

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
STAVEBNÍ**

*KATEDRA  
MECHANIKY*



**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

*Analýza 3D tištěných  
porézních struktur určených  
pro biomedicínské aplikace*

**2022**

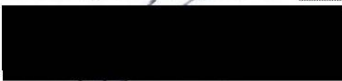

**Bc. GABRIELA  
JAVORSKÁ**

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

### I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: <u>Javorská</u>	Jméno: <u>Gabriela</u>	Osobní číslo: <u>467383</u>
Zadávací katedra: <u>katedra mechaniky - K132</u>		
Studijní program: <u>Stavební inženýrství</u>		
Studijní obor: <u>Konstrukce a dopravní stavby</u>		


### II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce: <u>Analýza 3D tištěných porézních struktur určených pro biomedicínské aplikace</u>	
Název diplomové práce anglicky: <u>Analysis of 3D printed porous structures for biomedical applications</u>	
Pokyny pro vypracování: práce bude obsahovat: <ul style="list-style-type: none"><li>- základní přehled současně používaných porézních struktur pro využití v implantologii</li><li>- přehled optimální velikosti pórů/porozity pro zajištění kvalitní oseointegrace</li><li>- modelování porézních struktur pro následný 3D tisk technologií SLS</li><li>- mechanické testování variantních struktur</li><li>- realizace a vyhodnocení mechanických testů pomocí pneumatického lisu LiTeM</li></ul>	
Seznam doporučené literatury: odborné články a publikace dostupné v databázích WoS a Scopus základny 3D modelování v prostředí CAD technologické postupy použitého přístrojového vybavení (3D SLS tisk, pneumatický lis, microDIC Dantec)	
Jméno vedoucího diplomové práce: <u>Ing. Aleš Jíra, Ph.D.</u>	
Datum zadání diplomové práce: <u>30.9.2021</u>	Termín odevzdání diplomové práce: <u>2.1.2022</u> <i>Údaj uveďte v souladu s datem v časovém plánu příslušného ak. roku</i>
 Podpis vedoucího práce	 Podpis vedoucího katedry

### III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

*Beru na vědomí, že jsem povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je nutné uvést v diplomové 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“.*

30.9.2021  
Datum převzetí zadání

  
Podpis studenta(ky)

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma Analýza 3D tištěných porézních struktur určených pro biomedicínské aplikace zpracovala samostatně za použití uvedené literatury a pramenů a za odborného vedení vedoucího diplomové práce Ing. Aleše Jíry, Ph.D. 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 1. 1. 2022

.....  
Gabriela Javorská

Tato diplomová práce vznikla za podpory projektu SGS č. SGS20/155/OHK1/3T/11. Velké poděkování patří vedoucímu mé diplomové práce, panu Ing. Alešovi Jírovi, Ph.D., za pomoc při jejím zpracování, čas vynaložený při konzultacích, jeho odborné rady a skvělý přístup. Dále poděkování patří mé rodině, za podporu nejen při psaní diplomové práce, ale i během celého studia.

**Název práce:** Analýza 3D tištěných porézních struktur určených pro biomedicínské aplikace  
**Autor:** Bc. Gabriela Javorská  
**Akademický rok:** 2021/2022  
**Studijní obor:** Konstrukce a dopravní stavby  
**Zadávací katedra:** K132 - Katedra mechaniky  
**Vedoucí práce:** Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

**Abstrakt:** Práce se zabývá analýzou 3D tištěných porézních struktur, které jsou určené pro biomedicínské aplikace. Cílem byl detailní rozbor elementárních buněk a nalezení závislosti globálního modulu pružnosti na vlastnostech struktury, jako je porozita či množství elementárních buněk modelu. Přináší základní přehled organických struktur, které jsou vhodné pro aplikace v biotechnologiích, s fokusem na strukturu gyroidní, která byla na základě předchozího testování vyhodnocena jako nejvhodnější alternativa pro využití v oblasti implantologie. Práce popisuje vlastnosti této struktury, její možné modifikace, modelování a nakonec i finální výrobu pomocí aditivních technologií. Součástí je také představení softwarů, ve kterých byly tvořeny modely určené pro experimentální část práce. Dále byla popsána norma ČSN ISO 13314, podle níž probíhala experimentální analýza a která je nezbytná pro následnou výrobu a distribuci zdravotních pomůcek. Dle zmiňované normy pak bylo provedeno testování zkušebních těles s různou porozitou, počtem elementárních buněk a rovinou roznášecí podstavy. V závěru došlo k vyhodnocení experimentu, konkrétně mezní zatěžovací síly a závislosti globálního modulu pružnosti na funkčních vlastnostech struktury.

**Klíčová slova:** *trojitě periodické minimální povrchy, gyroidní struktura, trabekulární struktura, stěnová struktura, 3D tisk, mechanické testování*

**Title:** Analysis of 3D printed porous structures for biomedical applications  
**Author:** Bc. Gabriela Javorská  
**Akademic year:** 2021/2022  
**Study Programme:** Structural and Transportation Engineering  
**Department:** K132 - Department of mechanics  
**Thesis advisor:** Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

**Abstract:** This thesis deals with analysis of 3D printed porous structures designed for biomedical applications. The goal was to analyze the elemental cells in detail and find the dependency of the global modulus of elasticity on the properties of the structure, such as porosity or the number of elementary cells. It provides a basic overview of organic structures that are suitable for applications in biotechnology, with a focus on the gyroid structure, which, based on previous testing, has been assessed as the most suitable alternative for implantology. The work describes the properties of this structure, its possible modifications, modelling and eventually final production using additive technologies. It also includes a introduction of software in which samples for the experimental part were made. Furthermore, the standard ČSN ISO 13314 was described, according to which experimental analysis was conducted and which is necessary for the manufacture and distribution of medical devices. The thesis is focused on mechanical testing of samples with different porosity, number of elemental cells and plane of delivery according to ČSN ISO 13314. In the end, there was an evaluation of the experiment. Namely the limit force and the dependence of the global modulus of elasticity on the functional properties of the structure.

**Keywords:** *triply periodic minimal surfaces, gyroid structure, trabecular structure, solid structure, 3D printing, mechanical testing*

---

# Obsah

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>TRIPLY PERIODIC MINIMAL SURFACES – TPMS</b>	<b>8</b>
2.1	První zmínky o TPMS a současnost . . . . .	9
2.2	Charakteristika TPMS . . . . .	9
2.3	Využití v medicíně . . . . .	11
2.4	Zástupci TPMS . . . . .	12
2.4.1	Schwarz D a P-Surface . . . . .	12
2.4.2	Neovius . . . . .	13
<b>3</b>	<b>GYROIDNÍ STRUKTURA</b>	<b>14</b>
3.1	Alan H. Schoen . . . . .	15
3.2	Popularizace gyroidní struktury . . . . .	15
3.2.1	Gyroid a jeho výskyt v přírodě . . . . .	15
3.2.2	Rozvoj aditivních technologií . . . . .	17
3.3	Analýza gyroidní struktury . . . . .	17
3.3.1	Single Gyroid . . . . .	17
3.3.2	Double gyroid . . . . .	20
3.3.3	Další modifikace . . . . .	21
3.4	Optimální velikost pórů . . . . .	23
<b>4</b>	<b>MODELOVACÍ SOFTWARE</b>	<b>25</b>
4.1	MathMod . . . . .	25
4.2	MSLattice . . . . .	26
4.2.1	Prostředí MSLattice . . . . .	26
4.2.2	Tvorba základní buňky pro experimentální část . . . . .	29
4.3	Netfabb . . . . .	31
<b>5</b>	<b>ADITIVNÍ TECHNOLOGIE</b>	<b>32</b>
5.1	Technologie 3D tisku . . . . .	33
5.1.1	Fused Deposition Modeling – FDM . . . . .	33
5.1.2	Stereolitografie – SLA . . . . .	34
5.1.3	Selektivní laserové spékání – SLS . . . . .	35
5.1.4	Direct Metal Laser Sintering – DMLS . . . . .	36
5.1.5	Binder Jetting – BJ . . . . .	36

---

5.1.6	Miltijetprinting – MJP . . . . .	37
5.1.7	Laminated Object Manufacturing – LOM . . . . .	38
5.2	Materiál na tisk . . . . .	39
5.2.1	Polylactic acid – PLA . . . . .	39
5.2.2	Akrylonitril Butadien Styren – ABS . . . . .	39
5.2.3	Pryskyřice . . . . .	40
5.2.4	Nylon – PA . . . . .	40
5.3	Zdravotnictví a 3D tisk . . . . .	41
5.3.1	Materiály vhodné v oboru implantologie . . . . .	41
5.3.2	Biotisk . . . . .	44
<b>6</b>	<b>CÍL PRÁCE</b>	<b>48</b>
<b>7</b>	<b>MECHANICKÉ TESTOVÁNÍ DLE ČSN ISO 13314</b>	<b>49</b>
7.1	Princip tlakové zkoušky . . . . .	49
7.2	Zkušební vzorky . . . . .	49
7.3	Provedení tlakové zkoušky . . . . .	50
7.4	Vyhodnocení mechanického testování . . . . .	51
<b>8</b>	<b>EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST</b>	<b>54</b>
8.1	Hodnocení závislosti počtu buněk ve vzorku a globálního modulu pružnosti	56
8.1.1	Tvorba funkčních vzorků . . . . .	56
8.1.2	Výsledky závislosti počtu buněk na globální modul pružnosti . . .	58
8.2	Vliv porozity struktury na globální modul pružnosti . . . . .	61
8.2.1	Tvorba funkčních vzorků . . . . .	61
8.2.2	Výsledky závislosti porozity na globální modul pružnosti . . . . .	62
8.3	Ověření izotropního/anizotropního chování základních buněk . . . . .	65
8.3.1	Tvorba funkčních vzorků . . . . .	65
8.3.2	Výsledky závislosti počtu buněk na globální modul pružnosti . . .	66
<b>9</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>68</b>



---

# Kapitola 1

## ÚVOD

Každý živý organismus má za úkol hlavně přežít. V samotné otázce přežití je pak odkázán pouze na své schopnosti a vlastnosti. Aby tato šance byla co největší, je nutné, aby se živé organismy neustále vyvíjely a přizpůsobovaly prostředí, ve kterém žijí. Z mechanického hlediska pak dochází k maximalizaci mechanických vlastností za současné minimalizace jejich váhy. Není tedy divu, že se přírodou člověk inspiruje čím dál tím více. Pozorností neunikl ani například takový motýl. Motýl má nejen krásně zbarvená křídla, ale je zároveň i schopný velmi efektivně uniknout predátorům. Zmiňovaná motýlí křídla vykazují na svém povrchu výskyt struktury, která je známá jako struktura gyroidní. Tato struktura si v současné době získává stále větší pozornost a je využívána v mnoha odvětvích. Jedno z těchto odvětví je i obor implantologie.

Vzhledem k tomu, že v současné době roste trend aktivního životního stylu mladých lidí, dříve zmíněná implantologie již není záležitostí pouze lidí staršího věku. Je tedy nutné, aby samotný implantát v těle vydržel často i více než 15 let, aniž by došlo k jeho poškození či snížení funkce, aby nebylo nutné v průběhu života implantát již měnit. Každá další operace totiž znamená pro pacienta riziko. Hledá se tedy nejen ideální materiál, ale i struktura, která zajistí co nejlepší a nejkvalitnější spojení kost-implantát. Současné poznání ukazuje, že právě gyroidní struktura se jeví jako slibný kandidát. Jedná se totiž o porézní strukturu, která je vhodná k úspěšné oseointegraci a stabilitě implantátu. Zároveň je možné díky rozvoji aditivních technologií tuto strukturu vyrábět. A to jak v požadovaném tvaru, tak i o požadovaných vlastnostech.

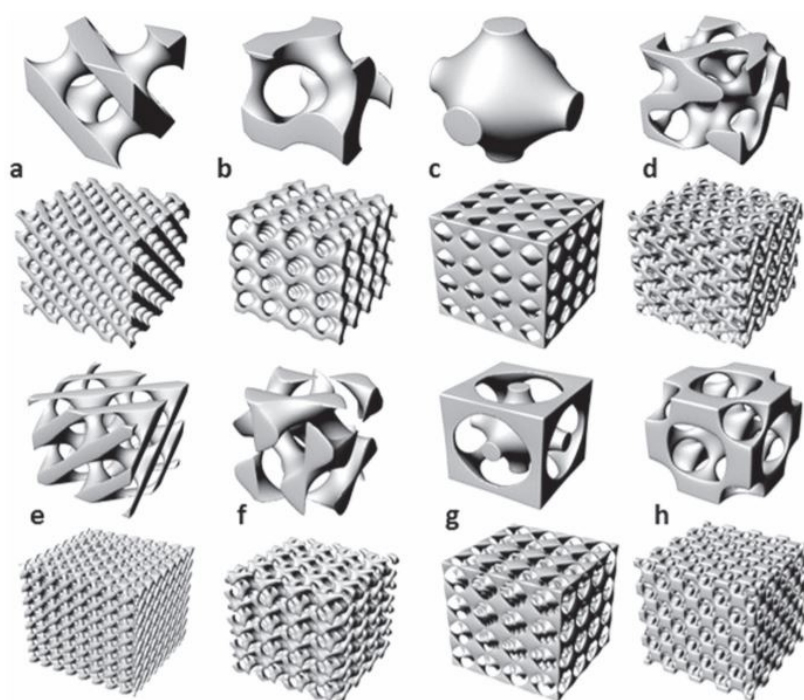
Gyroidní strukturu jako takovou lze vyjádřit matematicky, včetně jejích různých modifikací, vymodelovat a následně vyrobit pomocí aditivních technologií. Tato práce obsahuje analýzu gyroidní struktury. Popisuje výrobu funkčních vzorků obsahujících gyroidní strukturu pomocí 3D tisku, včetně jejího namodelování ve speciálních softwarech tomu určených. Vzhledem k předpokladu, že se tato struktura bude využívat ve zdravotnictví, je důležitým prvkem pro výrobu a následnou distribuci legislativa. Je nutné splnit řadu norem. Jednou takovou normou je ČSN ISO 13314:2011, která byla také v této práci popsána. Jedná se o normu použitelnou i pro budoucí kovový 3D tisk již samotných implantátů. V souladu s tímto předpisem bylo provedeno mechanické testování a následné vyhodnocení experimentu.

---

## Kapitola 2

# TRIPLY PERIODIC MINIMAL SURFACES – TPMS

Triply Periodic Minimal Surfaces (TPMS) neboli *trojitě periodické minimální plochy* jsou povrchy, které lokálně minimalizují plochu, mají nulovou střední křivost a je možné je periodicky opakovat ve všech třech na sobě nezávislých směrech tak, aby na sebe navazovaly [1]. Struktury založené na TPMS si získávají pozornost především díky své topologii, kterou lze řídit matematicky. Díky tomu je možné vytvořit struktury s předem definovanými mechanickými vlastnostmi. Obecně se materiály s touto vlastností označují jako „metamateriály“ [2]. Další výhodou těchto struktur je možnost dosáhnout efektivního využití materiálu, tak aby došlo k odlehčení konstrukce a zároveň nebyla negativně ovlivněna její mechanická odolnost [1]. Do skupiny TPMS povrchů se patří jak trabekulární struktury, tak struktury založené na stěnovém systému. Řadíme sem například: Schwarz P-Surface, Schwarz D („Diamond“), Neovius, nebo Schoen Gyroid [3].

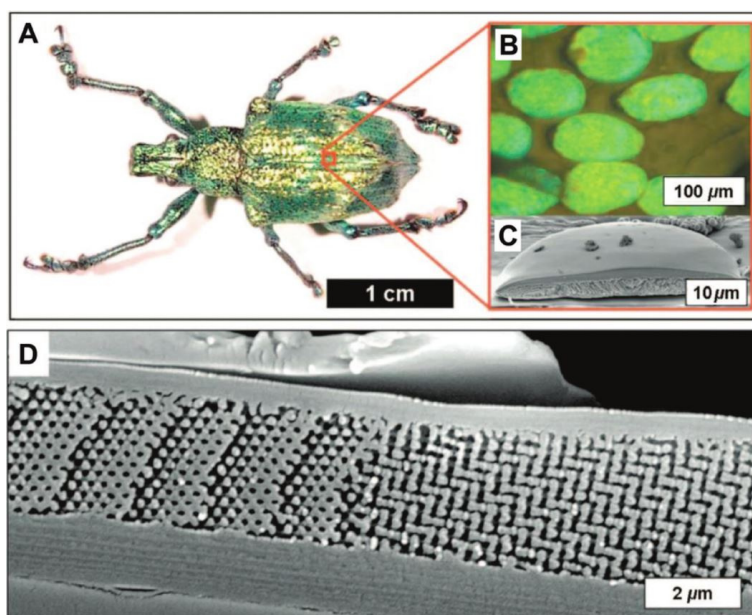


Obrázek 2.1: TPMS povrchy – Elementární buňka (nahore), část struktury o velikosti 4x4x4 základních buněk: (a) Diamond, (b) Gyroid, (c) Schwarz P, (d) Fischer-Koch S, (e) Double Diamond (f) Double gyroid (g) Double Schwarz P (h) F-RD [3].

## 2.1 První zmínky o TPMS a současnost

Poprvé byly tyto struktury popsány v roce 1865 německým vědcem Hermannem Amandusem Schwarzem. Následoval ho jeho student E. R. Neovius [4]. Neovius popsal další čtyři struktury a to: Schwarz Diamond, Schwarz Hexagonal (H), Schwarz Neovius a Schwarz CLP [2]. Další struktury popsal Alan Schoen, přičemž nejznámější struktura, díky které se dostal do podvědomí veřejnosti je struktura zvaná Gyroid (kapitola 3) [4].

V současné době je známo přes 100 různých TPMS. Mezi nejvíce využívané lze zařadit Schwarz Primitive, Diamond a Gyroid, jejichž původ lze hledat v přírodě [5]. Pomocí Schwarz P povrchu lze přibližně popsat rozhraní mezi krystaly vápníku a amorfni organickou hmotou v kosterním elementu mořských ježků [5]. Schwarz Diamond pak lze hledat na povrchu exoskeletu<sup>1</sup> některých brouků (např. *Lamprocyphus augustus* [6], viz obrázek 2.2) a gyroidní strukturu na povrchu motýlích křídel (Kapitola 3.2) [5].

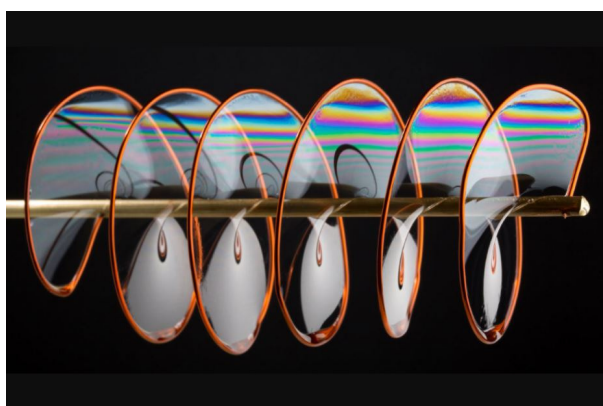


Obrázek 2.2: Schwarz Diamond v exoskeletu brouka [6].

## 2.2 Charakteristika TPMS

Základní definice TPMS vychází z matematického zápisu, který udává rozhraní mezi pevnou částí plochy struktury a póry (prázdnou částí struktury) [2]. Obecně se jedná o tzv. problém „mýdlové bubliny“. Bubliny vytvářejí minimální plochy na prostorových křivkách, které představují drátové rámy, přičemž se snaží v každém bodě minimalizovat svůj povrch [7].

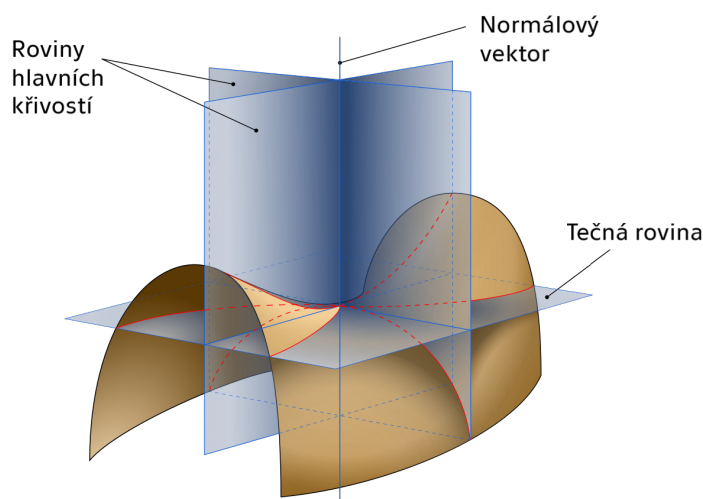
<sup>1</sup>vnější kostra



Obrázek 2.3: Mýdlová bublina – typický příklad minimální plochy [8].

Z definice minimálních ploch vyplývá: „Pokud pro danou uzavřenou křivku existuje plocha (plát, část plochy) s touto hranicí taková, že ze všech ploch s danou vlastností má minimální povrch, pak jde o plochu minimální, tj. o plochu s nulovou střední křivostí ve všech bodech“ [9]. Střední křivost lze definovat jako aritmetický průměr hlavních křivostí plochy v daném bodě a je dána vztahem 2.1, kde  ${}^n k_{min}$  a  ${}^n k_{max}$  představují normálové křivosti v hlavních směrech [10]:

$$H = \frac{{}^n k_{min} + {}^n k_{max}}{2} \quad (2.1)$$



Obrázek 2.4: Schéma hlavních křivostí [10].

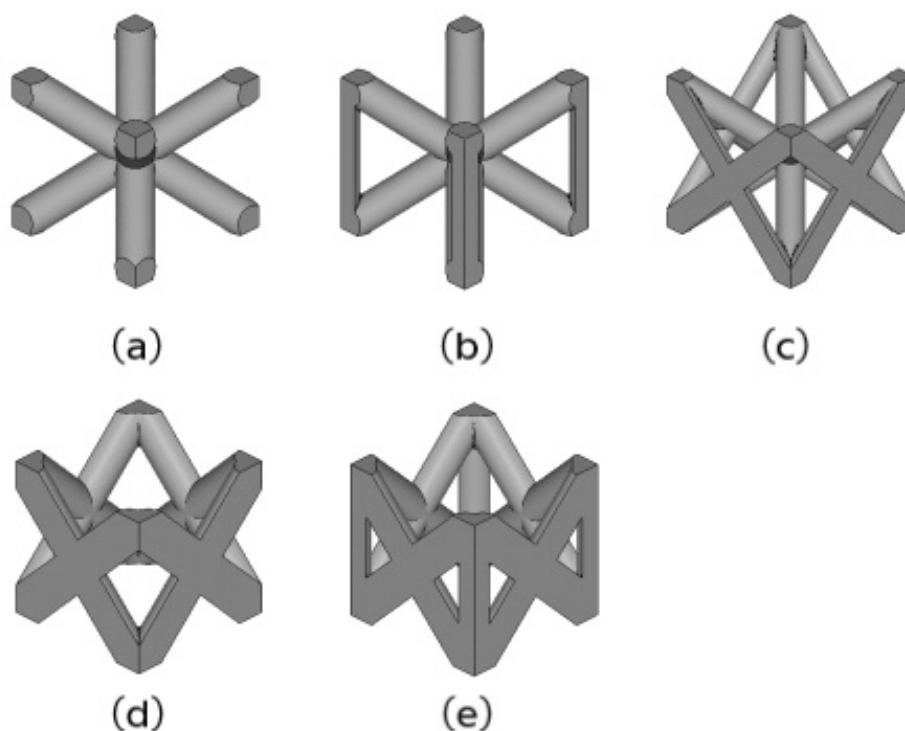
Na obrázku 2.4 jsou vyznačeny roviny hlavních křivostí v sedlovém bodě. Platí, že normálové hlavní křivosti mají stejnou velikost, ale jsou opačné. Díky tomu je střední křivost rovna nule. Pokud je tato podmínka splněna v každém bodě dané plochy, jedná se o minimální plochu [10].

Jak již bylo řečeno, jedná se o povrchy trojnásobně periodické. Musí tedy platit, že elementární buňku je možné opakovat ve všech třech na sobě nezávislých směrech tak,

aby jednotlivé buňky na sebe navazovaly. Díky kopii a translaci základní buňky tak lze vytvořit libovolně velkou strukturu. Pomocí změny parametrů jako je periodičita a porozita lze pozitivně ovlivnit mechanické vlastnosti těchto struktur [1, 10].

## 2.3 Využití v medicíně

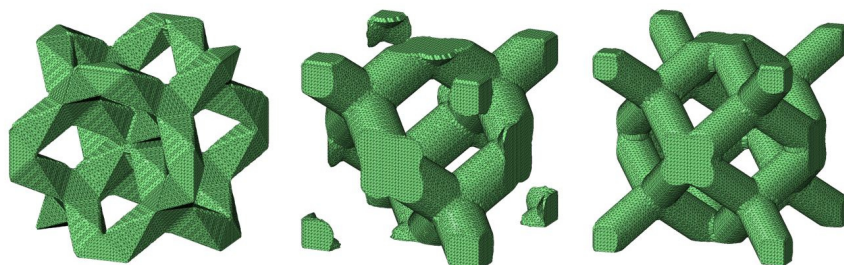
TPMS povrchy založené na stěnovém systému (především pak gyroidní struktura) spolu se strukturami trámčítými (trabekulárními) nacházejí své uplatnění v oboru biomedicíny. Název trabekulární struktury pochází z latinského slova „trabécula“, což v překladu znamená malý trám či nosník [11]. Samotná struktura je tvořena právě jednotlivými trámečky, válci a dalšími mnohostěny. Základní buňky tvoří tzv. Body Centered Cubic (CBC) a Face Center Cubic (FBC), kdy je pomocí přidání vzpěr mezi hraniční části buněk možné získat modifikované buňky typu BCCz, PFCC nebo F2BCC (viz obrázek 2.5) [12]. Mezi základní trabekulární struktury řadíme například systém typu Dode Thick, Diamond nebo Rhombic Dodecahedron (viz obrázek 2.6).



Obrázek 2.5: Základní uspořádání buněk pro generování trabekulární struktury. (a) BCC (b) BCCz (c) F2BCC (d) FCC (e) PFCC [12].

Obě skupiny struktur jsou vhodné pro využití v implantologii. Pokud však hovoříme o vyrobiteľnosti samotného implantátu a fixaci kostí jeví se povrchy uspořádané ze stěnových prvků jako výhodnější volba. Důvodem je, že na rozdíl od trámčítých struktur se neustále mění úhel sklonu buněčných stěn, díky čemuž pak předchozí vrstvy vytvářejí podpory vrstvě následující, a tím je usnadněna právě již zmiňovaná vyrobiteľnost [10].

Zároveň se jedná o struktury, které se geometricky podobají trabekulární kosti. Jsou tvořené soustavou pórů a díky svému trojrozměrnému zakřivení umožňují dobrou oseointegraci a tím fixaci kosti [10]. Pojmem oseointegrace rozumíme schopnost kosti vrůst a přijmout implantát [13].



Obrázek 2.6: Ukázka trámčitých struktur – Dode Thick, Diamond, Rhombic Dodecahedron [14].

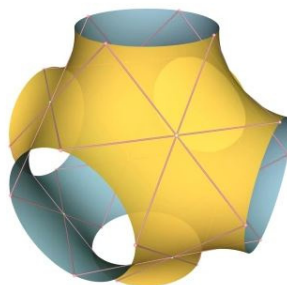
## 2.4 Zástupci TPMS

### 2.4.1 Schwarz D a P-Surface

#### Schwarz P („Primitive“)

Schwarz P neboli Schwarz Primitive je povrch, který byl poprvé popsán Hermannem Schwarzem v jeho monografu s názvem *Bestimmung einer speciellen Minimalfläche (Stanovení speciální minimální plochy)* [15]. Název Primitive vychází z vlastnosti symetrie, které jsou symetrie primitivní krychlové mřížky. Povrch lze aproximovat implicitní funkcí [15]:

$$F(x, y, z) = \cos(x) + \cos(y) + \cos(z) = 0 \quad (2.2)$$

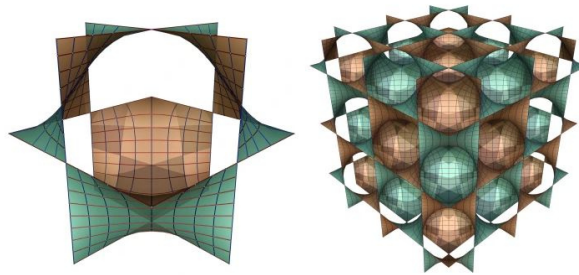


Obrázek 2.7: Schwarz Primitive – základní buňka [15].

### Schwarz D („Diamond“)

Schwarz D povrch pojmenoval Alan Schoen na základě podobnosti jeho mřížky se strukturou Diamantu. Hranice struktury tvoří čtyři po sobě jdoucí čtyřstěny [15]. Povrch, stejně jako ostatní TPMS, může být pomocí translace a kopie rozšířena na libovolně velkou strukturu. Povrch je možné aproximovat pomocí funkce [15]:

$$\begin{aligned}
 F(x, y, z) = & \sin(x) \sin(y) \sin(z) + \sin(x) \cos(y) \cos(z) \\
 & + \cos(x) \sin(y) \cos(z) + \cos(x) \cos(y) \sin(z) = 0
 \end{aligned}
 \tag{2.3}$$

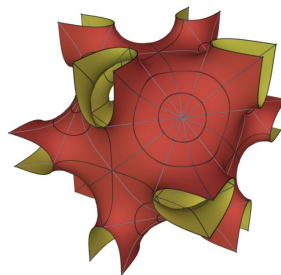


Obrázek 2.8: Schwarz D – základní buňka (vlevo), část struktury (vpravo) [15].

### 2.4.2 Neovius

Neovius je jedním ze zástupců TPMS o jehož objev se roku 1883 zasloužil finský vědec Edvard Rudolf Neovius spolu s jeho učitelem, německým matematikem, Hermannem Schwarzem. Jedná se o nejkomplicovanější minimální povrch objevený v 19. století [15]. Po aproximaci lze povrch popsat následující rovnicí [15]:

$$F(x, y, z) = 3[\cos(x) + \cos(y) + \cos(z)] + 4 \cos(x) \cos(y) \cos(z) = 0
 \tag{2.4}$$



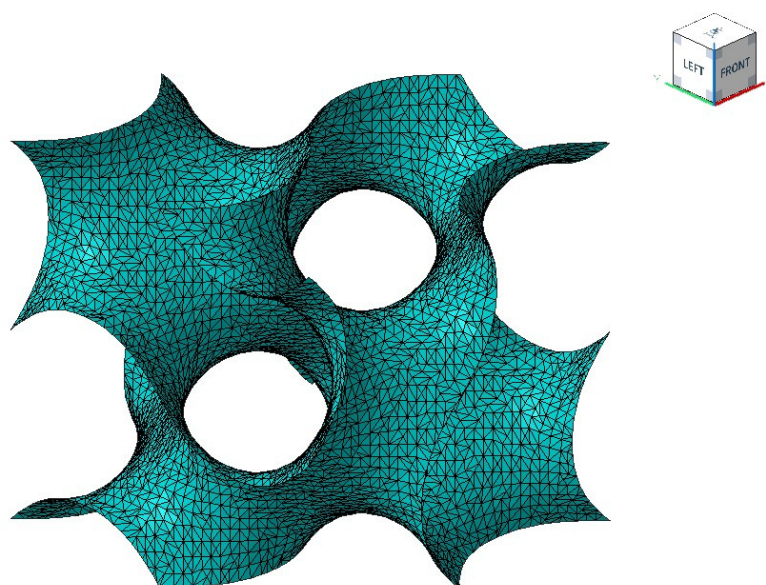
Obrázek 2.9: Neovius – základní buňka [15].

---

## Kapitola 3

# GYROIDNÍ STRUKTURA

Dalším zástupcem TPMS je struktura gyroidní. Jedná se o TPMS jak s trabekulárním, tak stěnovým systémem, která nachází své uplatnění v oboru medicíny a jejíž mechanické vlastnosti jsou ověřovány v experimentální části práce. Gyroidní struktura je nekonečně propojený minimální povrch s periodicky se opakující elementární buňkou. Původ lze hledat v přírodě – například ve struktuře některých motýlích křídel. Objevena byla v roce 1970 vědcem NASA Alanem Schoenem [16]. V současné době se gyroidní struktura stává stále populárnější, především díky svým jedinečným vlastnostem. Konkrétně se jedná o možnost ovlivnit výslednou porozitu a unikátní geometrii. Uplatnění nachází jak mezi umělci, tak v technických oborech, optice či například v medicíně [17]. Do budoucna lze očekávat využití i v automobilovém a leteckém průmyslu. Strukturu lze totiž využít při stavbě lehkých konstrukcích, kde je potřeba za snížené hmotnosti dosáhnout stejných mechanických vlastností. Využití je možné především díky rozvoji aditivních technologií, které umožňují jejich výrobu [17].

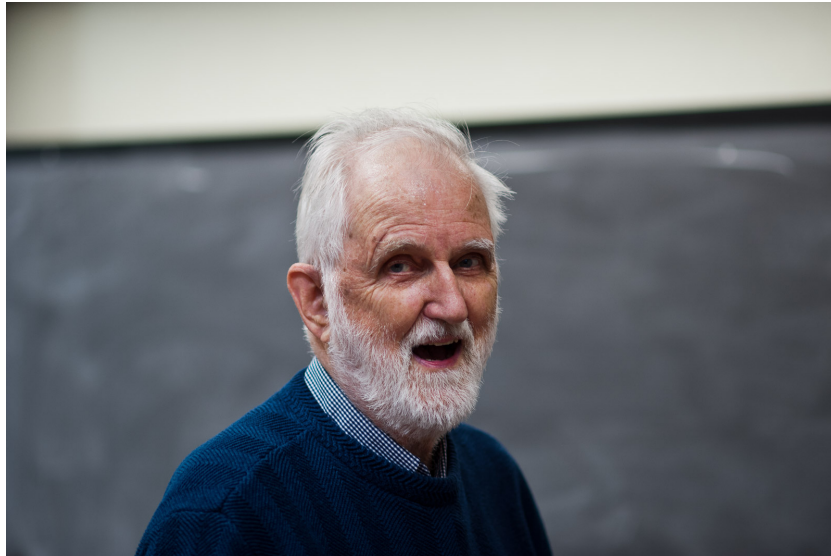


Obrázek 3.1: Gyroid – základní buňka.



## 3.1 Alan H. Schoen

O objev gyroidní struktury se zasloužil americký fyzik Alan H. Schoen, čímž se dostal do podvědomí veřejnosti. Narodil v roce 1924 a svůj B.S. titul z fyziky získal na univerzitě v Yalu. Doktorské studium pak ukončil na univerzitě v Illinoi. Po dokončení studia pracoval jako vědec v Kalifornii a působil jako vědecký konzultant [18].



Obrázek 3.2: Alan H. Schoen [18].

Během své vědecké kariéry vyvinul Schoen webovou stránku „*Geometry Garret*“, což je webová stránka zobrazující různé druhy geometrických struktur [18]. Dále publikoval vědecké práce na téma minimálních povrchů [18, 19]. V devadesátých letech 20. století navrhl Schoen *Rombix* [19]. Jedná se o kombinatorickou disekční skládačku, využívající mnohobarevné dlaždice složené z 8 zonogonů, sloužící k vytvoření různých vzorů [19]. Na šest svých vynálezů má Schoen patent. Gyroidní struktura byla Schoenem objevena v roce 1970, zatímco pracoval jako vědec pro NASA [18]. Jeho výzkum se zabýval super pevnými a zároveň light-weight (super lehkými) strukturami. Cílem jeho práce bylo využití gyroidní struktury právě v odvětví super lehkých konstrukcí. [18]

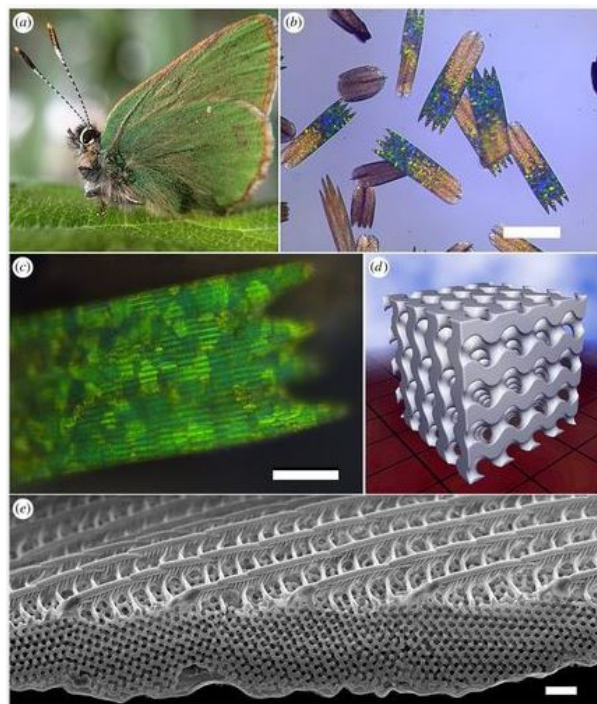
## 3.2 Popularizace gyroidní struktury

### 3.2.1 Gyroid a jeho výskyt v přírodě

Organismy se v přírodě neustále vyvíjí a přizpůsobují se prostředí, ve kterém žijí tak, aby měly co největší šanci na přežití. Tento jev se nazývá evoluce. Z pohledu mechaniky dochází k minimalizaci jejich váhy při maximalizaci mechanických vlastností, což je hlavním důvodem, proč se člověk stále víc inspiruje přírodou a proč se gyroid stává stále populárnější. Dochází totiž ke stále novým objevům gyroidní struktury v přírodě [17].

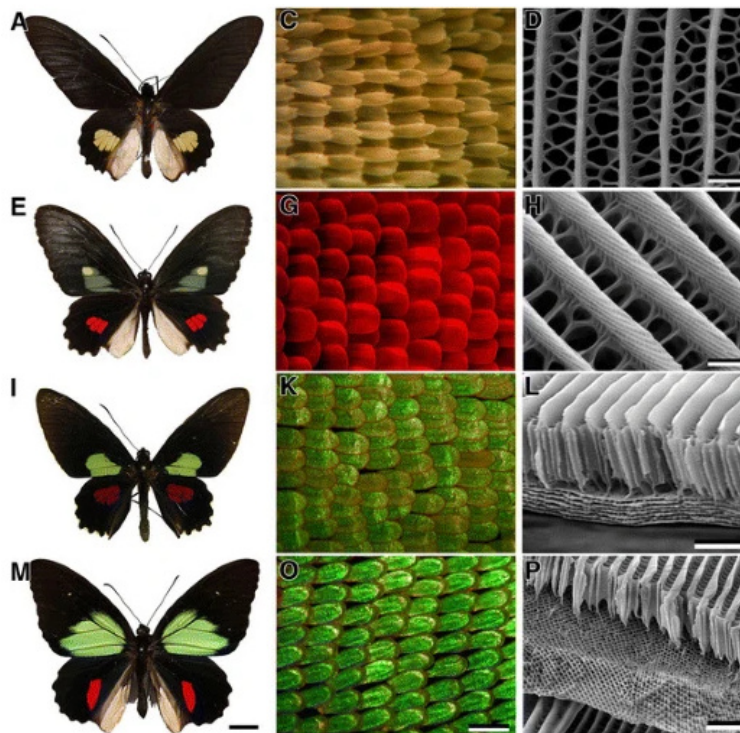
### Motýlí křídla

Biologické struktury jako jsou listy rostlin, či motýlí křídla jsou hybridní materiály. To znamená, že je tvoří množství komponentů, které jsou uspořádány do určité geometrie ve specifickém měřítku [17]. Například zmíněná motýlí křídla se stala inspirací pro mnoho vědců. Nejen pro jejich krásné barvy (z hlediska optiky), ale i pro jejich aeromechanické vlastnosti, díky kterým jsou motýli schopni uniknout predátorům. Právě motýlí křídla, konkrétně šupiny nacházející se na povrchu, vykazují výskyt gyroidní struktury. Díky tomu pak barva na křídlech některých motýlů vzniká nejen díky pigmentu, ale vzniká i barva tzv. strukturní či fyzikální [17, 20].



Obrázek 3.3: Ukázka výskytu gyroidní struktury na motýlích křídlech. (a) *Collophrys rubi* (b) snímek barevných a hnědých krycích šupin z optického mikroskopu při nízkém zvětšení (c) vysoké zvětšení (d) počítačový model gyroidní struktury (e) snímek SEM (skenovací elektronová mikroskopie) znázorňující žebrovaný povrch, zvlněnou spodní část a pět gyroidních struktur v různých směrech [21].

Strukturní barva vzniká pomocí světelných jevů, které způsobují krystaly polysacharidu chitinu. Chitin společně se vzduchem vytváří tzv. fotonický krystal (periodické nanostruktury s periodou rovnou vlnové délce světla). Interakcí světla a fotonického krystalu pak vznikají barvy, které lze na motýlích křídlech spatřit. Díky tomu, že struktura umožňuje průchod všech vlnových délek světla, až na jednu, která se odráží, barva odraženého světla (a křídel) nezávisí na směru pohledu. Samotnou barvu pak ovlivňuje velikost gyroidní struktury a její orientace. U menšího rozměru vznikne barva modrá, při rozšíření se změní v červenou [17, 20].



Obrázek 3.4: Závislost velikosti struktury a barvy na motýlích křídlech. (druhý sloupec) snímek z optické mikroskopie (třetí sloupec) snímek ze SEM – skenovací elektronová mikroskopie [22].

### 3.2.2 Rozvoj aditivních technologií

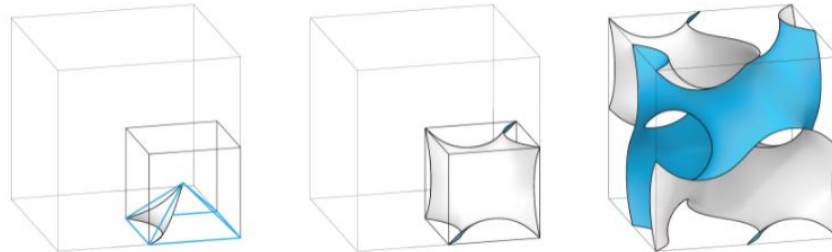
Další důvodem, proč je gyroidní struktura hojně využívána, je rychlý rozvoj aditivních technologií, která dává možnost strukturu v makroskopických velikostech vyrábět. Zároveň lze u finálních výrobků kontrolovat porozitu či velikost pórů. Díky rozvoji je možné strukturu vyrábět jak z polymerních materiálů, tak kovových. Navíc je možné vyrábět součásti požadovaných tvarů. Dochází proto k využití gyroidní struktury například u kostních implantátů. Struktura totiž umožňuje lepší vrůstání kostní tkáně do těla dřívku a zároveň vykazuje vysokou únosnost [4, 23, 16].

## 3.3 Analýza gyroidní struktury

### 3.3.1 Single Gyroid

Stavební jednotkou gyroidní struktury je složitě zakřivená plocha formující se do vzpěr kruhového průřezu. Gyroidní struktura je povrch, který vykazuje trojnásobnou rotační symetrii, aniž by obsahoval vložené přímé linie či byl zrcadlově symetrický. Hranice dotykové plochy prochází všemi šesti stěnami krychle. Osm takových ploch tvoří základní jednotku struktury.

Gyroid řadíme mezi TPMS. Platí tak, že z jedné elementární buňky lze vytvořit nekonečně velkou strukturu jen jejím pouhým kopírováním a translací ve všech třech, na sobě nezávislých směrech [4, 23].



Obrázek 3.5: Gyroid – (vlevo) Základní oblast, (uprostřed) dotyková plocha, (vpravo) základní buňka [4].

Základní matematická formulace je odvozena z funkce ve tvaru:  $F : R^3$ , kde  $R$  je vyjádřeno následující rovnicí [23]:

$$F(x, y, z) = t \quad (3.1)$$

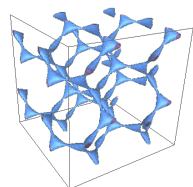
kde  $F$  představuje trojrozměrnou funkci definující tvar plochy a  $t$  je konstanta ovlivňující velikost průměrné křivosti plochy. Řešení minimální gyroidní plochy dosáhneme aproximací při velikosti konstanty  $t = 0$ . Po dosazení vhodné aproximační funkce lze gyroidní strukturu popsat rovnicí [23]:

$$F(x, y, z) = t = \sin(\bar{x}) \cdot \cos(\bar{y}) + \sin(\bar{y}) \cdot \cos(\bar{z}) + \sin(\bar{z}) \cdot \cos(\bar{x}) \quad (3.2)$$

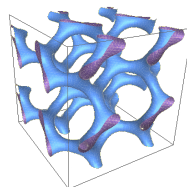
kde  $\bar{x}$ ,  $\bar{y}$  a  $\bar{z}$  jsou modifikované prostorové souřadnice. Platí:  $\bar{x} = 2\pi x/a$ ,  $\bar{y} = 2\pi y/a$  a  $\bar{z} = 2\pi z/a$ , kdy  $x$ ,  $y$ ,  $z$  představují již skutečné prostorové souřadnice, parametr  $a$  určuje velikost hrany krychle opsané gyroidní struktúrou. Takto specifikovanou buňku lze označit jako **Single gyroid** ( $F = F_{sg}$ ) [23].

### Parametr okrajové křivosti

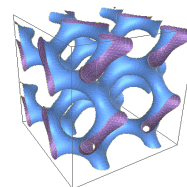
Parametr  $t$ , který udává velikost okrajové křivosti, ovlivňuje celkový vzhled struktury. Pomocí změny hodnoty parametru lze ovlivnit, zda se struktura jeví jako trabekulární či spíše stěnová. Obecně je gyroidní struktura definovaná pro parametr  $t$  v rozsahu  $-1,413 < 1,413$ , přičemž v rozmezí  $1,413 < |t| < 1,5$  je struktura definována, ale není zaručena spojitost funkce. Pro hodnotu  $|t| > 1,5$  není struktura matematicky definována. Pro stěnové gyroidy platí, že parametr  $t$  odpovídá hodnotám, které lze nalézt v intervalu  $t \in (-0,6; 0,6)$ . Naopak při výběru parametru  $t$  v rozsahu  $t \in (0,6; 1,2)$  a  $t \in (-1,2; 0,6)$  vznikne gyroidní struktura připomínající spíše trabekulární typ struktury [23]. Pro lepší názornost byly vytvořeny modely s různou hodnotou parametru okrajové křivosti  $t$  v programu MathMod (autor: Abderrahnab Taha). Zobrazeny jsou na obrázku 3.6 a 3.7.



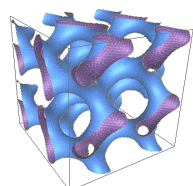
(a)  $t = -1,4$



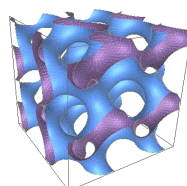
(b)  $t = -1,2$



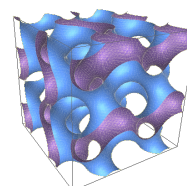
(c)  $t = -1,0$



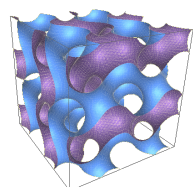
(d)  $t = -0,8$



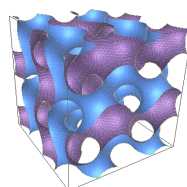
(e)  $t = -0,6$



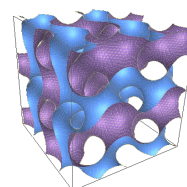
(f)  $t = -0,4$



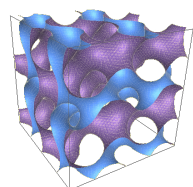
(g)  $t = -0,2$



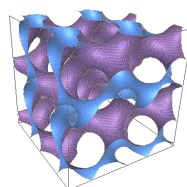
(h)  $t = 0$



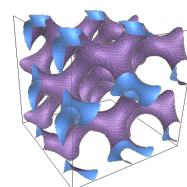
(i)  $t = 0,2$



(j)  $t = 0,4$

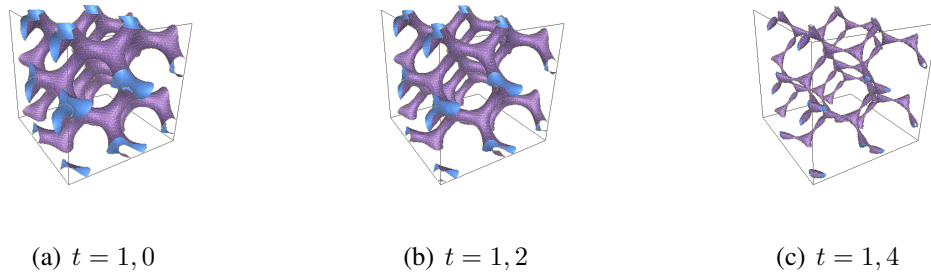


(k)  $t = 0,6$



(l)  $t = 0,8$

Obrázek 3.6: Ukázka gyroidní struktury s rozdílnou hodnotou parametru okrajové křivosti pro  $t \in \langle -1,4; 0,8 \rangle$ .


 Obrázek 3.7: Gyroidní struktura s parametrem  $t = 1, 0; 1, 2$  a  $1, 4$ .

### 3.3.2 Double gyroid

Další možnou modifikací je tzv. **Double gyroid**. Tuto strukturu lze definovat pomocí dvou single gyroidů, avšak s opačnou orientací zakřivení jejich povrchů. Struktura se pak objevuje v základní buňce dvakrát. Stejně tak objemové zastoupení je větší, než u single gyroidu. Základní rovnice pak je ve tvaru [23]:

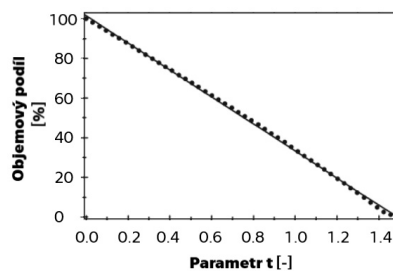
$$F_{dg}(x, y, z) = (F_{sg}(x, y, z))^2 = t^2 \quad (3.3)$$

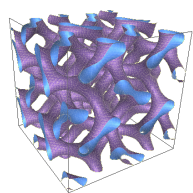
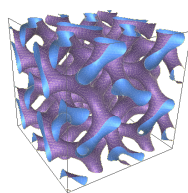
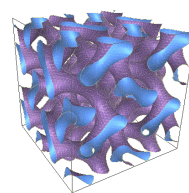
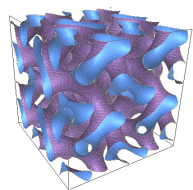
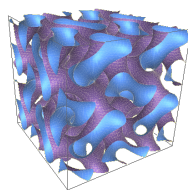
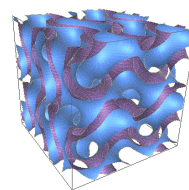
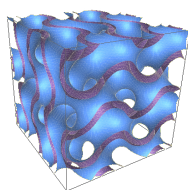
po aproximaci vhodnou funkcí se získá rovnice:

$$F_{dg}(x, y, z) = t^2 = (\sin(\bar{x}) \cdot \cos(\bar{y}) + \sin(\bar{y}) \cdot \cos(\bar{z}) + \sin(\bar{z}) \cdot \cos(\bar{x}))^2 \quad (3.4)$$

Pomocí změny parametru  $t$  lze taktéž měnit charakter výsledné struktury. Hodnota parametru  $t^2$  pro double gyroid se nachází v intervalu  $t^2 \in \langle 0; 1, 413 \rangle$ , přičemž struktura není definována pro  $t^2 = 0$ . V programu MathMod byly opět vytvořeny modely pro porovnání vlivu tohoto parametru (viz obrázek 3.9).

Ukázalo se, že pokud hovoříme o parametru  $t$  v intervalu  $t^2 \in \langle 0; 0, 6 \rangle$ , double gyroid vytváří strukturu připomínající trabekulární systém. Naopak pro parametr  $t^2 \in \langle 0, 6; 1, 4 \rangle$  je struktura založená spíše na stěnovém konstrukčním systému. Kromě charakteru struktury parametr  $t$  ovlivňuje i objemový podíl struktury (viz obrázek 3.8).


 Obrázek 3.8: Závislost objemového podílu a parametru  $t$  u Double Gyroidu [24].

(a)  $t^2 = 1,4$ (b)  $t^2 = 1,2$ (c)  $t^2 = 1,0$ (d)  $t^2 = 0,8$ (e)  $t^2 = 0,6$ (f)  $t^2 = 0,4$ (g)  $t^2 = 0,2$ Obrázek 3.9: Ukázka double gyroidu s rozdílnou hodnotou parametru  $t^2$ .

### 3.3.3 Další modifikace

V rámci řešení této diplomové práce došlo k vytvoření struktury typu single a double gyroidu s různou hodnotou parametru okrajové křivosti  $t$  v softwaru MathMod. Možnosti poměrně snadné úpravy základní rovnice dávají vzniknout myšlence vytvoření dalších rozšíření gyroidní struktury.

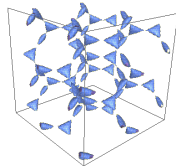
#### Triple Gyroid

Vzhledem k tomu, že v současné době lze najít spoustu informací o single a double gyroidu, ale o triple gyroidu nikoliv, naskytla se otázka, zda je taková struktura vůbec definována. Došlo tak k vytvoření modelu, opět v softwaru MathMod.

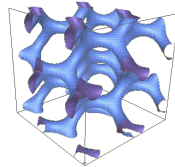
Po aproximaci základní rovnice vhodnou funkcí tak byl získán vztah:

$$F_{dg}(x, y, z) = t^3 = (\sin(\bar{x}) \cdot \cos(\bar{y}) + \sin(\bar{y}) \cdot \cos(\bar{z}) + \sin(\bar{z}) \cdot \cos(\bar{x}))^3 \quad (3.5)$$

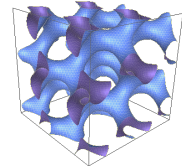
který byl dále využitý při modelování struktury. Ukázalo se, že po nadefinování vznikne Single gyroid, který je matematicky definovaný pro  $t^3 \in \langle -2, 821; 2, 821 \rangle$ , neboli hodnoty parametru  $t$  pro Single Gyroid umocněný na třetí. Stejným způsobem lze postupovat i u ostatních lichých mocnin. Výsledky lze vidět na obrázku 3.10, kde je příklad struktury, u které byla základní funkce umocněna právě na třetí. Na obrázku lze dále vidět, že při  $t^3 \in \langle -0, 216; 0, 216 \rangle$  vzniká struktura se stěnovým charakterem. Opět tedy platí, že se jedná o hodnoty parametru  $t$  pro single gyroid umocněné na třetí.



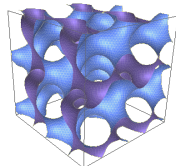
(a)  $t^3 = 2,821$



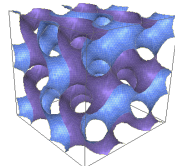
(b)  $t^3 = 1,413$



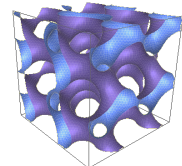
(c)  $t^3 = 0,512$



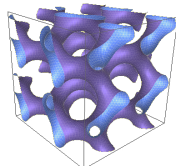
(d)  $t^3 = 0,216$



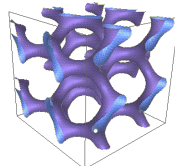
(e)  $t^3 = 0$



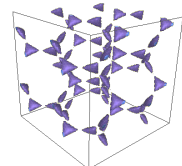
(f)  $t^3 = -0,216$



(g)  $t^3 = -0,512$



(h)  $t^3 = -1,413$



(i)  $t^3 = -2,821$

Obrázek 3.10: Ukázka gyroidní struktury, kdy základní rovnice byla umocněna na třetí.



### Gradující gyroidní struktura

Mezi další modifikace lze řadit například gyroidní strukturu, jejíž objemový podíl je plynule proměnný. Objemový podíl tak není konstantní vlivem gradientní tloušťky stěn [25]. Struktura by umožnila přechod z porézního povrchu vhodného pro vrůst buněk až do homogenního jádra [14]. Stále větší pozornost získávají díky svým optimalizovaným vlastnostem, jako je vysoká porozita, schopnost odolávat vysokému mechanickému zatížení, skvělá absorpce energie a dobré podmínky pro vrůstání tkání [26].

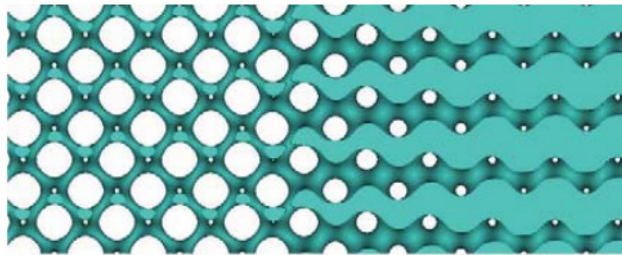
Struktura s gradientní změnou elastických vlastností umožní optimalizovat velikost pórů z pohledu oseointegrace a zároveň zamezí vzniku rizikových přechodů mezi porézní a homogenní částí. Obecně se gradující povrch vytvoří pomocí tzv. hybridizace, což je proces, který umožňuje zkombinovat dvě a více implicitních funkcí s kontrolovaným plynulým přechodem [27]. Obecně lze hybridní povrchy vyjádřit pomocí následujícího vztahu [27]:

$$\phi_{hyb}(x, y, z) = \alpha(x, y, z)\phi_1(x, y, z) + (1 - \alpha(x, y, z))\phi_2(x, y, z) \quad (3.6)$$

kde  $\phi_{hyb}$  je výsledný povrch,  $\phi_1$  a  $\phi_2$  značí dvě implicitní funkce (dva povrchy), které mají být nakombinované a  $\alpha$  je váhový faktor [27], který lze získat pomocí vztahu:

$$\alpha(x, y, z) = 1/(1 + \exp(-kG(x, y, z))) \quad (3.7)$$

kde  $G(x, y, z)$  definuje samotnou změnu z jednoho povrchu na druhý a  $k$  ovlivňuje velikost přechodové oblasti [27]. Na obrázku 3.11 lze vidět gradující gyroidní strukturu, která se skládá celkem ze tří částí. Dvou předpisů gyroidní struktury se shodnou velikostí buňky, ale rozdílnou relativní hustotou a funkce  $G(x, y, z)$ , díky které je přechod obou funkcí plynulý [27].



Obrázek 3.11: Ukázka gradující gyroidní struktury. Černá čára značí přechodovou oblast [27].

### 3.4 Optimální velikost pórů

Všechny struktury je nutné navrhnout s ohledem na fyziologické principy novotvorby kostní tkáně. Ukázalo se, že kvalita spojení kost-implantát (oseointegrace) závisí na morfologii porézní struktury jako je velikost pórů, průřez pórů a interkonektivita neboli propojenost pórů [28].

Vzhledem k tomu, že gyroidní strukturu tvoří systém otevřených a vzájemně propojených pórů, jedná se o strukturu vhodnou pro využití v oblasti implantologie [14]. Struktura neobsahuje ostré hrany, rohy nebo náhlé změny, které mají kostní buňky tendenci pouze přemost'ovat. Eliminují se tak prázdná místa či místa vyplněné pouze měkkým vazivem, které tímto přemost'ováním vznikají [29]. Díky tomu je pak zajištěna kvalitnější oseointegrace a dá se předpokládat mnohem větší stabilita implantovaného prvku než u struktur trabekulárních.

Výzkum vlivu velikosti a tvaru pórů na oseointegraci a oseogenezi<sup>1</sup> probíhá již řadu let. Cílem těchto výzkumů je především nalezení optimální velikosti pórů tak, aby byl zajištěn maximální možný vrůst kostní tkáně dovnitř implantátu, čímž se zvýší fixace implantátu v kosti. Navíc lze díky změně hodnoty porozity do značné míry ovlivnit tuhost a modul pružnosti struktury. Je nutné, aby celkový modul pružnosti povrchu co nejvíce odpovídal hodnotě modulu pružnosti trabekulární kosti. Pokud by tomu tak nebylo, mohlo by dojít v nejhroším případě až ke ztrátě stability implantovaného tělesa. Je potřeba nalézt rovnováhu mezi únosností a velikostí pórů a zajistit dostatečné proudění tělních tekutin.

Ná základě mnoha studií bylo zjištěno následující:

- V případě posuzování průřezu struktury se ukázalo, že v případě vyvarování se ostrým hranám, samotný průřez výrazně neovlivňuje oseointegraci a osteogenezi [30]. Pokud jsou póry ostré, hrozí vznik rohů, vykazující buď prázdná místa, nebo pouze vazivo, které brání prorůstání kostní buněk dovnitř struktury. To má za následek horší stabilitu implantátu [29].
- Naopak velmi důležitým aspektem je již zmíněná velikost pórů a jejich vzájemné propojení. Udává se, že aby byla umožněna dostatečná fixace, jsou vhodné porézní struktury s velikostí pórů v rozmezí 300 – 1000  $\mu\text{m}$  [28], přičemž ideální je velikost v rozmezí 500 – 800  $\mu\text{m}$ . Pokud se velikost pórů bude v tomto intervalu pohybovat, je zajištěno jak rychlé prvotní osazení buněk, tak i pozdější tvorba nových buněk (tzv proliferace). V případech, kdy je rozměr implantátu malý (např. u dentálních implantátů) je možné využít póry menší, kdy hraniční hodnota je 100  $\mu\text{m}$ , vhodnější je však volit póry o velikosti minimálně 150  $\mu\text{m}$  [31].
- Ideální relativní hustota struktury se pohybuje mezi 20 – 50 % [27].

---

<sup>1</sup>Novotvorba kostí

---

## Kapitola 4

# MODELOVACÍ SOFTWARE

Jak již bylo řečeno, prvky obsahující gyroidní strukturu je možné vyrábět pomocí aditivních technologií. Samotné finální výrobě však musí předcházet vytvoření 3D modelu ve správném formátu, který umožňuje právě 3D tisk. K tomuto účelu byla vyvinutá řada softwarů, ve kterých je možné jak vymodelování elementární buňky, tak finálního modelu o libovolném tvaru a požadovaných vlastnostech. K vypracování této práce byly takové softwary použity celkem tři a budou popsány v této kapitole. Jedná se o software MathMod, který byl použit pro generování vizuálních tvarů v kapitole 3.3.1, 3.3.2 a 3.3.3.

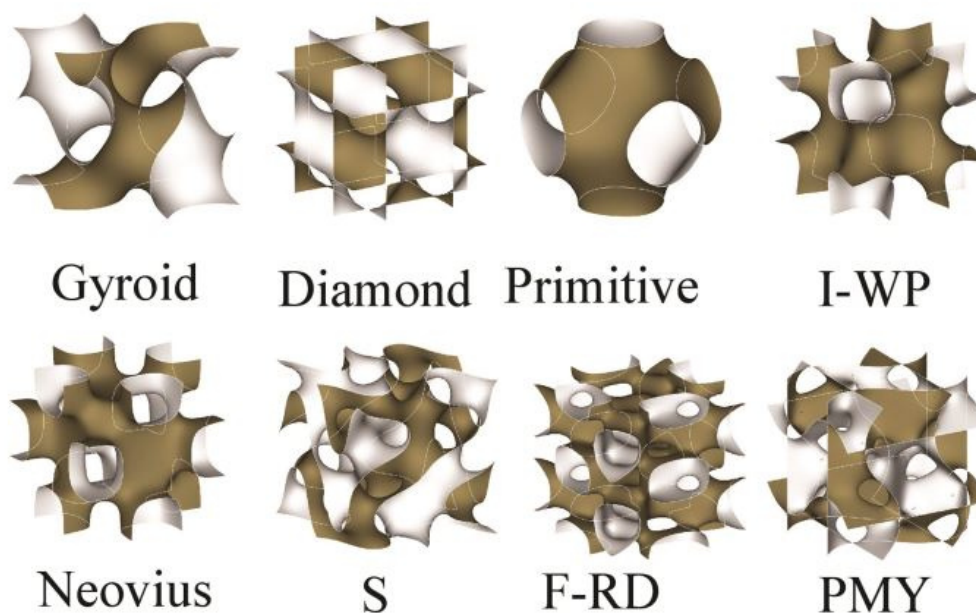
Pro tvorbu 3D modelů pak byl využitý program MSLattice, který je vyvinut z prostředí Matlab [32] a program Netfabb – jeden z CAD softwarů. V programu MSLattice lze vygenerovat strukturu o libovolné velikosti základní buňky a libovolném počtu elementárních buněk. Modelům lze přiřadit potřebné funkční vlastnosti a dále je lze vygenerovat jako potřebný STL typ souboru. V případě této práce byla v programu vygenerována pouze elementární buňka o požadované velikosti, se kterou bylo dále pracováno v prostředí Netfabb, kde byl pomocí translace a kopie ve všech třech směrech vytvořen model ve tvaru krychle o požadované velikosti a přidána roznášecí podstava na dvou protilehlých stranách.

### 4.1 MathMod

MathMod je software umožňující vymodelování 3D matematických povrchů popsaných implicitní či parametrickou funkcí [33]. Lze tak vytvořit model o libovolném povrchu. Zároveň lze využít obsáhlou knihovnu povrchů, které program obsahuje, čímž je usnadněno generování požadované struktury. Kromě samotné vizualizace vybraného povrchu lze také editovat předepsaný skript a předpis, čímž uživatel získá přehled o tom, jak který parametr ovlivňuje výsledný povrch [33]. Vzniklý objekt pak lze vygenerovat ve formátu OBJ a dále s ním pracovat. V případě této diplomové práce byl využit předepsaný skript gyroidní struktury, ve kterém byla upravena hodnota parametru okrajové křivosti  $t$ . Dále byla základní rovnice upravena na předpis pro Double gyroid a další modifikace.

## 4.2 MSLattice

MSLattice je software vycházející z prostředí Matlab, který vyvinul Dr. Al-Ketan a profesor Abu Al-Rub [32]. Za pomoci tohoto softwaru lze vygenerovat geometrii různých typů povrchů, které jsou známé jako periodické buněčné materiály či architektonické materiály [32]. Konkrétně se jedná o povrchy řadící se do skupiny TPMS a to: Gyroid, Diamond, Primitive, I-WP, Neovius, S, F-RD, PMY (viz obrázek 4.1). Po navolení daných parametrů lze vygenerovat STL soubor, který pak lze použít pro další úpravy tak, aby ji bylo možné vyrábět pomocí aditivních technologií (například 3D tisk). Software umožňuje jak generování elementární buňky či struktury složené z libovolného počtu buněk, tak i graduující (proměnnou) strukturu, která by mohla být vhodnou alternativou při tvorbě kostních implantátů. Zároveň je v MSLattice uživateli umožněno exportovat libovolné implicitní funkce do formátu STL.



Obrázek 4.1: Povrchy, které je možné vygenerovat pomocí softwaru MSLattice [34].

### 4.2.1 Prostředí MSLattice

Samotný software je rozdělený na celkem čtyři hlavní oblasti a to [32]:

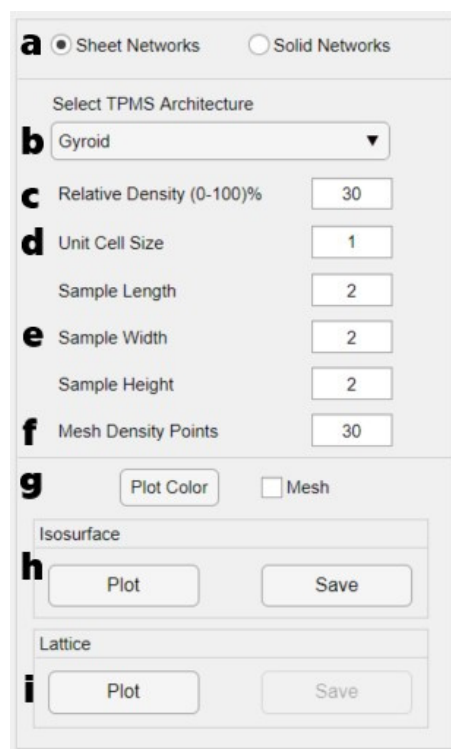
- TPMS s konstantními vlastnostmi (*Uniform TPMS Lattices*),
- Graduující TPMS (*Functional TPMS grading*),
- Implicitní funkce (*Implicit function*) a
- STL prohlížeč (*STL viewer*).

### TPMS s konstantními vlastnostmi

Jedná se o modul využitý při tvorbě funkčního modelu k experimentální části práce. Umožňuje export povrchů s konstantní tloušťkou stěny, hustotou a velikostí elementární buňky. Z pohledu geometrie lze vytvořit strukturu ve tvaru krychle, kvádra či koule. Software umožňuje generovat dvě kategorie povrchů [a]. První tzv. *Solid Networks* neboli *Stěnové povrchy* a druhé tzv. *Sheet – trabekulární povrchy*. Pro vygenerování dané struktury je nutné zvolit požadovanou TPMS kategorii [b] (možnosti jsou: Gyroid, Diamond, I-WP, Neovius, Primitive, Fischer-Koch S, F-RD, PMY – viz obr. 4.1) a vyplnit proměnné jako je [32]:

- c. Hustota – od 0 do 100 % (*Relative Density*),
- d. Velikost elementární buňky (*Unit Cell Size*),
- e. Rozměry generované struktury v závislosti na geometrii (*Sample dimensions*),
- f. Hustota mřížky (*Mesh Density Points*).

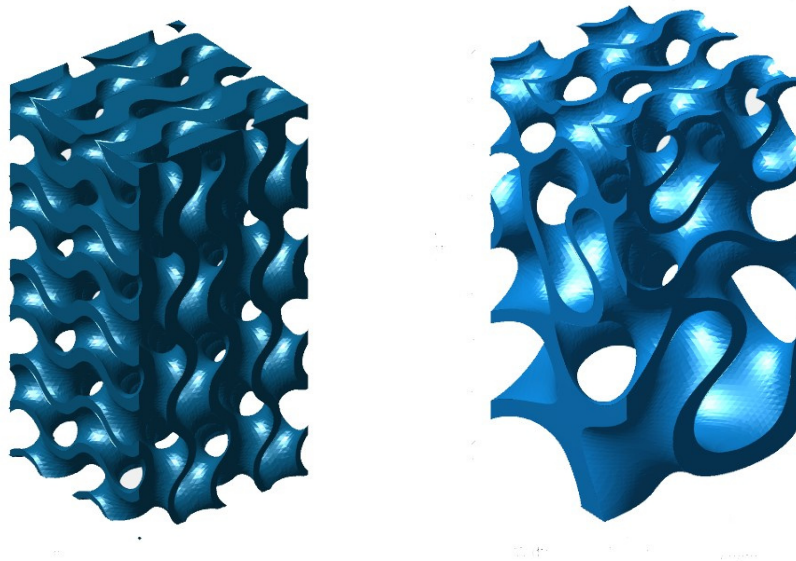
Dále je možné změnit barvu struktury [g] a zvolit, zda je požadována viditelná mřížka. V sekci *Isosurface* [h] je možné vygenerovat (*Plot*) a uložit (*Save*) strukturu s nulovou tloušťkou. Struktura s tloušťkou stěny se vygeneruje ve spodní části zvané *Lattice* [i] opět pomocí tlačítka (*Plot*) a uloží pomocí příkazu (*Save*) [32].



Obrázek 4.2: Prostředí MSLattice – TPMS s konstantními vlastnostmi.

### TPMS s proměnnými charakteristikami

Modul sloužící k vytvoření a exportování lineárně graduujících struktur a to buď s měnící se hustotou či velikostí základové buňky. Geometricky je možné, stejně jako u předchozího modulu, vytvářet struktury ve tvaru krychle a kvádrů. Opět je zde možnost vytvoření trabekulárního i stěnového typu struktury. Parametry, které uživatel musí před vygenerováním zvolit jsou shodné jako u možnosti konstantní struktury. U struktur s lineárně se měnící porozitou je nutné navíc zadat *Initial* a *Final Relative Density* (počáteční a konečná porozita) v procentech. U proměnné velikosti základní buňky je nutné specifikovat *Initial* a *Final Cell Size*, neboli počáteční a koncovou velikost buňky [32].



(a) Proměnná hustota.

(b) Proměnná velikost elementární buňky.

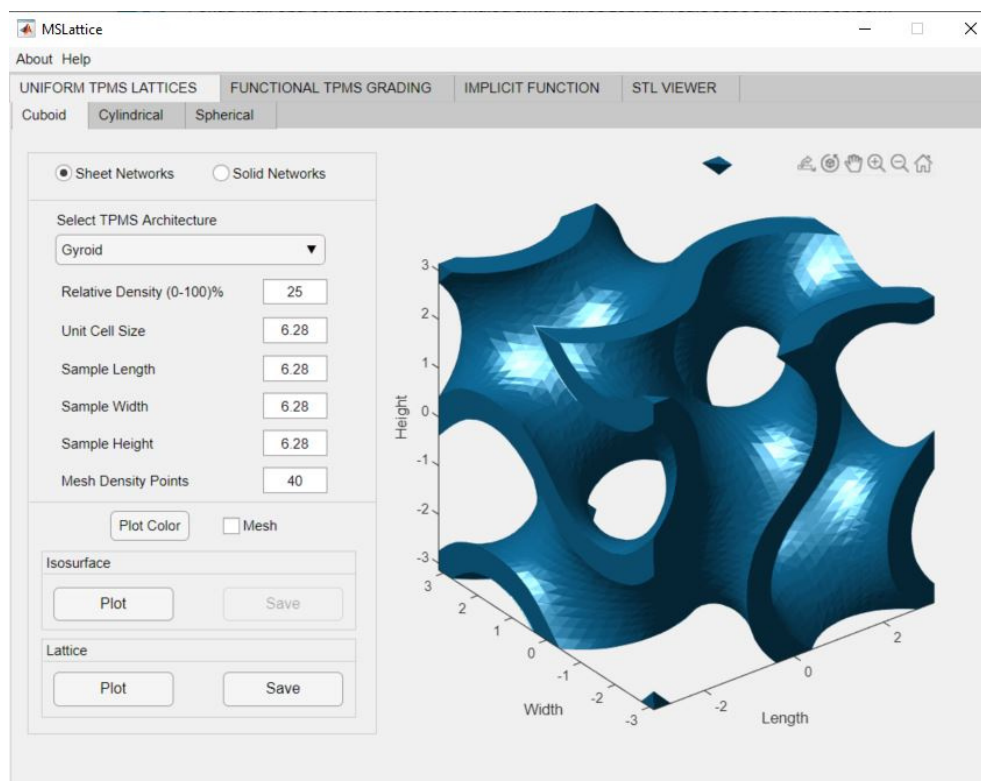
Obrázek 4.3: Ukázky stěnové gyroidní struktury s proměnnými parametry.

### Implicitní funkce

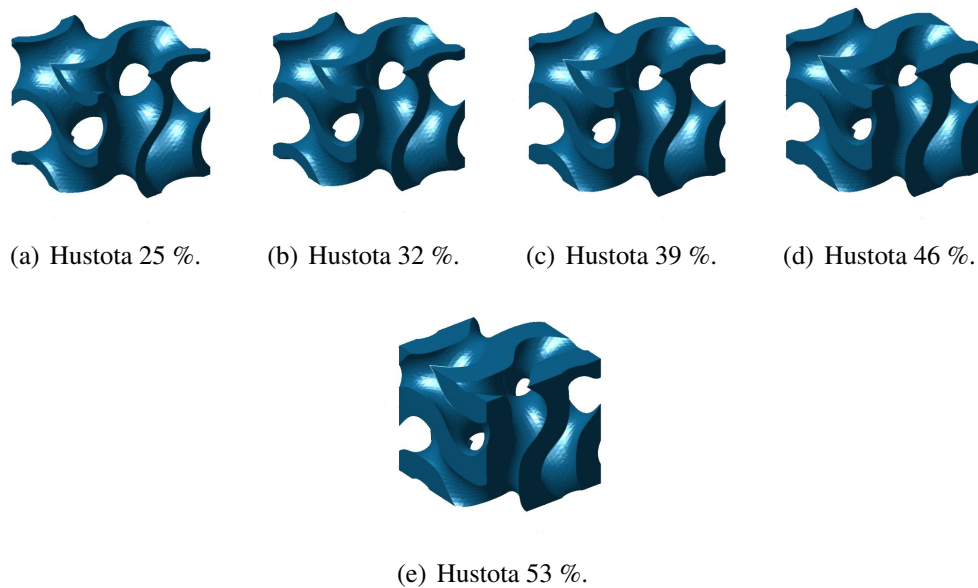
Sekce, ve které je uživateli umožněno vložit libovolnou implicitní funkci a to ve tvaru  $F(x, y, z) = C(x, y, z)$  [32]. Kdy samotná funkce je ve tvaru  $F(x, y, z)$  a  $C$  pak odpovídá hodnotě tzv. *odsazení* (*iso-value*). Pro konstantní tloušťku je hodnota  $C$  konstanta, pro proměnnou tloušťku je  $C$  vyjádřeno pomocí lineární funkce. Dále lze nadefinovat rozměry výsledné struktury ve všech třech směrech. Hustota mřížky stejně jako u předchozích modulů ovlivňuje především kvalitu výsledné struktury [32]. Čím vyšší je číslo, tím kvalitnější je výsledný model. Takto vytvořenou strukturu pak lze opět vygenerovat a uložit jako STL soubor (opět je na výběr nulová či libovolná tloušťka). Stejně jako u předchozích dvou modulů je možné vygenerovat trabekulární i stěnovou strukturu [32].

## 4.2.2 Tvorba základní buňky pro experimentální část

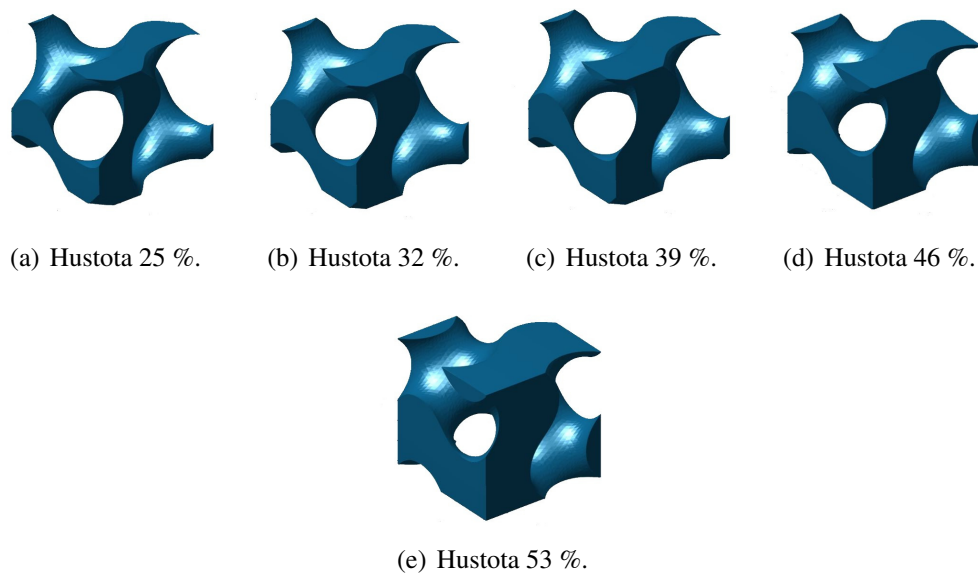
Pro potřeby experimentální části diplomové práce byly za pomoci softwaru MSLattice vytvořeny základní buňky gyroidní struktury (*Uniform TPMS Lattices*), které byly dále upravovány v CAD Systému Netfabb. V MSLattice bylo vytvořeno pět elementárních buněk s konstantními vlastnostmi. Na první část experimentu byly vytvořeny elementární buňky o velikosti 6,28 mm (odpovídá  $2\pi$ ) a hustotě 25 %. Pro druhou část experimentálního testování byly buňky o velikosti 6,28 mm vytvořeny v pěti různých hustotách a to: 25 %, 32 %, 39 %, 46 % a 53 %. Dále, pro poslední část experimentu, byla vytvořena elementární buňka o velikosti 12,56 mm (odpovídá  $4\pi$ ) a hustotě 39 % pro ověření izotropie periodické buňky. Hustota mřížky byla nastavena na 40 %. Ve všech třech případech byl vyexportován STL soubor pro stěnový i trabekulární gyroid.



Obrázek 4.4: Elementární buňka stěnového gyroidu v MSLattice o hustotě 25 %, velikosti 6,28 mm ( $2\pi$ ) a hustotě mřížky 40 %.



Obrázek 4.5: Základní buňka – stěnový gyroid o velikosti  $2\pi$  s rozdílnou hustotou.

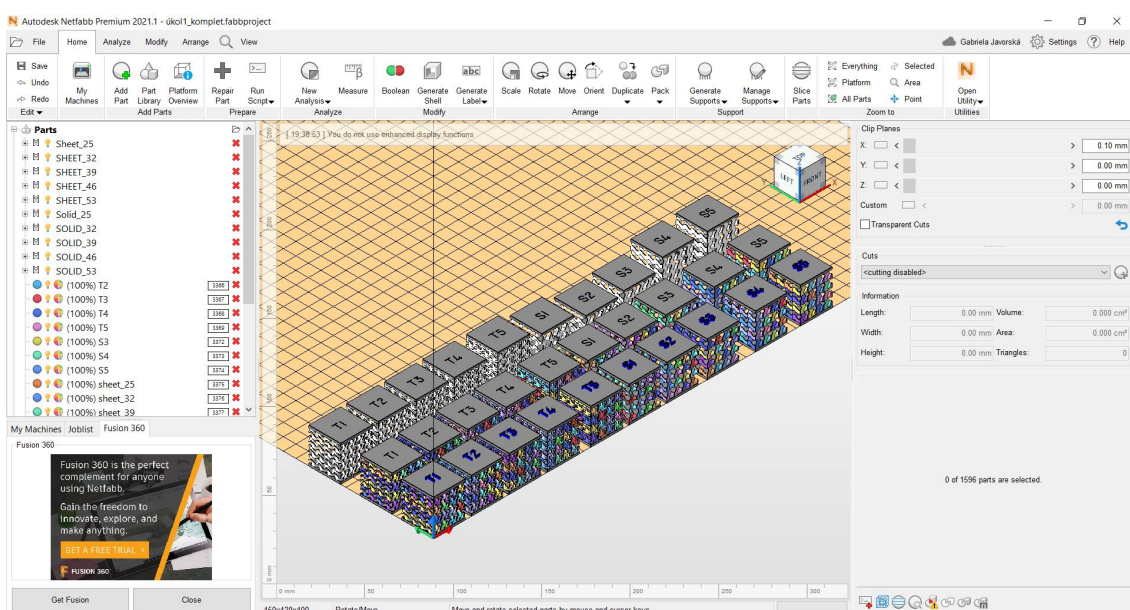


Obrázek 4.6: Základní buňka – trabekulární gyroid o velikosti  $2\pi$  s rozdílnou hustotou.



## 4.3 Netfabb

Po vygenerování základních buňek struktury v prostředí MSLattice je nutné následně vytvoření celého zkušební tělesa. Tvorba finální geometrie testovacích těles byla pro potřeby této práce realizována v prostředí Netfabb, což je jeden z CAD softwarů, který slouží pro aditivní výrobu, návrh a případně následnou simulaci [35]. Vzhledem k tomu, že se jedná o CAD program, je umožněn import modelů z jiných CAD aplikací. Netfabb jako takový vychází ve třech edicích – AUTODESK NETFABB STANDARD, AUTODESK NETFABB PREMIUM a AUTODESK NETFABB ULTIMATW [35]. Pro tvorbu funkčních modelů v této práci byl použit druhý jmenovaný – Netfabb Premium. Umožňuje vytváření složité mřížkové struktury, pokročilé vytváření podpor a pokročilé skládání 3D dílů.



Obrázek 4.7: Prostředí Netfabb Premium.

---

# Kapitola 5

## ADITIVNÍ TECHNOLOGIE

V současné době dochází k rozvoji aditivních technologií, neboli 3D tisku. Ten lze chápat jako proces, kdy dochází k vytvoření objektu pomocí postupného nanášení tenkých vrstev na materiál na sebe [36]. Jak bylo popsáno v předchozí kapitole, aby bylo možné objekty pomocí 3D tisku vyrobit, je nutné nejprve vytvořit 3D model v již zmiňovaných programech. Dále následuje samotná příprava pro 3D tisk, která spočívá v rozdělení modelu na jednotlivé vrstvy, což umožňují např. programy Slic3r či Simplify3D. Rozdělením se získá G-code, který pak umožní samotnou výrobu. Technologie 3D tisku našla zastoupení v mnoha průmyslových odvětvích, jako je strojírenství, lékařství, šperkařství či architektura. V medicíně se aditivní technologie využívá především v oblasti protetiky, kdy je umožněna zvýšená produkce individuálních náhrad tak, aby za minimální náklady došlo k upravení jednotlivých částí na „míru“ zákazníkovi, tzv. „*custom made implant*“. Je známo několik technologií 3D tisku, například [37]:

- Fused Deposition Modeling (FDM)
- Stereolitografie (SLA)
- Selektivní laserové spékání (Selective Laser Sintering – SLS) a Direct Metal Laser Sintering (DMLS),
- Binder Jetting (BJ)
- Multijetprinting (MJP)
- Laminated Object Manufacturing (LOM)

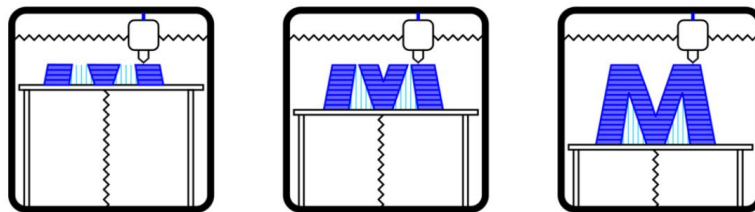
## 5.1 Technologie 3D tisku

### 5.1.1 Fused Deposition Modeling – FDM

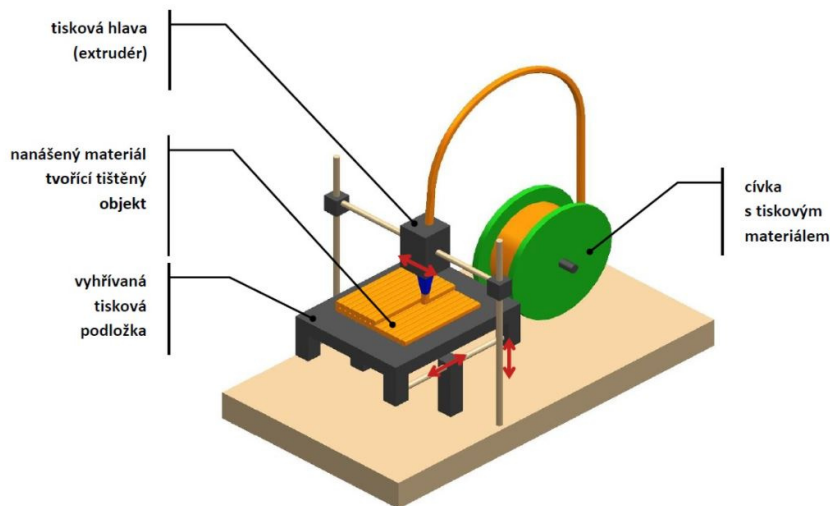
FDM je nejpoužívanější technologií 3D tisku v současné době. Pro výrobu lze použít materiály jako je PLA, ABS, PC. Zároveň je možné využívat filameny (struny) s příměsí bronzu, uhlíkového vlákna či dřeva. Minimální velikost vrstvy je cca 0,1 mm. Výhodou FDM technologie je minimální odpad z výroby a dobrá pevnost výsledného modelu. Nevýhodou pak nutnost odstranění podpůrného materiálu a hrubá struktura [37].

#### Princip

Pomocí trysky je na pracovní stůl nanášen po vrstvách materiál ve formě tenkého vlákna (dochází k odvíjení z cívky do hlavice, kde se odtavuje). Samotný materiál použitý pro výrobu musí být ve formě struny neboli filamentu. Pro složitější modely je navíc nutné použití podpůrného materiálu [37, 36].



Obrázek 5.1: Princip FDM technologie [36].



Obrázek 5.2: FDM technologie. [37]

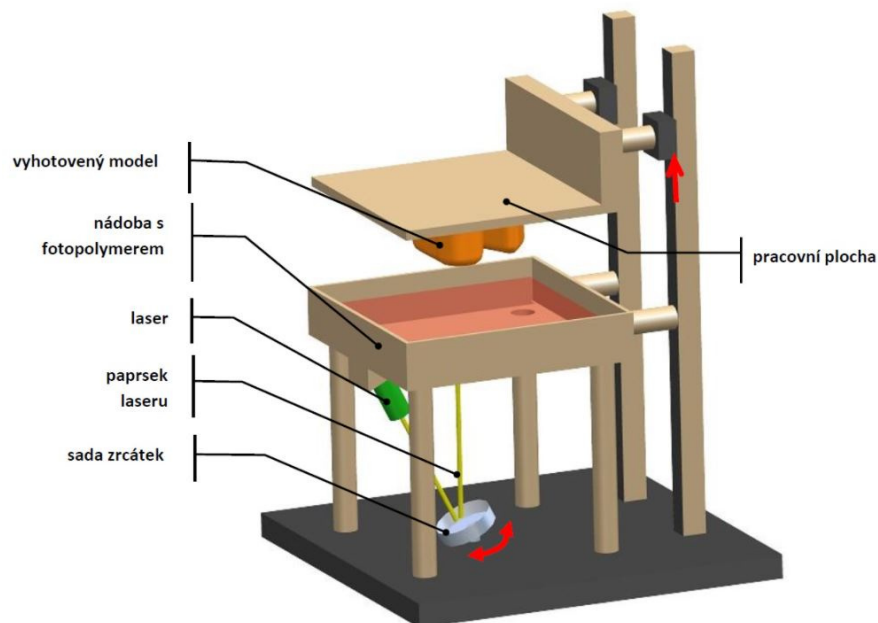
### 5.1.2 Stereolitografie – SLA

SLA technologie je využívána od roku 1986 [38], jedná se tak o nejstarší technologii 3D tisku. Materiál používaný pro výrobu jsou fotopolymery (např. fotopolymerická pryskyřice). Minimální velikost vrstvy je cca 0,01 mm. Hlavní výhodou technologie je skvělá přesnost (v řádu mikronů). Nevýhodou je nutnost dodatečného vytvrzení po vytisknutí pro zlepšení mechanických vlastností [37].

#### Princip

SLA tiskárny pracují na dvou různých principech [37]:

- **Princip 1:** Již na začátku je pracovní plocha zcela ponořena do nádoby s tekutým polymerem a pohybuje se směrem nahoru. Jednotlivé vrstvy jsou postupně vytvrzovány pomocí UV záření. To je vytvářeno laserem, který působí na plochu zespoda (přes nádobu s polymerem) [37].
- **Princip 2:** Pracovní plocha se postupně ponořuje do tekutého fotopolymeru a laserový paprsek působí shora. Na začátku je plocha ponořena do hloubky odpovídající velikosti jedné vrstvy a fotopolymer je vytvrzen pomocí laseru tam, kde má vzniknout model. Poté se pracovní plocha opět ponoří o velikost jedné vrstvy. Takto se postupuje až do zhotovení celého modelu [37].



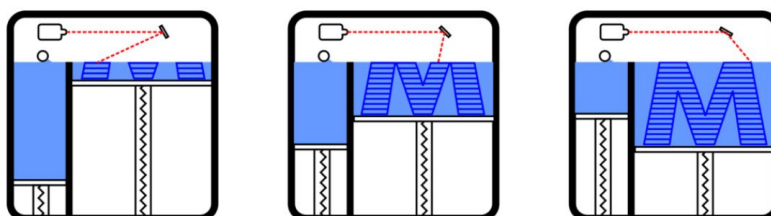
Obrázek 5.3: SLA technologie [37].

### 5.1.3 Selektivní laserové spékání – SLS

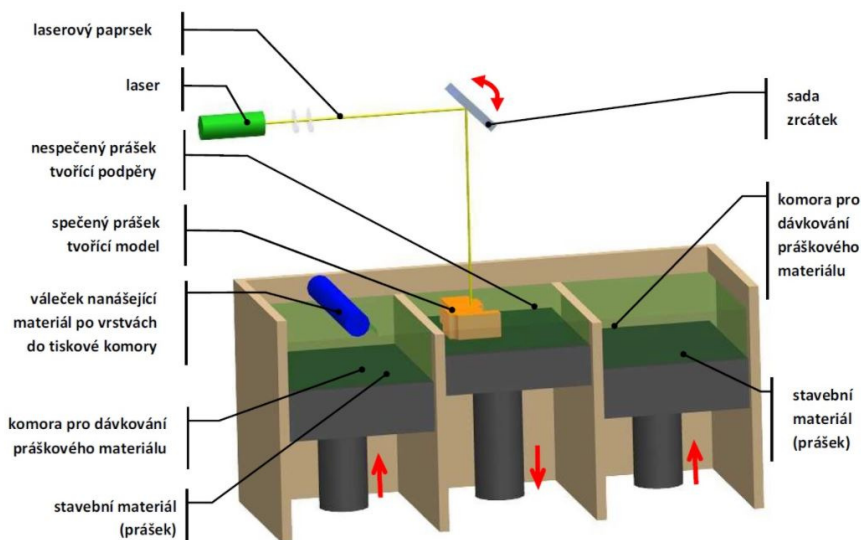
Selektivní laserové spékání (SLS) je technologie patentovaná v roce 1987, která využívá k výrobě modelů práškový materiál. Ten je pak zapékán díky tepelné energii, která je vyvinutá laserovým paprskem. Jako materiál na výrobu lze využít keramiku či plasty (Nylon, ABS, PET atd.). Minimální velikost vrstvy je cca 0,06 mm. Mezi výhody patří možnosti znovupoužití přebytečného prášku pro další výrobu a poměrně nízká pořizovací cena materiálu. Nevýhodou je nedokonalý povrch a vysoké počáteční náklady vynaložené na pořízení tiskárny [37].

#### Princip

Na pracovní ploše je vytvořena tenká vrstva prášku, který se pomocí laseru taví. Díky tavení tak vznikne vrstva modelu, která je dále pokrytá novou vrstvou prášku a celý proces je zopakován [37].



Obrázek 5.4: Princip SLS a DMLS technologie [36].



Obrázek 5.5: SLM a SLS technologie [37].

### 5.1.4 Direct Metal Laser Sintering – DMLS

Jedná se o technologii sloužící k tisku kovových modelů vhodných pro následné obrábění a zpracování. Materiál na výrobu modelu je u DMLS technologie kov, například nerezová ocel, titan, bronz či inconel (využití v letectví). Minimální velikost vrstvy je 0,02 mm. Výhodou je možnost tisku složitých tvarů bez použití podpory a kvalitní povrch. Nevýhodou opět cena tiskárny [37].

#### Princip

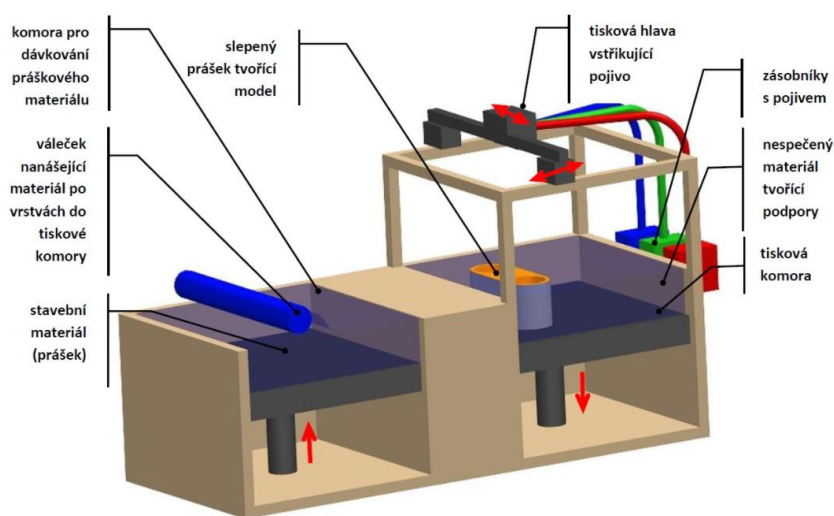
DMLS pracuje na shodném principu jako SLS tiskárna. Opět je pomocí laserového záření zpevněný práškový materiál. Protože se však jedná o kovový prášek, teplota vyvinutá laserem musí být podstatně vyšší. Laser musí tedy být výkonnější. Navíc je nutné využití ochranné atmosféry plynu Argon [37].

### 5.1.5 Binder Jetting – BJ

Při této technologii dochází k chemickému vytvrzování materiálu pomocí pojiva. Materiály pro výrobu modelu jsou například: keramika, hliník, nerezová ocel či kompozitní materiály. Minimální velikost vrstvy je 0,09 mm. Výhodou BJ technologie je rychlost tisku, velký výběr materiálu a možnost barevných modelů. Naopak nevýhodou vysoká pořizovací cena tiskárny a nutnost dodatečných úprav povrchu, aby došlo ke zlepšení mechanických vlastností výsledného objektu [37].

#### Princip

Na pracovní plochu se nanese tenká vrstva prášku, která je spojována pojivem. To je vstříkováno z tiskové hlavy. Výsledný model je pak tvořený slepováním jednotlivých částek prášku [37].



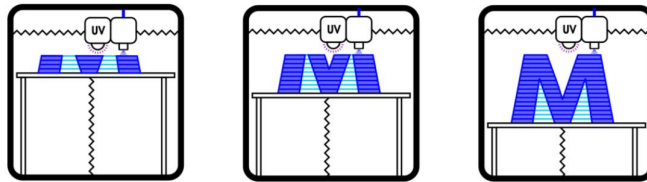
Obrázek 5.6: BJ technologie [37].

### 5.1.6 Miltijetprinting – MJP

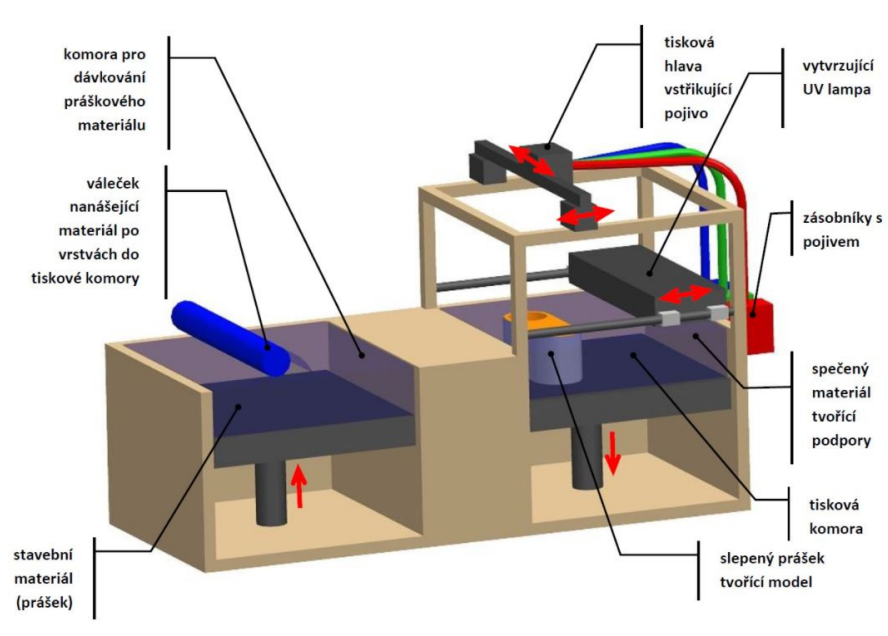
Technologie, díky které je možné vytvořit různobarevný model či model o různých tuhostech. Patent na technologii vlastní společnost 3D Systems, která zároveň vyrábí materiály použitelné pro výrobu modelů – např. VisiJet M3 či Visijet M5. Minimální velikost vrstvy je cca 0,016 mm. Výsledný model vykazuje dobré mechanické vlastnosti s kvalitním a přesným povrchem. Další výhodou je rychlost tisku [37].

#### Princip

Na stavební podložku je nanášen prášek, na který je naneseno pojivo. To je ihned po nanesení spolu s práškem zatvrzeno pomocí UV světla. Po vytvrzení je nanesena nová vrstva prášku a celý proces se zopakuje. Při výrobě je nutné použití podpurného materiálu, ve kterém je vytištěný model obalen. V případě MJP technologie se jedná o vosk, který lze odstranit pomocí vložení konečného modelu na pár minut do vyhřívané pece [37].



Obrázek 5.7: Princip MJP technologie [36].



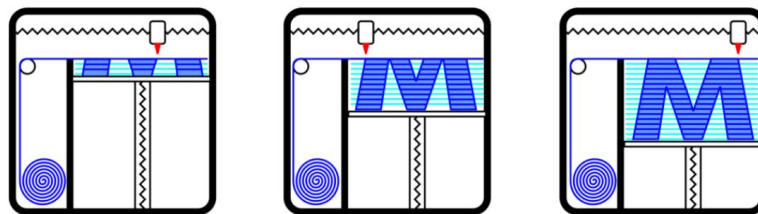
Obrázek 5.8: MJP technologie. [37]

### 5.1.7 Laminated Object Manufacturing – LOM

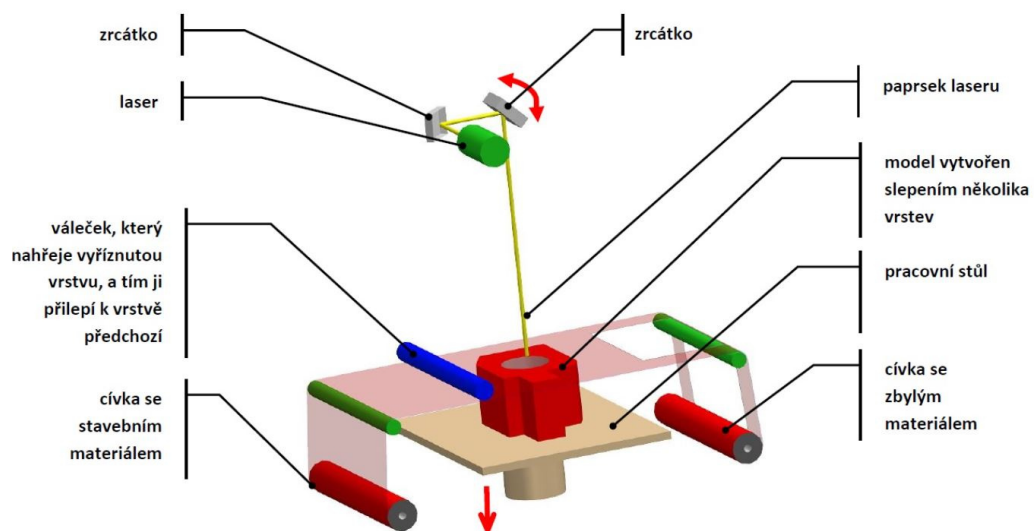
Patent na technologii LOM byl podán v roce 1996 společností, která pochází z Izraele. Materiál pro výrobu modelů je papír či plast. Ten je dodáván ve fólii a namotaný na roli. Nejmenší možná velikost vrstvy je cca 0,1 mm. Jedná se o technologii využívající nejlevnější stavební materiál pro model s vysoce kvalitním povrchem výsledného objektu o libovolné textuře. Nevýhodou je nutnost mechanického odstraňování podpůrného materiálu a velké množství odpadu [37, 36].

#### Princip

Jednotlivé vrstvy jsou vyříznuty z plastu či papíru a přilepeny nebo spečeny na plochu vrstvy předchozí. Vyříznutí probíhá pomocí laserového paprsku či nože během převíjení fólie materiálu z jedné cívky na druhou. Nad pracovní plochou dojde k zastavení převíjení fólie s materiálem a je umožněno vyříznutí vrstvy [37].



Obrázek 5.9: Princip LOM technologie [36].



Obrázek 5.10: LOM technologie [37].

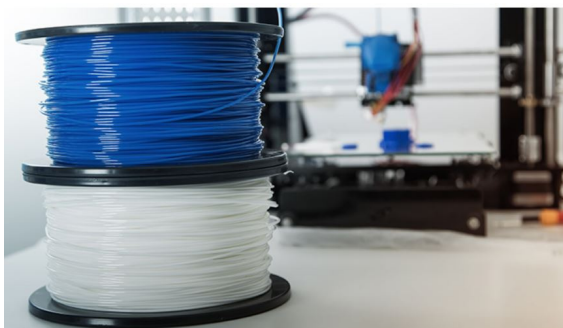


## 5.2 Materiál na tisk

Pro 3D tisk je možné využít mnoha materiálů. Mezi běžně používané materiály patří např. plasty, kovový prášek nebo pryskyřice. Dále je možné použít i materiály jako jsou dřevěná vlákna či keramika. Výběr materiálu závisí na použité technologii 3D tisku.

### 5.2.1 Polylactic acid – PLA

Jedná se o materiál, který je nejvíce používaný pro 3D tisk technologií FDM. Finální modely vykazují dobrou pevnost, kvalitní povrch a vysokou přesnost [38]. Také se jedná o materiál, který vykazuje minimální sklon ke kroucení, což je zapříčiněno minimálním rozpínáním při tavení [39]. PLA lze získat např. z kukuřice, bramborového škrobu či cukrové třtiny, tedy obnovitelných zdrojů a je to plně odbouratelný materiál [38]. Je tak šetrnější k životnímu prostředí. Další výhodou je poměrně nízká pořizovací cena. Naopak nevýhodou je, že se jedná o materiál s nízkou tepelnou odolností, což znesnadňuje strojní broušení, při kterém dojde k rychlému zahřátí prvku. Tato nevýhoda může být odstraněna díky chlazení při opracování. Ruční broušení je možné téměř bez omezení [38]. Dále se jedná o materiál, který pohlcuje vzdušnou vlhkost, kvůli čemuž pak na povrchu vznikají bublinky. Je tedy nutné dbát na umístění finálního výrobku. Není vhodné jej umístit do venkovního prostředí, kde by na něj dopadaly sluneční paprsky [38]. Docházelo by tak ke snížení pevnosti materiálu. Zároveň je po vytisknutí problematické odstranění podpůrných prvků [38].



Obrázek 5.11: Ukázka filamentu PLA [39].

### 5.2.2 Akrylonitril Butadien Styren – ABS




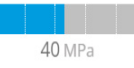
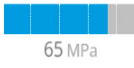
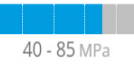
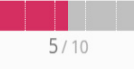
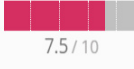
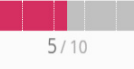



ABS se řadí mezi amorfní termoplastické kopolymery a využívají se u 3D tisku pomocí technologie FDM [38]. ABS je nejvíce používaný materiál pro 3D tisk na světě. Vyznačuje se vysokou smrštitelností, kvůli které je samotný proces tisku poněkud komplikovaný, což je jedna z mála nevýhod tohoto materiálu. Výhodou je naopak vysoká mechanická odolnost. Mezi výhody ABS patří: houževnatost, tuhost, vysoká teplotní odolnost, malá nasákavost, chemická odolnost [38].

### 5.2.3 Priskyřice

Jedná se o tekutý tiskový materiál pro DLP nebo SLA technologie. Zjednodušeně se dá říct, že jsou to fotopolymery, u kterých dochází k tunutí díky působení UV světla. Tvrdost a odolnost výtisku se dá ovlivnit přidáním barev či přísad do základního materiálu [38]. Výsledné modely z fotopolymeru jsou po vytvrzení velice tvrdé, tvarově stabilní a odolné vůči teplotním změnám. Při použití tohoto materiálu vznikají modely velice přesné s hladkým povrchem [40]. Jedna z nevýhod je citlivost fotopolymeru na světlo, kdy při dlouhodobém vystavení slunečním paprskům můžou modely blednou či se na povrchu mohou objevit i trhliny [40].

### 5.2.4 Nylon – PA

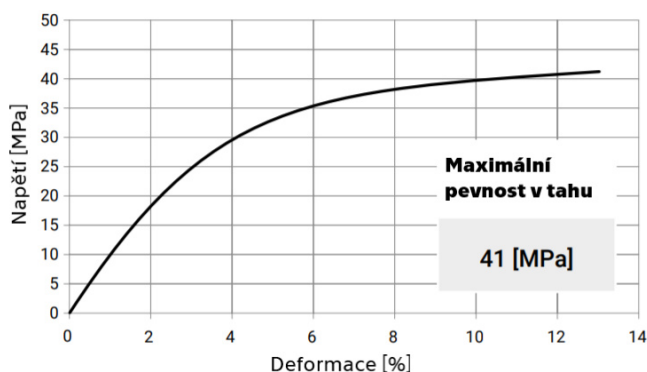
Nylon je materiál, který se nejčastěji využívá pro výrobu nástrojů a funkčních prototypů. Jedná se o velmi odolný a všestranný materiál [38]. Vykazuje dobré mechanické vlastnosti, vysokou teplotu tání a nízký součinitel tření. Pro hladký a lesklý povrch finálního výrobku je nutné, aby bylo použité suché vlákno. Pokud by tomu tak nebylo, vznikaly by na povrchu materiálu bublinky [38]. Důležité je skladování v uzavřené nádobě s odvlhčovačem, protože je citlivý na vlhkost a dokáže rychle absorbovat vodu ze vzduchu [38].

	 ABS	 PLA	 Nylon
Maximální pevnost [MPa]	 40 MPa	 65 MPa	 40 - 85 MPa
Tuhost	 5 / 10	 7.5 / 10	 5 / 10
Odolnost	 8 / 10	 4 / 10	 10 / 10

Obrázek 5.12: Srovnání pevnosti, tuhosti a odolnosti PLA, ABS a PA [38].

### PA12

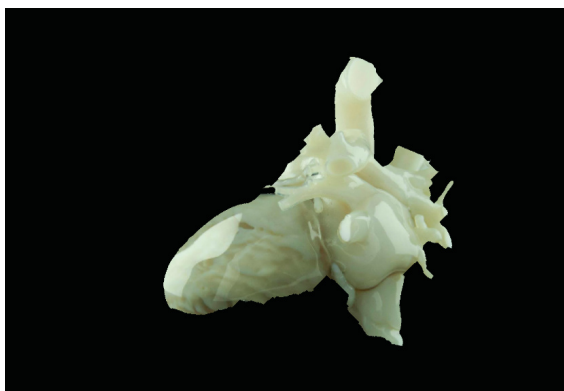
PA12 je materiál na bázi polyamidu, který je pevnostně srovnatelný s hliníkem. Jedná se o nejpoužívanější materiál při použití technologie SLS a zároveň o materiál, z kterého byly vytvořeny funkční vzorky v teoretické části práce. Jedná se o semi-krytalický polymer, který si s rostoucí teplotou zachovává svou pevnost [41]. Obecně se modely z tohoto materiálu vyznačují vysokou tahovou pevností, kdy maximální hodnota byla stanovena na 41 MPa [42]. Modely tak vykazují vysokou mechanickou odolnost [43].



Obrázek 5.13: Graf zobrazující závislost napětí a přetvoření [42].

### 5.3 Zdravotnictví a 3D tisk

V rámci rozvoje aditivních technologií dochází ke stále většímu využití 3D tisku v různých oblastech průmyslu. Hledat ho lze například v letectví, automobilovém průmyslu a čím dál tím více i v medicíně, např. při výrobě implantátů. V současné době se pomocí 3D tisku vyrábí protetické, či kompenzační pomůcky, jako jsou naslouchadla [44]. Vyrobit lze zdravotní protetické pomůcky, jako jsou kloubní protézy, zubní implantáty a korunky, ale i protézy s estetickou funkcí jako je například nos či oční protézy [44]. Dále dochází například k tisku modelů orgánů před složitými chirurgickými zákroky, které lékařům umožňují zvolit správný postup operace. Skupina vědců z Číny a USA pomocí 3D tisku vyrobili model tumorů, aby lépe pochopili, jak se nádor vyvíjí a šíří [44].



Obrázek 5.14: 3D model srdce vyrobený pomocí 3D tisku [45].

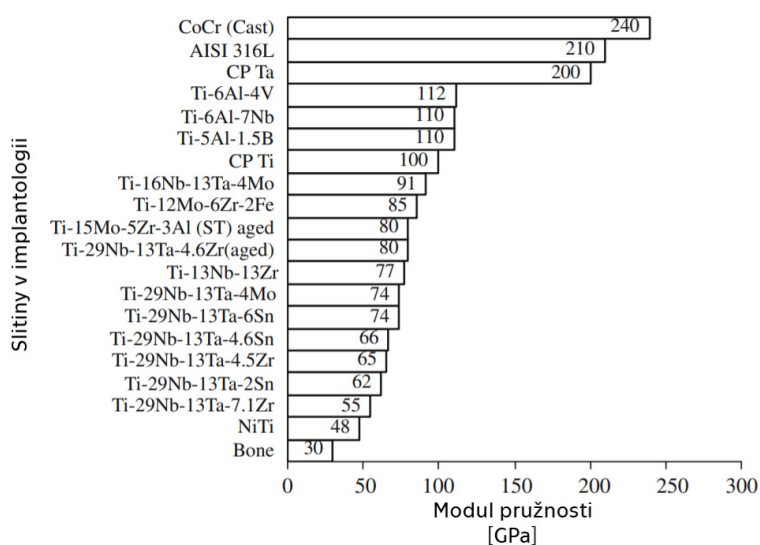
#### 5.3.1 Materiály vhodné v oboru implantologie

Vzhledem k tomu, že životní styl lidí je stále více aktivní, není výjimkou aplikace implantátu pro lidi mladšího věku. Je proto kladen důraz na použitý výrobní materiál implantátu. Je žádoucí, aby výsledný implantát mohl zůstat v lidském těle i více než 15 let. Výměna nefunkčního implantátu totiž vždy představuje určitý risk [46]. Aby bylo

možné materiály využít v oblasti implantologie, je potřeba ho zvolit tak, aby vykazoval vhodné mechanické vlastnosti a zároveň takový materiál musí být biokompatibilní. Tímto termínem rozumíme vlastnost, kterou lze ověřit na styku povrchu implantátu a živé tkáně, kdy implantátem rozumíme cizorodý předmět zavedený do organismu [47]. Materiály lze rozdělit dle biokompatibility na [47]:

- **Biotolerantní** – tkáně tyto materiály pouze tolerují. Řadíme sem kobaltové slitiny. Nejedná se o materiály vhodné pro dlouhodobé využití [48].
- **Bioinertní** – vhojování je pomocí osteointegrace. Bioinertním materiálem je titan a jeho slitiny. Jsou to materiály, které jsou tkání plně akceptovatelné [48].
- **Bioaktivní** – u těchto materiálů dochází k naprosté biointegaci. Řadíme sem např. hydroxyapatitovou keramiku či bioaktivní sklokeramiku [47].

U implantátů je důležité pevné spojení mezi implantátem a tkání, proto jsou vhodné materiály bioinertní a bioaktivní [47]. Právě biokompatibilita je nejdůležitějším kritériem při výběru materiálu. Dalším důležitým aspektem je modul pružnosti použitého materiálu [47].



Obrázek 5.15: Ukázka modulů pružnosti slitin využívaných v biomedicíně [49].

Důležité je, aby se modul pružnosti co nejvíce blížil modulu kosti. Ten se pohybuje v závislosti na typu kosti a směru měření v rozsahu od 4 do 30 GPa [49]. Modul pružnosti je důležitý vzhledem k tzv. *stress shielding efektu*, který nastává v případě, že je velký rozdíl mezi modulem pružnosti implantátu a samotné kosti [46]. V takovém případě pak dochází k tomu, že implantát přenáší většinu zatížení a kost tak nedostává podněty k tomu, aby se remodelovala, což může vést až ke ztrátě implantátu [50].

## Slitiny titanu

V současné době jsou nejvíce vyžívané materiály na bázi titanu, které splňují požadované vlastnosti potřebné k použití v implantologii. Pokud hovoříme o mechanických vlastnostech materiálu, pak mezi kritéria při výběru patří např. tvrdost, pevnost v tahu či modul pružnosti [49].

### Slitina Ti-6Al-4V

Ti-6Al-4V lze považovat za jednu z nejvíce používaných slitin titanu. Je možné ji hledat také pod označením *Grade 5* či *Ti 6-4*. Jedná se o slitinu typu  $\alpha+\beta$ , kdy jako  $\alpha$  stabilizátor působí hliník a  $\beta$  - vanad [51]. Slitina se často také vyrábí jako čistější verze základní Ti-6Al-4V a to verze Ti-6Al-4V ELI (*extra low interstitial*), která obsahuje menší množství nežádoucích látek jako je O, C či Fe [52].

Prvek	Min. hmotnosti [%]	Max. hmotnosti [%]
Al	5.5	6.75
V	3.5	4.5
Fe		0.40
O		0.20
C		0.08
N		0.05
H		0.015
Ti	zbytek	

Obrázek 5.16: Chemické složení slitiny Ti-6Al-4V [53].

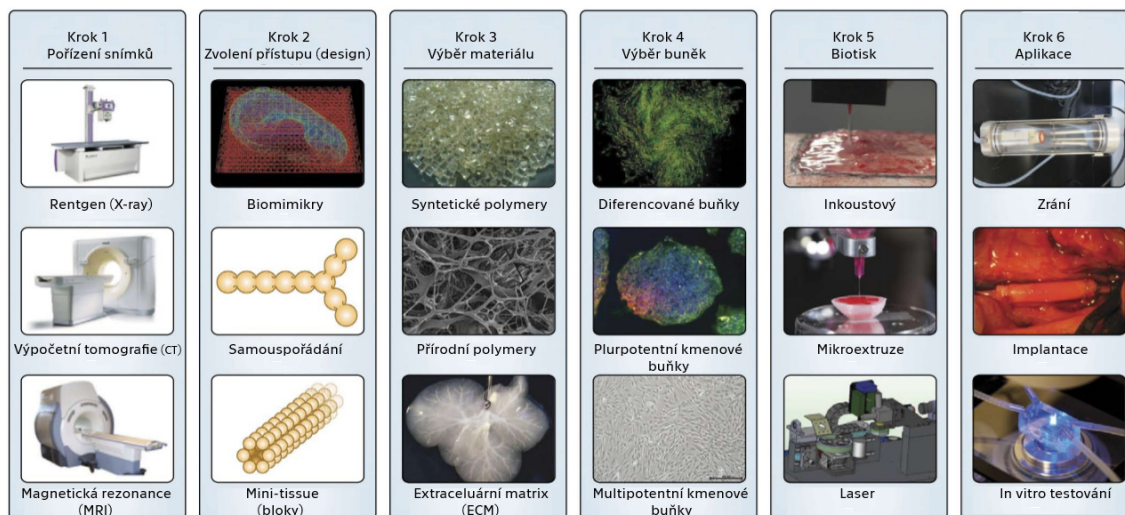
Mezi největší výhody této slitiny patří její pevnost, odolnost vůči korozi [50]. Dále se jedná o materiál tvárný, obrobitelný, dobře svařitelný a teplotně odolný až do 400 °C. Svě uplatnění nachází v oblasti leteckého průmyslu, kde se používá do koster letadel, nebo je součástí motorů. Do nedávna patřila také mezi nepoužívanější biomateriály. Od tohoto využití se však postupně upouští kvůli možné toxicitě hliníku a vanadu. Docházelo tak k nahrazování slitinami s podobnou mikrostrukturou a vlastnostmi, jako je Ti-6Al-7Nb nebo Ti-5Al-2.5Fe [50]. Je však podezření, že obsah hliníku ve slitinách by mohl zapříčinit vznik Alzheimerovi choroby. Vychází se proto slitiny na bázi Ti-Zr a Ti-Sn [50].

### Slitina Ti-35Nb-6Ta

Slitina na bázi beta-titanu využívaná při výrobě lékařských potřeb a implantátů. Mezi  $\beta$  stabilizátory patří hlavně V, Mo, Nb a Ta. Využití v implantologii je opět možné díky nízkému modulu pružnosti, vysoké pevnosti v tahu, odolnosti vůči korozi a především biokompatibilitě [46] Jedná se o velmi slibný materiál, který by měl v budoucnu zcela nahradit současně používané implantáty z  $\alpha+\beta$  slitin titanu, které obsahují prvky jako je Al, V, Ni nebo Cr, způsobující zdravotní problémy nebo alergické reakce [54].

### 5.3.2 Biotisk

Na experimentální úrovni jsou nyní pokusy tisknutí jednoduchých tkání. V takovém případě hovoříme o tzv. 3D biotisku [55]. Výběr materiálu k 3D biotisku je složitý proces. Musí se jednat o materiál tisknutelný, biokompatibilní a je nutné, aby umožnil buněčné spojení a požadovanou funkci [56]. Další důležitý aspekt je to, jak rychle dojde k rozkladu materiálu v těle [56]. V současné době lze rozlišit tři hlavní způsoby biotisku a to: inkoustový, mikroextruzní a laserový biotisk [57].



Obrázek 5.17: Typický postup biotisku [57].

Typický postup biotisku je zobrazen na obrázku 5.17. Nejprve je nutné pořídit snímky poškozené tkáně pomocí rentgenu, CT či MRI [57]. Všechno jsou to zobrazovací techniky využívané ve zdravotnictví. Výpočetní tomografie (CT) a rentgen jsou metody, které využívají rentgenového záření. Výhodou CT oproti rentgenu je to, že je možné pacienta zobrazit v příčných řezech a tím přináší zřetelnější výsledky [58]. MRI pracuje pomocí silného statického magnetického pole a elektromagnetického vlnění. Výhodou oproti CT je, že se jedná o vyšetření s nulovou radiační zátěží [59].

Následuje volba přístupu, materiálu a buněk. Velmi zásadní je při biotisku výběr materiálu a buněčného zdroje, neboli konstrukčního přístupu. U konstrukčního přístupu se volí mezi biomimikry, samouspořádáním a mini-tissue bloky [57]. V případě biomimikry se jedná o napodobování přírody a přírodních jevů [60]. Self-assembly neboli samouspořádávání označuje proces, kdy je utvářena organizovaná struktura již existujícího systému bez jakéhokoliv vnějšího vlivu [61]. Další možností jsou tzv. Mini-tissue bloky a nebo lze zvolit kombinaci těchto tří konstrukčních přístupů [57]. Mezi běžně využívané materiály řadíme syntetické a přírodní polymery a extracelulární matrix (ECM) neboli mezibuněčnou hmotu – materiál, který se ukládá v mezibuněčných prostorech [57, 62].

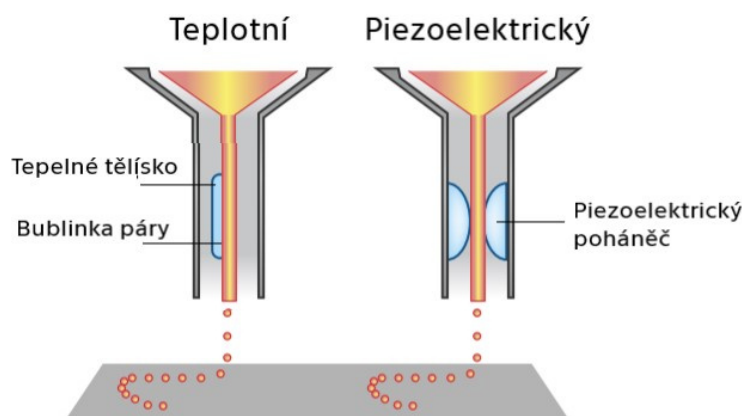
U výběru buněčného zdroje jsou možnosti následující. Diferencované buňky jsou plně specializované, což znamená, že se již dále nemění [63]. Pluripotentní kmenové buňky

jsou buňky, které jsou schopné se specifikovat v jakoukoliv buňku lidského těla. Multipotentní kmenové buňky jsou buňky umožňující vznik více než jednoho buněčného typu [64]. Poté je již možné přejít k samotnému 3D biotisku. Jak již bylo řečeno, existují tři hlavní technologie biotisku – inkoustový, laserový a mikroextruzní [57].

### Inkoustový biotisk

Nejvíce využívaný typ tiskárny v biotisku. Jedná se o bezkontaktní techniku, kde jsou na substrát nanášeny kapičky bio inkoustu. První takové tiskárny byly vytvořeny modifikací kancelářských inkoustových tiskáren [65]. Pouze došlo k výměně inkoustu za bio inkoust a místo papíru je zde podložka, která má řízenou polohu svislé osy. Tak je možné vytvářet 3D modely [66]. Kapičky jsou utvářeny tepelně či piezo-elektrickými aktuátory [65].

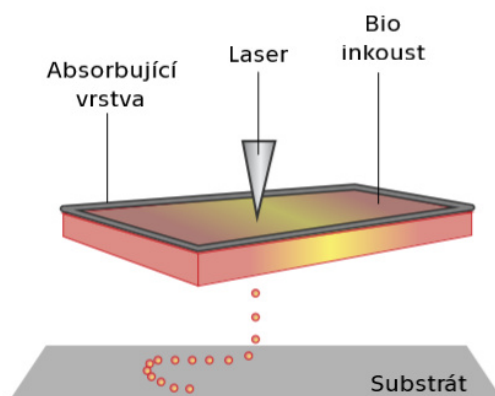
Výhodou těchto tiskáren je vysoká tisková rychlost a zároveň nízká cena a s tím spojená velká dostupnost. Mezi nevýhody se řadí menší přesnost při tisku, časté ucpávání trysek a riziko tepelného a mechanického namáhání výsledných tkání [57].



Obrázek 5.18: Princip inkoustového biotisku – (vlevo) teplotní (vpravo) piezoelektrický [57].

### Laserový biotisk

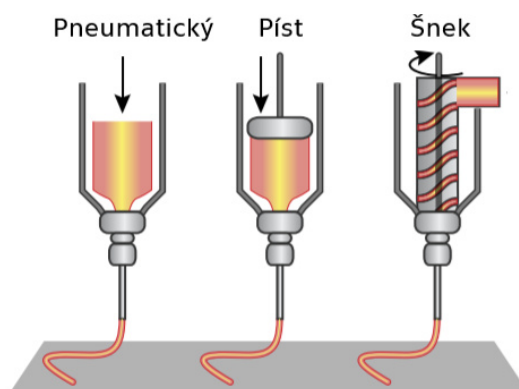
Přenos materiálu je zajištěn pomocí laseru. Laser je směřován na rozhraní nosiče (křemenný disk) a vrstvy bioinkoustu (jedná se o bio vrstvu na bázi vody), který je schopen pohltit laserový paprsek. Na opačné straně nosiče, než dopadá laserový paprsek, je umístěn materiál určený k tisku [66]. Při působení laseru dochází k zahřívání bio inkoustu a jeho následnému odpaření. Tímto působením je vytvořena vysokotlaká bublina, která zbývající biologický materiál ve formě kapičky nažene do přijímacího substrátu (k druhému nosiči) [66] [65]. Opakováním tohoto kroku vznikají výsledné 3D struktury. Výhodou této technologie je, že nevyužívá při výrobě trysek, což odstraní problém s jejich ucpáváním. Dále vysoká přesnost. Nevýhodou je omezená životaschopnost buněk vzhledem k vysokým teplotám při tisku [66].



Obrázek 5.19: Princip laserového biotisku [57].

### Extrusivní biotisk – FDM

Technologie vycházející ze standardních FDM tiskáren, které k tisku využívají plastový filament. Vzhledem ke své jednoduchosti a dostupnosti se jedná o jednu z nejrozšířenějších technologií. Místo plastového filamentu zde hovoříme o jednorázové injekční stříkačce. Ta je naplněna bioinkoustem, který je vytlačován na podložku. Během tisku dochází k tvorbě jednotlivých vrstev, které jsou kladeny na sebe až do té doby, než je vytvořen požadovaný tvar. Samotné dávkování probíhá buď pneumaticky nebo mechanicky (realizace pomocí pístu či šneku). Narozdíl od prvních dvou technologií zde není prováděn tisk pomocí jednotlivých kapek, ale pomocí hydrogelových vláken [67]. Hlavní výhodou je tisk o vysoké hustotě buněk [66], použití materiálu s poměrně vysokou viskozitou a jednoduchost a cenová dostupnost tiskáren. Nevýhodou pak nižší rozlišení a ucpávání trysek [65].

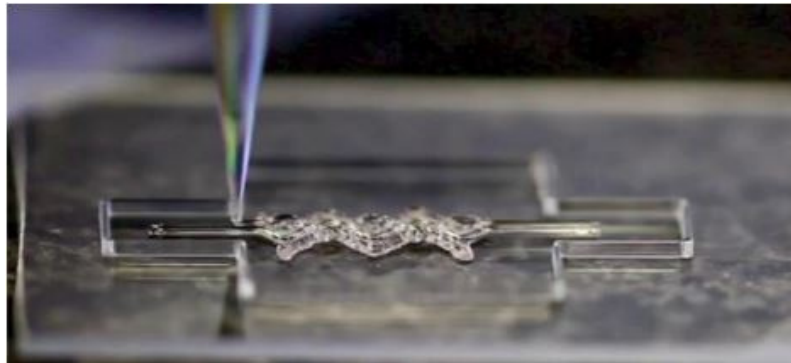


Obrázek 5.20: Princip extrusivního biotisku [57].



Po výběru technologie následuje samotný proces 3D biotisku. Po vytisknutí je možné výsledné tkáň využít k účelu, pro který byly vytvořené. Některé je možné ihned implantovat, jiné mohou například vyžadovat ještě zrání v bioreaktoru. Alternativně lze použít vytisknutou 3D tkáň pro aplikaci *In vitro* [57]. Což znamená, že je s tkání pracováno v umělých podmínkách – doslova „ve skle“ (zkumavce, laboratorním skle atd) [68].

Další možností využití 3D biotisku je výroba umělé kůže, kterou by bylo možné nanášet přímo na poškozené místo vlivem popálenin. Tuto tiskárnu, která kůži nejdříve naskenuje a poté vytvoří odpovídající novou kůži, vyvinul James Yoo (USA) [56].



Obrázek 5.21: Výroba živé tkáně [45].

Obecně se dá říct, že 3D biotisk je možný způsob, jak transplantaci tkání a orgánů udělat dostupnější. Nespornou výhodou je to, že se jedná o tkáň z vlastních buněk pacienta, čímž by se zabránilo odmítavé reakci imunitního systému na orgány od jiných dárců [45, 69].

---

# Kapitola 6

## CÍL PRÁCE

Jak bylo popsáno v předchozí kapitole, 3D tisk nabízí spoustu možností využití. Obzvláště v medicíně. Zatímco některé výzkumy jsou ještě v počátcích a ještě nějaký čas zabere, než budeme běžně nahrazovat popálenou kůži pomocí biotisku či tisknout orgány, využití 3D tisku v implantologii je již nyní velmi častý jev. Implantologie je důležitou součástí zdravotnictví a vzhledem k tomu, že roste trend aktivního životního stylu, dochází k implantaci i u lidí mladšího věku. Je tak důležité, aby implantáty, které budou vyrobeny poskytovaly co nejvýhodnější mechanické vlastnosti. Zkouší se tak stále nové materiály, které budou biokompatibilní a budou vykazovat i dostatečnou mechanickou odolnost. Dalším odvětvím, kde je možné obor implantologie neustále posouvat je optimalizace struktur, používaných k samotné výrobě.

Cílem této práce je analyzovat 3D tištěné porézní struktury se zřetelem na jejich budoucí využití v biomechanice. Jmenovité cíle práce je možné rozdělit na tyto části:

- Provedení rozboru základních periodicky se opakujících buněk vhodných pro aplikace v biotechnologiích a tvořené 3D tiskem.
- Detailní analýza chování gyroidní struktury.
- Nalezení závislosti modulu pružnosti na počtu elementárních buněk modelu tak, aby bylo možné zjednodušení výpočtu pomocí metody konečných prvků.
- Nalezení závislosti modulu pružnosti na porozitě modelu.
- Ověření izotropie, anizotropie či ortropie elementární buňky.

*Pozn.: všechny experimenty musí proběhnout s souladu s vhodnou normou, použitelnou pro budoucí kovový 3D tisk.*

---

## Kapitola 7

# MECHANICKÉ TESTOVÁNÍ DLE ČSN ISO 13314

Vzhledem k tomu, že pro mechanické testování trabekulárních a gyroidních struktur neexistuje žádná norma, byla k testování zvolena norma, která vystihuje nejlépe charakter zkoušených struktur. Mechanické testování funkčních vzorků tlakem tak probíhalo v souladu s mezinárodní normou ČSN ISO 13314 – Mechanické zkoušení kovů – Zkoušení tváritelnosti – Zkouška porézních a pěnových kovů tlakem [70].

Samotné testování slouží jako metoda pro vyhodnocení tlakových vlastností porézních a pěnových kovů, které se při deformaci chovají odlišně, než kovy kompaktní. Pro porézní a pěnové kovy tudíž není vhodné využití zkušebních metod pro obvyklé kovové materiály [70]. Norma ČSN ISO 13314 blíže specifikuje zkušební metodu pro určení vlastností v tlaku u porézních a pěnových kovů o porositě 50 % a více [70]. Cílem tlakových zkoušek je zjištění materiálových charakteristik, a to především globálního modulu pružnosti. Na základě výsledků pak dochází k optimalizaci konečněprvkových modelů.

### 7.1 Princip tlakové zkoušky

Zkouška je prováděna pomocí stroje pro zkoušku tlakem s konstantním posuvem příčnicku a musí odpovídat ISO 7500-1. Ze změny výšky zkušební vzorku a zatěžující síly  $F$  dojde k určení tlakového napětí  $\sigma$  a stlačení  $e$ . Stlačení se měří průtahoměrem či se zjistí výpočtem z posunu dvou rovnoběžných tlakových desek. Při umístění vzorku je nutné dbát na to, aby se osa zkušební vzorku shodovala s osou horní a dolní tlakové desky stroje. Pro určení charakteristických hodnot je po celou dobu trvání zkoušky zaznamenávána křivka zatěžující síly/posuvu. Minimální doporučená frekvence snímání dat je 30 Hz a to až do větší z hodnot: 5 % deformace, nebo smluvní mez v tlaku. Po dosažení této hodnoty je možné frekvenci snímání snížit na 10 Hz.

### 7.2 Zkušební vzorky

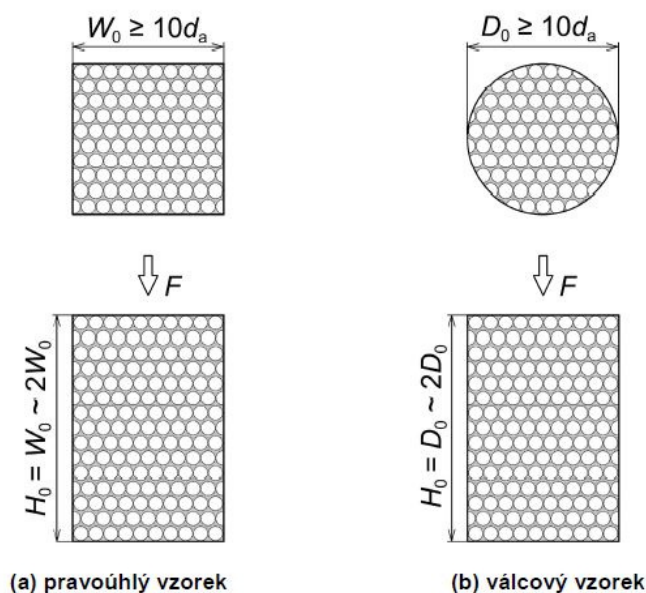
Vzorky je nutné ze struktury odebrat řezáním, frézováním, soustružením atd. tak, aby vlastnosti funkčního vzorku nebyly ovlivněny postupem řezání. Minimální počet zkoušených vzorků je stanoven na tři zkušební vzorky, kdy je však doporučeno použití alespoň pěti vzorků [70].

### Geometrie vzorků

Zkouška v tlaku musí probíhat za použití zkušebních vzorků válcového (doporučené) či pravouhlého průřezu. Prostorové rozměry vzorku, jako je délka hrany  $W_o$  a průměr  $D_o$  musí odpovídat hodnotě minimálně 10 násobku průměrné velikosti póru  $d_a$ , přičemž minimální rozměr je 10 mm. Poměr  $H_o/D_o$  (*délka vzorku ku průměru*) či  $W_o/D_o$  (*délka hrany ku průměru*) musí nabývat hodnoty mezi 1 až 2. Průměrnou velikost póru je nutné měřit v průřezu. Ve zkušebním protokolu je třeba uvést geometrii zkušebního vzorku, průměrnou velikost póru a druh poréznosti.

### Měření rozměrů vzorků

Měření počátečních rozměrů vzorku, jako je šířka, tloušťka, průměr, musí být řádově na 0,1 mm, ze získaných údajů se vypočítá plocha počátečního průřezu. Výška zkušebního vzorku musí být změřena s přesností  $\pm 0,1$  mm.



Obrázek 7.1: Schéma zkušebního vzorku [70].

## 7.3 Provedení tlakové zkoušky

### Zkušební stroj

Jak již bylo uvedeno, stroj použitý pro tlakové zkoušky musí umožnit provádění experimentu při konstantní rychlosti posuvu příčnicku. Samotný lisovací přípravek se skládá z páru leštěných rovnoběžných tlakových desek, kde střed horní a spodní desky se nachází v jedné přímce s osou rámu stroje. Desky musí být rovně zabroušené, zrcadlově vyleštěné s minimální tvrdostí 60 HRC [70].

### Zkušební teplota

Okolní teplota při zkoušce tlakem se musí pohybovat v rozmezí od 10 °C do 35 °C. Při nezbytném řízení teploty je nutné ji udržovat v rozmezí  $(23 \pm 5)C$  [70].

### Rychlost zkoušení

Zkoušky jsou prováděny za konstantní rychlosti posuvu příčnicku, kde rychlost posuvu se stanoví výpočtem tak, aby získaná počáteční rychlost stlačování byla  $10^{-3}s^{-1}$  a  $10^{-2}s^{-1}$ . Rychlost je nutné uvést v *protokolu o zkoušce* [70].

## 7.4 Vyhodnocení mechanického testování

Norma popisuje kromě postupu i metodiku vyhodnocení provedeného mechanického testování. Z tlakových zkoušek se získá pracovní diagram (závislost napětí/přetvoření), z kterých je možné získat potřebné materiálové charakteristiky. Pracovní diagramy jsou odvozeny z působící zatěžovací síly  $F$  a naměřeného stlačení vzorku  $\Delta h$ . Napětí se určí ze vzorce:

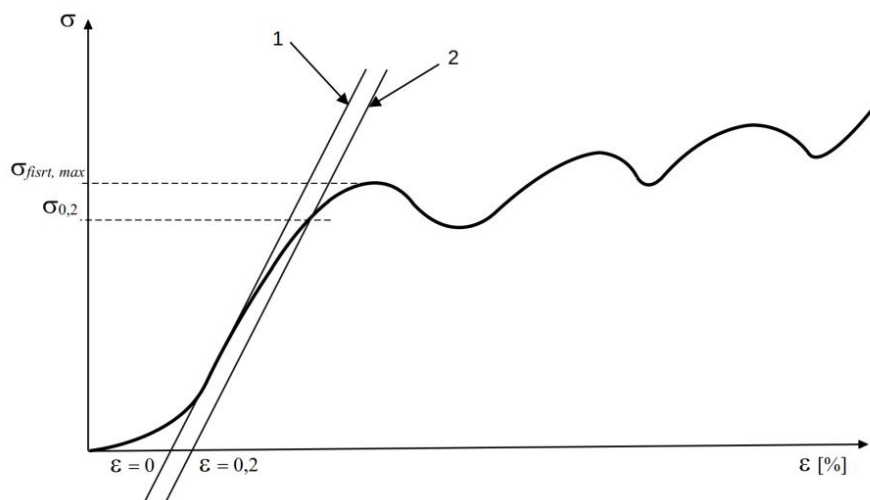
$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (7.1)$$

kde  $A$  odpovídá skutečné ploše průřezu funkčního vzorku, na který kolmo působí síla  $F$ . Plocha průřezu je určena měřením s relativní přesností  $\pm 0,01$  mm. Přetvoření vzorku je pak možné určit na základě vztahu:

$$\epsilon = \frac{\Delta h}{h} \quad (7.2)$$

kde  $\Delta h$  odpovídá hodnotě stlačení vzorku a  $h$  je výška vzorku před deformací, přičemž uvažujeme pouze trabekulární část vzorku, neboť předpoklad byl, že k deformaci bude docházet pouze v této části vzorku. Deformace homogenní části je tedy zanedbatelná.

Hlavní charakteristikou, kterou lze ze zatěžování určit, je globální modul pružnosti  $E$ . Dále lze určit doplňující informace jako je první maximum pevnosti v tlaku označené dle normy  $\sigma_{first,max}$  a smluvní napětí v tlaku  $\sigma_{0,2}$  (obrázek 7.2). Napětí  $\sigma_{first,max}$  je definováno jako první lokální maximum křivky pracovního diagramu. Smluvní napětí v tlaku  $\sigma_{0,2}$  pak odpovídá napětí v materiálu při plastickému přetvoření 0,2 %, k jehož definování se využije kvazistatický gradient. Ten lze využít i pro určení globálního modulu pružnosti. [70].



Obrázek 7.2: Křivka napětí-deformace sloužící ke stanovení charakteristických hodnot, se zobrazením 1 – kvazi-elastického gradientu, 2 – elastického gradientu [70].

Dle definice normy ISO 13314:2011 a grafického znázornění viz obrázek 7.2 je zřejmé, že kvazistatický gradient je dán sklonem tečny ke křivce pracovního diagramu bezprostředně za inflexním bodem. V tomto bodě dochází ke změně křivky z konvexní na konkávní. Tato změna je způsobena vlivem plastického přetvoření. Numericky lze inflexní bod určit dle vzorce 7.3 jako místo, kde začalo docházet k poklesu sklonu křivky pracovního diagramu:

$$\Delta E = \frac{\sigma_i}{\epsilon_i} = \frac{\sigma_{i-5}}{\epsilon_{i-5}} \quad (7.3)$$

kde  $\sigma_i$  odpovídá napětí v  $i$ -tém kroku měření,  $\epsilon_i$  přetvoření v kroku  $i$  měření.  $\sigma_{i-5}$  je pak napětí v kroku  $i - 5$  a  $\epsilon_{i-5}$  přetvoření v tomtéž kroku. Krok  $i - 5$  měření je zvolen tak, aby došlo k eliminaci chyb vlivem odchylek při měření zatěžovací síly a stlačení vzorku. Takto získaný kvazistatický gradient je možné považovat za globální modul pružnosti trabekulární struktury. Sklon křivky v této oblasti nejvíce vystihuje modul pružnosti trabekulární struktury [14]. Tato myšlenka je potvrzena ve studiích jiných autorů.

Dále norma udává možnosti výpočtu nulového bodu stlačení, kdy platí  $e = 0$ . Tento bod lze nalézt na průsečíku přímky, která definuje sklon kvazistatického gradientu s vodorovnou osou pracovního diagramu, zobrazující přetvoření. Nulový bod lze vyjádřit na základě vztahu:

$$x_0 = -\frac{b}{a} \quad (7.4)$$

kde  $a$  a  $b$  jsou konstanty v rovnici přímky a udávají kvazistatický gradient. Přičemž platí  $y = a \cdot x + b$ . K tomuto bodu je vztahováno plastické přetvoření 0,2 %. Graficky lze smluvní napětí v tlaku  $\sigma_{0,2}$  určit jako průsečík posunuté přímky kvazistatického gradientu o 0,2 % s křivkou pracovního diagramu. Přičemž rovnici této posunuté přímky lze vyjádřit jako:

$$c = (x_0 + 0,2) \cdot a \quad (7.5)$$

kde  $a$  je, stejně jako v případě rovnice 7.4, konstanta přímky vyjadřující kvazistatický gradient. Zároveň tato konstanta udává i globální modul pružnosti trabekulární struktury. Průsečík této přímky s křivkou odpovídající pracovnímu diagramu lze numericky získat jako krok měření, ve kterém platí:

$$|\sigma_i| = |a \cdot \epsilon_i + c| \quad (7.6)$$

kde  $\sigma_i$  vyjadřuje napětí v kroku  $i$  měření a zároveň odpovídá hodnotě smluvního napětí v tlaku  $\sigma_{0,2}$ .

Kromě výše uvedených materiálových charakteristik došlo ke stanovení skutečné pórovitosti vyrobených vzorků na základě vztahu:

$$n = \frac{V^p}{V} = 1 - \frac{m - V_{hom} \cdot \rho}{A \cdot h \cdot \rho} \quad (7.7)$$

kde  $V^p$  odpovídá objemu pórů v krychli opsané vzorku,  $V$  je pak celkový objem této krychle. Parametr  $V_{hom}$  značí objem homogenní části testovaného vzorku,  $m$  je hmotnost celého vzorku,  $\rho$  je objemová hmotnost materiálu funkčního vzorku. Parametry  $A$  a  $h$  reprezentují rozměry vzorku a to plochu a výšku trabekulární části. Pomocí výrazu 8.4 je možné stanovit celkovou pórovitost, kterou lze pak srovnat s navrženou pórovitostí.

---

# Kapitola 8

## EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V praktické části práce byla realizována statická zatěžovací zkouška v souladu s ČSN ISO 13314 – Mechanické zkoušení kovů – Zkoušení tvářitelnosti – Zkouška porézních kovů tlakem, která byla blíže popsána v předchozí kapitole. Celkem bylo provedeno na 96 vzorcích. Aby bylo možné výsledky porovnat, byly vždy od každého typu s předem danými vlastnostmi odzkoušeny celkem čtyři kusy funkčních vzorků. Samotný experiment lze rozdělit na tři samostatné části:

- První část se zabývala analýzou funkčních vzorků o stejné porositě, ale různém počtu elementárních buněk tvořících výsledný model. Jak již bylo řečeno, hlavním cílem bylo naleznout závislost počtu buněk a modulu pružnosti jednotlivých funkčních vzorků (kapitola 8.1).
- Druhá část spočívala v analýze vzorků o velikosti 4x4x4 elementární buňky, kdy se jednotlivé modely lišily svou porozitou (kapitola 8.2).
- V třetí části se na elementární buňce trabekulárního i stěnového gyroidu ověřovaly vlastnosti izotropie/anizotropie/ortotropie (kapitola 8.3).

U všech třech částí bylo provedeno mechanické testování a na základě naměřené síly a deformace byly vytvořeny pracovní diagramy, zobrazující právě závislost zatěžovací síly a deformace. Z naměřených hodnot byla určena maximální zatěžovací síla, včetně výpočtu průměrné zatěžovací síly  $F_{max}$  pro každou skupinu vzorků a směrodatné odchylky. Z grafu byl následně určen Youngův modul pružnosti  $E$  a výsledky byly pro lepší názornost a přehlednost zaznamenány do grafu. Dále se u všech vzorků vypočítala reálná porozita a porovnála s porozitou teoretickou. Zjistěvala se tak kvalita výsledného tisku.

### Technické parametry testovacího zařízení

Jak již bylo zmíněno, mechanické testování vzorků s gyroidní strukturou bylo prováděno v souladu s mezinárodní normou ISO 13314:2011 Mechanické zkoušení kovů – Zkoušení tvářitelnosti – Zkouška porézních a pěnových kovů tlakem, která, ačkoliv není přímo určena pro trabekulární struktury, nejlépe odpovídá způsobu chování těchto struktur při zatěžování.

Testování probíhalo v laboratoři na půdě Fakulty stavební ČVUT v Praze na stroji LiTeM VDC-A-6, který je na fakultu zapůjčen od firmy ProSpon, spol. s r.o. v rámci dlouhodobé spolupráce [43]. Jedná se o dvousloupový pneumatický zatěžovací stroj, který umožňuje aplikovat tlakové statické zatížení v rozsahu 50 – 7000 N a dynamické testování je umožněno do hodnoty 6000 N.

Zkušební stroj odpovídá ISO 7500-1 a umožňuje mechanický posuv příčnicku. Lisovací přípravek tvoří dvě zrcadlově leštěné desky, které jsou rovně zabroušené a jejich



tvrdost je minimálně 60 HRC. Samotný průběh testu a jeho řízení bylo vedeno pomocí SW RTC 9001 od dodavatele LiTeM.

Mechanické zkoušení probíhalo za pokojové teploty při maximální zatěžovací síle 7 kN kolmo na roznášecí plochy funkčního vzorku. Zatěžování probíhalo při konstantní rychlosti zatěžování rovné 0,04 mm/s až do porušení vzorku nebo do dosažení maximální zatěžovací síly (v případě některých stěnových struktur). Výkon přístroje se tak v některých případech ukázal jako limitující. Po mechanickém testování následovalo vyhodnocení naměřených dat a porovnání teoretické a reálné porozity.

### Naměřené síly, průměrná $F_{max}$ , směrodatná odchylka $\sigma$

Součástí experimentální části diplomové práce bylo vyhodnocení maximální síly u každého vzorku, následný výpočet průměrné maximální zatěžovací síly  $F_{max}$  u každé skupiny struktur a výpočet směrodatné odchylky  $\sigma$ . Průměrná maximální zatěžovací síla byla určena dle vzorce:

$$F_{max} = \frac{F_{max,n}}{n} \quad (8.1)$$

kde  $F_{max,n}$  jsou maximální zatěžovací síly jednotlivých vzorků a  $n$  je počet vzorků o stejných vlastnostech (velikost, porozita). Směrodatná odchylka  $\sigma$  byla vypočtena dle vzorce:

$$\sigma = \sqrt{Var(X)} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (8.2)$$

kde  $Var(X)$  značí rozptyl, který udává průměr druhých mocnin vzdáleností od průměru. Hodnota  $x_i$  ve výpočtu rozptylu označuje soubor hodnot a  $\bar{x}$  pak průměrnou hodnotu.

### Porozita

Pro porovnání teoretické a reálné porozity bylo nutné si nejprve oba typy porozity spočítat. V případě teoretické bylo nutné přepočítat hustotu, která se zadává jako volitelný parametr při modelování, na porozitu, neboť porozita je definována jako objem pórů/celkový objem, zatímco software MSLattice uvažuje hustotu, neboli objem materiálu/celkový objem. Na základě toho bylo možné provést výpočet teoretické porozity pomocí následujícího vztahu:

$$n = 1 - \frac{hustota}{100} \quad (8.3)$$

kde  $n$  je výsledná teoretická porozita, hustota je již zmiňovaný parametr vyjadřující objem materiálu ku celkovému objemu ze softwaru udávaný v procentech. Výsledná porozita nabývá hodnot od 0 do 1. K určení reálné porozity funkčních vzorků pak bylo nutné ještě před samotným testováním zaznamenat váhu jednotlivých vzorků. Při výpočtu se postupovalo pomocí následujícího vztahu:

$$n = 1 - \frac{m - V_{hom} \cdot \rho}{A \cdot h \cdot \rho} \quad (8.4)$$

kde  $m$  je hmotnost vytištěného vzorku,  $V_{hom}$  objem homogenní části testovaného vzorku,  $\rho$  je objemová hmotnost materiálu funkčního vzorku (v tomto případě hustota PA12). Rozměry vzorku zastupují parametry  $A$  a  $h$ . Kdy  $A$  je plocha a  $h$  výška trabekulární části.

## 8.1 Hodnocení závislosti počtu buněk ve vzorku a globálního modulu pružnosti

První experimentální studie byla iniciována požadavky pro stanovení globálního modulu pružnosti gyroidní struktury. Modul pružnosti celé struktury je následně možné využít při numerickém modelování a v budoucnu alespoň částečně nahradit finančně nákladné experimenty numerickou simulací. Ovšem při řešení problému vyvstala otázka, zda bude výsledný modul pružnosti stálý pro jakoukoliv velikost testovacího vzorku (z pohledu obsahu základních buněk).

### 8.1.1 Tvorba funkčních vzorků

Příprava geometrických modelů proběhla v prostředí MSLattice [32] a Netfabb [35]. Přestože Netfabb nabízí obsáhlou knihovnu předem definovaných jednoduchých geometrických či matematických tvarů, včetně gyroidní struktury, tak v této diplomové práci však bylo využito předem vytvořených elementárních buněk v programu MSLattice.

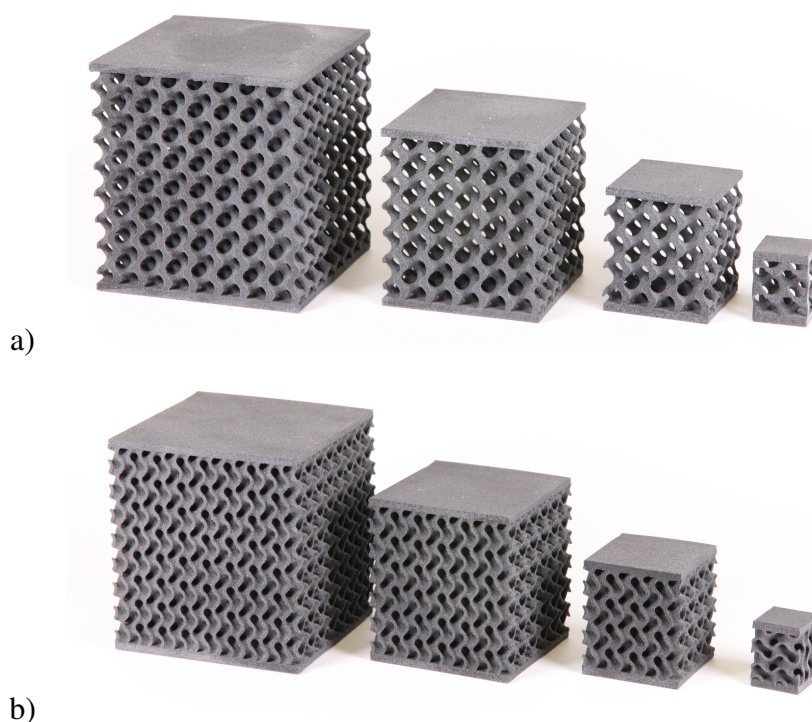
Využitím rovnice základního gyroidu 3.2 byla vygenerována základní buňka pro gyroid trabekulární a jedna buňka pro gyroid stěnového charakteru. Pro vzájemné srovnání obou variant byla pro obě buňky zvolena jedna porozita, a to  $n = 0,75$  s periodou  $2\pi$  a celkovou velikostí  $6,28 \times 6,28 \times 6,28$  mm. Následně pomocí kopie a translace ve všech třech směrech pak byl vytvořen funkční vzorek, který obsahoval předem daném množství základových buněk. Byla tak vytvořena tělesa ve tvaru krychle o počtu  $8^3$ ,  $6^3$ ,  $4^3$  a  $2^3$  elementárních buněk (tabulka 8.1). Základní porozita a velikosti zkušebních těles byly voleny s ohledem na limitující maximální zatěžovací sílu zkušebního stroje. Po vytvoření požadované velikosti tělesa byly každému z nich přiřazeny roznášecí podstavy přímo navazující na porézní část o tloušťce 1,5 mm.

Připravené geometrické modely byly importovány do softwaru 3D SLS tiskárny Sinterit Lisa Pro, kde byly vzorky uspořádány pro maximálně efektivní tisk. Vzorky byly tištěny ve dvou dávkách vždy z nového (dosud nerecyklovaného) prachu. První dávka obsahovala pouze vzorky s trabekulárním gyroidem a druhá dávka stěnové gyroidy. Celkový čas na samotný tisk každé dávky byl 72 a 74 hodin s využitím materiálu PA12 [43].

Vytištěné vzorky bylo nutné následně zbarvit okolního tiskového materiálu (prachu). Toto opracování bylo provedeno manuálně v tlakové pískovačce s křemičitým abrazivem. Finální podoba testovacích těles je patrná na obrázku 8.1

Tabulka 8.1: Tělesa o porozitě  $n = 0,75$  určena pro první část mechanického testování lišící se počtem elementárních buněk ve výsledném tělese.

Typ struktury	Počet buněk	Velikost testovacího tělesa [mm]	Počet vzorků [ks]
Trabekulární Gyroid	$8^3$	$50,24 \times 50,24 \times 53,24$	4
	$6^3$	$37,68 \times 37,68 \times 40,68$	4
	$4^3$	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	$2^3$	$12,56 \times 12,56 \times 15,56$	4
Stěnový Gyroid	$8^3$	$50,24 \times 50,24 \times 53,24$	4
	$6^3$	$37,68 \times 37,68 \times 40,68$	4
	$4^3$	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	$2^3$	$12,56 \times 12,56 \times 15,56$	4
<b>Celkem</b>			<b>32 vzorků</b>



Obrázek 8.1: Výsledná testovací tělesa obsahující  $8^3$ ,  $6^3$ ,  $4^3$  a  $2^3$  elementárních buněk a) trabekulární gyroidní struktura, b) stěnová gyroidní struktura.

### 8.1.2 Výsledky závislosti počtu buněk na globální modul pružnosti

Mechanické testování proběhlo prostřednictvím zatížení s řízeným posunem o rychlosti 0,04 mm/s. Výsledné sledované hodnoty jsou síla  $F_{max}$ , při které došlo k porušení – bohužel vlivem velké únosnosti vzorků s počtem buněk  $8^3$  u trabekulární struktury (jeden vzorek) a  $6^3$  a  $8^3$  u stěnové struktury nedošlo k destrukci vzorku a mezní síla tak nebyla stanovena. Grafy průběhu deformace v závislosti na zatížení jsou zobrazeny na obrázcích 8.2 pro trabekulární a stěnové vzorky.

Druhá sledovaná veličina – globální modul pružnosti  $E$  je charakteristická materiálová konstanta pro strukturu s daným počtem základních buněk. Její určení proběhlo v souladu s normou ČSN ISO 13314 – Mechanické zkoušení kovů – Zkoušení tvárivosti – Zkouška porézních a pěnových kovů tlakem [70]. Tato hodnota se počítá z lineární zatěžovací větve pracovního diagramu, proto mohla být hodnota určena bez ohledu na dosažení mezní síly, při které dochází k destrukci vzorku.

Tabulka 8.2: Maximální zatěžovací síla  $F_{max}$  a globální modul pružnosti  $E$  testovaných struktur ve fázi analýzy vlivu počtu buněk ve struktuře.

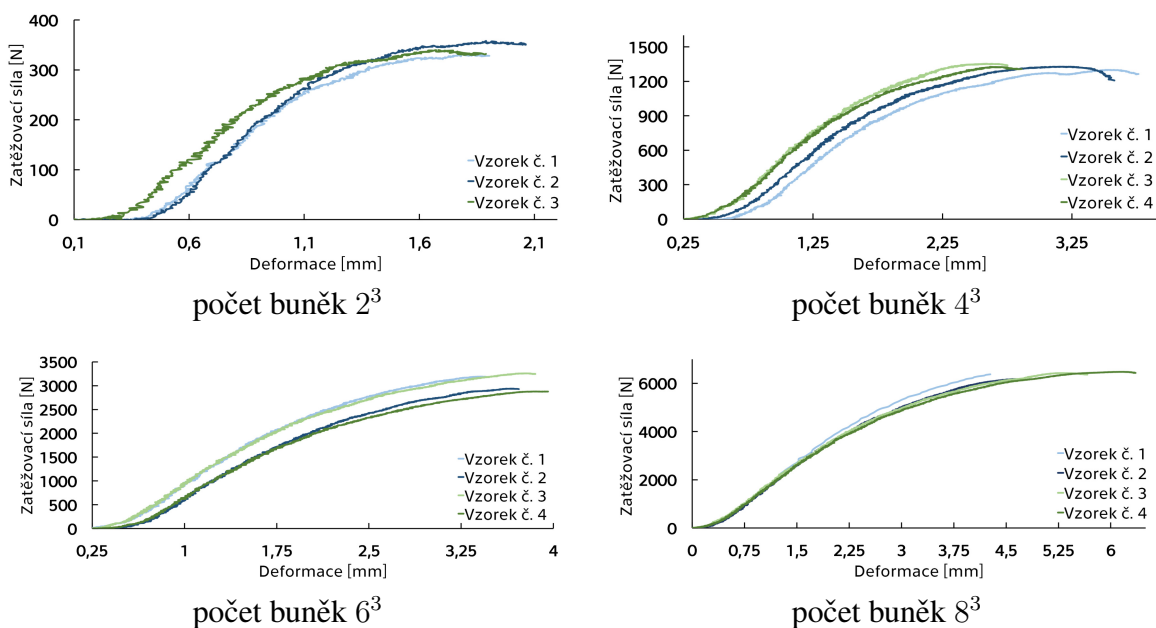
Typ struktury	Počet buněk	Mezní síla $F_{max}$ [N]	Globální modul pružnosti $E$ [MPa]
Trabekulární Gyroid	$8^3$	$6364 \pm 111$	$2119 \pm 25$
	$6^3$	$3066 \pm 160$	$1545 \pm 33$
	$4^3$	$1327 \pm 19$	$879 \pm 35$
	$2^3$	$343 \pm 11$	$391 \pm 10$
Stěnový Gyroid	$8^3$	$7341 \pm 17$	$4211 \pm 53$
	$6^3$	$7190 \pm 148$	$3312 \pm 14$
	$4^3$	$3133 \pm 87$	$2091 \pm 39$
	$2^3$	$776 \pm 23$	$1004 \pm 34$

V tabulce 8.2 jsou uvedeny výsledné průměrné hodnoty doplněné o směrodatnou odchylku. Proměnné hodnoty modulu pružnosti ukazují na silnou závislost  $E$  na počtu buněk (minimálně u takto nízkého počtu základních buněk), a není tak možné stanovit výslednou hodnotu reprezentující strukturu jako celek.

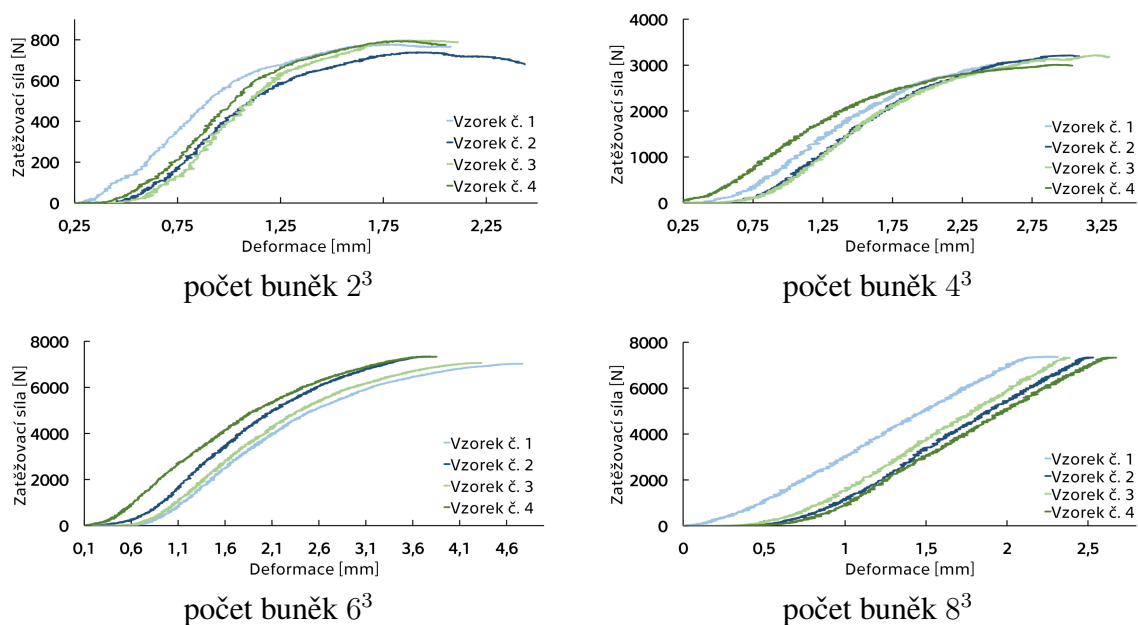
Tabulka 8.3: Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovaných vzorků.

Typ struktury	Počet buněk	Hmotnost [g]	Porozita $n^V$ [-]	Porozita $n^m$ [-]
Trabekulární Gyroid	$8^3$	$43,12 \pm 1,28$	0,75	$0,73 \pm 0,010$
	$6^3$	$17,17 \pm 0,57$	0,75	$0,77 \pm 0,010$
	$4^3$	$5,76 \pm 0,15$	0,75	$0,77 \pm 0,009$
	$2^3$	$1,02 \pm 0,00$	0,75	$0,74 \pm 0,002$
Stěnový Gyroid	$8^3$	$68,64 \pm 2,02$	0,75	$0,53 \pm 0,016$
	$6^3$	$24,00 \pm 0,75$	0,75	$0,64 \pm 0,014$
	$4^3$	$7,25 \pm 0,20$	0,75	$0,68 \pm 0,012$
	$2^3$	$1,13 \pm 0,01$	0,75	$0,69 \pm 0,003$

## Trabekulární gyroidní struktura



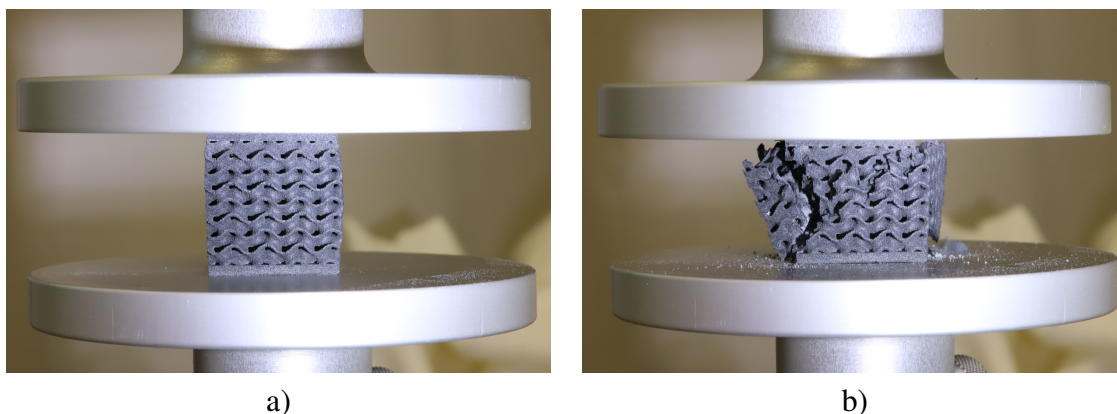
## Stěnová gyroidní struktura



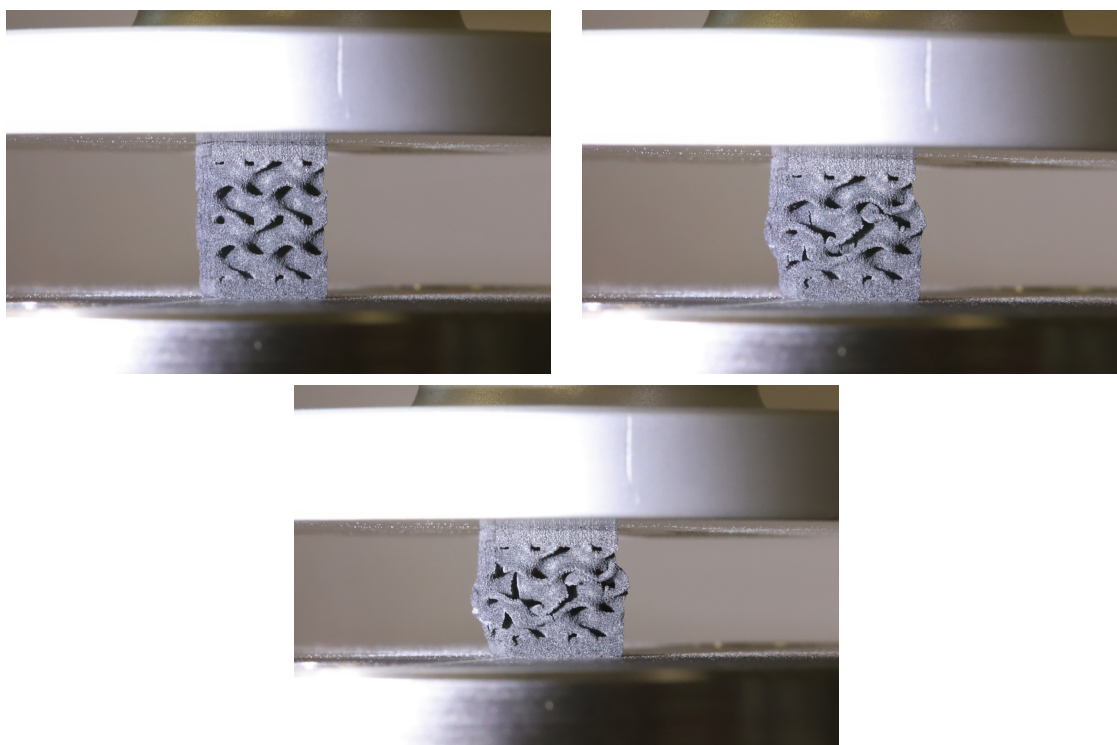
Obrázek 8.2: Pracovní diagramy popisující závislost zatěžovací síly v N a deformace v mm u vzorků s trabekulární a stěnovou gyroidní strukturou ve fázi analýzy vlivu počtu buněk ve struktuře.

Součástí hodnocení vyrobených vzorků bylo rovněž porovnání teoretické porozity vypočtené na základě objemového zastoupení materiálu v testovacím tělese určené v prostředí Netfabb a porozity počítané u reálného tělesa. U vytištěného tělesa byla porozita určena pomocí hmotnosti testovacích těles a objemové hmotnosti použitého materiálu.

Tyto hodnoty jsou uvedeny v tabulce 8.3 a ukazují, že u vzorků s menším počtem buněk je rozdíl výrazně menší, než u vzorků s vyšším počtem buněk. Tuto skutečnost si lze vysvětlit problematickým odstraněním volného prachu z vnitřních prostor vzorku. Otázka problematického odstranění prachu je přímo úměrná počtu buněk v testovacím tělese a nepřímo úměrná porozitě.



Obrázek 8.3: Vzorek stěnového gyroidu o velikosti  $4^3$  buněk umístěný v lisu  
a) před mechanickým testováním, b) po mechanickém testování.



Obrázek 8.4: Ukázka chování vzorku v průběhu mechanického testování u vzorku o velikosti  $2^3$  buněk.

## 8.2 Vliv porozity struktury na globální modul pružnosti

V druhé části experimentálního testování došlo ke stanovení globálního modulu pružnosti u vzorků lišící hodnotou porozity. Pro účely porovnání byly vytvořeny funkční vzorky o celkem pěti různých porozitách.

### 8.2.1 Tvorba funkčních vzorků

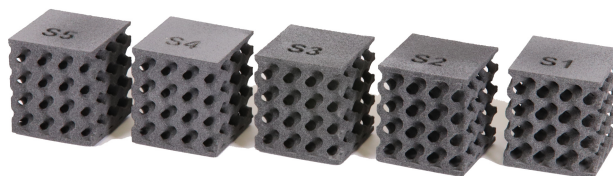
Příprava geometrických modelů proběhla shodně, jako u vzorků z první části experimentu. Pomocí softwaru MSLattice [32] byla vygenerována elementární buňka, přičemž se opět jednalo jak o stěnový, tak trabekulární typ gyroidní struktury. Aby bylo možné následné srovnání, byla pro oba typy struktur zvolena shodná velikost základové buňky a to:  $6,28 \times 6,28 \times 6,28$  mm s periodou  $2\pi$ . Vzhledem k tomu, že software MSLattice nabízí změnu parametru hustoty, byly vymodelovány vzorky o hustotě 25 %, 32 %, 39 %, 46 %, 53 %, což po přepočtu pomocí vzorce 8.3 odpovídá porozitě 0,75, 0,68, 0,61, 0,54 a 0,47. Výsledný funkční vzorek byl vytvořen opět pomocí kopie a translace elementární buňky ve všech třech základních směrech. Pro možné vzájemné srovnání struktur byla vytvořena tělesa o shodném počtu buněk pro všechny hodnoty teoretické porozity. Výsledný funkční vzorek tak tvořila krychle o velikost  $4^3$  elementárních buněk (tabulka 8.4). Na závěr byla vzorkům přiřazena homogenní roznášecí podstava o tloušťce 1,5 mm, která přímo navazovala na porézní část zkušební tělesa.

Tabulka 8.4: Tělesa o velikosti  $4^3$  elementárních buněk určena pro druhou část mechanického testování lišící se hodnotou porozity.

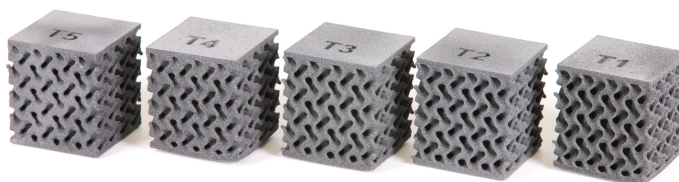
Typ struktury	Teoretická porozita	Velikost testovacího tělesa [mm]	Počet vzorků [ks]
Trabekulární Gyroid	0,75	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,68	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,61	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,54	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,47	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
Stěnový Gyroid	0,75	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,68	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,61	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,54	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
	0,47	$25,12 \times 25,12 \times 28,12$	4
<b>Celkem</b>			<b>40 vzorků</b>

Připravené geometrické modely byly importovány do softwaru 3D SLS tiskárny Sinterit Lisa Pro. Uspořádány byly opět tak, aby byl tisk co nejefektivnější. Vzorky byly tištěny společně s funkčními vzorky určenými pro třetí část experimentu a to z nového prachu, shodně jako vzorky pro první část. Samotný tisk z materiálu PA12 [43] trval 124 hodin.

Vytištěné vzorky bylo nutné následně zbavit okolního tiskového materiálu. Toto opracování bylo provedeno manuálně v tlakové pískovačce s křemičitým abrazivem. Na obrázku 8.5 lze vidět již finální tělesa připravená k mechanickému testování.



a)



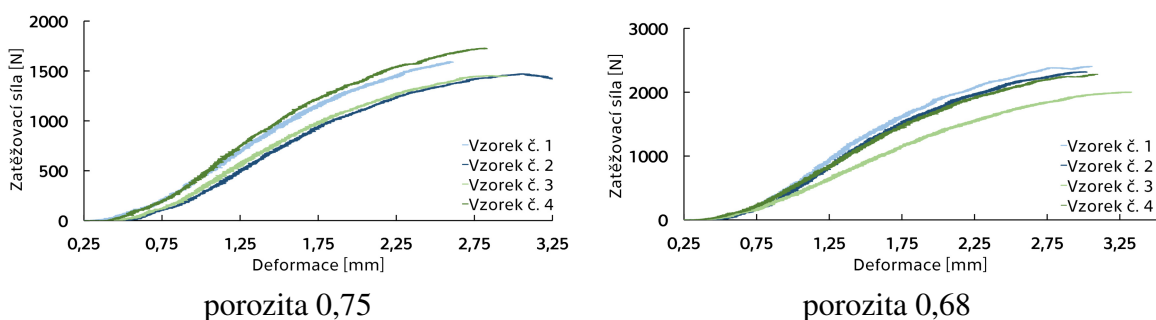
b)

Obrázek 8.5: Výsledná testovací tělesa s porozitou 0,75, 0,68, 0,61, 0,54 a 0,47  
a) trabekulární gyroidní struktura, b) stěnová gyroidní struktura.

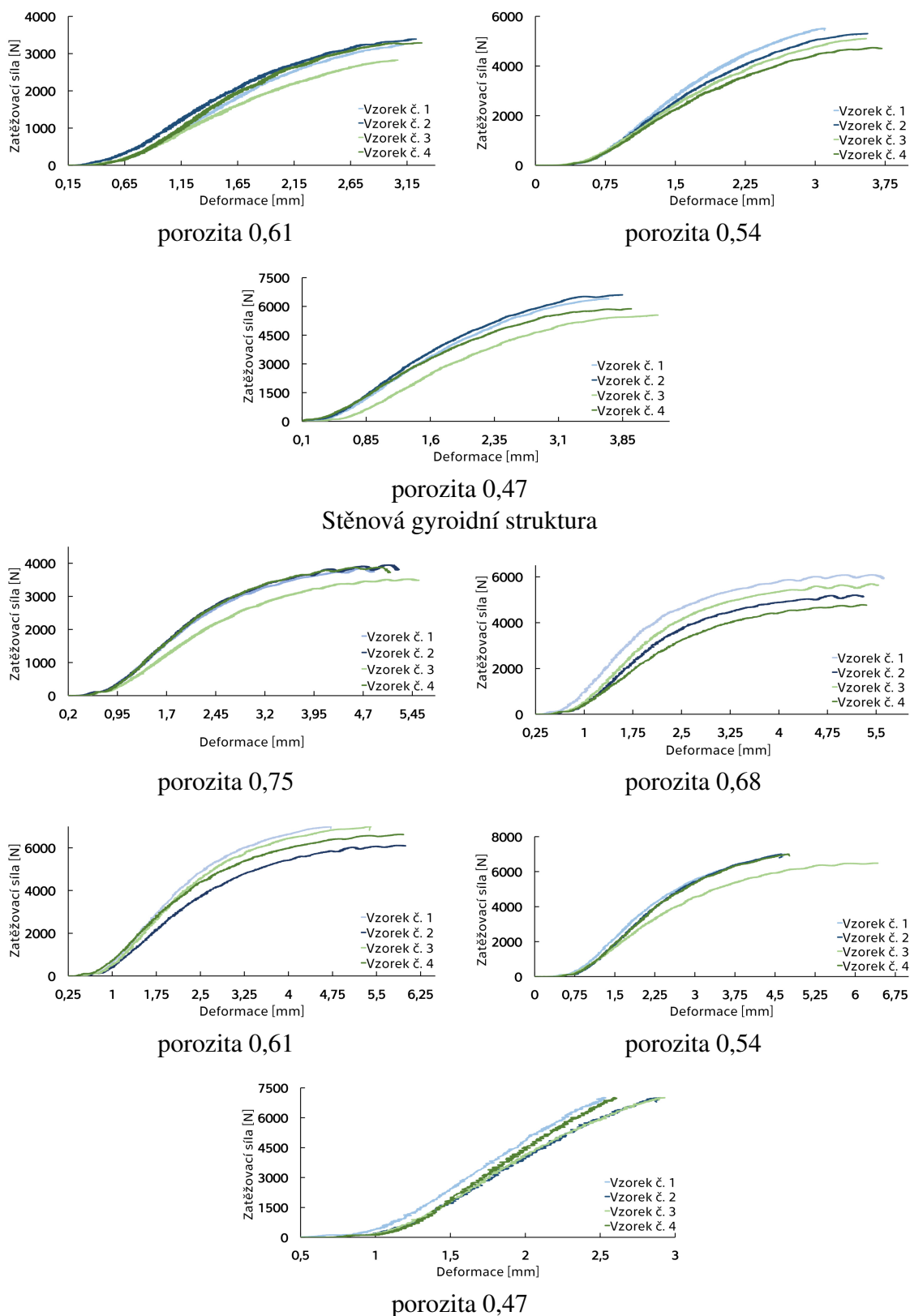
## 8.2.2 Výsledky závislosti porozity na globální modul pružnosti

Funkční vzorky byly otestovány opět za konstantní rychlosti deformace 0,04 mm/s. Výslednou zkoumanou veličinou je maximální zatěžovací síla  $F_{max}$ , tedy síla při které došlo k porušení vzorku. Pro každý vzorek byl z naměřených veličin vytvořen pracovní diagram (závislost síla/deformace) viz obrázek 8.6. Dále byl, shodně jako v první části, určen globální modul pružnosti  $E$  a to z lineární zatěžovací větve daného pracovního diagramu. Určení proběhlo v souladu s normou ČSN ISO 13314 [70].

### Trabekulární gyroidní struktura







Obrázek 8.6: Pracovní diagramy popisující závislost zatěžovací síly v N a deformace v mm u vzorků s trabekulární a stěnovou gyroidní strukturou ve fázi analýzy vlivu porozity struktury.

Tabulka 8.5: Maximální zatěžovací síla  $F_{max}$  a globální modul pružnosti  $E$  testovaných struktur ve fázi analýzy vlivu porozity struktury.

Typ struktury	Teoretická porozita	Mezní síla $F_{max}$ [N]	Globální modul pružnosti $E$ [MPa]
Trabekulární Gyroid	0,75	1562 ± 110	937 ± 43
	0,68	2252 ± 150	1320 ± 74
	0,61	3186 ± 215	1692 ± 29
	0,54	5165 ± 286	2390 ± 79
	0,47	6109 ± 417	2766 ± 136
Stěnový Gyroid	0,75	3799 ± 164	1580 ± 11
	0,68	5440 ± 495	2349 ± 101
	0,61	6685 ± 363	2588 ± 115
	0,54	6870 ± 224	2721 ± 44
	0,47	7004 ± 2	4370 ± 68

V tabulce 8.5 lze vidět průměrné hodnoty obou zkoumaných veličin, tedy maximální zatěžovací síly  $F_{max}$  a globálního modulu pružnosti  $E$ . Hodnoty jsou uvedeny včetně směrodatné odchylky. Z naměřených a vypočtených hodnot lze vidět, že modul pružnosti  $E$  je závislý na hodnotě porozity zkoumané struktury.

Tabulka 8.6: Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovacích vzorků ve fázi analýzy vlivu porozity struktury.

Typ struktury	Hustota [%]	Hmotnost [g]	Porozita $n^V$ [-]	Porozita $n^m$ [-]
Trabekulární Gyroid	25	6,03 ± 0,24	0,75	0,75
	32	6,73 ± 0,19	0,68	0,71
	39	7,70 ± 0,17	0,61	0,65
	46	9,42 ± 0,45	0,54	0,54
	53	9,86 ± 0,14	0,47	0,51
Stěnový Gyroid	25	6,99 ± 0,27	0,75	0,69
	32	9,13 ± 0,47	0,68	0,56
	39	9,58 ± 0,47	0,61	0,53
	46	9,90 ± 0,40	0,54	0,51
	53	12,08 ± 0,38	0,47	0,38

## 8.3 Ověření izotropního/anizotropního chování základních buněk

Poslední část experimentálního testování byla určena pro ověření izotropního či anizotropního chování základní buňky. Byly ověřeny vlastnosti jedné elementární buňky, kdy se jednotlivé funkční modely lišily pouze rovinou, do které byly umístěny roznášecí podstavy.

### 8.3.1 Tvorba funkčních vzorků

Příprava geometrických modelů proběhla shodně jako v předchozích případech v prostředí MSLattice [32] a Netfabb [35]. Pomocí rovnice pro single gyroid 3.2 byla vygenerována základní buňka pro oba typy struktur, tedy trabekulární i stěnová. Aby bylo možné ověřit izotropní/anizotropní chování, byly vytvořeny vzorky o shodné porozitě  $n = 0,61$  s periodou  $2\pi$  o velikosti buňky  $12,56 \times 12,56 \times 12,56$  mm. Vzhledem k tomu, že v této části experimentálního testování byl finální funkční vzorek tvořen pouze jedno elementární buňkou, v programu Netfabb [35] došlo pouze k přiřazení roznášecích podstav o tloušťce 1 mm. Roznášecí podstavy byly umístěny postupně do všech třech základních rovin – xy, xz a yz. Výsledná funkční tělesa doplněna o homogenní část tak byla ve tvaru kvádrů o rozměrech uvedených v tabulce 8.7.

Tabulka 8.7: Tělesa o porozitě  $n = 0,61$  určena pro třetí část mechanického testování.

Typ struktury	Rovina roznášecí	Velikost testovacího tělesa podstavy	Počet vzorků [ks]
Trabekulární Gyroid	xy	$12,56 \times 12,56 \times 14,56$	4
	yz	$14,56 \times 12,56 \times 12,56$	4
	xz	$12,56 \times 14,56 \times 12,56$	4
Stěnový Gyroid	xy	$12,56 \times 12,56 \times 14,56$	4
	yz	$14,56 \times 12,56 \times 12,56$	4
	xz	$12,56 \times 14,56 \times 12,56$	4
<b>Celkem</b>			<b>24 vzorků</b>

Jak bylo řečeno v předchozí druhé části, modely byly vytisknuté společně se vzorky s rozdílnou hodnotou porozity, přičemž tisk trval celkem 124 hodin. Vytištěné vzorky byly opět zbavené okolního tiskového materiálu pomocí tlakové pískovačky s křemičitým abrazivem. Finální funkční vzorky připravené k mechanickému testování lze vidět na obrázku 8.7.

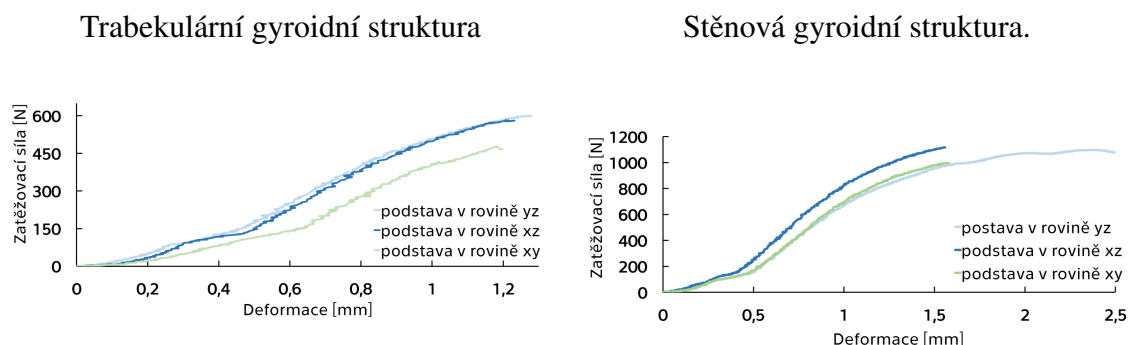


Obrázek 8.7: Výsledná testovací tělesa s roznášecími podstavami v rozdílných rovinách.  
a) trabekulární gyroidní struktura, b) stěnová gyroidní struktura

### 8.3.2 Výsledky závislosti počtu buněk na globální modul pružnosti

Samotné testování proběhlo pomocí řízené deformace za konstantní rychlosti posuvu příčnicku 0,04 mm/s. Sledovanou hodnotou byla maximální zatěžovací síla  $F_{max}$ , tedy síla, při které došlo k porušení vzorku.

Pro účely posouzení izotropie/anizotropie byly vytvořeny průměrné pracovní diagramy – závislost zatěžovací síly a deformace, a to vždy pro vzorky s podstavou ve stejné rovině. Na obrázcích 8.8 tak lze vidět průměrné hodnoty deformace v závislosti na zatížení pro vzorky s rovinou podstavu xy, xz a yz u stěnového i trabekulárního typu struktury.



Obrázek 8.8: Průměrné pracovní diagramy popisující závislost zatěžovací síly v N a deformace v mm u vzorků s trabekulární a stěnovou gyroidní strukturou určených pro ověření izotropního/anizotropního chování základních buněk.

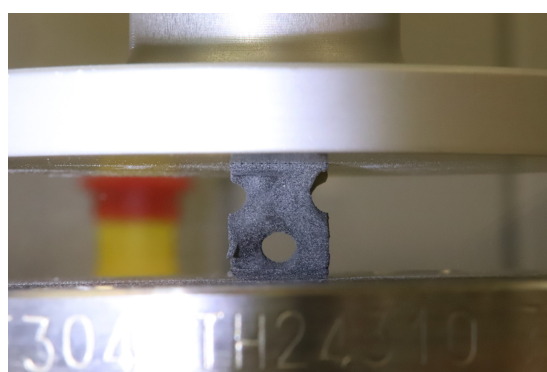
Naměřené hodnoty lze vidět v tabulce 8.8. Jedná se opět o hodnoty maximální zatěžovací síly  $F_{max}$ , na základě kterých byly vytvořeny pracovní diagramy a hodnoty modulu pružnosti  $E$ . Obě veličiny jsou doplněné o směrodatné odchylky.

Tabulka 8.8: Maximální zatěžovací síla  $F_{max}$  a globální modul pružnosti  $E$  testovaných struktur ve fázi ověření izotropie/anizotropie.

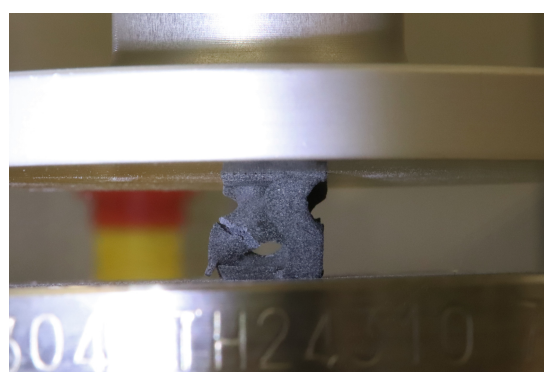
Typ struktury	Rovina podstavy	Mezní síla $F_{max}$ [N]	Globální modul pružnosti $E$ [MPa]
Trabekulární Gyroid	xy	$626 \pm 22$	$729 \pm 14$
	xz	$623 \pm 59$	$731 \pm 10$
	yz	$515 \pm 45$	$656 \pm 13$
Stěnový Gyroid	xy	$1105 \pm 69$	$989 \pm 11$
	xz	$1142 \pm 40$	$1130 \pm 13$
	yz	$1026 \pm 50$	$1048 \pm 14$

Tabulka 8.9: Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovacích vzorků ve fázi ověření izotropie/anizotropie.

Typ struktury	Rovina podstavy	Hmotnost [g]	Porozita $n^V$ [-]	Porozita $n^m$ [-]
Trabekulární Gyroid	xy	$1,00 \pm 0,01$	0,61	$0,70 \pm 0,004$
	xz	$1,06 \pm 0,02$	0,61	$0,69 \pm 0,013$
	yz	$0,99 \pm 0,02$	0,61	$0,71 \pm 0,012$
Stěnový Gyroid	xy	$0,95 \pm 0,01$	0,61	$0,67 \pm 0,005$
	xz	$0,95 \pm 0,02$	0,61	$0,64 \pm 0,009$
	yz	$0,91 \pm 0,02$	0,61	$0,67 \pm 0,012$



a)



b)

Obrázek 8.9: Vzorek trabekulárního gyroidu o velikosti jedné základní buňky umístěný v lisu a) před mechanickým testováním , b) po vzniku trhliny.

---

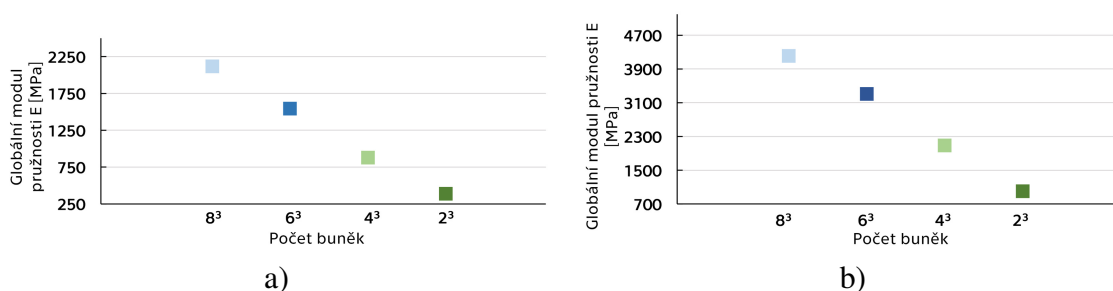
# Kapitola 9

## ZÁVĚR

Předchozí kapitola, která byla věnována experimentálnímu ověření, souhrnně popsala dosažené výsledky. Ty je možné kvantifikovat do závěrů uvedených v této kapitole. Všechny uváděné závěry se pak vztahují k 3D tištěným tělesům z materiálu PA12 vzniklých laserovým sinterováním v přístroji Sinterit Lisa Pro.

### Závislost počtu buněk a globálního modulu pružnosti

Provedená studie prokázala, že globální modul pružnosti  $E$  je závislý na počtu základních buněk obsažených ve zkušebním tělese. Hodnoty  $E$  u testovaných těles vykazují lineární trend nárůstu modulu pružnosti, tak jak je patrné na obrázku 9.1. Tuto skutečnost je nutné brát v úvahu při následujících numerických simulacích využívajících metod homogenizace (nejsou součástí této práce), kde je pro přesné stanovení efektivních vlastností nutné vycházet z ustálených hodnot  $E$ .



Obrázek 9.1: Porovnání závislosti globálního modulu pružnosti  $E$  na počtu buněk v testovacím tělese. a) závislost u těles tvořených trabekulárním gyroidem, b) závislost u těles tvořených stěnovým gyroidem.

Z dosažených výsledků je zřejmé, že nelze hodnotu  $8^3$  buněk považovat za zlomovou, ačkoliv nárůst sledované veličiny mezi tělesy o  $6^3$  a  $8^3$  buněk již vykazuje mírné zploštění trendu. Nebylo tak bohužel možné stanovit minimální počet základních buněk, u kterého dojde k ustálení změny modulu pružnosti.

Tento experiment byl realizován s vizí najít minimální počet buněk v testovacím tělese, při kterém již nebude počet buněk mít vliv na vývoj globálního elastického modulu pružnosti. Tuto hladinu se nepodařilo najít a pro další experimenty bude nezbytné zajistit:

- Tělesa o větším počtu buněk než je  $8^3$ . Tento požadavek je však v rozporu s aktuálními možnostmi 3D tisku v laboratoři biomechaniky na Fakultě stavební [43]. Technologicky je sice možné vytisknout těleso až do velikosti cca  $13 \times 13 \times 13$  cm,

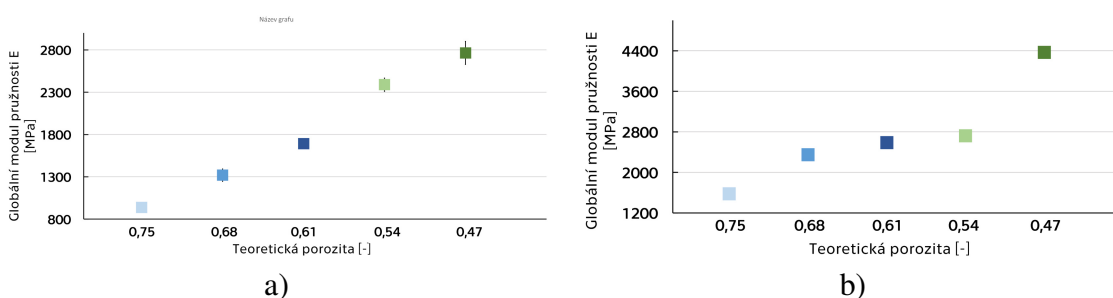
ovšem při takovýchto rozměrech již dochází k nežádoucím deformacím geometrie těles.

- Z důvodu vysoké únosnosti testovaných těles v porovnání s maximální silou stroje LiTeM již v tomto experimentu nebylo u vybraných variant dosaženo mezní síly  $F_{max}$ . Testování větších těles bude tedy nutné realizovat například na strojích MTS 30 či MTS 50, které jsou rovněž dostupné na Fakultě stavební.

I přes nenalezení limitního počtu prvků je z grafů na obrázku 9.1 patrný významný rozdíl v tuhostech celé struktury u variant gyroidu trabekulárního vs. gyroidu stěnového. Přibližně dvojnásobné hodnoty modulu pružnosti  $E$  u stěnového gyroidu ukazují výrazně vyšší efektivitu stěnového uspořádání při stejné porozitě. Z toho plyne, že stěnová geometrie je tak vhodnější pro aplikace v nitrokostních částech implantátů.

### Vliv porozity na globální modul pružnosti

Druhá fáze experimentů sledovala vývoj závislosti globálního elastického modulu pružnosti  $E$  na porozitě struktury, tak aby v budoucnu bylo možné navrhovat např. dřívky implantátů s požadovanou porozitou bez nutnosti individuálního testování.

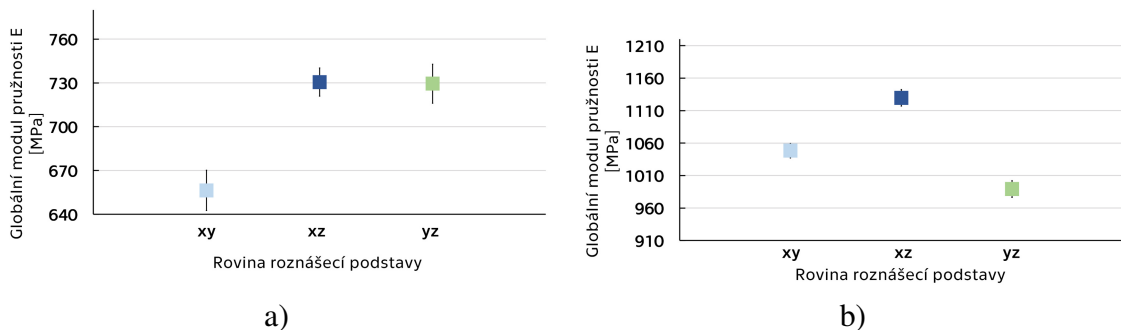


Obrázek 9.2: Porovnání závislosti porozity a globálních modulů pružnosti  $E$  - trabekulární gyroid.

U stěnové i trabekulární varianty gyroidu byl prokázán (očekávaný) rostoucí trend globálního modulu pružnosti  $E$ . Na obrázku 9.2 část a) je závislost trabekulární gyroidní struktury, která se projevuje přiměřeně lineárně. U hodnoty porozity  $n = 0,54$  je patrný mírně zvýšený nárůst modulu pružnosti, který čistě z pohledu teorie pružnosti a pevnosti materiálů není opodstatněný. Vysvětlení je možné hledat u nedokonalosti plastového SLS 3D tisku. V případě stěnové struktury se očekávaný lineární průběh modulu pružnosti neprojevil u vzorků s porozitou  $n = 0,61$  a  $n = 0,54$ , což lze přikládat opět nedokonalostem 3D tisku, během kterého dochází k teplotním změnám, způsobující mírné deformace ovlivňující výsledné hodnoty. V dalším kroku bude, v případě dostupných finančních prostředků, provedena podobná analýza, avšak na kovových vzorcích vytvořených z materiálu Ti6Al4V. Přesnost takového tisku je na výrazně vyšší úrovni a poskytne tak přesnější výsledky.

### Izotropní/anizotropní chování základních buněk

Třetí část experimentální analýzy byla věnována chování jedné elementární buňky. Cílem bylo ověření izotropních vlastností gyroidní struktury. U trabekulární struktury se projevilo lehce anizotropní chování, které se dalo předpokládat, vzhledem ke stavbě trabekulární struktury. Jak lze vidět na obrázku 8.7 a) již vytištěných modelů v kapitole 8, struktura s podstavou v rovině xy je lehce natočená, což se projevilo nižším modulem pružnosti, než vykazují druhé dva modely s podstavami v rovinách xz a yz. Tyto buňky se chovají stejně. U stěnového typu struktury se nepotvrdilo očekávané izotropní chování. Tento fakt je způsoben opět nekvalitou plastového SLS tisku a to především teplotními změnami, ke kterým během tisku dochází a vlivem kterých vznikají mírné deformace výsledných zkušebních těles. Ovlivnění výsledků je patrnější právě u menších vzorků.



Obrázek 9.3: Porovnání globálního modulu pružnosti u vzorků pro ověření izotropního/anizotropního chování elementární buňky. a) tělesa tvořená trabekulárním gyroidem, b) tělesa tvořená stěnovým gyroidem.

### Vliv tisku a postprocesingu na výslednou porozitu

Jako velmi zajímavý ukazatel kvality tisku a zejména následného postprocesingu lze hodnotit teoretickou vs. reálnou porozitu. Porovnání bylo vytvořeno mezi hodnotami teoretické porozity určené z geometrie tělesa určené pro tisk (většinou definované jako vstupní parametr při tvorbě struktury) a reálné porozity stanovené na základě hmotnosti reálných těles a přepočtené dle vzorce 8.4 definovaného v úvodu kapitoly Experimentální část 8.

Největší rozdíly jsou patrné z tabulky 9.1 porovnávající teoretickou a reálnou porozitu u vzorků určených pro analýzu závislosti počtu buněk na globálním modulem pružnosti. A rovněž z tabulky 9.2 porovnávající vliv teoretické porozity na celkový modul pružnosti. V tabulce 9.1 je patrný velmi malý nárůst reálné porozity u trabekulárních struktur. Tuto skutečnost lze vysvětlit postprocesingem, ve kterém bylo každé těleso definovanou dobu opracováno v tlakové pískovačce. Mohlo tak dojít k mírnému odstranění sintrovaného materiálu. Naopak u vzorků stěnových struktur je patrný velmi výrazný pokles porozity s narůstajícím počtem buněk v testovacím tělese. Tento nárůst je způsoben nedokonalým odstraněním volného prachu z nitra testovacího tělesa. U malého počtu buněk se u složité struktury, jakým stěnová gyroidní struktura je, stlačený vzduch ještě dostane



i do vnitřních částí, ovšem s rostoucím počtem buněk je odstranění stlačeným vzduchem již velmi problematické.

Tabulka 9.1: Porovnání teoretické a reálné porozity u testovacích těles pro analýzu závislosti počtu buněk na hodnotu  $E$

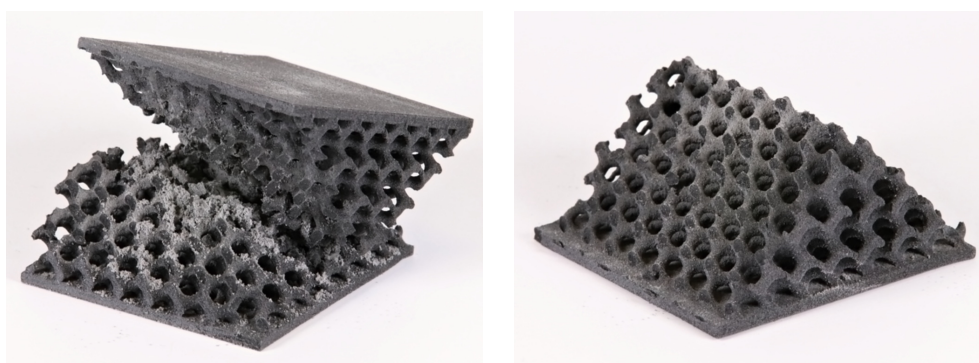
Typ	Počet buněk	Teoretická porozita	Reálná porozita
Trabekulární Gyroid	$8^3$	0,75	$0,73 \pm 0,010$
	$6^3$	0,75	$0,77 \pm 0,010$
	$4^3$	0,75	$0,77 \pm 0,009$
	$2^3$	0,75	$0,74 \pm 0,002$
Stěnový Gyroid	$8^3$	0,75	$0,53 \pm 0,016$
	$6^3$	0,75	$0,64 \pm 0,014$
	$4^3$	0,75	$0,68 \pm 0,012$
	$2^3$	0,75	$0,69 \pm 0,003$

Tabulka 9.2: Porovnání teoretické a reálné porozity u testovacích těles pro analýzu závislosti porozity na hodnotu  $E$

Typ	Počet buněk	Teoretická porozita	Reálná porozita
Trabekulární Gyroid	4	0,75	$0,75 \pm 0,015$
	4	0,68	$0,71 \pm 0,012$
	4	0,61	$0,65 \pm 0,011$
	4	0,54	$0,54 \pm 0,028$
	4	0,47	$0,51 \pm 0,009$
Stěnový Gyroid	4	0,75	$0,69 \pm 0,017$
	4	0,68	$0,56 \pm 0,029$
	4	0,61	$0,53 \pm 0,029$
	4	0,54	$0,51 \pm 0,025$
	4	0,47	$0,37 \pm 0,023$

Důkaz podporující tvrzení o neodstraněném prachu je zřejmý z obrázku 9.4, kde jsou jasně patrné zbytky prachu v nitru testovacího tělesa. Tento prach se při destrukci vzorku samovolně pohybuje ve vnitřních částech a může být potenciálně velmi nebezpečný při aplikaci rozměrnějších těles do lidského těla. Volné částice prachu mohou způsobit nežádoucí aseptické uvolnění implantátu, což může vést až k jeho selhání. Považuji proto za velmi důležité klást maximální důraz na důkladné odstranění přebytečného prachu, což může být ovšem u větších struktur (určených například pro náhrady plochých kostí nebo tumorózních náhrad velkých kloubů) komplikované.

S klesajícím počtem buněk a vzrůstající porozitou je rozdíl mezi teoretickou a reálnou porozitou menší. Avšak protože vysoká porozita a velká základní buňka umožňuje snazší průchod stlačeného vzduchu s abrazivem nitrem vzorku a dochází tak k intenzivnějšímu obrusu testovacího tělesa. Kvůli tomu u vzorků určených pro analýzu izotropního vs. anizotropního chování základní buňky dochází k nárůstu porozity prakticky u všech testovacích těles.



Obrázek 9.4: Fotografie zkušebního tělesa po destrukci se zbytky neodstraněného prachu.

Tabulka 9.3: Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovacích vzorků pro ověření izotropie.

Typ	Rovina	Teoretická porozita	Reálná porozita
Trabekulární Gyroid	xy	0,61	$0,70 \pm 0,004$
	xz	0,61	$0,69 \pm 0,013$
	yz	0,61	$0,71 \pm 0,012$
Stěnový Gyroid	xy	0,61	$0,67 \pm 0,005$
	xz	0,61	$0,64 \pm 0,009$
	yz	0,61	$0,67 \pm 0,012$

Výsledky experimentální analýzy se dají shrnout do konstatování, že globální modul pružnosti je lineárně závislý jak na počtu elementárních buněk tvořících model, tak na změně porozity struktury. V případě stanovení minimálního počtu základních buněk, u kterého dojde k ustálení modulu pružnosti, budou provedeny další nezbytné experimenty se zajištěním vzorků o počtu buněk větších než  $8^3$  na stroji s vyšší mezní zatěžovací silou, než umožňuje stroj LiTeM využitý při tomto testování. Dále bylo prokázáno, že gyroidní struktura trabekulární vykazuje lehce anizotropní vlastnosti, kdežto u stěnové struktury bohužel nebylo potvrzeno očekávané izotropní chování, což bylo způsobeno vlivem kvality plastového SLS 3D tisku, během kterého dochází k teplotním změnám. Ty pak ovlivňují výsledné vlastnosti, kdy toto ovlivnění je nejpatrnější u menších vzorků. Je tedy nutné experimenty zopakovat na kovových vzorcích, kde testování přinese přesnější výsledky, vzhledem k vyšší kvalitě a přesnosti takového 3D tisku.

Na základě testování bylo dále prokázáno, že stěnový typ gyroidní struktury vykazuje daleko větší pevnost, než struktura trabekulární o shodných funkčních vlastnostech. Gyroidní struktura stěnového charakteru se tak jeví jako vhodnější alternativa pro biomedicínské aplikace.

Cílem pro budoucí práce tedy stále zůstává stanovení minimálního počtu elementárních buněk, u kterých dojde k ustálení globálního modulu pružnosti, aby bylo docíleno zjednodušeného výpočtu. Dále se nabízí otázka gradující gyroidní struktury, která by mohla být vhodnou alternativou k využití v implantologii.

---

## Seznam obrázků

2.1	TPMS povrchy – Elementární buňka (nahore), část struktury o velikosti $4 \times 4 \times 4$ základních buněk: (a) Diamond, (b) Gyroid, (c) Schwarz P, (d) Fischer-Koch S, (e) Double Diamond (f) Double gyroid (g) Double Schwarz P (h) F-RD [3]. . . . .	8
2.2	Schwarz Diamond v exoskeletu brouka [6]. . . . .	9
2.3	Mýdlová bublina – typický příklad minimální plochy [8]. . . . .	10
2.4	Schéma hlavních křivostí [10]. . . . .	10
2.5	Základní uspořádání buněk pro generování trabekulární struktury. (a) BCC (b) BCCz (c) F2BCC (d) FCC (e) PFCC [12]. . . . .	11
2.6	Ukázka trámčitých struktur – Dode Thick, Diamond. Rhombic Dodecahedron [14]. . . . .	12
2.7	Schwarz Primitive – základní buňka [15]. . . . .	12
2.8	Schwarz D – základní buňka (vlevo), část struktury (vpravo) [15]. . . . .	13
2.9	Neovius – základní buňka [15]. . . . .	13
3.1	Gyroid – základní buňka. . . . .	14
3.2	Alan H. Schoen [18]. . . . .	15
3.3	Ukázka výskytu gyroidní struktury na motýlích křídlech. (a) Collophrys rubi (b) snímek barevných a hnědých krycích šupin z optického mikroskopu při nízkém zvětšení (c) vysoké zvětšení (d) počítačový model gyroidní struktury (e) snímek SEM (skenovací elektronová mikroskopie) znázorňující žebrovaný povrch, zvlněnou spodní část a pět gyroidních struktur v různých směrech [21]. . . . .	16
3.4	Závislost velikosti struktury a barvy na motýlích křídlech. (druhý sloupec) snímek z optické mikroskopie (třetí sloupec) snímek ze SEM – skenovací elektronová mikroskopie [22]. . . . .	17
3.5	Gyroid – (vlevo) Základní oblast, (uprostřed) dotyková plocha, (vpravo) základní buňka [4]. . . . .	18
3.6	Ukázka gyroidní struktury s rozdílnou hodnotou parametru okrajové křivosti pro $t \in \langle -1, 4; 0, 8 \rangle$ . . . . .	19
3.7	Gyroidní struktura s parametrem $t = 1, 0; 1, 2$ a $1, 4$ . . . . .	20
3.8	Závislost objemového podílu a parametru $t$ u Double Gyroidu [24]. . . . .	20
3.9	Ukázka double gyroidu s rozdílnou hodnotou parametru $t^2$ . . . . .	21
3.10	Ukázka gyroidní struktury, kdy základní rovnice byla umocněna na třetí. . . . .	22

3.11	Ukázka gradující gyroidní struktury. Černá čára značí přechodovou oblast [27]. . . . .	23
4.1	Povrchy, které je možné vygenerovat pomocí softwaru MSLattice [34]. . .	26
4.2	Prostředí MSLattice – TPMS s konstantními vlastnostmi. . . . .	27
4.3	Ukázky stěnové gyroidní struktury s proměnnými parametry. . . . .	28
4.4	Elementární buňka stěnového gyroidu v MSLattice o hustotě 25 %, velikosti 6,28 mm ( $2\pi$ ) a hustotě mřížky 40 %. . . . .	29
4.5	Základní buňka – stěnový gyroid o velikosti $2\pi$ s rozdílnou hustotou. . .	30
4.6	Základní buňka – trabekulární gyroid o velikosti $2\pi$ s rozdílnou hustotou.	30
4.7	Prostředí Netfabb Premium. . . . .	31
5.1	Princip FDM technologie [36]. . . . .	33
5.2	FDM technologie. [37] . . . . .	33
5.3	SLA technologie [37]. . . . .	34
5.4	Princip SLS a DMLS technologie [36]. . . . .	35
5.5	SLM a SLS technologie [37]. . . . .	35
5.6	BJ technologie [37]. . . . .	36
5.7	Princip MJP technologie [36]. . . . .	37
5.8	MJP technologie. [37] . . . . .	37
5.9	Princip LOM technologie [36]. . . . .	38
5.10	LOM technologie [37]. . . . .	38
5.11	Ukázka filamentu PLA [39]. . . . .	39
5.12	Srovnání pevnosti, tuhosti a odolnosti PLA, ABS a PA [38]. . . . .	40
5.13	Graf zobrazující závislost napětí a přetvoření [42]. . . . .	41
5.14	3D model srdce vyrobený pomocí 3D tisku [45]. . . . .	41
5.15	Ukázka modulů pružnosti slitin využívaných v biomedicíně [49]. . . . .	42
5.16	Chemické složení slitiny Ti-6Al-4V [53]. . . . .	43
5.17	Typický postup biotisku [57]. . . . .	44
5.18	Princip inkoustového biotisku – (vlevo) teplotní (vpravo) piezoelektrický [57].	45
5.19	Princip laserového biotisku [57]. . . . .	46
5.20	Princip extrusivního biotisku [57]. . . . .	46
5.21	Výroba živé tkáně [45]. . . . .	47
7.1	Schéma zkušební vzorku [70]. . . . .	50
7.2	Křivka napětí-deformace sloužící ke stanovení charakteristických hodnot, se zobrazením 1 – kvazi-elastického gradientu, 2 – elastického gradientu [70]. . . . .	52
8.1	Výsledná testovací tělesa obsahující $8^3$ , $6^3$ , $4^3$ a $2^3$ elementárních buněk a) trabekulární gyroidní struktura, b) stěnová gyroidní struktura. . . . .	57
8.2	Pracovní diagramy popisující závislost zatěžovací síly v N a deformace v mm u vzorků s trabekulární a stěnovou gyroidní strukturou ve fázi analýzy vlivu počtu buněk ve struktuře. . . . .	59
8.3	Vzorek stěnového gyroidu o velikosti $4^3$ buněk umístěný v lisu a) před mechanickým testováním , b) po mechanickém testování. . . . .	60

---

8.4	Ukázka chování vzorku v průběhu mechanického testování u vzorku o velikosti $2^3$ buněk. . . . .	60
8.5	Výsledná testovací tělesa s porozitou 0, 75, 0, 68, 0, 61, 0, 54 a 0, 47 a) trabekulární gyroidní struktura, b) stěnová gyroidní struktura. . . . .	62
8.6	Pracovní diagramy popisující závislost zatěžovací síly v N a deformace v mm u vzorků s trabekulární a stěnovou gyroidní strukturou ve fázi analýzy vlivu porozity struktury. . . . .	63
8.7	Výsledná testovací tělesa s roznášecími podstavami v rozdílných rovinách. a) trabekulární gyroidní struktura, b) stěnová gyroidní struktura . . .	66
8.8	Průměrné pracovní diagramy popisující závislost zatěžovací síly v N a deformace v mm u vzorků s trabekulární a stěnovou gyroidní strukturou určených pro ověření izotropního/anizotropního chování základních buněk. . . . .	66
8.9	Vzorek trabekulárního gyroidu o velikosti jedné základní buňky umístěný v lisu a) před mechanickým testováním , b) po vzniku trhliny. . . . .	67
9.1	Porovnání závislosti globálního modulu pružnosti $E$ na počtu buněk v testovacím tělese. a) závislost u těles tvořených trabekulárním gyroidem, b) závislost u těles tvořených stěnovým gyroidem. . . . .	68
9.2	Porovnání závislosti porozity a globálních modulů pružnosti $E$ - trabekulární gyroid. . . . .	69
9.3	Porovnání globálního modulu pružnosti u vzorků pro ověření izotropního/anizotropního chování elementární buňky. a) tělesa tvořená trabekulárním gyroidem, b) tělesa tvořená stěnovým gyroidem. . . . .	70
9.4	Fotografie zkušební tělesa po destrukci se zbytky neodstraněného prachu. . . . .	72

---

## Seznam tabulek

8.1	Tělesa o porozitě $n = 0,75$ určena pro první část mechanického testování lišící se počtem elementárních buněk ve výsledném tělese. . . . .	57
8.2	Maximální zatěžovací síla $F_{max}$ a globální modul pružnosti $E$ testovaných struktur ve fázi analýzy vlivu počtu buněk ve struktuře. . . . .	58
8.3	Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovaných vzorků. . .	58
8.4	Tělesa o velikosti $4^3$ elementárních buněk určena pro druhou část mechanického testování lišící se hodnotou porozity. . . . .	61
8.5	Maximální zatěžovací síla $F_{max}$ a globální modul pružnosti $E$ testovaných struktur ve fázi analýzy vlivu porozity struktury. . . . .	64
8.6	Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovacích vzorků ve fázi analýzy vlivu porozity struktury. . . . .	64
8.7	Tělesa o porozitě $n = 0,61$ určena pro třetí část mechanického testování. . . . .	65
8.8	Maximální zatěžovací síla $F_{max}$ a globální modul pružnosti $E$ testovaných struktur ve fázi ověření izotropie/anizotropie. . . . .	67
8.9	Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovacích vzorků ve fázi ověření izotropie/anizotropie. . . . .	67
9.1	Porovnání teoretické a reálné porozity u testovacích těles pro analýzu závislosti počtu buněk na hodnotu $E$ . . . . .	71
9.2	Porovnání teoretické a reálné porozity u testovacích těles pro analýzu závislosti porozity na hodnotu $E$ . . . . .	71
9.3	Hodnoty teoretické ( $n^V$ ) a reálné porozity ( $n^m$ ) u testovacích vzorků pro ověření izotropie. . . . .	72

---

# Literatura

- [1] Diab W. Abueidda, Rashid K. Abu Al-Rub, Ahmed S. Dalaq, Dong-Wook Lee, Kamran A. Khan, and Iwona Jasiuk. Effective conductivities and elastic moduli of novel foams with triply periodic minimal surfaces. *Mechanics of Materials*, 95:102–115, 2016.
- [2] Deepak Sharma and Somashekhar S. Hiremath. Additively manufactured mechanical metamaterials based on triply periodic minimal surfaces: Performance, challenges, and application. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, 0(0):1–31, 2021.
- [3] Sébastien B G Blanquer, Maïke Werner, Markus Hannula, Shahriar Sharifi, Guillaume P R Lajoinie, David Eglin, Jari Hyttinen, Andr A Poot, and Dirk W Grijpma. Surface curvature in triply-periodic minimal surface architectures as a distinct design parameter in preparing advanced tissue engineering scaffolds. *Biofabrication*, 9(2):025001, 2017.
- [4] Sam Whitehead. Triply periodic minimal surfaces [online]. Dostupné z: <https://wewanttolearn.wordpress.com/2019/02/03/triply-periodic-minimal-surfaces/net>. [Přístupné: 2021-09-23].
- [5] Meeks William and Pérez Joaquin. The classical theory of minimal surfaces. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 48:325–325, 2011.
- [6] Galusha Jeremy, Richey Lauren, Gardner John, Cha Jennifer, and Bartl Michael. Discovery of a diamond-based photonic crystal structure in beetle scales. *Physical review. E, Statistical, nonlinear, and soft matter physics*, 77:050904, 2008.
- [7] Wikipedia.com. Minimal surface [online]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Minimal\\_surface](https://en.wikipedia.org/wiki/Minimal_surface). [Přístupné: 2021-09-08].
- [8] Erica Klarreich. Math duo maps the infinite terrain of minimal surfaces [online]. Dostupné z: <https://www.quantamagazine.org/math-duo-maps-the-infinite-terrain-of-minimal-surfaces-20190312/>. [Přístupné: 2021-09-21].
- [9] František JEŽEK. *Diferenciální geometrie - Pomocný učební text - díl II*. Západočeská univerzita v Plzni, 2005.

- [10] Tobias Maconachie, Martin Leary, Bill Lozanovski, Xuezhe Zhang, Ma Qian, Omar Faruque, and Milan Brandt. Slm lattice structures: Properties, performance, applications and challenges. *Materials and Design*, 183:108137, 2019.
- [11] Bc. Roman Lang. Návrh výplňových prvků s trabekulární strukturou pro revizní implantát kolenního kloubu. Diplomová práce, Fakulta strojního inženýrství. Vysoké učení technické v Brně., 2014. Vedoucí práce: Ing. Daniel Koutný, Ph.D.
- [12] A.O. Aremu, I. Maskery, C. Tuck, I. A. Ashcroft, R.D. Wildman, and R.I.M Hague. A comparative finite element study of cubic unit cells for selective laser melting.
- [13] WikiSkripta.eu. Oseointegrace [online]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Oseointegrace>. [Přístupné: 2021-11-27].
- [14] Ing. Aleš Jíra, Ph.D. Organické struktury jako základ inženýrských aplikací. Habilitační práce, Fakulta stavební. ČVUT v Praze, 2021.
- [15] Minimalsurfaces.blog. Minimal surfaces [online]. Dostupné z: <https://minimalsurfaces.blog/home/repository/triply-periodic-schwarz-d-surface/>. [Přístupné: 2021-09-25].
- [16] Wikipedia.org. Gyroid [online]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Gyroid>. [Přístupné: 2021-10-03].
- [17] Marco Pelanconi and Alberto Ortona. Nature-inspired, ultra-lightweight structures with gyroid cores produced by additive manufacturing and reinforced by unidirectional carbon fiber ribs. *Materials*, 12(24), 2019.
- [18] Wikipedia.org. Alan schoen [online]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Alan\\_schoen](https://en.wikipedia.org/wiki/Alan_schoen). [Přístupné: 2021-10-03].
- [19] A. Schoen. Schoengeometry.com [online]. Dostupné z: <https://schoengeometry.com/>. [Přístupné: 2021-10-03].
- [20] Clara Moskowitz. Source of shimmering butterfly wing colors revealed [online]. Dostupné z: <https://www.livescience.com/6606-source-shimmering-butterfly-wing-colors-revealed.html>. [Přístupné: 2021-09-27].
- [21] Corkery Robert W and Eric C. Tyrode. On the colour of wing scales in butterflies: iridescence and preferred orientation of single gyroid photonic crystals. *The Royal Society publishing*, 7(4), 2017.
- [22] B. D Wilts, N. IJbema, and D.G. Stavenga. Pigmentary and photonic coloration mechanisms reveal taxonomic relationships of the cattlehearts (lepidoptera: Papilionidae: Parides). *BMC Evol Biol*, 14(160), 2014.
- [23] Dolan James A., Wilts Bodo D., Vignolini Silvia, Baumberg Jeremy J., Steiner Ullrich, and Wilkinson Timothy D. Optical properties of gyroid structured materials: From photonic crystals to metamaterials. *Advanced Optical Materials*, 3(1):12–32, 2015.



- [24] Maik Rudolf Johann Scherer. *Gyroid and Gyroid-Like Surfaces*, pages 7–19. Springer International Publishing, 2013.
- [25] Ferry P.W. Melchels, Beatrice Tonnarelli, Andy L. Olivares, Ivan Martin, Damien Lacroix, Jan Feijen, David J. Wendt, and Dirk W. Grijpma. The influence of the scaffold design on the distribution of adhering cells after perfusion cell seeding. *Biomaterials*, 32(11):2878–2884, 2011.
- [26] Yang Lei, Mertens Raya, Ferrucci Massimiliano, Yan Chunze, Shi Yusheng, and Yang Shoufeng. Continuous graded gyroid cellular structures fabricated by selective laser melting: Design, manufacturing and mechanical properties. *Materials & Design*, 162:394–404, 2018.
- [27] Guariento Lorenzo, Buonamici Francesco, Marzola Antonio, Volpe Yary, and Lapo Governi. Graded gyroid structures for load bearing orthopedic implants. In *2020 IEEE 10th International Conference Nanomaterials: Applications Properties (NAP)*, 2020.
- [28] Qichun Ran, Weihu Yang, Yan Hu, Xinkun Shen, Yonglin Yu, Yang Xiang, and Kaiyong Cai. Osteogenesis of 3d printed porous ti6al4v implants with different pore sizes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 84:1–11, 2018.
- [29] Han Wang, Kexin Su, Leizheng Su, Panpan Liang, Ping Ji, and Chao Wang. The effect of 3d-printed ti6al4v scaffolds with various macropore structures on osteointegration and osteogenesis: A biomechanical evaluation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88:488–496, 2018.
- [30] S. Van Bael, Y.C. Chai, S. Truscello, M. Moesen, G. Kerckhofs, H. Van Oosterwyck, J.-P. Kruth, and J. Schrooten. The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted ti6al4v bone scaffolds. *Acta Biomaterialia*, 8(7):2824–2834, 2012.
- [31] J. D. Boby, R. M. Pilliar, H. U. Cameron, and G. C Weatherly. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clinical orthopaedics and related research*, 150:263–270, 1980.
- [32] MSLattice. Informace o softwaru [online]. [Přístupné: 2021-10-20].
- [33] MathMod. Informace o softwaru [online]. [Přístupné: 2021-12-05].
- [34] Alketan Oraib and Abu Al-Rub Rashid. Mslattice: A free software for generating uniform and graded lattices based on triply periodic minimal surfaces. *Material Design & Processing Communications*, 2020.
- [35] Netfab. Informace o softwaru [online]. [Přístupné: 2021-10-20].
- [36] 3D tisk online. Technologie 3d tisku [online]. Dostupné z: <https://www.3dtisk-online.cz/3d-tisk-brno-technologie-3d-tisku/>. [Přístupné: 2021-10-03].

- [37] DK metal prominent s.r.o. DKMP.cz. Přehled technologií 3d tisku [online]. Dostupné z: <http://www.dkmp.cz/o-nas/detail/prehled-technologie-3d-tisku>. [Přístupné: 2021-09-30].
- [38] Materialypro3d.cz. Materiálový slovník [online]. Dostupné z: <https://www.materialypro3d.cz/materialovy-slovník/pla/>. [Přístupné: 2021-10-01].
- [39] 3D natives.com. All you need to know about pla for 3d printing [online]. Dostupné z: <https://www.3dnatives.com/en/pla-3d-printing-guide-190820194/#!>. [Přístupné: 2021-10-01].
- [40] Trider.cz. Fotopolymer [online]. Dostupné z: <https://trider.cz/material/fotopolymer>. [Přístupné: 2021-10-03].
- [41] Zhiyao Xu, Yue Wang, Dingdi Wu, K. Prem Ananth, and Jiaming Bai. The process and performance comparison of polyamide 12 manufactured by multi jet fusion and selective laser sintering. *Journal of Manufacturing Processes*, 47:419–426, 2019.
- [42] PA12 Smooth. Technická specifikace.
- [43] A. Jíra and L. Řehounek. Laboratoř biomechaniky a aditivních technologií. [online]. Dostupné z: <http://mech.fsv.cvut.cz/biomechanika/sinterit/sinterit.html>. [Přístupné: 2021-11-05].
- [44] 3Dfactories. 3d tisk v medicíně: Dnešní realita a budoucnost [online]. Dostupné z: <https://www.scienceworld.cz/aktuality/3d-tisk-v-2020medicine-dnesni-realita-a-budoucnost/>. [Přístupné: 2021-11-25].
- [45] Bertalan Meskó. 12 things we can 3d print in medicine right now [online]. Dostupné z: <https://3dprintingindustry.com/news/12-things-we-can-3d-print-in-medicine-right-now-42867/>. [Přístupné: 2021-11-25].
- [46] Malek Jaroslav, Hnilica F., Veselý Jaroslav, Smola B., Bartak Milos, and Vaněk J. Microstructure and mechanical properties of ti-35nb-6ta alloy after thermomechanical treatment. *Materials Characterization*, 66:75 – 82, 2012.
- [47] Med.muni.cz. Mechanické vlastnosti a biokompatibilita materiálů v zubním lékařství [online]. Dostupné z: <https://www.med.muni.cz/biofyz/files/ucebnice/stomatolog.pdf>. [Přístupné: 2021-10-01].
- [48] Wikiskripta.eu. Biomateriály ve stomatologii [online]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Biomateri%C3%A1ly\\_v\\_stomatologii](https://www.wikiskripta.eu/w/Biomateri%C3%A1ly_v_stomatologii). [Přístupné: 2021-09-30].
- [49] Manivasagam Geetha, Singh A.K., Rajamanickam Asokamani, and Gogia Ashok. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. *Progress in Materials Science*, 54:397–425, 2009.

- [50] Mitsuo Niinomi, Masaaki Nakai, and Junko Hieda. Development of new metallic alloys for biomedical applications. *Acta Biomaterialia*, 8(11):3888–3903, 2012.
- [51] Bc. Lukáš Szkandera. Optimalizace mechanických vlastností biokompatibilní slitiny ti6al4v pomocí tepelného zpracování. Diplomová práce, Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Fakulta metalurgie a metriálového inženýrství., 2015. Vedoucí práce: Doc. Dr. Ing. Monika Losertová.
- [52] Lkalloy.com. Titanové stupně 23 and ti-6al-4v-eli [online]. Dostupné z: [https://lkalloy.com/cs/titanium – and – titanium – alloys/titanium – grade – 23/](https://lkalloy.com/cs/titanium-and-titanium-alloys/titanium-grade-23/). [Přístupné: 2021-11-28].
- [53] Atimetals.com. Ati 6-4™ [online]. Dostupné z: [https://www.atimetals.com/Products/Pages/ati – 6 – 4 – grade5.aspx#](https://www.atimetals.com/Products/Pages/ati-6-4-grade5.aspx#). [Přístupné: 2021-11-28].
- [54] Jaroslav Málek, František Hnilica, Jaroslav Veselý, and Bohumil Smola. Heat treatment and mechanical properties of powder metallurgy processed ti–35.5nb–5.7ta beta-titanium alloy. *Materials Characterization*, 84:225–231, 2013.
- [55] Josef Lavický. Biomateriály pro 3d tisk kmenových buněk. Bakalářská práce, Masarykova univerzita. Přírodovědecká fakulta., 2017. Vedoucí práce: Ing. Josef Jaroš, Ph.D.
- [56] cect.umd.edu. Dr james yoo: Bioprinted tissues to be implanted within 10 years [online]. Dostupné z: [https://cect.umd.edu/news/story/dr – james – yoo – bioprinted – tissues – to – be – implanted – within – 10 – years](https://cect.umd.edu/news/story/dr-james-yoo-bioprinted-tissues-to-be-implanted-within-10-years). [Přístupné: 2021-11-24].
- [57] Sean Murphy and Anthony Atala. 3d bioprinting of tissues and organs. *Nature biotechnology*, 32, 08 2014.
- [58] zbynekmlcoch.cz. Rozdíl mezi ct, mr a rtg, indikace a kontraindikace [online]. Dostupné z: [https://www.zbynekmlcoch.cz/poradna/medicina – pravo/rozdil – mezi – ct – mr – a – rtg – indikace – a – kontraindikace](https://www.zbynekmlcoch.cz/poradna/medicina-pravo/rozdil-mezi-ct-mr-a-rtg-indikace-a-kontraindikace). [Přístupné: 2021-11-26].
- [59] Wikipedia.org. Magnetická rezonance [online]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Magnetick%C3%A1,ezonance](https://cs.wikipedia.org/wiki/Magnetick%C3%A1_rezonance). [Přístupné: 2021-11-26].
- [60] materialtimes.com. Biomimikry - inovace inspirovaná evolucí [online]. Dostupné z: [https://www.materialtimes.com/tema/biomimikry – – – inovace – inspirovana – evoluci.html](https://www.materialtimes.com/tema/biomimikry---inovace-inspirovana-evoluci.html). [Přístupné: 2021-11-26].
- [61] Wikipedia.org. Self-assembly [online]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Self – assembly](https://cs.wikipedia.org/wiki/Self-assembly). [Přístupné: 2021-11-24].
- [62] Wikipedia.com. Extracelulární matrix. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Extracelurn<sub>m</sub>atrix](https://cs.wikipedia.org/wiki/Extracelularn_matrix). [Přístupné: 2021-11-24].

- [63] genetika biologie.cz. Diferenciace buněk [online]. Dostupné z: [http : //www.genetika – biologie.cz/diferenciace – bunek](http://www.genetika-biologie.cz/diferenciace-bunek). [Přístupné: 2021-11-26].
- [64] wikiskripta.eu. Kmenové buňky [online]. Dostupné z: [https : //www.wikiskripta.eu/w/Kmenov%C3%A9bu%C5%88ky](https://www.wikiskripta.eu/w/Kmenov%C3%A9bu%C5%88ky). [Přístupné: 2021-11-26].
- [65] BC. Jakub Haluška. Návrh konstrukčního řešení 3d tiskárny pro tisk bio gelu. Diplomová práce, Technická univerzita v Liberci. Fakulta strojní., 2019. Vedoucí práce: Ing. Petr Zelený, Ph.D.
- [66] Elliot S. Bishop, Sami Mostafa, Mikhail Pakvasa, Hue H. Luu, Michael J. Lee, Jennifer Moriatis Wolf, Guillermo A. Ameer, Tong-Chuan He, and Russell R. Reid. 3-d bioprinting technologies in tissue engineering and regenerative medicine: Current and future trends. *Genes and Diseases*, 4(4):185–195, 2017.
- [67] Katja Hölzl, Shengmao Lin, Liesbeth Tytgat, Sandra Van Vlierberghe, Linxia Gu, and Aleksand Ovsianikov. Bioink properties before, during and after 3d bioprinting. *Biofabrication*, 8(3), 2016.
- [68] Wikipedia.org. In vitro [online]. Dostupné z: [https : //cs.wikipedia.org/wiki/In\\_vitro](https://cs.wikipedia.org/wiki/In_vitro). [Přístupné: 2021-11-26].
- [69] CDR.cz. Nová technologie 3d tisku dokáže vytvořit živé tkáně během několika sekund [online]. Dostupné z: [https : //cdr.cz/clanek/nova – technologie – 3d – tisku – dokaze – vytvorit – zive – tkane – behem – nekolika – sekund](https://cdr.cz/clanek/nova-technologie-3d-tisku-dokaze-vytvorit-zive-tkane-behem-nekolika-sekund). [Přístupné: 2021-11-26].
- [70] Mechanické zkoušení kovů - zkoušení tváritelnosti - zkouška porézních a pěnových kovů tlakem. *Norma ČSN EN ISO 13314:2011*.