s pravidelným tvarem a stejnou velikostí tak, aby bylo možné mezi sebou jednotlivé experimenty porovnat. Experiment může být prováděn například jako tlaková zkouška v kombinaci s MKP simulací. Naměřené hodnoty pro spongiózu a kompaktu z různých zdrojů jsou uvedeny v tabulce 6 a 7. [39]

Tabulka 6 - Mechanické vlastnosti spongiózy v mandibule [39]

	E_b [MPa]	σ_{max} [MPa]
O'Mahony et al., 2000 [50]	Avg 907 , SD 849 (mesiodistální směr) Avg 511 , SD 78 (buccolinguální směr) Avg 114 , SD 78 (inferosuperiorní směr)	-
Misch et al., 1999 [40]	24.9–240 (Avg 96,2 , SD=40,6) (vzorek s kompakťou) 3.5–125.6 (Avg 56 , SD=29) (vzorek bez kompakty)	0,22–10,44 (Avg 3,9 , SD=2,7)
Lakatos et al., 2014 [39]	6,9–199,5	-

Tabulka 7 - Mechanické vlastnosti kompakty v mandibule

	E_b [MPa]	σ_{max} [MPa]
Seong et al., 2009 [52]	14 900–18 300	-
Dechow et al., 2003 [51]	12 700–22 800	-

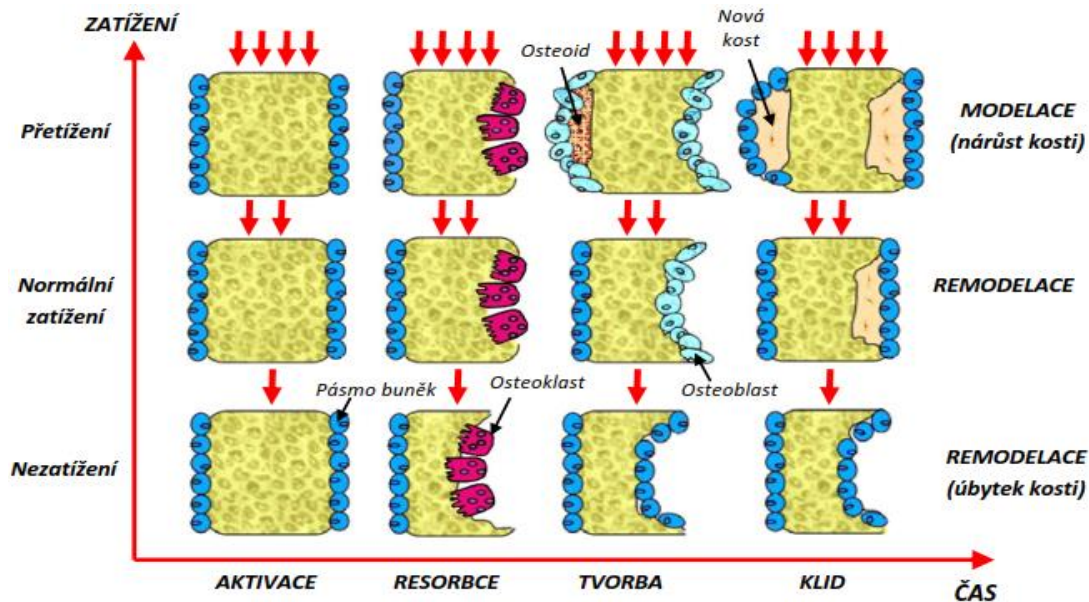
Poissonovo číslo μ_b je voleno ve většině uvedené literatury shodně pro spongiózu i kortikálu a to 0,3. Jako mez elasticity σ_{el} kompakty je udávána hodnota kolem 110 MPa [53]. V tabulce 8 je popsáno klasifikační schéma kvality kosti navržené Lekholmem a Zarbem, které bylo široce přijato v klinické praxi [54].

Tabulka 8 - Klasifikace kvality kosti v dentální implantologii [55]

Typ I	Homogenní kompaktní kost
Typ II	Silná vrstva kompakty obklopující jádro husté spongiózy
Typ III	Slabá vrstva kompakty obklopující jádro spongiózy o vysoké hustotě
Typ IV	Slabá vrstva kompakty obklopující jádro spongiózy o nízké hustotě

4 Mechanickým namáháním řízená modelace a remodelace kosti

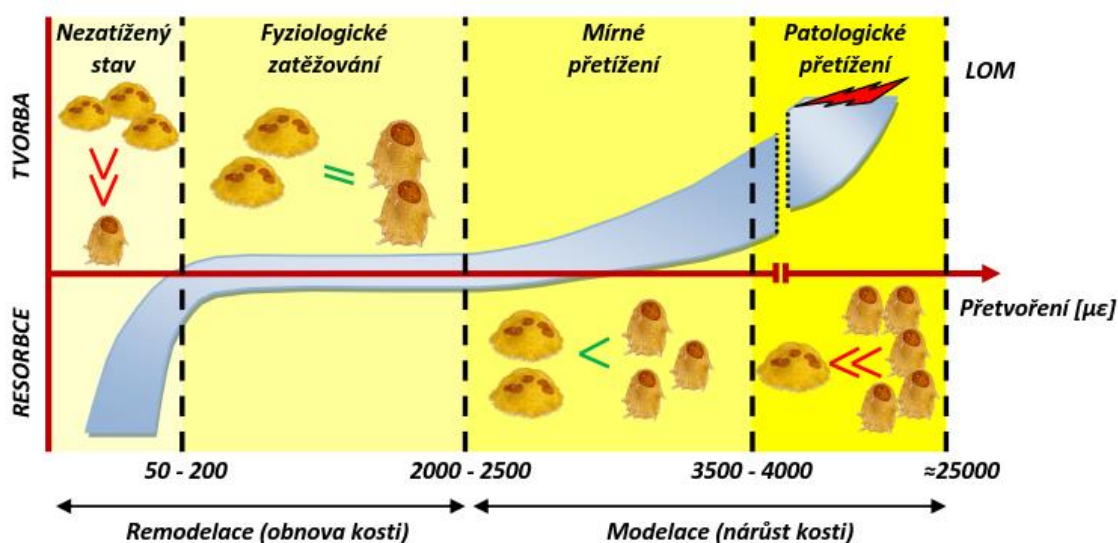
Kosti jsou neustále zatěžovány silami vnějšími (gravitační síla) i silami od kosterního svalstva. Kostní tkáň se vlivem aktivní činnosti kostních buněk (osteoklasty a osteoblasty) v závislosti na nejrůznějších podmínkách neustále přetváří. Tento proces je nazýván remodelací v případě, kdy tvar i velikost kosti zůstávají zachovány, nebo modelací, kdy ke změnám velikosti nebo tvarů dochází. Hlavním faktorem ovlivňujícím změny ve stavbě kostní tkáně je mechanické namáhání. Remodelační cyklus probíhá kontinuálně a reaguje na vnější zatížení jak resorpcí, tak formací nové kosti na různých místech podle stavu namáhání (viz obrázek 12). U nezatížené kosti dochází k úbytku a u přetížené k nárůstu hmoty. [7],[8]



Obrázek 12 - Cyklus tvorby kostní tkáně v závislosti na zatížení [7]

Příkladem přeměny kosti jsou změny v dolní čelisti po ztrátě zubu. Na místě, kde zub chybí, není kost dostatečně zatěžována a dochází tak k její resorpci. Pro vyvolání opětovného nárůstu je nutné kost v místě opět zatížit a toho lze nejlépe docílit zavedením dentálního implantátu. [56]

Podle Frosta je modelace a remodelace závislá na deformaci (viz obrázek 13) uváděné v mikrostrainech (1000 $\mu\epsilon$ odpovídá deformaci $\epsilon=0.001$). Jednotlivé fáze od sebe dělí hranice minimálního efektivního přetvoření (minimal effective strain, MES). MES vyšší než 50 až 250 $\mu\epsilon$ je potřebný pro zabránění ztrátě kostní hmoty. Rovnovážný stav, ve kterém dochází ke standartní remodelaci, se nachází mezi 50–250 $\mu\epsilon$ a 2000–2500 $\mu\epsilon$. Po překročení hranice 2000–2500 $\mu\epsilon$ dochází k formaci nové kosti, dokud přibývající kostní tkáň nesníží namáhání zpět pod modelační MES. Po překročení hodnoty 3500–4000 $\mu\epsilon$ dochází k patologickému přetížení kostní tkáňe. K praskání kosti dochází při hodnotě deformace kolem 25000 $\mu\epsilon$. [8]



Obrázek 13 - Frostova teorie mechanostatu [7]

Ve skutečnosti je však zatížení kosti proměnné. Okluzní síly jsou v průměru aktivní pouze 20 min za den [57]. Stále nepanuje shoda, na jakých parametrech zatížení jsou remodelační procesy skutečně závislé. V úvahu připadají: maximální hodnoty zatížení, frekvence zatěžovacích cyklů, rychlost deformace, průměrná hodnota deformace, hustota deformační energie a dlouhodobá nebo krátkodobá historie zatížení. [7], [8]

5 Tahová zkouška PEEKu

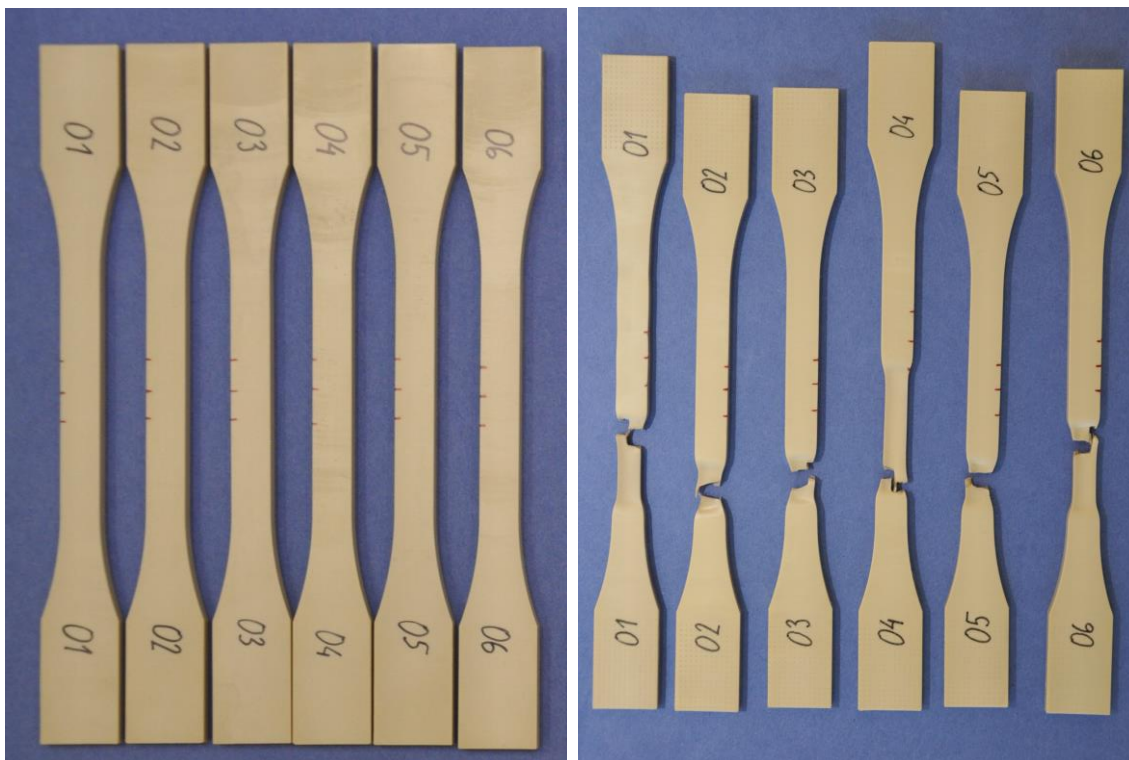
Pro stanovení tahových vlastností materiálu PEEK-OPTIMA Natural byla provedena jednoosá tahová zkouška dle ČSN EN ISO 527. Vzorky byly testovány v termokomoře za stálé zvýšené teploty. Zkouška byla provedena za níže uvedených provozních podmínek.

- průřez vzorku: 10,0 mm x 4,0 mm
- rychlost zatěžování a odlehčení: 10 mm/min
- přítlak v čelistech: 7 MPa
- teplota v termokomoře: 40 °C
- řídicí program: Tah module 4.000
- frekvence vzorkování: 40 Hz
- počáteční délka extenzometru: 15 mm

Vzorky byly zatíženy do hodnoty síly F_1 (1300 N), odlehčeny na hodnotu síly F_2 (30 N) a následně znovu zatíženy do destrukce.



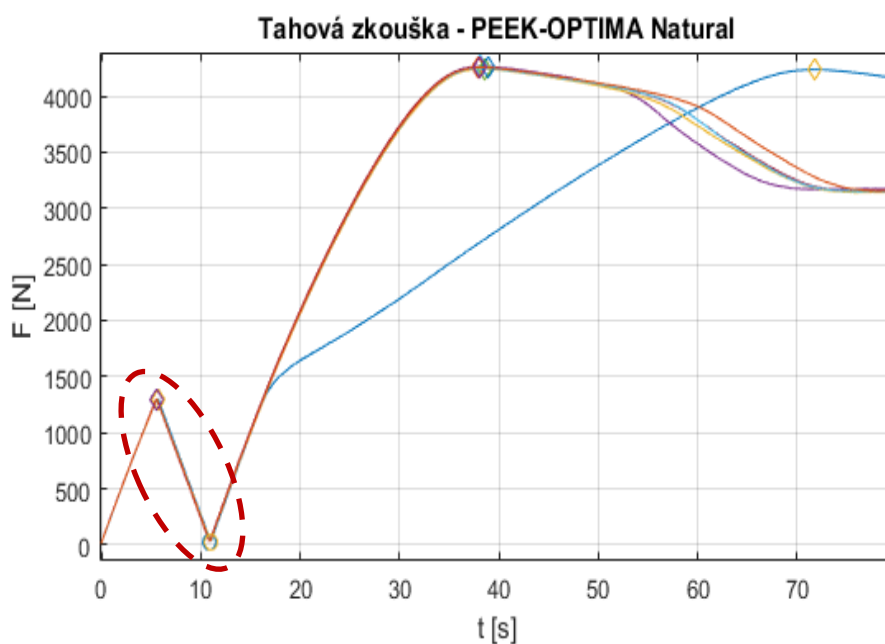
Obrázek 14 - Uspořádání experimentu a destrukce vzorku



Obrázek 15 - Vzorky PEEK-OPTIMA Natural před a po tahové zkoušce

VYHODNOCENÍ ZKOUŠKY

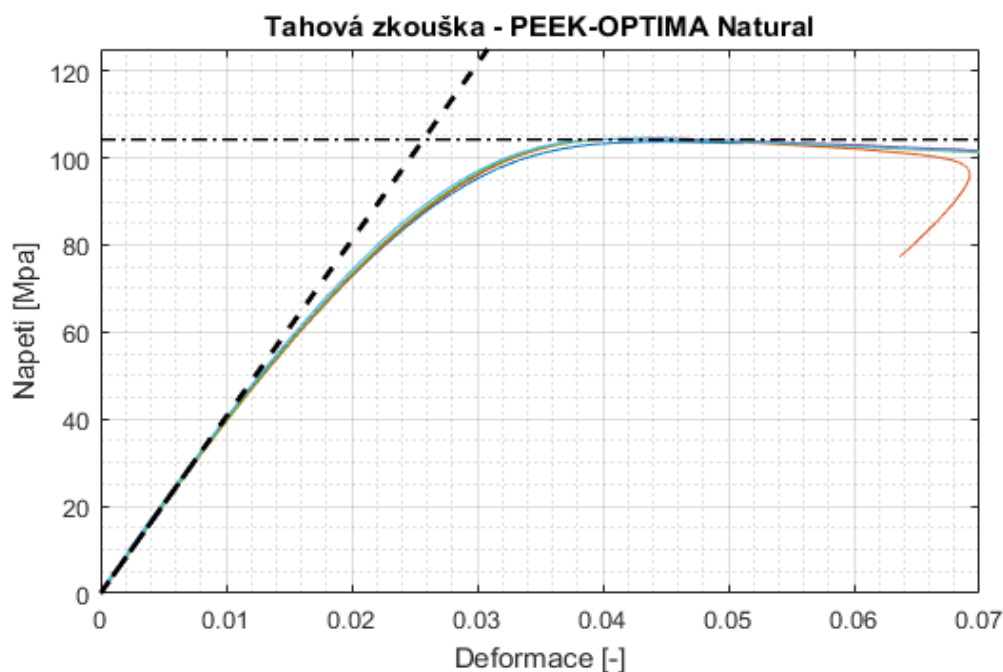
Mez pevnosti byla určena jako poměr maximální dosažené síly a počátečního průřezu. Youngův modul pružnosti byl vypočten z lineární oblasti při odlehčení, lineární interpolací dvou bodů v čase (viz obrázek 16), kterým odpovídá příslušná



Obrázek 16 - Tahová zkouška: schéma zatížení s vyznačenou lineární vyhodnocovací oblastí

hodnota prodloužení extenzometru, síly a následně i dopočtené hodnoty napětí a podélné deformace. Celkem bylo měření provedeno na šesti vzorcích ($n = 6$). Youngův modul pružnosti byl stanoven na 4 053,58 MPa (SD 21,46 MPa) a mez pevnosti na 104,22 MPa (SD 0.27 MPa). Tahový diagram včetně vyznačeného lineárního modelu materiálu a včetně meze pevnosti je zobrazen na obrázku 17.

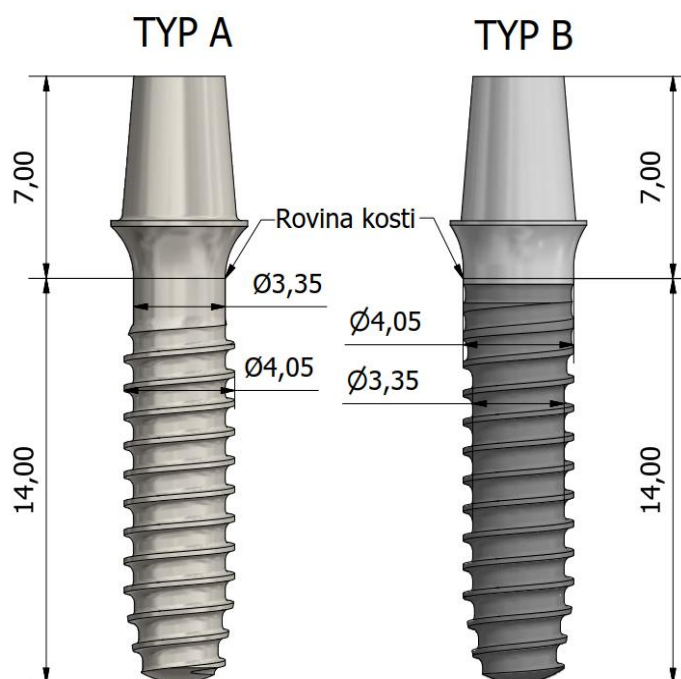
Tahový diagram materiálu PEEK-OPTIMA Natural má nelineární průběh a postrádá výraznou mez kluzu. Materiál je houževnatý a při tahové zkoušce se tvoří krček. Materiál při deformaci do 1 % dobře kopíruje lineární model daný Hookovým zákonem. Ke tvorbě krčku a destrukci došlo u všech vzorků mimo oblast extenzometru (viz obrázek 15), proto nelze hodnoty prodloužení extenzometru po dosažení maximální síly, kde k tvorbě krčku došlo, považovat za relevantní. Vyhodnocení elastického modulu pružnosti bylo však provedeno v počáteční oblasti deformace, kde naměřená data nebyla krčkováním ovlivněna.



Obrázek 17 - Tahový diagram materiálu PEEK-OPTIMA Natural, čárkovaně - lineárně elastický model, čerchovaně - mez pevnosti, barevně - naměřené vzorky ($n = 6$)

6 MKP analýza napětově deformačního stavu při fyziologickém zatížení

Cílem analýzy metodou konečných prvků je posoudit vliv geometrie a mechanických vlastností materiálu implantátu na distribuci zatížení v přilehlé kostní tkáni. Geometrie jednodílných dentálních implantátů jsou poskytnuty společností LASAK, s.r.o. (viz obrázek 18). Modely se od sebe významně liší pouze průřezem v místě, kde rovina kosti protíná implantát.



Obrázek 18 - Geometrie dentálních implantátů LASAK s.r.o.

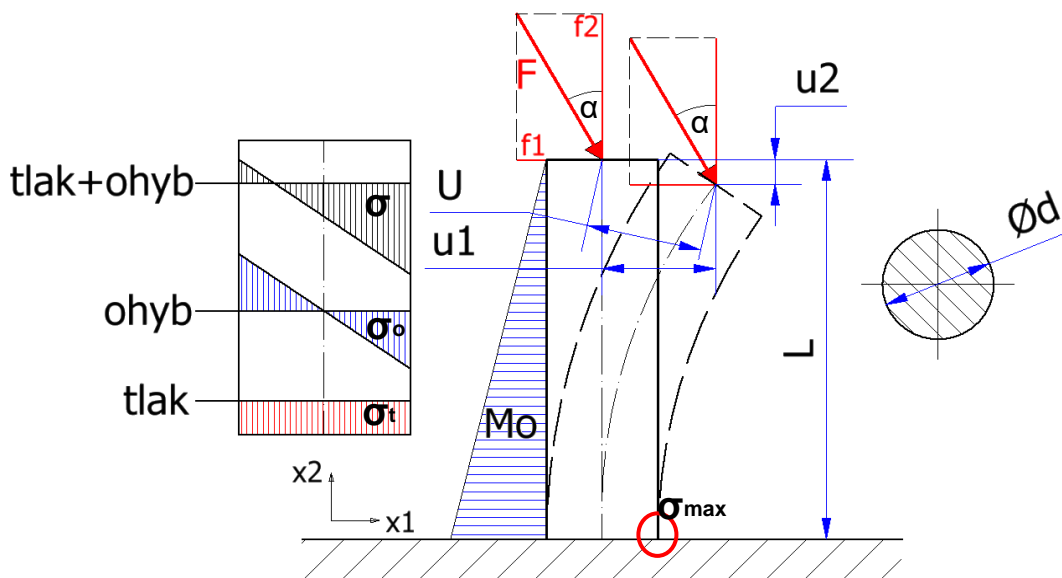
Geometrie všech potřebných součástí jsou vytvořeny v programu Autodesk Inventor 2017 a MKP výpočty provedeny v programu Abaqus/CAE 6.14. Tato analýza si neklade za cíl určit přesné hodnoty namáhání jednotlivých částí, ale snaží se zachytit principiální rozdíly mezi jednotlivými modelovanými situacemi. Jako hodnotící kritérium pro namáhání kostní tkáně je zvolena hodnota logaritmické deformace podle rovnice (5),

$$LE = \max\{\|I_1\|, \|I_3\|\} , \quad (5)$$

kde I_1 a I_3 jsou první a třetí (největší a nejmenší) invarianty tenzoru logaritmické deformace. Namáhání implantátu je vyhodnoceno užitím redukovaného napětí dle hypotézy HMH (von Mises). Dalším sledovaným kritériem je maximální velikost posuvu na celé sestavě.

6.1 Rozvaha – analogie s vetknutým nosníkem

Implantát implantovaný v kosti, který je namáhaný okluzní silou lze zjednodušit na kombinované namáhání vetknutého nosníku (viz obrázek 19). Nosník je zatížen silou F , kterou lze rozložit na dvě složky: složku ohybovou (f_1) a složku tlakovou (f_2).



Obrázek 19 - Namáhání vetknutého nosníku

Ohybový moment dosahuje svého maxima v místě vetknutí a tam je také nosník nejvíce namáhan. Maximální hodnota napětí (σ_{max}) je dána součtem napětí tlakového (σ_t) a ohybového (σ_o) v místě vyznačeném na obrázku a jeho hodnota je:

$$|\sigma_{max}| = \frac{f_2}{A} + \frac{M_o}{W_o} = \frac{f_2}{\pi d^2} + \frac{f_1 L}{\frac{\pi d^3}{32}} \quad (6)$$

Působíště síly je při zatížení posunuto horizontálně o u_1 a vertikálně o u_2 . Při malých deformacích lze vertikální posuv zanedbat. Ve zdeformované konfiguraci přispívá do výsledného ohybového momentu i vertikální složka síly (f_2) působící na rameně u_1 a platí tedy:

$$|\sigma_{max, def}| = \frac{f_2}{A} + \frac{M_o}{W_o} = \frac{f_2}{\pi d^2} + \frac{f_1 L + f_2 u_1}{\frac{\pi d^3}{32}} \quad (7)$$

Velikost posunutí u_1 je dána Castiglianovo větou (rovnice (8)).

$$u_1 = \frac{\partial U}{\partial f_1} = \frac{\partial(\frac{1}{2EJ} \int_0^L (f_1 x_2)^2 dx_2)}{\partial f_1} = \frac{f_1 L^3}{3EJ} \quad (8)$$

Z rovnic (6) a (8) vyplývá, že namáhání nosníku (implantátu) i rámu (kosti) v místě vetknutí bude vzrůstat s klesajícím kvadratickým momentem průřezu nosníku (J) a klesajícím Youngovým modulem pružnosti (E) materiálu, ze kterého je nosník vyroben. Výše uvedené vztahy jsou platné pouze pro tenký nosník, malé deformace a dokonale tuhý rám. Tyto předpoklady nejsou při výpočtu zatížení implantátu splněny, nicméně principiální podstaty výše uvedených vztahů by měly být zachovány.

6.2 Modelované materiály

Všechny materiály použité v MKP modelech jsou uvažovány jako ideálně elastoplastické izotropní kontinuum s parametry uvedenými v tabulce 9. V plastické oblasti je namísto ideálně plastického chování materiálům nadefinováno zanedbatelné lineární zpevnění pro lepší konvergenci výpočtů. Mez kluzu spongiózy je určena z mezní elastické deformace (LE_k) pro kostní tkáň, která je určena přepočtem z mechanických vlastností kortikály (viz kapitolu 3.2).

$$LE_k = \ln\left(1 + \frac{\sigma_k}{E}\right) \quad (9)$$

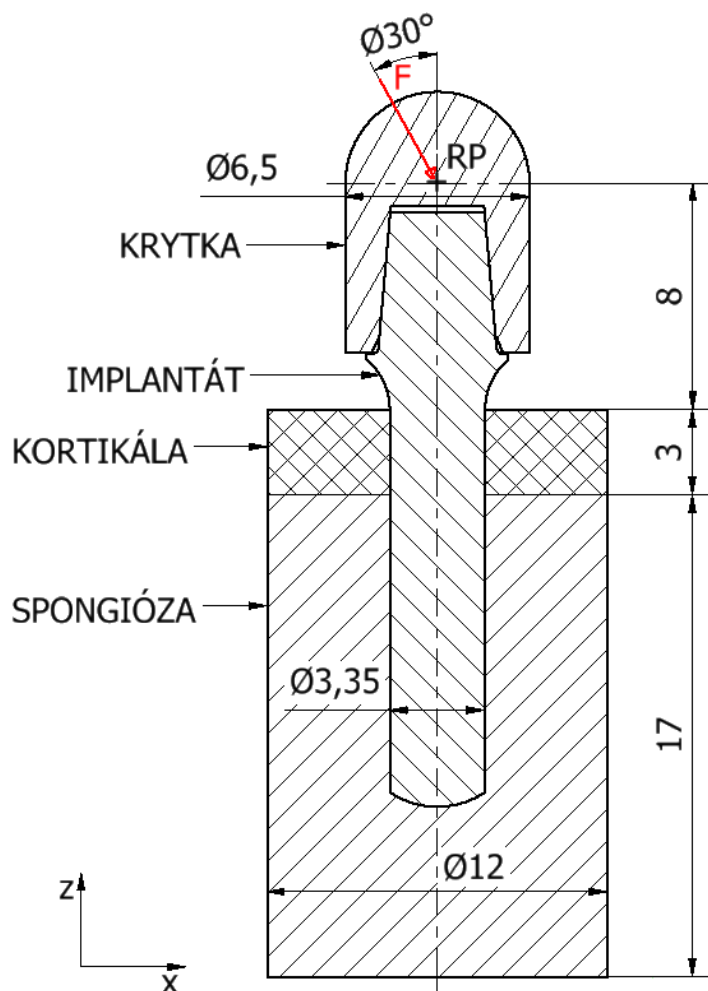
Tabulka 9 - Materiály použité v MKP analýze

Materiál	E [MPa]	σ_k [MPa]	μ [-]	LE_k [-]
Keramika ZrO ₂	210 000	1000	0,3	-
Ti-6Al-4V	110 000	795	0,3	-
PEEK-OPTIMA Natural	4 053	100	0,4 [58]	-
PEEK-OPTIMA LT1CA30*	19 000	228	0,4	-
Kortikála	15 000	110	0,3	$\approx 7330 \cdot 10^{-6}$
Spongióza – hustá	907	6,7	0,3	$\approx 7330 \cdot 10^{-6}$
Spongióza – řídká	200	1,5	0,3	$\approx 7330 \cdot 10^{-6}$
Pryskyřice	3000	-	0,3	-

* 30 % krátkých uhlíkových vláken v matrici PEEK-OPTIMA Natural

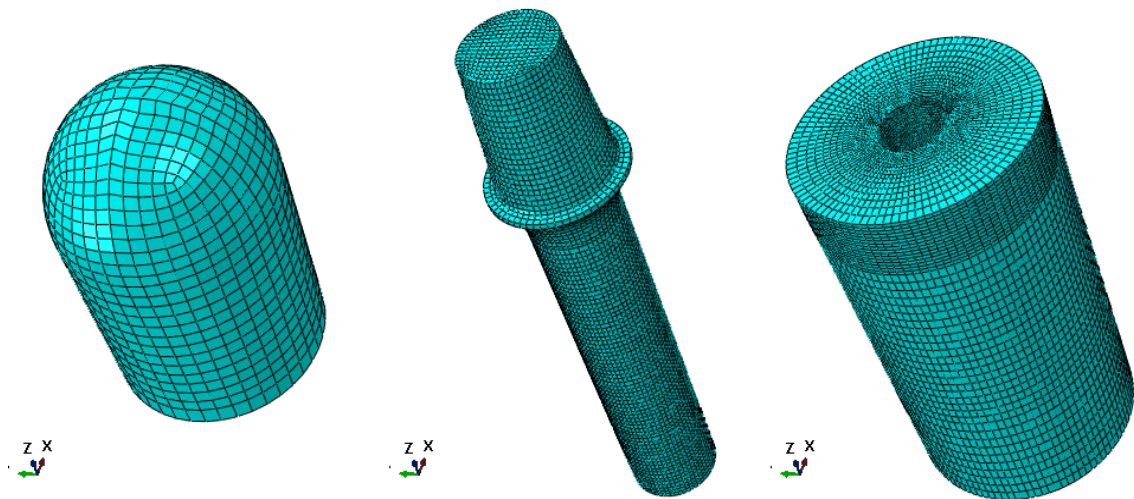
6.3 Pilotní MKP analýza

Pro určení přibližných výsledků a zjednodušený náhled do problematiky je nitrokostní část implantátu modelována jako válcový dířk o průměru 3,35 mm (vnitřní průměr závitu implantátů), kost jako válec o průměru 12 mm a výšce 20 mm. Implantát je zatížen ve shodě s normovanou zkouškou, hemisférickým



Obrázek 20 - Schéma sestavy výpočtového modelu

zatěžovacím členem (krytkou). Interakce mezi krytkou a implantátem a mezi implantátem a kostí jsou realizovány vazbou *TIE*. Síla F o velikosti 100 N, která svou velikostí odpovídá (dle kapitoly 2.2) třetině až polovině maximální možné vyvinuté síle pro přední a třenové zuby, má své působíště v bodě RP, který je *kinematickým couplingem* svázán s půlkulovým povrchem krytky. Kinematická okrajová podmínka nulových posuvů ve všech třech směrech je aplikována na plášť a spodní podstavu válce kosti. Všechny součásti jsou vysítovány hexahedrální sítí (viz obrázek 21) tvořenou elementy C3D8R (osmiuzlový lineární prvek s redukovanou integrací).



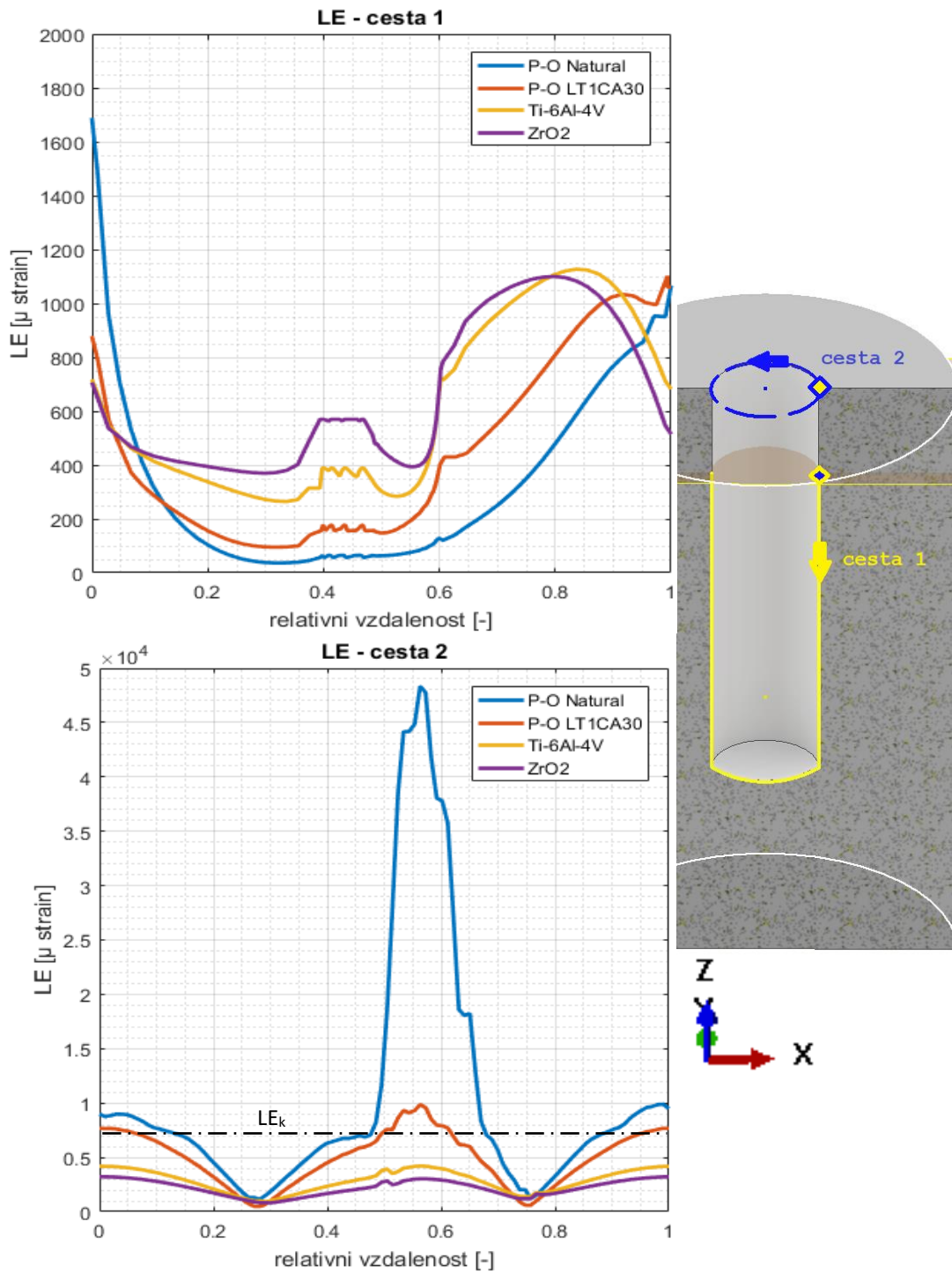
Obrázek 21 - Hexahedrální síť

Pro implantát z materiálu PEEK-OPTIMA LT1CA30 jsou rovněž modelovány další dvě situace:

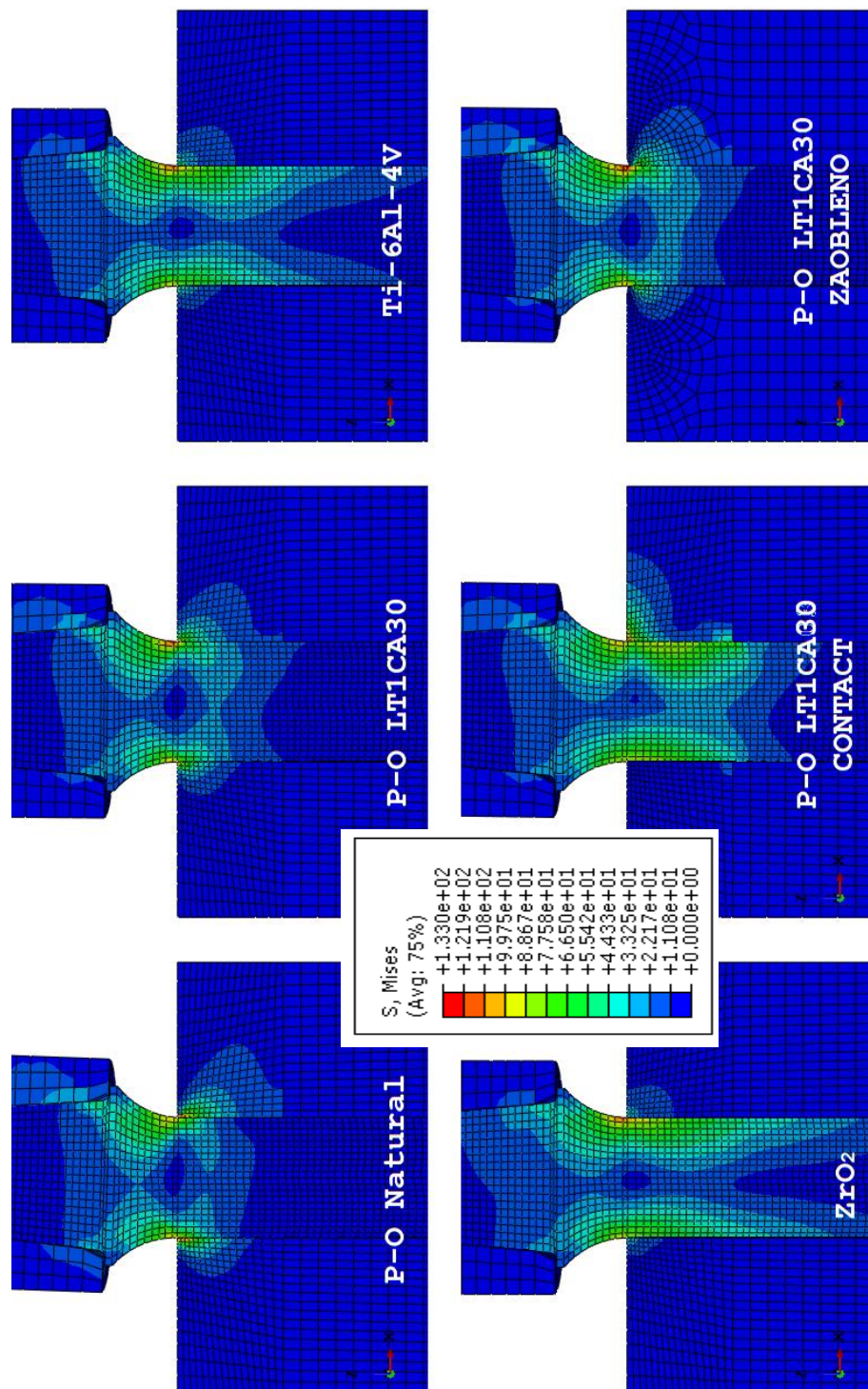
1. Nedostatečně integrovaný/nezhojený implantát realizovaný interakcí *CONTACT* mezi povrchem implantátu a kortikální kostí. Mezi implantátem a spongiózou je ponechána vazba *TIE*.
2. Vliv ostré hrany modelované kortikály na maximální hodnoty napětí v implantátu a deformace v kosti. Hrana kortikály je pro porovnání s původním modelem zaoblena s poloměrem 0.2 mm. Mezi zaoblením kortikály a implantátem je aplikována interakce *CONTACT*.

6.3.1 Výsledky pilotní analýzy

Výsledky této simulace (viz obrázek 22) předpovídají, že zatížený implantát z materiálu s nízkým modulem pružnosti přetěžuje hranu kortikální kosti (cesta 2) a zároveň nedostatečně zatěžuje spongiózu (cesta 1). Naopak implantát tvořený z materiálu o vysoké tuhosti zatěžuje kostní tkáň více rovnoměrně. Výsledné rozložení napětí v implantátu je zobrazeno na obrázku 23. V implantátech o nízké tuhosti se napětí koncentruje v okolí vetknutí v kortikální kosti. Implantáty o vyšší tuhosti jsou namáhané po podstatně delší části implantátu až do oblasti spongiózy. Maximální hodnoty napětí, deformace a posuvů jsou uvedeny tabulce 10.



Obrázek 22 - Zatížení kosti v okolí implantátu $F = 100\text{ N}$



Obrázek 23 - Redukované napětí na řezu implantátu a jeho okolí pro všechny modelované případy $F = 100 \text{ N}$

Tabulka 10 - Výsledky pilotní analýzy pro $F=100\text{ N}$

Materiál implantátu	$\sigma_{red} (impl)$ [MPa]	$LE_{max} (kost)$ [$\mu\epsilon$]	u_{max} [mm]	Kluz* impl./kost
P-O Natural	102,2	50 430	0,382	ano/ano
P-O LT1CA30	130,7	9 851	0,099	ne/ano
Ti-6Al-4V	120,3	4 208	0,029	ne/ne
Keramika ZrO ₂	118,0	3 223	0,019	ne/ne
P-O LT1CA30 contact	105,2	9 502	0,166	ne/ano
P-O LT1CA30 zaoblno	133,2	6 670	0,105	ne/ne

*překročení meze kluzu v některém z elementů modelu implantátu nebo kosti

Model nedostatečně integrovaného implantátu překvapivě předpovídá nižší maximální hodnoty namáhání implantátu i okolní kosti. Interakce *CONTACT* neumožňuje realizovat přenos tahu mezi dvěma součástmi, z toho důvodu zůstává levá strana řezu kortikály nezatížená. Implantátu je ponechána větší volnost, je tedy deformován po větší délce a maximální hodnota redukovaného napětí v něm je tedy nižší než v případě plné integrace (vazba *TIE*). Zaoblčení hrany kortikály má pozitivní vliv na maximální hodnotu deformace v kosti, vliv na maximální hodnotu napětí v implantátu je zanedbatelný.

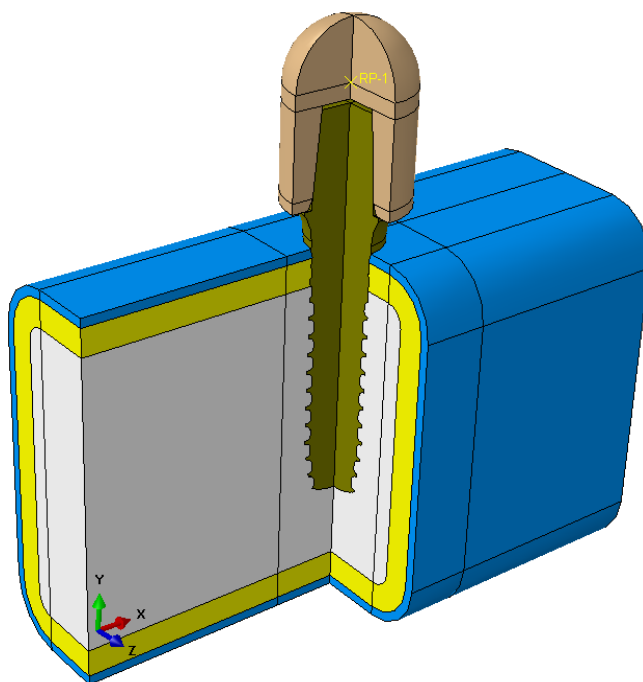
Překročením meze kluzu (napětí odpovídající deformaci $LE = 7330 * 10^{-6}$) modelované kostní tkáně je simulováno patologické přetížení, které může vést k postupné resorpci kostní tkáně nebo její destrukci. Vysoké hodnoty deformace kortikály v modelovaném případě implantátu z materiálu PEEK-OPTIMA Natural jsou způsobeny vznikem široké oblasti plastické deformace, kde vlivem volby materiálového modelu (velmi malé zpevnění v plastické oblasti) je malý nárůst napětí v elementu doprovázen velkým nárůstem deformace. Hodnoty deformace kostní tkáně v elementech, kde je překročena mez kluzu, nemusí tedy odpovídat reálnému chování materiálu.

6.4 Podrobný MKP model

6.4.1 Geometrie

Sestava MKP modelu je tvořena třemi částmi (viz obrázek 24). Kost je modelována jako kvádr 13 mm x 20 mm x 30 mm se zaoblenými hranami. Doprostřed kosti je vsazen implantát a na něj je vložena krytka. Kost je v preprocesoru rozdělena na tři části, kterým lze přiřadit různé materiály (tzn. různé mechanické vlastnosti). To dovoluje v jednom MKP modelu měnit vlastnosti kosti dle tabulky 8. Kost je v rámci této analýzy modelována ve dvou typech:

- TYP II - silná vrstva kortikály o tloušťce 2 mm (modrá a žlutá) a hustá spongióza (šedá)
- TYP IV - slabá vrstva kortikály o tloušťce 0,5 mm (modrá) a řídká spongióza (žlutá a šedá)



Obrázek 24 - Geometrie sestavy MKP modelu (čtvrtinový řez)

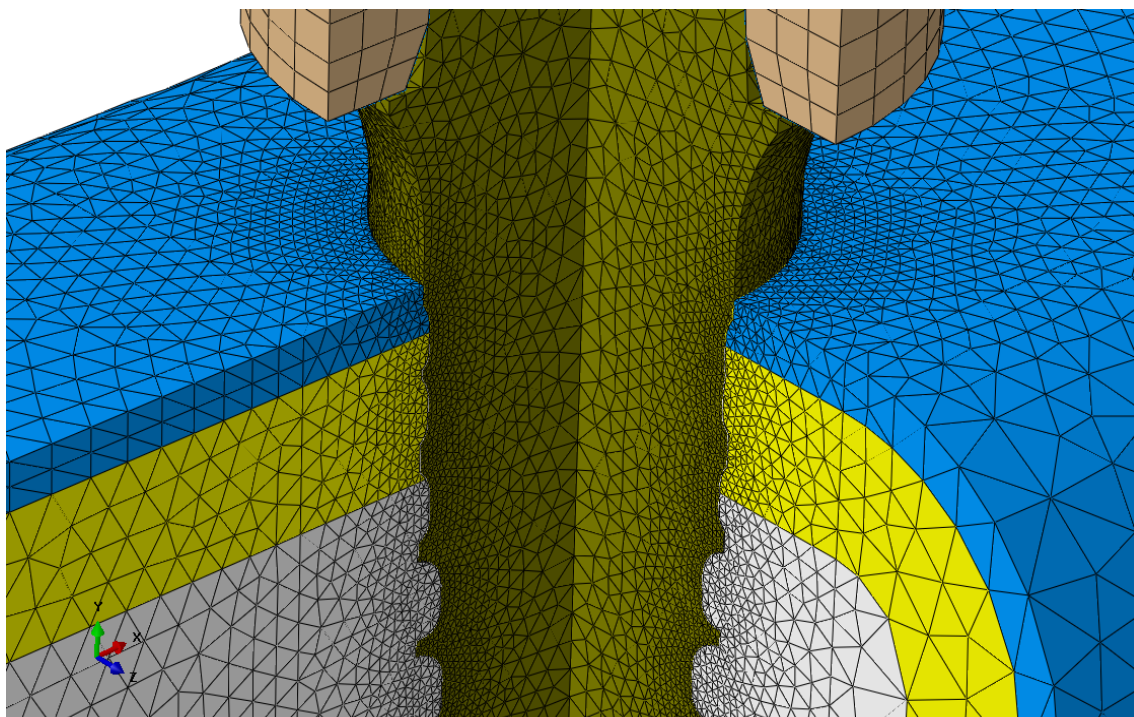
6.4.2 Materiály

Pro potřeby této analýzy jsou mezi sebou porovnávány implantáty z Ti-6Al-4V (referenční materiál) a PEEK-OPTIMA Natural. PEEK-OPTIMA Natural je testován z důvodu snadné dostupnosti pro výrobu prototypů. Zároveň má podobné mechanické vlastnosti jako Smartpik® (viz kapitola 2.1.3.1). Krytka je ve všech

případech modelována z Ti-6Al-4V. Mechanické vlastnosti všech použitých materiálů jsou ve shodě s tabulkou 9.

6.4.3 Síť

Součásti jsou vysíťovány tetrahedrální (kost a implantát) a hexahedrální (krytka) sítí tvořenou C3D4 a C3D8R elementy prvního řádu. V oblasti zájmu, tj. na rozhraní implantátu a kosti, je vzdálenost jednotlivých uzlů (0.06 mm) zvolena jako třetina šířky vrcholu závitů. Směrem od rozhraní se velikost elementů zvětšuje až na globální vzdálenost uzlů 1 mm. Detail sítě je zobrazen na obrázku 25.



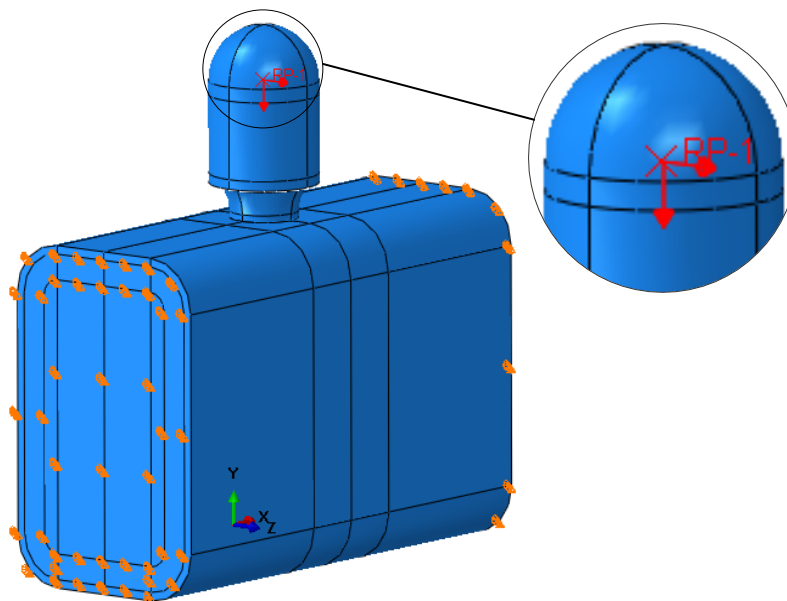
Obrázek 25 - Detail sítě na rozhraní implantátu a kosti (Implantát typ B)

6.4.4 Okrajové podmínky, zatížení a vazby

Po stranách kvádrů kosti jsou zavedeny okrajové podmínky zamezující posuvům ve všech směrech (viz obrázek 26). Zatížení je realizováno silou aplikovanou do referenčního bodu RP-1 ve středu kulové plochy krytky, který je *kinematickým couplingem* (omezené stupně volnosti jsou posuvy u_x , u_y , u_z) svázán s půlkulovým povrchem krytky. Vektor síly leží v rovině YZ a je odkloněn od osy Y o 30° tak že:

$$F_z = -F \cos 30^\circ \quad a \quad F_x = F \sin(30^\circ) \quad (10)$$

Obdobně jako v kapitole 6.3 jsou vazbou *TIE* definovány interakce mezi jednotlivými částmi.



Obrázek 26 - Okrajové podmínky a zatížení modelu

6.4.5 Výběr vhodné geometrie implantátu

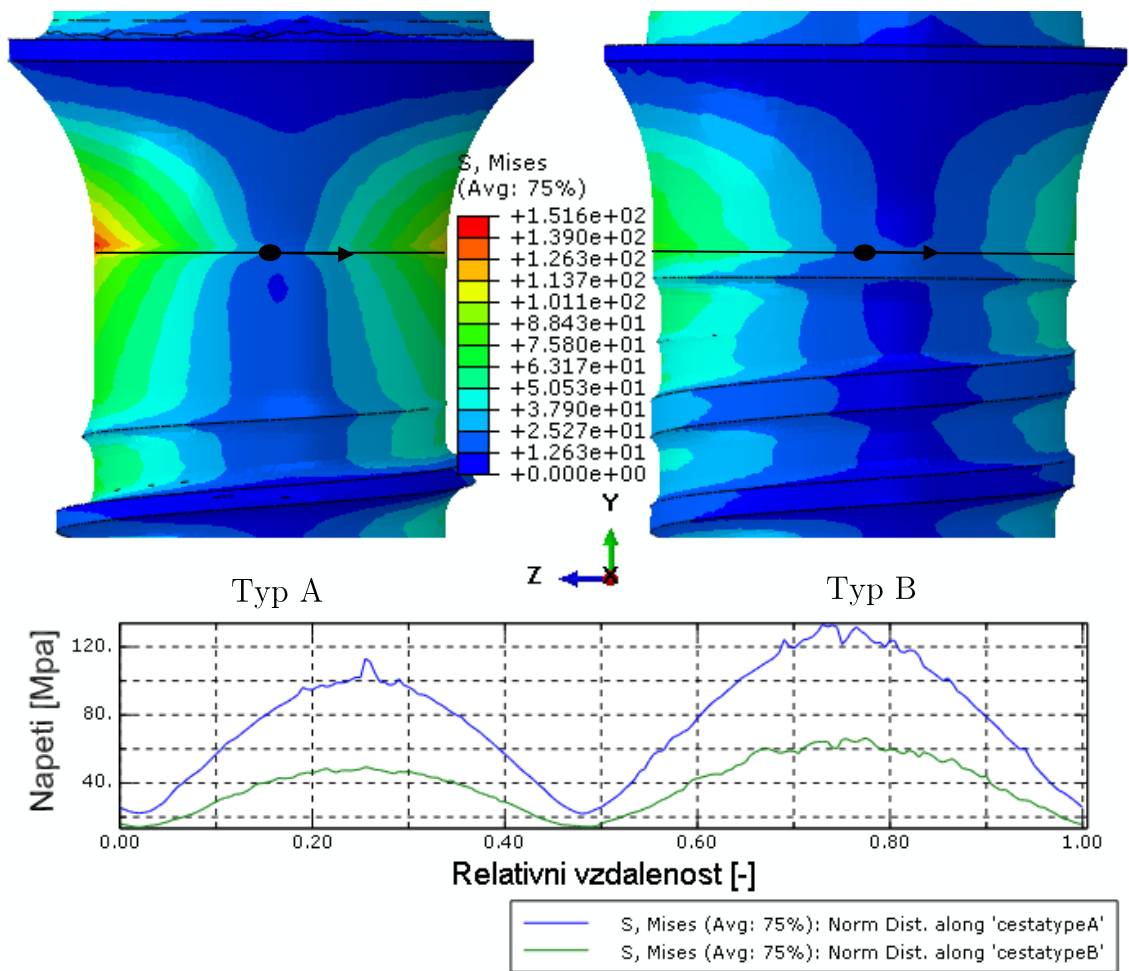
Ve shodě s analytickou rozvahou lze předpokládat, že má geometrie implantátu typu B oproti typu A příznivější vliv na namáhání kostní tkáně i samotného implantátu v místě vetknutí. Průměr implantátů v rovině kortikální kosti je 3,35 mm (typ A) a 4 mm (typ B). Napětí v nosíku při ohybu je nepřímo úměrné kvadratickému momentu průřezu, který je úměrný čtvrté mocnině průměru průřezu. Lze tedy očekávat podstatný rozdíl v dosažených hodnotách napětí u dvou uvažovaných geometriích implantátů.

Provedený výpočet (viz obrázek 27) je ve shodě s výše uvedeným předpokladem. Je modelován případ zatížení implantátů (Typ A a Typ B) z materiálu Ti-6Al-4V v kosti (Typ II). Pro zatížení $F = 100$ N jsou maximální dosažené hodnoty namáhání uvedeny v tabulce 11.

Tabulka 11 - Porovnání geometrií implantátů

Geometrie implantátu	$\sigma_{red} (impl)$ [MPa]	$LE_{max} (kost)$ [$\mu\epsilon$]
Typ A	152	7 147
Typ B	83	5 365

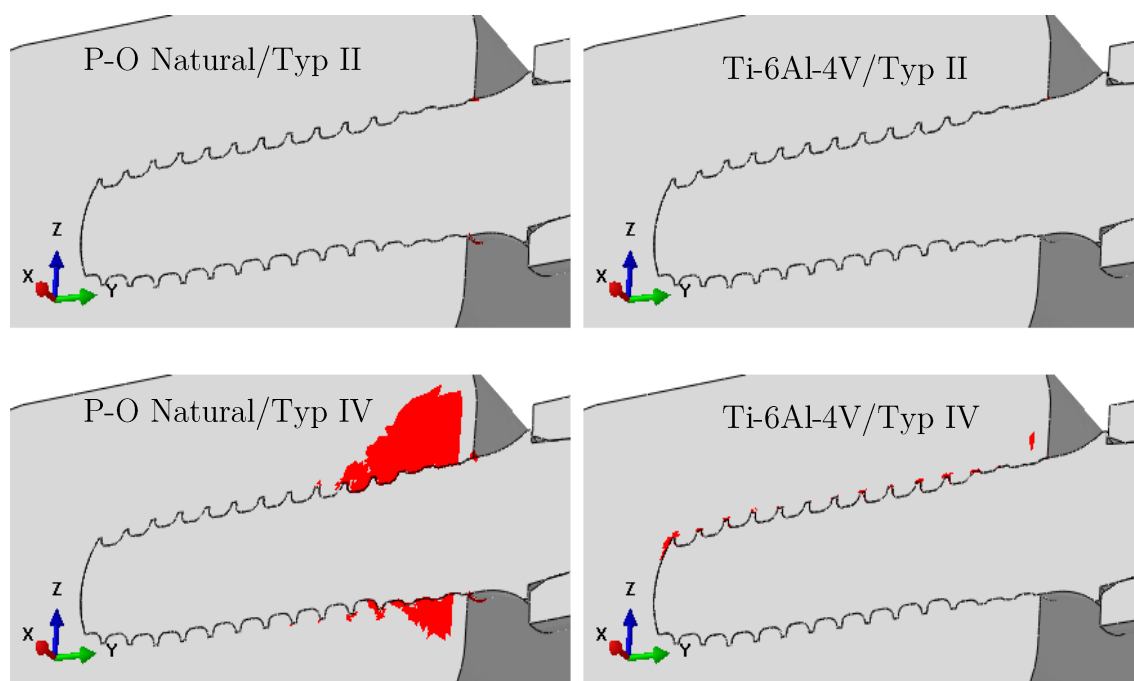
Z grafu (viz obrázek 27), který vykresluje průběh napětí po obvodu implantátů v místě vetknutí je zřetelné, že implantát typu A je namáhán v místě vetknutí po celém obvodu více než implantát typu B.



Obrázek 27 - Porovnání geometrií implantátů při zatížení $F = 100\text{ N}$,
materiál implantátů: Ti-6Al-4V, kost: Typ II

6.5 Výsledky MKP analýzy

Vyhodnocení MKP analýzy je provedeno za užití tří výstupů. Zatížením samotného implantátu, deformace kortikály a spongiózy v blízkém okolí implantátu a posuv působíště síly. Podobně jako v pilotní analýze lze v místě překročení meze kluzu očekávat trvalé poškození součástí, anebo neblahý vliv zatížení na kostní tkáň a její případnou resorpci. Oblasti, kde byla překročena mez kluzu při zatížení silou $F = 100$ N jsou vyznačeny červenou barvou na obrázku 28, číselné hodnoty dosažených maxim jsou uvedeny v tabulce 12.

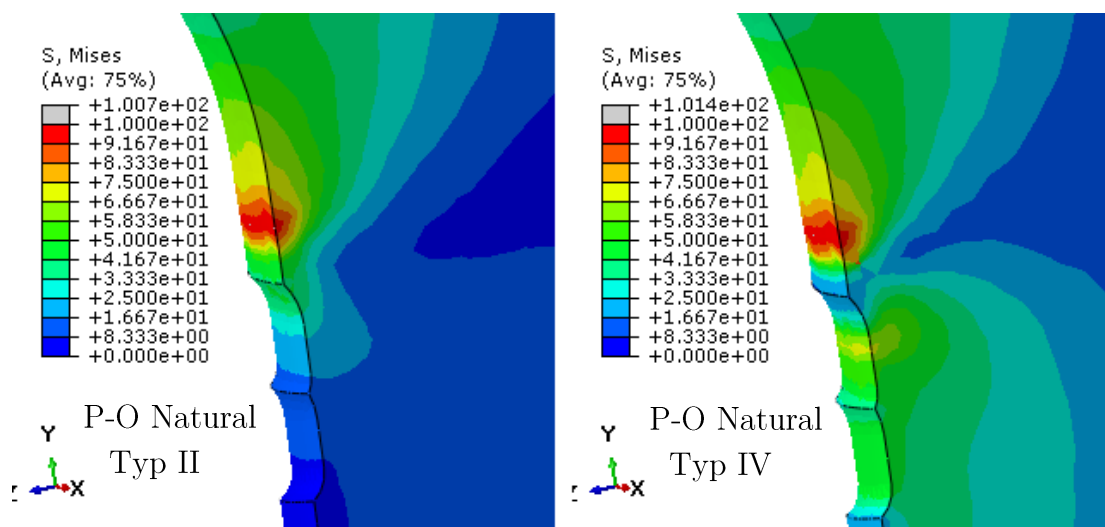


Obrázek 28 - Překročení meze kluzu při zatížení $F = 100$ N

Tabulka 12 - Maximální hodnoty dosažených napětí, deformací a posuvů při $F=100$ N

Kvalita kosti	Materiál implantátu	σ_{red} (impl.) [MPa]	LE_{max} (kort.) [10^{-6}]	u_{max} [mm]	Kluz impl./kost
Typ II	P-O Natural	100	26 600	0,22	ano/ano
	Ti-6Al-4V	83	5 365	0,03	ne/ne
Typ IV	P-O Natural	101	34 960	0,38	ano/ano
	Ti-6Al-4V	92	8 354	0,06	ne/ano

V souladu s pilotní analýzou jsou maximální hodnoty napětí v implantátu i deformace v kosti vyšší pro materiál o nižší tuhosti (PEEK-OPTIMA Natural) a to nezávisle na kvalitě kosti. U obou uvažovaných materiálů má snížení kvality kostní tkáně (Typ IV) negativní vliv na zatížení implantátu (viz obrázek 31). Implantát tvořený materiálem PEEK-OPTIMA Natural je na mezi kluzu v nejvíce namáhaných oblastech na rozhraní s kortikální kostí (viz obrázek 29). Při zatížení $F = 100$ N začínají plastizovat první elementy a při navyšování síly se plastická oblast rozšiřuje. Titanový implantát se dle předpokladů nachází při této hladině zatížení hluboko pod mezí kluzu.



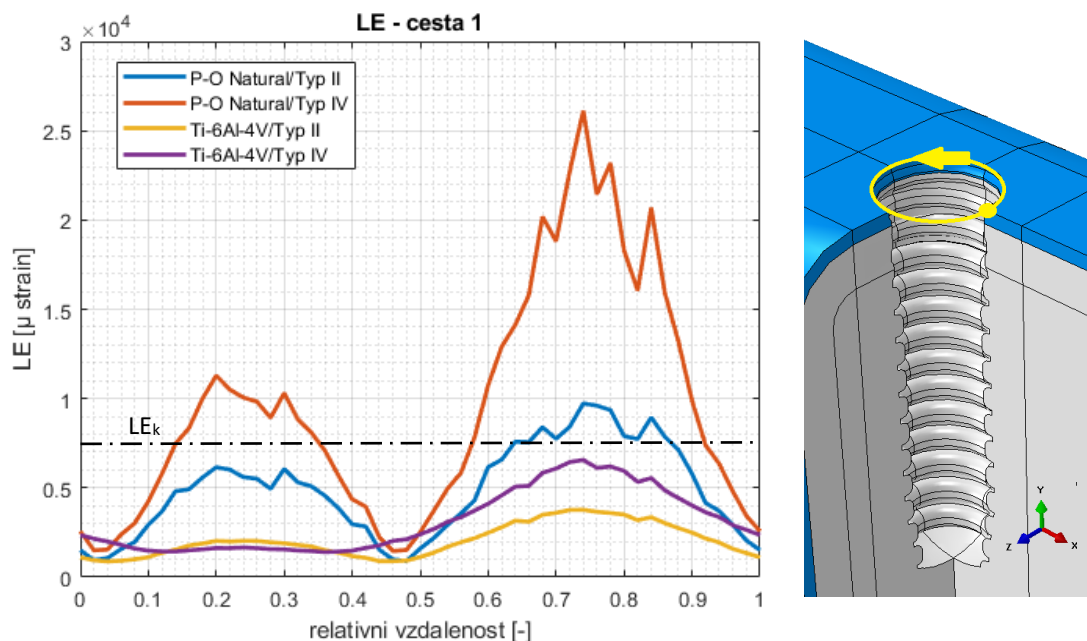
Obrázek 29 - Detail nejvíce namáhaného místa PEEKového implantátu při zatížení $F = 100$ N, řez rovinou YZ

Vlivem nízké tuhosti PEEKového implantátu je maximální hodnota posuvu (na vrcholu krytky) přibližně 7x větší než u titanového implantátu a v případě kosti Typu IV dosahuje 0,38 mm.

Titanový implantát namáhá kostní tkáň více homogenně a lokálně ji nepřetěžuje do takové míry jako PEEKový implantát (viz obrázky 32 a 33). V případě nízké kvality kostní tkáně je spongióza nadměrně deformována v okolí závitů po celé délce titanového implantátu a nejvyšší hodnota deformace na dně díry pro implantát. Naproti tomu, PEEKový implantát způsobuje největší deformace v horní části přilehlé spongiózy a spodní část nadměrně nenamáhá.

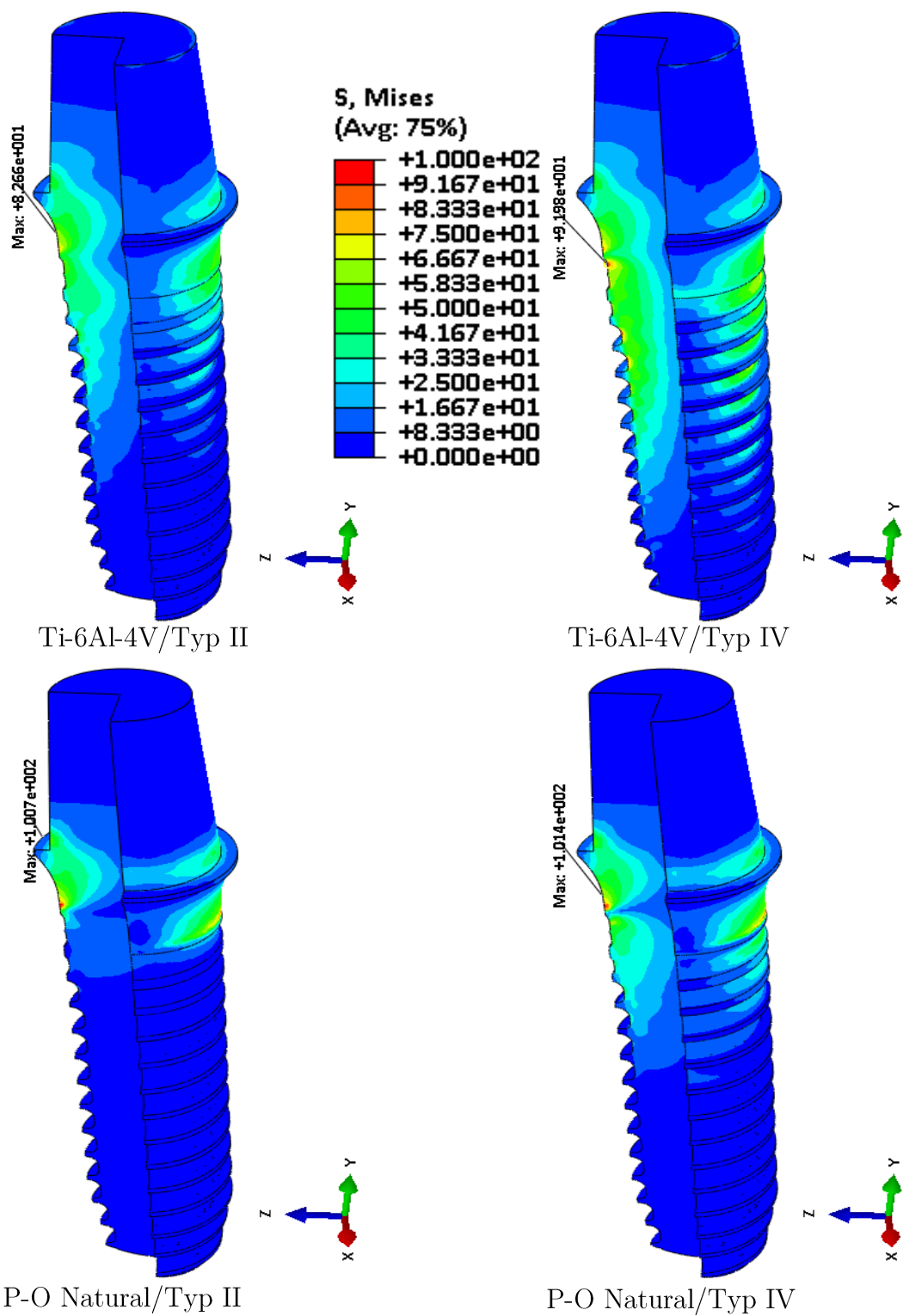
Průběh deformace na hraně kortikální kosti je zobrazen na obrázku 30. Graf deformace je vykreslen po kružnici o průměru 4,2 mm (tj. zobrazená data jsou vzata z druhé řady elementů). Hodnoty deformace v marginální kosti jsou vyšší při užití PEEKového implantátu oproti titanovému, a to nezávisle na kvalitě kostní

tkáně. Snížení tloušťky kortikály a hustoty spongiózy se projeví nárůstem hodnot deformací v marginální kosti.

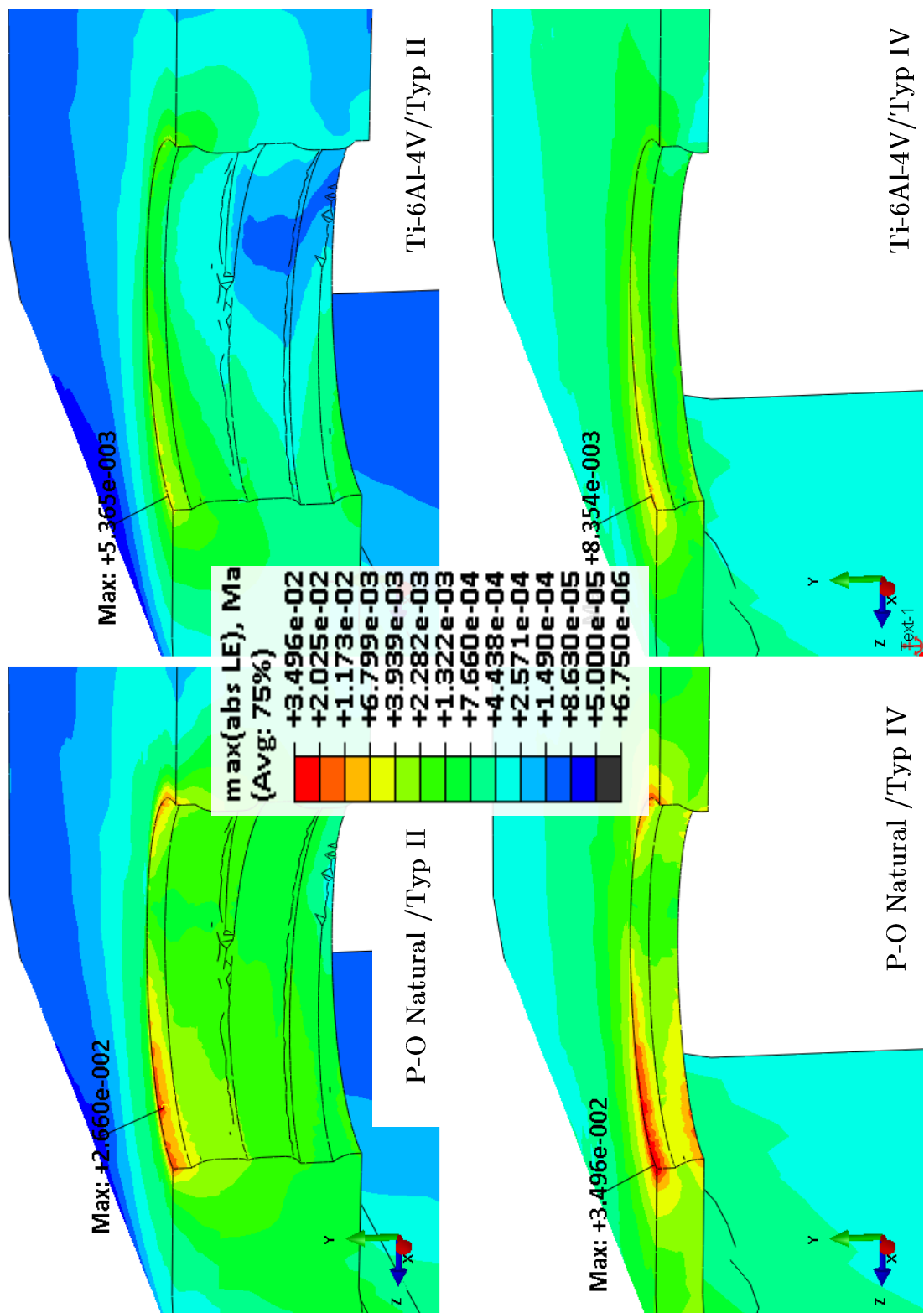


Obrázek 30 - Deformace na hraně kortikální kosti

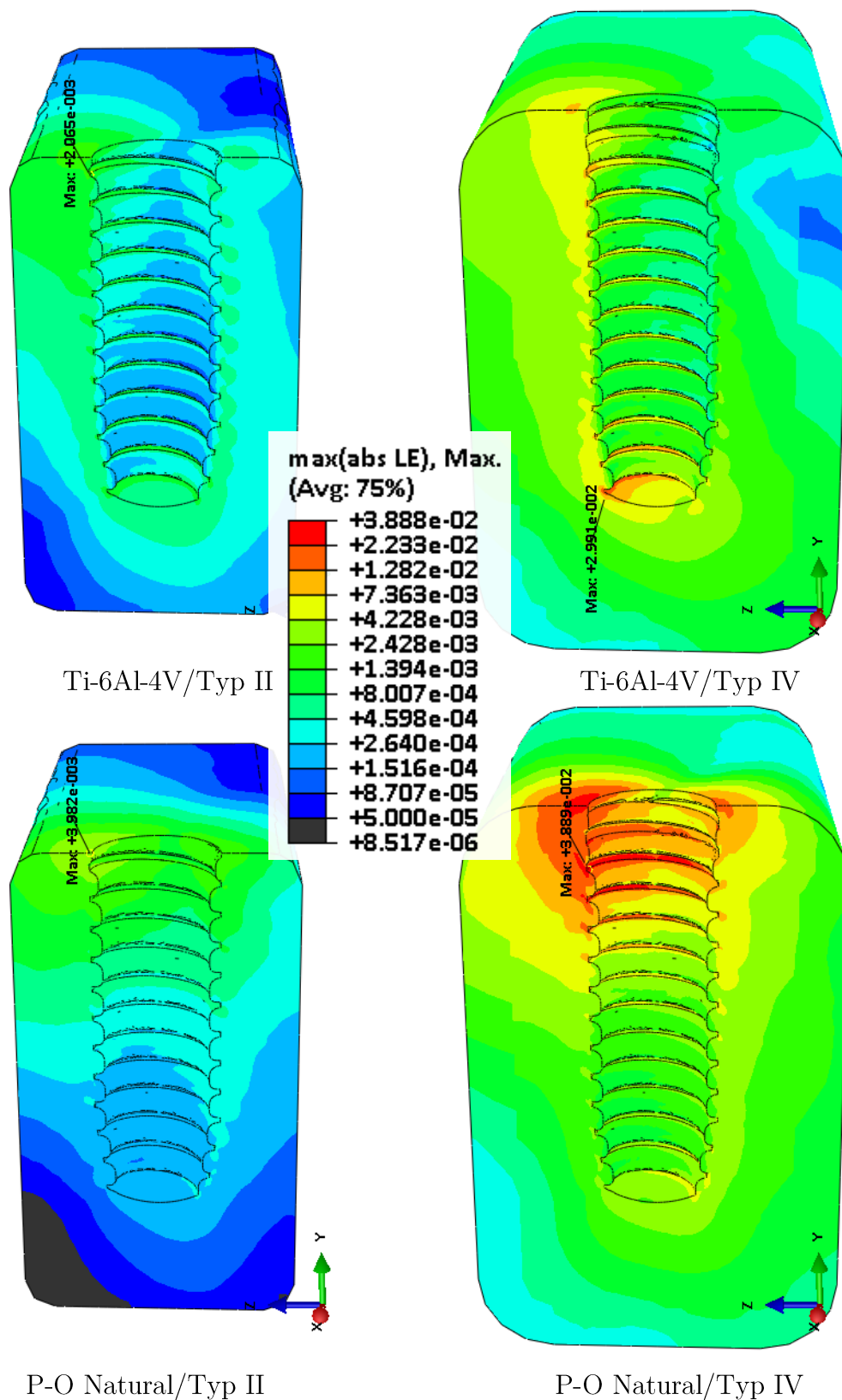
Nezávisle na materiálu implantátu musí být v obou případech přeneseno stejné zatížení implantátu. Požadavek na správnou funkci implantátu je z mechanického hlediska (viz kapitoly 2.3 a 4) stimulovat modelaci okolní kostní tkáně dostatečnou deformací a zároveň zabránit patologickému přetížení marginální kosti, které vede k její resorpci. Z těchto důvodů je vhodné, aby zatížení bylo rozloženo co možná nejrovnoměrněji v celém okolí implantátu. Na základě provedených výpočtů je z hlediska mechanického zatěžování marginální kortikály jednoznačně příznivější varianta implantátu o vyšší tuhosti (tj. Ti-6Al-4V). Vlivem vysoké tuhosti titanového implantátu je spongióza okolí implantátu rovnoměrně stimulována po celé jeho délce. V modelovaném případě horší kvality kosti nezpůsobuje titanový implantát patologické přetížení v tak rozsáhlé oblasti spongiózy jako PEEKový implantát.



Obrázek 31 - Redukované napětí v implantátu při $F = 100$ N, poloviční řez



Obrázek 32 - Deformace kortikální kosti v okolí implantátu při $F = 100$ N, řez rovinou YZ



Obrázek 33 - Deformace spongiózy v okolí implantátu při $F = 100$ N, řez rovinou YZ

7 Mechanická zkouška prototypu

Pro stanovení skutečných hodnot únosnosti implantátu z materiálu PEEK-OPTIMA Natural a zároveň verifikaci MKP modelů byl společností LASAK s.r.o. vyroben prototyp. Materiál byl dodán společností Invibio ve formě tažené tyče o průměru 6 mm v implantovatelné kvalitě splňující ISO 10 993. Prototypy (viz obrázek 34) byly zhotoveny konvenčním obráběním a před zkouškou nebyly vystaveny žádnému druhu sterilizace.



Obrázek 34 - Prototyp dentálního implantátu z PEEK-OPTIMA Natural

POPIS ZKOUŠKY

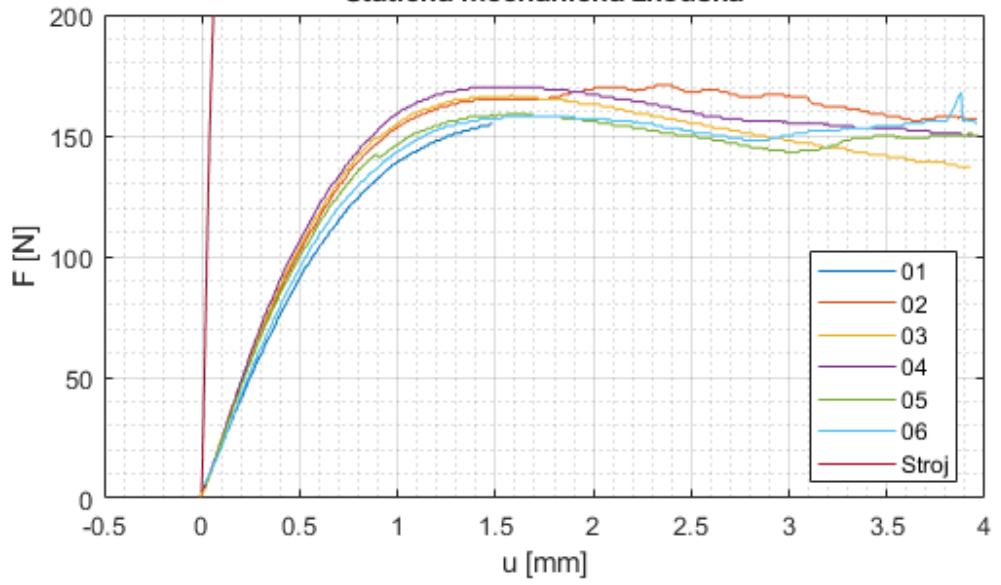
Vzorky byly zalaty do dentální pryskyřice Duracryl do úrovně 3 mm pod rovinu kortikální kosti a opatřeny titanovou krytkou. Statická zkouška byla realizována na zkušebním zařízení MTS Insight 5 kN v konfiguraci dle EN ISO 14801 (viz kapitolu 2.4 a obrázek 35). Vzorky byly zatíženy pod úhlem 30° rychlostí 4 mm/min až na velikost posuvu 4 mm. Zkouška byla provedena za pokojové teploty.

VYHODNOCENÍ ZKOUŠKY

Záznam zkoušky ($n = 6$) je zobrazen grafu na obrázku 35. Zkouška vzorku č. 01 byla ukončena předčasně, proto není její záznam zahrnut do vyhodnocení maximální únosnosti implantátu. Hodnota statické pevnosti implantátu (F_{max}) byla stanovena na 165 N (SD 6,12 N; $n = 5$). U žádného ze vzorků nedošlo k lomu a všechny vzorky jevíly známky trvalé plastické deformace. Pro možnost porovnání s MKP modelem byla naměřena i tuhost stroje ve zkušební konfiguraci, která byla lineární aproximací stanovena na 3271 N/mm.



Statická mechanická zkouška



Obrázek 35 - Statická mechanická zkouška prototypu dentálního implantátu z PEEKu

7.1 Dynamická zkouška dle EN ISO 14801

Za účelem zjištění únavové pevnosti prototypů implantátu byla v laboratoři společnosti LASAK s.r.o. provedena dynamická zkouška dle EN ISO 14801. Vzhledem k omezenému počtu vzorků nebylo možné provést přesné vyhodnocení zkoušky. Z naměřených dat (viz tabulku 13) lze usoudit, že hodnota mezní zátěžné síly (F_{max}) leží mezi 87 N a 105 N. Na obrázku 36 jsou zobrazeny některé testované vzorky.

Tabulka 13 - Výsledky únavové zkoušky prototypů implantátu (PEEK-OPTIMA Natural)

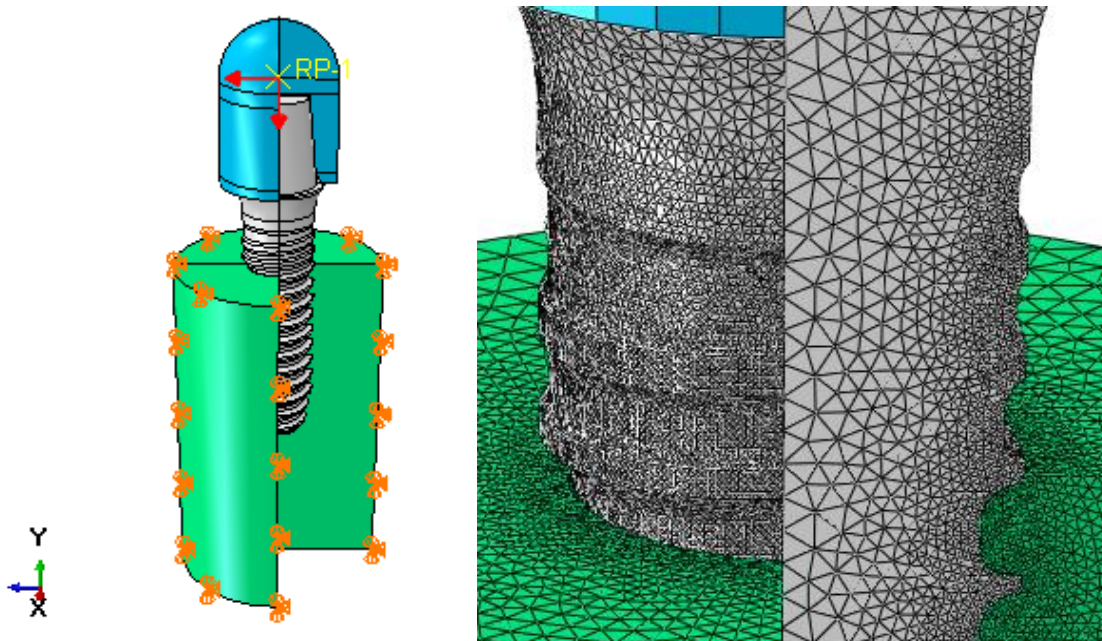
Vzorek č.	F_{max} [N]	Počet cyklů	Místo poškození
08	140	42 039	v místě vetknutí
09	140	27 854	v místě vetknutí
10	140	33 706	v místě vetknutí
11	105	1 172 538	v místě vetknutí
12	105	5 000 000	-
13	105	5 000 000	-
14	87	5 000 000	-



Obrázek 36 - Vzorky po dynamické únavové zkoušce

8 MKP simulace mechanické zkoušky

Pro porovnání MKP modelů se skutečností a pro verifikaci použitého materiálového modelu pro PEEK-OPTIMA Natural je modelována statická mechanická zkouška ve shodné konfiguraci s normou EN ISO 14801. Výsledky simulace jsou následně porovnány s reálnou mechanickou zkouškou. Dle normy je implantát umístěn ve zkušebním válečku ($d = 12 \text{ mm}$, $l = 20 \text{ mm}$) z pryskyřice Duracryl ($E \approx 3 \text{ GPa}$). Implantát je ve válečku vnořen do úrovně 3 mm pod rovinu kortikální kosti a je opatřen krytkou z Ti-6Al-4V (viz obrázek 37). Mechanické vlastnosti modelovaných materiálů jsou ve shodě s tabulkou 9. Materiálové modely PEEKu jsou zobrazeny na obrázku 38, kromě ideálně plastického modelu je v této simulaci uvažován i model Ramberg-Osgoodův popsáný v kapitole 8.1. Model je vysítován obdobně jako v předchozí kapitole. Kinematická okrajová podmínka je ve shodě s experimentem stanovena na plášti válce, a to zamezením všech posuvů. Aby bylo možné experiment s výpočtem navzájem porovnat, je nutné z výpočtu obdržet závislost síly na posuvu jejího působíště ve směru zatížení v celém pracovním rozsahu vzorku.



Obrázek 37 - Model statické mechanické zkoušky.

Zatížení je realizováno silou obdobně jako v předchozí kapitole. Rozsah zatížení je stanoven na 0–200 N. Posuv ve směru zatížení je určen dle rovnice (11).

$$u = -u_y \cos 30^\circ + u_z \sin(30^\circ) \quad (11)$$

8.1 Ramberg-Osgoodův model

Ideálně elastoplastický model pro PEEK-OPTIMA Natural při srovnání s jednoosou tahovou zkouškou (viz obrázek 38) přisuzuje materiálu vyšší tuhost v oblasti elastické deformace vyšší než 1 %. Ve snaze dosáhnout lepší shody experimentu s výpočtovým modelem je na základě jednoosé tahové zkoušky PEEKu fitována Ramberg-Osgoodova rovnice pro deformaci ve tvaru:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} + K \left(\frac{\sigma}{E} \right)^m \quad (12)$$

$$\alpha = K \left(\frac{\sigma_k}{K} \right)^{m-1} \quad (13)$$

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} + \alpha \frac{\sigma}{E} \left(\frac{|\sigma|}{\sigma_k} \right)^{m-1}, \quad (14)$$

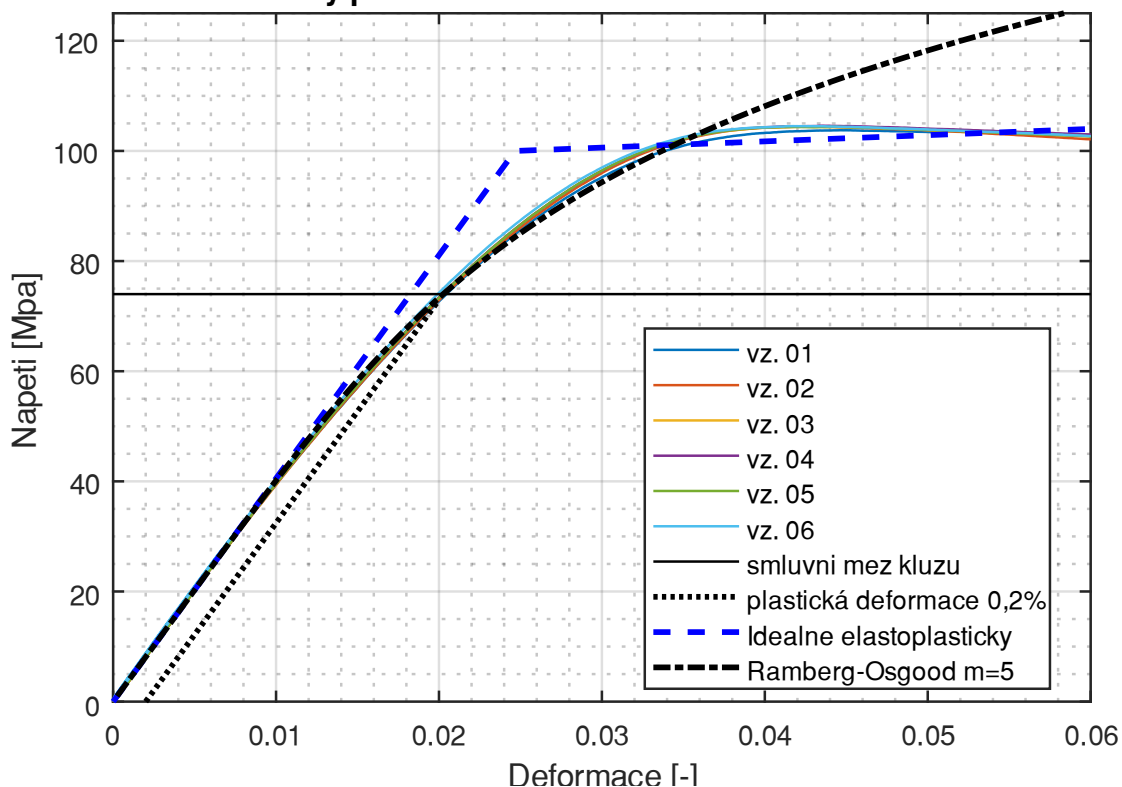
kde ε je deformace, σ je napětí, E je Youngův modul pružnosti, σ_k je mez kluzu a K, m jsou konstanty. První člen pravé strany rovnice (14) představuje elastickou složku deformace a druhý člen plastickou složku deformace. Pokud se materiál nachází na mezi kluzu (tj. $\sigma = \sigma_k$) je elastická složka deformace při kluzu $\varepsilon_{ek} = \sigma_k / E$ a plastická deformace $\varepsilon_{ek} = \alpha (\sigma_k / E)$. U materiálů bez výrazné meze kluzu je určována mez kluzu smluvní, odpovídající napětí, které způsobí plastickou deformaci 0,2 %. [59]

Pro materiál PEEK OPTIMA Natural je smluvní mez kluzu určena na 74 MPa (SD 1,9 MPa). Parametr α lze pro známé hodnoty $\sigma_k, E, \varepsilon_{ek}$ dopočítat a konstanta m je volena tak, aby výsledná křivka co nejlépe aproximovala průběh tahové zkoušky. Pro hodnoty konstant $\sigma_k = 74 \text{ MPa}, E = 4053 \text{ MPa}, \alpha = 0,11$ a $n = 5$ je model pro jednoosou napjatost zobrazen a porovnán s experimentem na obrázku 38. Pro víceosou napjatost je model zobecněn rovnicí 15.

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{(1 + \mu)}{E} \boldsymbol{S} - \frac{1 - 2\mu}{2} p \boldsymbol{I} + \frac{3\alpha}{2E} \left(\frac{\sigma_{red}}{\sigma_k} \right)^{m-1} \boldsymbol{S}, \quad (15)$$

kde $\boldsymbol{\varepsilon}$ je tenzor deformace, μ je Poissonovo číslo, \boldsymbol{S} je deviator napětí, p je ekvivalentní hydrostatický tlak, σ_{red} je redukované napětí dle hypotézy HMM a \boldsymbol{I} je jednotková matice [59].

Materialové modely pro MKP - uniaxialni zkouska - PEEK-OPTIMA Natural



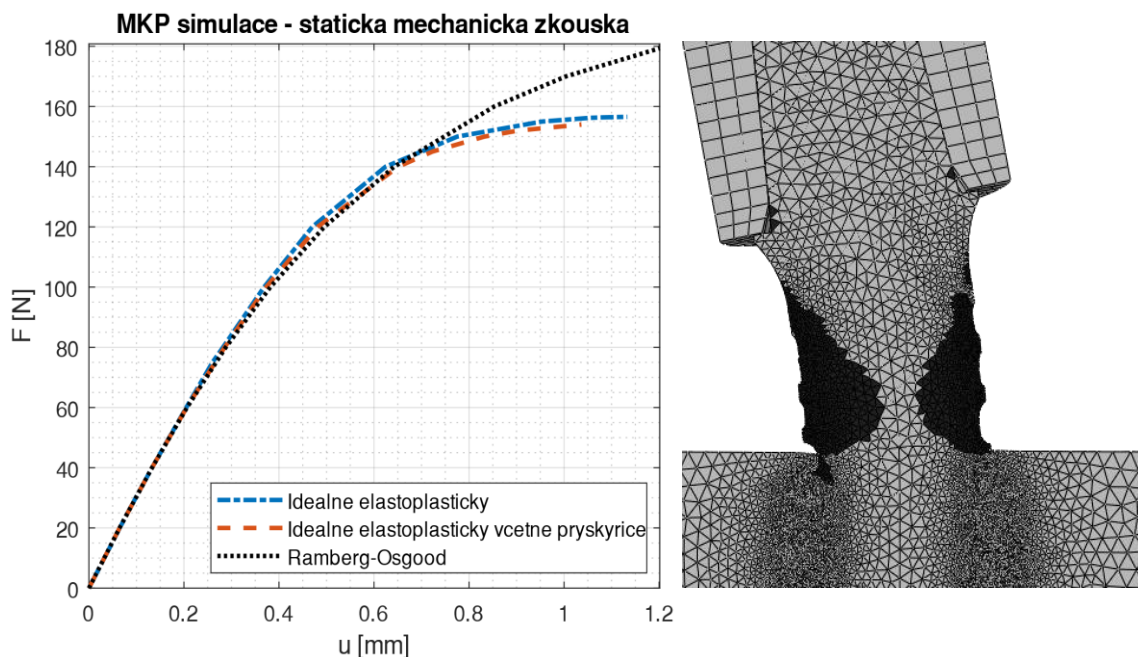
Obrázek 38 - Materiálový model PEEK-OPTIMA Natural určený z jednoosé tahové zkoušky ($n=6$)

8.2 Výsledky simulace mechanické zkoušky

Simulace je provedena ve třech konfiguracích

- PEEK je modelován jako ideálně elastoplastický a pryskyřice jako lineárně elastická ($E = 3$ GPa).
- PEEK i pryskyřice jsou modelovány jako ideálně elastoplastické. Mez kluzu pryskyřice zvolena na 50 MPa.
- PEEK je modelován dle Ramberg-Osgoodova vztahu a pryskyřice jako lineárně elastická ($E = 3$ GPa).

V prvních dvou případech výpočet kolabuje vlivem rozsáhlé oblasti plastické deformace (viz obrázek 39) při zatížení kolem 155 N. Výsledné závislosti posuvu a síly jsou vykresleny níže. Modelovaná plasticita pryskyřice má na výslednou zatěžovací křivku zanedbatelný vliv. Oba materiálové modely PEEKu mají obdobný průběh v počáteční oblasti zatížení. Užití Ramberg-Osgoodova modelu vykazuje mírně nižší tuhost implantátu při zatížení 60 N až 120 N. Při zatížení nad 120 N klesá tuhost implantátu rychleji v případě ideálně elastoplastického modelu.



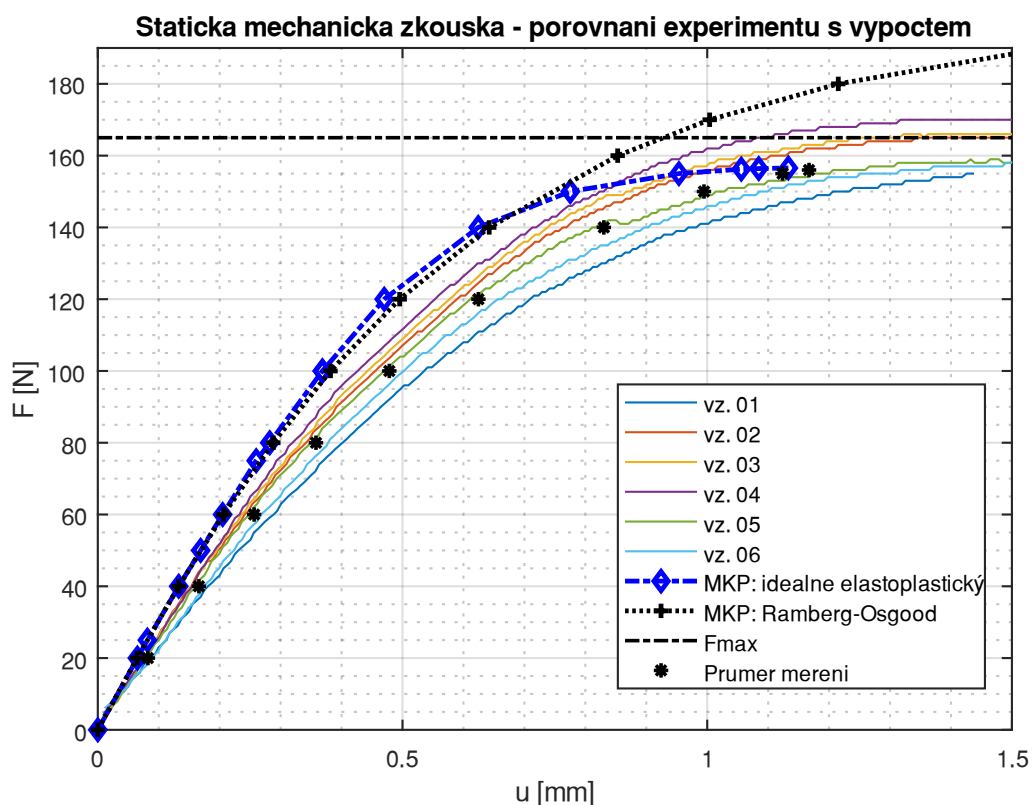
Obrázek 39 - Výsledky simulace statické mechanické zkoušky pro 3 modelované případy, černě vyznačená oblast plastické deformace materiálu implantátu při použití ideálně elastoplastického modelu ($F = 156 \text{ N}$).

8.3 Porovnání mechanické zkoušky s výpočtem

Ověření míry shody MKP modelu s realitou je provedeno porovnáním naměřených a vypočtených závislostí síly na posuvu. Pro přesnější porovnání je u naměřených hodnot posuvů (u_m) zohledněna tuhost stroje (k_s) dle rovnice (16)

$$u = u_m - \frac{F u_m}{k_s}, \quad (16)$$

kde F_{u_m} je naměřená síla pro daný posuv a u je skutečná hodnota posuvu. Výsledný vztah mezi experimentem a výpočty je zobrazen na obrázku 40 a vyčíslen v tabulce 14. Výpočty určené zatěžovací křivky (MKP: ideálně elastoplastický, MKP: Ramberg-Osgood) mají v počáteční oblasti strmější průběh oproti křivkám z experimentu. Simulace tedy oproti skutečnosti předpovídají v této oblasti vyšší tuhost implantátu. Trend křivky zatížení při použití Ramberg-Osgoodova modelu v porovnání s modelem ideálně elastoplastickým lépe odpovídá experimentu. Ideálně elastoplastický model však udává bližší hodnoty posuvů při zatížení nad 145 N, kde je prudký pokles tuhosti způsoben šířením plastické oblasti deformace. Míra shody je vyjádřena poměrem hodnot vypočtených a experimentálně zjištěných posuvů pro vybrané hodnoty zatížení a je uvedena v tabulce 14.



Tabulka 14 - Porovnání výsledků MKP výpočtů a experimentů

F [N]	u_{IEP} [mm]	u_{R-O} [mm]	u_{zk} [mm]	$\frac{u_{IEP}}{u_{zk}}$	$\frac{u_{R-O}}{u_{zk}}$
20	0,07	0,07	0,08 (SD 0,01)	0,79	0,79
40	0,13	0,13	0,75 (SD 0,01)	0,80	0,80
60	0,21	0,21	0,26 (SD 0,02)	0,80	0,81
80	0,28	0,29	0,36 (SD 0,32)	0,79	0,81
100	0,37	0,38	0,48 (SD 0,43)	0,78	0,79
120	0,47	0,50	0,62 (SD 0,06)	0,75	0,81
140	0,62	0,64	0,83 (SD 0,11)	0,75	0,77
150	0,78	0,75	1,00 (SD 0,15)	0,78	0,75
155	0,95	0,80	1,12 (SD 0,22)	0,85	0,71
156,5	1,11	-	1,17 (SD 0,23)	0,95	-
160	-	0,85	1,25 (SD 0,24)	-	0,68

IEP - ideálně elastoplastický model, R-O - Ramberg-Osgoodův model, zk - mechanická zkouška

9 Diskuze

9.1 Model fyziologického zatížení

V práci je simulován vliv tuhosti materiálu implantátu na rozložení pole deformace v okolní kostní tkáni. Za ideální je považován stav, kdy implantát zatížený oklusní silou nepřetěžuje marginální část kosti a zároveň dostatečně mechanicky stimuluje kostní tkáň v celém jeho okolí a tím podporuje pozitivní remodelační procesy kosti. Aby bylo možné vyhodnotit stav zatížení kostní tkáně a porovnat ho s Frostovou teorií mechanostatu, je jako hodnotící kritérium vyčíslena maximální absolutní hodnota logaritmické deformace (LE) v každém bodě modelu kostní tkáně. Ve všech modelovaných případech výpočty (v souladu s [10], [11]) předpovídají, že nízká tuhost implantátu (PEEK) negativně přispívá k přetěžování marginální kosti a že vyšší tuhost materiálu (Ti-6Al-4V, ZrO₂) implantátu přispívá k rovnoměrnějšímu rozložení deformace v okolní kostní tkáni. Z výsledků pilotní studie (viz tabulku 10) lze vysledovat nepřímou úměru mezi tuhostí implantátu a maximální velikostí deformace v kortikále i maximální hodnotou posuvu zatěžovacího členu. Čím větší je posuv působíště síly, tím větší vzniká přídavný ohybový moment, který zvyšuje namáhání implantátu i okolní kosti.

Modely zatížení implantátu v kostní tkáni jsou oproti skutečnosti výrazně zjednodušeny. Geometrie kostní tkáně s obdélníkovým průřezem neodpovídá přesnému tvaru čelisti. Vazba *TIE* mezi implantátem a kostí simuluje ideální stav plně integrovaného implantátu a nedovoluje implantátu se při nadměrném zatížení oddělit od kostní tkáně. Kortikála, spongióza i ostatní materiály jsou modelovány jako ideálně elastoplastické izotropní kontinuum. Jsou tedy zanedbány anizotropní vlastnosti všech materiálů i porézní struktura spongiózy. Patologické přetížení kosti je simulováno přechodem do plastické oblasti deformace. Namísto porušení kostní tkáně dochází v modelu k šíření zplastizované oblasti, kde hodnoty deformace v některých elementech dosahují nepravděpodobných hodnot. V modelech jsou taktéž zanedbány vnější silové účinky od svalů. Z výše uvedených důvodů nemusí hodnoty zatížení získané výpočtovými modely odpovídat zatížení skutečného implantátu a okolní kosti. Výsledky kapitoly 6 však dostatečně objasňují principiální podstatu vlivu tuhosti materiálu implantátu na zatížení okolní kostní tkáně. Ve shodě s [10] provedené simulace poukazují na to, že z **mechanického** hlediska nepřináší PEEKový implantát oproti titanovému žádné výhody.

9.2 Mechanická zkouška prototypu PEEKového implantátu

Pro experimentální posouzení mechanické biokompatibility PEEKového implantátu byly ve spolupráci s LASAK s.r.o. navrženy a vyrobeny prototypy implantátu o průměru 4 mm. Mechanickou zkouškou dle EN ISO 14801 byla určena statická únosnost implantátu na 165 N (SD 6,12 N; n = 5). Únavová pevnost byla vzhledem k nedostatku vzorků stanovena intervalem 87 N až 105 N. Za účelem verifikace výpočtového modelu PEEKového implantátu byla metodou konečných prvků modelována statická mechanická zkouška a následně byly porovnány naměřené a vypočtené hodnoty posuvů zatěžovacího členu na shodných silových hladinách. Materiál implantátu (PEEK-OPTIMA Natural) byl při simulaci mechanické zkoušky modelován dvěma modely: ideálně elastoplastickým a Ramberg-Osgoodovým. V obou případech výpočtové modely v počáteční oblasti zatížení vykazují vyšší ohybovou tuhost implantátu oproti provedenému experimentu. Chyba simulace mohla být způsobena několika faktory, které jsou popsány níže.

- **Nepřesné materiálové modely** byly formulované pouze na základě provedené jednoosé tahové zkoušky polymerů. V modelech byla tedy zanedbána možná anizotropie materiálu i jeho viskoelasticita. Anizotropie PEEKu mohla být způsobena výrobou polotovarů, kdy jsou tyče vyráběny tažením. Elastický modul pružnosti se tedy může lišit v podélném a příčném směru implantátu, který byl z tyče obroben. Je také předpokládáno shodné elastické chování materiálu v tahu a tlaku.
- **Materiálové vlastnosti pryskyřice** nebyly pro potřebu výpočtu měřeny a byly pouze odhadnuty. Zalitím vzorků navíc vznikly bublinky, které mohly mít vliv na průběh naměřeného posuvu.
- **Interakce mezi implantátem a pryskyřicí** byla modelována vazbou *TIE*. Vazba *TIE* zajišťuje „svázání“ uzlů na povrchu implantátu a zkušebního válečku a tím zajišťuje přenos tahových i tlakových sil mezi jednotlivými elementy po celou dobu zatížení. Na obrázku 41 je však patrné, že v průběhu zatížení došlo k viditelnému oddělení implantátu od pryskyřice v místě vetknutí. V důsledku porušení vazby mezi materiály může docházet k prodloužení ramene síly, zvýšení ohybového momentu a nárůstu deformace implantátu a k poklesu tuhosti celé zkušební sestavy. Takové chování je ve shodě s výsledkem pilotní analýzy, kde bylo nezhojení implantátu simulováno interakcí *CONTACT* (namísto *TIE*)

mezi implantátem a kortikálou. Při zatížení 100 N byla změna maximální hodnoty posuvů 66 % ($u_{max\ TIE} = 0,099$ mm, $u_{max\ CONTACT} = 0,166$ mm).



Obrázek 41 - Porušení vazby mezi implantátem a pryskyřicí po průběhu statické mechanické zkoušky implantátu.

Vzhledem k relativně nízké únavové pevnosti prototypů nelze doporučit jejich aplikaci ani v sólových náhradách předních zubů. Průměrná maximální oklusní síla v předních zubech 259 N [27] je více než dvojnásobek únavové pevnosti prototypů určené dle EN ISO 14801. Tato zjištění jsou v přímém rozporu s klinickou studií [1] a s výrobcí PEEKových implantátů [12], [13], kteří vyrábí a implantují sólové náhrady o průměru 3 mm z materiálů s obdobnými mechanickými vlastnostmi jako má PEEK-OPTIMA Natural (např. Smartpik® [23]) i namísto třenových zubů.

10 Závěr

PEEK a jeho kompozity mohou být díky jejich elastickému modulu pružnosti podobnému kosti vhodným materiálem pro výrobu ortopedických náhrad nebo dlah, kdy při užití materiálů o vysoké tuhosti (např. titanových slitin) dochází v kostech k *stress shieldingu*, v jehož důsledku pak kostní tkáň řídne. Z poznatků sepsaných v této práci však nevyplývá, že by nízká tuhost materiálu byla výhodou při konstrukci dentálních implantátů. Majoritním problémem při užití dentálního implantátu je resorbce marginální kosti v jeho okolí. Kromě špatné ústní hygieny, periimplantitidy nebo nedokonalé osseointegrace přispívá k resorbci marginální kostní tkáně také její nepříznivé mechanické namáhání od oklusních sil. K ústupu kostní tkáně v této oblasti nedochází v důsledku *stress shieldingu*, tedy nedostatečnému mechanickému zatížení, ale v důsledku patologického přetížení. Výsledky MKP simulací provedených v rámci této práce poukazují na nepřímou úměru mezi velikostí Youngova modulu pružnosti materiálu implantátu a velikostí patologicky přetížené oblasti okolní kosti. Zároveň provedené mechanické testy prototypu implantátu o průměru 4 mm z materiálu PEEK-OPTIMA Natural ($E \approx 4\,050$ MPa, $\sigma_p \approx 104$ Mpa) neprokázaly dostatečnou statickou ani únavovou pevnost pro jejich použití jako plnohodnotné sólové náhrady zubu.

PEEK má však oproti titanovým slitinám i řadu výhod. Je radiolucenční, nevyvolává alergické reakce, při kompozitním složení PEEK/ β -TCP/TiO₂ má výborné bioaktivní osseointegrační vlastnosti, nehrozí při jeho užití vznik galvanického článku a má estetický vzhled. Zvýšení elastického modulu pružnosti PEEKu lze dosáhnout přidáním krátkých nebo tzv. nekonečných karbonových vláken. Přidáním 60 % nekonečných karbonových vláken lze vytvořit kompozitní materiál jehož podélný modul pružnosti dosahuje až 1000 MPa. Díky moderním technologiím, jako je *Composite Flow Molding*, lze z takových dlouhovláknenných kompozitů vytvářet i výrobky s komplexní geometrií. Otevírá se tak možnost vytvářet implantáty s orientovanou tuhostí. Výsledný implantát by tak mohl mít mechanické vlastnosti srovnatelné nebo lepší než implantát kovový při zachování některých výhod polymerních materiálů.

V rámci práce byla provedena rešerše zaměřená především na mechanické vlastnosti materiálů, které byly později použity v MKP simulacích. Speciální důraz byl kladen na mechanické vlastnosti kostní tkáně v mandibule, která byla modelována ve dvou extrémních případech kvality kosti. Rešerše také posloužila ke stanovení hodnot zátěžné síly působící na dentální implantát a kritérií pro vyhodnocení namáhání okolní kostní tkáně. V rámci praktické části práce byla v Laboratoři mechanických zkoušek (Ústav mechaniky, biomechaniky a

mechatroniky, Fakulta strojní, ČVUT v Praze) provedena tahová zkouška polymerů, jejímž výstupem bylo vyhodnocení Youngova modulu pružnosti, meze pevnosti a získání tahového pracovního diagramu materiálu PEEK-OPTIMA Natural. V souladu se zadáním byly provedeny výpočetní MKP studie, které objasnily vliv tuhosti materiálu dentálního implantátu při jeho zatížení na rozložení deformace v okolní kostní tkáni. Na základě MKP simulací byla vybrána vhodná geometrie implantátu pro výrobu prototypů z PEEKu. Ve spolupráci s LASAK s.r.o. proběhla realizace výroby prototypů a následně byly provedeny mechanické zkoušky dle EN ISO 14801. Statická mechanická zkouška byla rovněž modelována za užití MKP a vypočtené výsledky byly porovnány s experimentem. Provedené mechanické zkoušky a výpočetní studie poukazují na to, že z mechanického hlediska nepřináší PEEKový implantát oproti titanovému žádné výhody.

11 Použitá literatura

- [1] K. Marya, J. Dua, S. Chawla, P. R. Sonoo, A. Aggarwal, a V. Singh, „Polyetheretherketone (PEEK) Dental Implants: A Case for Immediate Loading", *Int. J. Oral Implantol. Clin. Res.*, roč. 2, s. 97–103, kvě. 2011.
- [2] S. Najeeb, M. S. Zafar, Z. Khurshid, a F. Siddiqui, „Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics", *J. Prosthodont. Res.*, roč. 60, č. 1, s. 12–19, 2016.
- [3] O. Charyeva, K. Altynbekov, R. Zhartybaev, a A. Sabdanaliev, „Long-term dental implant success and survival--a clinical study after an observation period up to 6 years", *Swed. Dent. J.*, roč. 36, č. 1, s. 1–6, 2012.
- [4] F. J. J. van Velzen, R. Ofec, E. A. J. M. Schulten, a C. M. Ten Bruggenkate, „10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients", *Clin. Oral Implants Res.*, roč. 26, č. 10, s. 1121–1128, říj. 2015.
- [5] H. M. Frost, „Perspectives: bone's mechanical usage windows", *Bone Miner.*, roč. 19, č. 3, s. 257–271, pro. 1992.
- [6] F. Isidor, „Influence of forces on peri-implant bone", *Clin. Oral Implants Res.*, roč. 17 Suppl 2, s. 8–18, říj. 2006.
- [7] P. Marcián, „Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně", *Biomechanical Study of Tooth Implants for Low Density Bone*, lis. 2012.
- [8] C. M. Stanford a R. A. Brand, „Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling", *J. Prosthet. Dent.*, roč. 81, č. 5, s. 553–561, kvě. 1999.
- [9] W.-T. Lee, J.-Y. Koak, Y.-J. Lim, S.-K. Kim, H.-B. Kwon, a M.-J. Kim, „Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants", *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*, roč. 100B, č. 4, s. 1044–1052, kvě. 2012.
- [10] J. R. Sarot, C. M. M. Contar, A. C. C. da Cruz, a R. de Souza Magini, „Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, roč. 21, č. 7, s. 2079–2085, čvc. 2010.
- [11] A. D. Schwitalla, M. Abou-Emara, T. Spintig, J. Lackmann, a W. D. Müller, „Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone", *J. Biomech.*, roč. 48, č. 1, s. 1–7, led. 2015.
- [12] „The Smartpik® material", *Smartpik*. [Online]. Dostupné z: <https://www.smartpik-implants.com/practitioners/smartpik-material/>. [Viděno: 04-dub-2018].

- [13] „PEEK PERSO”, *SisoMM.com English*. [Online]. Dostupné z: <https://www.en.sisomm.com/peek-perso/>. [Viděno: 02-bře-2018].
- [14] J. J. Hales, „Root Canals and Dental Implants: The Rest of the Story”. .
- [15] D. H. N. Akbar, „Dental Implants Types”, *Dentcare Clinic*, 30-čer-2017. .
- [16] R. Shelton, *Biocompatibility of Dental Biomaterials*. Cambridge, UNKNOWN: Elsevier Science, 2016.
- [17] R. B. Osman a M. V. Swain, „A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia”, *Materials*, roč. 8, č. 3, s. 932–958, bře. 2015.
- [18] G. Voggenreiter *et al.*, „Immuno-inflammatory tissue reaction to stainless-steel and titanium plates used for internal fixation of long bones”, *Biomaterials*, roč. 24, č. 2, s. 247–254, led. 2003.
- [19] P. F. Manicone, P. Rossi Iommetti, a L. Raffaelli, „An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications”, *J. Dent.*, roč. 35, č. 11, s. 819–826, lis. 2007.
- [20] K. Sivaraman, A. Chopra, A. I. Narayan, a D. Balakrishnan, „Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review”, *J. Prosthodont. Res.*, srp. 2017.
- [21] S. M. Kurtz, *PEEK Biomaterials Handbook*. William Andrew, 2011.
- [22] S. Green a J. Schlegel, „A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications”, *Polym Med Ind Proc Bruss.*, s. 14–15, 2001.
- [23] M. F. Harmand a J. P. Cougoulic, „A new biocompatible biomaterial: PEEK/ β -TCP/TiO₂ composite”, in *Sydney 9WBC Congress*, 2004.
- [24] D. Koc, A. Dogan, a B. Bek, „Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review”, *Eur. J. Dent.*, roč. 4, č. 2, s. 223–232, dub. 2010.
- [25] Y. Hattori, C. Satoh, T. Kunieda, R. Endoh, H. Hisamatsu, a M. Watanabe, „Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans”, *J. Biomech.*, roč. 42, č. 10, s. 1533–1538, čvc. 2009.
- [26] V. F. Ferrario, C. Sforza, G. Zanotti, a G. M. Tartaglia, „Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography”, *J. Dent.*, roč. 32, č. 6, s. 451–457, srp. 2004.
- [27] S. Umesh, S. Padma, S. Asokan, a T. Srinivas, „Fiber Bragg Grating based bite force measurement”, *J. Biomech.*, roč. 49, č. 13, s. 2877–2881, zář. 2016.

- [28] W. Niu, P. Wang, S. Zhu, Z. Liu, a P. Ji, „Marginal bone loss around dental implants with and without microthreads in the neck: A systematic review and meta-analysis", *J. Prosthet. Dent.*, roč. 117, zř. 2016.
- [29] A. A. Author_Mohammed, „The maintenance of crestal bone around dental implants", 2011.
- [30] European Standart, „EN ISO 14801:2016, Dentistry - Implants - Dynamic loading tests for endosseous dental implants", 20016.
- [31] M. A. Meyers a P.-Y. Chen, *Biological materials science*. Cambridge University Press, 2014.
- [32] J. D. Currey, *Bones: Structure and Mechanics*. Princeton, UNITED STATES: Princeton University Press, 2002.
- [33] R. Shahar, P. Zaslansky, M. Barak, A. A. Friesem, J. D. Currey, a S. Weiner, „Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry", *J. Biomech.*, roč. 40, ř. 2, s. 252–264, led. 2007.
- [34] Valášek, „Biomechanická studie obličejevého skeletu", BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, Brno, 2016.
- [35] L. Røhl, E. Larsen, F. Linde, A. Odgaard, a J. Jørgensen, „Tensile and compressive properties of cancellous bone", *J. Biomech.*, roč. 24, ř. 12, s. 1143–1149, 1991.
- [36] T. Sugiura, K. Yamamoto, M. Kawakami, S. Horita, K. Murakami, a T. Kirita, „Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible", *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, roč. 20, ř. 1, s. e66–e73, led. 2015.
- [37] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, a J. E. Lemons, *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*. Elsevier, 2004.
- [38] S. Khan, R. Warkhedkar, a A. Shyam, „Human bone strength evaluation through different mechanical tests", *Int. J. Curr. Eng. Technol.*, roč. 2, s. 539–543, 2014.
- [39] É. Lakatos, L. Magyar, a I. Bojtár, „Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone", *J. Med. Eng.*, roč. 2014, 2014.
- [40] C. E. Misch, Z. Qu, a M. W. Bidez, „Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement", *J. Oral Maxillofac. Surg.*, roč. 57, ř. 6, s. 700–706, řer. 1999.
- [41] X. Ding, X.-H. Zhu, S.-H. Liao, X.-H. Zhang, a H. Chen, „Implant–Bone Interface Stress Distribution in Immediately Loaded Implants of Different Diameters: A Three-Dimensional Finite Element Analysis", *J. Prosthodont.*, roč. 18, ř. 5, s. 393–402, řvc. 2009.

- [42] K. Haase a G. Rouhi, „Prediction of stress shielding around an orthopedic screw: Using stress and strain energy density as mechanical stimuli”, *Comput. Biol. Med.*, roč. 43, č. 11, s. 1748–1757, lis. 2013.
- [43] H. Guan, R. C. van Staden, N. W. Johnson, a Y.-C. Loo, „Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process—A finite element study”, *Finite Elem. Anal. Des.*, roč. 47, č. 8, s. 886–897, srp. 2011.
- [44] A. Bouguecha, N. Weigel, B.-A. Behrens, C. Stukenborg-Colsman, a H. Waizy, „Numerical simulation of strain-adaptive bone remodelling in the ankle joint”, *Biomed. Eng. OnLine*, roč. 10, s. 58, čvc. 2011.
- [45] B.-A. Behrens, I. Nolte, P. Wefstaedt, C. Stukenborg-Colsman, a A. Bouguecha, „Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions”, *Biomed. Eng. OnLine*, roč. 8, s. 7, dub. 2009.
- [46] M. Naitoh, A. Hirukawa, A. Katsumata, a E. Ariji, „Prospective study to estimate mandibular cancellous bone density using large-volume cone-beam computed tomography”, *Clin. Oral Implants Res.*, roč. 21, č. 12, s. 1309–1313, pro. 2010.
- [47] D. R. Carter a W. C. Hayes, „The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure”, *J. Bone Joint Surg. Am.*, roč. 59, č. 7, s. 954–962, říj. 1977.
- [48] J. H. Keyak, S. A. Rossi, K. A. Jones, a H. B. Skinner, „Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling”, *J. Biomech.*, roč. 31, č. 2, s. 125–133, 1997.
- [49] T. S. Keller, „Predicting the compressive mechanical behavior of bone”, *J. Biomech.*, roč. 27, č. 9, s. 1159–1168, zář. 1994.
- [50] A. O’Mahony, J. Williams, J. Katz, a P. Spencer, „Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible”, *Clin. Oral Implants Res.*, roč. 11, s. 415–21, lis. 2000.
- [51] C. L. Schwartz-Dabney a P. Dechow, *Variations in cortical material properties through the human dentate mandible*, roč. 120. 2003.
- [52] W.-J. Seong, U.-K. Kim, J. Q. Swift, Y.-C. Heo, J. S. Hodges, a C.-C. Ko, „Elastic properties and apparent density of human edentulous maxilla and mandible”, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, roč. 38, č. 10, s. 1088–1093, říj. 2009.
- [53] H. H. Bayraktar, E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. K. Wong, a T. M. Keaveny, „Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue”, *J. Biomech.*, roč. 37, č. 1, s. 27–35, led. 2004.
- [54] L. Vidyasagar a P. Apse, „Biological response to dental implant loading/overloading. Implant overloading: empiricism or science”, *Stomatologija*, roč. 5, č. 3, s. 83–89, 2003.

- [55] G. R. Parr, „Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, roč. 54, č. 4, s. 611–612, říj. 1985.
- [56] C. E. Misch, „Contemporary Implant Dentistry.", *Implant Dent.*, roč. 8, č. 1, s. 90, 1999.
- [57] N. R. Mehta, S. J. Scrivani, a E. L. H. Spierings, „31 - Dental and Facial Pain", in *Practical Management of Pain (Fifth Edition)*, Ed. Philadelphia: Mosby, 2014, s. 424-440.e3.
- [58] F. Chabrier, C. H. Lloyd, a S. N. Scrimgeour, „Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials", *Dent. Mater.*, roč. 15, č. 1, s. 33–38, led. 1999.
- [59] „Abaqus Analysis User's Manual (6.10)". [Online]. Dostupné z: <https://www.sharcnet.ca/Software/Abaqus610/Documentation/docs/v6.10/books/usb/default.htm?startat=pt05ch20s02abm28.html>. [Viděno: 08-kvě-2018].