ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta stavební
Katedra mechaniky

Mechanické vlastnosti gyroidní struktury tvořené aditivní technologií

Mechanical properties of gyroid structure formed by additive manufacturing

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Tereza Kocumová

Studijní program:	Stavební inženýrství
Studijní obor:	Konstrukce pozemních staveb
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

Praha, 2020

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
Fakulta stavební
Thákurova 7, 166 29 Praha 6

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: Kocumová Jméno: Tereza Osobní číslo: 458730

Zadávající katedra: K132

Studijní program: SI

Studijní obor: C

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce: Mechanické vlastnosti gyroidní struktury tvořené aditivní technologií

Název bakalářské práce anglicky: Mechanical properties of gyroid structure formed by additive manufacturing

Pokyny pro vypracování:

Popis anatomie, histologie a základních materiálových parametrů zubů, Stručný přehled současně používaných dentálních implantátů a jejich povrchových úprav. Popis mateirálů a technologie vhodných pro aditivní výrobu nitrokostních částí implantátů. Návrh a příprava experimentálního testování 3D tištěných vzoků dle normy 13314 resp. 14801.

Seznam doporučené literatury:
Odborné články a publikace dostupné v databízích WoS a SCOPUS, A. Šimunek - Dentální implantologie, Z. Tonar - Histologie tvrdých tkání, Normy ČSN EN 13314:2011 Mechanické zkoušení kovů a ISO 14801 Stomatologie - Implantáty - Dynamická únavová zkouška nitrokostních částí dentálních implantátů.

Jméno vedoucího bakalářské práce: Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: 25.9.2019 Termín odevzdání bakalářské práce: 5.1.2020

Údaj uveďte [redacted] *k. roku*

[redacted]

Podpis vedoucího práce Podpis vedoucího katedry

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Beru na vědomí, že jsem povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je nutné uvést v bakalářské práci a při citování postupovat v souladu s metodickou příručkou ČVUT „Jak psát vysokoškolské závěrečné práce" a metodickým pokynem ČVUT „O dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací".

3. 10. 2019 [redacted]

Datum převzetí zadání Podpis studenta(ky)

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Mechanické vlastnosti gyroidní struktury tvořené aditivní technologií zpracoval(a) samostatně za použití uvedené literatury a pramenů.

Dále prohlašuji, že nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

……

Jméno Příjmení

Poděkování

Děkuji Ing. Aleši Jírovi, Ph.D. za jeho odborné vedení, užitečné rady, konzultace a praktické poznatky, které mi věnoval během zpracování bakalářské práce.

Dále bych chtěla poděkovat svým nejbližším, kteří mě podporovali během studijních let a psaní této závěrečné práce.

Anotace

Bakalářská práce se zabývá 3D strukturami nitrokostních částí zubních implantátů a snaží se dokázat, že současné využití trabekulárních struktur nevykazuje tak dobré výsledky jako využití novějších implantátů s gyroidní strukturou. Po optimalizaci variant gyroidních struktur byla vytvořena série zkušebních těles ve 4 variantách gyroidních struktur s různou velikostí základních buněk a pórů. Vzorky byly následně v laboratoři podrobeny tlakovým a tahovým zkouškám a hodnoceny dle požadavků mezinárodní normy ČSN EN 13314. V závěru bylo provedeno vyhodnocení experimentu a jednotlivých vzorků gyroidní struktury.

Klíčová slova

Oseointegrace, slitiny titanu, trabekulární struktura, gyroidní struktura, 3D tisk, aditivní technologie

Summary

The bachelor thesis deals with 3D structures of intraosseous parts of dental implants and tries to prove that the current use of trabecular structures does not show results as good as the use of newer implants with gyroid structure. After optimization of gyroid structures, a series of test specimens was created in 4 variants of gyroid structures with different sizes of basic cells and pores. The samples were subsequently subjected to compressive and tensile tests in the laboratory and evaluated according to the requirements of the international standard ČSN EN ISO 13314. Finally, evaluation of the experiment and individual samples of the gyroid structure were performed.

Key words

Oseointegration, titanium alloys, trabecular structure, gyroid structure, 3D printing, additive technology

Obsah

1. Cíle práce 8
2. Úvod 9
3. Struktura a vlastnosti zubu 10
3.1. Anatomické členění zubu 11
3.2. Vnitřní struktura zubu 12
3.2.1. Sklovina (enamelum) 12
3.2.2. Zubovina (dentin) 13
3.2.3. Zubní cement 14
3.2.4. Zubní dřeň 15
3.3. Závěsný aparát zubu (Parodont) 15
3.4. Nejčastější příčiny vedoucí k aplikaci implantátů 16
4. Struktura a mechanické vlastnosti čelistních kostí 17
4.1. Struktura kosti čelistní 18
4.2. Mechanické vlastnosti 18
5. Nejčastěji používané implantáty současnosti 20
5.1. Historický vývoj implantátů 21
5.2. Uzavřené implantáty 22
5.3. Polouzavřené implantáty 22
5.4. Otevřené implantáty 22
5.4.1. Submukózní implantáty 22
5.4.2. Subperiostální implantáty 23
5.4.3. Válcové, šroubové implantáty 23

5.4.4. Čepelkové implantáty 24
5.4.5. Transmandibulární implantáty 25
5.4.6. Bikortikální šrouby 26
5.4.7. Transdentální implantáty 26
5.5. Současné implantáty používané v klinické praxi 26
5.6. Přehled používaných materiálů pro výrobu implantátů 27
5.6.1. Biotolerantní materiály 28
5.6.2. Bioinertní materiály 29
5.6.3. Bioaktivní materiály 30
5.7. Významné slitiny titanu a jejich struktury 31
5.8. Základní materiál titanu 32
6. Technologie výroby a povrchové úpravy implantátů 34
6.1. Subtraktivní metoda při úpravě povrchů 34
6.2. Aditivní metoda při úpravě povrchů 35
6.3. Základní metody 3D tisku 36
6.4. Technologie 3D tisku kovů 41
6.4.1. SLS technologie 41
6.4.2. SLM technologie 42
7. Přehled 3D struktur 44
7.1. Trabekulární struktura 44
7.2. Gyroidní struktura 45
8. Mechanické testování porézních kovových materiálů dle ČSN ISO 13314:2011 48

9. Návrh, výroba a příprava vzorků 3D struktur pro mechanické testování. 52
9.1. Metodika testování vzorků tlakem 53
9.2. Metodika testování vzorků tahem 54
9.3. Zkušební tělesa 55
9.4. Výsledky zkoušek v tlaku 56
9.4.1. Gyroidní struktura G1T 56
9.4.2. Gyroidní struktura G2T 57
9.4.3. Gyroidní struktura G3T 59
9.4.4. Gyroidní struktura G4T 60
9.5. Výsledky zkoušek v tahu 62
9.5.1. Gyroidní struktura G5T 62
9.5.2. Gyroidní struktura G6T 64
9.5.3. Gyroidní struktura G7T 65
10. Závěr 67
11. Seznam zdrojů 69
12. Seznam obrázků a tabulek 73

1. Cíle práce

Bakalářská práce je zaměřena na problematiku dentálních implantátů a možnosti jejich výroby s využitím aditivních technologií. Její základní cíle jsou:

- Popis anatomie, histologie a základních materiálových parametrů zubů;
- Stručný přehled současně využívaných dentálních implantátů a jejich povrchových úprav;
- Popis materiálů a technologie vhodných pro aditivní výrobu nitrokostních částí implantátů;
- Popis experimentu a jeho vyhodnocení pomocí normy ČSN EN 13314;
- Dílčí vyhodnocení testovaných vzorků gyroidní struktury.

2. Úvod

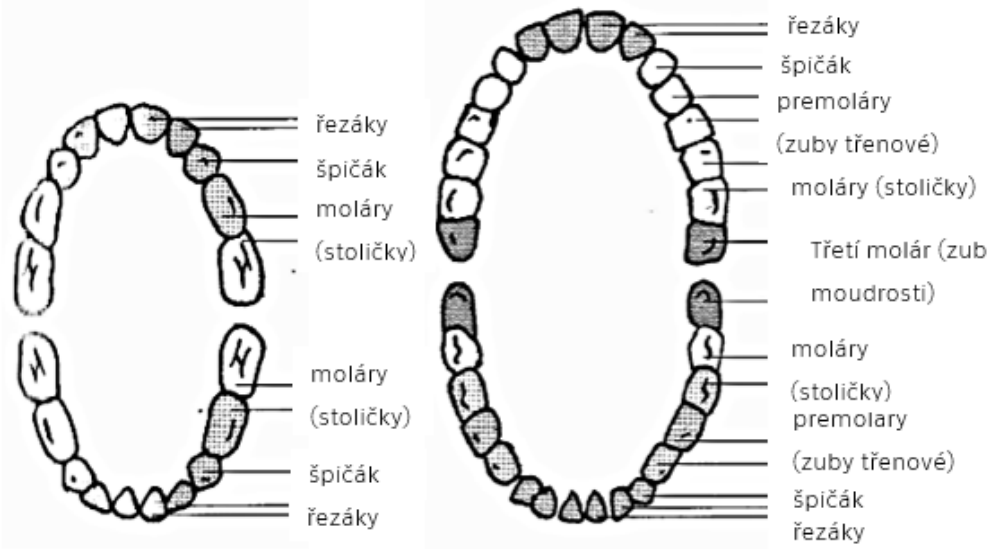
Zuby jsou tvrdé útvary v dutině ústní většiny obratlovců. U lidí je jejich funkcí především napomáhat procesu trávení (rozmělnění potravy kousáním), tvorba řeči a správná artikulace. Hezký a zdravě vypadající chrup dotváří vzhled tváře a je vizitkou každého člověka. Špatně udržovaný chrup může velmi negativně ovlivnit psychický stav člověka a v horším případě vést k vypadnutí zubů a jiným zdravotním komplikacím. Naruší se přirozená opora chrupu a zbylé zuby se začnou pohybovat a snažit se vyplnit mezeru po chybějícím zubu. Tento proces zhoršuje funkci chrupu a v nejhorším případě dojde i ke ztrátě dalšího zubu. Proto je vhodné chybějící zub včas nahradit pomocí odpovídající náhrady.

Aplikace zubní náhrady je závislá na zdravotním stavu pacienta a jeho regeneračních schopnostech při zavedení a vhojování implantátu s ohledem na povrchovou úpravu. Se zkvalitněním zdravotní péče a pokročilým výzkumem se dostávají do popředí nové aditivní technologie, které umožňují výrobu implantátů rozmanitých tvarů a struktur připomínající reálnou tkáň. Abychom pochopili souvislosti nutné pro návrh implantátů, musíme mít potřebné základní znalosti z oblasti materiálového inženýrství, numerického modelování pomocí metody konečných prvků (MKP) a mechanického testování.

3. Struktura a vlastnosti zubu

Zuby se vyvinuly jako deriváty ústní sliznice, vzhledem připomínající kosti. Lidský chrup není stejnotvárný, protože každý zub je morfologicky odlišný, především tvarem korunky a kořene, z čehož plyne i jejich rozdílná funkce. Z tohoto důvodu rozlišujeme čtyři typy zubů: řezáky (dentes incisivi), špičáky (dentes canini), zuby třenové (dentes praemolares) a stoličky (dentes molares). [1]

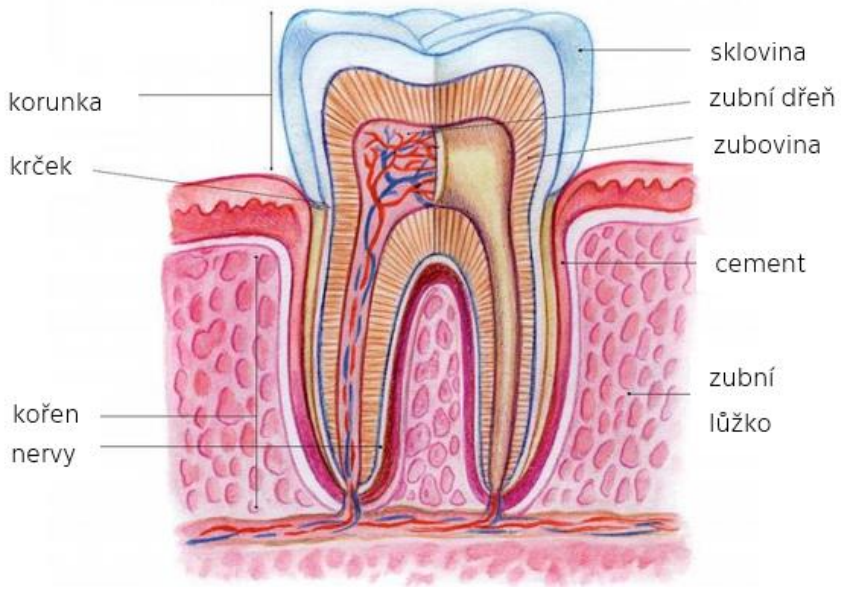
Zuby tvoří současně s alveolárními výběžky čelistí a dásní horní oblouk (arcus dentalis superior) a dolní oblouk (arcus dentalis inferior). Zuby horní čelisti tvoří oblouk ve tvaru elipsy, zuby zasazené v čelisti dolní zase tvar paraboly. Chrup člověka vyrůstá ve dvou generacích: Chrup mléčný (obsahuje 20 zubů, v každé polovině horní a dolní čelisti 2 řezáky, 1 špičák a 2 stoličky) a chrup stálý (obsahuje 32 zubů, v každé polovině chrupu 2 řezáky, 1 špičák, 2 zuby třenové a 3 stoličky) (obr. 1). [2][1]



obr. 1 *Lidský chrup - vlevo chrup mléčný, vpravo chrup stálý [3]*

3.1. Anatomické členění zubu

Z anatomického hlediska na zubu rozlišujeme 3 části: korunku, krček a kořen (obr. 1). Zubní korunka (corona dentis) je viditelná část zubu v dutině ústní, která zaujímá největší objem zubu. Na korunce rozeznáváme několik ploch, rýh a hran, které určují specificitu jednotlivých typů zubů. Na zubu rozeznáváme korunku klinickou a anatomickou. Anatomickou korunkou nazýváme tu část zubu, která je pokryta zubní sklovinou a za normálního fyziologického stavu není viditelná celá, cca 1–2 mm jsou ukryty pod volnou částí dásně. Klinická korunka je naopak jen ta část zubu, kterou vidíme v dutině ústní a během života se mění její velikost. U zdravého zubu je klinická korunka kratší než anatomická, avšak některé onemocnění můžou způsobit obrácený stav (např. zánět, atrofie nebo lékařský zákrok). Krček (collum dentis) je střední zúžená část zubu spojující korunku s kořenem a je kryt dásní. Obnažení krčku je důsledkem některých onemocnění a může vést i ke ztrátě zubu. Kořen zubní (radix dentis) má za funkci držet zub pevně v zubním lůžku kosti. Objemově je oproti korunce zhruba dvakrát menší. Zuby mají buď jeden kořen nebo více větví kořenu.[1]



obr. 2 *Anatomie zubu: korunka, krček a kořen [4]*

3.2. Vnitřní struktura zubu

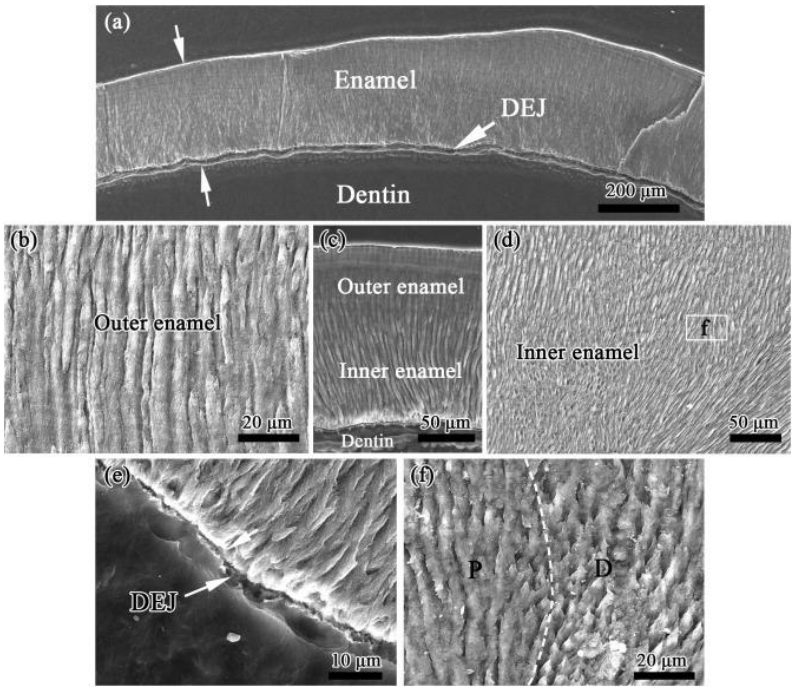
Základní struktura každého zubu je tvořena ze 4 tkání: skloviny, zuboviny (dentin) a zubního cementu (tvrdé tkáně), zubní dřeně (měkká tkáň) [5]. Tyto části tvoří vzájemně celek, který je schopný odolávat mechanickému zatížení.

3.2.1. Sklovina (enamelum)

Sklovina (obr. 3) pokrývá anatomickou korunku zubu. Její vrstva je nejsilnější na vrchní části korunky (až 2,5 mm) a nejslabší na povrchu krčku. Její průsvitnost (translucence) ve velké míře ovlivňuje barevnost korunky, která může být žlutobílá až šedobílá. Se zvyšující se mírou průsvitnosti prosvítá žlutavá barva dentinu. V opačném případě má korunka spíše šedavý odstín. Průsvitnost skloviny závisí pravděpodobně na kalcifikaci a její tloušťce. Tyto vlastnosti a přesné složení jsou ovlivněny především stravou a věkem každého jedince. Barevný odstín skloviny se poměrně liší také u dočasného a trvalého chrupu. Zatímco dočasný chrup je zabarvený spíše do mléčného až modrobílého tónu, trvalý chrup je spíše žlutohnědý až šedavý. Tyto vlastnosti ovlivňuje zvýšená mineralizace skloviny a dentinu. [5]

Vzhledem k vysokému obsahu anorganických látek (asi 95-98 %) je zubní sklovina nejtvrdší tkání lidského těla, takže dobře odolává velkým tlakům, vyvíjeným na zub během žvýkání. [5] Hodnoty Youngova modulu pružnosti E uvádí různí autoři mezi 41–84,1 GPa a Poissonovo číslo μ v rozmezí 0,3-0,33 [14]. Navzdory odolnosti vůči velkým tlakům je tato tkáň velice křehká a její poškození je bohužel nevratné. Další složkou skloviny je voda a organické sloučeniny (lipidy a proteiny). Polysacharidy a lipidy tvoří na povrchu skloviny 1 μm tlustou vrstvu (Nasmythova membrána), která vzniká při prořezávání zubu a u permanentního chrupu se proto nachází pouze v oblasti krčku. Z hlediska histologie je sklovina složena z šestihranných krystalků apatitu podlouhlého tvaru (160 nm dlouhé, 40 – 70

nm široké). Tyto krystaly jsou jednotlivě obaleny v hydratační vrstvě z lipidů a proteinů. [5]

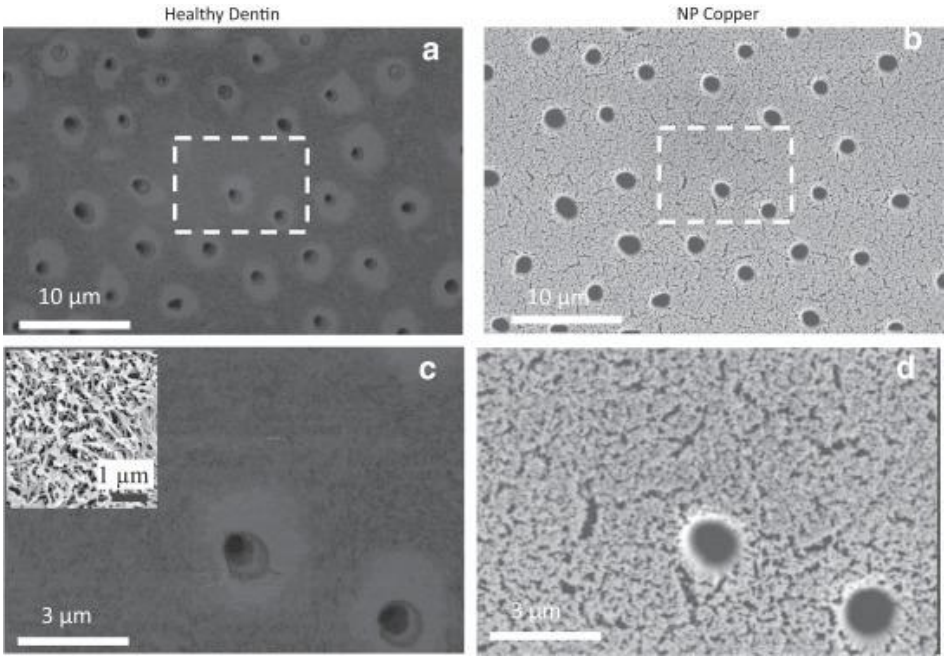


obr. 3 *Mikroskopická struktura skloviny [12]*

3.2.2. Zubovina (dentin)

Zubovina je největší vrstvou zubu, čímž určuje jeho základní tvar. [1] V oblasti korunky je kryta sklovinou a v oblasti krčku cementem. Její žluté zabarvení se podílí na barvě zubu díky průsvitnosti skloviny. Tato tkáň je tvrdá, mechanicky odolná a na rozdíl od skloviny i elastická. Youngův modul pružnosti E se pohybuje v rozmezí 15-20 GPa, Poissonovo číslo μ dosahuje hodnot 0,25-0,31 [14]. Společně se sklovinou dokáží odolat velkému tlakovému namáhání. Vnitřní struktura je tvořena větším podílem organických látek (70 % anorganických, 20 % organických a zbytek tvoří voda). Základní stavební jednotkou jsou paralelní tubuly, které se nacházejí v kolagenní matrix. Díky tomuto uspořádání je dentin elastičtější než sklovina. Organická matrix je podobného složení jako kost. Skládá se ze základní amorfní hmoty, ve které jsou umístěny fibrily, z 90 % kolagenní povahy. [5]

Dentinové tubuly prostupují dentin od povrchu zubní dřeně k hranici dentinu a cementu v oblasti kořene nebo skloviny v oblasti korunky zubu (obr. 4). U tubulů můžeme rozlišit několik druhů prohnutí: primární (hrubé) a sekundární (jemnější). U primárního prohnutí jsou patrné tzv. Schregerovy linie, což jsou esovitá zakřivení tvořící dva oblouky světlejší a tmavší linie. Tyto linie se vyskytují především v části korunky. V ostatních částech zubu jsou tubuly spíše rovnější. Sekundární ohnutí kanálků můžeme zaznamenat pouze ve formě vlnovitých kontur. Hlavními znaky, které odlišují sklovinu od dentinu jsou schopnost utváření během celého života a citlivost, to znamená, že je to živá tkáň schopna metabolizovat. [5]



obr. 4 *Mikroskopická struktura dentinu [13]*

3.2.3. Zubní cement

Zubní cement má podobnou strukturu jako kost, s výjimkou krevního zásobení, které u kosti najdeme. Funkcí této tkáně je chránit zubovinu v oblasti krčku a kořene. Je také součástí závěsného aparátu zubu a umožňuje pružné uložení zubu v zubním lůžku. Tato silně kalcifikovaná tkáň je výrazně měkčí struktury než dentin, což je způsobeno zvýšeným

množstvím organických látek (60 % minerálních, 28 % organických a 12 % vody). Na povrchu má tenkou nekalcifikovanou vrstvu precement. V zubním cementu nenajdeme krevní, ani nervové zásobení a kvůli rozdílnostem v biologických a chemických vlastnostech má vůči kosti mnohem menší metabolickou aktivitu. Cement je na rozdíl od dentinu více propustný, ale tato vlastnost klesá s věkem. Cement můžeme klasifikovat podle přítomnosti buněk (cementocytů) na dva druhy: acelulární a celulární. [5]

3.2.4. Zubní dřeň

Zubní dřeň je měkká tkáň růžové barvy, která je protkaná cévami a nervy. Dřeň se nachází v celém zubu od korunky až po oblast kořenu pod vrstvou zuboviny a její struktura je tvořena elastickými a kolagenními vlákny, vazivovými buňkami a dalšími organickými složkami. Obsahuje periodontální vlákna, která v kořenové části kotví zub v zubním lůžku. Důležitou funkcí dřeně je podílení se na vzniku dentinu. Dřeň je složena ze 75 % vody a 25 % organických sloučenin. [5]

3.3. Závěsný aparát zubu (Parodont)

Aby zub držel v kostěném alveolu (zubním lůžku), není do něj zaražen podobně jako hřebík, ale vklíněn, tzn. upevněn pomocí závěsného aparátu, který je tvořen 4 tkáněmi: dásní, kostí, cementem a ozubicí. Tyto tkáně jsou přítomny pouze tehdy, je-li přítomen zub. Vznikají společně s počátkem jeho růstu a po jeho ztrátě dochází k zániku. Ve vyšším věku začíná parodont ustupovat, volná dáseň se snižuje a závěsný aparát zubu se redukuje. Tyto procesy napomáhají ke ztrátě zubu. Problémy ustupujících dásní se zabývá samostatný obor – parodontologie. [2]

Ozubice je závěsný vazivový aparát, který fixuje pozici zubu vyplněním dutiny mezi kostí a zubem a zajišťuje zubní výživu. Fixaci zubu zajišťují vlákna, která jsou rozmístěna do různých směrů, např. od krčku paprskovitě do dásně v okolí zubu. [2]

3.4. Nejčastější příčiny vedoucí k aplikaci implantátů

Nejčastější příčinou vedoucí k náhradě zubu je jeho ztráta, která může být způsobena různými úrazy, zubním kazem, záněty nebo například rodinnou predispozicí. Zejména ztráta předních zubů se může negativně promítnout na psychické pohodě pacienta. Správná zubní hygiena je nejlepší prevencí ztráty zubu. Pokud budeme dodržovat správnou zubní hygienu, předejdeme velké spoustě nemocí. V současnosti známe několik způsobů náhrady chybějícího zubu: můstek, snímací protéza nebo zubní implantát. Zubní můstek je založen na „pilířích“ z okolních zubů. Tento způsob náhrady chybějícího zubu je však nepříliš šťastný, protože před aplikací můstku musí dojít ke zbroušení okolních zdravých zubů. Nejlepším řešením se zdá být aplikace zubního implantátu, která je oproti předchozím metodám spojena s minimem rizik a komplikací. [40]

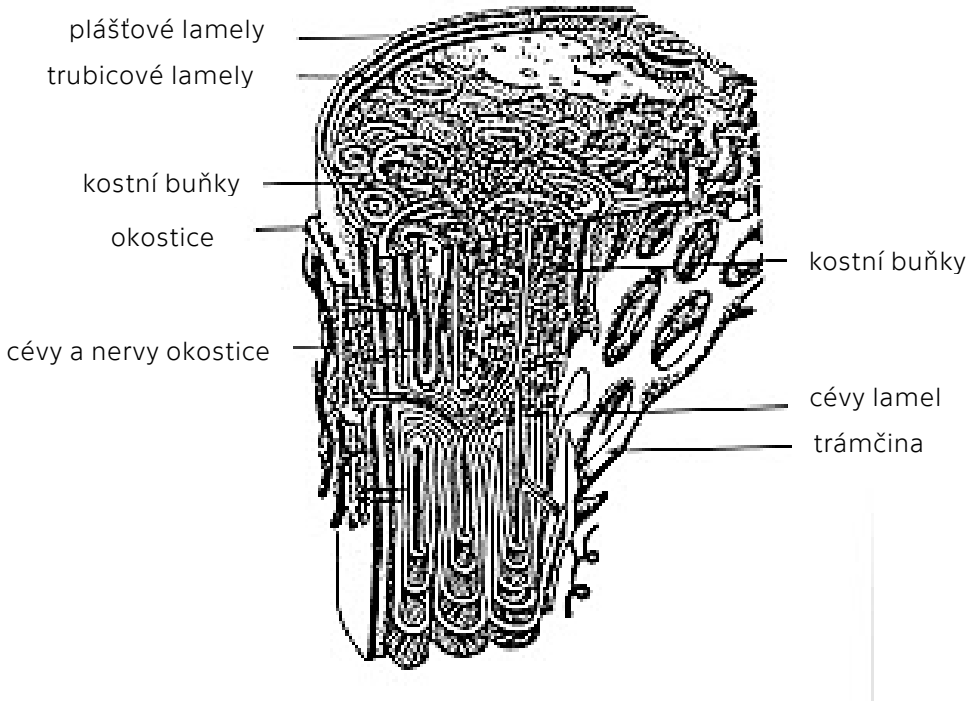
4. Struktura a mechanické vlastnosti čelistních kostí

Kosterní soustava v lidském těle je tvořena z více než 200 kostí, které zaujímají zhruba 20 % tělesné hmotnosti. Kosti jsou pro tělo pevnou oporou a podílí se jakožto pasivní aparát společně se svaly (aktivní aparát) na pohybu těla. Jejich součástí je samotná kostní tkáň, nervové a cévní zásobení, které zajišťují dobrou hojitelnost kosti, a také kostní dřeň, podílející se na krvetvorbě. [5]

Stavbu kosti si tematicky rozdělíme na 3 celky: povrch kosti, vnitřní stavbu a střední část. Na povrchu kosti rozeznáváme okostici (periost), která kryje většinu povrchu kosti, a chrupavku pokrývající plochy kloubů. Okostice je vazivová blána, bohatě protkaná nervy a cévami, pronikajícími do kosti, kde zajišťují výživu a inervaci této tkáně a větví se do tzv. Haversových kanálků. Díky obsahu kostitvorných buněk ve vnitřní vrstvě okostice roste kostní hmota do tloušťky. [5]

Vnitřní stavbu kosti můžeme nejlépe pozorovat na příčném průřezu, kde je základní hmota uspořádána do lamel, které vytváří kolem cévních kanálků soustředné ploténky. Dutiny mezi lamelami jsou vyplněny kostními buňkami (osteocytami) (obr. 5). [5]

Střední část kosti je tvořena hutnou (kompaktní) kostí, která přechází směrem ke koncům do husté trámčiny houbovité (spongiózní) struktury. Uvnitř trámčin a dutin se nachází kostní dřeň, která u dlouhých kostí v dospělém věku ztrácí schopnost krvetvorby a začíná žloutnout, v důsledku usazování tuku. U krátkých a plochých kostí tato schopnost zůstává po celý život. [5]



obr. 5 *Vnitřní stavba kosti [5]*

4.1. Struktura kosti čelistní

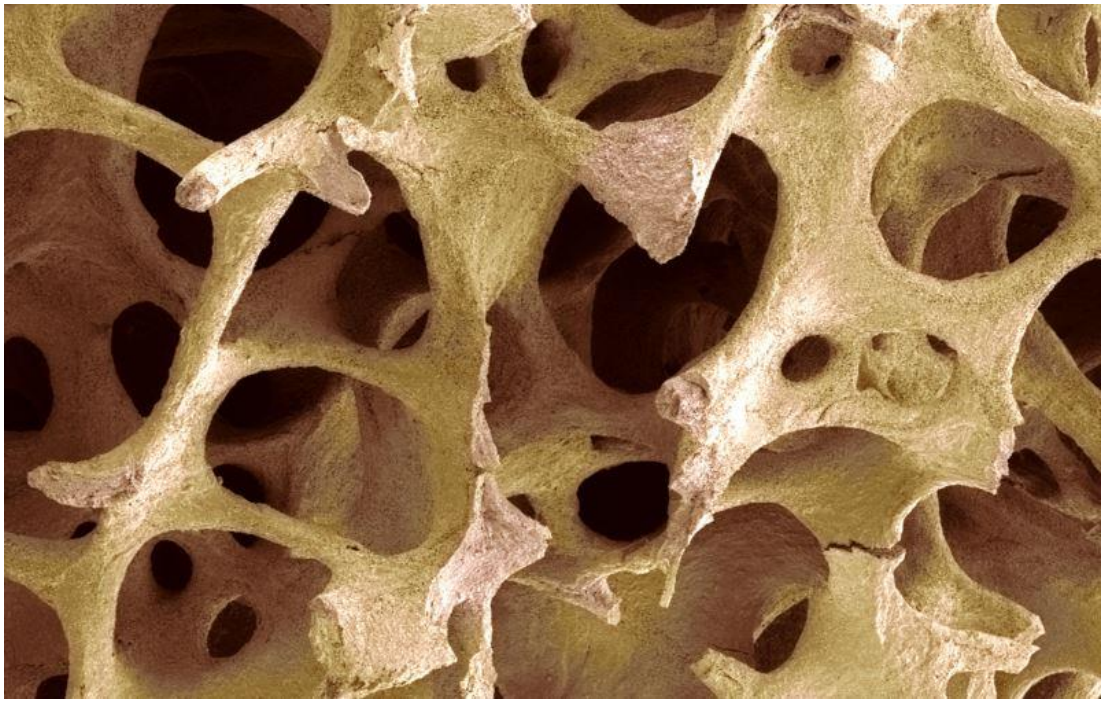
V těle můžeme rozlišovat struktury kosti fibrilární a lamelární, což platí pro obě čelistní kosti. V dolní čelisti převládá silnější vrstva kortikální, která je hutná a nachází se při povrchu kosti. Uvnitř kosti se nachází spongiózní (houbovitá) vrstva s dřeňovými dutinami, která převládá naopak u horní čelisti. Tkáň kosti je tvořena ze tří druhů buněk: osteoklasty, osteoblasty a osteocyty. Tyto buňky zajišťují metabolickou aktivitu kosti. Kost je tedy živou tkání, která se během života obměňuje a má schopnost remodelace, která se ztrácí s přibývajícím věkem. [6]

4.2. Mechanické vlastnosti

Z důvodu heterogenní povahy kosti je obtížné určit jednotné hodnoty mechanických vlastností. Struktura kosti čelistní se liší v každém směru, stejně tak její mechanické vlastnosti. Různorodost při zjišťování mechanických vlastností může být způsobena typem kosti, místem odebrání

vzorku, stářím kosti nebo například vlhkostí. Dalším faktorem ovlivňujícím mechanické vlastnosti je schopnost remodelace kosti, která se s věkem jedince mění. Všechny tyto vlastnosti ovlivňují rozhodování o aplikaci implantátu. Pro úspěšnou aplikaci implantátu je důležitá zejména hustota (densita) kosti, a to především u spongiózní tkáně. [14] [15][16]

Na mechanické vlastnosti spongiózní tkáně má vliv především její hustota (densita). Se zvyšující se densitou roste i pravděpodobnost, že vhojení implantátu proběhne úspěšně. [14][17] Zdánlivá hustota má prokazatelnou spojitost s Youngovým modelem pružnosti E, a hodnoty u kortikální kostní tkáně dosahují 8 000 až 15 000 MPa, spongiózní tkáň není tolik hutná, a proto dosahuje výrazně nižších hodnot, 137 MPa až 8 000 MPa. Kromě Youngova modelu se dají mechanické vlastnosti vyjádřit Poissonovým číslem. [18] Vysokou mechanickou odolnost kosti je možné přisoudit její jedinečné konstrukci, která vytváří spongiózní kost – jedná se o trámčitou (trabekulární) strukturu připomínající prostorovou příhradovou konstrukci (obr. 6).

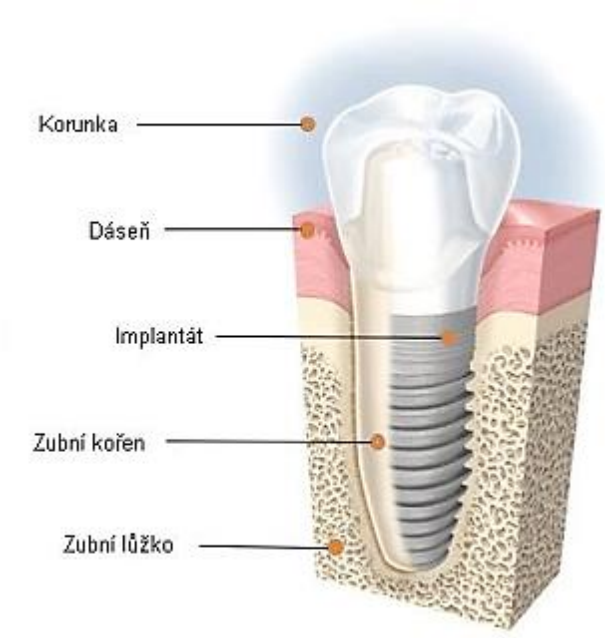


obr. 6 *Trabekulární struktura kosti [41]*

5. Nejčastěji používané implantáty současnosti

Zubní implantáty byly odedávna vyvíjeny, aby nahradily funkci chybějícího zubu. Dnes existuje mnoho variant náhrady zubů, a to například snímatelné zubní náhrady nebo zubní můstky. Tyto varianty nahrazování však nejsou pro pacienta tolik pohodlné a esteticky vhodné. Zubní implantáty jsou variantou, která sice zatím není cenově dostupná pro každého pacienta, nicméně po estetické a funkční stránce jsou nejvíce podobné původním zubům (obr. 7). [7]

Podstatou cizího tělesa zubního implantátu je jeho vhojení do alveolární kosti bez mezivrstvy vaziva. Vhojení (osteointegrace) je možné pouze tehdy, je-li implantát vyroben z biologicky nezávadného (biotolerovaného) materiálu, který tělo nevyloučí, ale přijme. Úspěch implantace závisí na mnoha faktorech, např. výběr materiálu, jeho design nebo třeba technika aplikace a zdraví pacienta. [7]



obr. 7 Zubní implantát [19]

5.1. Historický vývoj implantátů

První pokusy vyrobit zubní implantát můžeme pozorovat na archeologických nálezech již z období starověku. Ovšem implantáty v takovém smyslu, jako je známe dnes, se začínaly vyvíjet až během novověku, díky větší pozornosti soustředěné na přírodní vědy. Za otce vědního oboru, zabývajícího se zubními implantáty a jejich aplikací, je považován Magiollo, později následovaný mnoha dalšími odborníky z řad lékařů. [1]

První použité materiály byly jak organického původu (kaučuk, slonovina, porcelán), tak anorganického (zlato) a nebyly příliš vhodné, stejně tak jako jejich tvar. Teprve v první polovině 20. století nastal v implantologii větší průlom a byl poprvé použit tvar, který známe dnes – šroub. Bohužel se však kýžený úspěch nedostavil, protože byl opět použit nevhodný materiál, a to chromkobaltmolybden (vitallium). Dále následovaly série pokusů a zdokonalování a teprve na počátku druhé poloviny 20. století byl náhodně objeven princip dnešní dentální implantologie – oseointegrace. Díky tomuto jevu, který umožňuje vhojení implantátu do kosti bez mezivrstvy měkké tkáně, se životnost změnila na téměř neomezenou. Posléze byla díky testování na psech prokázána nezávadnost a kompatibilita nově používaného titanu. Tyto zásluhy jsou připsány dlouhodobé vědecké činnosti Švéda Per-Ingvara Brånemarka, jehož implantáty jsou dodnes mezi ostatními značkami nejznámější a nejpoužívanější, což se samozřejmě negativně promítá na jejich ceně. [1]

V současné době máme několik klasifikací zubních implantátů. Jednou z nich je klasifikace, třídící implantáty do skupin podle vztahu k vnitřnímu prostředí ústní dutiny: uzavřené, polouzavřené a otevřené. [1]

5.2. Uzavřené implantáty

Uzavřené implantáty fungují na principu implantování magnetu pod sliznici, který zajistí udržení snímatelné zubní náhrady na místě. Dnes se již nepoužívají. [1]

5.3. Polouzavřené implantáty

Specifická skupina, která tvoří polouzavřené implantáty, se nazývá transdentální implantáty. Tyto implantáty jsou tvořeny titanovým nebo keramickým tenkým čepem, který se zavádí do endodonticky ošetřeného kořenového kanálku zubu. Svým částečným přečníváním pomáhají fixovat vlastní zub na místě. Tyto implantáty nejsou příliš oblíbené a skoro se nepoužívají, převážně kvůli finanční náročnosti a nespolehlivosti. [7]

5.4. Otevřené implantáty

Všechny ostatní implantáty se řadí do skupiny otevřených implantátů. Mohou být zakotveny jak v kosti čelistní (enoseální implantáty), což bývá nejčastější případ, tak mezi periostem a kostí alveolu (subperiostální implantáty). Probíhají z kosti skrz sliznici do dutiny ústní. Vzácně se můžeme setkat s kotvením submukózním a intramukózním. Největší pozornost si zaslouží enoseální implantáty, které se dále dělí na čepelkové, válcové a ostatní typy. [1]

5.4.1. Submukózní implantáty

Tyto implantáty připomínající tvar malého knoflíku se aplikují pod sliznici a upevňují protézu v maxile. Tato metoda však nemá ve světě pevné postavení. [7]

5.4.2. Subperiostální implantáty

Tento druh implantátu je v klinické praxi nejdéle používaným typem. Podstatou těchto implantátů není invazivní zásah do kosti, ale jsou natvarované na kostní hřeben horní nebo dolní čelisti. Konstrukce subperiostálního implantátu je na míru vyrobená široce rozevřená a následně je zavedena mezi periost a povrch alveoální kosti. Z této konstrukce vybíhají do dutiny ústní pilíře, na které jsou následně uchyceny buď fixní můstky nebo hybridní protézy. Na výrobu subperiostálních implantátů se používají buď chromkobaltové slitiny, nebo modernějšími metodami zhotovitelné titanové, případně opatřené hydroxyapatitovým povlakem. [1]

5.4.3. Válcové, šroubové implantáty

Válcový implantát tvarem připomíná válec, jehož průměr se pohybuje v rozmezí od tří do šesti milimetrů a délka od šesti do dvaceti milimetrů. Často je opatřen závitem, čímž dostává podobu šroubu, a takový implantát nazýváme šroubový (obr. 8). Hlavním materiálem použitým na výrobu válcových implantátů je titan nebo jeho slitiny a například dalšími speciálními úpravami nitrokostní části povrchu implantátů, můžeme docílit zkvalitnění oseointegrace. Mezi tyto metody patří pískování, plazmování, potažení slabou hydroxyapatitovou vrstvou (implantát potahovaný) a další použití různých chemických metod. Oblíbenost použití válcových implantátů je podmíněna jejich příznivými vlastnostmi. Přestože jsou citlivé na kvalitu suprakonstrukce a ústní hygienu, dají se na rozdíl od ostatních typů použít ve všech indikacích a dlouhodobé výsledky i nízká operační zátěž jejich nevýhody značně převažují. [1]

obr. 8 *Brånemarkův šroubový implantát [1]*

5.4.4. Čepelkové implantáty

Jsou titanové implantáty, jejichž tvar připomíná podélně rozdělenou holící čepelku, od které je odvozen jejich název (obr. 9). Konečný tvar implantátu závisí na nabídce kosti, kterou je snaha maximálně využít. Díky jeho štíhlému klínovitému tvaru lze tento implantát aplikovat také do alveolů, které jsou velmi tenké. Čepelkový implantát se skládá ze 3 částí: tělo čepelky, krček a pilíř. Tělo implantátu je vnořeno do kosti čelistní, z ní vybíhá skrz sliznici alveolu krček, na který navazuje pilíř implantátu pro připevnění suprakonstrukce. Tento typ implantátu se používá ve variantách jednodobé a dvoudobé modifikace. [1]

Původní jednodobá modifikace čepelkových implantátů se používá převážně v případech, kdy chybí větší množství zubů („velká mezera") a zubní oblouk je zkrácený. Přes mezeru se položí na pilíře společná suprakonstrukce, která se spojí se stávajícím chrupem, což umožňuje využití i takových zubů, které mají oslabený parodont. Způsob, jakým se implantát vhojuje do kosti však není jednoznačný. Zřejmě se jedná o fibrointegraci společně s oseointegrací. V pozdější době byly tyto implantáty vyvinuty

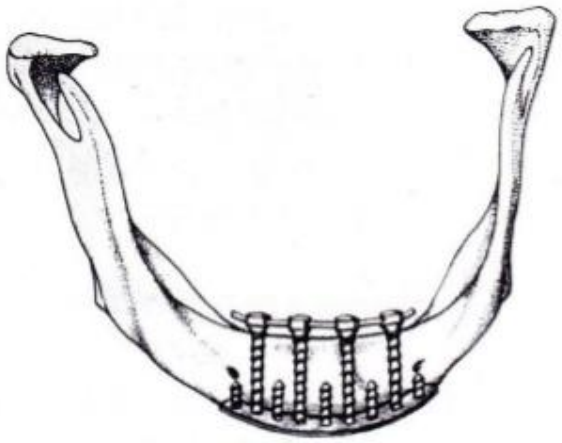
v alternativě dvoudobých čepelkových implantátů. Aplikace, jak již název napovídá, probíhá tzv. „na dvě doby“. Nejprve je zavedeno do kosti tělo čepelky, na které se po správném vhojení (oseointegraci) přišroubuje pilíř a dojde k zatížení čepelky. Tento implantát je vhodné použít jak pro náhradu jednoho zubu, tak i v případě zcela bezzubé čelisti. [1]

Čepelkové implantáty nemohou v žádném případě konkurovat implantátům válcovým, ale doplňují dobře jejich vlastnosti. Zatímco délka životnosti dvoudobých čepelek je srovnatelná s životností válcových implantátů, u jednodobých implantátů je tato vlastnost špatně odhadnutelná, protože ji ovlivňuje celá řada faktorů, např. kvalita kosti čelistní nebo kvalita stávajícího původního chrupu, který slouží jako pilíř pro suprakonstrukci. V příznivých podmínkách však životnost dokáže překročit i deset let, přesto však v současnosti jejich obliba klesá. [1]

obr. 9 *Čepelkové implantáty [1]*

5.4.5. Transmandibulární implantáty

Tyto titanové implantáty patří mezi otevřené enoseální implantáty a mají poměrně složitou prefabrikovanou konstrukci. Aplikace těchto implantátů je sice více invazivní a vyžaduje celkovou anestezii, ale má vynikající dlouhodobý efekt. Tyto implantáty fungují na principu destičky, umístěné pod hranou dolní čelisti (mandibuly), na kterou jsou připevněny čepy (obr. 10), perforující mandibulu a sliznici alveolu. Na tyto čepy je po aplikaci nasazena suprakonstrukce. [1]



obr. 10 *Schéma transmandibulárního implantátu [1]*

5.4.6. Bikortikální šrouby

Bikortikální šrouby nejsou tak často používané. Jsou podobné válcovým implantátům, stejně jako ony mají závit a konstrukčním materiálem pro jejich výrobu bývá titan, ale na rozdíl od nich jsou delší a zakončeny hrotem. Jejich výhoda spočívá v minimálním narušení kostní tkáně a jednoduchosti zavádění do druhostranné kompakty. [1]

5.4.7. Transdentální implantáty

Tělo transdentálního implantátu je tvořeno čepem, vyrobeným z titanu nebo keramiky. Neslouží jako náhrada chybějícího zubu, ale zavedením do ošetřeného kořenového kanálku a přečníváním konce čepu do periapikální kosti fixuje zub. Tyto implantáty se již příliš nepoužívají, kvůli jejich malé spolehlivosti a vysoké finanční náročnosti. [1]

5.5. Současné implantáty používané v klinické praxi

Vývoj používaných materiálů, konstrukce tvarů dříků a taky technologií výroby způsobil, že se technologie nitrokostních částí implantátů ustálila na dvou základních typech: implantát šroubovaný (fungující jako titanový vrut) a implantát push in (fungující jako třecí titanová pilota). Oba typy mají

společný základní princip, kdy zavádíme nitrokostní část do předvrtávaného otvoru v kosti a po vhojení na něj nasazujeme abutment na který stomatologická laboratoř vymodeluje přesnou zubní korunku. Nitrokostní část je v případě mechanicky obráběných implantátů nutno opatřit oseointegrační vrstvou. U implantátů tvořených aditivní technologií je možné oseointegrační vrstvu nahradit porézní strukturou vyrobenou přímým 3D tiskem (nejčastěji technologií SLS a SLM) (obr. 11 a obr. 12).

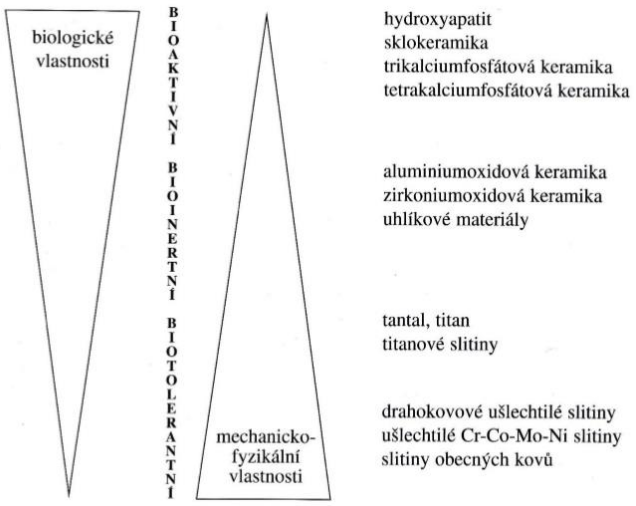
obr. 11 *Současně používané šroubované implantáty od výrobce Straumann [33]*

obr. 12 *Šroubovaný implantát s 3D strukturou výrobce Zimmer [34]*

5.6. Přehled používaných materiálů pro výrobu implantátů

Aby tělo nespustilo obrannou reakci a nevyloučilo cizorodé těleso implantátu, je potřeba zvolit kromě jiných vlastností především správný materiál. Pokud je zvolen špatný materiál, dochází k imunologické reakci, která může spustit množství chemických a biologických procesů vedoucích k rozpouštění materiálu implantátu, korozi a následně k resorpci kosti

v důsledku transportu mikročástic do vzdálených orgánů. V minulosti prošel vývoj správného materiálu velkým pokrokem. Dnes můžeme podle mechanicko-fyzikálních vlastností dělit materiály zubních implantátů na: biotolerantní, bioinertní a bioaktivní. Vztah těchto materiálů po biologické a mechanicko fyzikální stránce reprezentuje obr. 13. [1]



obr. 13 Vztah mechanických a biologických vlastností implantačního materiálu [1]

5.6.1. Biotolerantní materiály

Mezi tyto materiály řadíme některé z kovů a jejich slitiny. Biotolerantní materiály jsou kostní tkání dobře přijímány. Podstatou vhojení je pružné upevnění implantátu pomocí fibroblastů, které tvoří kolem různě tlustou periimplantovou membránu z vaziva. [8] [1] Z dlouhodobého hlediska může tento typ vhojení představovat zvýšené riziko explantace, přesto však tento faktor není jedinou příčinou. Úspěšnost implantace ovlivňuje i tvar implantátu, jeho lokace nebo zatížení. [1]

Obávaným jevem při použití těchto materiálů je koroze povrchu. Elektrochemickou reakcí se ionty kovů dostávají buď do místní nebo vzdálenější tkáně, kde mohou působit dráždivě až toxicky. Proto je vedle snahy dosáhnout požadovaných mechanických a biologických vlastností také důležité, aby nedocházelo k rozkladu povrchové úpravy. Během

minulého století došlo k velkému vývoji a začaly se používat nejrůznější materiály. Nejprve byly používané drahokovy, které však sice splňovali biologické vlastnosti, ale po mechanické, a hlavně estetické stránce nebyly příliš vhodné. Dnes se drahokovy používají většinou jen při výrobě komponentů (fixační šroubky). Na začátku druhé poloviny 20. století byla oblíbeným materiálem nerezavějící ocel na bázi chróm-niklu, ze které se vyráběly první enoseální dentální implantáty. Později byla však prokázaná jejich karcinogenní povaha. Nerezavějící ocel byla nahrazena slitinami s více než 50 % kobaltu a menšími podíly molybdenu a opět karcinogenním chrómem a niklem. Tyto slitiny byly však biologicky přijatelnější. Lití kovů sice umožňovalo výrobu různých tvarů, přesto tyto implantáty měly nekvalitní povrch s trhlinami, což mělo nepříznivý vliv na jejich vlastnosti. [1]

5.6.2. Bioinertní materiály

Na rozdíl od předchozí skupiny jsou tyto materiály v plné šíři biologicky akceptovatelné. Mezi bioinertní materiály řadíme titan a jeho slitiny, tantal, polykrystalickou a monokrystalickou aluminiumoxidovou keramiku, zirkoniumoxidovou keramiku a uhlíkové materiály. V současnosti je nejvíce oblíbeným materiálem titan a jeho slitiny. [1]

Chemicky čistý titan můžeme získat z jodidu titanu, ale tato forma je používaná spíše k laboratorním účelům v důsledku vysoké ceny. Cenově přijatelnějším titanem je technicky čistý titan (C. P. – commercially pure), který obsahuje méně než 1 % příměsí, zejména plyny (dusík, kyslík a vodík). Obsah příměsí má bohužel za následek zhoršení mechanických vlastností. Ve zdravotnictví se také užívá i titanová slitina Ti_6Al_4V, kde titan představuje 90 % složení a příměsi stabilizují únavovou pevnost a tepelnou zpracovatelnost tohoto materiálu. [1]

V implantologii je titan velice významným materiálem díky mnoha výborným vlastnostem:

- Mechanická odolnost při nízké specifické hmotnosti
- Odolnost proti korozi v důsledku schopnosti pasivace, kdy se již během jedné milisekundy vytvoří na povrchu materiálu tenká zoxidovaná vrstva TiO, TiO_2 a hydridů titanu
- Velká biokompatibilita s organismem
- Nedráždí, není toxický ani karcinogenní, oxidovaná vrstva brání růstu mikrobů

Dalším zástupcem bioinertních materiálů je aluminiumoxidová keramika s obsahem více než 85 % Al_2O_3, přičemž s vyšším obsahem (až 99 %) se zlepšují jeho vlastnosti pro použití v medicíně, kdy je potřeba, aby materiál splňoval biologickou snášenlivost a dosahoval vyšší pevnosti. Zbytek směsi tvoří MgO, který reguluje krystalizaci. Existují dva druhy aluminiumoxidové keramiky, a to polykrystalická (korund) a monokrystalická (safír), která má mnohem lepší vlastnosti, především bioinertnost a trojnásobnou pevnost v ohybu. [1]

V neposlední řadě můžeme zmínit zirkoniumoxidovou keramiku, která je sice na rozdíl od předchozí jmenované pevnější, ale není dostatečně biokompatibilní, kvůli příměsi nečistot, které často bývají radioaktivní. Uhlíkové materiály jsou výhodné pro své mechanické vlastnosti a bioinertnost, ale v současnosti se uplatňují spíše při povrchových úpravách než jako konstrukční materiál implantátů. [1]

5.6.3. Bioaktivní materiály

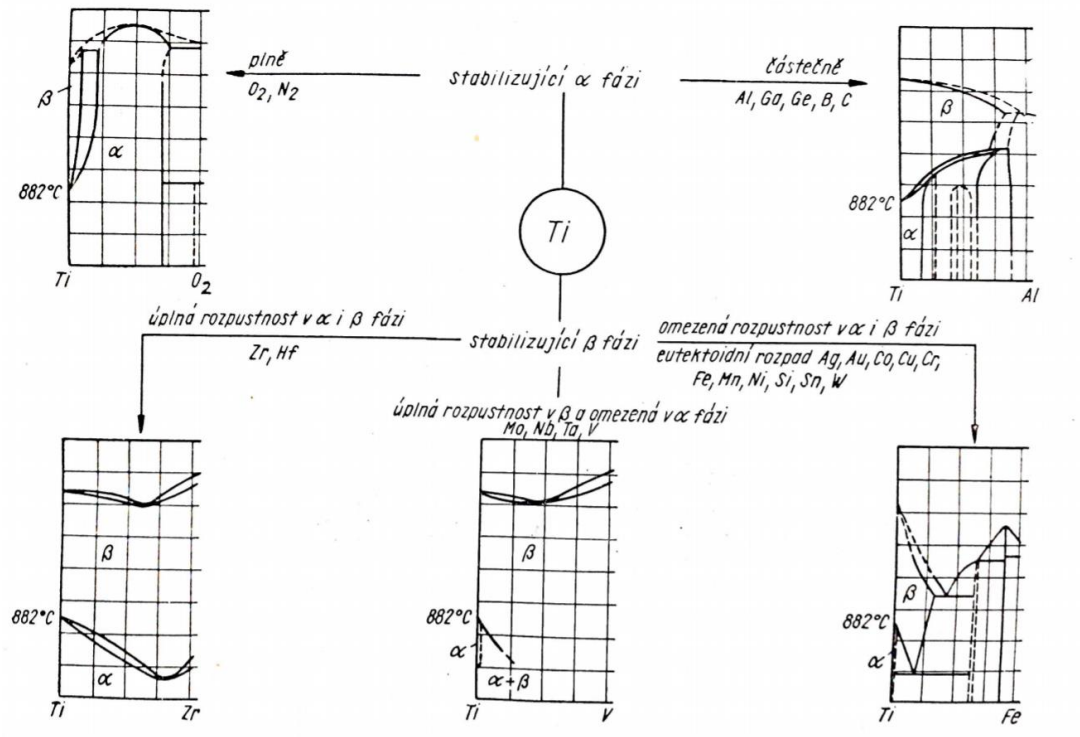
Poslední kategorii materiálů, která má nejlepší biologické vlastnosti, tvoří materiály bioaktivní. Tyto materiály se se živou tkání spojují pravděpodobně biointegrací a v kosti uvolňují fosfátové a kalciové ionty. Tuto kategorii můžeme rozdělit na 3 skupiny: hydroxyapatitovou keramiku, tri- a tetrakalciovou keramiku a bioaktivní sklokeramiku. [1]

V současné době se však nejvíce využívá chemicky čistého titanu a jeho slitin, který má mnoho předností, které můžeme ještě zvýšit zlepšením povrchové úpravy. Například použitím bioaktivní biokeramiky zajistíme dostatečné vhojení (oseointegraci) a zabráníme pronikání cizorodých částic do organizmu. Předpoklad do budoucna je takový, že budou v implantologii stále více oblíbené kompozitní materiály, které budou kombinovat nejlepší vlastnosti vícero materiálů. [1]

5.7. Významné slitiny titanu a jejich struktury

Jak již bylo řečeno, mechanické vlastnosti titanu jsou do značné míry ovlivněny obsahem nečistot. Pevnost titanu můžeme srovnat s pevností běžných konstrukčních ocelí, avšak modul pružnosti nedosahuje tak vysokých hodnot (asi 11 000 kg/mm^2). Záměrné snižování modulu pružnosti a snaha přiblížit vlastnosti zubního implantátu tkáním kosti a zubu, je vysoce žádoucí z hlediska správné integrace. Přidáním dalších kovů můžeme vytvořit slitiny, které svými vlastnostmi převyšují vlastnosti původního čistého titanu.[10][11]

Titan má schopnost nacházet se ve dvou alotropických modifikacích, které se od sebe liší krystalickou mřížkou. Jedná se o fázi α, která je stálá a u titanu se vyskytuje do teploty 880 °C. Při teplotách vyšších (nad bod transformace) označujeme tuto fázi β. Samotný titan je, co se týče rychlosti přeměny z jedné fáze do druhé, velice rychlý a stabilizovat ho můžeme právě přidáním legujících prvků. Vliv některých prvků na rovnovážný stav titanu je patrný z obr. 14. [10][11]



obr. 14 *Vliv některých prvků na charakter jejich rovnovážného diagramu s titanem [10]*

Mezi prvky, které stabilizují strukturu α můžeme zařadit pouze malé množství zástupců, a to kyslík, uhlík a dusík a z kovů hliník. Zatímco první jmenované prvky jsou spíše nežádoucí a považujeme je za nečistoty, hliník má spolu s titanem výborné mechanické vlastnosti (až do 600 °C). [10][11]

5.8. Základní materiál titanu

V současnosti se na výrobu titanových zubních implantátů a protéz využívá nejčastěji slitina typu α+β Ti-6Al-4V. Tato slitina obsahuje prvky, které stabilizují obě fáze, a to jak α (Al – hliník) tak β (V – vanad). Sloučenina obsahuje 90 % titanu, 6 % hliníku a 4 % vanadu z celkové hmotnosti. Objemová hmotnost sloučeniny činí 4500 kg/m^3. Přidáním těchto legur můžeme docílit lepších vlastností slitiny. Hliník zajišťuje lepší svařitelnost, odolnost proti korozi a vysokou pevnost, vanad díky schopnosti stabilizace vysokopevnostní β fáze udržuje fázi pod transformační teplotou. Slitina se nejčastěji vyrábí jako Ti-6Al-4V, a nebo její čistější verze Ti-6Al-4V ELI (extra

low interstitial), která obsahuje menší množství nežádoucích prvků (O, C, Fe) a hliníku. Titan a jeho slitiny jsou považovány za vysoce biokompatibilní a tyto vlastnosti lze ještě zlepšit aplikací vhodné povrchové úpravy. Kromě těchto vlastností a povrchových úprav jsou důležité také mechanické vlastnosti této sloučeniny. Obecně je důležité, aby měl modul pružnosti implantátu podobné hodnoty jako kost (cca 25 GPa). Pokud má zvolený materiál na výrobu implantátu modul pružnosti několikanásobně vyšší, při zatížení začne implantát přebírat většinu zatížení a kost není dostatečně zatěžována. Tím nastává řídnutí kosti v okolí implantátu, což může ohrozit oseointegraci. Tento jev, vznikající na rozhraní dvou mechanicky různých materiálů, se nazývá stress-shielding (napěťový štít). Ačkoliv se dnes používá mnoho materiálů pro výrobu implantátů, jako jsou třeba zirkon nebo tantal, na předních příčkách nejpoužívanějších slitin se drží stále Ti-6Al-4V a cp titan třídy 2. Srovnání mechanických vlastností nejpoužívanějších slitin je uvedeno v tabulce na obr. 15. [31]

Materiál	Specifikace	Pevnost v tahu [MPa]	Smluv. mez kluzu 0,2% [MPa]	Protažení [%]	Modul pruž. [GPa]
CP-Ti	ASTM F67 Gr. 1	240	170	24	103-107
-	ASTM F67 Gr. 2	345	275	20	103-107
-	ASTM F67 Gr. 3	450	380	18	103-107
-	ASTM F67 Gr. 4	550	483	15	103-107
Ti6Al4V	ASTM F67 Gr. 5	860	795	10	114-120
Ti-30Nb-17Ta	-	530	N/A	47	71

obr. 15 Tabulka mechanických vlastností slitin titanu dle americké normy ASTM [31]

6. Technologie výroby a povrchové úpravy implantátů

Při výrobě zubních implantátů je důležitá technologie výroby samotného tvaru a struktury, ale také povrchových úprav, jak části účastnící se oseointegrace, tak části vyčnívající do dutiny ústní. V poslední době umožnil rozvoj aditivních technologií, zejména 3D tisku, vývoj nových tvarů a struktur zubních implantátů. K takovým strukturám můžeme zařadit i gyroid, který se v poslední době dostává do popředí nejen v implantologii. Před nástupem aditivních technologií nebylo prakticky možné tuto strukturu přenést klasickými konvenčními metodami do velikosti makrostruktury. [28] Samotná struktura implantátu ale nestačí a jsou nutné další povrchové úpravy pro úspěšnou implantaci.

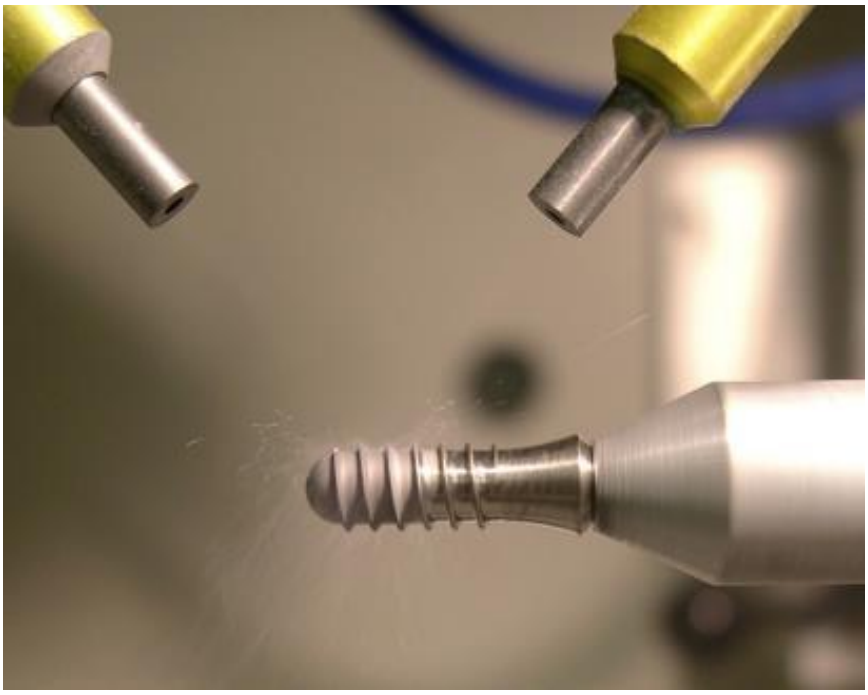
Povrchové úpravy implantátů jsou důležitou součástí, která ovlivňuje jejich oseointegraci. Je tedy žádoucí zajistit podmínky, které tento proces umožní, a to jsou především zdrsnění a zvětšení povrchu té části implantátu, která je přímo implementována do kosti. V současnosti se využívají nejčastěji povrchy s nerovnostmi o rozměru 1,0 až 1,5 μm. Část implantátu, která vyčnívá do dutiny ústní je naopak hladká, aby zamezila usazování nečistot z úst. [9][14]

Povrchy zubních implantátů, které se účastní oseointegrace je tedy nutné upravit, což lze provést dvěma základními technologiemi – aditivní a subtraktivní metoda. Aditivní technologie využívá postupného přidávání (vrstvení) materiálu na tělo implantátů (např. hydroxyapatit), kdežto subtraktivní metoda je pravým opakem, materiál se z těla implantátů odebírá a vytváří tak složitější strukturu. [14]

6.1. Subtraktivní metoda při úpravě povrchů

Mezi postupy úpravy povrchů subtraktivní metodou můžeme zařadit tryskání (kuličkování), leptání kyselinou, plazmatické zdrsnění povrchu a preparaci povrchu laserem. Poslední zmiňovaný postup se však používá

velice zřídka a v praxi se setkáme spíše s tryskáním a leptáním. Tryskání se provádí odstřelováním povrchu pomocí částic s abrazivním účinkem, kdy lze docílit struktury o nerovnostech velikosti 1,0 až 1,5 μm a zahladit mikrotrhlinky od vzniklého napětí (obr. 16). Při leptání kyselinou lze docílit nerovností o rozměrech 3,0 až 1,5 μm a na rozdíl od kuličkování je zde menší šance, že dojde ke kontaminaci povrchu. [14]



obr. 16 Technologie úpravy povrchu implantátu tryskáním [23]

6.2. Aditivní metoda při úpravě povrchů

Aditivní metoda je založena na složitějším principu, protože není lehké nanést další materiál na zoxidovanou vrstvu titanu a aplikace dalších vrstev musí probíhat v ochranné atmosféře. V současnosti je nejvyužívanější metodou plazmové sprejování. Zrna titanu jsou tryskána vysokou rychlostí (cca 3 000 m/s) na povrch zubního implantátu a díky vysoké teplotě, která se pohybuje v rozmezí 15 000 až 20 000 °C, jsou natavena (v tloušťce 50–200 μm) tak, že vytváří porézní strukturu, šesti až sedmi násobné velikosti plochy původního povrchu. [14][18][24]

Další často využívanou metodou je povlakování (coating) hydroxyapatitem ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$). Hydroxyapatit má podobné složení jako anorganická složka kosti a díky svým schopnostem oseokondukce (schopnost sloužit kostním buňkám při obnově kostní tkáně jako mřížka pro překonání defektu tkáně) a oseoindukce (schopnost podporující formování nové kostní tkáně) se řadí mezi bioaktivní látky. Povlakování touto látkou je velice náročné na technologii a používá se především na válcové implantáty typu push-in, méně často na subperiostální a čepelkové implantáty. Hydroxyapatit je velice křehký a se snižujícím se pH prostředí stoupá jeho rozpustnost, proto musí být nanášen na povrch implantátu plazmovým sprejováním v tenkých vrstvách (50-100 μm). U šroubovaných implantátů se téměř nepoužívá, jelikož nelze zaručit, že při zavádění nedojde k porušení povrchové vrstvy na hranách závitu. [14][25]

Povlakování touto metodou má své klady i zápory. Mezi nesporné výhody povlakování hydroxyapatitem patří vysoká rychlost vhojení, která může být až dvojnásobná díky biointegraci, a dále schopnost překonat nepřesnosti v kostním loži, která zvyšuje pravděpodobnost úspěšnosti implantace. Nevýhodou však zůstává například nestabilita za vysokých teplot, kdy při jeho nanášení může být vlivem působení hořáku pozměněna jeho mikrostruktura a vyvoláno vnitřní napětí, které způsobí porušení povrchu trhlinami. [14][16]

6.3. Základní metody 3D tisku

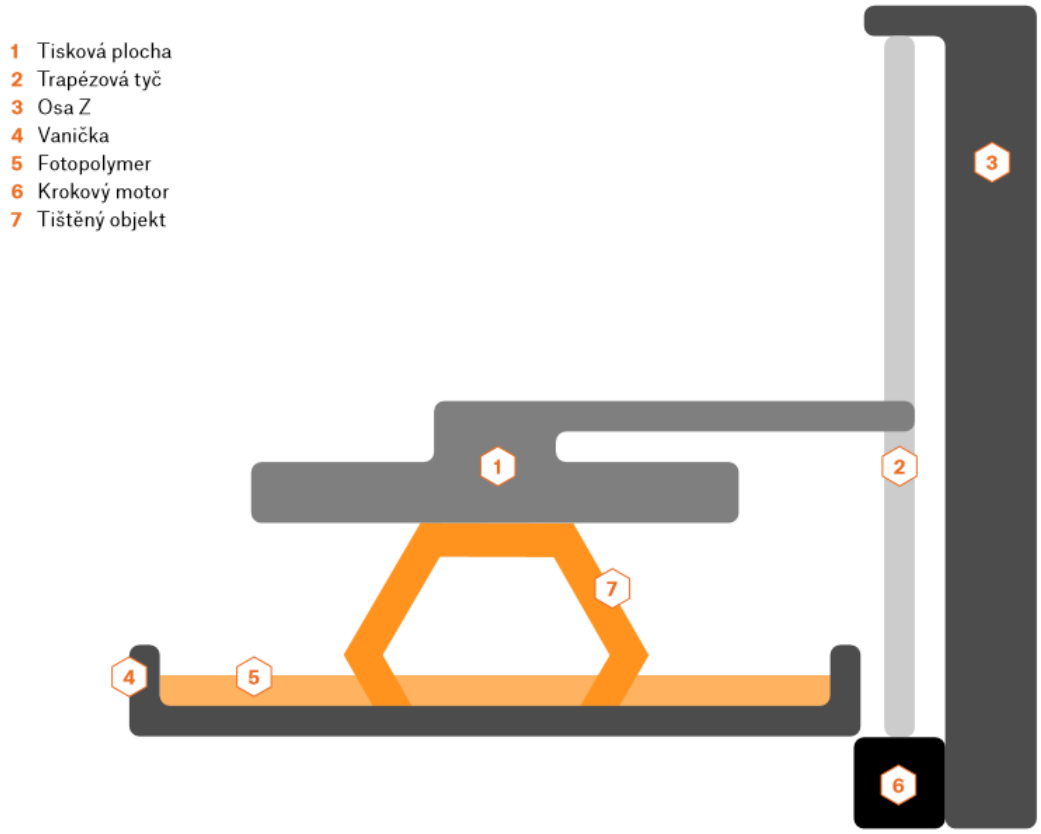
V současné době se 3D tisk těší stále větší oblibě. Využívá aditivní technologii, a tedy umožňuje výrobu různorodých tvarů a struktur, a to mnohem jednodušeji a efektivněji, jelikož není potřeba složitého programování pohyblivých ramen obráběcích strojů. Tyto metody jsou nejvíce využívány v prototypové výrobě automobilového a leteckého průmyslu, ale v poslední době se stále častěji uplatňují při výrobě zdravotnických potřeb. [20] Metody 3D tisku můžeme rozdělovat podle

technologie, kterou při výrobě využívají. Mezi základní technologické postupy, kterými lze přidávat materiál, můžeme zařadit lepení, slinování, tavení, vytvrzování a vytlačování. Při těchto metodách se využívají různorodé materiály od plastových drátů, prášků přes beton nebo sádru, polymerní pryskyřice nebo například papír. Při použití správné technologie a materiálu se můžeme 3D tiskem přiblížit 90 % pevnosti reálného výrobku. [21]

Lepení využívá technologie LOM (Laminated Object Manufacturing) a MJF (Multi Jet Fusion). LOM technologie spočívá v lepení plošných vrstev, nejčastěji papíru nebo plastu, na sebe pomocí lepidla. Do každé vrstvy je vyřezáván obrys budoucího modelu. Tisk je možný pokaždé pouze z plného bloku formátu papíru A4 nebo A3, proto po „vydolování" modelu z bloku vzniká velké množství odpadu. Výhodou je nízká cena a možnost plnobarevného tisku. Tato metoda se využívá spíše pro designové studie. Při technologii MJF jsou slepovány zrnka plastu ve formě prášku pomocí lepidla, které je nejprve naneseno tiskovou hlavou a poté vytvrzeno, čímž vznikne pevná struktura. MJF metoda je výhodná pro svou vysokou rychlost, ale dokáže vytvářet pouze plnostěnné modely. Technologie tavení je využívaná při tisku metodami FDM (Fused Depositin Modeling) a FFF (Fused Filament Fabrication). Obě metody jsou totožné, rozdíl v názvu je pouze kvůli ochranné známce FDM (obr. 17). Tato technologie je prozatím nejdostupnější a nejrozšířenější v domácnostech. Vstupním materiálem je struna z termoplastu, která se roztaví a následně nanáší tryskou do požadovaného tvaru po vrstvách. Tisk touto technologií není cenově náročný, ale trvá poměrně dlouhou dobu a na hotovém výrobku je značně viditelná hrubost povrchu způsobená vrstvením. Obdobou metod FDM a FFF je metoda APF (Arburg Plastic Freeforming), která se liší vstupním materiálem, kterým je plastový granulát. [21]

obr. 17 Věž vytisknutá technologií FDM, vstupní materiál – struna z termoplastu [21]

Další technologií je vytvrzování a zahrnuje 3 metody – SLA, DPL a Polyjet [21]. SLA (stereolitografie) je metoda, při níž je vstupní materiál (světlocitlivá pryskyřice – tekutý fotopolymer) vytvrzován za pomocí laseru. Každá vrstva se vytvrdí na požadovaných místech a následně se podložka posune. Oproti FFF metodě je tisk SLA (obr. 18) hladší a detailnější bez viditelných vrstev tisku. Nevýhodou je oproti FFF delší doba trvání a toxicita vstupního materiálu během tisku. Pro finální úpravu výrobku je potřeba použití mycí a vytvrzovací stanice, kde je výrobek očištěn od zbytků nevytvrzené pryskyřice a dodatečně vytvrzen UV zářením. Tento typ tisku se pro svou kvalitu uplatňuje především ve šperkařství a zdravotnictví. [21][30]



obr. 18 *Schéma 3D SLA tiskárny Průša [30]*

Stejně jako u metody SLA je metoda DPL vysoce přesná a vytvrzování polymerní pryskyřice probíhá za pomocí UV záření. Nejvíce podobná metoda klasickému tisku je Polyjet, protože materiál je ve vrstvách nanášen tryskami a současně osvětlován UV světlem vyzařovaným lampou. Nevýhodou je nutnost současného tisku podpor, aby nedošlo ke zhroucení struktury výrobku (obr. 19). Podpory jsou však teplem rozpustné. [21]

obr. 19 *Ukázka výrobků metodou Polyjet 3D tisku [21]*

Technologii vytlačováním můžeme použít jednak na tisk výrobků z termoplastického vosku, který je vytlačován tryskou nebo pro tisk betonu a hlíny. Metoda používající jako vstupní materiál termoplastický vosk se nazývá solidscape a je využívána hlavně pro tisk ztracených forem (obr. 20), které se následně použijí pro odlévání konečného výrobku. Tisk hlínou se uplatňuje při modelaci keramických výrobků a tisk betonu postupně nachází uplatnění ve stavebnictví, zatím však není tolik rozšířený. [21]

obr. 20 Ukázka ztracených forem a výrobků vytvořených metodou solidscape [21]

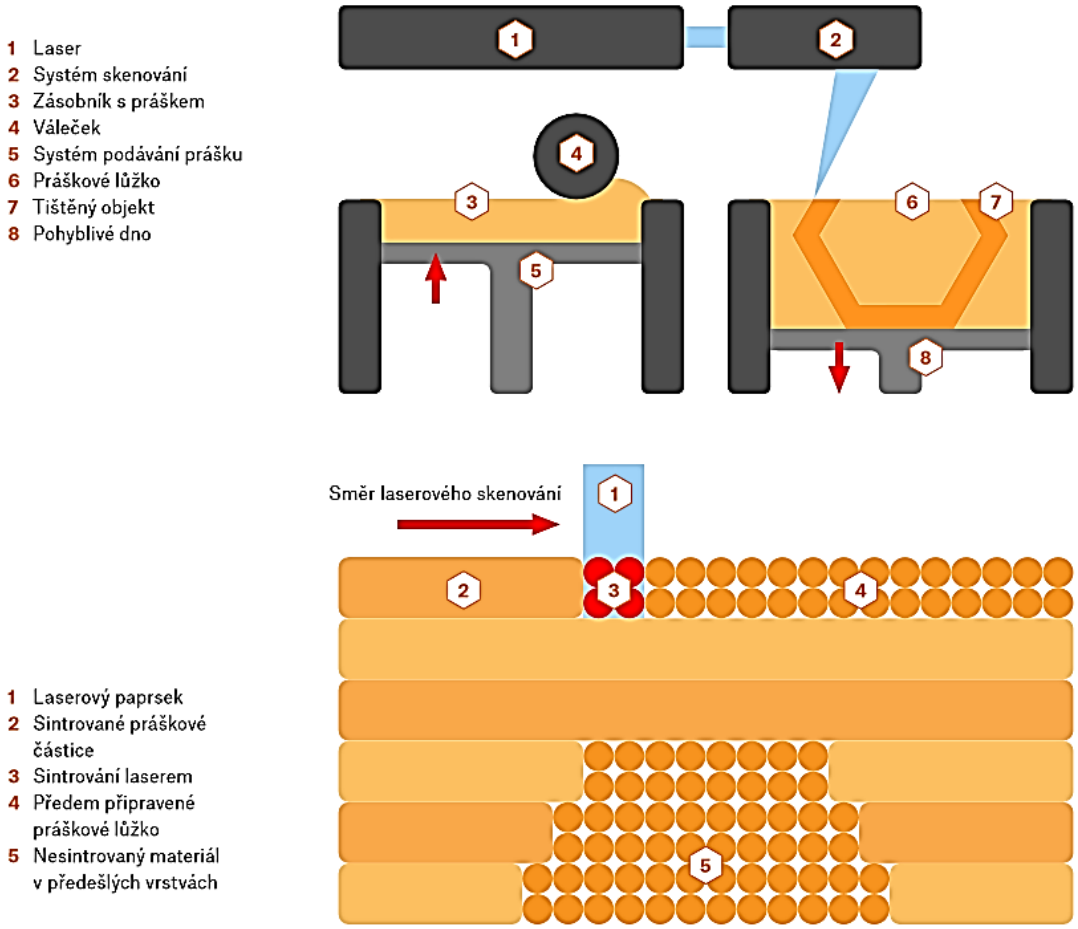
6.4. Technologie 3D tisku kovů

Největší uplatnění pro výrobu zdravotnických potřeb do budoucna má ovšem metoda slinování. Při této technologii dochází ke spékání částic prášku materiálu za pomocí tepla či tlaku tak, aniž by byl dosažen bod tání, nejčastěji za použití laseru. [21] Pro tuto práci budou zásadní zejména postupy slinování metodou SLS a SLM.

6.4.1. SLS technologie

SLS technologie (Selective Laser Sintering) je proces aditivní výroby 3D tiskem, kdy dochází ke spékání práškového materiálu (plast, kov nebo sklo) vysoce výkonným laserem (obr. 21). Na začátku procesu je nanesen práškový materiál po celém povrchu stavěcí plochy, kde je předehřán na teplotu blízkou bodu tání, poté pomocí laseru přístroj provede řez v místě obrysů budoucího modelu a je nanesena další vrstva prášku a proces se opakuje. Při této technologii není potřeba dočasných podpor pro zajištění stability během tisku v důsledku přítomnosti zbytkového materiálu, který obklopuje výrobek. SLS technologie je kvalitou srovnatelná s běžnými metodami, ale dokáže vyrobit mnohem složitější strukturu. [26] V důsledku toho, že je

výrobek na konci procesu zasypán nevytvrzeným materiálem, je potřeba vyrobit takovou strukturu, která umožní zbytkový materiál ze struktury vysypat. Velikou výhodou této metody je téměř neznatelná viditelnost vrstvení. Tiskárny SLS nejsou tolik rozšířené v běžných domácnostech a mají uplatnění spíše v průmyslu, především kvůli jejich ceně. [30]



obr. 21 Schéma SLS 3D tiskárny Průša [30]

6.4.2. SLM technologie

SLM technologie (Selective Laser Melting) je podobný proces aditivní výroby jako SLS metoda, avšak dosahuje zde na rozdíl od ní teplot tání materiálu. SLM metoda využívá jako vstupní materiál prostý kov a lze pomocí ní konstruovat nejrůznější výrobky z nástrojové oceli či nerezi, mědi, kobalt-chromu, zlata, hliníku nebo právě titanu, který se používá na výrobu zubních

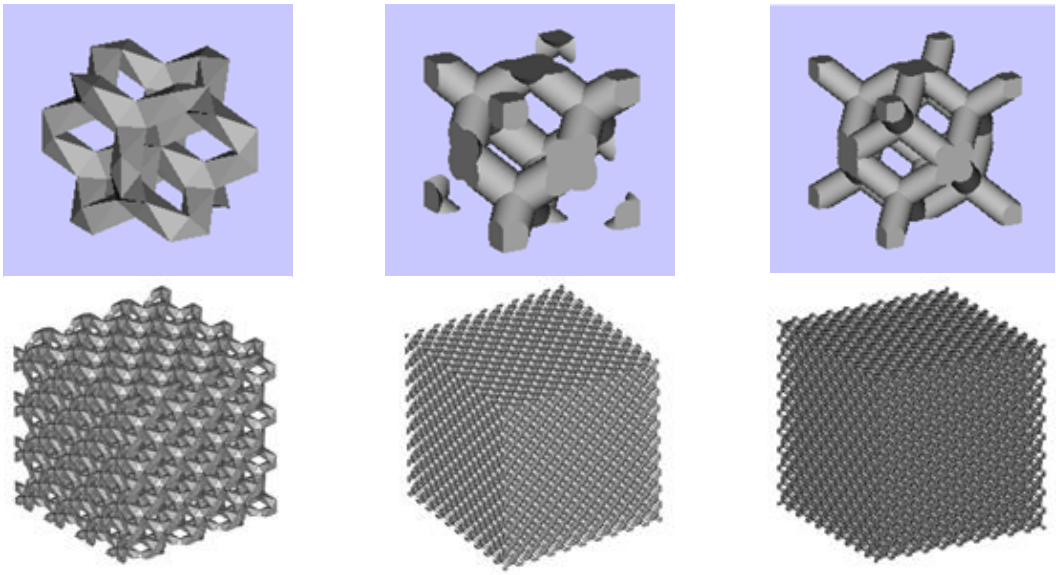
implantátů. [27] Výroba SLM technologií je méně časově náročná než konvenční metody, dokáže snížit výrobní náklady prototypových součástek a umožňuje výrobu různorodých struktur s dosud nedosažitelnými vlastnostmi. [28] Stejně jako u předchozí metody je nutné vytvořit ve struktuře dostatečně velké póry, aby bylo možné vysypat zbytkový materiál. Zejména u gyroidních struktur zubního implantátu je důležité najít vhodný poměr velikostí prutů a pórů, které zajistí jak dostatečnou odolnost vůči mechanickému namáhání, tak možnost vysýpání zbytkového materiálu, aby nečistoty z výroby nebyly zaneseny do kosti a nedošlo ke komplikacím během vhojování implantátu.

7. Přehled 3D struktur

Rychlý rozvoj aditivních technologií v podobě 3D tisku ze slitin titanu, umožňuje vytvářet implantáty velmi komplikovaných tvarů doplněné o trabekulární struktury. Tyto struktury mají umožnit lepší oseointegraci implantátu v kosti a jsou navrhovány s ohledem na skutečnou trabekulární (spongiózní) kost. Všechny struktury musí být navrhovány s ohledem na fyziologické principy novotvorby kostní tkáně, které předpokládají optimální velikost pórů pro jejich vrůstání. Tvar 3D struktury můžeme díky 3D tisku přesně naprogramovat, což je výhodné pro zajištění potřebných mechanických vlastností, které jsou geometrií pórů implantátu ovlivněny [35]. Cílem je tedy vytvoření pravidelně uspořádané 3D struktury, která by měla ve všech směrech požadované mechanické vlastnosti při maximální úspoře materiálu. Během let prošlo vývojem několik 3D struktur a pozornost se ustálila zejména na struktuře trabekulární a gyroidní, které vycházejí z geometrie struktur živočišných tkání.

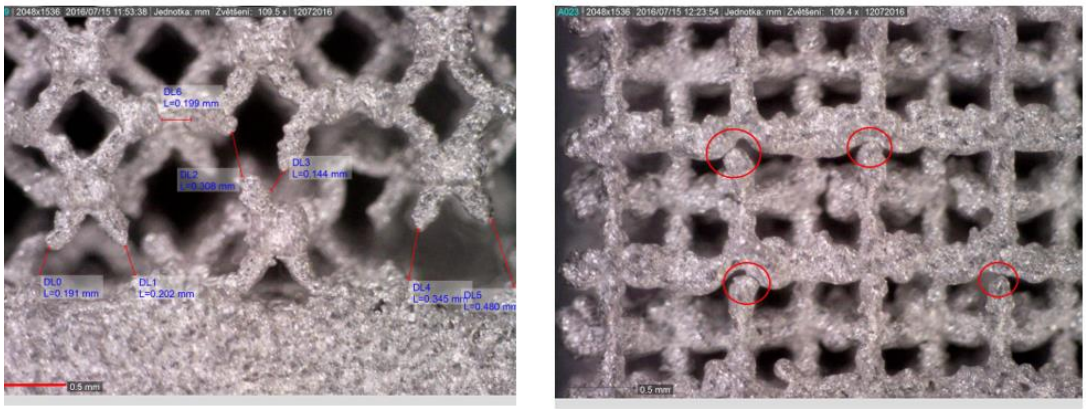
7.1. Trabekulární struktura

Pro dentální implantáty je nejvýhodnější trabekulární struktura s velmi tenkými trámci o průměru cca 150-250 μm. Takto tenké jednotlivé trámce tvoří komplexní systém nejčastěji typu Rhombic, Diamond a Dode thick (obr. 22). Název této struktury pochází z latinského „trabécula“ (malý trám, malý nosník) [35] a je tvořen příhradovým konstrukčním systémem. Trámčitá struktura je podobná kosti a soustava propojených pórů umožňuje dobrou oseointegraci. Při mechanickém testování v tlaku byly tyto struktury kvůli nespojitostem z výroby náchylnější na porušení (obr. 23). Kvůli nedostatečné mechanické odolnosti vzniká riziko uvolňování částic implantátu, které mohou způsobovat nekrózy a aseptické uvolnění implantátu. [36]



1) Dode Thick [MSG] 2) Diamond 30% relative density 3) Rhombic dodecahedron, relative density 30%

obr. 22 Základní modely trabekulárních struktur používaných při 3D tisku pomocí stroje M2 Cusing Laser metodou SLM v argonové atmosféře [36]



obr. 23 Mikromechanické snímky defektů 3D tisku – vlevo rozhraní trabekulár-homogenní část, vpravo defekty mezi trabekulami [37]

7.2. Gyroidní struktura

Problémy spojené s trámčitými strukturami je možné eliminovat využitím struktur založených na stěnovém systému. Jako ideální variantu, která je tvořena soustavou otevřených pórů s možností úpravy velikosti pórů je gyroid (obr. 24). Gyroid je trojnásobně periodická minimální plocha, která byla objevena v roce 1970 vědcem NASA Alanem Schoenem a která se běžně

vyskytuje v přírodě, např. ve struktuře motýlích křídel. Gyroidní struktura je tedy spojitá, trojnásobně periodická morfologie s konstantním zakřivením, která může být definována funkcí:

$$F(x, y, z) = t,$$

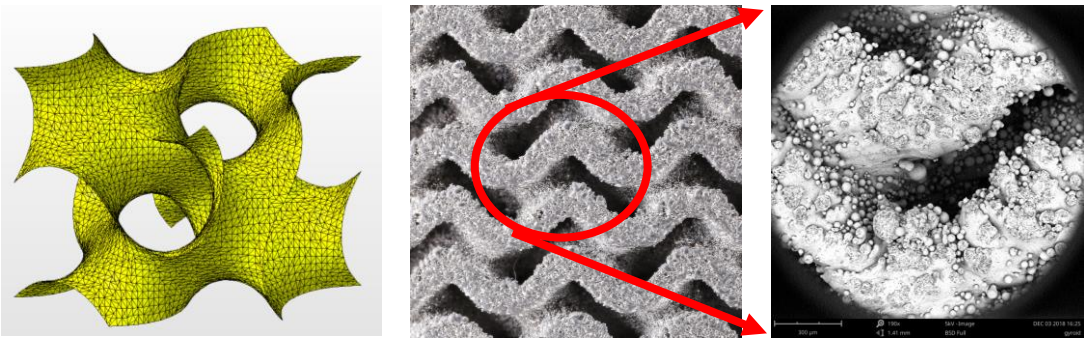
kde F definuje tvar plochy na základě trojrozměrné funkce a t je konstanta, která přímo ovlivňuje velikost průměrné křivosti gyroidní plochy. Pokud dosadíme za konstantu t = 0 získáme aproximaci minimální gyroidní plochy. Při dosazení vhodné aproximační funkce dostaneme rovnici:

$$F(x, y, z) = t = \sin \bar{x} \cdot \cos \bar{y} + \sin \bar{y} \cdot \cos \bar{z} + \sin \bar{z} \cdot \cos \bar{x},$$

kde $\tilde{x}$, $\tilde{y}$ a $\tilde{z}$ jsou modifikované prostorové souřadnice tak, že $\tilde{x}$ = 2π*x/a, $\tilde{y}$ = 2π*y/a, $\tilde{z}$ = 2π*z/a. V těchto výrazech figurují už reálné prostorové souřadnice a parametr a určuje rozměr hrany krychle, do níž je vepsaná gyroidní struktura. [42]

Gyroidní struktura, stejně jako struktury trabekulární, má systém propojených pórů, který je nezbytný pro vrůst kosti. Také má dostatečnou permeabilitu pro proliferaci buněk. Další výhodou gyroidní struktury je kromě odstranění výše zmíněných nedostatků trabekulárních struktur rovněž eliminace ostrých rohů. Tyto ostré rohy jsou buňkami často přemosťovány. V gyroidní struktuře tak nevznikají prázdná místa, ale struktura může být zcela vyplněna kostní tkání. [38]

Gyroidní strukturu je možné tvořit pomocí 3D tisku a je možné kombinovat její porozity a tuhých dříků implantátů jako funkčních celků. Stěnový systém pak nebude náchylný na lokální praskliny a nespojitosti (obr. 24). Gyroidní struktura je také vhodná na výrobu tzv. light-weight konstrukcí, které jsou vysoce pevné a lehké. Proto se mohou do budoucna uplatnit například v kosmonautice, letectví nebo automobilovém průmyslu. Nás ovšem zajímá uplatnění zejména ve zdravotnictví, kde mají tyto struktury velký potenciál. Nespornou výhodou je také částečná viditelnost skrz implantát při diagnostice pomocí rentgenu. [29]



obr. 24 *Gyroidní struktura vygenerována v programu Autodesk NetFabb (vlevo), její detailní fotografie reálného 3D tisku z Ti6Al4V (uprostřed) a snímek z SEM této struktury (vpravo) [37]*

8. Mechanické testování porézních kovových materiálů dle ČSN ISO 13314:2011

Příprava experimentu probíhala ve 3 etapách. Během etapy I a II (rok 2017/2018) byly navrženy a vytvořeny vzorky s trabekulární strukturou, které byly během etapy II (rok 2018) podrobeny mechanickému zkoušení v tlaku. Cílem tohoto testování bylo získání materiálových charakteristik vzorků s gyroidní strukturou, které byly použity pro porovnání s výpočty provedenými numerickou simulací některých struktur a optimalizaci konečněprvkového modelu. Z důvodu přiblížení se modulem pružnosti hodnotám této charakteristice kostní tkáně bylo pro nás při zkouškách klíčové především získání hodnot globálních modulů pružnosti jednotlivých struktur. V etapě III proběhlo testování vzorků gyroidních struktur na tah a tlak, aby se prokázalo, že využití gyroidních struktur je výhodnější.

Tlakové zkoušky probíhaly v souladu s mezinárodní normou ČSN ISO 13314:2011 Mechanické zkoušení kovů – Zkoušení tvářitelnosti – Zkouška porézních a pěnových kovů tlakem. Tato norma je určena pro testování struktur kovů s porozitou vyšší než 50 % a byla použita i přesto, že některé navržené struktury tuto podmínku nesplňují, z toho důvodu, aby bylo možné porovnání s výsledky ostatních autorů, kteří normu využívají.

Zkoušky probíhaly za pokojové teploty v laboratoři na Fakultě stavební ČVUT v Praze na dvou přístrojích: MTS Alliance RT-30 (MTS, USA) a MTS Alliance RT-50. Při zkoušce bylo nutné dodržovat směr zatěžování vzorku, který musí respektovat ortotropii, tzn. zatěžování probíhalo kolmo na vrstvy 3D tisku. Vzorky byly zatěžovány tak, aby odpovídaly rychlosti deformace dle normy (10^{-3} s^{-1} až 10^{-2} s^{-1}) cyklicky rychlostí 1 $mm.min^{-1}$. Materiálové charakteristiky zkoušených vzorků byly určovány na základě pracovních diagramů (závislost napětí-přetvoření), které byly získány z tlakových zkoušek. Pracovní diagramy byly odvozeny z působícího zatížení (F) a měřeného stlačení (Δh), dále bylo určeno napětí (σ) podle vztahu:

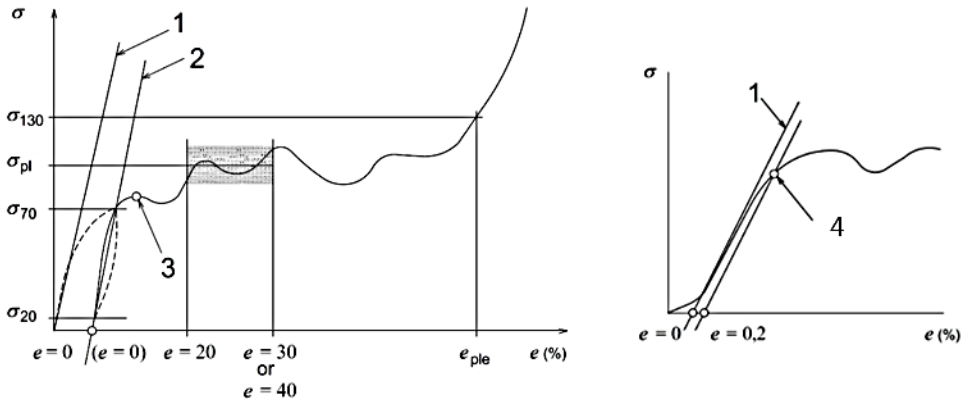
$$\sigma = \frac{F}{A} \tag{1}$$

kde *A* je plocha průřezu vzorku určená z rozměrů s přesností 0,01 mm a *F* kolmo působící síla. Přetvoření vzorku se určilo ze vzorce:

$$\varepsilon = \frac{\Delta h}{h} \tag{2}$$

kde *h* je původní výška vzorku trabekulární části, u které dochází primárně k deformaci, deformace homogenní části byla zanedbatelná. Výškový rozměř měřen s přesností 0,01 mm. [39]

Kromě výše zmíněného globálního modulu pružnosti (E) jsou dalšími určovanými charakteristikami gyroidní struktury smluvní napětí v tlaku ($\sigma_{0,2}$) a první maximum pevnosti v tlaku ($\sigma_{first,max}$), které bylo určeno jako první lokální maximum křivky pracovního diagramu. Smluvní napětí v tlaku odpovídalo napětí při plastickém přetvoření vzorku 0,2 % v tomto materiálu. Pro určení plastického přetvoření 0,2 % a globálního modulu pružnosti byl využit kvazi-statický gradient (obr. 25). [39]



obr. 25 Pracovní diagram tlakových zkoušek pro pěnové a porézní kovy (ISO 13314:2011) s vyznačením určovaných charakteristik: 1 – kvazi-statický gradient, 2 – elastický gradient, 3 – první maximum pevnosti v tlaku ($\sigma_{first,max}$), 4 – smluvní napětí v tlaku ($\sigma_{0,2}$) [39]

Dle definice z normy a grafického znázornění na obr. 25. vyplývá, že kvazi-statický gradient je dán sklonem tečny ke křivce pracovního diagramu

bezprostředně za inflexním bodem, který mění konvexní průběh v konkávní, což je způsobeno vlivem plastického přetváření. Inflexní bod byl numericky určen jako místo, kde sklon křivky pracovního diagramu (ΔE) začíná klesat, dle vzorce:

$$\Delta E = \frac{\sigma_i}{\varepsilon_i} - \frac{\sigma_{i-5}}{\varepsilon_{i-5}} \tag{3}$$

kde σ_i je napětí v i-tém kroku měření, ε_i je přetvoření v tomtéž kroku měření. Změna sklonu křivky (ΔE) po 5 krocích měření bylo zvoleno s ohledem na eliminaci chyby, která byla způsobena odchylkami v měření při aplikaci síly (F) a stlačení vzorku (Δh). [39]

Jako globální moduly pružnosti jednotlivých gyroidních struktur (E) byl uvažován kvazi-statický gradient určený tímto způsobem, přestože dle normy není kvazi-statický gradient modulem pružnosti materiálu. Sklon křivky v této oblasti modul pružnosti totiž nejlépe vystihuje. Tato myšlenka je podpořena i řadou studií ostatních autorů, kteří kvazi-statický gradient uvádějí jako globální modul pružnosti testovaných porózních struktur. Po určení funkce přímky, která je dána sklonem kvazi-statického gradientu, byl nalezen nulový bod stlačení (e=0), který se nachází v průsečíku této přímky s osou x pracovního diagramu vyjadřující přetvoření vzorku. Numerické určení tzv. „nulového bodu" je určeno dle vzorce:

$$x_0 = -\frac{b}{a} \tag{4}$$

kde *a, b* jsou konstanty rovnice přímky, který udává kvazi-statický gradient ($y = a.x + b$). K tomuto nulovému bodu bylo následně vztahováno plastické přetvoření 0,2 %, které je určující pro smluvní napětí v tlaku ($\sigma_{0,2}$). Smluvní napětí v tlaku bylo graficky definováno průsečíkem přímky kvazistatického gradientu posunuté o 0,2 % (e = 0,2) a křivkou pracovního diagramu. Posunutá přímka je určena rovnicí:

$$y = a * x + c$$
$$c = (x_0 + 0{,}2) * a \tag{5}$$

kde je *a* opět konstantou určující kvazistatický gradient a globální modul pružnosti (E) gyroidní struktury. Numerický průsečík této přímky s křivkou pracovního diagramu je krokem měření, pro který platí:

$$|a.\varepsilon_i + c| = |\sigma_i| \tag{6}$$

kde ε_i je přetvoření v i-tém kroku měření, σ_i je napětí a zároveň hledané smluvní napětí v tlaku $\sigma_{0,2}$ při stejném měření. [39]

Dále byla stanovena skutečná pórovitost daných struktur dle vzorce:

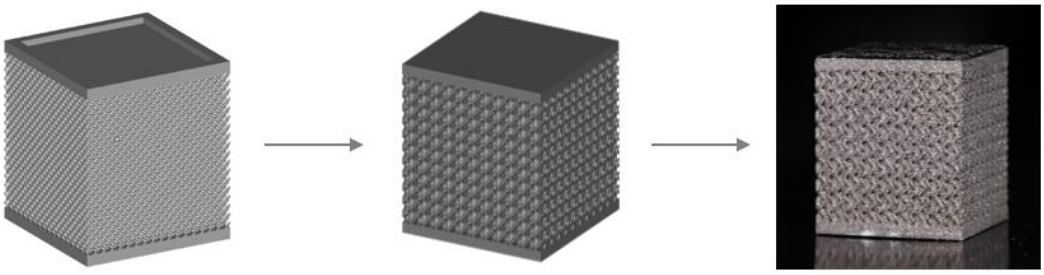
$$n = 1 - \frac{m - (V_{hom}.\rho_{Ti6Al4V})}{A.h.\rho_{Ti6Al4V}} \tag{7}$$

kde *m* je hmotnost celého vzorku, V_{hom} objem pouze homogenní částí vzorku, $\rho_{Ti6al4V}$ je objemová hmotnost vstupního výrobního materiálu (titanový prášek), *A* a *h* jsou rozměry gyroidní části vzorku. Skutečná pórovitost spočtená dle vzorce (7) sloužila pro porovnání s navrženou pórovitostí a slouží jako zpětná vazba o kvalitě výroby funkčních vzorků. [39]

9. Návrh, výroba a příprava vzorků 3D struktur pro mechanické testování.

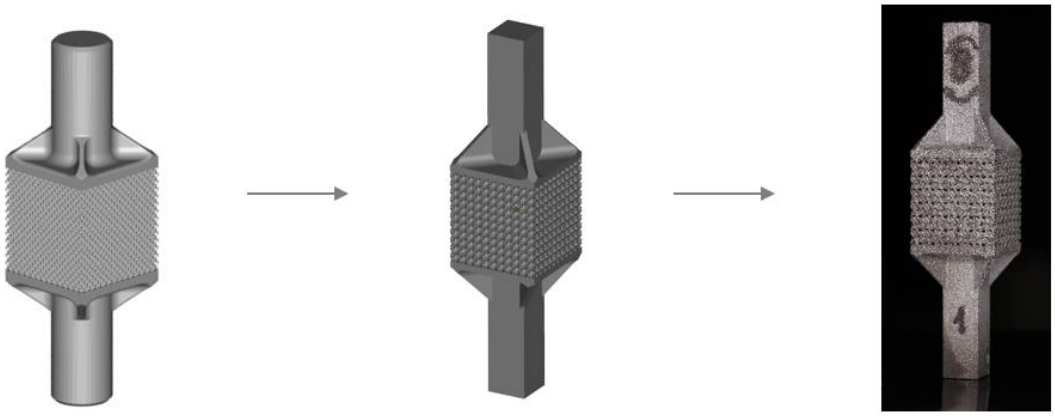
Před samotnou výrobou byly vytvořeny počítačové (CAD) modely gyroidní struktury v 8 variantách, které se lišily velikostmi pórů a šířkami stěn, tedy i celkovou porositou. Stejné uspořádání stěn zůstalo ve všech strukturách zachováno. Po optimalizaci variant gyroidních struktur byly vygenerovány modely v programu NetFabb (Autodesk, USA).

Pro testování tlakem byly vytvořeny sady vzorků ve tvaru kvádru o rozměrech 14x14x16 mm (obr. 26). Testovaná tělesa byla tvořena gyroidní částí, která měla rozměr 14x14x14 mm a tu obklopovaly shora a zezdola dvě protilehlé homogenní plošky tloušťky 1 mm pro lepší roznos působícího zatížení při testech. Další výhodou těchto roznášecích podstavců bylo využití při 3D tisku a posléze při tepelné úpravě jako náhrada vazebných podpor, které se nemusí odstraňovat.



obr. 26 Základní model funkčních vzorků gyroidní struktury pro tlakové zkoušky (vlevo) a optimalizovaný model (uprostřed). Vpravo fotografie již vytištěných vzorků. [43]

Pro testování tahem byly vytvořeny sady vzorků o rozměrech gyroidní části 14x14x14 mm doplněné o upínací část. Gyroidní část opět obklopuje ze dvou stran část homogenní, která byla během etapy II (2018) optimalizovaná do tvaru, který umožňuje uchopení vzorku do čelistí zkušebního stroje pro tahové zkoušky – hranoly s žebry. Konečný vzhled hranolů je patrný na obr. 27. a jeho rozměry jsou 14x14x45 mm.



obr. 27 Model funkčních vzorků gyroidní struktury pro tahové zkoušky z konce etapy II (vlevo) a optimalizovaný model z etapy III (uprostřed). Vpravo fotografie již vytištěných vzorků. [43]

9.1. Metodika testování vzorků tlakem

Mechanické zkoušení tlakem vzorků s gyroidní strukturou bylo prováděno dle mezinárodní normy ISO 13314:2011 Mechanické zkoušení kovů – Zkoušení tvářitelnosti – Zkouška porézních a pěnových kovů tlakem. Norma byla pro hodnocení využita i přesto, že klade požadavek na využití pro hodnocení kovů s porozitou 50 % a více, a všechny vzorky tomuto požadavku nevyhověly. Použití této normy nám však umožní srovnání gyroidních struktur i s trabekulárními, které byly podle této normy vyhodnocovány v etapě II (2018).

Testování bylo prováděno v laboratoři na půdě Fakulty stavební ČVUT v Praze na stroji MTS Alliance RT-50 (MTS, USA), který je majetkem fakulty. Tlakové zkoušky proběhly za pokojové teploty při zatížení maximální silou 50 kN kolmo na vrstvy 3D tisku. Síla byla použita vyšší, na rozdíl od předchozí etapy, kde byla použita maximální síla 30 kN, která se prokázala u některých struktur jako nedostatečná. Zatěžování funkčních vzorků probíhalo konstantní rychlostí 1 $mm.min^{-1}$, která odpovídá požadavkům normy na rychlost deformace 10^{-3} s^{-1} až 10^{-2} s^{-1}.

9.2. Metodika testování vzorků tahem

Kromě tlakových zkoušek (provedených dle normy ČSN ISO 13314:2011) byly provedeny i zkoušky tahové, pro které nebyla nalezena žádná odpovídající norma. Proto bylo pro testování porézních kovů tahem využito normy ČSN EN 10002-1 (420310) Kovové materiály – Zkoušení tahem – Část 1: Zkušební metoda za okolní teploty – zkombinovaná s normou uvedenou výše pro zkoušky tlakové. Směr zatěžování byl opět kolmo na jednotlivé vrstvy 3D tisku a zatěžování probíhalo s frekvencí 1 $mm.min^{-1}$.

Zjišťované charakteristiky jednotlivých struktur byly určovány stejně jako při tlakových zkouškách na základě pracovních diagramů (závislost napětí-přetvoření). Hlavními určovanými charakteristikami byly mez pevnosti ($\sigma_{tah,max}$), globální modul pružnosti v tahu (E_{tah}) a smluvní mez kluzu ($R_{p0,2}$). Maximální dosažená napětí při zkoušce v tahu byla určena jako mez pevnosti. Dle sklonu křivky pracovního diagramu byl určován globální modul pružnosti v tahu. Napětí, při kterém došlo k trvalé deformaci 0,2 % odpovídalo smluvní mezi kluzu ($\sigma_{0,2}$). Globálního modul pružnosti v tahu (E_{tah}) a smuvní mez kluzu ($R_{p0,2}$) byly vyhodnoceny podobným postupem jako globální modul pružnosti (E) a smluvní napětí v tlaku ($\sigma_{0,2}$) v etapě II. Po dvou krocích měření byl první určovanou veličinou sklon křivky pracovního diagramu (ΔE). Použití sklonu křivky po 5 krocích měření jako u tlakových zkoušek nebylo možné, kvůli přílišné hrubosti. Poté byla určena elastická oblast pracovního diagramu a elastický gradient, který byl lineární spojnicí trendu měřených kroků v této oblasti. Elastický gradient určený touto cestou byl uvažován jako globální modul pružnosti v tahu (E_{tah}) pro jednotlivé struktury. V dalším kroku byl určen tzn. „nulový bod“, ke kterému se vztahuje trvalá deformace 0,2 %. Průsečík přímky elastického gradientu posunuté o 0,2 % s křivkou pracovního diagramu odpovídá smluví mezi kluzu.

9.3. Zkušební tělesa

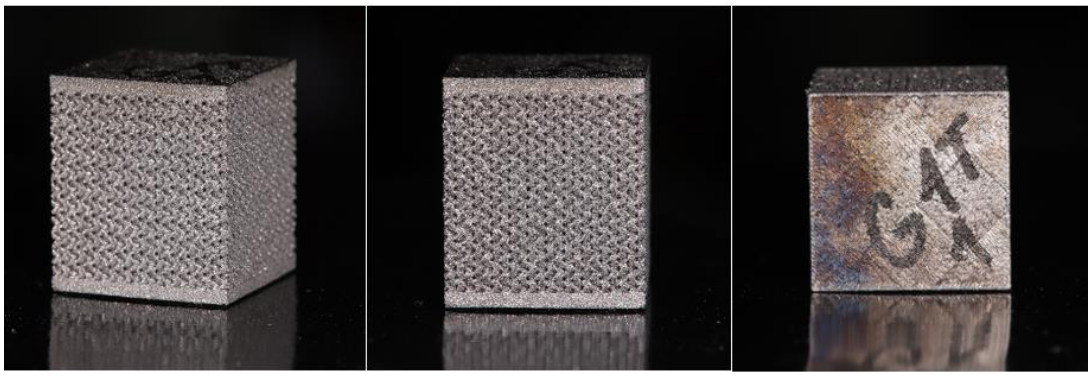
Zkušební tělesa gyroidní struktury o různých porozitách byla vyrobena firmou ProSpon spol. s.r.o. dle navržených modelů. Zkušební vzorky byly navrženy v rozměrech 14x14x16 mm (pro tlakové zkoušky) a 14x14x45mm, samotná 3D struktura měla však rozměry 14x14x14 mm a na ni navazovaly homogenní roznášecí podstavce v tloušťce 1 mm na dvou protilehlých stranách. V tab. 1 jsou uvedeny skutečné rozměry, velikosti základních buněk a stěn a schopnost oseointegrace dle literatury.

Označení vzorku	Rozměry [mm]		Nejmenší průměr pórů [μm]	Tloušťka stěny [μm]	Oseointegrace dle literatury
	b	h			
G1T - 1	13,99	14,08	450	150	Limitní velikost pórů
G1T - 2	14,05	14,00			
G1T - 3	13,99	13,97			
G2T - 1	14,00	13,98	450	250	OK
G2T - 2	14,00	13,97			
G2T - 3	13,96	13,96			
G2T - 4	13,95	13,96			
G3T - 1	14,13	14,08	750	150	OK
G3T - 2	14,07	14,20			
G3T - 3	14,02	14,26			
G3T - 4	14,21	13,99			
G4T - 1	14,06	14,08	750	250	Limitní velikost pórů
G4T - 2	14,13	14,00			
G4T - 3	14,07	14,11			
G5T - 1	13,99	14,15	450	150	Limitní velikost pórů
G5T - 2	14,03	13,99			
G5T - 3	14,03	13,99			
G5T - 4	14,12	14,11			
G6T - 1	13,98	13,97	450	250	OK
G6T - 2	14,03	13,99			
G6T - 3	14,00	14,00			
G6T - 4	14,00	14,00			
G7T - 1	14,13	14,03	750	150	OK
G7T - 2	14,05	14,17			
G7T - 3	14,14	14,07			
G7T - 4	14,14	14,13			
G8T	Došlo k selhání stroje – vzorky nebyly otestovány		750	250	OK

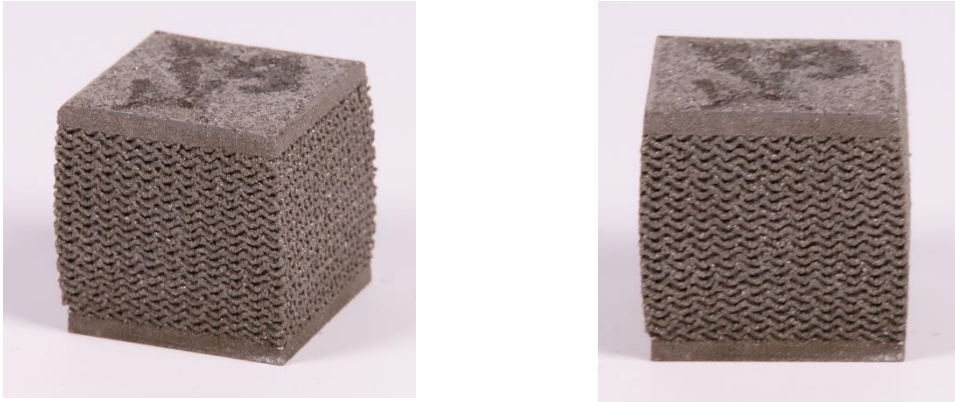
tab. 1 *Zkušební vzorky 8 gyroidních struktur a jejich skutečné rozměry, velikosti základních buněk a stěn a schopnost oseointegrace*

9.4. Výsledky zkoušek v tlaku

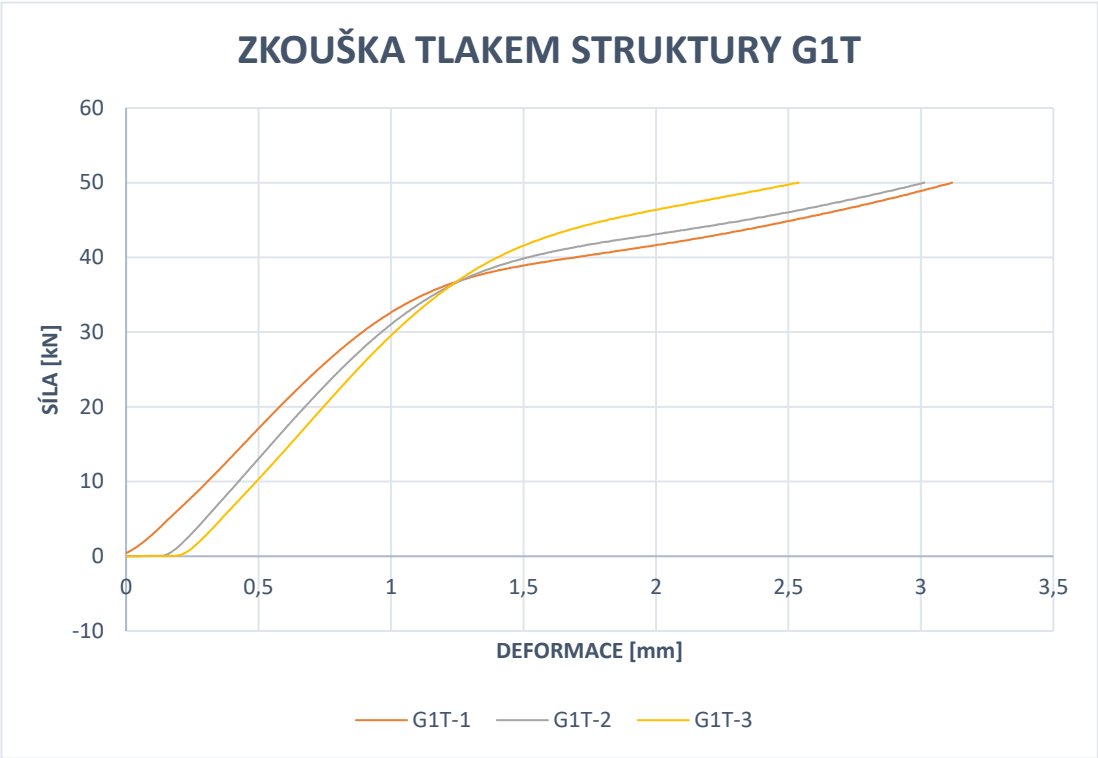
9.4.1. Gyroidní struktura G1T



obr. 28 *Zkušební tělesa gyroidní struktury G1T před testováním*



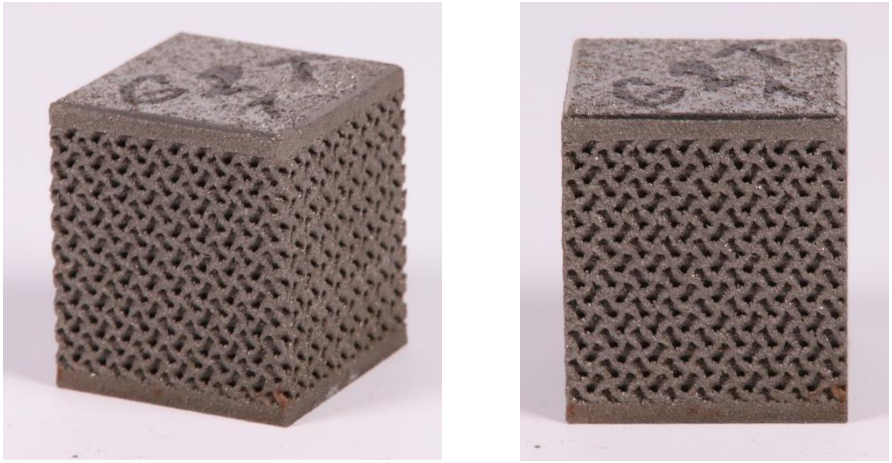
obr. 29 *Zdeformované zkušební těleso struktury G1T po zatěžovacích zkouškách tlakem*



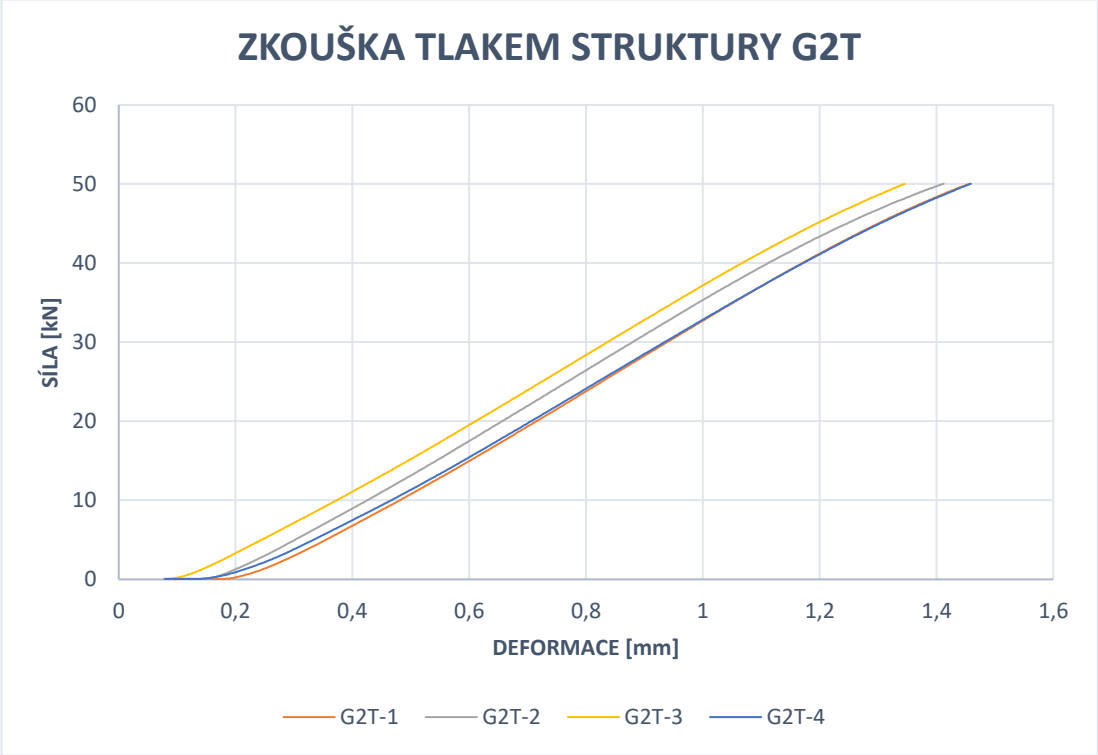
obr. 30 *Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G1T*

9.4.2. Gyroidní struktura G2T

obr. 31 *Zkušební tělesa gyroidní struktury G2T před testováním*

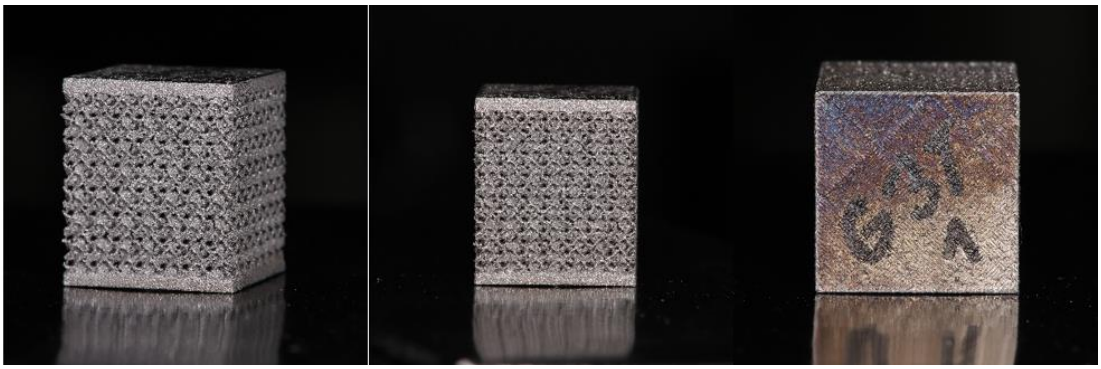


obr. 32 *Zdeformovaná zkušební tělesa struktury G2T po zatěžovacích zkouškách tlakem*

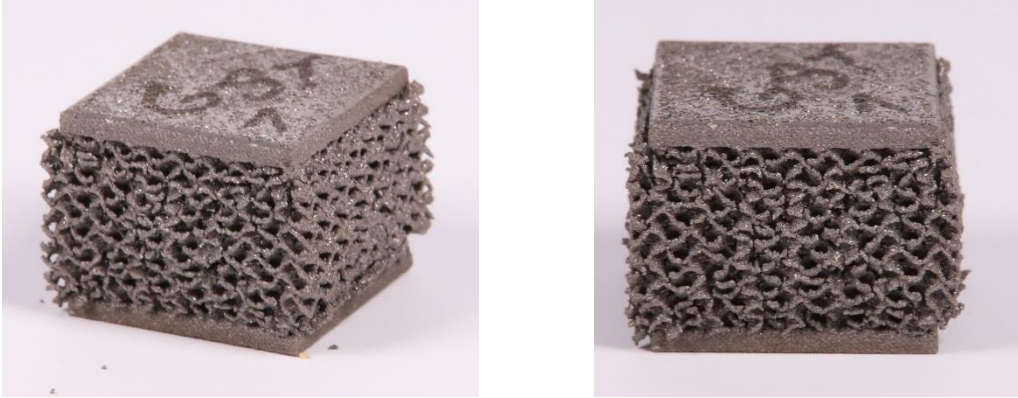


obr. 33 *Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G2T*

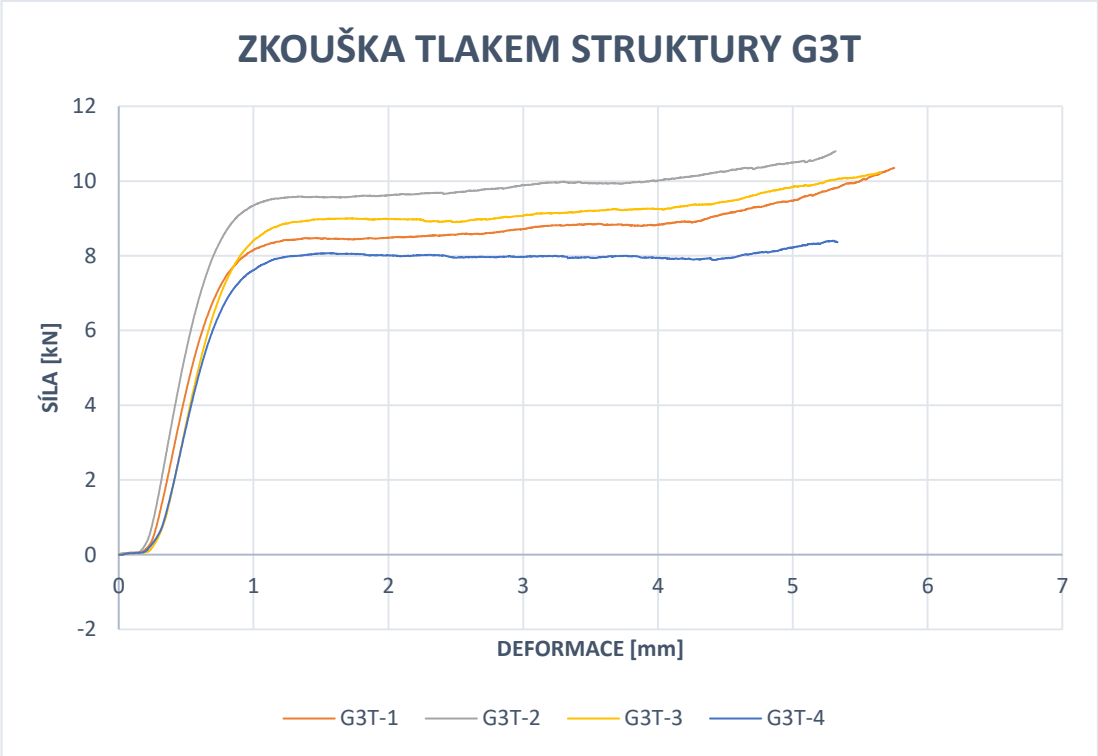
9.4.3. Gyroidní struktura G3T



obr. 34 *Zkušební tělesa gyroidní struktury G3T před testováním*

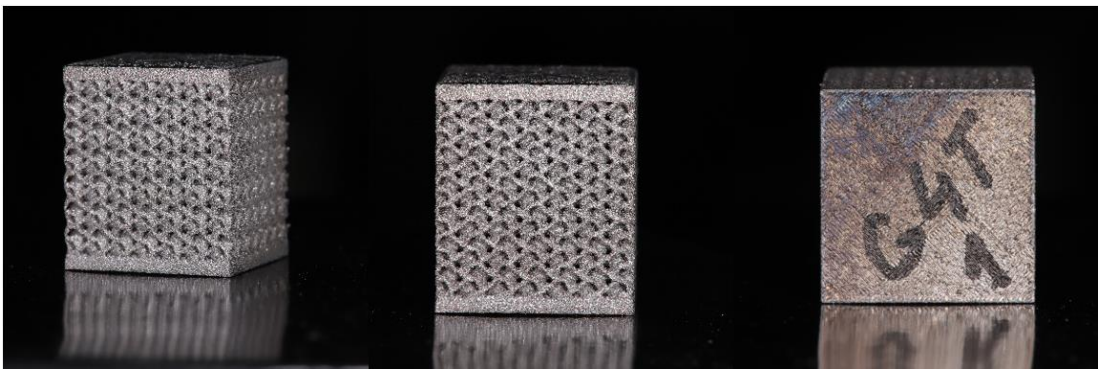


obr. 35 *Zdeformovaná zkušební tělesa struktury G3T po zatěžovacích zkouškách tlakem*



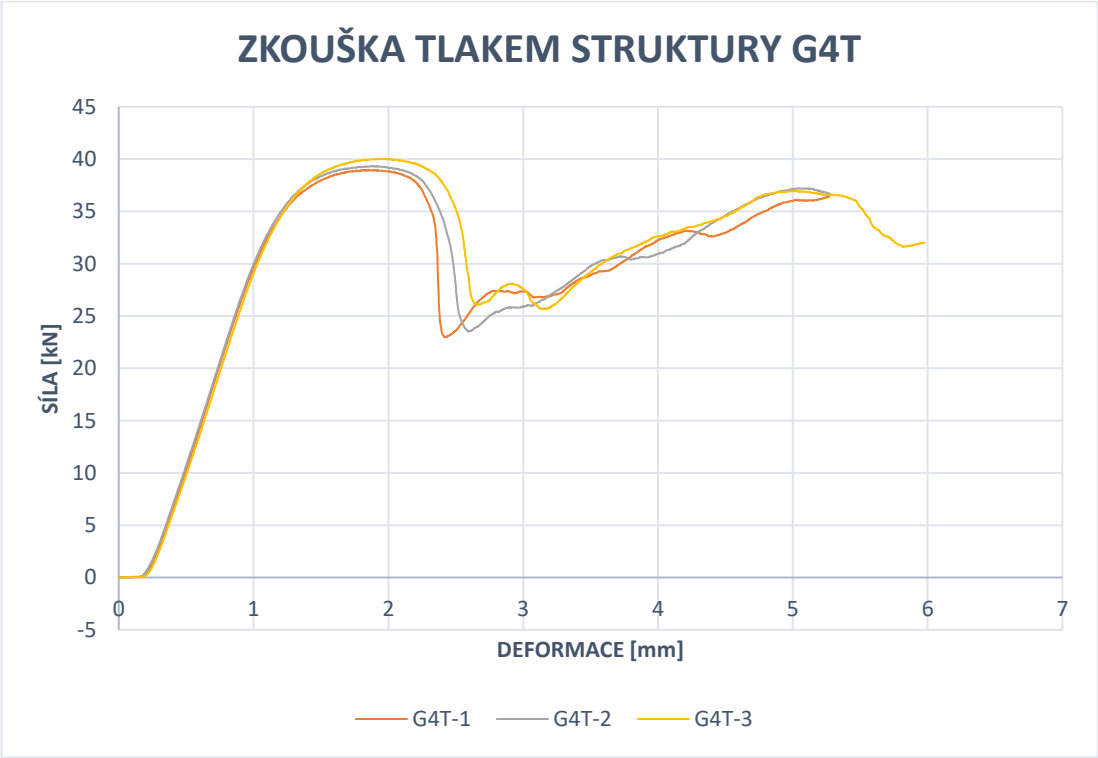
obr. 36 *Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G3T*

9.4.4. Gyroidní struktura G4T



obr. 37 *Zkušební tělesa gyroidní struktury G4T před testováním*

obr. 38 *Zdeformovaná zkušební tělesa struktury G4T po zatěžovacích zkouškách tlakem*

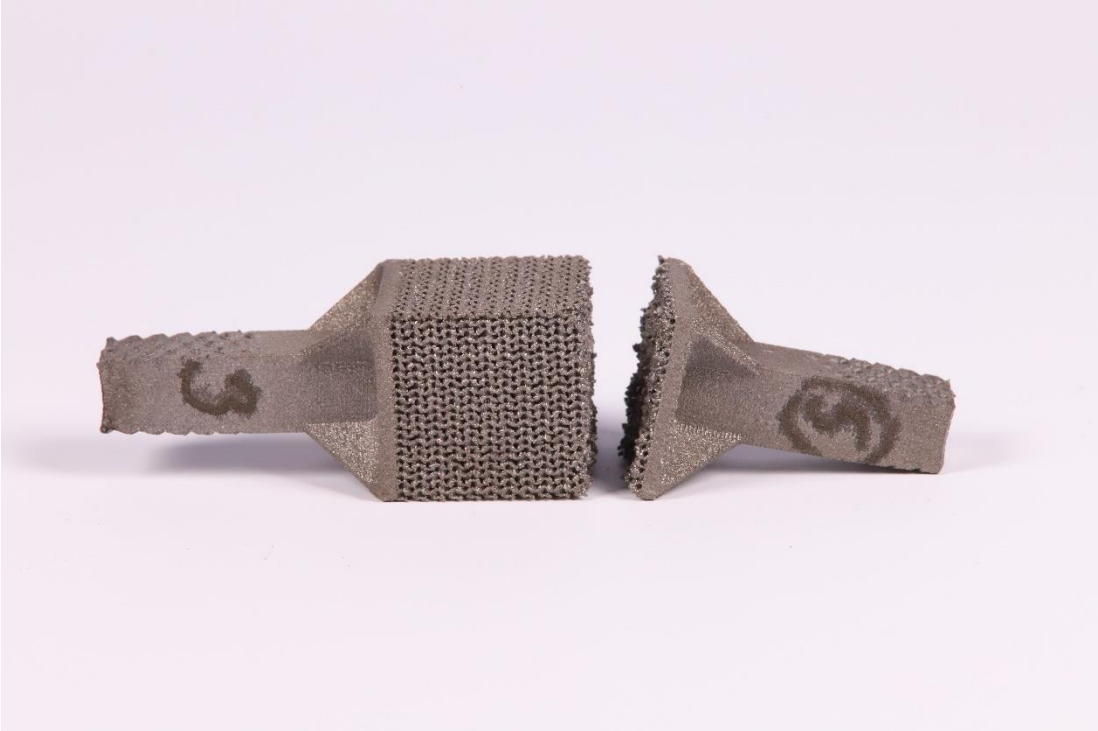


obr. 39 *Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G4T*

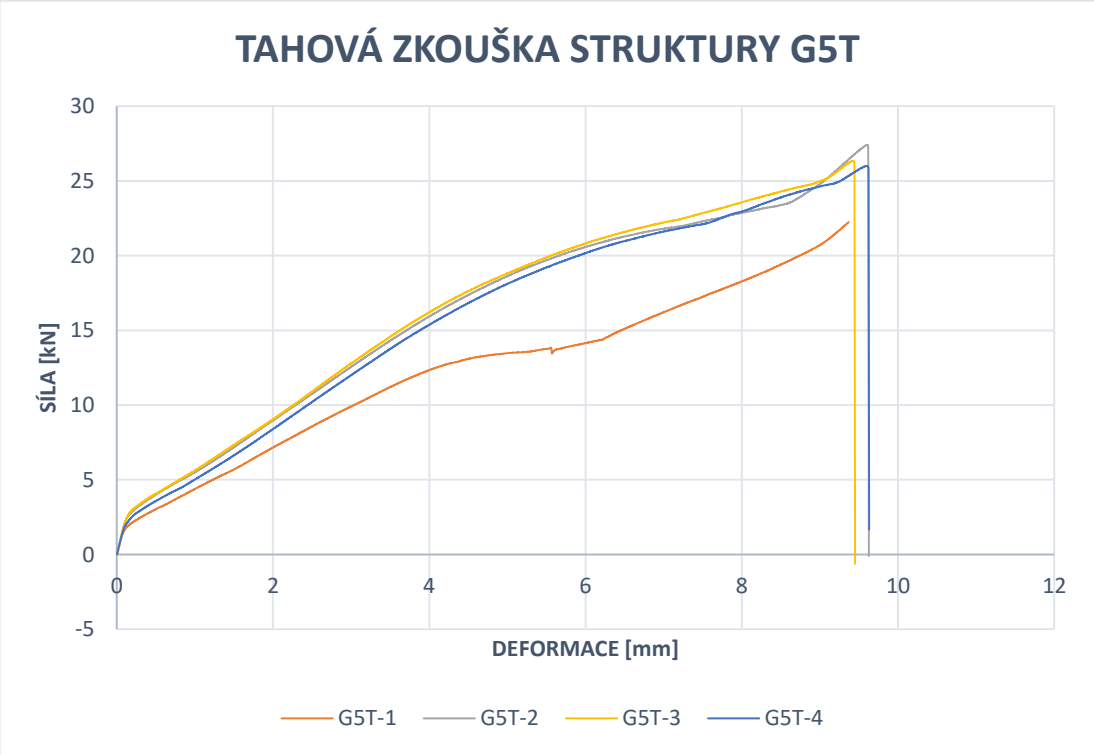
9.5. Výsledky zkoušek v tahu

9.5.1. Gyroidní struktura G5T

obr. 40 *Zkušební vzorek gyroidní struktury G5T č. 3 před tahovou zkouškou*

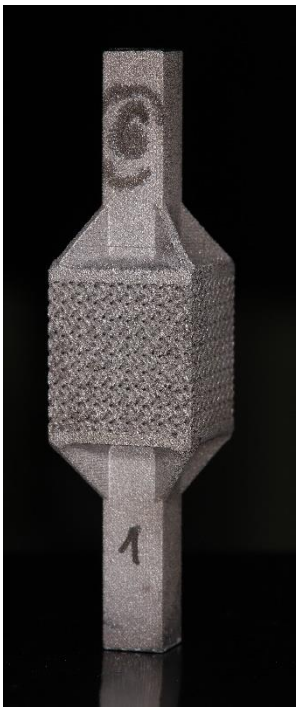


obr. 41 *Zkušební těleso gyroidní struktury G5T č. 3 po proběhnutí tahové zkoušky*

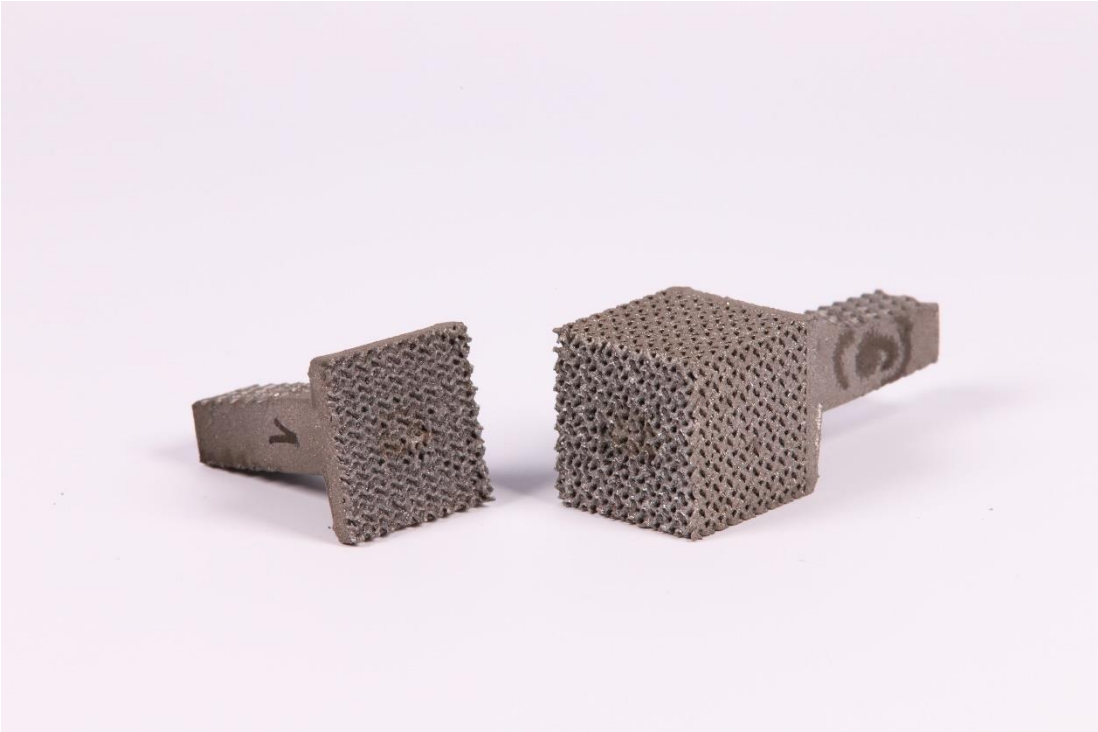


obr. 42 *Graf průběhů tahových zkoušek struktury G5T*

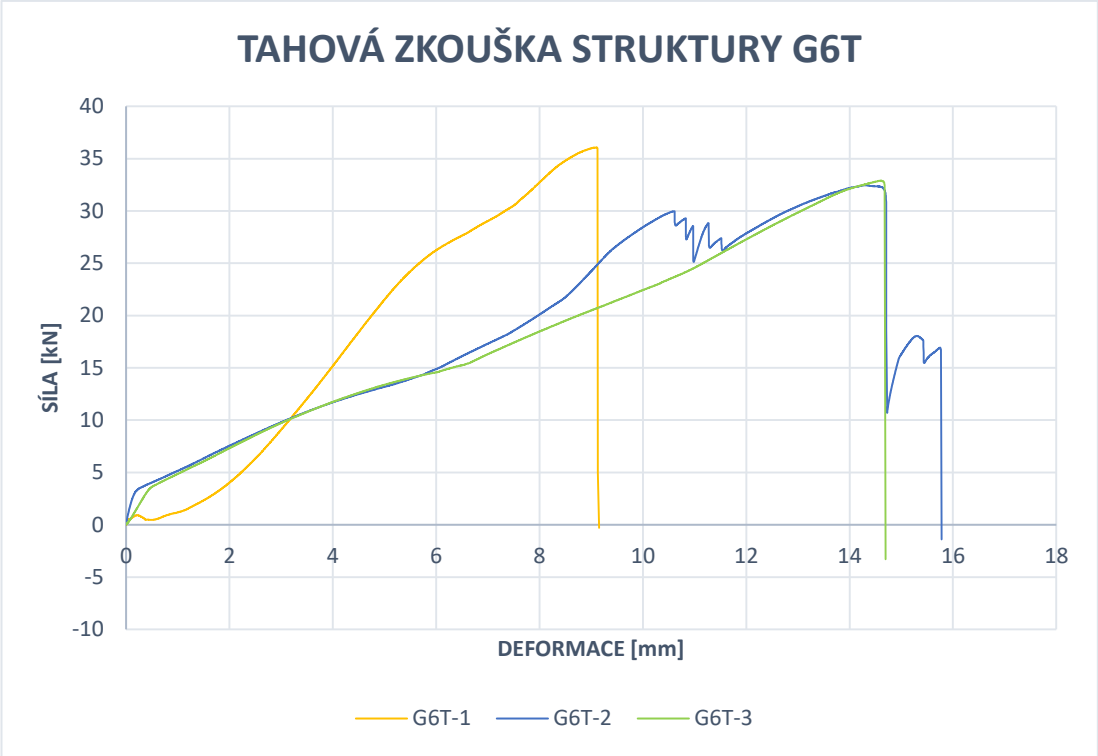
9.5.2. Gyroidní struktura G6T



obr. 43 *Zkušební vzorek gyroidní struktury G6T č. 1 před tahovou zkouškou*

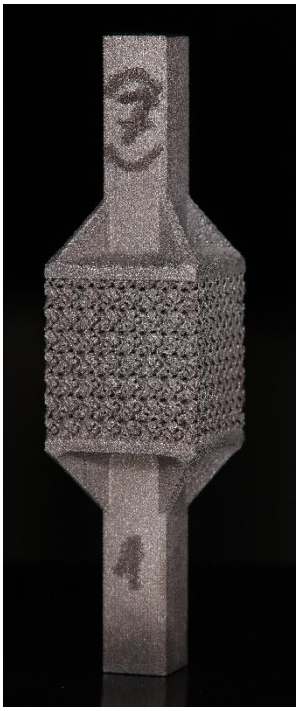


obr. 44 *Zkušební těleso gyroidní struktury G6T č.1 po proběhnutí tahové zkoušky*

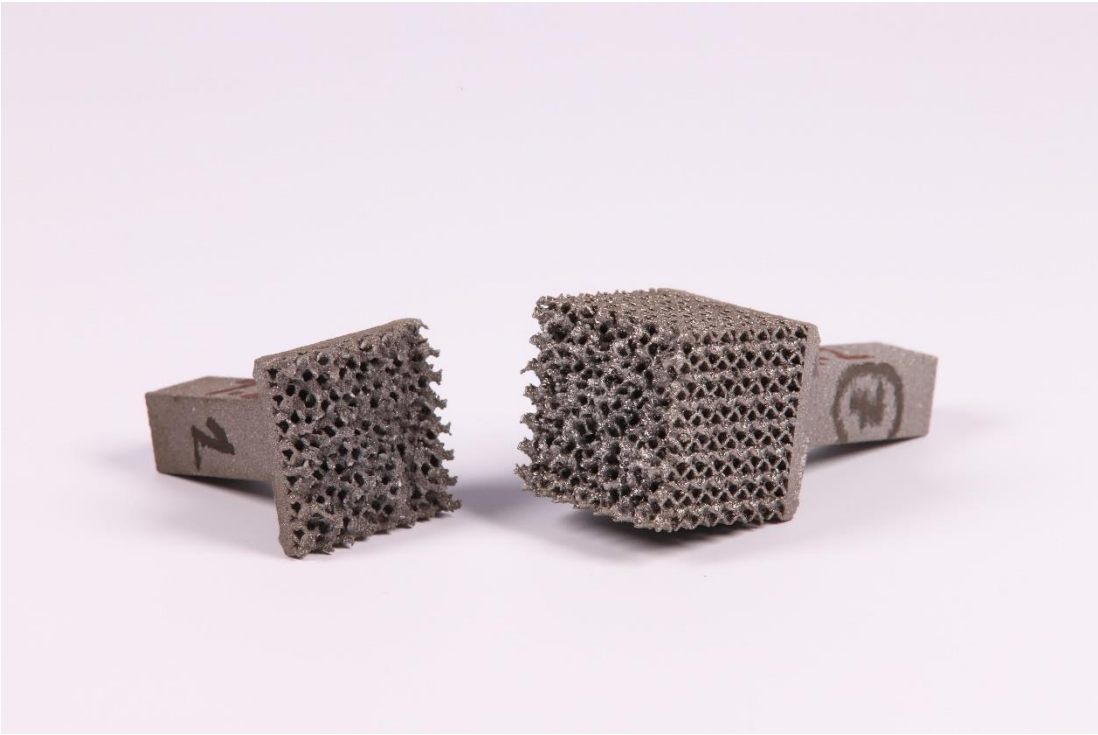


obr. 45 *Graf průběhů tahových zkoušek struktury G6T*

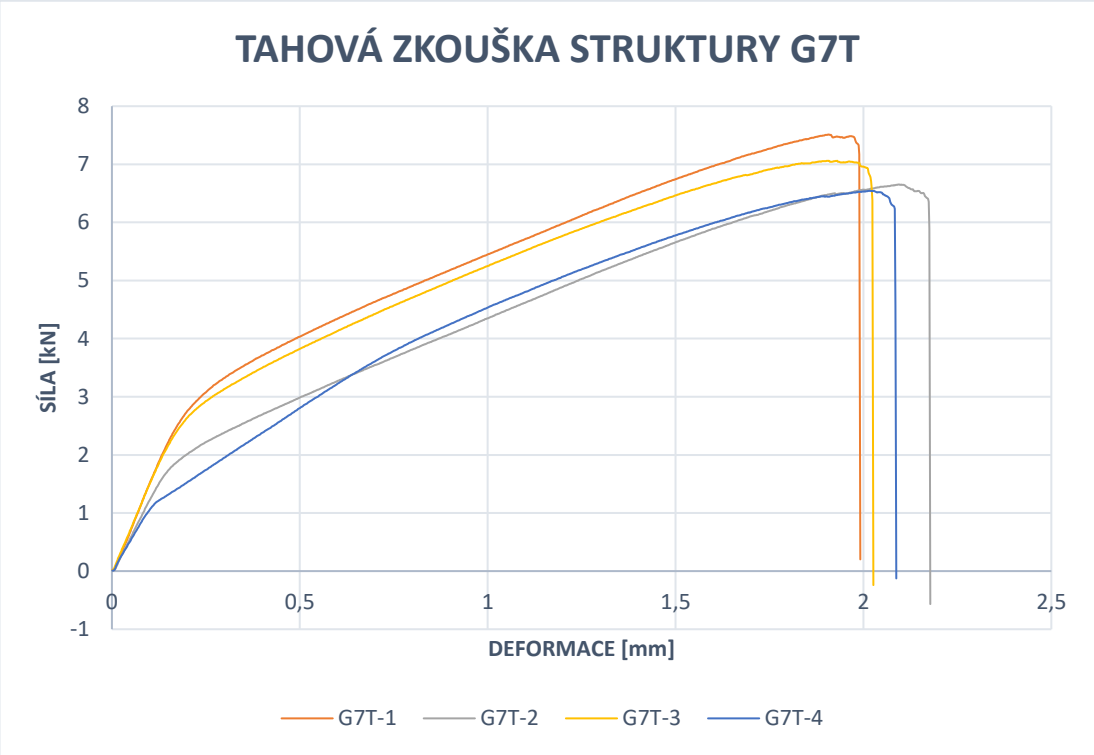
9.5.3. Gyroidní struktura G7T



obr. 46 *Zkušební vzorek gyroidní struktury G7T č. 1 před tahovou zkouškou*



obr. 47 *Zkušební těleso gyroidní struktury G7T č. 2 po proběhnutí tahové zkoušky*

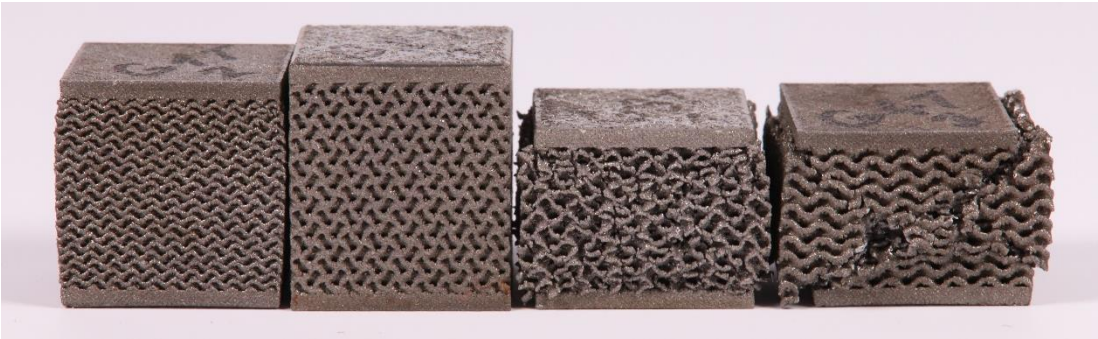


obr. 48 *Graf průběhů tahových zkoušek struktury G7T*

10. Závěr

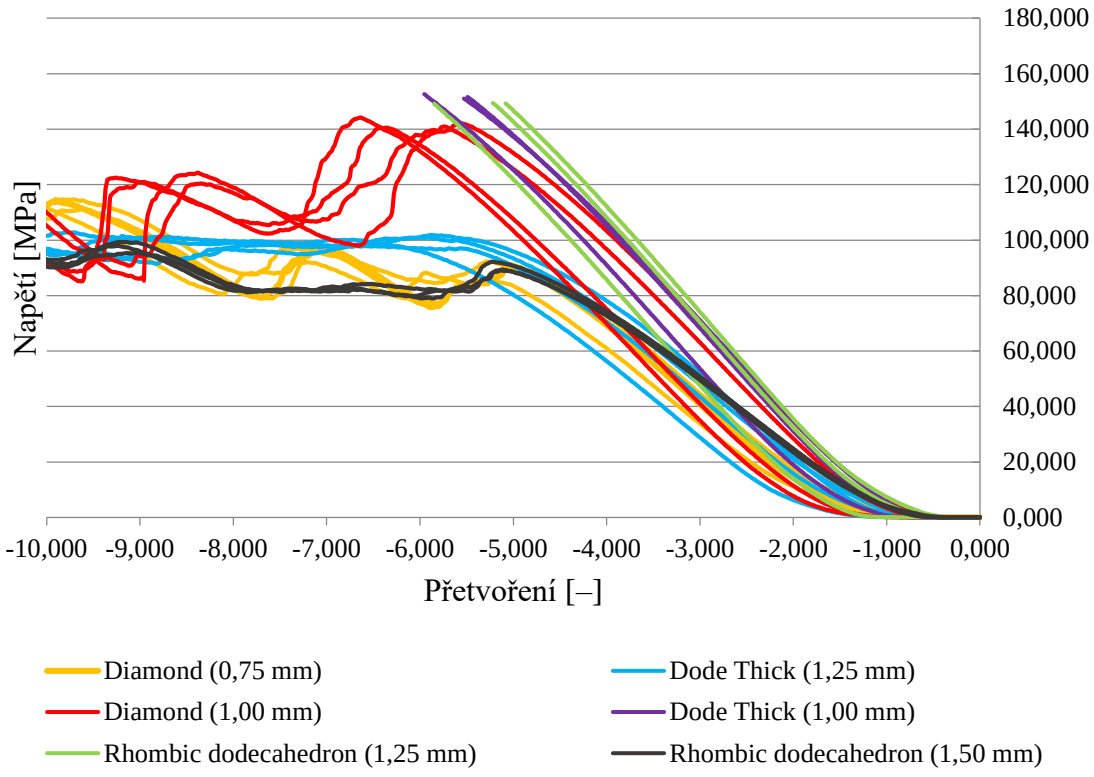
Hlavním cílem práce byla realizace mechanických experimentů na tělesech gyroidní struktury. Tyto experimenty byly realizovány v laboratořích katedry mechaniky ve spolupráci s doc. P. Padevětem a výsledky jsou zpracovány v předcházející kapitole.

Optimalizovaná konstrukce zkušebních těles se ukázala jako vhodná zejména pro tlakové zkoušky, ale pro tahové bude zapotřebí delší tyčové části pro pohodlnější uchycení v čelistech stroje. Z provedených experimentů je patrné elastoplastické chování gyroidní struktury ve všech jejích variantách. Z porovnání tlakových zkoušek vychází jako nejpevnější struktura s nejvyšší denzitou (G2T) u které nedošlo ani při maximální síle k viditelným poškozením (obr. 49).



obr. 49 *Srovnání deformací gyroidních struktur po zatěžovacích zkouškách tlakem. Zleva struktury G1T, G2T, G3T a G4T*

Gyroidní struktura se dle základních mechanických testů jeví jako vhodná alternativa za trabekulární struktury. Nedochází k lokálním nespojitostem, a především elastický průběh zatěžovací křivky má čistě lineární charakter od samého začátku zatěžování. V předchozích experimentech byla u trámčitých struktur prokázána počáteční plastická deformace a až následné částečné elastické chování (obr. 50).



obr. 50 Graf průběhů tlakových zkoušek trabekulárních struktur [36]

Dalším pokračováním studie gyroidních struktur bude komplexní vyhodnocení pevností a jejich porovnání s trebekulárními strukturami. Podle předběžného vyhodnocení se gyroidní struktura jeví jako cca 1,5-krát pevnější než srovnatelná trabekulární struktura. Dále bude nutné provést cyklickou únavovou zkoušku dle normy ČSN pro dynamické testování dentálních implantátů.

Celkově lze konstatovat, že navržená struktura je velmi vhodnou variantou pro konstrukci porézních dříků dentálních implantátů a je vhodné se jí dále věnovat. Bohužel rozsah nutných dalších testů a analýz dalece přesahu rozsah této bakalářské práce.

11. Seznam zdrojů

[1] ŠIMŮNEK, Antonín. Dentální implantologie. Hradec Králové: Nucleus, 2001. ISBN 80-86225-15-1.

[2] DOKLÁDAL, Milan. Anatomie zubů a chrupu: [Určeno pro posl. fak. lék.]. Brno: Masarykova univerzita, 1994. ISBN 80-210-0999-3.

[3] ZOUHAROVÁ, Z. Zdravý úsměv: péče o zuby a dásně. 3. vyd. Vážany nad Litavou: JoshuaCreative, 125 s. Zdraví. 2012. ISBN 978-80-904414-5-3.

[4] Zuby a chrup, [online]. [cit. 2019-10-5]. Dostupné z https://zdravi.euro.cz/clanek/priloha-pacientske-listy/zuby-a-chrup-447950

[5] Nedorost, L., Tomanová, V., Eberlová, L., Moztarzadeh, O., Adlerová, V., Hecová, H., Kočová, J., Fiala, P., Slípka, J. a Tonar, Z.: Atlas histologie tvrdých tkání, 2009, ISSN 1804-4409.

[6] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část). 4. rozš. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2000. ISBN 80-7182-107-1.

[7] Simona, Selingerová. Vývoj zubních implantátů. Brno, 2008. Bakalářská práce. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

[8] Zubní implantát, [online]. [cit. 2019-10-31]. Dostupné z https://www.wikiskripta.eu/w/Zubn%C3%AD_implant%C3%A1t

[9] A. Jíra et al., Comparison of Micromechanical Parameters of Different Dental Implants Using Nanoindentation, Key Eng. Mat., 662 (2015), 134-137.

[10] SEDLÁČEK, Vladimír. *Titan a jeho slitiny: výroba, zpracování a použití*. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1963. Řada hutnické literatury.

[11] S. S. Joseph a F. (Sam) H. Froes: Light Metal Age, 4–6 (11–12), 5–12 , 1988.

[12] Wild boar's tusk enamel: Structure and mechanical behavior, [online]. [cit. 2019-11-23]. Dostupné z https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493119302991

[13] Structure and mechanical behavior of dentin-inspired nanoporous copper, [online]. [cit. 2019-11-15]. Dostupné z https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1359646219305688#fig0001

[14] ČERNOHUBÁ, Tereza. Analýza a vývoj intraoseální části dentálního implantátu z beta-titanu. Praha, 2015. Diplomová práce. ČVUT v Praze. Fakulta stavební. Katedra mechaniky. Vedoucí práce Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

[15] Fujiki, K.; Aoki, K.; Marcián, P.; Borák, L.; Hudieb, M.; Ohya, K.; Igarashi, Y.; Wakabayashi, N., The influence of mechanical stimulation on osteoclast localization in the mouse maxilla: bone histomorphometry and finite element analysis, Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2013, ISSN: 1617-7959.

[16] Kinney, J.H. et al.: A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. Archives of Oral Biology [online]. 1999, 10. vydání, ISSN 0003-9969.

[17] Degidi, M., Piattelli, A., Gehrke, P., Felice, P., Carinci, F.: Five year outcome of 111 immediate nonfunctional single restaurations, Journal of Oral Implantology, 2006.

[18] Vscht.cz [online]. Praha, 2012 [cit. 2019-11-16]. Dostupné z: http://old.vscht.cz/ipl/ipl/osobni/svorcik/skripta/Andertova.pdf

[19] Zdravý zub [online]. [cit. 2019-12-12]. Dostupné z: http://www.zdravyzub.cz/nabizene-sluzby/implantologie/

[20] Rozvoj a současná úloha aditivní výroby. MM Průmyslové spektrum. 2016, roč. 20, č. 11, s. 87, ISSN 1212-2572.

[21] Marek Zloch. Vše o 3D tisku. [online] E-book. 2014. [cit. 2019-11-8]. Dostupné z: www.marekzloch.cz

[22] Geetha, M.; Singh, A.K.; Asokamani, R.; Gogia, A.K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—A review. Prog. Mater. Sci. 2009, 54, 397–425.

[23] Comco [online]. [cit. 2015-12-12]. Dostupné z: http://www.comcoinc.com/surface-texturing/

[24] Šímůnek, A.: *Dentální implantologie.* 2. vydání, Nucleus vydavatelství, 2008, ISBN 978-80-87009-30-7

[25] Marcián, P.: Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně: zkrácená verze Ph.D. Thesis. [V Brně: Vysoké učení technické], c2013, 31 s. ISBN 978-80-214-4687-8.

[26] Selective Laser Sintering, [online]. [cit. 2019-11-25]. Dostupné z https://www.3d-tisk.cz/selective-laser-sintering/

[27] SLM, [online]. [cit. 2019-11-25]. Dostupné z https://www.3d-tisk.cz/wiki/slm/

[28] Ondřej Červinek. Prostorové 3D struktury pro aplikaci v technologii Selektive Laser Melting. Brno, 2016. Bakalářská práce. VUT v Brně. Fakulta strojního inženýrství.

[29] Peter Bednár. Zpracování podkladů pro návrh objemových a plošných struktur. Brno, 2013. Bakalářská práce. VUT v Brně. Fakulta strojního inženýrství

[30] Kniha základy 3D tisku od Josefa Průši [online]. 2019. [cit. 2019-12-07]. Dostupné z: http://www.prusa3d.cz/kniha-zaklady-3d-tiskujosefa-prusi/

[31] Hironobu Matsuno et al., Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium, Biomaterials, vol. 11. 2001, str. 1253-1262.

[32] Luboš Řehounek. Mechanical and numerical analyses of titanium trabecular structures of dental implants formed by 3D printing. Praha, 2016. Master thesis. ČVUT v Praze. Fakulta stavební.

[33] Materiály dentálních implantátů, [online]. [cit. 2019-12-23]. Dostupné z https://www.straumann.com/cz/cs/zubni-specialiste/produkty-a-reseni/zubni-implantaty/materialy-zubnich-implantatu.html.

[34] Zimmer IMPLANTS, [online]. [cit. 2019-12-23]. Dostupné z https://www.zimmerbiometdental.com/en-US/wps/portal/dental/site/dental/!ut/p/z1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfIjo8ziPSxNjQy9DYx8LIxCnA0cjT2Dw3zDgv0M3c31wwkpiAJKG-AAjgZA_VFYIDgaOAUZORkbGLj7G2FVgGJGQW6EQaajoiIAdAiFww!!/dz/d5/L2dBISEvZ0FBIS9nQSEh/?smartling_EditMode=0.

[35] Bc. Roman Lang. Návrh výplňových prvků s trabekulární strukturou pro revizní implantát kolenního kloubu. Brno, 2014. Diplomová práce. VUT v Brně. Fakulta strojního inženýrství.

[36] Hájková P., Optimalizace 3D tištěných trabekulárních struktur pro potřeby implantologie a jejich mechanické analýzy, Odborná zpráva o postupu prací v projektu TAČR č. TJ01000328, Praha 2018.

[37] Jíra, A., Hájková, P., Řehounek L. Trabecular structures as efficient surface of dental implants, 57th International Scientific Conference on Experimental Stress Analysis, EAN 2019; Luhacovice; Czech Republic; 3 June 2019 through 6 June 2019

[38] Melchels, F., P., W. at al. Effects of the architecture of tissue engineering scaffolds on cell seeding and culturing, Acta Biomateriala, vol. 6, Issue 11, 2010, Pages 4208-4217

[39] ČSN ISO 13314:2011. *Mechanické zkoušení kovů - Zkoušení tvářitelnosti - Zkouška porézních a pěnových kovů tlakem.* 1. vyd. Praha: Český normalizační institut, 2011.

[40] Zubní implantáty, [online]. [cit. 2019-10-28]. Dostupné online z http://www.implant.cz/zubni-implantaty

[41] Trabecular Bone Morphology Changes May Predict Bone Strength in, [online]. [cit. 2019-12-25]. Dostupné z Girlshttps://www.endocrinologyadvisor.com/home/topics/pediatric-endocrinology/trabecular-bone-morphology-changes-may-predict-bone-strength-in-girls/

[42] MICHIELSEN, K a D.G STAVENGA. Gyroidcuticular structures in butterfly wing scales: biological photonic crystals. Journal of The Royal Society Interface [online]. 2008, 5(18), 85-94. DOI: 10.1098/rsif.2007.1065. ISSN 1742-5689.

[43] Řehounek, L.; Jíra, A. Tvarová optimalizace trabekulární struktury In: Biomateriály a jejich povrchy XI. Praha: CTU. Czech Technical University Publishing House, 2018. ISBN 978-80-01-06471-9.

12. Seznam obrázků a tabulek

obr. 1 Lidský chrup - vlevo chrup mléčný, vpravo chrup stálý

obr. 2 Anatomie zubu: korunka, krček a kořen

obr. 3 Mikroskopická struktura skloviny

obr. 4 Mikroskopická struktura dentinu

obr. 5 Vnitřní stavba kosti

obr. 6 Trabekulární struktura kosti

obr. 7 Zubní implantát

obr. 8 Brånemarkův šroubový implantát

obr. 9 Čepelkové implantáty

obr. 10 Schéma transmandibulárního implantátu

obr. 11 Současně používané šroubované implantáty od výrobce Straumann

obr. 12 Šroubovaný implantát s 3D strukturou výrobce Zimmer

obr. 13 Vztah mechanických a biologických vlastností implantačního materiálu
obr. 14 Vliv některých prvků na charakter jejich rovnovážného diagramu s titanem
obr. 15 Tabulka mechanických vlastností slitin titanu
obr. 16 Technologie úpravy povrchu implantátu tryskáním
obr. 17 Věž vytisknutá technologií FDM, vstupní materiál – struna z termoplastu
obr. 18 Schéma 3D SLA tiskárny
obr. 19 Ukázka výrobků metodou Polyjet 3D tisku
obr. 20 Ukázka ztracených forem a výrobků vytvořených metodou solidscape
obr. 21 Schéma SLS 3D tiskárny Průša
obr. 22 Základní modely trabekulárních struktur používaných při 3D tisku pomocí stroje M2 Cusing Laser metodou SLM v argonové atmosféře
obr. 23 Mikromechanické snímky defektů 3D tisku – vlevo rozhraní trabekulár-homogenní část, vpravo defekty mezi trabekulami
obr. 24 Gyroidní struktura vygenerována v programu Autodesk NetFabb (vlevo), její detailní fotografie reálného 3D tisku z Ti6Al4V (uprostřed) a snímek z SEM této struktury (vpravo)
obr. 25 Pracovní diagram tlakových zkoušek pro pěnové a porézní kovy (ISO 13314:2011) s vyznačením určovaných charakteristik: 1 – kvazi-statický gradient, 2 – elastický gradient, 3 – první maximum pevnosti v tlaku (σfirst,max), 4 – smluvní napětí v tlaku (σ0,2).
obr. 26 Základní model funkčních vzorků gyroidní struktury pro tlakové zkoušky (vlevo) a optimalizovaný model (uprostřed). Vpravo fotografie již vytištěných vzorků.
obr. 27 Model funkčních vzorků gyroidní struktury pro tahové zkoušky z konce etapy II (vlevo) a optimalizovaný model z etapy III (uprostřed). Vpravo fotografie již vytištěných vzorků.

obr. 28 Zkušební tělesa gyroidní struktury G1T před testováním
obr. 29 Zdeformované zkušební těleso struktury G1T po zatěžovacích zkouškách tlakem
obr. 30 Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G1T
obr. 31 Zkušební tělesa gyroidní struktury G2T před testováním
obr. 32 Zdeformovaná zkušební tělesa struktury G2T po zatěžovacích zkouškách tlakem
obr. 33 Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G2T
obr. 34 Zkušební tělesa gyroidní struktury G3T před testováním
obr. 35 Zdeformovaná zkušební tělesa struktury G3T po zatěžovacích zkouškách tlakem
obr. 36 Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G3T
obr. 37 Zkušební tělesa gyroidní struktury G4T před testováním
obr. 38 Zdeformovaná zkušební tělesa struktury G4T po zatěžovacích zkouškách tlakem
obr. 39 Graf průběhu tlakových zkoušek struktury G4T
obr. 40 Srovnání deformací gyroidních struktur po zatěžovacích zkouškách tlakem. Zleva struktury G1T, G2T, G3T a G4T
obr. 41 Zkušební vzorek gyroidní struktury G5T č. 3 před tahovou zkouškou
obr. 42 Zkušební těleso gyroidní struktury G5T č. 3 po proběhnutí tahové zkoušky
obr. 43 Graf průběhů tahových zkoušek struktury G5T
obr. 44 Zkušební vzorek gyroidní struktury G6T č. 1 před tahovou zkouškou
obr. 45 Zkušební těleso gyroidní struktury G6T č.1 po proběhnutí tahové zkoušky
obr. 46 Graf průběhů tahových zkoušek struktury G6T
obr. 47 Zkušební vzorek gyroidní struktury G7T č. 1 před tahovou zkouškou
obr. 48 Zkušební těleso gyroidní struktury G7T č. 2 po proběhnutí tahové zkoušky
obr. 49 Graf průběhů tahových zkoušek struktury G7T

obr. 50 Graf průběhů tlakových zkoušek trabekulárních struktur

tab. 1 Zkušební vzorky 8 gyroidních struktur a jejich skutečné rozměry, velikosti základních buněk a stěn a schopnost oseointegrace