



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

REŠERŠNÍ STUDIE LATTICE STRUKTUR VYUŽITELNÝCH V MEDICÍNĚ

A RESEARCH STUDY OF LATTICE STRUCTURES APPLICABLE IN MEDICINE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Anna Bačišinová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2025

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka: **Anna Bačišinová**
Studijní program: Mechatronika
Studijní obor: bez specializace
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok: 2024/25

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

Rešeršní studie lattice struktur využitelných v medicíně

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Díky 3D tisku je dnes možné vytvářet pacientům na míru implantáty s využitím porézních lattice struktur. Takto navržené implantáty mohou vykazovat vhodné mechanické vlastnosti a současně rovnoměrněji přenášet zatížení na lidské tkáně. Existuje mnoho typů lattice struktur s různými možnostmi využití. Cílem této práce je vytvořit algoritmus například v programovém prostředí Python, Matlab apod. pro generování lattice struktur a provést deformační a napět'ové analýzy, které umožní efektivní vyhodnocení kritických míst ve vybraných strukturách.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení podrobné rešeršní studie související s danou problematikou.
2. Popsání možností využití lattice struktur v medicíně.
3. Vytvoření algoritmu pro generování modelů geometrie vybraných lattice struktur.
4. Vytvoření výpočtových modelů v programu ANSYS.
5. Provedení deformační a napět'ové analýzy vybraných struktur.

Seznam doporučené literatury:

- [1] ATAOLLAHI, A.: A review on additive manufacturing of lattice structures in tissue engineering. 2023, č. 35, s. e00304.
- [2] WOHLGEMUTH, M.; YUFA, N.; HOFFMAN, J.; THOMAS, E.L.: Triply periodic bicontinuous cubic microdomain morphologies by symmetries. Macromolecules, 2001, č. 34, s. 6083-6089.
- [3] KARAKOÇ, A.: RegionTPMS — Region based triply periodic minimal surfaces (TPMS) for 3-D printed multiphase bone scaffolds with exact porosity values, SoftwareX, 2021, č. 16, s. 100835

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2024/25

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Táto bakalárska práca sa zaoberá problematikou lattice štruktúr a ich potenciálnym využitím v medicíne, hlavne pre návrh individualizovaných implantátov. Cieľom práce bolo vytvorenie algoritmu pre generovanie modelov geometrie vybraných lattice štruktúr, konkrétne trojnásobne periodických minimálnych plôch (TPMS), a následné vyhotovenie deformačno-napätových analýz, na základe ktorých je možné posúdiť ich mechanické správanie. V teoretickej časti je vykonaná rešerš súčasného stavu poznania v oblasti lattice štruktúr, používaných materiálov, výrobných technológií a využitia v medicíne. Praktická časť sa venuje implementácii algoritmu v programovom prostredí MATLAB, ktorý umožňuje generovanie modelov geometrie rôznych typov TPMS štruktúr. U vybraných štruktúr (Gyroid a Diamond) bola vykonaná deformačno-napätová analýza, ktorej stavy boli určené pomocou výpočtového modelovania Metódou konečných prvkov (MKP) v softvéri ANSYS, a následne boli skúmané ich mechanické vlastnosti v závislosti na geometrických parametroch, ako je hrúbka steny a veľkosť dutín. Výsledkom bola aproximovaná lineárna závislosť zdanlivého modulu pružnosti na hrúbke steny a mocninová závislosť zdanlivého modulu pružnosti na veľkosti dutín štruktúry. Pre porovnanie výpočtových modelov bola vykonaná experimentálna tlaková skúška na 3D tlačných vzorkách typu Gyroid, ktorá vykazovala zhodu s hodnotami určenými pomocou MKP. Záver zhrňuje dosiahnuté poznatky a navrhuje možnosti ďalšieho výskumu, predovšetkým v oblasti gradientových štruktúr.

Summary

This bachelor's thesis addresses the topic of lattice structures and their potential use in medicine, primarily for designing individualized implants. The aim of the thesis was to create an algorithm for generating geometric models of selected lattice structures, specifically triply periodic minimal surfaces (TPMS), and subsequently to perform deformation-stress analyses to evaluate their mechanical behavior. The theoretical part includes a literature review of the current state of knowledge in the field of lattice structures, commonly used materials, manufacturing technologies, and medical applications. The practical part focuses on the implementation of the algorithm in the MATLAB programming environment, which enables the generation of geometric models for various types of TPMS structures. Stress-strain analyses were performed on selected structures (Gyroid and Diamond), with their states determined using Finite Element Method (FEM) computational modeling in ANSYS software. Subsequently, their mechanical properties were investigated in relation to geometric parameters such as wall thickness and pore size. The results showed an approximated linear dependence of the apparent modulus of elasticity on wall thickness and a power-law dependence of the apparent modulus of elasticity on the pore size of the structure. To compare the computational models, an experimental compression test was performed on 3D-printed Gyroid samples, which showed agreement with the values determined by FEM. The conclusion summarizes the findings and proposes possibilities for further research, particularly in the area of gradient structures.

Klíčové slová

Lattice štruktúry, TPMS, 3D tlač, aditívna výroba, medicínske aplikácie, metóda konečných prvkov, generovanie geometrie, mechanické vlastnosti, implantáty, kostné lešenia, MATLAB, ANSYS, výpočtové modelovanie, experiment.

Keywords

Lattice structures, TPMS, 3D printing, additive manufacturing, medical applications, finite element method, geometry generation, mechanical properties, implants, bone scaffolds, MATLAB, ANSYS, computational modelling, experiment.

Bibliografická citácia

BAČIŠINOVÁ, A. *Rešeršní studie lattice struktur využitelných v medicíně*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2025. 48 s., Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Čestné vyhlásenie

Týmto čestne vyhlasujem, že som bakalársku prácu vypracovala samostatne na základe citovanej literatúry a konzultácií s vedúcim práce, a že som v zozname literatúry uviedla všetky použité informačné zdroje.

Anna Bačišinová

Brno

.

Podakovanie

Predovšetkým sa chcem veľmi poďakovať vedúcemu mojej bakalárskej práce, Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D., za cenné rady, trpezlivosť a čas, ktorý mi venoval pri konzultáciách. Ďalej by som chcela poďakovať svojej rodine a Ondřejovi Hlaváčkovi za podporu a pochopenie počas štúdia.

Anna Bačišinová

Obsah

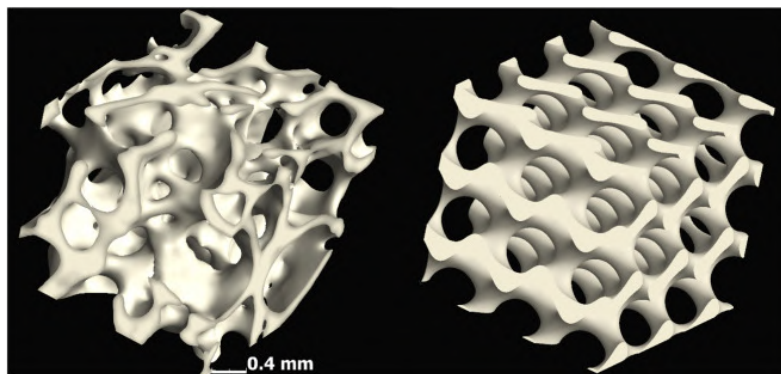
1	Úvod	8
2	Formulácia problému	9
3	Ciele práce	10
4	Rešeršná štúdia lattice štruktúr	11
4.1	Opis a klasifikácia lattice štruktúr	11
4.2	Materiály a výrobné technológie	13
4.3	Požiadavky na štruktúry v medicíne	16
4.4	Porovnanie s biologickými materiálmi	17
4.5	Prehľad aktuálnych výskumov	18
5	Metóda riešenia	20
5.1	Algoritmus na generovanie modelov geometrie	20
5.1.1	Princíp funkcie MATLAB algoritmu	20
5.1.2	Tvorba grafického rozhrania	23
5.2	Výpočtové modelovanie	24
5.2.1	Model geometrie	24
5.2.2	Model materiálu	25
5.2.3	Model väzieb a zaťažení	25
5.2.4	Citlivostná analýza	26
5.3	Experimentálne riešenie	29
6	Prezentácia a analýza výsledkov	30
6.1	Deformačno-napäťová analýza	30
6.2	Analýza zdanlivého modulu pružnosti	31
7	Záver	34
	Literatúra	35
	A Zoznam obrázkov	45
	B Zoznam tabuliek	46
	C Zoznam skratiek a symbolov	47

1 Úvod

Bunkové štruktúry sú základným stavebným prvkom v prírode – nachádzajú sa napríklad v membránach buniek, včelích plástoch, kryštalických mriežkach minerálov a vtáčom perí. Špeciálnou podkategóriou sú lattice štruktúry, ktoré svojou rozmanitosťou, periodickosťou a špecifickými vlastnosťami sú unikátne práve pre oblasť mechaniky.

Hoci väčšina lattice štruktúr bola vynájdená a matematicky definovaná na prelome 19. a 20. storočia [1], ich výroba tradičnými procesmi bola finančne náročná a komplikovaná. S rozvojom jednoduchých a dostupnejších aditívnych výrobných procesov (**AM**), kde sa materiál pridáva postupne po vrstvách s možným vysokým rozlíšením, sa produkcia geometricky komplexných štruktúr výrazne zjednodušila. Aditívna výroba materiálu je rýchla, optimalizovateľná a značne presná, čo otvára nové príležitosti aplikáciám lattice štruktúr na technické a medicínske účely, ktoré pred jej vznikom neboli realizovateľné. Podrobnejším opisom AM procesov a materiálov, ktoré sú pre tieto výrobné procesy vhodné, sa zaoberá podkapitola 4.2.

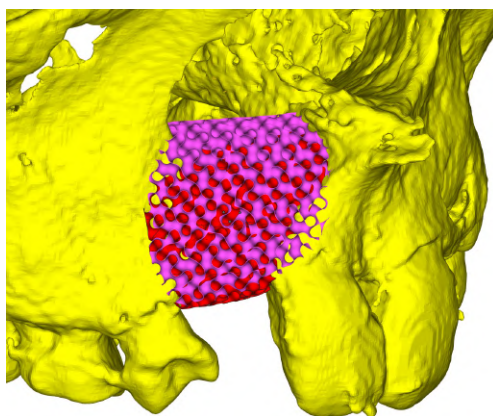
Vďaka svojej stavbe, pripomínajúcej biologické tkanivá (viď obr. 1.1), predstavujú lattice štruktúry inováciu v biomedicíne a vo vývoji individualizovateľných kostných náhrad. Porézna architektúra lattice štruktúr preukazuje vysokú pevnosť pri nízkej hmotnosti, čo je kľúčovým predpokladom pre personalizované implantáty v odvetví regeneratívnej medicíny. Ich úlohou je okrem mechanickej podpory a odolávaniu náročným podmienkam okolia, vytvorenie prostredia vo forme lešení alebo nosných prvkov (*scaffolds*), ktoré umožňuje prerastanie tkaniva a tým úplnú integráciu implantátu, ktorý sa následnou biodegradáciou vyplaví z tela pacienta – dochádza k tvorbe a kompletnej regenerácii tkaniva.



Obr. 1.1: Porovnanie kostnej a lattice štruktúry, prevzaté z [2]

2 Formulácia problému

Výhodou lattice štruktúr je ich rozmanitosť a vysoká miera parametrizovateľnosti – malá zmena typu, tvaru, veľkosti alebo hrúbky dokáže výrazne ovplyvniť ich makroskopické mechanické správanie. Táto flexibilita sa dá využiť pri dizajnovaní vhodnej individualizovanej kostnej náhrady so špecifickými vlastnosťami. Detailne navrhnutá lattice štruktúra implantátu môže optimalizovať proces osseointegrácie (priame spojenie povrchu implantátu a kosti), podporiť rast kostného tkaniva do pórov štruktúry a minimalizovať riziko nesúladu mechanických vlastností medzi implantátom a okolím, čím sa potenciálne znižuje riziko zlyhania implantátu a zlepšuje dlhodobý klinický výsledok. Práca bola motivovaná úzkou spoluprácou s plastickými chirurgmi z Fakultnej nemocnice v Brne z kliniky popálenín a plastickej chirurgie, zaoberajúcimi sa operatívnym riešením rozštepových väd (viď obr. 2.1), u ktorých je možné využiť ako výplň pre defekt lattice štruktúru vytlačení na 3D tlačiarňi napríklad z hydroxyapatitu (HA).



Obr. 2.1: Personalizovaná náhrada kostného tkaniva pri rozštepovej vade

Aby návrh takýchto implantátov bol uskutočniteľný, je potrebné poznať základné charakteristiky týchto štruktúr a ako závisia na zmenách určitých parametrov. Pomocou numerických simulácií vo výpočtovom modelovaní (predovšetkým prostredníctvom Metódy konečných prvkov – MKP) alebo experimentálne je možné posúdiť mechanické správanie lattice štruktúr. Preto sa táto práca zaoberá tvorbou geometrie vybraných lattice štruktúr pre rôzne geometrické parametre, a určením a posúdením mechanického správania v závislosti na parametroch, ktoré sú podstatné z hľadiska využitia pre vhodné kostné náhrady v klinickej praxi.

3 Ciele práce

Cielom tejto práce je vytvoriť algoritmus v programovom prostredí MATLAB pre generovanie modelov geometrie lattice štruktúr a vykonať deformačné a napäťové analýzy, ktoré umožnia efektívne vyhodnotenie kritických miest vo vybraných štruktúrach.

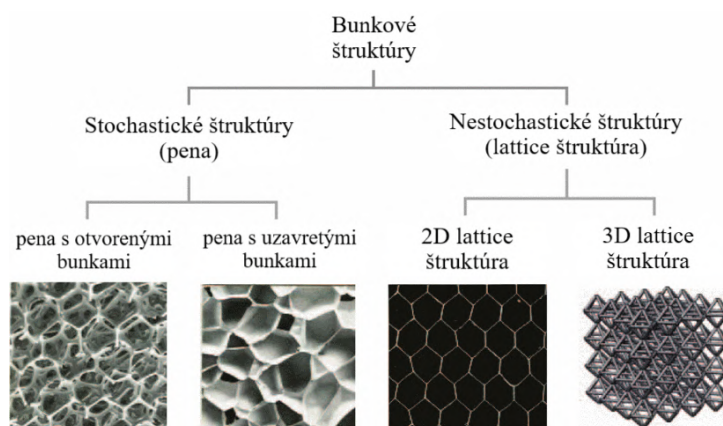
1. Vykonanie podrobnej rešeršnej štúdie súvisejúcej s danou problematikou.
2. Opísanie možností využitií lattice štruktúr v medicíne.
3. Vytvorenie algoritmu pre generovanie modelov geometrie vybraných lattice štruktúr.
4. Vytvorenie výpočtových modelov v programe ANSYS.
5. Vykonanie deformačných a napäťových analýz vybraných štruktúr.

4 Rešeršná štúdia lattice štruktúr

Pre pochopenie významnosti lattice štruktúr je nutné mať teoretický základ v oblasti tejto problematiky. Táto kapitola sa venuje opisu lattice štruktúr, výrobným procesom a materiálom, ich podobnosti s biologickými materiálmi a prehľadom aktuálnych výskumov, ktoré sa zaoberajú ich aplikáciou v medicíne.

4.1 Opis a klasifikácia lattice štruktúr

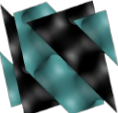
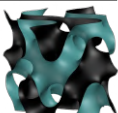
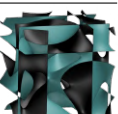
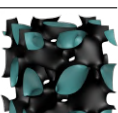
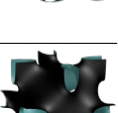
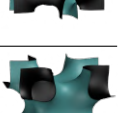
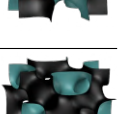
Bunková štruktúra predstavuje tuhý materiál s vysokou poréznosťou, ktorý sa často skladá z menších elementov – buniek. Kategorizácia bunkových štruktúr nie je jednotná. Saeed Ataollahi [3] vo svojom článku rozdeľuje bunkové štruktúry na 2D a 3D. Za dvojrozmerné štruktúry považuje napríklad včelie plásty alebo pavučinu. Trojrozmerné bunkové štruktúry delí podľa pravidelnosti buniek, dutín a pórov do dvoch kategórií: pena (*foam*) a lattice štruktúra (*lattice structure*). Zatiaľ čo peny majú nepravidelné radenie jednotkových buniek, lattice štruktúra vykazuje pravidelnosť a symetrickosť v priestore. Chen Pan a kol. [4] uvádzajú rozdelenie bunkových štruktúr priamo do troch tried: peny, voštiny a lattice štruktúry. Wenjin Tao a Ming C. Leu [5] bunkové štruktúry najprv rozdeľujú podľa pravidelnosti a až následne na peny a lattice štruktúry (viď obr. 4.1).



Obr. 4.1: Rozdelenie bunkových štruktúr, upravené z [5]

Lattice štruktúra v uvedenej literatúre [3] bola vymedzená ako 3D porézna štruktúra zložená z periodicky usporiadaných a pravidelných vzájomne prepojených jednotkových buniek. V porovnaní s neporéznymi materiálmi, lattice štruktúry vykazujú výnimočné vlastnosti – vysoká relatívna pevnosť pri nízkej hmotnosti [6], u niektorých typov záporný Poissonov pomer [7], vysoká absorpcia energie [8], nízky koeficient tepelnej rozťažnosti [9] a dobrá akustická izolácia [10]. Najjednoduchšie rozdelenie lattice štruktúr vychádza z tvaru bunky, pričom sa rozlišujú: *strut-based lattices* – bunky tvorené z prúto- vých prvkov (*beams*) spojených v uzloch; *surface-based lattices* – bunky tvorené plochami, ktoré sa delia na dosky (*plates*) a minimálne plochy trojnásobne periodických buniek, ďalej len **TPMS**. Pojem minimálna plocha značí, že každý bod izoplochy TPMS bunky má nulové stredné zakrivenie (súčet hlavných zakrivení je nulový). Vďaka svojej komplexnej

stavbe postavenej na goniometrických funkciách (viď tab. 4.1), ktorá zabezpečuje lepšie mechanické správanie ako ostatné lattice štruktúry, práve TPMS lešenia sú najvhodnejšie na návrh kostných náhrad – sú jednoducho opísané implicitnou rovnicou, periodické v troch nezávislých smeroch, parametrizovateľné a v dnešnej dobe vďaka 3D tlači pomerne jednoducho vyrobiteľné. Preto kapitola 5 bude zameraná iba na TPMS lattice štruktúry.

Názov	Rovnica	Obrázok
Schwarz P (primitive)	$\cos(x) + \cos(y) + \cos(z) = C$	
Schwarz G (gyroid)	$\cos(x) \sin(y) + \sin(x) \cos(z) + \cos(y) \sin(z) = C$	
Schwarz D (diamond)	$\sin(x) \sin(y) \sin(z) + \sin(x) \cos(y) \cos(z) + \cos(x) \sin(y) \cos(z) + \cos(x) \cos(y) \sin(z) = C$	
Fischer-Koch S	$\sin(x) \cos(y) \cos(2z) + \cos(2x) \sin(y) \cos(z) + \cos(x) \cos(2y) \sin(z) = C$	
Fischer-Koch Y	$\sin(x) \sin(y) \sin(z) + \cos(x) \cos(y) \cos(z) + \sin(2x) \sin(y) + \cos(x) \sin(2y) + \sin(x) \sin(2z) + \sin(2x) \cos(z) + \sin(2y) \sin(z) + \cos(y) \sin(2z) = C$	
Lidinoid	$\sin(x) \sin(2y) \cos(z) + \sin(2x) \cos(y) \sin(z) + \cos(x) \sin(y) \sin(2z) - \cos(2x) \cos(2y) - \cos(2x) \cos(2z) - \cos(2y) \cos(2z) + 0.3 = C$	
Split-P	$-0.2(\cos(2x) \cos(2y) + \cos(2x) \cos(2z) + \cos(2y) \cos(2z)) - 0.4(\cos(2x) + \cos(2y) + \cos(2z)) + 1.1(\sin(x) \sin(2y) \cos(z) + \sin(2x) \cos(y) \sin(z) + \cos(x) \sin(y) \sin(2z)) = C$	
Neovius	$4 \cos(x) \cos(y) \cos(z) + 3(\cos(x) + \cos(y) + \cos(z)) = C$	
I-WP	$2(\cos(x) \cos(y) + \cos(x) \cos(z) + \cos(y) \cos(z)) - (\cos(2x) + \cos(2y) + \cos(2z)) = C$	
F-RD	$4 \cos(x) \cos(y) \cos(z) - (\cos(2x) \cos(2y) + \cos(2x) \cos(2z) + \cos(2y) \cos(2z)) = C$	

Tabuľka 4.1: TPMS jednotkové bunky, rovnice prevzaté z [11]

4.2 Materiály a výrobné technológie

V závislosti od cieľového umiestnenia implantátu do špecifického orgánu či tkaniva, výber materiálu pre lešenie a voľba AM procesu (ktoré sú porovnané v tab. 4.2) sa môžu diametrálne líšiť. Materiály, ktoré sa využívajú v AM výrobe, zahŕňajú polyméry, keramiku, kovy a kompozity [3], ktorých konkrétne príklady je možné vidieť na obr. 4.2.

Polymérne materiály

Polymér je makromolekula s reťazcovou štruktúrou molekúl jedného alebo viacerých typov atómov, ktoré sa nazývajú monoméry. Na tvorbu polymérových lešení pomocou 3D tlače sa využívajú makromolekuly syntetické, ako sú polyster a polyétery, a prírodné, ako sú polysacharidy a polypeptidy [3]. Pre stereolitografiu (**SLA**), čo je jeden z najbežnejších AM procesov, kde sa materiál priebežne vytvrdzuje pôsobením žiarenia odlišných vlnových dĺžok (najčastejšie UV žiarenie), sú typické fotopolyméry ako poly(propylenfurmarát) (**PPF**), ktorý sa jednoducho odbúra hydrolýzou [12] a má potenciál pre zhotovovanie kostných lešení [13], polylaktid (**PLA**), ktorý preukázal lepšiu adhéziu buniek a tepelnú stabilitu [14], a poly(trimetylénkarbonát) (**PTMC**), ktorý bol už využitý na tvorbu chrupkovitého tkaniva [15].

Technológia 3D tlače tavným nanášaním **FDM/FFF** je druhá populárna AM metóda výroby polymérnych materiálov, kde sa prostredníctvom trysiek postupne nanáša materiál po jednotlivých vrstvách. Najviac využívané biokompatibilné materiály pre túto metódu sú PLA a polykaprolakton (**PCL**), ktorý by mohol vďaka svojej pomalej degradácii (približne 3 až 4 roky) slúžiť v systémoch na pomalé uvoľňovanie liečiv [16].

Keramické materiály

Najvýznamnejším biokeramickým materiálom je hydroxyapatit (**HA** alebo **HAp**), ktorý je hlavným prírodným minerálom v kostiach a zubnej sklovine [17, 18], pričom jeho takmer zhodné syntetické formy vykazujú skvelé vlastnosti – pomalá biodegradácia trvajúca približne 4-5 rokov (HA si zachováva geometrický tvar počas regenerácie tkaniva) [19, 20], termodynamická stabilita pri pH ľudského tela a silné chemické väzby s kostným tkanivom [17]. Ďalšou podstatnou rozšírenou biokeramikou je fosforečnan vápenatý (**TCP**), ktorý sa tiež nachádza v kostiach, má dve formy (α -TCP a β -TCP) a v kombinácii s HA vytvára **BCP** – táto zlúčenina nadobúda užitočné vlastnosti oboch zložiek (napr. lepšia biokompatibilita a väčšia podpora pre tvorbu kostného tkaniva ako HA a TCP samostatne) [21]. Medzi iné známe biokeramické materiály patria bioaktívne sklá (napr. oxid hlinitý, oxid zirkoničitý) [3], ktoré správnym naladením dokážu získať vhodnejšie vlastnosti (napríklad rýchlosť degradácie zodpovedajúca rýchlosti rastu tkaniva [22]), avšak všeobecne nie sú vyhovujúce, pretože prechováajú mnoho výrazne nepriaznivých vlastností a musia byť kombinované s biodegradovateľnými polymérmi alebo kovmi [23].

AM Metódy, ktorými sa biokeramické materiály často vyrábajú, zahŕňajú *Direct Ink Writing* (**DIW**), *Binder Jetting* (**BJT**) a FDM [24, 25], pričom všetky tieto procesy pozostávajú z vytlačania materiálu tryskou alebo dýzou.

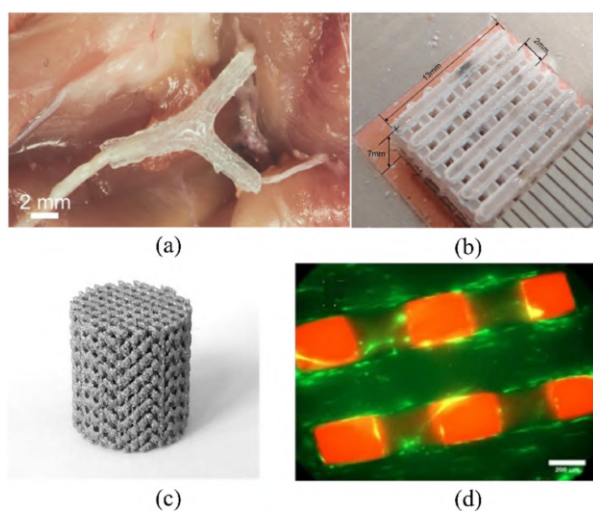
Kovové materiály

Optimalizáciou veľkosti pórov a pórovitosti môžu kovové štruktúry dosiahnuť mechanické vlastnosti, ktoré sa blížia makroskopickým mechanickým vlastnostiam kostného tkaniva (napr. zdanlivý modul pružnosti) [26], čo je dôležitým predpokladom pre tvorbu lešení pripomínajúcich mikroskopickú stavbu kosti. Okrem toho vykazujú vynikajúcu lomovú húževnatosť, medzu klzu a únavovú pevnosť [27, 28, 29]. Predstaviteľmi takýchto kovových materiálov sú zliatiny titánu [30], magnézium [31] a nikel-titán NiTi [32]. Magnézium a jeho zliatiny majú podobné mechanické vlastnosti ako ľudská kosť, pričom sú biodegradovateľné v telesných tekutinách [33], avšak disponujú vysokou mierou korózie, ktorá spôsobuje rýchle uvoľňovanie degradačných produktov [34]. Veľmi populárnou zliatinou v biomedicínskych odvetviach je NiTi s tvarovou pamäťou, ktorá vykázala slubné výsledky pri regenerácii mechanických podnetov v oblasti implantácie a rýchlejšom zotavení pacientov [35, 36, 37].

Selektívne laserové tavenie (**SLM**) a tavenie elektrónovým lúčom (**EBM**) sú primárne AM metódy, ktorými sa vyrábajú kovové štruktúry. Pre SLM je typické natavenie vysoko-výkonným laserom a spájanie postupných vrstiev práškových kovov (napr. NiTi) tak, aby vznikol žiadaný 3D CAD model, zatiaľ čo pri EBM je surový materiál (napríklad zliatiny titánu) umiestnený do vakuu, kde sa spojí zahrievaním elektrónovým lúčom [38]. Metóda AM selektívneho laserového spekania (**SLS**), ktorá využíva laser ako zdroj energie a tepla na spekanie práškového materiálu, je bežná pre kovy, polyméry aj keramiku a od procesu SLM sa rozlišuje tým, že materiál pri spekaní nedosiahne teplotu tavenia [38].

Kompozitné materiály

Kombináciou keramiky a polyméru sa môže pomocou metódy FDM vytvoriť kompozit HA/PCL, ktorý má väčšiu pevnosť v ťahu a v ohybe ako samotný polymér PCL [39], a ktorý preukazuje lepšiu adhéziu a rast buniek [40]. V oblasti aplikácií v medicíne sa ďalej využíva spojenie polyméru PLA s kovmi ako sú titán, magnézium a nehrdzavejúca oceľ 316L pre zlepšenie mechanických vlastností štruktúr [3].



Obr. 4.2: Lešenia z rôznych materiálov, prevzaté z [3]: a) Polymérové lešenie [41], b) Keramické lešenie [42], c) Kovové lešenie (magnézium) [31], d) Kompozitné lešenie(PCL/HA) [43]

Výrobné AM procesy sa môžu všeobecne rozdeľovať do nasledujúcich skupín [44]:

- *Binder Jetting* (**BJT**) – kvapalné spojivo na spája práškový materiál
- *Directed Energy Deposition* (**DED**) – sústredená tepelná energia taví materiál počas toho, ako je nanášaň
- *Material Extrusion* (**MEX**) – materiál dávkovaný cez dýzu (napr. FDM, DIW)
- *Material Jetting* (**MJT**) – nanášanie kvapôčok materiálu
- *Powder Bed Fusion* (**PBF**) – tepelná energia zlučuje práškový materiál (napr. SLS, SLM, EBM)
- *Sheet Lamination* (**SHL**) – spájanie plátov materiálu
- *Vat photopolymerization* (**VPP**) – tekutý fotopolymér je vytvrdzovaný svetlom (napr. SLA)
- *Electrospinning* (**ES**) – nabitá ihla dávkuje materiál, ktorý je priťahovaný elektrostatickými silami

Výrobná metóda	Materiály	Minimálne rozlíšenie [mm]	Zdroje
BJT	Polyméry, Keramika, Kompozity	1,5–2,0	[45, 46, 47, 48, 49]
DED	Kovy	0,25–0,5	[46, 47, 49]
MEX	Polyméry, Keramika	0,1	[45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53]
MJT	Polyméry	0,02	[45, 46, 47, 48, 49, 54]
PBF	Polyméry, Keramika, Kompozity, Kovy	0,04–0,2	[45, 46, 49, 50, 51, 53, 54]
SHL	Polyméry, Kompozity, Kovy	0,1	[45, 46, 49]
VPP	Polyméry, Kompozity	0,01	[45, 46, 49, 53]
ES	Polyméry, Keramika, Kovy	< 0,001	[45, 48, 50, 55]

Tabuľka 4.2: Porovnanie AM metód, upravené z [44]

Ďalší fotopolymér, ktorý je obľúbený na výrobu pomocou SLA, je resin. Síce nie je vhodný pre ľudské telo, ale vďaka jednoduchej príprave vzorkov je adekvátny pre experimentálne modelovanie, preto bol použitý v podkapitole 5.3.

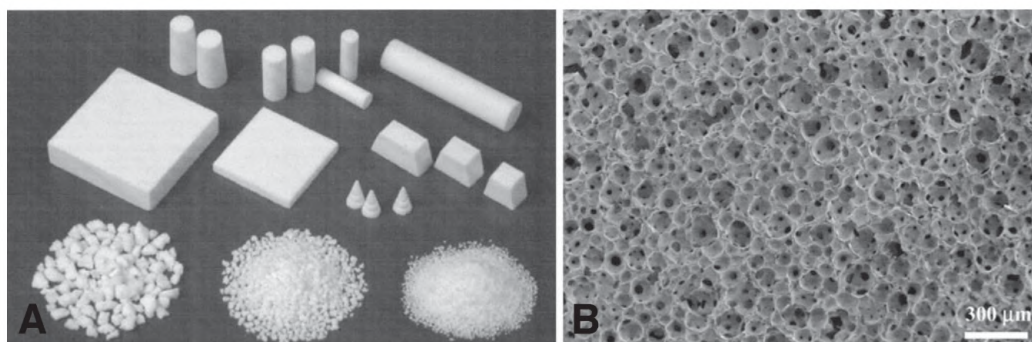
4.3 Požiadavky na štruktúry v medicíne

Návrhom materiálov pre moduláciu rastu a diferenciácie buniek (z menej špecializovaných buniek sa stávajú viac špecializované bunky) sa zaoberá oblasť výskumu nazývaná tkanivové inžinierstvo. Pre správnu funkciu musia materiály v tkanivovom inžinierstve vykazovať určité mechanické a biologické vlastnosti podobné prirodzenej extracelulárnej matrix (**ECM**) resp. medzibunkovej hmote, čo je materiál ukladajúci sa v medzibunkových priestoroch ako napr. HA [56].

Výsledkom podrobného prieskumu na tému požiadaviek materiálov využiteľných v biomedicíne bolo identifikovaných niekoľko nevyhnutných predpokladov, ktoré musí materiál spĺňať, aby mohol byť zvažovaný ako vhodný kandidát na produkciu náhrady alebo implantátu. Materiál by mal podľa Amr A. Essawy a A.M. El-Nggar [57] prechovávať nasledujúce črty:

- disponovať prepojenými pórmami s adekvátnymi rozmermi na podporu integrácie tkaniva a vaskularizácie (zvýšené prekrvenie tkanív),
- mať biodegradabilitu a biokompatibilitu zhodnú s náhradou tkaniva,
- vykazovať vhodnú povrchovú chémiu – osteokonduktivitu – na podporu bunkového prichytenia, diferenciácie a proliferácie (novotvorba buniek),
- mať vyhovujúce mechanické vlastnosti – napr. pevnosť, tvárnosť a odolnosť voči korózii – zodpovedajúce zamýšľanému miestu implantácie a manipulácii,
- byť netoxický,
- byť jednoducho upraviteľný do rôznych tvarov a veľkostí.

Príkladom materiálu, ktorý spĺňa všetky uvedené požiadavky, a je teda vhodný na medicínske účely, je napr. syntetický HA IP-CHA, ktorý je možné vidieť na obr. 4.3.



Obr. 4.3: Synteticky vytvorený hydroxyapatit IP-CHA splňujúci požiadavky biomateriálu, prevzaté z [58]: A) makroskopický pohľad na odlišné vzorky, B) mikroskopický pohľad na štruktúru

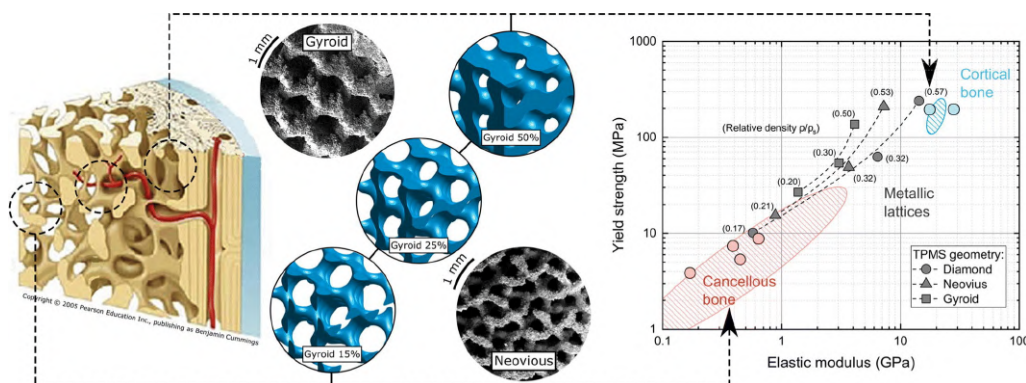
4.4 Porovnanie s biologickými materiálmi

Všeobecný popis nadradených vlastností lattice štruktúr oproti neporéznym materiálom už bol spomenutý v predošlých sekciách kapitol 1 a 4 (4.1, 4.3). Táto podkapitola sa zameriava na porovnanie lattice štruktúr priamo s biologickými štruktúrami v kostných tkanivách a má slúžiť ako praktický príklad významnosti lattice štruktúr v biomedicíne a tkanivovom inžinierstve. Špecificky sa venuje lattice štruktúre vyrobenej zo zliatiny titánu **Ti-6Al-4V**, ktorá je populárna v oblasti výskumu regeneratívnej medicíny [59, 60].

Všeobecne sa rozlišujú dva typy ľudskej kosti: plstovitá (pleximorfná) kosť – hrubo vlákniatá s nepravidelnou štruktúrou – a lamelárna kosť – jemne vlákniatá [61]. Lamelárna sa skladá z dvoch častí:

- **Kompaktná kosť** (*compact/cortical bone*) – tuhšia, hustejšia kosť, ktorá obaľuje krátke kosti, konce dlhých kostí a tvorí telo (diafýzu) dlhých kostí.
- **Hubovitá (špongiózna) kosť** (*trabecular/cancellous/spongy bone*) – porézna štruktúra, ktorá tvorí väčšinu materiálu krátkych kostí, ako aj konce dlhých kostí.

Hubovitá kosť má odlišnú relatívnu hustotu a poréznosť v závislosti od toho, kde v tele sa nachádza. Všeobecne má poréznosť od 40 % do 95 %, zatiaľ čo menej porézna kompaktná kosť ju má v priemere iba 5 až 15 %. Preto je možné z makroskopického hľadiska pozorovať nižší modul pružnosti a medzu klzu pri špongióznej kosti ako pri kompaktnej. Sumarizáciou výsledkov odlišných štúdií sa zistilo, že pre kompaktnú kosť, aby sa zachovali mechanické vlastnosti, lattice štruktúra vyrobená z Ti-6Al-4V musí preukazovať poréznosť 50-70 %, zatiaľ čo pre hubovitú kosť s poréznosťou 70-90 % musí byť táto poréznosť podstatne vyššia (>80 %) [59]. Konkrétny príklad porovnávania vlastností špecifických lattice štruktúr s biologickým tkanivom je možné vidieť na obr. 4.4.



Obr. 4.4: Grafické porovnanie troch lattice štruktúr (s objemovými zlomkami 15 %, 25 %, 50 %) vyrobených z Ti-6Al-4V s kostnými tkanivami, prevzaté z [60]

4.5 Prehľad aktuálnych výskumov

Publikácie uvedené v tejto kapitole sú výberom zo štúdií a článkov, ktoré riešia do hĺbky vlastnosti lattice štruktúr a ich potenciálne aplikácie v medicíne:

High-Strength Hydroxyapatite Scaffolds with Minimal Surface Macrostructures for Load-Bearing Bone Regeneration [62]

TPMS lattice štruktúry môžu materiály spraviť viac pevnými a ľahkými. Autori v článku využili TPMS návrhy na vytvorenie 3D tlačných lešení z hydroxyapatitu (HA) s cieľom prekonať obmedzenú mechanickú pevnosť prírodných kostných tkanív. Výsledky ukázali, že tieto HA lešenia sú oveľa pevnejšie a dosahujú pevnosť potrebnú pre rôzne typy ľudskej kosti. Vykazovali lepšie výsledky ako tradičné HA lešenia, pokiaľ ide o pevnosť, rast buniek a tvorbu kostných buniek. Konkrétne, jeden dizajn TPMS (Split-P – viď tab. 4.1) znížil miesta koncentrácie napätia a jeho otvorená štruktúra umožnila efektívne vrastanie novej kosti do lešenia počas testov v kostiach králikov. Pokročilé laboratórne testy pomohli pochopiť postupný proces opravy kosti v priebehu času. Tieto vylepšené TPMS lešenia sú príslubom pre vývoj materiálov schopných opravovať nosné kosti.

Synthetic bone: Design by additive manufacturing [63]

Táto štúdia skúma dizajnové možnosti, ktoré ponúka 3D tlač pri vytváraní kovových štruktúr napodobňujúcich špongióznú (trabekulárnu) kosť. Cieľom bolo vyvinúť vylepšené implantáty („syntetickú kosť“) s lepšou mechanickou zhodou s prirodzenou kosťou a zlepšenou integráciou kosti (oseointegráciou), pri ktorej kosť vrastá na implantát. Rôzne lattice dizajny boli vytlačené 3D tlačou s použitím bežnej zliatiny titánu. Presnosť ich tlače bola precízne skontrolovaná pomocou CT skenov a ich tuhosť a pevnosť boli experimentálne zmerané. Na základe týchto zistení výskumníci vytvorili „mapy dizajnu implantátov“. Tieto mapy slúžia ako praktický sprievodcovia pre navrhovanie kostných náhrad na mieru, najmä pre aplikácie ako sú implantáty pre spevnenie chrbtice. Pomáhajú vyvážiť kľúčové faktory: zosúladienie tuhosti implantátu s okolitou kosťou; výber správnej veľkosti a tvaru štruktúry pórov na podporu vrastania kosti; zabezpečenie, že komplexný dizajn môže byť spoľahlivo vyrobený pomocou 3D tlače; výber vhodných vnútorných materiálových vlastností potrebných pre dlhotrvajúce a odolné implantáty. Štúdia poskytuje príklady použitia týchto máp pri navrhovaní spinálnych implantátov.

Graded Hydroxyapatite Triply Periodic Minimal Surface Structures for Bone Tissue Engineering Applications [64]

Vnútorný dizajn (architektúra) poréznych lešení používaných na opravu kostí je životne dôležitý. Ovplyvňuje, ako dobre sa spájajú s existujúcou kosťou, dodávajú živiny hojácim bunkám a poskytujú mechanickú pevnosť. V tejto štúdii boli vytlačené 3D tlačou lešenia z HA s použitím troch komplexných vzorov TPMS (Gyroid, Lidinoid a Split-P; viď tab. 4.1) s rôznou úrovňou pórovitosti v rozsahu od 50 % do 80 %. Výsledky štúdie ukázali, že dizajn Split-P bol najpevnejší (15-25 MPa), ale mal najmenšiu plochu povrchu pre tvorbu nového kostného materiálu. Dizajny Gyroid a Lidinoid boli v laboratórnych

testoch lepšie pre tvorbu minerálu. Na skombinovanie týchto výhod výskumníci vytvorili „gradientové“ lešenia s dizajnom jadro-obal (*core-shell*) s použitím viacerých typov TPMS. Špecifický dizajn s pevným jadrom a 70 % poréznym gyroidným vonkajším obalom dosiahol veľmi vysokú pevnosť (120 MPa, podobnú prirodzenej špongióznej kosti), pričom stále podporoval dobrý rast a vývoj buniek, podobne ako plne porézna štruktúra. Táto kombinácia vysokej pevnosti a dobrej biologickej interakcie robí z tohto dizajnu jadro-obal slubného kandidáta na opravu kostí, ktoré musia niesť záťaž (nosné aplikácie).

Comparing ceramic Fischer-Koch-S and gyroid TPMS scaffolds for potential in bone tissue engineering [65]

Tento výskumný článok je prvý, ktorý úspešne vytvoril keramické Fischer-Koch S (viď tab. 4.1) lešenia a priamo porovnal ich mechanické vlastnosti so široko používaným dizajnom Gyroid. Pri výrobe s vysokou pórovitosťou (70 %) sa zistilo, že keramické Fischer-Koch S lešenia sú výrazne pevnejšie (o 32 %) a absorbovali oveľa viac energie (o 49 %) v porovnaní s lešeniami Gyroid. Toto zlepšenie pevnosti bolo na úkor len mierne nižšej permeability (o 11 % menší prietok tekutín). Oba dizajny vykazovali pevnosť a permeabilitu porovnateľnú s dolným rozsahom prirodzenej špongióznej (trabekulárnej) kosti a preukázali vysokú spoľahlivosť bez ľahkého lámania. Štúdia tiež analyzovala, ako sa lešenia lámali. Vzhľadom na tieto výsledky sa Fischer-Koch S javí ako slubnejší než Gyroid pre budúci vývoj kostných štruktúr. Je to najmä vďaka jeho vyššej pevnosti a spoľahlivosti, len s malým kompromisom v permeabilite. Fischer-Koch S by mohol byť obzvlášť vhodný pre aplikácie opravy kostí, kde je vysoká pevnosť dôležitejšia ako maximálny prietok tekutín.

TPMS-based strut-shell interpenetrating lattice metamaterial with wide-range customizable mechanical properties and superior energy absorption [66]

Inšpirovaný tým, že TPMS prirodzene rozdeľujú priestor na dve prepletené oblasti, táto práca predstavuje nový dizajn lattice štruktúr nazývaný TSSI (*strut-shell* dizajn TPMS materiálu), ktorý ponúka viac možností na prispôbenie mechanického správania materiálu. TSSI lattice štruktúra má väčšiu špecifickú plochu povrchu v porovnaní s tradičnými jednoduchými dizajnmi. Úprava zmesi alebo pomeru prúťových a škrupinových častí je veľmi efektívny spôsob jemného ladenia mechanických vlastností materiálu (napr. tuhosť alebo ako sa vlastnosti menia so smerom) v širokom rozsahu – lepšie než len zmena celkového množstva materiálu. Tento pomer zmiešania tiež mení spôsob, akým sa štruktúra deformuje pod napätím. Kľúčové je, že ak jedna časť prepletenej štruktúry zlyhá, druhá časť poskytuje podporu, čím zabráňuje náhlemu úplnému kolapsu. To vedie k plynulejšej a stabilnejšej absorpcii energie počas nárazov, s potenciálnym zvýšením celkovej absorbovanej energie až o 74 %. Tento TSSI prístup poskytuje nové spôsoby navrhovania ľahkých komponentov s vysoko nastaviteľnými mechanickými vlastnosťami a vynikajúcou absorpciou energie.

5 Metóda riešenia

Určenie mechanických vlastností TPMS štruktúr je možné dvoma spôsobmi: výpočtovým modelovaním a experimentom. Kapitola 5 sa detailne zaoberá tvorbou algoritmu na generovanie TPMS modelov geometrie, ktoré sú následne využité vo výpočtoch MKP pre vyhodnocovanie deformačno-napäťových analýz a na určenie zdanlivého modulu pružnosti, a porovnaním týchto zistených poznatkov s výsledkami tlakovej skúšky vybraných lattice štruktúr.

5.1 Algoritmus na generovanie modelov geometrie

Podkapitola sa venuje detailnému popisu algoritmu implementovaného v programovacom prostredí MATLAB (verzia R2024b, akademická licencia Individual), ktorého úlohou je generovanie špecifickej lattice štruktúry TPMS na základe voliteľných parametrov vo formáte .stl, ktorý sa široko využíva práve na tvorbu 3D modelov pre AM výrobné procesy. Pre zjednodušenie dostupnosti a náročnosti používania tohto kódu bola vytvorená samostatná aplikácia, ktorá nevyžaduje, aby užívateľ zapínal alebo vlastnil MATLAB, a ktorá využíva intuitívne grafické používateľské rozhranie (GUI) pre zadanie vybraných parametrov a vizualizáciu žiadanej TPMS štruktúry.

5.1.1 Princíp funkcie MATLAB algoritmu

Vytvorenie jednej TPMS štruktúry vyžaduje hlboké porozumenie jej matematickej definície ako implicitnej rovnice, diskretizácii priestoru a princípu formátovania .stl 3D modelov. Tvorba modelu geometrie TPMS v MATLAB prostredí sa skladá z piatich krokov (viď obr. 5.1).



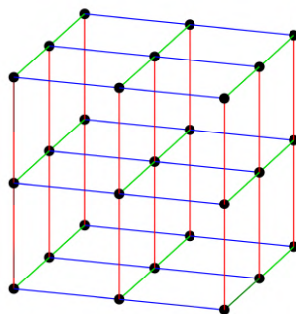
Obr. 5.1: Schéma tvorby TPMS modelu geometrie

Výber typu TPMS a ich parametrov

Výber vhodných parametrov významne ovplyvňuje výsledné mechanické vlastnosti štruktúr, preto je parametrizovateľnosť základným bodom pri tvorbe modelov geometrie. Medzi nastaviteľné parametre v algoritme patria: voľba lattice štruktúry TPMS (všetky uvedené v tab. 4.1), veľkosť jednotkovej bunky v milimetroch, rozmery celého modelu geometrie (taktiež v milimetroch), jemnosť siete a parameter C , ktorý určuje hodnotu izoplochy TPMS (tiež nazývaný ako *shape factor*). V prípade lattice štruktúr Gyroid a Diamond je taktiež možné nastaviť veľkosť dutín, pričom sa rozmer jednotkovej bunky upraví automaticky. Pokročilým nastavením je funkcia gradientu, kde sa hodnota izoplochy C postupne mení (podľa jemnosti siete) na základe zadaných hraničných hodnôt – vytvára sa porézna gradientová štruktúra pripomínajúca kostné tkanivo, čo by mohlo byť v budúcnosti vhodné pre využitie v kostnej implantológii.

Tvorba siete

Na základe nastavených parametrov rozmeru modelu geometrie a jemnosti siete sa pomocou MATLAB funkcie `meshgrid` vytvorí diskretizovaný priestor definovaný trojrozmernými maticami, ktorý je tvorený pravidelnou mriežkou bodov, pričom osem susedných bodov vytvára jeden voxel (3D pixel). Na obr. 5.2 je grafické zobrazenie rozdelenia priestoru na 8 voxelov, kde každá farba predstavuje jednu z trojrozmerných matic. Takto ohraničený rozdelený objem má tvar kocky, rovnako ako generované TPMS modely geometrie.



Obr. 5.2: Diskretizácia trojrozmerného priestoru na 8 voxelov

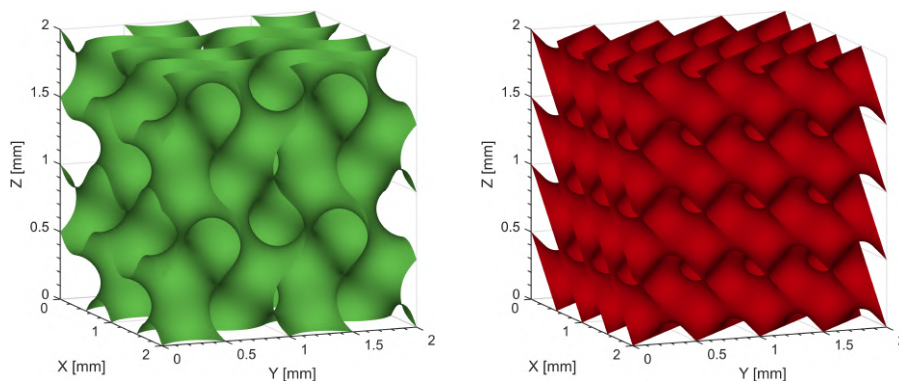
Hustota mriežky voxelov priamo ovplyvňuje detailnosť a presnosť generovaných modelov geometrie – pre každý bod sa vypočíta hodnota implicitnej funkcie zvolenej TPMS. Výsledkom je 3D matica skalárnych hodnôt, ktorá reprezentuje pole hodnôt v diskretizovanom priestore.

Extrakcia izoplochy

Prevod z implicitnej reprezentácie na explicitnú geometriu vychádza z vypočítaného poľa skalárnych hodnôt, kde využitím funkcie `isosurface` dochádza k extrakcii izoplochy, ktorá odpovedá žiadanej hodnote C . Funkcia `isosurface` je postavená na algoritme „Marching Cubes“ [67], ktorý prechádza jednotlivé voxely mriežky a na základe hodnôt implicitnej funkcie vo vrchoch každého voxelu určí, či izoplocha týmto voxelom prechádza. Pre každú konfiguráciu hodnôt existuje preddefinovaný súbor trojuholníkov, ktoré aproximujú priechod izoplochy voxelom. Spojením týchto malých trojuholníkov zo všetkých voxelov, ktorými izoplocha prechádza, vznikne súvislá trojuholníková (polygonálna) sieť, tvorená vrcholmi (*vertices*) a plochami (*faces*), reprezentujúca izopovrch TPMS modelu geometrie. Tento postup sa nazýva triangulácia a je v oblasti grafických 3D objektov bežný.

Vykreslenie žiadanej štruktúry

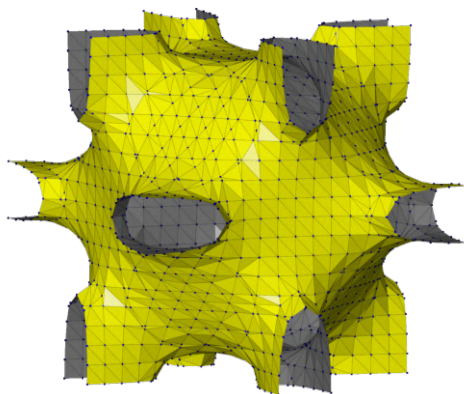
Na grafické zobrazenie parametrizovaného modelu geometrie TPMS štruktúry bola využitá MATLAB funkcia `patch`, ktorej vstupom sú súradnice vrcholov a plôch polygonálnej siete vytvorenej v predošlej sekcii. Pre prehľadnosť sú v kóde implementované aj funkcie `camlight`, `material` a `axis`, ktoré upravujú vzhľad vykresleného modelu geometrie a vlastnosti interaktívneho grafu (viď obr. 5.3), v ktorom je možné pre kontrolu odčítať napr. rozmery jednotkových buniek alebo presnú polohu akéhokoľvek bodu povrchu.



Obr. 5.3: Vykreslenie Gyroid (vľavo) a Diamond (vpravo) TPMS štruktúr

Generovanie modelu geometrie

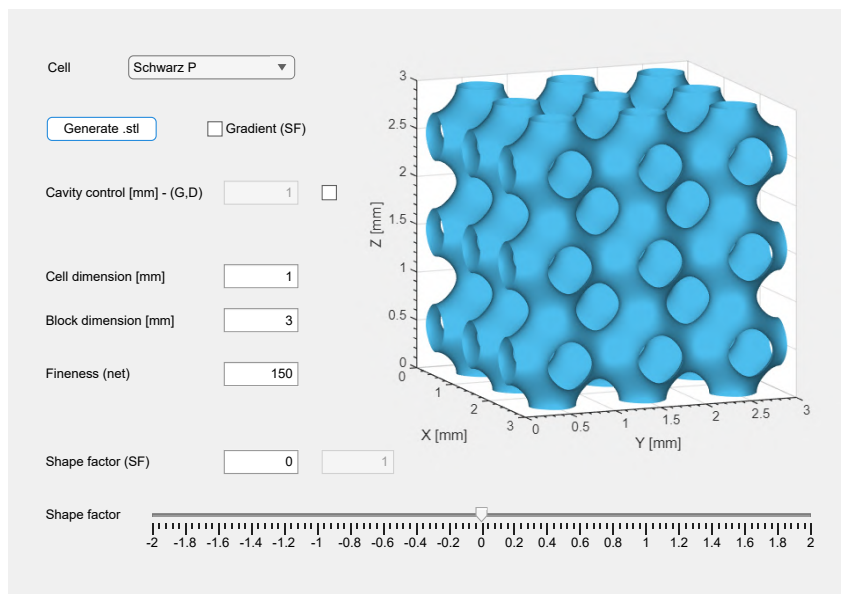
Posledným krokom je export vygenerovanej trojuholníkovej siete do súboru formátu .stl, ktorý ukladá geometriu 3D objektu ako zoznam trojuholníkov určených súradnicami svojich troch vrcholov a normálovým vektorom, ktorý určuje vonkajšiu stranu trojuholníka. Na to sa využíva funkcia `stlwrite`, ktorej vstupom je okrem názvu požadovaného .stl súboru aj vhodne upravené hodnoty triangulácie – výstup MATLAB funkcie `triangulation` vychádzajúci zo známych hodnôt vrcholov a plôch polygonálnej siete. Výsledný model geometrie je zobrazený na obr. 5.4, ktorý znázorňuje trojuholníkovú sieť formátu .stl skladajúcu sa zo spomenutých vrcholov a plôch (pre lepšie znázornenie bola využitá hrubšia sieť).



Obr. 5.4: Grafické znázornenie trojuholníkovej siete formátu .stl

5.1.2 Tvorba grafického rozhrania

Pre užívateľsky jednoduché, pragmatické a nenáročné ovládanie bolo vytvorené grafické používateľské rozhranie GUI v MATLAB App Designer (vo formáte .mlapp), ktoré umožňuje priamo meniť parametre, vizualizovať okamžitú zmenu grafického modelu geometrie a spustiť generovanie žiadaného .stl súboru. Na základe tohto GUI vznikla praktická samostatná aplikácia, ktorá môže byť integrovaná medzi inými aplikáciami v rozhraní MATLAB alebo použitá osobitne bez potreby akejkoľvek interakcie s MATLAB prostredím.



Obr. 5.5: Grafické rozhranie algoritmu na tvorbu TPMS štruktúr

Funkcie a parametre, ktoré sú nastaviteľné pri používaní GUI (viď obr. 5.5):

- **Cell** – voľba typu TPMS lattice štruktúry prostredníctvom rozbalovacieho zoznamu (vľavo hore).
- **Generate .stl** – vygenerovanie súboru .stl s automatickým názvom.
- **Gradient (SF)** – možnosť vytvorenia gradientovej štruktúry podľa nastavených hraničných hodnôt parametru C .
- **Cavity control [mm] - (G,D)** – možnosť tvorby modelu geometrie Gyroid a Diamond so špecifickou veľkosťou dutín.
- **Cell dimension [mm]** – voľba rozmeru jednotkovej TPMS bunky.
- **Block dimension [mm]** – voľba veľkosti 3D objektu.
- **Fineness (net)** – nastavenie jemnosti siete.
- **Shape factor** – nastavenie číselnej hodnoty parametru C prostredníctvom numerického poľa a posuvníka.

5.2 Výpočtové modelovanie

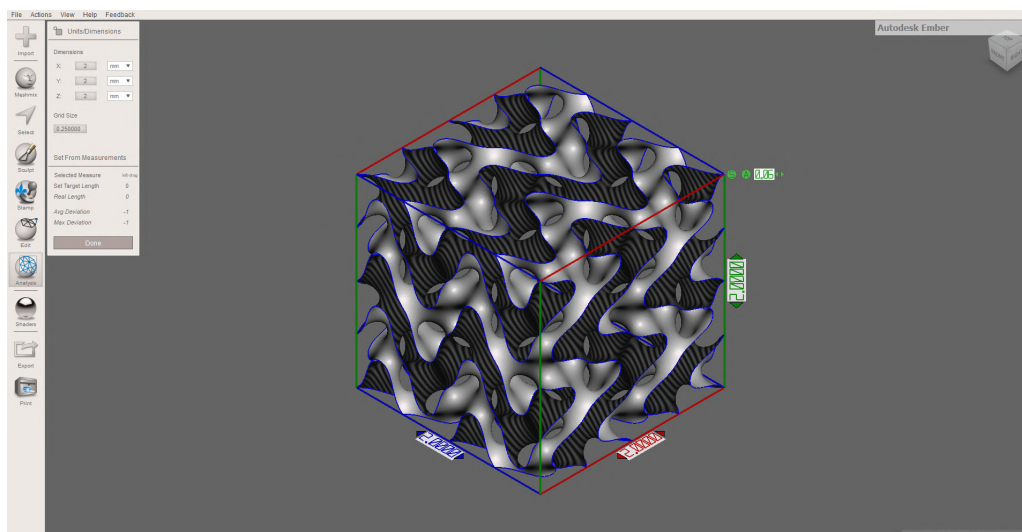
Výpočtové modelovanie predstavuje možnosti riešenia deformačných a napätových stavov, ktoré využívajú matematické modely a výpočtovú techniku k simulácii a štúdiu správania zložitých systémov alebo javov – v tejto práci je využitá pre riešenie Metóda konečných prvkov (MKP) a softvér ANSYS (verzia 2024 R1, akademická licencia). Výpočtové modelovanie pomocou MKP umožňuje vykonávať riešenie *in silico* deformačno-napätových stavov, analyzovať ich výsledky a optimalizovať návrhy bez nutnosti nákladného a časovo náročného experimentálneho riešenia. V kontexte biomedicíny a tkanivového inžinierstva zohráva MKP zásadnú úlohu, preto je riešenie a analýza výsledkov uskutočnená práve touto metódou.

Numerická metóda MKP je založená na rozdelení spojitého telesa na konečný počet navzájom prepojených prvkov spojených v uzloch, pričom správanie neznámej veličiny je v rámci každého prvku aproximované pomocou interpolačných funkcií, ktoré sú definované podľa hodnôt v uzloch prvku. Následne sa pre každý prvok odvodí sústavy algebraických rovníc, ktoré popisujú jeho fyzikálne správanie na základe materiálových vlastností, okrajových podmienok a pôsobiacich zaťažení. Tieto lokálne sústavy rovníc sa zložia do rozsiahlej globálnej sústavy rovníc pre celý model, ktorej vyriešením sa získajú hodnoty neznámych veličín v uzlových bodoch. Z týchto uzlových hodnôt je možné následne vypočítať ďalšie odvodené veličiny (napr. napätia a deformácie) v ľubovoľnom bode modelu. Príprava jedného takéhoto výpočtového modelu pre ANSYS obsahuje niekoľko operácií: tvorba a import modelu geometrie, stanovenie modelu materiálu, voľba vhodných okrajových podmienok a určenie primeraného zaťaženia.

5.2.1 Model geometrie

Pre riešenie deformačno-napätových stavov bola vybraná lattice štruktúra Gyroid a Diamond (viď tab. 4.1), pričom bolo potrebné každej izoploche priradiť hrúbku, ktorá bola menená ako sledovaný parameter. Hrubšie štruktúry všeobecne vykazujú vyššiu tuhosť, preto je podstatné túto závislosť preskúmať priamo pre TPMS štruktúry, aby bolo možné určiť, aké hrúbky rozdielnych lattice štruktúr sú vhodné pre rôzne implantáty, ktoré sú zavedené na odlišných miestach v ľudskom tele a budú musieť mechanicky vyhovovať a súčasne splňovať nároky na biologickú odbúrateľnosť.

Na pridanie hrúbky izopovrchu modelu geometrie bol využitý Autodesk Meshmixer, čo je výkonný a bezplatný nástroj na prácu s polygonálnymi sieťami, akými sú napríklad .stl súbory (viď obr. 5.6). Výstupom spomenutého algoritmu z predošlej podkapitoly, generujúceho TPMS 3D objekty, je jednostranná povrchová sieť, preto pre rovnomernú hrúbku musela byť vstavaná funkcia Extrude použitá dvakrát – raz v smere normál k povrchu a raz v smere opačnom – pričom sa v oboch prípadoch zadávala polovičná žiadaná hrúbka steny. Výsledkom tejto úpravy je realistický model geometrie lattice štruktúry, ktorý sa dá jednoducho využívať pre rôzne druhy výpočtového modelovania, a zároveň je adekvátny pre 3D tlač a následné experimentálne riešenie.



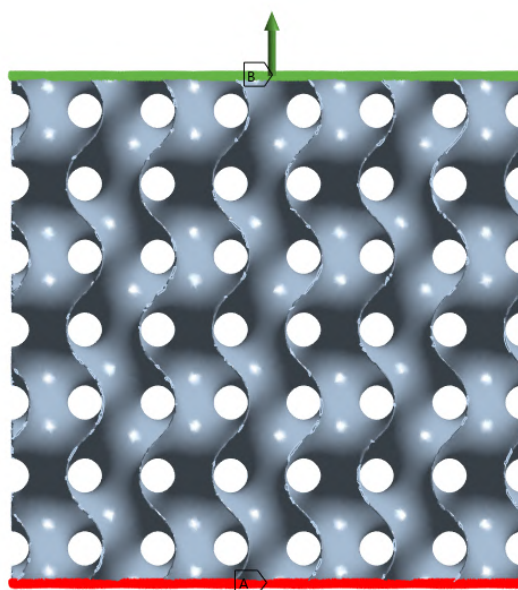
Obr. 5.6: Náhľad do rozhrania Autodesk Meshmixer

5.2.2 Model materiálu

Ako adekvátny kandidát pre analýzu mechanických vlastností lattice TPMS štruktúr bol zvolený biokeramický materiál hydroxyapatit HA (viď 4.2), ktorého modul pružnosti je $E = 10$ GPa a Poissonov pomer je $\mu = 0,3$, keďže je základnou zložkou ľudských kostí.

5.2.3 Model väzieb a zaťažení

Riešenie bolo realizované pre ťahovú/tlakovú skúšku, pomocou ktorej bolo možné určiť zdanlivé mechanické vlastnosti – na jednej strane vzorku bolo zamedzené posuvom a na protilahlej strane bol predpísaný posuv odpovedajúci 0,1 % predĺženia/stlačenia vzorku (viď obr. 5.7).



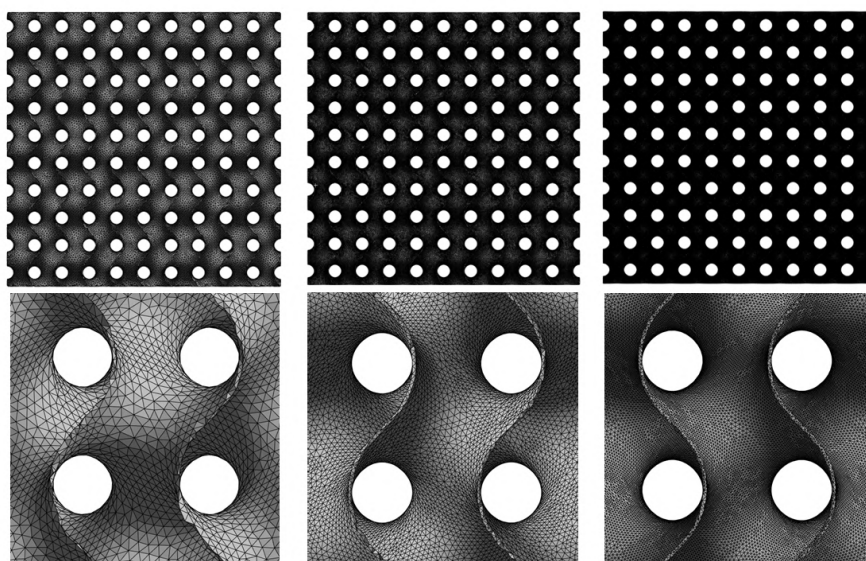
Obr. 5.7: Model väzieb a zaťažení: A) zamedzenie všetkých posuvov (červená), B) predpísaný posuv 0,1 % rozmeru kocky kolmo na plochu (zelená)

5.2.4 Citlivostná analýza

Pred vykonaním deformačno-napätových analýz je nutné posúdiť činitele, ktoré ovplyvňujú presnosť a validitu výsledkov výpočtového modelovania. Medzi takéto faktory spadajú: veľkosť reprezentatívneho vzorku, typ a rozmer elementov MKP, a vplyv veľkých deformácií, resp. nelineárneho správania. Súhrnným názvom týchto zhodnocovacích metód, ktoré určujú dosah zmeny vstupného parametru na výstupe, je citlivostná analýza. Sledovaným výstupom bol tzv. zdanlivý (efektívny) modul pružnosti E , ktorý je zásadný pre opis mechanických vlastností štruktúr (výpočet podľa vzorca 6.3). Riešič ANSYS bol nastavený ako iteračný typ s toleranciou presnosti výpočtov 10^{-4} .

Element siete

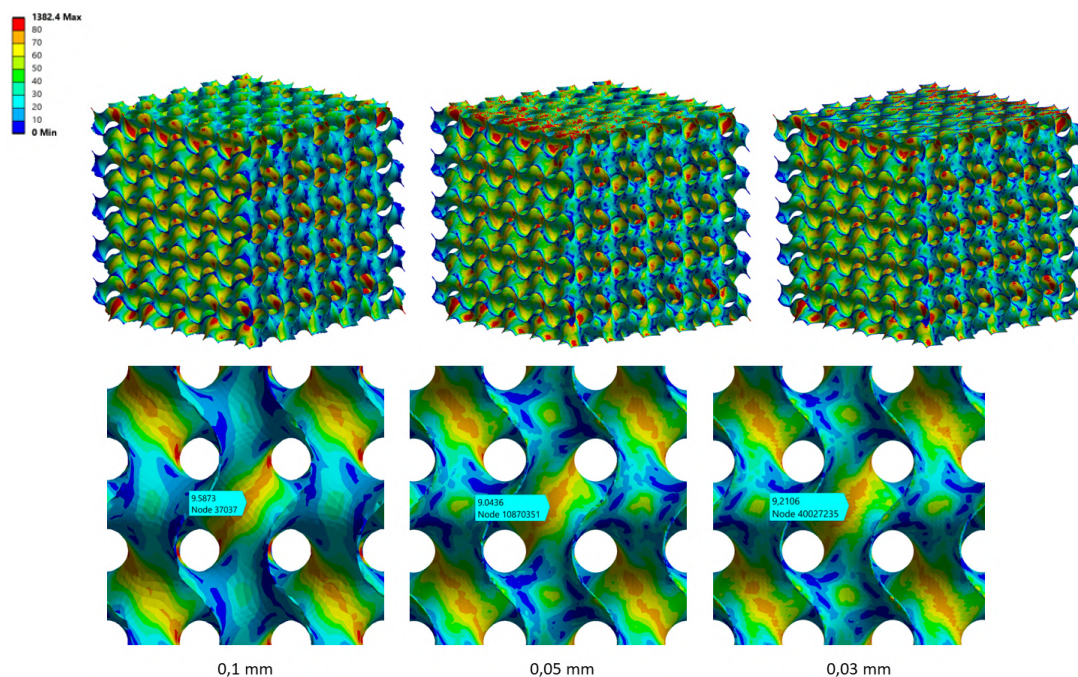
Jemnosť siete významne ovplyvňuje presnosť výsledku výpočtov MKP, preto bola veľkosť globálneho elementu testovaná na Gyroid štruktúre s najmenšou hrúbkou 0,03 mm a bola menená v rozsahu od 0,03 mm do 0,1 mm. Výsledky je možné vidieť na obr. 5.8 a 5.9 a v tab. 5.1. V prípade, kedy veľkosť elementu bola 0,05 a 0,03 mm, rozdiel od vzorovej hodnoty zdanlivého modulu pružnosti bol menší ako 5 %, avšak pre vyššiu presnosť bol v deformačno-napätových analýzach využitý rozmer 0,03 mm. Použitý element siete bol kvadratický tetraéder SOLID 187, ktorý patrí k najpoužívanejším pri riešení štruktúrnych úloh pomocou programu ANSYS.



Obr. 5.8: Odlišné veľkosti elementu siete štruktúry Gyroid (zľava: 0,1 mm, 0,05 mm, 0,03 mm)

Element [mm]	Počet uzlov	Počet elementov	Zdanlivé E [MPa]	Rozdiel [%]
0,1	1522293	515590	157,84	12,37
0,05	11415597	5662249	140,76	0,21
0,03	42361101	23044488	140,46	0

Tabuľka 5.1: Citlivostná analýza veľkosti elementov siete MKP



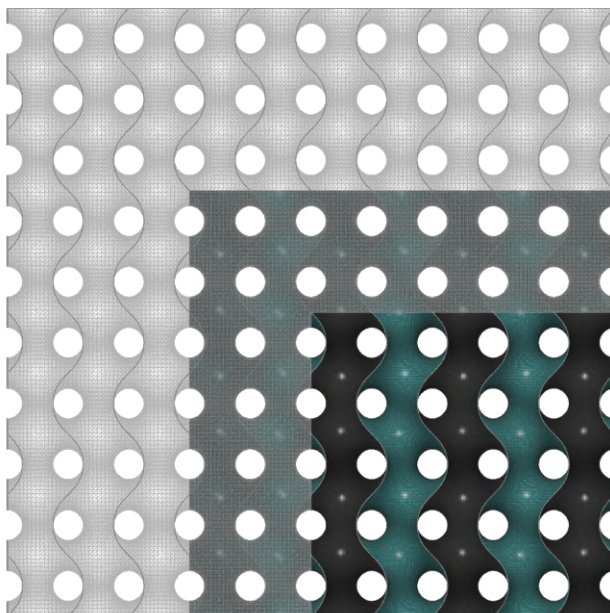
Obr. 5.9: Vykreslenie napätia buniek s tromi elementami siete

Veľkosť vzorku

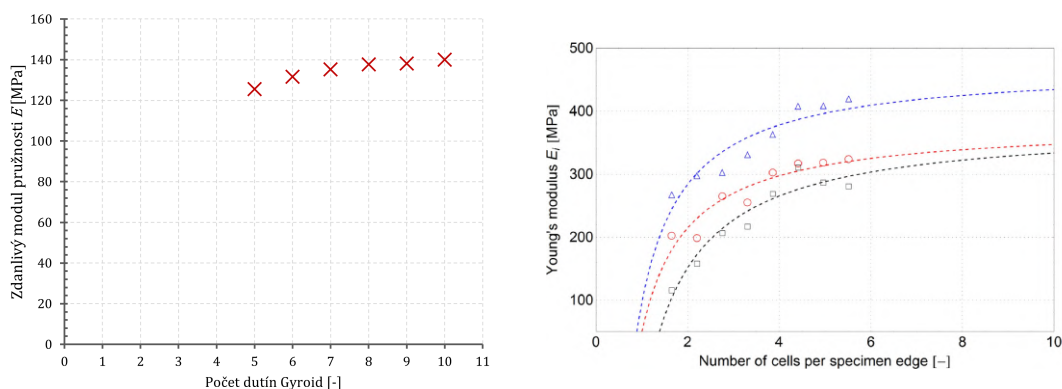
Pre stanovenie zdanlivého modulu pružnosti bolo nutné vybrať vhodnú veľkosť reprezentatívneho vzorku, ktorý má tvar kocky, s dostatočným počtom dutín na jednu hranu. V práci [68] sa uvádza, že ideálny počet buniek na hranu vzorku je v rozmedzí od 5 do 10 pre realistickú hodnotu zdanlivého modulu pružnosti penovej štruktúry. Citlivostnou analýzou, vykonanou na štruktúrach Gyroid s počtom dutín 5 až 10 (obr. 5.10), bolo zistené, že pre dutiny lattice štruktúr platí podobná závislosť (tab. 5.2 a obr. 5.11), pričom pri počte dutín 7 na jednu hranu kocky boli opäť rozdiely hodnôt menšie ako 5 % a preto pre ďalšie výpočtové riešenie boli použité kocky, ktoré po hranách mali vždy 7 dutín, pričom jednotkové TPMS bunky štruktúr Gyroid a Diamond majú po hranách vzoriek tvaru kocky 2 dutiny.

Počet dutín	Zdanlivé E [MPa]	Rozdiel [%]
5	125,50	10,65
6	131,60	6,31
7	135,20	3,74
8	137,70	1,96
9	138,12	1,67
10	140,46	0

Tabuľka 5.2: Citlivostná analýza počtu dutín Gyroid



Obr. 5.10: Jednotkové bunky Gyroid s rozličným počtom dutín (10, 7, 5)



Obr. 5.11: Závislosť modulu pružnosti na počte dutín lattice štruktúry Gyroid (vľavo) a na počte buniek nepravidelnej penovej štruktúry (vpravo, prevzaté z [68])

Vplyv veľkých deformácií

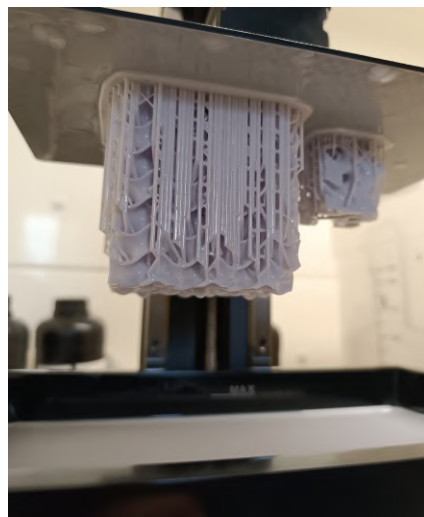
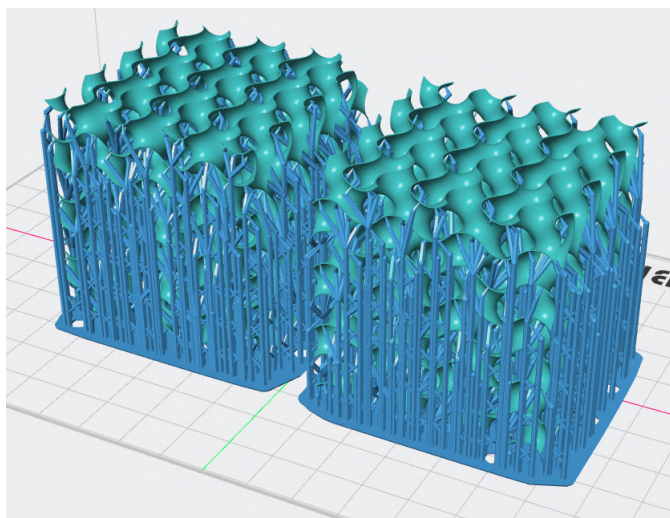
Znatelný účinok nelinearity sa môže prejaviť pri uvažovaní vplyvu veľkých deformácií, kde zmena tvaru geometrie výpočtového modelu už nie je zanedbateľná, a vzťah medzi pôsobiacimi silami a výslednými deformáciami nie je lineárny, čo podstatne zvyšuje výpočtové časy. Pri porovnaní lineárneho problému s riešením, ktoré predpokladalo vplyv veľkých deformácií, bol rozdiel analyzovaných veličín nevýznamný.

Pre kompletnú analýzu homogénosti vzorkov boli vykonané tlakové skúšky v troch nezávislých smeroch, ktorých výsledky sa zanedbateľne líšili, a okrem tlakových skúšok boli realizované aj ťahové skúšky, ktoré nemali odlišný účinok na veľkosť vyhodnocovaných veličín.

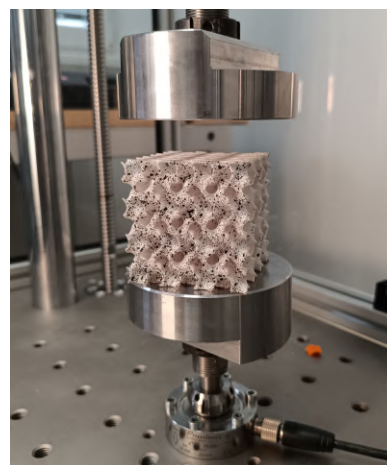
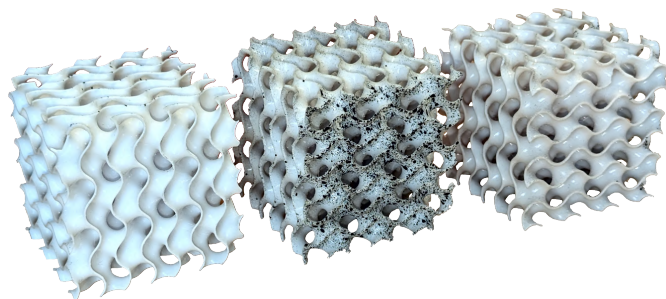
5.3 Experimentálne riešenie

Experimentálne riešenie zahŕňa systematické vykonávanie testov na vzorkách s cieľom sledovať ich správanie a vlastnosti za určitých stanovených podmienok. Analýzou takto získaných dát je možné porovnať výsledky s výpočtovými riešeniami a získať realistickú predstavu o využiteľnosti a optimalizácii návrhov pre praktické aplikácie. Experiment môže všeobecne odhaliť nedostatky modelu nepostrehnuteľné výpočtovým modelovaním (napr. nelinearita, únavové javy, vplyv výrobných nepresností).

Pre experiment, ktorý má určiť a overiť mechanické vlastnosti lattice štruktúr pre-skúmaných pomocou spomenutého výpočtového modelovania, boli vytvorené tri vzorky TPMS štruktúry Gyroid o rozmeroch 70 x 70 x 70 mm s odlišnými hrúbkami stien (1 mm, 0,8 mm a 0,6 mm) z resinu Prusament Resin prostredníctvom SLA (použitý bol softvér Chitubox 64). Tlačiareň využitá na výrobu štruktúr bola Anycubic Photon Mono M5s (viď obr. 5.12). Vzorky boli vytvrdzované 60 minút pomocou UV svetla, následne očistené a všetky podpory odstránené. Tlaková skúška bola vykonaná na skúšobnom stroji od firmy StepLab (viď obr. 5.13).



Obr. 5.12: Modely TPMS pripravené v prostredí Chitubox 64 vyrobené s SLA

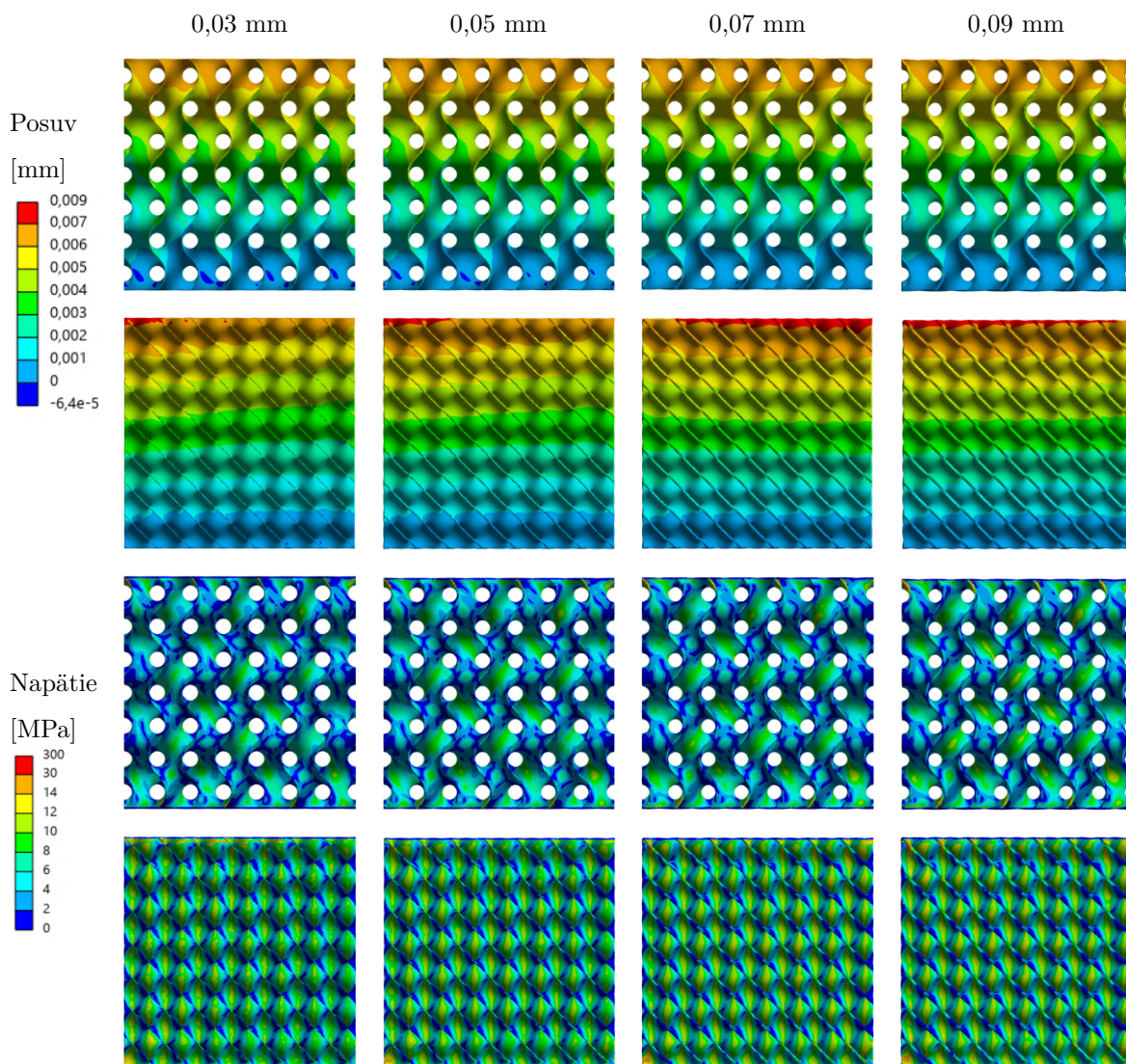


Obr. 5.13: Tlaková skúška vykonaná na stroji od firmy StepLab

6 Prezentácia a analýza výsledkov

6.1 Deformačno-napäťová analýza

Deformačno-napäťové analýzy boli realizované v prostredí ANSYS prostredníctvom statickej štruktúrálnej analýzy. Pre porovnanie boli vykreslené posuvy v smere zaťaženia (smer osi y) a redukované napätie HMH pre typy štruktúr Gyroid a Diamond (viď tab. 4.1), ktoré sa v oblasti kostnej implantológie využívajú. Modely mali tvar kociek s fixným počtom dutín 7 (určený podľa výsledkov v sekcii 5.2.4) s rozmermi dutín 0,5, 0,75 a 1 mm a s hrúbkami izopovrchov 0,03, 0,05, 0,07 a 0,09 mm – rozmery boli vybrané s ohľadom na možné využitie týchto štruktúr pre kostné náhrady a na základe konzultácií s klinickými lekármi. Výsledky pre štruktúry s veľkosťou dutín 1 mm sú prezentované na obr. 6.1, kde sú zobrazené s rovnakou farebnou škálou a sú vykreslené isolínie posuvu a napätia.



Obr. 6.1: Deformácia resp. posuvy v smere zaťaženia a redukované napätie HMH štruktúr Gyroid (riadok 1 a 3) a Diamond (riadok 2 a 4) s odlišnými hrúbkami a veľkosťou dutín 1 mm

6.2 Analýza zdanlivého modulu pružnosti

Na zistenie zdanlivého modulu pružnosti E lattice štruktúr Gyroid a Diamond z výpočtového riešenia bolo nutné odvodiť jednoduchý vzťah [69]. Napätie σ je možné v lineárnej oblasti výpočtov tlakovej skúšky vyjadriť pomocou Hookeovho zákona (6.1) alebo z definičného vzťahu pre tlak (6.2):

$$\sigma = \varepsilon E \quad (6.1)$$

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (6.2)$$

Veličina ε vyjadruje relatívne predĺženie, resp. pomer zmeny dĺžky k pôvodnému rozmeru vzorku. V týchto analýzach bolo zadané predĺženie vzorky ako 0,1 % rozmeru hrany kocky, takže relatívne predĺženie zodpovedá hodnote $\varepsilon = 0,001$. Keďže vzorky majú tvar kocky a sú zaťažované ťahovou skúškou na opačných plochách, obsah vo vzťahu 6.2 sa aproximuje na $S = a^2$. Výsledné odvodenie vzorca na výpočet zdanlivého modulu pružnosti vychádzajúceho zo vzťahov 6.1 a 6.2 má nasledujúci tvar:

$$E = \frac{F}{\varepsilon S} = \frac{F}{0,001 \cdot a^2} \quad (6.3)$$

Výsledné hodnoty zdanlivého modulu pružnosti E , vypočítané podľa uvedeného vzorca 6.3 pre štruktúry Gyroid a Diamond s parametrami hrúbky a veľkosti dutín, sú uvedené v tab. 6.1 a v tab. 6.2.

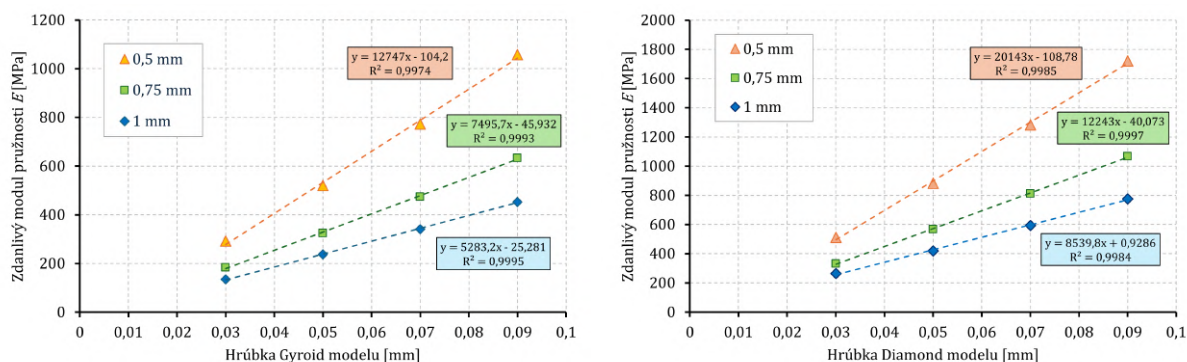
Gyroid		Hrúbka			
		0,03 mm	0,05 mm	0,07 mm	0,09 mm
Dutina	1 mm	135,20	237,76	340,82	453,06
	0,75 mm	183,58	323,99	474,56	633,11
	0,5 mm	292,24	520,00	772,24	1057,96

Tabuľka 6.1: Vypočítané zdanlivé moduly pružnosti E [MPa] všetkých Gyroid vzoriek

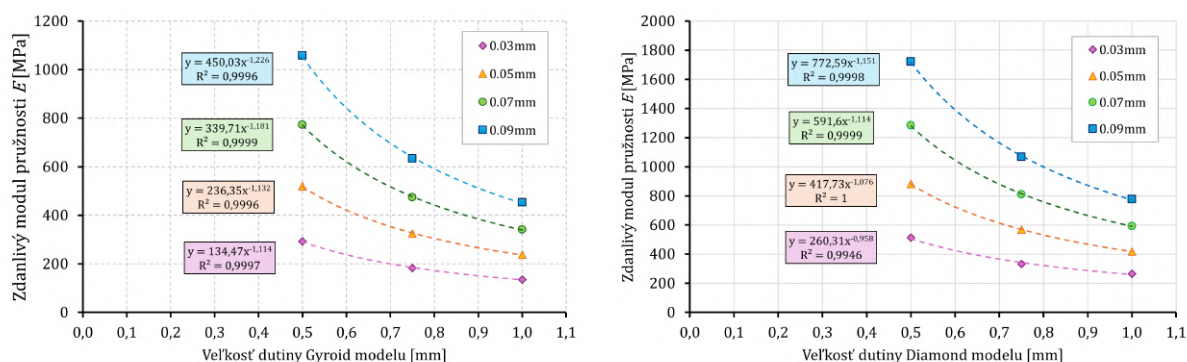
Diamond		Hrúbka			
		0,03 mm	0,05 mm	0,07 mm	0,09 mm
Dutina	1 mm	265,31	418,37	593,27	776,33
	0,75 mm	331,97	567,80	811,25	1067,03
	0,5 mm	512,65	881,63	1283,27	1721,63

Tabuľka 6.2: Vypočítané zdanlivé moduly pružnosti E [MPa] všetkých Diamond vzoriek

Na základe vykonaných riešení je možné určiť prepočetné vzťahy udávajúce súvislosť medzi zdanlivým modulom pružnosti E a meniacim sa parametrom. V tomto prípade je určený vzťah pre závislosť medzi zdanlivým E a hrúbkou steny Gyroid a Diamond lattice štruktúr (obr. 6.2), a ďalej vzťah pre zdanlivý modul pružnosti E a veľkosť dutiny, ktorý je aproximovaný pomocou mocninovej funkcie (obr. 6.3).



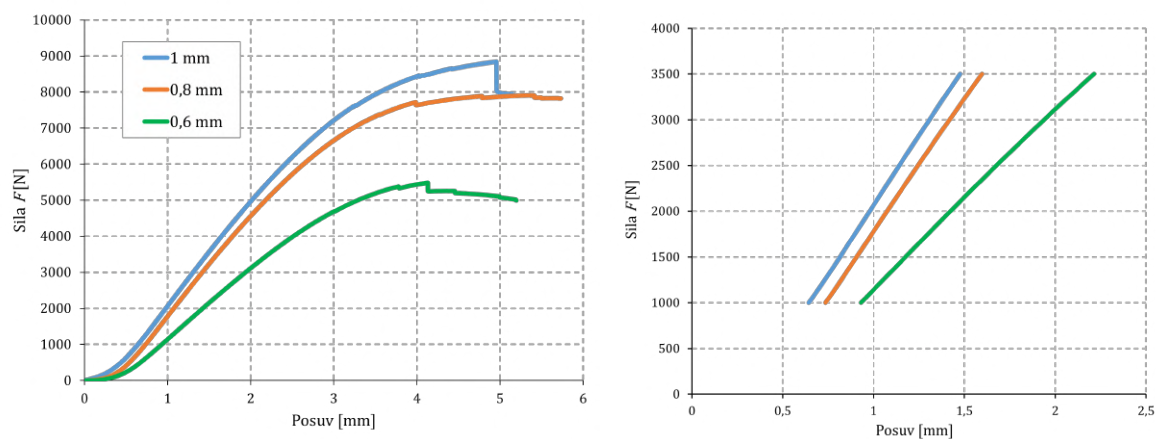
Obr. 6.2: Závislosť zdanlivého modulu pružnosti E na hrúbke modelov Gyroid (vľavo) a Diamond (vpravo)



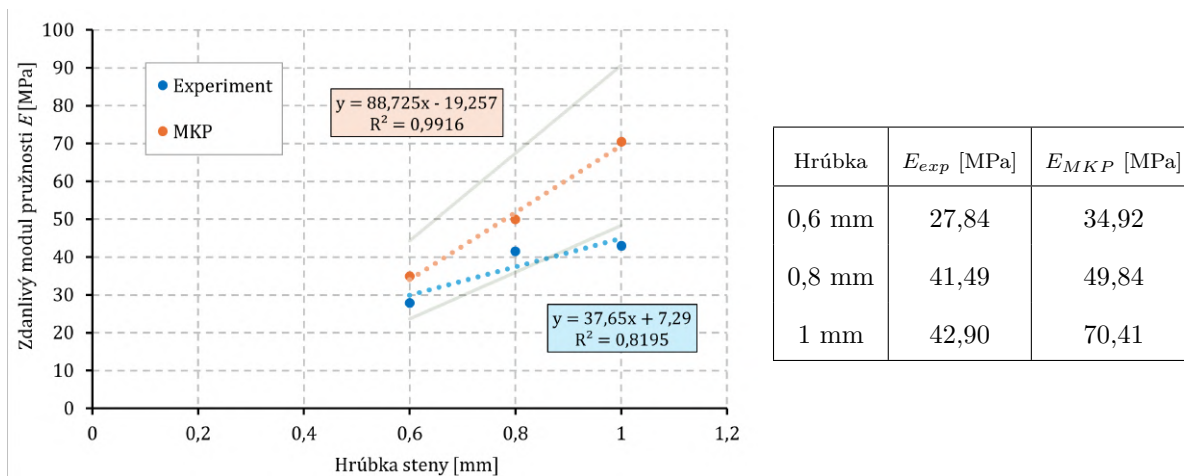
Obr. 6.3: Závislosť zdanlivého modulu pružnosti E na veľkosti dutín modelov Gyroid (vľavo) a Diamond (vpravo)

Výsledky experimentálneho riešenia

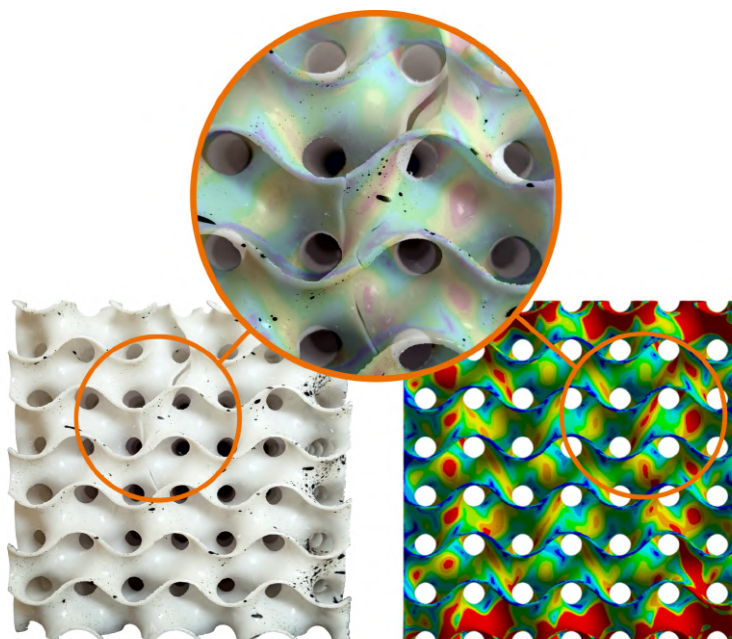
Výstupom z tlakovej skúšky, vykonanej na troch vzorkách Gyroid štruktúry, s rozmermi 70 x 70 x 70 mm a s hrúbkami stien 1 mm, 0,8 mm a 0,6 mm, boli tri krivky znázornené v grafe závislosti sily F [N] na posuve v [mm], pričom pre určenie zdanlivého modulu pružnosti bola vybraná iba lineárna oblasť výsledkov (viď obr. 6.4). Mechanické vlastnosti modelov vyrobených z Prusament Resin sú premenlivé v závislosti od smeru tlačie a od dĺžky vytvrdzovania. Pre túto prácu boli vzorky vytvrdzované 60 minút v smere YZ, pričom takáto konfigurácia tlačie vykazuje modul pružnosti v ťahu $E = 2,3 \pm 0,7$ GPa [70]. S uvažovaním takto vymedzených variabilných hodnôt modulu pružnosti boli porovnané výsledky výpočtových (MKP) a experimentálnych riešení (viď obr. 6.5 a 6.6). Okrem vzorky s najväčšou hrúbkou steny, sa hodnoty z experimentu nachádzali v rozmedzí definovanom minimálnou a maximálnou hodnotou zdanlivého modulu pružnosti použitého resinu určeného pomocou MKP. Dôvodom mohlo byť nekompletné vytvrdenie kvôli hrúbke vzorky. Pre lepšie porovnanie experimentu s výpočtovým modelovaním by muselo byť vyrobené a testované väčšie množstvo vzoriek.



Obr. 6.4: Výsledky tlakovej skúšky, vpravo: lineárna oblasť grafu



Obr. 6.5: Porovnanie výsledkov experimentálneho a výpočtového riešenia



Obr. 6.6: Porovnanie experimentálneho vzorku s HMH napätím výpočtového modelu

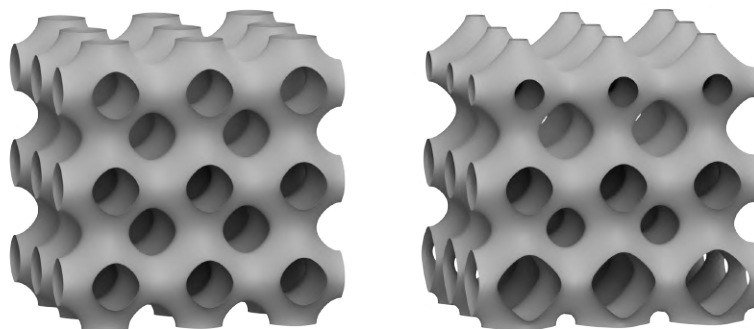
7 Záver

Táto práca sa zaoberala podrobnou rešeršnou štúdiou, návrhom, generovaním a analýzou lattice štruktúr, so zameraním na ich potenciálne využitie v medicíne. Napriek tomu, že už existujú generátory lattice štruktúr a sú v dnešnej dobe implementované napríklad v programe ANSYS, pre jednoduchšiu parametrizáciu a flexibilitu pri vytváraní buniek bol vyvinutý vlastný algoritmus v programovacom prostredí MATLAB s grafickým používateľským rozhraním, ktorý predstavuje užitočný nástroj pre generovanie širokej škály TPMS štruktúr. Program dokáže rýchlo a efektívne meniť parametre, predovšetkým hustotu siete, ktorá je kľúčová pre 3D tlač – modely geometrie sú často veľmi robustné a ich 3D tlač môže byť značne komplikovaná. Vygenerované modely geometrie vo formáte .stl boli následne využité pre tvorbu výpočtových modelov v programe ANSYS.

Pre TPMS štruktúry Gyroid a Diamond boli vykonané deformačno-napäťové analýzy metódou konečných prvkov (MKP) s cieľom určiť ich mechanické vlastnosti, konkrétne zdanlivý modul pružnosti, v závislosti na hrúbke steny a veľkosti dutín. Výsledky týchto analýz ukázali zreteľnú závislosť mechanického správania štruktúr na geometrických parametroch, čo je kľúčové pre návrh implantátov s vlastnosťami odpovedajúcimi konkrétnej aplikácii. Vykonané analýzy prispeli k lepšiemu pochopeniu mechanického správania týchto štruktúr – z dát bola aproximáciou určená lineárna závislosť zdanlivého modulu pružnosti na hrúbke steny a mocninová závislosť zdanlivého modulu pružnosti na veľkosti dutín. Pre porovnanie výpočtových modelov boli experimentálne testované vzorky štruktúry Gyroid vyrobené technológiou SLA z materiálu resin, pričom bola ukázaná prijateľná zhoda, kde hlavnou príčinou rozdielov bola variabilita materiálových vlastností použitého resinu.

Vhodným vylepšením algoritmu by bola možnosť tvorby modelov geometrie v objemovej podobe, ktorá je súčasťou niektorých generátorov lattice štruktúr.

Do budúca sa ako veľmi sľubný smer javí výskum mechanických vlastností a optimalizácie gradientových lattice štruktúr, ktorých generovanie vytvorený algoritmus do istej miery umožňuje (viď obr. 7.1). Tieto štruktúry, u ktorých sa plynule mení poréznosť alebo typ bunky, by mohli lepšie napodobňovať vlastnosti prirodzených tkanív a optimalizovať tak integráciu implantátu do tela pacienta.



Obr. 7.1: Pravidelná a gradientová TPMS štruktúra vygenerovaná navrhnutým algoritmom

Literatúra

- [1] WHITEHEAD, Sam. *Triply Periodic Minimal Surfaces* [<https://wewanttorearn.wordpress.com/2019/02/03/triply-periodic-minimal-surfaces/>]. 2019. [cit. 2025-05-08].
- [2] DU PLESSIS, Anton; BABAFEMI, Adewumi John; PAUL, Suvash Chandra; PANDA, Biranchi; TRAN, Jonathan Phuong; BROECKHOVEN, Chris. Biomimicry for 3D concrete printing: A review and perspective. *Additive Manufacturing*. 2021, roč. 38, s. 101823. ISSN 2214-8604. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101823>.
- [3] ATAOLLAHI, Saeed. A review on additive manufacturing of lattice structures in tissue engineering. *Bioprinting*. 2023, roč. 35, e00304. ISSN 2405-8866. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2023.e00304>.
- [4] PAN, Chen; HAN, Yafeng; LU, Jiping. Design and Optimization of Lattice Structures: A Review. *Applied Sciences*. 2020, roč. 10, s. 6374. Dostupné z DOI: [10.3390/app10186374](https://doi.org/10.3390/app10186374).
- [5] TAO, Wenjin; LEU, Ming. Design of lattice structure for additive manufacturing. In: 2016, s. 325–332. Dostupné z DOI: [10.1109/ISFA.2016.7790182](https://doi.org/10.1109/ISFA.2016.7790182).
- [6] GROSSMANN, Alexander; GOSMANN, Julian; MITTELSTEDT, Christian. Lightweight lattice structures in selective laser melting: Design, fabrication and mechanical properties. *Materials Science and Engineering: A*. 2019, roč. 766, s. 138356. ISSN 0921-5093. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2019.138356>.
- [7] LAKES, Roderic. Foam Structures with a Negative Poisson's Ratio. *Science*. 1987, roč. 235, č. 4792, s. 1038–1040. Dostupné z DOI: [10.1126/science.235.4792.1038](https://doi.org/10.1126/science.235.4792.1038).
- [8] WEI, Kai; PENG, Yong; WANG, Kaiyu; DUAN, Shengyu; YANG, Xujing; WEN, Weibin. Three dimensional lightweight lattice structures with large positive, zero and negative thermal expansion. *Composite Structures*. 2018, roč. 188, s. 287–296.

- ISSN 0263-8223. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2018.01.030>.
- [9] CHEN, Jiming; LI, Yifan; ZHU, Qiangqiang; LI, Tong; LU, Hao; WEI, Nan; HUANG, Yewei; SHI, Ruoyu; MA, Xiao; WANG, Xuanjun; SHENG, Jun. Anti-skin-aging effect of epigallocatechin gallate by regulating epidermal growth factor receptor pathway on aging mouse model induced by d-Galactose. *Mechanisms of Ageing and Development*. 2017, roč. 164, s. 1–7. ISSN 0047-6374. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mad.2017.03.007>.
- [10] YANG, Zhaoju; GAO, Fei; SHI, Xihang; LIN, Xiao; GAO, Zhen; CHONG, Yidong; ZHANG, Baile. Topological Acoustics. *Phys. Rev. Lett.* 2015, roč. 114, s. 114301. Dostupné z DOI: [10.1103/PhysRevLett.114.114301](https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.114.114301).
- [11] FISHER, Joseph W.; MILLER, Simon W.; BARTOLAI, Joseph; SIMPSON, Timothy W.; YUKISH, Michael A. Catalog of triply periodic minimal surfaces, equation-based lattice structures, and their homogenized property data. *Data in Brief*. 2023, roč. 49, s. 109311. ISSN 2352-3409. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.dib.2023.109311>.
- [12] FISHER, John P; TIMMER, Mark D; HOLLAND, Theresa A; DEAN, David; ENGEL, Paul S; MIKOS, Antonios G. Photoinitiated cross-linking of the biodegradable polyester poly (propylene fumarate). Part I. Determination of network structure. *Biomacromolecules*. 2003, roč. 4, č. 5, s. 1327–1334.
- [13] LUO, Yuanyuan; LE FER, Gaëlle; DEAN, David; BECKER, Matthew L. 3D Printing of Poly(propylene fumarate) Oligomers: Evaluation of Resin Viscosity, Printing Characteristics and Mechanical Properties. *Biomacromolecules*. 2019, roč. 20, č. 4, s. 1699–1708. ISSN 1525-7797. Dostupné z DOI: [10.1021/acs.biomac.9b00076](https://doi.org/10.1021/acs.biomac.9b00076).
- [14] ARIF, Zia Ullah; KHALID, Muhammad Yasir; NOROOZI, Reza; SADEGHIAN-MARYAN, Ali; JALALVAND, Meisam; HOSSAIN, Mokarram. Recent advances in 3D-printed polylactide and polycaprolactone-based biomaterials for tissue engineering applications. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2022, roč. 218, s. 930–968. ISSN 0141-8130. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2022.07.140>.

- [15] SCHÜLLER-RAVOO, Sigrid; TEIXEIRA, Sandra M.; FEIJEN, Jan; GRIJPMA, Dirk W.; POOT, André A. Flexible and Elastic Scaffolds for Cartilage Tissue Engineering Prepared by Stereolithography Using Poly(trimethylene carbonate)-Based Resins. *Macromolecular Bioscience*. 2013, roč. 13, č. 12, s. 1711–1719. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1002/mabi.201300399>.
- [16] ARAKAWA, Christopher K.; DEFOREST, Cole A. Chapter 19 - Polymer Design and Development. In: VISHWAKARMA, Ajaykumar; KARP, Jeffrey M. (ed.). *Biology and Engineering of Stem Cell Niches*. Boston: Academic Press, 2017, s. 295–314. ISBN 978-0-12-802734-9. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-802734-9.00019-6>.
- [17] JEONG, Jiwoon; KIM, Jung Hun; SHIM, Jung Hee; HWANG, Nathaniel S; HEO, Chan Yeong. Bioactive calcium phosphate materials and applications in bone regeneration. *Biomaterials research*. 2019, roč. 23, č. 1, s. 4.
- [18] YOSHIKAWA, Hideki; MYOUI, Akira. Bone tissue engineering with porous hydroxyapatite ceramics. *Journal of Artificial Organs*. 2005, roč. 8, č. 3, s. 131–136. Dostupné z DOI: 10.1007/s10047-005-0292-1. Cited by: 359.
- [19] REZWAN, K.; CHEN, Q.Z.; BLAKER, J.J.; BOCCACCINI, Aldo Roberto. Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*. 2006, roč. 27, č. 18, s. 3413–3431. ISSN 0142-9612. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.01.039>.
- [20] ABUKAWA, Haru; PAPADAKI, Maria; ABULIKEMU, Mailikai; LEAF, Jeremy; VACANTI, Joseph P.; KABAN, Leonard B.; TROULIS, Maria J. The Engineering of Craniofacial Tissues in the Laboratory: A Review of Biomaterials for Scaffolds and Implant Coatings. *Dental Clinics of North America*. 2006, roč. 50, č. 2, s. 205–216. ISSN 0011-8532. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2005.11.006>. Tissue Engineering.
- [21] SAFARI, Banafsheh; AGHANEJAD, Ayuob; ROSHANGAR, Leila; DAVARAN, Soodabeh. Osteogenic effects of the bioactive small molecules and minerals in the scaffold-based bone tissue engineering. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2021,

- roč. 198, s. 111462. ISSN 0927-7765. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2020.111462>.
- [22] CHEN, Qiaoping; ROETHER, JA; BOCCACCINI, AR. Tissue engineering scaffolds from bioactive glass and composite materials. *Topics in tissue engineering*. 2008, roč. 4, č. 6, s. 1–27.
- [23] DAVOODI, Elham; ZHIANMANESH, Masoud; MONTAZERIAN, Hossein; MILANI, Abbas S; HOORFAR, Mina. Nano-porous anodic alumina: Fundamentals and applications in tissue engineering. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2020, roč. 31, s. 1–16.
- [24] MIRANDA, Pedro; PAJARES, Antonia; SAIZ, Eduardo; TOMSIA, Antoni P; GUILBERTEAU, Fernando. Fracture modes under uniaxial compression in hydroxyapatite scaffolds fabricated by robocasting. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of the Society for Biomaterials, the Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2007, roč. 83, č. 3, s. 646–655.
- [25] ZAFAR, Muhammad Jamshaid; ZHU, Dongbin; ZHANG, Zhengyan. 3D printing of bioceramics for bone tissue engineering. *Materials*. 2019, roč. 12, č. 20, s. 3361.
- [26] KELLY, Cambre N; FRANCOVICH, Jaedyn; JULMI, S; SAFRANSKI, David; GULDBERG, Robert E; MAIER, Hans J; GALL, Ken. Fatigue behavior of As-built selective laser melted titanium scaffolds with sheet-based gyroid microarchitecture for bone tissue engineering. *Acta biomaterialia*. 2019, roč. 94, s. 610–626.
- [27] CHEN, SY; KUO, CN; SU, YL; HUANG, JC; WU, YC; LIN, YH; CHUNG, YC; NG, CH. Microstructure and fracture properties of open-cell porous Ti-6Al-4V with high porosity fabricated by electron beam melting. *Materials Characterization*. 2018, roč. 138, s. 255–262.
- [28] ATAOLLAHI, Saeed; BANAN, Mohammad-Reza; BANAN, Mahmoud-Reza. Numerical cyclic behavior of T-RBS: A new steel moment connection. *Steel Compos. Struct.* 2016, roč. 21, č. 6, s. 1251–1274.
- [29] ATAOLLAHI, Saeed; MAHTABI, Mohammad J. Fatigue life prediction of critical metallic components based on strain energy density. 2023.

- [30] ONAL, Ezgi; FRITH, Jessica E; JURG, Marten; WU, Xinhua; MOLOTNIKOV, Andrey. Mechanical properties and in vitro behavior of additively manufactured and functionally graded Ti6Al4V porous scaffolds. *Metals*. 2018, roč. 8, č. 4, s. 200.
- [31] LI, Y.; ZHOU, J.; PAVANRAM, P.; LEEFLANG, M.A.; FOCKAERT, L.I.; POURAN, B.; TÜMER, N.; SCHRÖDER, K.-U.; MOL, J.M.C.; WEINANS, H.; JAHR, H.; ZADPOOR, A.A. Additively manufactured biodegradable porous magnesium. *Acta Biomaterialia*. 2018, roč. 67, s. 378–392. ISSN 1742-7061. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2017.12.008>.
- [32] HABIJAN, T; HABERLAND, C; MEIER, H; FRENZEL, J; WITTSIEPE, J; WUWER, C; GREULICH, C; SCHILDHAUER, TA; KÖLLER, MJMS. The biocompatibility of dense and porous nickel–titanium produced by selective laser melting. *Materials Science and Engineering: C*. 2013, roč. 33, č. 1, s. 419–426.
- [33] YAZDIMAMAGHANI, Mostafa; RAZAVI, Mehdi; VASHAEE, Daryoosh; MOHAMAMZADEH, Keyvan; BOCCACCINI, Aldo R; TAYEBI, Lobat. Porous magnesium-based scaffolds for tissue engineering. *Materials Science and Engineering: C*. 2017, roč. 71, s. 1253–1266.
- [34] WITTE, Frank; KAESE, Volker; HAFERKAMP, H; MEYER-LINDENBERG, A; SWITZER, E; WIRTH, Carl J; WINDHAGEN, H. In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. *Biomaterials*. 2005, roč. 26, č. 17, s. 3557–3563.
- [35] ATAOLLAHI, Saeed; MAHTABI, Mohammad J. A molecular dynamics study on the effect of precipitate on the phase transformation in NiTi. 2021.
- [36] ATAOLLAHI, Saeed; MAHTABI, Mohammad J. An interatomic potential for ternary NiTiHf shape memory alloys based on modified embedded atom method. *Computational Materials Science*. 2023, roč. 227, s. 112278.
- [37] ATAOLLAHI, Saeed; MAHTABI, Mohammad J. Effects of precipitate on the phase transformation of single-crystal NiTi alloy under thermal and mechanical loads: A molecular dynamics study. *Materials Today Communications*. 2021, roč. 29, s. 102859.

- [38] SERIN, Gokberk; KAHYA GÜRGEN, Müge; UNVER, Hakki Ozgur; DURLU, Nuri; EROĞUL, O.; GULEC, Yavuz. A REVIEW OF ADDITIVE MANUFACTURING TECHNOLOGIES. In: 2018.
- [39] JIAO, Zhiwei; LUO, Bin; XIANG, Shengyi; MA, Haopeng; YU, Yuan; YANG, Weimin. 3D printing of HA / PCL composite tissue engineering scaffolds. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*. 2019, roč. 2, č. 4, s. 196–202. ISSN 2542-5048. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aiepr.2019.09.003>.
- [40] HEO, Su-Jin; KIM, Seung-Eon; WEI, Jie; HYUN, Yong-Taek; YUN, Hui-Suk; KIM, Dong-Hwa; SHIN, Ji Won; SHIN, Jung-Woog. Fabrication and characterization of novel nano-and micro-HA/PCL composite scaffolds using a modified rapid prototyping process. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2009, roč. 89, č. 1, s. 108–116.
- [41] JOHNSON, Blake N; LANCASTER, Karen Z; ZHEN, Gehua; HE, Junyun; GUPTA, Maneesh K; KONG, Yong Lin; ENGEL, Esteban A; KRICK, Kellin D; JU, Alex; MENG, Fanben et al. 3D printed anatomical nerve regeneration pathways. *Advanced functional materials*. 2015, roč. 25, č. 39, s. 6205–6217.
- [42] SHUAI, Cijun; LI, Pengjian; LIU, Jinglin; PENG, Shuping. Optimization of TC-P/HAP ratio for better properties of calcium phosphate scaffold via selective laser sintering. *Materials characterization*. 2013, roč. 77, s. 23–31.
- [43] HUANG, Boyang; CAETANO, Guilherme; VYAS, Cian; BLAKER, Jonny James; DIVER, Carl; BÁRTOLO, Paulo. Polymer-ceramic composite scaffolds: The effect of hydroxyapatite and β -tri-calcium phosphate. *Materials*. 2018, roč. 11, č. 1, s. 129.
- [44] CULBREATH, Clayton J.; TAYLOR, M. Scott; MCCULLEN, Seth D.; MEFFORD, O. Thompson. A Review of Additive Manufacturing in Tissue Engineering and Regenerative Medicine. *Biomedical Materials & Devices*. 2025, roč. 3, č. 1, s. 237–258. ISSN 2731-4820. Dostupné z DOI: [10.1007/s44174-024-00183-3](https://doi.org/10.1007/s44174-024-00183-3).

- [45] LIGON, Samuel Clark; LISKA, Robert; STAMPFL, Jürgen; GURR, Matthias; MÜLHAUPT, Rolf. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chemical Reviews*. 2017, roč. 117, č. 15, s. 10212–10290. ISSN 0009-2665. Dostupné z DOI: 10.1021/acs.chemrev.7b00074.
- [46] BAE, Chang-Jun; DIGGS, Alisha; RAMACHANDRAN, Arathi. Quantification and certification of additive manufacturing materials and processes. In: 2018, s. 181–213. ISBN 9780128121559. Dostupné z DOI: 10.1016/B978-0-12-812155-9.00006-2.
- [47] SHAFIEE, Ashkan; ATALA, Anthony. Printing Technologies for Medical Applications. *Trends in Molecular Medicine*. 2016, roč. 22, č. 3, s. 254–265. ISSN 1471-4914. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.molmed.2016.01.003>.
- [48] JAMMALAMADAKA, Udayabhanu; TAPPA, Karthik. Recent Advances in Biomaterials for 3D Printing and Tissue Engineering. *Journal of Functional Biomaterials*. 2018, roč. 9, č. 1. ISSN 2079-4983. Dostupné z DOI: 10.3390/jfb9010022.
- [49] LEE, Jian-Yuan; AN, Jia; CHUA, Chee Kai. Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. *Applied Materials Today*. 2017, roč. 7, s. 120–133. ISSN 2352-9407. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2017.02.004>.
- [50] YOUSSEF, Almoatazbellah; HOLLISTER, Scott J; DALTON, Paul D. Additive manufacturing of polymer melts for implantable medical devices and scaffolds. *Biofabrication*. 2017, roč. 9, č. 1, s. 012002. Dostupné z DOI: 10.1088/1758-5090/aa5766.
- [51] WIMPENNY, David Ian; PANDEY, Pulak M; KUMAR, L Jyothish et al. *Advances in 3D printing & additive manufacturing technologies*. Zv. 1. Springer, 2017.
- [52] ALAFAGHANI, Ala'aldin; QATTAWI, Ala; ABLAT, Muhammad Ali. Design consideration for additive manufacturing: fused deposition modelling. *Open Journal of Applied Sciences*. 2017, roč. 7, č. 6, s. 291–318.
- [53] SEARS, Nick A.; SESHADRI, Dhruv R.; DHAVALIKAR, Prachi S.; COSGRIFF-HERNANDEZ, Elizabeth. A Review of Three-Dimensional Printing in Tissue Engineering. *Tissue Engineering Part B: Reviews*. 2016, roč. 22, č. 4, s. 298–310. Dostupné z DOI: 10.1089/ten.teb.2015.0464. PMID: 26857350.

- [54] CHOI, A. J.; LU, Y.; WICKER, R. B. *Additive Manufacturing: Innovations, Advances, and Application*. CRC Press, 2016.
- [55] WU, Wei; CHENG, Ruoyu; DAS NEVES, José; TANG, Jincheng; XIAO, Junyuan; NI, Qing; LIU, Xinnong; PAN, Guoqing; LI, Dechun; CUI, Wenguo; SARMENTO, Bruno. Advances in biomaterials for preventing tissue adhesion. *Journal of Controlled Release*. 2017, roč. 261, s. 318–336. ISSN 0168-3659. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2017.06.020>.
- [56] CARVALHO, Marta S.; CABRAL, Joaquim M. S.; SILVA, Cláudia L. da; VASHISHTH, Deepak. Bone Matrix Non-Collagenous Proteins in Tissue Engineering: Creating New Bone by Mimicking the Extracellular Matrix. *Polymers*. 2021, roč. 13, č. 7. ISSN 2073-4360. Dostupné z DOI: [10.3390/polym13071095](https://doi.org/10.3390/polym13071095).
- [57] ESSAWY, Amr A.; EL-NGGAR, A.M. Chapter 10 - Biocompatible chitosan in unique applications for tissue engineering. In: GRUMEZESCU, Valentina; GRUMEZESCU, Alexandru Mihai (ed.). *Materials for Biomedical Engineering*. Elsevier, 2019, s. 279–308. ISBN 978-0-12-818415-8. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818415-8.00010-3>.
- [58] YOSHIKAWA, Hideki; MYOUI, Akira. Bone tissue engineering with porous hydroxyapatite ceramics. *Journal of Artificial Organs*. 2005, roč. 8, č. 3, s. 131–136. ISSN 1619-0904. Dostupné z DOI: [10.1007/s10047-005-0292-1](https://doi.org/10.1007/s10047-005-0292-1).
- [59] MCGREGOR, Martine; PATEL, Sagar; MCLACHLIN, Stewart; MIHAELA VLASEA. Architectural bone parameters and the relationship to titanium lattice design for powder bed fusion additive manufacturing. *Additive Manufacturing*. 2021, roč. 47, s. 102273. ISSN 2214-8604. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102273>.
- [60] ALABORT, Enrique; BARBA, Daniel; REED, Roger C. Design of metallic bone by additive manufacturing. *Scripta Materialia*. 2019, roč. 164, s. 110–114. ISSN 1359-6462. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2019.01.022>.
- [61] PANČÍK, Peter. *Biopedia.sk: Tkanivá* [online]. Biopedia.sk, 2024. [cit. 2025-05-03]. Dostupné z : <https://biopedia.sk/clovek/tkaniva>.

- [62] ZHANG, Qiang; MA, Limin; JI, Xiongfa; HE, Yue; CUI, Yue; LIU, Xuemin; XUAN, Chengkai; WANG, Zhenxing; YANG, Wei; CHAI, Muyuan et al. High-strength hydroxyapatite scaffolds with minimal surface macrostructures for load-bearing bone regeneration. *Advanced Functional Materials*. 2022, roč. 32, č. 33, s. 2204182.
- [63] BARBA, D.; ALABORT, E.; REED, R.C. Synthetic bone: Design by additive manufacturing. *Acta Biomaterialia*. 2019, roč. 97, s. 637–656. ISSN 1742-7061. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.07.049>.
- [64] KOUSHIK, Tejas M; MILLER, Catherine M; ANTUNES, Elsa. Graded Hydroxyapatite Triply Periodic Minimal Surface Structures for Bone Tissue Engineering Applications. *Advanced Healthcare Materials*. 2025, s. 2402953.
- [65] BAUMER, Vail; ISAACSON, Nelson; KANAKAMEDALA, Shashank; MCGEE, Duncan; KAZE, Isabella; PRAWEL, David. Comparing ceramic Fischer-Koch-S and gyroid TPMS scaffolds for potential in bone tissue engineering. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2024, roč. 12, s. 1410837.
- [66] LUO, Zhichao; TANG, Qian; SONG, Jun; ZHANG, Yuanhang; FENG, Qixiang; MA, Shuai; SETCHI, Rossitza; ZHAO, Miao. TPMS-based strut-shell interpenetrating lattice metamaterial with wide-range customizable mechanical properties and superior energy absorption. *Composite Structures*. 2024, roč. 349-350, s. 118555. ISSN 0263-8223. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2024.118555>.
- [67] LORENSEN, William; CLINE, Harvey. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*. 1987, roč. 21, s. 163–. ISBN 0897912276. Dostupné z DOI: [10.1145/37401.37422](https://doi.org/10.1145/37401.37422).
- [68] KOTOUL, Michal; SKALKÁ, Petr; ŠEVEČEK, Oldřich; BERTOLLA, Luca; MERTENS, James; MARCIÁN, Petr; CHAWLA, Nikhilesh. Crack bridging modelling in Bioglass® based scaffolds reinforced by poly-vinyl alcohol/microfibrillated cellulose composite coating. *Mechanics of Materials*. 2017, roč. 110, s. 16–28. ISSN 0167-6636. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2017.04.004>.

- [69] ŠUSTKOVÁ, Apolena; THOMKOVÁ, Barbora; ZIKMUND, Tomáš; KAISER, Jozef; JOUKAL, Marek; MARCIÁN, Petr. The influence of image processing of μ -CT images on mechanical behavior of mandibular trabecular bone structure using micro finite element method. *Procedia Structural Integrity*. 2023, roč. 43, s. 276–281. ISSN 2452-3216. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2022.12.271>. Materials Structure & Micromechanics of Fracture.
- [70] PRUSA POLYMERS A.S. *Technický list Prusament Resin Model*. Prusa Polymers a.s., Prague, Czech Republic, 2024. Ver. 2.0. Last updated 20-08-2024.

A Zoznam obrázkov

1.1	Porovnanie kostnej a lattice štruktúry	8
2.1	Personalizovaná náhrada kostného tkaniva pri rozštepovej vade	9
4.1	Rozdelenie bunkových štruktúr	11
4.2	Lešenia z rôznych materiálov	14
4.3	Synteticky vytvorený hydroxyapatit IP-CHA splňujúci požiadavky bioma- teriálu	16
4.4	Grafické porovnanie troch lattice štruktúr s kostnými tkanivami	17
5.1	Schéma tvorby TPMS modelu geometrie	20
5.2	Diskretizácia priestoru na voxely	21
5.3	Vykreslenie Gyroid a Diamond TPMS štruktúr	22
5.4	Grafické znázornenie trojuholníkovej siete formátu .stl	22
5.5	Grafické rozhranie algoritmu na tvorbu TPMS štruktúr	23
5.6	Náhľad do rozhrania Autodesk Meshmixer	25
5.7	Model väzieb a zaťažení	25
5.8	Odlišné veľkosti elementu siete štruktúry Gyroid	26
5.9	Vykreslenie napätia buniek s tromi elementami siete	27
5.10	Jednotkové bunky Gyroid s rozličným počtom dutín	28
5.11	Závislosť modulu pružnosti na počte dutín	28
5.12	Modely TPMS vyrobené s SLA	29
5.13	Tlaková skúška	29
6.1	Deformačná a napätová analýza štruktúr Gyroid a Diamond	30
6.2	Závislosť zdanlivého modulu pružnosti E na hrúbke modelov Gyroid a Dia- mond	32
6.3	Závislosť zdanlivého modulu pružnosti E na veľkosti dutín modelov Gyroid a Diamond	32
6.4	Výsledky tlakovej skúšky	33
6.5	Porovnanie výsledkov experimentálneho a výpočtového riešenia	33
6.6	Porovnanie experimentálneho vzorku s HMM napätím výpočtového modelu	33
7.1	Pravidelná a gradientová TPMS štruktúra vygenerovaná navrhnutým al- goritmom	34

B Zoznam tabuliek

4.1	TPMS jednotkové bunky, rovnice prevzaté z [11]	12
4.2	Porovnanie AM metód	15
5.1	Citlivostná analýza veľkosti elementov siete MKP	26
5.2	Citlivostná analýza počtu dutín Gyroid	27
6.1	Vypočítané zdanlivé moduly pružnosti E všetkých Gyroid vzoriek	31
6.2	Vypočítané zdanlivé moduly pružnosti E všetkých Diamond vzoriek	31

C Zoznam skratiek a symbolov

AM	Aditívna výroba (<i>Additive Manufacturing</i>)
MKP	Metóda konečných prvkov
TPMS	Trojnásobne periodická minimálna plocha (<i>Triply Periodic Minimal Surface</i>)
SLA	Stereolitografia
PPF	Poly(propylenfurmarát)
PLA	Polylaktid
PTMC	Poly(trimetylénkarbonát)
FDM/FFF	Technológia 3D tlače tavným nanášaním (<i>Fused Deposition Modeling/Fused filament fabrication</i>)
PCL	Polykaprolakton
HA/HAp	Hydroxyapatit
TCP	Fosforečnan vápenatý (<i>Tricalcium phosphate</i>)
BCP	<i>Biphasic calcium phosphate</i>
DIW	<i>Direct Ink Writing</i>
NiTi	Nikel-titán
SLM	Selektívne laserové tavenie (<i>Selective laser melting</i>)
EBM	Tavenie elektrónovým lúčom (<i>Electron Beam Melting</i>)
SLS	Selektívne laserové spekanie (<i>Selective laser sintering</i>)
ECM	Medzibunková hmota (<i>Extracellular matrix</i>)
BJT	<i>Binder Jetting</i>
DED	<i>Directed Energy Deposition</i>
MEX	<i>Material Extrusion</i>
MJT	<i>Material Jetting</i>
PBF	<i>Powder Bed Fusion</i>
SHL	<i>Sheet Lamination</i>

VPP *Vat photopolymerization*

ES *Electrospinning*

TSSI Prútovo-škrupinový dizajn TPMS materiálu (*TPMS-based strut-shell interpenetrating material*)

GUI Grafické používateľské rozhranie (*Graphical user interface*)

σ Napätie

ε Relatívne predĺženie