

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA CHEMICKO-TECHNOLOGICKÁ

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2022

Bc. Jakub Sedláček

Univerzita Pardubice  
Fakulta chemicko-technologická  
Katedra polygrafie a fotofyziky

Tištěné funkční struktury pro medicínské aplikace  
Diplomová práce

2022

Bc. Jakub Sedláček



Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 6.5.2022

Bc. Jakub Sedláček

Velice rád bych chtěl poděkovat panu doc. Ing. Tomáši Syrovému, Ph.D. za odborné vedení a konzultace a za velký zájem o spolupráci na mé diplomové práci.

Dále bych rád poděkoval své rodině za umožnění vysokoškolského studia a za jejich podporu, jak duševní, tak materiální.

## **ANOTACE**

Vzhledem k ročnímu počtu potřebných cévních operací existují snahy zdokonalit již existující implantáty nebo je zcela nahradit novými a moderními polymerními implantáty tisknutými 3D tiskem. Teoretická část se zaměřuje především na popis a shrnutí informací o polymerních inteligentních stentech připravených 3D tiskem. Jsou zde také popsány nejpoužívanější biodegradabilní materiály, které se k tisku stentů používají. Experimentální část této práce je zaměřena na ověření možnosti tisku stentových struktur pomocí stolní 3D FDM tiskárny a možného reprodukovatelného rozlišení.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

4D tisk, paměťový efekt, stenty, stenóza, cévní

## **TITLE**

Printed functional structures for medical applications

## **ANNOTATION**

Considering the annual number of vascular surgeries required, there are efforts to improve existing implants or to replace them completely with new and modern polymer implants printed by 3D printing. The theoretical part focuses mainly on the description and summary of information about polymer smart stents prepared by 3D printing. The most widely used biodegradable materials used to print stents are also described. The experimental part of this work is focused on verifying the possibility of printing stent structures using a desktop 3D FDM printer and possible reproducible resolution.

## **KEYWORDS**

4D printing, shape memory effect, stents, stenosis, vascular

# OBSAH

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>12</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>15</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>17</b>
<b>1. ADITIVNÍ VÝROBNÍ TECHNOLOGIE.....</b>	<b>18</b>
1.1. 3D tisk.....	18
1.1.1. Progresivita a použití v medicíně.....	18
1.1.2. Metody 3D tisku a vhodnost jejich použití.....	19
1.1.3. Fused filament fabrication (FFF).....	19
1.1.4. Stereolitografie (SLA) .....	22
<b>2. 4D TISK.....</b>	<b>24</b>
2.1. Polymery s tvarovou pamětí (SMPs) .....	24
2.2. Mechanismus SMP.....	25
2.2.1. Mechanismus dvou stavů (DSM) .....	25
2.2.2. Mechanismus dvou komponent (DCM) .....	26
2.2.3. Mechanismus částečného přechodu (PTM).....	26
2.3. SMP struktury dle materiálů .....	28
2.4. Využití 4D struktur v medicíně.....	30
2.4.1. Na dálku ovládané 4D struktury .....	30
2.4.2. Sterilizace struktur .....	31
<b>3. MATERIÁLY .....</b>	<b>31</b>
3.1. Materiály pro tisk stentů s SMP vlastnostmi.....	31
3.1.1. Materiály pro medicínské aplikace .....	32
3.1.2. Kyselina polymléčná (PLA) .....	33
3.1.3. Poly( $\epsilon$ -kaprolakton) (PCL) .....	35
3.1.4. Kyselina polyglykolová (PGA) .....	36
3.1.5. Kopolymer kyseliny glykolové a mléčné (PLGA) .....	37
<b>4. INTELIGENTNÍ STENTY .....</b>	<b>38</b>
4.1. Rozdělení inteligentních stentů .....	38
4.1.1. Stenty na míru .....	38
4.1.2. Biodegradabilní stenty (BRS).....	39
4.1.3. Lécivo uvolňující stenty (DES) .....	40
4.1.4. Samoroztažitelné stenty (SES).....	40
4.1.5. Integrované stenty .....	41

4.2.	Geometrie samoroztažitelných stentů .....	42
4.3.	Příklady vytištěných SES stentů .....	44
<b>5.</b>	<b>ODBORNÉ VÝRAZY SPOJENÉ SE STENTY .....</b>	<b>48</b>
<b>6.</b>	<b>EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST .....</b>	<b>51</b>
6.1.	Cíl.....	51
6.2.	Přístrojové vybavení.....	51
6.3.	Materiál .....	52
6.4.	Software .....	54
6.5.	Provedení.....	54
6.6.	Obecné poznámky a poznatky k tisku.....	55
6.7.	Sinusoidový stent 1 se spojovacími S můstky .....	56
6.7.1.	Stent 1_15001 .....	57
6.7.2.	Stent 1_15002 .....	58
6.7.3.	Stent 1_15003 .....	59
6.7.4.	Stent 1_15004 .....	60
6.7.5.	Stent 1_15005 .....	61
6.7.6.	Stent 1_15006 .....	62
6.7.7.	Stent 1_D15006 .....	63
6.7.8.	Stent 1_15007 .....	64
6.7.9.	Stent 1_15007Y .....	65
6.7.10.	Stent 1_10007 .....	66
6.7.11.	Stent 1_20007 .....	67
6.7.12.	Stent 1_15008 .....	68
6.7.13.	Stent 1_15009 .....	69
6.7.14.	Stent 1_15010 .....	70
6.7.15.	Stent 1_15011 .....	71
6.7.16.	Stent 1_15012 .....	72
6.7.17.	Stent 1_15013 .....	73
6.7.18.	Stent 1_15014 .....	74
6.7.19.	Stent 1_15015 .....	75
6.7.20.	Stent 1_15016 .....	76
6.7.21.	Stent 1_15017 .....	77
6.7.22.	Stent 1_15018 .....	78
6.7.23.	Stent 1_15019 .....	79
6.7.24.	Stent 1_15020 .....	80



6.8.	Diamantový síťový stent 2 .....	81
6.8.1.	Stent 2_15001 .....	82
6.8.2.	Stent 2_15002 .....	83
6.8.3.	Stent 2_15003 .....	84
6.8.4.	Stent 2_15004 .....	85
6.8.5.	Stent 2_15005 .....	86
6.8.6.	Stent 2_15006 .....	87
6.9.	Válcovitý stent s kruhovými otvory 3 .....	88
6.9.1.	Stent 3_15001 .....	88
6.10.	Válcovitý stent s kruhovými otvory, užší stěna 4.....	89
6.10.1.	Stent 4_15001 .....	89
6.11.	Stent s velkými kruhovými otvory a diamantovými přechody pro zlepšení ohybových vlastností 5.....	90
6.11.1.	Stent 5_15001 .....	90
6.12.	Stent s hranatými otvory 6.....	91
6.12.1.	Stent 6_15001 .....	91
6.12.2.	Stent 6_15002 .....	92
6.13.	Stent s navrženým tvarem otvorů 8.....	93
6.13.1.	Stent 8_15001 .....	93
6.13.2.	Stent 8_15002 .....	94
6.13.3.	Stent 8_15003 .....	95
6.13.4.	Stent 8_15004 .....	96
6.14.	Zvětšené stentové struktury 1, 2, 6, 8.....	97
6.14.1.	Stent 1_15201 .....	97
6.14.2.	Stent 1_15202A .....	98
6.14.3.	Stent 2_15201A .....	99
6.14.4.	Stent 6_15201A .....	100
6.14.5.	Stent 8_15201A .....	101
6.14.6.	Stent 8_15201B.....	102
<b>7.</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>103</b>
<b>8.</b>	<b>REFERENCE .....</b>	<b>104</b>
<b>9.</b>	<b>Přílohy .....</b>	<b>111</b>
9.1.	Příloha 1: Podrobné parametry tisku stent 1_15001 .....	111
9.2.	Příloha 2: Podrobné parametry tisku stent 1_15002 .....	112
9.3.	Příloha 3: Podrobné parametry tisku stent 1_15003 .....	113

9.4.	Příloha 4: Podrobné parametry tisku stent 1_15004 .....	114
9.5.	Příloha 5: Podrobné parametry tisku stent 1_15005 .....	115
9.6.	Příloha 6: Podrobné parametry tisku stent 1_15006 .....	116
9.7.	Příloha 7: Podrobné parametry tisku stent 1_D15006 .....	117
9.8.	Příloha 8: Podrobné parametry tisku stent 1_15007 .....	118
9.9.	Příloha 9: Podrobné parametry tisku stent 1_15007Y .....	119
9.10.	Příloha 10: Podrobné parametry tisku stent 1_10007.....	120
9.11.	Příloha 11: Podrobné parametry tisku stent 1_20007.....	121
9.12.	Příloha 12: Podrobné parametry tisku stent 1_15008.....	122
9.13.	Příloha 13: Podrobné parametry tisku stent 1_15009.....	123
9.14.	Příloha 14: Podrobné parametry tisku stent 1_15010.....	124
9.15.	Příloha 15: Podrobné parametry tisku stent 1_15011.....	125
9.16.	Příloha 16: Podrobné parametry tisku stent 1_15012.....	126
9.17.	Příloha 17: Podrobné parametry tisku stent 1_15013.....	127
9.18.	Příloha 18: Podrobné parametry tisku stent 1_15014.....	128
9.19.	Příloha 19: Podrobné parametry tisku stent 1_15015.....	129
9.20.	Příloha 20: Podrobné parametry tisku stent 1_15016.....	130
9.21.	Příloha 21: Podrobné parametry tisku stent 1_15017.....	131
9.22.	Příloha 22: Podrobné parametry tisku stent 1_15018.....	132
9.23.	Příloha 23: Podrobné parametry tisku stent 1_15019.....	133
9.24.	Příloha 24: Podrobné parametry tisku stent 1_15020.....	134
9.25.	Příloha 25: Podrobné parametry tisku stent 2_15001.....	135
9.26.	Příloha 26: Podrobné parametry tisku stent 2_15002.....	136
9.27.	Příloha 27: Podrobné parametry tisku stent 2_15003.....	137
9.28.	Příloha 28: Podrobné parametry tisku stent 2_15004.....	138
9.29.	Příloha 29: Podrobné parametry tisku stent 2_15005.....	139
9.30.	Příloha 30: Podrobné parametry tisku stent 2_15006.....	140
9.31.	Příloha 31: Podrobné parametry tisku stent 3_15001.....	141
9.32.	Příloha 32: Podrobné parametry tisku stent 4_15001.....	142
9.33.	Příloha 33: Podrobné parametry tisku stent 5_15001.....	143
9.34.	Příloha 34: Podrobné parametry tisku stent 6_15001.....	144
9.35.	Příloha 35: Podrobné parametry tisku stent 6_15002.....	145
9.36.	Příloha 36: Podrobné parametry tisku stent 8_15001.....	146
9.37.	Příloha 37: Podrobné parametry tisku stent 8_15002.....	147
9.38.	Příloha 38: Podrobné parametry tisku stent 8_15003.....	148

9.39.	Příloha 39: Podrobné parametry tisku stent 8_15004.....	149
9.40.	Příloha 40: Podrobné parametry tisku stent 1_15201.....	150
9.41.	Příloha 41: Podrobné parametry tisku stent 1_15202A.....	151
9.42.	Příloha 42: Podrobné parametry tisku stent 2_15201A.....	152
9.43.	Příloha 43: Podrobné parametry tisku stent 6_15201A.....	153
9.44.	Příloha 44: Podrobné parametry tisku stent 8_15201A,B .....	154

# SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b>	Schéma základních výrobních procesů.....	18
<b>Obrázek 2</b>	Schéma 3D tisku pomocí FFF tiskárny.....	20
<b>Obrázek 3</b>	Upravená FFF tiskárna s tiskem na rotující válec.....	21
<b>Obrázek 4</b>	Schéma 3D tisku pomocí SLA tiskárny.....	23
<b>Obrázek 5</b>	Schematická ilustrace SMP.....	25
<b>Obrázek 6</b>	Základní mechanismus tepelně přechodných polymerních materiálů s paměťovým efektem .....	27
<b>Obrázek 7</b>	Schematické grafy konstrukční koncepce dvoucestné reverzní struktury .....	29
<b>Obrázek 8</b>	Strukturní vzorec PLA .....	33
<b>Obrázek 9</b>	Schéma výroby PLA, PCL.....	34
<b>Obrázek 10</b>	Možné schéma výroby PCL na katalyzátoru 2-ethylhexanoátu cínatém.....	35
<b>Obrázek 11</b>	Strukturní vzorec PGA.....	36
<b>Obrázek 12</b>	Strukturní vzorec PLGA .....	37
<b>Obrázek 13</b>	Schéma zachycující stent. Převzato od Vishnu et al. [60] .....	42
<b>Obrázek 14</b>	Zobrazení některých geometrických parametrů stentu .....	43
<b>Obrázek 15</b>	Příklady konfigurace stentů .....	43
<b>Obrázek 16</b>	Vytištěné geometrie PLA stentů. Převzato a upraveno z [8] .....	44
<b>Obrázek 17</b>	Model auxetické struktury vaskulárního stentu .....	45
<b>Obrázek 18</b>	Schéma vytvořeného stentu. Převzato a upraveno od Jia et al. [13].....	46
<b>Obrázek 19</b>	Schéma dvou vytvořených stentů. Upraveno a převzato od Lin et al. [14] .....	47
<b>Obrázek 20</b>	Schéma tvaru buněk před a po optimalizaci .....	47
<b>Obrázek 21</b>	Schéma paměťového efektu vytvořeného spirálovitého stentu pomocí hydratace. Upraveno a převzato od Chen et al. [72] .....	48
<b>Obrázek 22</b>	Schéma hlavních problémů spojených s implantací stentů. Převzato a upraveno od Vishnu et al. [60]. .....	50
<b>Obrázek 23</b>	Sinusoidový stent 1 se spojovacími S můstky .....	56
<b>Obrázek 24</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15001 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na výšku, přilnavost zajištěna límcem. ....	57
<b>Obrázek 25</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15002. Podpěry špatné a neoddělitelné. ....	58
<b>Obrázek 26</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15003 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	59
<b>Obrázek 27</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15004 a fotografie vytištěné struktury po oddělení límce. Tisk na šířku po ose X. ....	60
<b>Obrázek 28</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15005. Podpěry vytvořeny na nevhodném místě, špatně oddělitelné, špatně se strkají nástroje dovnitř struktury. ....	61
<b>Obrázek 29</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15006. Nevhodný design podpěr, nadržuje na podložce. ....	62
<b>Obrázek 30</b>	Vyslicovaný model stentu 1_D15006. Nevhodný design podpěr, nadržuje na podložce, drsná podložka neměla požadovaný efekt přilnavosti. ....	63
<b>Obrázek 31</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15007 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	64
<b>Obrázek 32</b>	Vyslicovaný model stentu 1_15007Y a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose Y. ....	65

<b>Obrázek 33</b> Vyslicovaný model stentu 1_10007 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	66
<b>Obrázek 34</b> Vyslicovaný model stentu 1_20007 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	67
<b>Obrázek 35</b> Vyslicovaný model stentu 1_15008 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	68
<b>Obrázek 36</b> Vyslicovaný model stentu 1_15009 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	69
<b>Obrázek 37</b> Vyslicovaný model stentu 1_15010 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	70
<b>Obrázek 38</b> Vyslicovaný model stentu 1_15011. Nevhodný design podpěr, velká přilnavost na lepidlo na podložce. ....	71
<b>Obrázek 39</b> Vyslicovaný model stentu 1_15012 a fotografie vytištěných struktur po oddělení podpěr vzorky A, B, C. Tisk na šířku po ose X. ....	72
<b>Obrázek 40</b> Vyslicovaný model stentu 1_150103 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	73
<b>Obrázek 41</b> Vyslicovaný model stentu 1_15014 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	74
<b>Obrázek 42</b> Vyslicovaný model stentu 1_15015 a fotografie vytištěných struktur po oddělení podpěr vzorky A, B, C. Tisk na šířku po ose X. ....	75
<b>Obrázek 43</b> Vyslicovaný model stentu 1_15016. Teplota trysky 220 °C. Křehká struktura. .76	
<b>Obrázek 44</b> Vyslicovaný model stentu 1_15017 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X, velikost 80 %. ....	77
<b>Obrázek 45</b> Vyslicovaný model stentu 1_15018. Struktura bez podpěr ve velikosti 80 % nevytištěna. ....	78
<b>Obrázek 46</b> Vyslicovaný model stentu 1_15019 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X. ....	79
<b>Obrázek 47</b> Vyslicovaný model stentu 1_15020 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X, velikost 80 %. ....	80
<b>Obrázek 48</b> Diamantový síťový stent 2.....	81
<b>Obrázek 49</b> Vyslicovaný model stentu 2_15001 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X. ....	82
<b>Obrázek 50</b> Vyslicovaný model stentu 2_15002. Struktura zvednutá nad podložku o raft. Nepovedený tisk. Raft neoddělitelný.....	83
<b>Obrázek 51</b> Vyslicovaný model stentu 2_15003 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X. ....	84
<b>Obrázek 52</b> Vyslicovaný model stentu 2_15004. Struktura zvednutá nad podložku o raft. Nepovedený tisk. Raft neoddělitelný.....	85
<b>Obrázek 53</b> Vyslicovaný model stentu 2_15005 a fotografie vytištěné struktury s ponechaným límcem. Tisk na šířku po ose X. ....	86
<b>Obrázek 54</b> Vyslicovaný model stentu 2_15006 a fotografie vytištěné struktury s ponechaným oddáleným límcem. Tisk na šířku po ose X.....	87
<b>Obrázek 55</b> Vyslicovaný model stentu 3_15001. Rigidní struktura. Utržená ve třech čtvrtinách tisku.....	88
<b>Obrázek 56</b> Vyslicovaný model stentu 4_15001 a fotografie vytištěné struktury po odstranění límce. Tisk na šířku po ose X. ....	89

<b>Obrázek 57</b> Vyslicovaný model stentu 5_15001 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X. ....	90
<b>Obrázek 58</b> Vyslicovaný model stentu 6_15001. Křehká struktura. Netisknutelná bez podpěr. ....	91
<b>Obrázek 59</b> Vyslicovaný model stentu 6_15002. Křehká struktura. Podpěry nelze oddělit bez poškození struktury. ....	92
<b>Obrázek 60</b> Vyslicovaný model stentu 8_15001. Křehká struktura. Netisknutelná bez podpěr. ....	93
<b>Obrázek 61</b> Vyslicovaný model stentu 8_15002. Přiléhavé neoddělitelné podpěry. ....	94
<b>Obrázek 62</b> Vyslicovaný model stentu 8_15003. Křehká struktura. Podpěry nelze oddělit bez poškození struktury. ....	95
<b>Obrázek 63</b> Vyslicovaný model stentu 8_15004. Křehká struktura. Podpěry nelze oddělit bez poškození struktury. ....	96
<b>Obrázek 64</b> Vyslicovaný model stentu 1_15201. Zvětšení na 200 %. Struktura utržena tiskovou hlavou z podložky. ....	97
<b>Obrázek 65</b> Vyslicovaný model stentu 1_15202A a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X. ....	98
<b>Obrázek 66</b> Vyslicovaný model stentu 2_15201A a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X. ....	99
<b>Obrázek 67</b> Vyslicovaný model stentu 6_15201A a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X. ....	100
<b>Obrázek 68</b> Vyslicovaný model stentu 8_15201A. Zvětšení na 150 %. Struktura utržena z podložky. ....	101
<b>Obrázek 69</b> Vyslicovaný model stentu 8_15201B a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X. ....	102

## SEZNAM ZKRATEK

<b>BMS</b>	bare metal stent, kovový nekrytý stent
<b>BRS</b>	bioresorbable stent, biodegradabilní stent
<b>DCM</b>	dual component mechanism, mechanismus dvou komponent
<b>DES</b>	drug eluting stent, léčivo uvolňující stent
<b>DIW</b>	direct ink writing
<b>DSM</b>	dual state mechanism, mechanismus dvou komponent
<b>EVA</b>	ethylvinylacetát
<b>FDM</b>	fused deposition modeling
<b>FFF</b>	fused filament fabrication
<b>IVUS</b>	intravascular ultrasound, intravaskulární ultrazvuk
<b>MRI</b>	zobrazovací magnetická rezonance
<b>OCT</b>	optical coherent tomography, optická koherentní tomografie
<b>PCI</b>	perkutánní koronární intervence
<b>PCL</b>	polycaprolactone, polykaprolakton
<b>PEG</b>	polyethylenglykol
<b>PGA</b>	polyglycolic acid, kyselina polyglykolová
<b>PHVB</b>	poly(3-hydroxybutyrát-co-3-hydroxyvalerát)
<b>PLA</b>	polylactid acid, kyselina polymléčná
<b>PLGA</b>	kopolymer kyseliny glykolové a mléčné
<b>PTM</b>	partial transition mechanism, mechanismus částečného přechodu
<b>PU</b>	polyurethan

<b>ROP</b>	ring-opening polymerization, polymerace za otevření kruhu
<b>SES</b>	self expandable stent, samoroztažitelný stent
<b>SLA</b>	stereolitografie
<b>SMP</b>	shape memory polymer, polymer s tvarovou pamětí



# ÚVOD

Kovový nekrytý stent (bare metal stent BMS) byl poprvé implantován do těla v roce 1986. Od té doby se používání stentů pro kardiovaskulární léčbu prudce rozrostlo. V roce 2001 první výsledky získané zkoumáním léčivo uvolňujících stentů (drug eluting stent DES) uvnitř lidského těla ukázaly nulovou restenózu, což vyvolalo masivní kladné ohlasy v kardiovaskulární komunitě. Podle údajů z roku 2003 bylo ve Spojených státech amerických ročně provedeno přibližně 1 milion perkutánních koronárních intervencí (PCI). V současné době vyžaduje implantaci stentu ročně více než 1,5 milionu pacientů, kteří mají zablokované cévy. Použití stentů se stalo preferovanou metodou při léčbě onemocnění koronárních tepen kvůli četným výhodám oproti konvenční léčbě balónkovou angioplastikou. Stenty snižují riziko poranění cév při implantaci, zabraňují akutní opětovné blokaci cévy a použitím inteligentních stentů lze dosáhnout dlouhodobé léčby a průchodnosti cév. Další vývoj BMS je omezen v důsledku akutní/subakutní trombózy a restenózy ve stentu, přičemž flexibilita BMS je ve srovnání s novějšími pokročilejšími polymerními stenty nízká. Vývoj polymerních materiálů a výrobních technologií, jako je 3D aditivní výroba, umožnil vyrábět stenty s různými vlastnostmi a komplikovanými strukturami. Biologická odbouratelnost nově vytvořených stentů pomáhá předcházet pozdní trombóze a restenóze ve stentu. Kromě toho polymerní stenty neinterferují s diagnostickým zařízením, jako je například zobrazovací magnetická rezonance (MRI).

Tzv. 4D tisk je jednou z metod, kterou lze inteligentní stenty, které mění své vlastnosti v čase, připravit. Tato diplomová práce pojednává o problematice spojené s inteligentními stenty spolu s nejpoužívanějšími materiály používanými k jejich tisku. O materiálech s paměťovými vlastnostmi a 4D technologii. Jsou zde vysvětleny jednotlivé nejpoužívanější druhy inteligentních stentů.

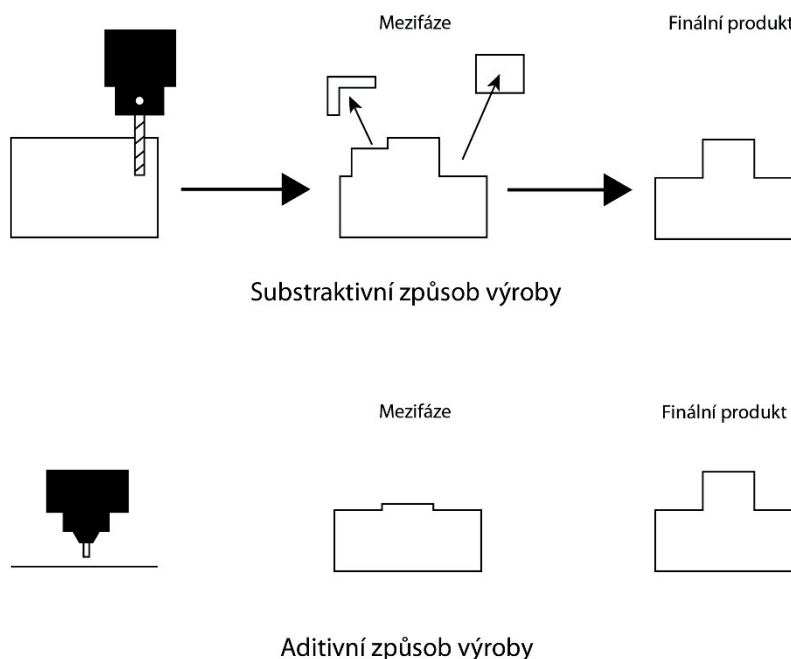
Experimentální část této práce je zaměřena na zkoumání možnosti zhotovení polymerních stentů použitím konvenční stolní FDM 3D tiskárny bez možnosti tisku vodorozpustných podpěr.

# 1. ADITIVNÍ VÝROBNÍ TECHNOLOGIE

## 1.1. 3D tisk

### 1.1.1. Progresivita a použití v medicíně

3D tisk je moderní, současně vysoce se rozvíjející, aditivní výrobní proces [1,2,3]. Namísto ubírání materiálu z bloku vznikají objekty a struktury přímým nanášením různě silných vrstev materiálu na sebe, který je fixován tavením, vytvrzováním, spékáním nebo lepením. Značnou výhodou 3D tisku je možnost použití nejrůznějších polymerních a plastických materiálů, které mají důležité vlastnosti pro využití v medicíně [1,4]. Těmito vlastnostmi jsou zejména současně velmi zkoumaná biokompatibilita [5,6,7] a biodegradabilita [8], možnost nanášení rozdílných dávek léčiv na povrch preparátů a paměťové vlastnosti. Paměťové vlastnosti, které nabývají stále více na významu, se týkají především nově zavedeného pojmu 4D tisk [6–9]. Zmíněné vlastnosti mají zásadní vliv na chování nově vyvíjených druhů stentů. Tato práce se věnuje zejména vaskulárním stentům.



**Obrázek 1** Schéma základních výrobních procesů.

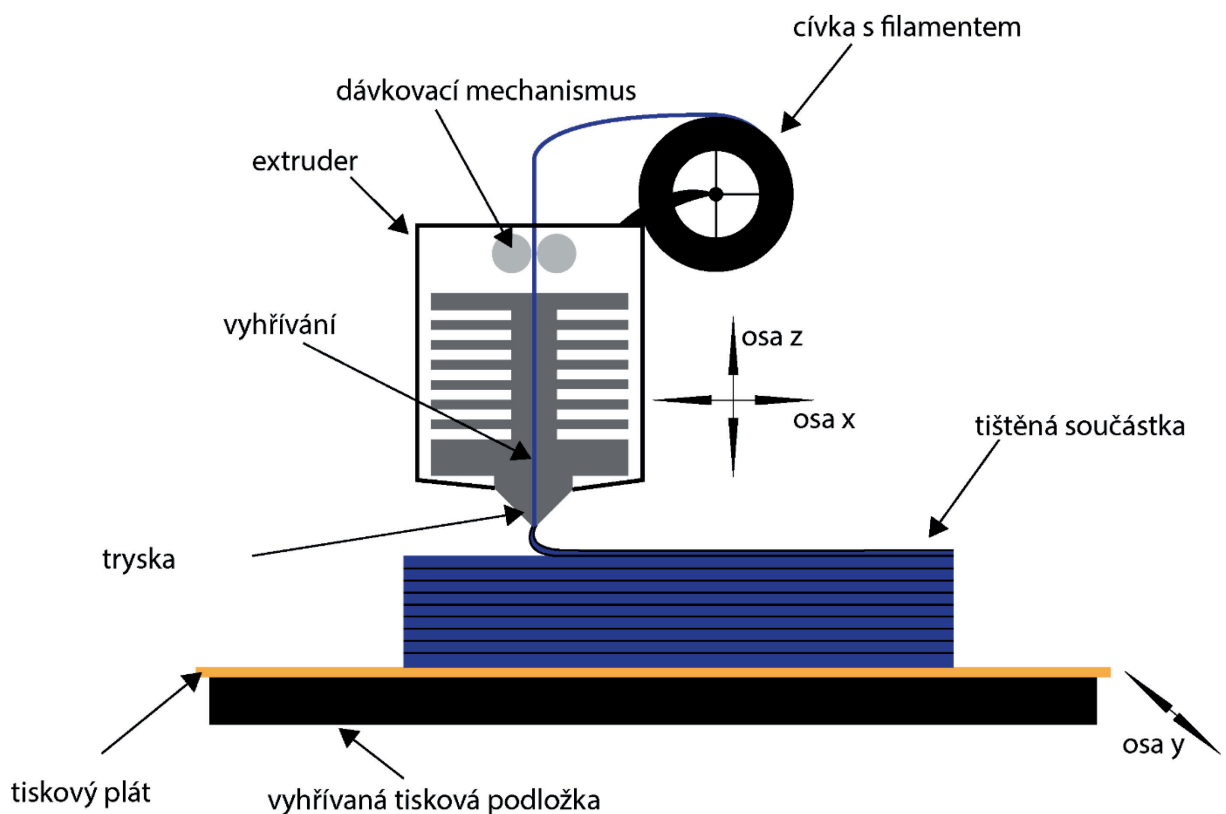
### **1.1.2. Metody 3D tisku a vhodnost jejich použití**

Dle Americké normy ASTM F42 se 3D tiskové technologie řadí do 7 skupin [10]. Fotopolymerizace, vytlačování materiálu, vstřikování pojiva, vstřikování materiálu, laminování, tavení prášku a řízené navařování. Všechny tyto metody pracují na velmi podobném principu. S rozdílem především ve způsobu vytváření jednotlivých vrstev a ve formě zpracovávaného materiálu. Pro tisk biodegradabilních medicínálních preparátů je vhodné, aby zvolená tisková technologie vytvářela jednotlivé vrstvy s vysokým rozlišením, aby bylo možno přesně kontrolovat vlastnosti preparátů a v případě použití jako nosiče léčiva také dávku léčiva. Dle dostupných zdrojů se k přípravě stentů (medicínálních preparátů) ve větší míře používá technologie FFF (Fused filament fabrication) [10,11,12,13,14], která používá dostupné biodegradabilní materiály, jako jsou PLA, PGA a PCL ve formě filamentu (strutů) [13,15,16]. FFF technologie se také používá pro zhotovování komplexních 3D modelů cév a dutin pro plánování implantace stentů [17,18,19], protože zde není tak vysoký požadavek na jemnost detailů jednotlivých tištěných vrstev materiálu. Existují i pokusy tisku biodegradabilních 3D stentů s tzv. 4D vlastnostmi použitím SLA (stereolitografie) a vhodných fototvrditelných pryskyřic [20,21]. Zejména technologie SLA je zajímavá vytvářenou jemností detailů a možným prohlubováním výzkumu pro účely tisku biodegradabilních preparátů [22], protože naprostá většina fototvrditelných pryskyřic je biologicky neodbouratelná. Neplatí to však o biokompatibilitě [23], protože SLA modely jsou v současnosti široce používány v zubařském lékařství. Netoxické fototvrditelné pryskyřice s vhodnými biologickými vlastnostmi spolu s vhodnými mechanickými vlastnostmi jsou většinou velmi drahé. Tato diplomová práce proto bude mimo FFF technologie pojednávat o snahách SLA technologie, která je spolu s tiskovými fototvrditelnými pryskyřicemi předmětem pro hlubší zkoumání, aby mohla být v budoucnu využita pro tisk biodegradabilních preparátů v medicíně spolu se snížením nákladů na přípravu.

### **1.1.3. Fused filament fabrication (FFF)**

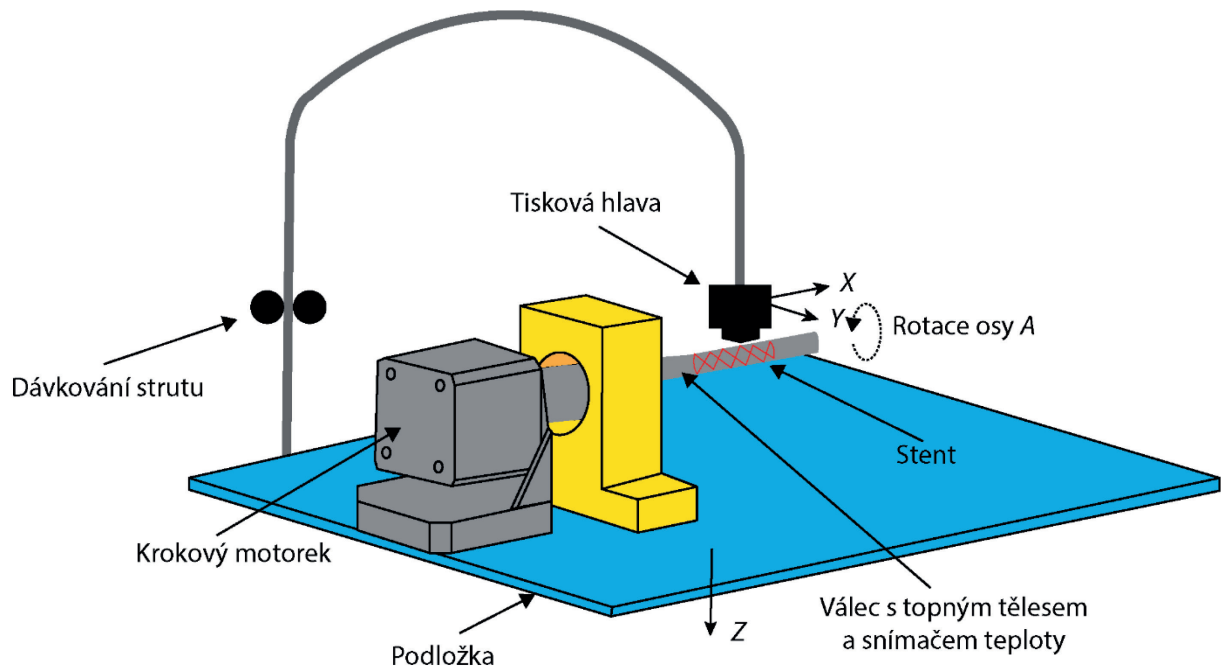
Jednou z nejrozšířenějších 3D tiskových technologií je technologie FFF. Pod známější zkratkou FDM (fused deposition modeling) patentovaná technologie Americké společnosti Stratasys [1,2,3,4]. Tato technologie využívá filamentu (polymerní materiál) ve formě monofilu, při které je filament roztaven v extruderu tiskové hlavy a ten je následně nanášen vytlačováním z trysky jako tenká horizontální vrstva na podložku, dle souřadnic vytvořených v počítačovém programu. Materiál po vypuzení z trysky okamžitě tuhne a tím se spojuje s předchozími vrstvami. Výhodou této technologie je její jednoduchost, cena a různorodost materiálů, které lze použít

pro tisk. Především lze pro tuto technologii použít množství biodegradabilních materiálů, na rozdíl od SLA technologie, kde je vývoj biodegradabilních fototvrditelných pryskyřic velmi složitý. Tato skutečnost dovoluje tisk rozmanitého množství medicínálních preparátů. Nevýhodou této technologie je však nedostatečné rozlišení tisku. Preparáty připravené touto technologií lze poznat podle viditelných tiskových vrstev. Vyšší rozlišení je pak zejména důležité pro inteligentní struktury, které slouží jako nosiče léčiva, jako jsou například DES (drug eluting stents) [24]. Díky viditelným vrstvám a technologii jako takové je preparát po výtisku porézni, což může způsobit nežádoucí mechanické vlastnosti, zapuštění léčiv hlouběji do struktury a tím zapříčinit jejich špatné dávkování. Porozita lze snížit úpravou složení filamentu, podmínkami tisku nebo upravením geometrické struktury a tvaru preparátu [25].



**Obrázek 2** Schéma 3D tisku pomocí FFF tiskárny

Výhodou FFF tiskáren je také jejich jednoduchá konstrukce, která lze v případě potřeby pozměnit. Zhao et al. a Park et al. [8,15] příkladně pozměnili konstrukci lože, kdy je stent tištěn místo vyhřívané planární podložky na vyhřívaný otáčející se válec, ze kterého lze po tisku stent lehce stáhnout. Výhodou je, kromě samotného válcového tvaru lože, že sám tvoří podporu stentu díky vhodnému tvaru, že lze kromě změny polohy tiskové hlavy a podložky v osách  $x, y, z$  měnit také rychlost otáčení válce a tím hlouběji ovlivňovat parametry tisku. Pokud je konstrukce vhodně uzpůsobená, dal by se dle potřeby měnit průměr vyhřívaného válce a tím lehce upravit parametr pro tisk potřebných stentů s různými průměry. Problémem je však znalost tiskového nastavení a slicování, kdy musí být oproti tradičnímu tisku pozměněno generování tiskových cest a tím i samotná struktura G-Code souborů.



**Obrázek 3** Upravená FFF tiskárna s tiskem na rotující válec

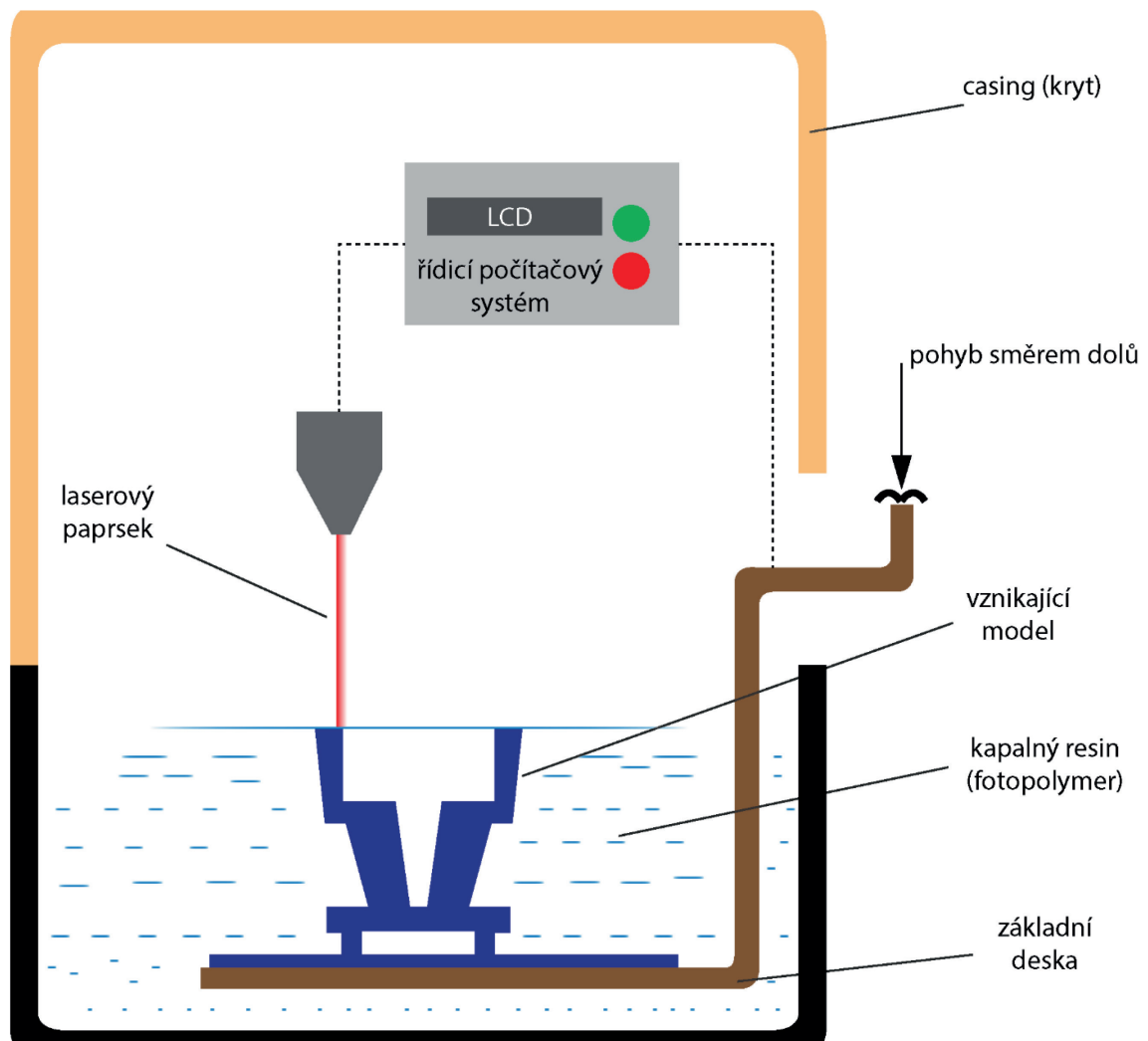
#### 1.1.4. Stereolitografie (SLA)

Stereolitografie je nejstarší technologie 3D tisku vyvinutá roku 1983 [1], která pracuje na principu postupného vytvrzování fotoreaktivní pryskyřice pomocí plošného ozáření UV zářením přes masku tvořenou většinou LCD displayem nebo selektivním působením UV laseru [1,3,4]. Účinkem dodané energie se v místě, kde má být materiál vytvrzen rozpadne fotoiniciátor na radikály, které způsobí radikálovou polymeraci a tím dojde k síťování monomerů a jejich vytvrzení. Hlavní výhodou této technologie je vysoké rozlišení tisku, kdy komerčně dostupné SLA tiskárny dokážou pracovat s nejnižší velikostí tiskové vrstvy kolem 25  $\mu\text{m}$  [26]. Takto jemné vrstvy vytváří modely s velmi hladkým povrchem a se znatelně nižší pórovitostí, než je tomu u modelů tištěných FFF technologií. Další výhodou je poměrně jednoduchý proces tisku, kdy není třeba nastavovat tolik parametrů pro vytištění kvalitního modelu, jako je tomu u FFF. Při tisku složitějších struktur využívá SLA často podpory, které se musí po tisku odstraňovat a mohou způsobovat nežádoucí nepřesnosti. V případě tisku stentů by při správné orientaci modelu neměly podpěry působit problém. Ač ve své finální formě, po tisku není fotopolymerizace zcela hotova a modely nedosahují maximálních mechanických vlastností. Přichází proto na řadu post-curing proces, který pomocí záření a tepla dokáže zlepšit vlastnosti výtisků, jako je Youngův modul pružnosti a vytvořit maximální potenciál, který daná fotoreaktivní pryskyřice (materiál) nabízí [26]. Pro každou fototvrditelnou pryskyřici a použití preparátu jsou vhodné jiné dokončující podmínky, se kterými je třeba pečlivě experimentovat.

Pro tisk medicínálních preparátů jsou velkou nevýhodou samotné fotoreaktivní pryskyřice, které jsou tvořeny směsí oligomerů, monomerů a fotoiniciátorů [27]. Na základě povahy jednotlivých komponent, především fotoiniciátorů a monomerů mohou být jednotlivé pryskyřice toxické, a tudíž nevhodné pro medicínální použití. Pryskyřice mohou [27]: při kontaktu s pokožkou vyvolat silné podráždění, které může vést až k alergickým reakcím. Samotné výpary obsahují molekuly jednotlivých komponent, které při nedostatečném větrání mohou způsobit podráždění dýchacích cest. Jsou také nebezpečné pro životní prostředí, především pro vodní organismy, protože se určité části molekul mohou vázat na nervový systém vodních živočichů a tím je zahubit. Nebezpečným v případě migrace molekul je samotný systém vytvrzování, kdy UV záření nemusí proniknout dostatečně hluboko nebo nemusí zcela vytvrdit jednotlivé vrstvy a v preparátu mohou zůstat jednotlivá residua, která migrují a difundují do okolí, což může opět způsobit uvedené nežádoucí účinky. Pro použití ve zdravotnictví je tedy nutné používat speciální netoxické fotoreaktivní pryskyřice, které jsou znakem vysoké ceny a často

nedisponují potřebnými mechanickými a jinými vlastnostmi. I při používání netoxických fotoreaktivní pryskyřic se doporučuje opatrnosti a zodpovědného zacházení, protože samotné komponenty mohou před vytvrzením dráždit.

Velmi malé množství komerčně dostupných fotoreaktivních pryskyřic je pak biodegradabilních. Tato skutečnost představuje značnou nevýhodu vůči materiálům komerčně dostupných pro technologii FFF, protože je současně vyvíjen vysoký tlak na biodegradabilitu medicínálních preparátů, jako jsou polymerní stenty [22,23]. Biodegradabilní pryskyřice využívají enzymatické odbourávání pomocí biokatalyzátorů a samotných bakterií obsažených v pryskyřici [22,28].



**Obrázek 4** Schéma 3D tisku pomocí SLA tiskárny

## 2. 4D TISK

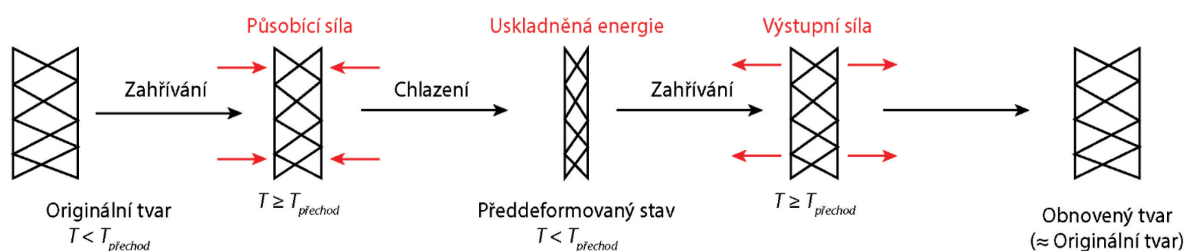
4D tisk [9–16], představený roku 2013 Skylarem Tibbitsem z MIT, navazuje na 3D tisk a rozšiřuje možnosti této technologie za použití aktivních inteligentních materiálů, které při změně určitého impulzu (tj. teplota, proud, záření, vlhkost, magnetické síly, změna pH) jsou schopny měnit svůj tvar a vlastnosti. V současné době zaznamenávají dynamické materiály s tvarovou pamětí (shape memory polymers SMPs) velmi značného rozmachu a zájmu v rámci výzkumu, především díky vhodnosti pro biomedicínu [9] a použití v robotice, kosmonautice a v inteligentních textiliích. Přeměna 3D tištěných objektů do materiálů měnících svůj tvar, tedy 4D objektů, je velmi povzbudivá vzhledem k vývoji personalizovaných medicínálních preparátů [15], jako jsou právě vaskulární stenty [9].

### 2.1. Polymery s tvarovou pamětí (SMPs)

SMPs jsou poměrně novým typem materiálů [9,11,12], které se z dočasně mechanicky deformovaného stavu vracejí, po aplikování určitého stimulu, zpět do svého základního stavu a tím mění svůj tvar. To vše se děje v určitém čase [10,11], který je zde 4. dimenzí, a proto se tyto materiály používají ve zmíněném 4D tisku. Tvary jsou dány elasticitou sítě, ale je možno vytvořit tvary imobilizací materiálů pomocí krystalizace [11] a vitifikace [11]. Polymerní materiály s tvarovou pamětí mají oproti inteligentním kovům a keramice hned několik výhod [9,10,16], především je lze tisknout 3D tiskem, reagují na obsáhlejší škálu stimulů a jsou také vysoce deformovatelné. Pro tisk SMP struktur je velmi používaná technologie FFF [10,12], protože využívá nejvíce materiálů s paměťovými vlastnostmi, které jsou navíc široce rozšířené. Nejznámějším SPM materiálem je biodegradabilní kyselina polyléčná PLA [12], která je zároveň nejhojněji používaným materiálem pro FFF 3D tisk. Bohužel nevýhoda FFF technologie je mnohdy nedostatečná kvalita (nízké rozlišení) vytištěných preparátů. Je obtížné tisknout multimateriálové struktury, protože materiály pro FFF mají často rozdílné tiskové teploty [10]. Ač lze tisknout struktury pouze z jednoho materiálu, většina dřívějších studií zabývajících se 4D tiskem zkoumala především multimateriálové struktury [16], které mohou být směsí více aktivních materiálů nebo kombinací aktivních a neaktivních materiálů [16,29]. Multimateriálové struktury jsou schopny dosáhnout všestrannějších tvarových změn [16,29].



## 2.2. Mechanismus SMP



**Obrázek 5** Schematická ilustrace SMP

SMPs mají v absolutní většině případů 2 stavy: dočasný stav A a původní stav B **Obrázek 5**. Nově vyvíjené polymery mají i 3 stavy, čehož se většinou dosahuje kombinací 2 polymerů se 2 stavy. SMPs obsahují určitou imaginární mikrostrukturní síť s body a prepínacími segmenty [11,30]. Tyto body jsou posunuty do jiné polohy díky vnější působící síle a struktura poté nabývá dočasného tvaru A. Do dočasného stavu A lze polymery tzv. naprogramovat. Programování u tepelně přechodných SMPs se nejčastěji dělá zahřátím původní struktury a natažením či stlačením dle potřeby aplikace [11,30]. Poté se v jednom z deformovaných stavů struktura zchladí a odebere se působící napětí. Poté může nastat proces obnovy tvaru. Při působení vhodného stimulu, v tomto případě správné teploty, se body začínají pohybovat směrem ke svým výchozím polohám, uvolňuje se napětí ve spínacích segmentech a struktura se vrací do původního stavu B.

Nehledě na složení a metodu syntézy, tepelně přechodné SMPs fungují na základě 3 mechanismů [30]:

### 2.2.1. Mechanismus dvou stavů (DSM)

**Obrázek 6 (1):** Tento stav lze například pozorovat u silikonů [30] nebo u polymethylmethakrylátu [31]. Teplota skelného přechodu ( $T_g$ ) silikonů je za normálního stavu pod  $0\text{ }^\circ\text{C}$ , což znamená, že jsou při pokojové teplotě v kaučukovitém stavu. Když se silikon deformuje a udrží se v tomto stavu po dobu chlazení pod teplotu ( $T_g$ ), ustává Brownův pohyb molekul v důsledku

skelného stavu a po odstranění deformačních sil silikon zůstane v přechodném stavu A. Po zahřátí na pokojovou teplotu nastává opět Brownův pohyb a silikon se opět vrací do svého původního tvaru B v kaučukovitém stavu [30,31,32].

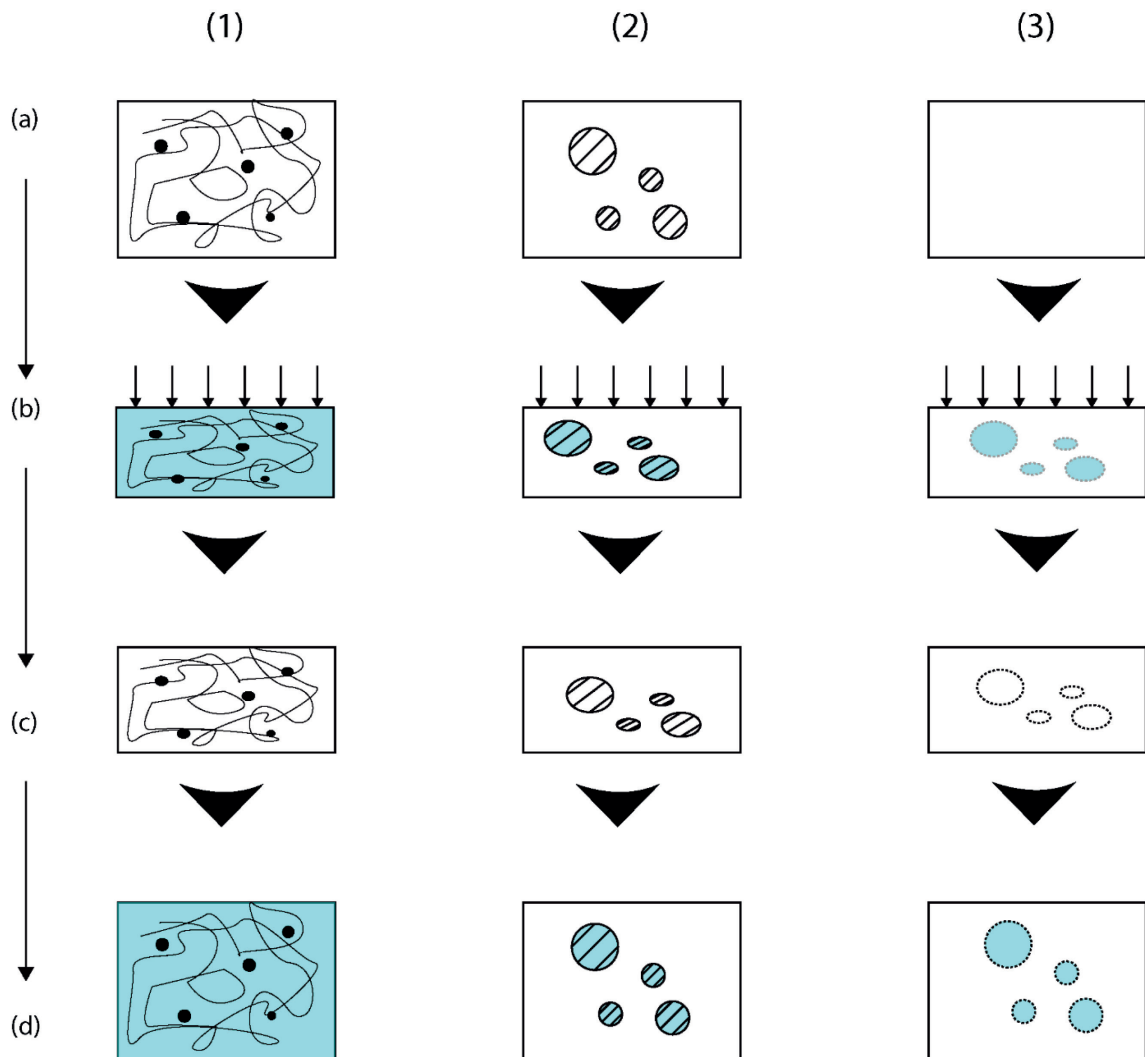
### 2.2.2. Mechanismus dvou komponent (DCM)

**Obrázek 6 (2):** Do této kategorie využívající DCM spadají polymery, které obsahují tuhé a měkké segmenty nebo polymery a jejich směsi, které obsahují tzv. mikrostrukturu inkluze-matrice [30,31,32]. Takovými polymery jsou kopolymer ethylvinylacetát (EVA) nebo polyurethan (PU) [30,31]. EVA obsahuje typicky jeden vysoce elastický segment, který si drží svou elasticitu v poměrně rozsáhlém rozsahu teplot, zatímco další segment je schopen vratně měnit svou tuhost od velmi měkké za vysokých teplot do tvrdé při nízkých teplotách [31]. Po naprogramování polymeru za vysoké nebo nízké teploty v sobě elastický segment nese uloženou elastickou energii. Plastický/měkký segment plasticky změkne a deformuje a při navrácení teploty znovu ztvdne, což brání navrácení do původního tvaru za nízké teploty. Jen opětovné zahřátí převede tyto segmenty do měkkého stavu, uvolní se bariéry zabráňující uvolnění uchované energie v elastických segmentech, které tuto energii uvolní a tvar polymeru je zpět navrácen do výchozího tvaru. Tento proces je teoreticky možné nekonečně opakovat [30,31,32].

### 2.2.3. Mechanismus částečného přechodu (PTM)

**Obrázek 6 (3):** Zatímco předchozí dva mechanismy lze pozorovat u většiny polymerů a velmi často jsou v praxi uplatňovány současně i s tímto mechanismem, jaký mechanismus bude probíhat větší měrou lze zjistit většinou z chemické struktury polymeru, tento mechanismus byl pozorován pouze u malého množství materiálů [31]. Při programování materiálu/polymeru s tímto mechanismem se musí dodržet přesně daná teplota, která způsobí částečné změknutí plastických tvrdých přechodových segmentů, ale nesmí být změkнутy všechny a úplně. Díky působení tlaku během přesně daného zahřívání působí tvrdé části plastického segmentu stejně jako elastický segment a udržují energii, která následně při obdobném procesu zahřívání jako u předchozích dvou mechanismů způsobí navrácení materiálu do jeho původní podoby. Proces opětovného zahřátí musí být proveden při stejných zahřívacích podmínkách. Ač je potřeba dodržet velmi přísné podmínky pro dosažení reprodukovatelné funkce materiálů, tento mechanismus by mohl pomoci ve strojírenství s paměťovými vlastnostmi většiny polymerů [31].

Nekonvenční, ale přesto možný přístup je chlazení polymeru/materiálu, které způsobí změknutí jeho plastických segmentů. Tato vlastnost je však v přírodě velmi vzácná. Zatím byly chlazením reaktivní vlastnosti pozorovány pouze u cínu a poloxameru 407 [30,32].



**Obrázek 6** Základní mechanismus tepelně přechodných polymerních materiálů s paměťovým efektem; **(1)** Mechanismus dvou stavů (DSM); **(2)** mechanismus dvou komponent (DCM); **(3)** mechanismus částečného přechodu (PTM). Originální tvar za nízké teploty (a); při zahřívání a kompresi (b); po ochlazení a odstranění působící síly (c); po zpětném ohřívání pro vrácení do originálního tvaru (d).

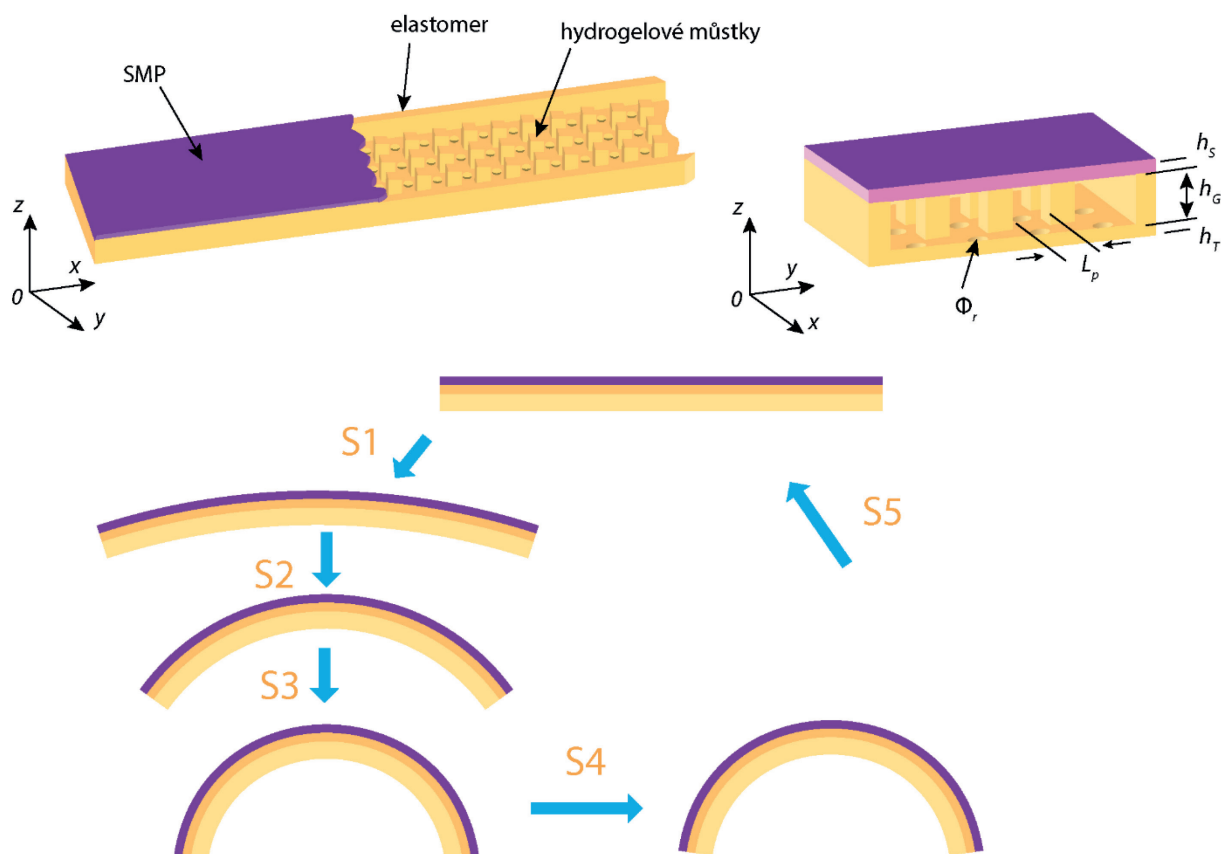
### 2.3. SMP struktury dle materiálů

Dle Li et al. [9] SMP materiály představují obrovský prostor pro vývoj a výzkum. Většina běžně používaných a vyvinutých polymerů s paměťovými vlastnostmi nemůže být rychle deformována, tyto polymery mají nedostačující mechanickou a chemickou odolnost, nízkou sílu zpětné obnovy tvaru, nízkou přesnost této obnovy a neuspokojivé vlastnosti spojené s opakujícím se paměťovým efektem. Pro medicínální preparáty, jako jsou vaskulární stenty se používají materiály [9], které jsou, pokud možno co nejvíce biokompatibilní, s nízkou toxicitou, mají středně silný/rychlý proces změny tvaru a tato změna nastává při teplotách blízkých teplotě těla. Dle literatury lze vyzorovat, že kombinací dvou a více polymerních kompozitních materiálů se dosahuje vyššího stupně tvarové paměti a struktura se tak navrácí přesněji do svého originálního tvaru [11].

Kromě samotných polymerů je využíváno mnoha ostatních materiálů a kompozic složení. Sydney Gladman et al. [33] použili, dle vzoru zkoumaných rostlin, směs celulózových vláken extrahovaných ze dřeva spolu s akrylamidovým hydrogelem, který je schopný botnat a rozpínat se ve vodném prostředí. Do této směsi bylo přidáno fluorescentní barvivo. Zvláštnost tohoto materiálu tkví v možném kódování koloidních vláken, které mohou měnit svoji tvrdost a rozpustnost ve vodném prostředí s ohledem na různé uspořádání. V roce 2017 Miao et al. [34] připravili vysoce biokompatibilní podpůrnou strukturu využitím epoxy-akrylátu ze sojového oleje. Tento preparát se dá vhodně použít pro uzdravování kostní tkáně, protože příznivě spolupracuje s mezenchymálními kmenovými buňkami kostní dřeně. Tato fotoreaktivní pryskyřice je také velice žádaná pro možnost tisku SLA technologií, která přináší velmi dobré rozlišení [11]. Jamal et al. [35] představili samoskládací origami strukturu z polyethylenglykolu (PEG) ve vodném prostředí. Tato struktura byla vytvořena pro spolehlivé a postupné uvolňování inzulínu z fotoenkapsulovaných buněk produkujících inzulín. Wei et al. [36] vytvořili aktivní roztažitelný vaskulární stent tištěný direct ink writing (DIW) technologií, pomocí kompozitního UV tvrditelného inkoustu polymléčné kyseliny PLA/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> nanočástic. Touto formulací byl vytvořen tepelně a dálkově roztažitelný SMP. Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> nanočástice mohou být dálkově zahřáty změnou magnetického pole vlivem hysterezního efektu. Pro použití k vytváření SME struktur se dají také využít elastomery z tekutých krystalů, které lze vysoce smršťovat v nematickém směru, tj. ve směru podlouhlé osy [10].

Díky 3D tisku je možné vytvářet struktury s kontrolovaným chemickým složením a mechanickými vlastnostmi neboli takzvané multimateriálové struktury, které se hodí pro vytváření

4D struktur [10]. Dle poměru materiálů a jejich umístění ve struktuře lze vytvořit místa s vlastním napětím, na které lze působit vnějšími stimuly, běžně teplem, a ovlivňovat změnu tvaru struktury. 3D tisk poskytuje obrovskou výhodu v možnosti polohové kontroly umístění materiálu, a tudíž vytváření nových složitých struktur a preparátů. Nejúspěšnější komerčně používané tiskárny pro tisk multimateriálových struktur pracují s polyjet technologií [10].



**Obrázek 7** Schematické grafy konstrukční koncepce dvoucestné reverzní struktury. **S1** je vzorek ponořený do studené vody; **S2** je vzorek přivedený do prostředí s vysokou teplotou; **S3** ochlazení vzorku; **S4** sušení hydrogelu; **S5** opětovné zahřátí a návrat do původního tvaru

Příkladem takové multimateriálové struktury je reverzibilní komponent měnící tvar vytvořený Mao et al. [37] **Obrázek 7**, který má sendvičový charakter a využívá tepelných změn spolu se změnami tvaru působením vodného prostředí. Vrchní vrstvu tvoří SMP, uprostřed jsou můstky z hydrogelu a spodní vrstvu tvoří elastomer Tangoblack. Vrstva elastomeru je navržena s malými otvory, aby se voda dostala k hydrogelovým můstkům. Po kontaktu hydrogelu s vodou dojde ke trojosému botnání můstků, což zapříčiní rovinnou sílu v SMP vrstvě a elastomerní vrstvě a dojde k ohybu. Když je komponent ponořen do studené vody, dojde k botnání, ale ohyb je jen mírný, protože tuhost SMP vrstvy brání úplnému ohybu. Po zahřátí se sníží tuhost SMP

vrstvy a dojde k uvolnění napětí, což způsobí úplný ohyb. Po ochlazení a vysušení hydrogelu zůstává komponent v přechodném tvaru. Po zahřátí se opět vrací do původního tvaru. Díky tomuto sendvičovému uspořádání a využití dvou stimulů ke změně tvaru lze měnit tvar mezi dvěma stabilními tvary, které se liší svou ohebností a tuhostí.

## 2.4. Využití 4D struktur v medicíně

Využití 4D paměťových struktur v medicíně je velmi rozmanité [9]. Dají se použít jako podpůrné konstrukce pro růst buněk, origami struktury v tkáňovém inženýrství, pro vaskulární a jiné stenty, pro kostní podpůrné konstrukce či okluzní dlahy. Tyto struktury a preparáty by mohli především pomoci s menší invazivitou operací [38,39] a za jejich pomoci by mohl být vytvořen internetový monitoring zdravotního stavu v reálném čase v tzv. prostředí Internet of Things [38].

Využitím polymerů pro aditivní tisk 4D struktur lze pro medicíně dosáhnout dříve nemožné kombinace vlastností. Před použitím polymerních materiálů byl z důvodu paměťových vlastností využíván nitinol [39], tedy slitina niklu a titanu, která přechází mezi austenitickou a martenzitickou formou. Tato slitina není biodegradabilní, nelze zpracovávat 3D tiskovou technologií a interferuje s analytickými přístroji jako je magnetická rezonance. Novodobý polymerní stent může být vytvořen se všemi následujícími vlastnostmi najednou: biodegradabilita, biokompatibilita, lze na něj nanášet léčivo, paměťový efekt – samoroztažitelnost. Paměťové vlastnosti mohou být uzpůsobeny tak, aby je šlo spustit dálkově pomocí magnetické indukce.

### 2.4.1. Na dálku ovládané 4D struktury

Struktury vytvořené z polymerů, které mají paměťové vlastnosti spojené se změnou teploty, lze použít pro dálkové ovládání jejich přechodného tvaru *in situ* [39]. Toto ovládání lze provést elektrickým signálem nebo magnetickou indukcí, která se již hojně zkoumá [39,40,41]. Aby bylo možné polymerní strukturu na dálku ovlivnit, využívá se v případě termoresponzivních SMP polymerů účinků střídavého magnetického pole, které vlivem hystereze polymer zahřeje. Využití indukce vyžaduje, aby do polymerů byly přidány magnetické částice jako například částice směsi nikl-zinek-ferit [40], nanočástice magnetitu [41].

Přidání magnetických částic může snižovat účinnost obnovy původního tvaru a napěťovou mez deformace. Díky maximální vhodné frekvenci magnetického pole 50–100 Hz [39] pro lidské tělo nejde použít materiály, které své paměťové vlastnosti obnovují při vysokých teplotách. V tomto případě by se musela volit jiná metoda, která by na dálku mohla uvnitř těla ovlivnit SMP struktury.

#### **2.4.2. Sterilizace struktur**

Každou strukturu pro medicínální použití, především pak pro použití uvnitř těla, je třeba sterilizovat [6,39]. Sterilizace se provádí klasickými způsoby, jako je sterilizace vodní parou v autoklávu, ozáření gamma paprsky nebo elektronovým svazkem, průchod plasmou, či použití baktericidní desinfekce. Každá z těchto metod má své nevýhody a je vhodná pro jiné materiály a použití. Pokud se jedná o 4D strukturu s termo SMP materiálem, použití páry zničí díky teplotě naprogramovaný tvar struktury. Pokud bude použito záření, což je v případě teplotní citlivosti struktury vhodnější metoda, nesmí být polymer biodegradabilní, jinak by mohlo dojít k předčasnému rozkladu [6,39]. Vybrat vhodný způsob sterilizace, aby nedošlo k ohrožení SMP vlastností je tudíž náročné. Dobrým řešením dle dostupných studií je použití oxiranu za nízké teploty [42], které nemá zásadní chemický ani fyzikální vliv na strukturu polymeru a na jeho zachování paměťových vlastností. Je však třeba nechat preparát po sterilizaci dobře odvětrat a zbavit se všech zbytků oxiranu, protože je jinak pro tělo velmi toxický. Tato metoda je díky vnikání vlhkosti do struktury během sterilizace nevhodná pro SMP polymery, které mění svůj tvar na základě aktivace vodou, jako jsou třeba hydrogelové multistruktury.

### **3. MATERIÁLY**

#### **3.1. Materiály pro tisk stentů s SMP vlastnostmi**

Po představení 4D struktur v roce 2013 bylo zkoumáno mnoho různorodých materiálů, které projevují paměťové vlastnosti. První poznatky při vytváření 4D struktur využívaly především multimateriálové kompozice [16,29]. Samotné SMP materiály, především polymery jsou používány s ohledem na jejich biodegradabilitu. Jednotlivé materiály se liší z hlediska použité technologie a aplikace, pro kterou mají být použity. V případě výroby stentů se dříve používaly slitiny kovů. Až s příchodem aditivních technologií výroby začaly být hojně používány polymerní materiály, mezi kterými existuje několik, které jsou dnes nejpoužívanější. Výhodou polymerů jako PLA, PCL, PGA, PLGA je jejich biokompatibilita a nízká až nulová cytotoxicita [43], tudíž jsou vhodné pro přípravu medicínálních preparátů a implantátů. Důležitými faktory

ve výběru materiálu jsou také především cena, jejich struktura, pevnost, elasticita a vhodné reologické vlastnosti. Technologie SLA, která dosahuje vysokého rozlišení jednotlivých vrstev preparátů oproti technologii FFF, nabízí zatím velmi málo materiálů (fototvrditelných pryskyřic), které by měly vhodné SMP vlastnosti, a zároveň byly biodegradabilní. Proto se ve většině studií [2,6–9,12–20] zavádí technologie FFF, která využívá již zmíněných poměrně lehce dostupných materiálů (PLA atd.), spolu se svou jednoduchostí, kdy jde tiskárna upravit dle potřeb aplikací. Pro SLA technologii je třeba využívat komplexnějších experimentálních materiálů, jako jsou například epoxidované rostlinné oleje [20].

Důležitým je také rozdělení polymerů či plastů na termoplasty a termosety (reaktoplasty) [44]. Termoplasty přechází při teplotě tání do kapalného skupenství a po ochlazení se vrací zpět do pevného stavu. Proces zahřívání a ochlazování může být prováděn opakovaně bez znatelné degradace materiálu. Termosety mohou být naopak zahřáty a tvarovány pouze jednou. Při působení teploty, tlaku či katalyzátoru dochází k vytvoření sítě mezi molekulami. To zamezuje opětovnému roztavení materiálu. Další použití vlivu jako je například vysoká teplota má destruktivní účinky.

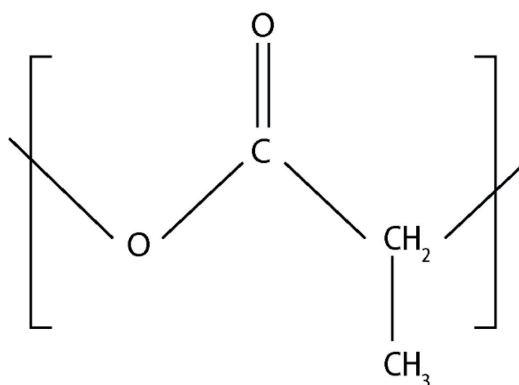
### **3.1.1. Materiály pro medicínské aplikace**

Pojem biomateriály [6,38,44] je znám poměrně krátkou dobu od 60. let 20. století. Nicméně materiály dnes označované jako biomateriály byly používány již dávno napříč historií. Od zlata používaného například v ústní dutině jako náhrada chrupu, po porcelánové či skleněné oční náhrady a jiné aplikace. Biomateriály jsou obecně materiály, ať už přírodní nebo syntetické, které lze použít ke styku s živými tkáněmi a biologickými tekutinami. Tyto materiály se používají k obnově nebo nahrazení ztráty či selhání biologických struktur pro obnovu jejich funkčnosti, což zahrnuje implantační, protetické, terapeutické a skladovací aplikace. Neexistuje však jedna oficiální definice těchto materiálů. Široce uznávanou je definice biomateriálů Národního institutu zdraví z roku 1982, která tento pojem definuje jako: „biomateriál je jakákoliv látka (jiná než léčivo) nebo kombinace látek přírodního nebo syntetického původu, které lze použít po jakoukoliv dobu, jako celek nebo část systému k léčení, augmentaci nebo nahrazení jakékoli tkáně, orgánu nebo funkce těla“ [46]. Kromě pojmu biokompatibilita existuje i pojem hemokompatibilita neboli kompatibilita povrchů s krví [46].



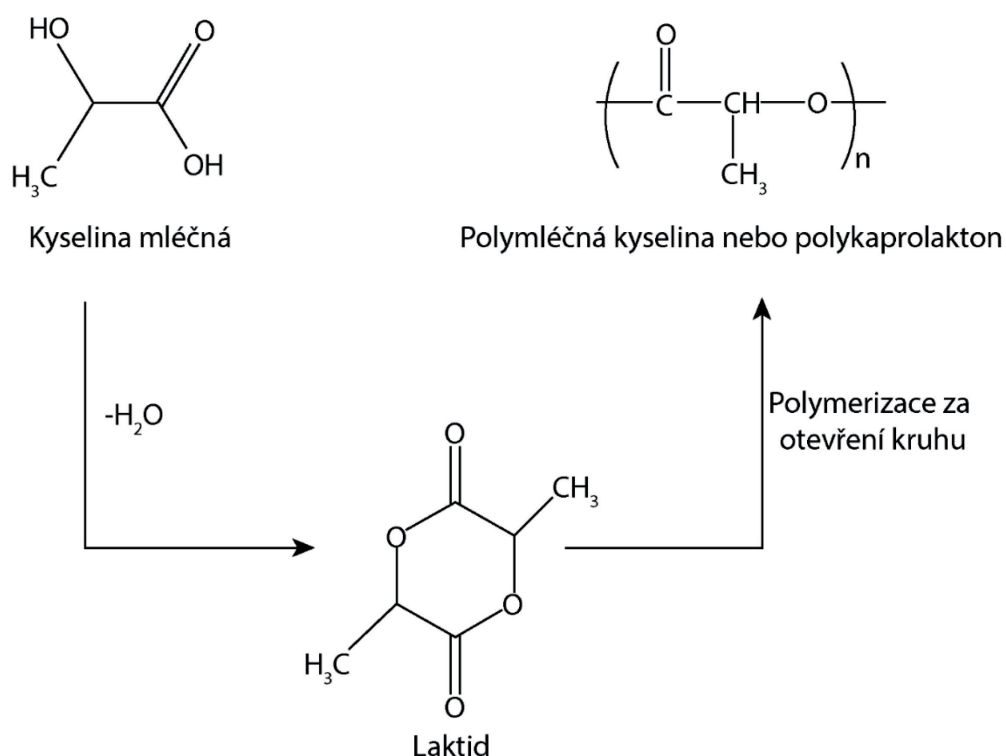
### 3.1.2. Kyselina polyléčná (PLA)

Polylaktid neboli kyselina polyléčná je biodegradabilní polyester patřící do skupiny bioplastů, který se v těle hydrolyzuje na svojí  $\alpha$ -hydroxykyselinu, která je následně včleněna do citrátového cyklu a látka je poté vyloučena z těla [6,47]. Vyrábí se z obnovitelných zdrojů (cukr a kukuřičný, rýžový nebo obilný škrob). Spolu s PCL, PLGA a PGA je jedním z nejvíce používaných materiálů pro tvoření biodegradabilních 4D struktur. Kyselina mléčná [38,47] je přirozeně se vyskytující karboxylová kyselina s chemickým názvem 2-hydroxypropanová kyselina. Složením výsledného materiálu na bázi této kyseliny lze kontrolovat rychlost biodegradace tohoto polymeru. Rychlost degradace závisí na molekulové hmotnosti, krystalinitě a distribuci molekulární hmotnosti, morfologii a izomerii [47]. Pro tisk na FDM tiskárně je běžně používána teplota trysky 215 °C a teplota lože mezi 50–60 °C. PLA je lépe tepelně zpracovatelná než PCL. Protože je materiál hygroskopický, mohou se při tisku tvořit nežádoucí dutiny na povrchu materiálu ve formě „bublinek“. Přes svou hygroskopičnost je materiál hydrofobní s kontaktním úhlem smáčení 80°, což způsobuje nízkou afinitu buněk a může docházet k podráždění v místě kontaktu s tkání [47]. Materiál je vhodný pro tisk jemných detailů až do velikosti jednotlivých vrstev 50  $\mu\text{m}$  [48]. Výtisky jsou obecně křehké a tvrdé a teplotně málo odolné (do teploty přibližně 54 °C) [48]. PLA je za určitých podmínek kompostovatelný v průmyslovém kompostu a při jeho výrobě je spotřebováván oxid uhličitý. Výroba PLA je o 25–55 % energeticky méně náročná než výroba konvenčních polymerů na bázi ropy [38,47].



**Obrázek 8** *Strukturní vzorec PLA*

Výroba monomeru PLA využívá petrochemických procesů nebo bakteriální fermentace k převedení škrobu na monomer [38]. Kyselina mléčná se vyskytuje ve dvou optických isomerech, L-mléčná kyselina a D-mléčná kyselina. Vzhledem k větší ekologičnosti fermentačního procesu se PLA připravuje touto cestou, při které pomocí bakterií vzniká prakticky výhradně L-mléčná kyselina PLLA (99,5 %). Polymerace kyseliny mléčné se provádí v procesu bez rozpouštědla, kdy je vytvořen meziprodukt laktid (cyklický dimer), po kterém následuje katalytická polymerace za otevření kruhu laktidu (ROP) [38].

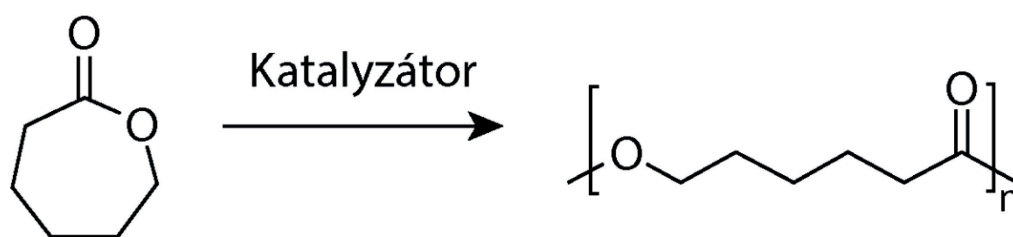


**Obrázek 9** Schéma výroby PLA, PCL

### 3.1.3. Poly( $\epsilon$ -kaprolakton) (PCL)

Jedná se o biologicky plně degradovatelný syntetický semikrystalický alifatický polyester, který má hydrofobní charakter s nízkou teplotou tání přibližně 60 °C a  $T_g$  - 60 °C [49,50,51]. Obsahuje polární esterovou skupinu a nepolární methylové skupiny v opakujícím se cyklu, což má dobré vlastnosti pro použití jako léčivo uvolňující materiál [50], který je propustný pro léčiva o molekulové hmotnosti (<400 g/mol) [51]. Jako homopolymer PCL je jeho biodegradabilita pro medicínské aplikace nedostačující (v řádu let) [50,51], přistupuje se proto často ke tvorbě modifikovaných kopolymerů například s kyselinou polyglykolovou (PGA). Obecně je levnějším materiálem než PLA nebo PGA. Jeho homo i kopolymeru mají minimální zánětlivé účinky, jsou proto vhodné k použití v medicíně jako biokompatibilní materiál implantátů či nosičů léčiv. Z důvodu přítomnosti hydrolyticky labilních esterových skupin na hlavním řetězci se rozkládá enzymatickou hydrolyzou těchto skupin a je také biologicky rozložitelný za fyziologických podmínek [50,51]. Rychlost rozkladu PCL je mnohem nižší než u PLA a je tedy vhodný pro použití, kdy je třeba biodegradabilní účinky prodloužit, například pro dlouhodobé nosiče léků, jako jsou léčivo uvolňující stenty (DES) [52,53].

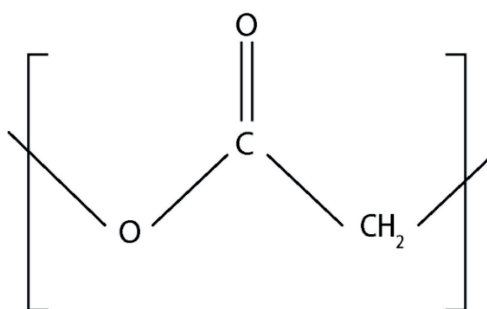
Vyrábí se metodou katalytické polymerace za otevření kruhu  $\epsilon$ -kaprolaktonu (ROP) a ve většině případů se kopolymeruje s jinými biodegradabilními polymery nebo se z něj syntetizují hydrogely [50].



**Obrázek 10** Možné schéma výroby PCL na katalyzátoru 2-ethylhexanoátu cínatém

### 3.1.4. Kyselina polyglykolová (PGA)

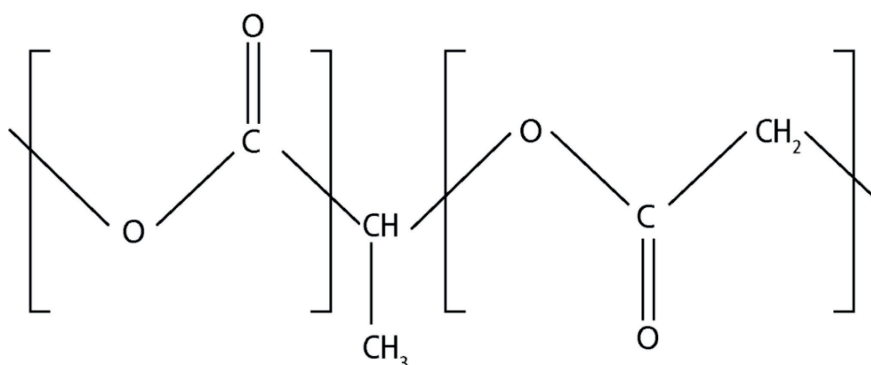
PGA má velmi podobnou chemickou strukturu jako PLA, ale vykazuje rozdílné materiálové charakteristiky [52,53]. Jedná se o tuhý alifatický termoplastický polyester s vysokou mírou krystalinity (až 50 %) s teplotou tání 225–235 °C vzhledem ke kompozici a  $T_g \sim 36$  °C. Polymer vykazuje bariérové vlastnosti vůči plynům díky jeho vysoké stereoregularitě [52]. Díky vysokému krystalickému podílu je tento polymer velice obtížné rozpouštět ve většině organických rozpouštědel, výjimku tvoří fluorovaná rozpouštědla [53]. Degradace PGA probíhá především hydrolyticky a probíhá ve dvou fázích: i) difuze vody do amorfních oblastí PGA a hydrolytické štěpení řetězců na esterové skupiny; ii) degradace převážně krystalických oblastí, která nastává převážně, až jsou všechny amorfní části rozrušeny [53]. PGA je vhodná pro biodegradaci v těle, protože hydrolýzou vzniká kyselina glykolová, což je přirozený metabolit. Lokální nahromadění kyseliny glykolové může zvýšit okyselení a tím poškodit okolní tkáň nebo způsobit až zánět. Jako konečné stádium degradace je považován oxid uhličitý a voda, které jsou z těla vyloučeny dýchacím ústrojím nebo močí. Díky poměrně vysoké ceně oproti PLC a PLA se PGA používá především pro medicínální aplikace a velmi často se kombinuje a kopolymeruje s jinými biodegradabilními polymery a zlepšuje tak mechanické vlastnosti a míru degradace, tedy čas potřebný pro rozložení [52]. Tradičně je PGA na rozdíl od PLA vyráběna z ropných produktů, ale intenzivně se pracuje na vývoji jiných ekologických metod a technologií. Cena syntézy PGA může být dramaticky snížena použitím odpadních plynů po chemické rafinaci uhlí [52].



**Obrázek 11** *Strukturní vzorec PGA*

### 3.1.5. Kopolymer kyseliny glykolové a mléčné (PLGA)

Kopolymer PLGA kombinuje vlastnosti obou monomerů PLA a PGA. Vlastnosti a podíl krystalinity se mění dle poměru jednotlivých monomerů od plně amorfního až po plně krystalický polymer [53,54,55]. Vykazuje teplotu skelného přechodu mezi 40–60 °C. Kopolymer je syntetizován jako statistický nebo blokový. Na mechanické vlastnosti má vliv index polydisperzity a molekulová hmotnost kopolymeru. Poměrem monomerů lze také ovlivnit rychlost degradace a tento materiál je široce používán napříč tkáňovým inženýrstvím [53,54,55]. Větší podíl PLA znamená obecně vyšší rozpustnost v širokém spektru rozpouštědel. Větší podíl PGA snižuje dobu potřebnou k rozložení polymeru, protože se zvyšujícím se podílem PGA stoupá hydrofilita PLGA a tím voda rychleji proniká do struktury polymeru a dochází k silnější hydrolyze [56]. Nejrychlejší dobu degradace vykazuje polymer při molárním poměru komponent 50:50 [56]. Tento kopolymer se především využívá v preparátech uvolňujících léčivo, jako jsou DES stenty nebo jako nosná vrstva léčiva, která je vytištěna nebo nanesena na stent z jiného materiálu [54, 55, 56]. Dle informací uvedených v článku Mironova et al. [54] je PLGA kopolymer nevhodný pro tisk FFF technologií, protože je málo tepelně stabilní a při tisku by mohlo docházet k nechtěnému rozpadu polymeru a vytváření cytotoxických látek nebezpečných pro tělo v případě použití *in vivo*.



Obrázek 12 Strukturní vzorec PLGA

## 4. INTELIGENTNÍ STENTY

První použití kovových stentů znamenalo revoluci v kardiologii a od té doby stenty procházejí neustálým vývojem, který adresuje problémy spojené se samotným stentováním. Inteligentní stenty jsou takové stenty, které plní ještě jinou doplňkovou funkci k samotné primární funkci roztažení cév nebo tělních dutin. Nové technologie výroby a materiálový výzkum dovolují vytvářet stenty, které by dříve nebylo možné použít. Kromě samotné výroby a tisku stentů se technologie používají k samotnému modelování cév a dutin k plánování operací. Nehledě na použitou výrobní technologii zůstává použití biokompatibilních a biodegradabilních materiálů s řízenými vlastnostmi (PLA, PCL, ...) pro inteligentní stenty obtížné. Ačkoliv jsou například DES stenty [49] plně odbouratelné v lidském organismu, problémem zůstává pouze omezené množství léčiva na povrchu stentu, které vyžaduje, aby pacienti pravidelně navštěvovali nemocnici a pravidelně užívali specializované léky. Trombotické inhibitory mají určité nevýhody a jsou spojovány s rizikem lékové rezistence [18]. Kromě toho může biodegradace výše uvedených polymerů vyvolat oxidační stres a zhoršit lokální zánět tkáně [57].

### 4.1. Rozdělení inteligentních stentů

#### 4.1.1. Stenty na míru

Použití materiálů na bázi polymerů namísto kovů má mnoho výhod. Jednou z nich je snadná výroba díky vývoji v oblasti aditivní výroby, jako je 3D tisk, elektrostatické zvlákňování [58] nebo fluid dispensing [59]. Tyto techniky lze také použít pro výrobu stentů s komplikovanými strukturami například cik-cak vzorů pro samoroztažitelné stenty.

Tento poznatek podle Lith et al. [18] by mohl vést k přesné a komplexní výrobě stentů na míru pro pacienta. Konkrétně by přizpůsobené stenty mohly potenciálně zlepšit průchodnost cév a zabránit migraci stentů nebo jejich vrůstání do tkáně. Současné metody stentování spoléhají na odhad, jak je zablokována artérie a na odhadový výběr rozumného tvaru a velikosti již existujících stentů. Navrhováním vlastních stentů lze dosáhnout optimální velikosti spolu s vhodnými podmínkami pevnosti, rychlosti degradace a možného množství naneseného léčiva. Kromě toho může celý design konstrukce, jako je tloušťka vzpěr nebo velikost ok sítě, vést k požadovanému konečnému profilu krevního průtoku. Jak je vysvětleno v [18], metoda navrhování stentů na míru pacienta sestává ze čtyř kroků: a) cílové hodnocení anatomie cévy pomocí zobrazovacích technologií, jako je optická koherentní tomografie (OCT) nebo intravasku-

lární ultrazvuk (IVUS); b) úprava vlastností, jako je geometrie, pevnost, degradace, povlak léčiva; c) výroba stentu na míru pacienta včetně sterilizace a stažení do balónkového katétru; d) umístění a roztažení stentu pomocí balónku nebo samovolně v případě samoroztažitelných struktur.

Navzdory výhodám, které by přizpůsobené stenty mohli poskytnout, někdy samotné přizpůsobené stenty s vhodnými vlastnostmi nestačí. Pacient může mít složitý tvar cév a poškozená céva může být také náročná pro provedení implantace stentu. K vyřešení tohoto problému Valverde et al. [19] hodnotili, zda jsou 3D tištěné modely poškozených cév pacienta s hypoplazií aortálního oblouku vhodné pro intervenční simulaci a plánování operací. Stentování hypoplastického příčného oblouku závisí velmi na dovednostech a odbornosti operátora. Naplánováním postupu implantace by mohl být operátor schopen implantovat vhodný stent rychleji, aniž by vážně poškodil okolní tkáň a samotnou klenbu. Pro přípravu modelu pomocí 3D tisku byla použita MRI data (MRI kontrastní angiografie, Philips Ingenia 1,5 T MRI, velikost rekonstruovaného voxelu (rozlišení) 1,5 mm<sup>3</sup>, kontrastní dávka 0,1 mmol/kg Magnevistu). Dva 3D modely byly vytištěny pomocí dvou různých modifikací polymeru kyseliny polymléčné (PLA). Mezi těmito dvěma modely polymerů nebyly nalezeny žádné statisticky významné geometrické rozdíly. Po zákroku dva kardiologové hodnotili užitečnost 3D modelů. Dospělo se k závěru, že 3D tištěné modely přesně reprodukují anatomii pacienta a jsou užitečné při plánování endovaskulárního stentování.

#### **4.1.2. Biodegradabilní stenty (BRS)**

Biodegradabilní nebo bioresorbovatelné stenty (bioresorbable stent BRS) jsou nově vyvinuté stenty, které předchází komplikacím spojeným s přítomností konvenčních permanentních stentů uvnitř cévního lumenu [18,60]. Během hojení stenty časem mizí kvůli drsným podmínkám, které poskytuje krevní řečiště, což potenciálně vede k prevenci pozdní trombózy. Po úplném vymizení implantovaného materiálu je možné provést opakovaný zásah bez složitých procedur. Přestože BRS nabízejí četné výhody, dosud nedosáhly požadované klinické účinnosti [60], nicméně jejich bioresorbovatelné vlastnosti mohou zmírnit stále rostoucí rizika spojená s plastovým odpadem.

Podle Guerra et al. [61]: „BRS musí splňovat pět konkrétních požadavků na vhodnou funkci: a) jejich výrobní proces musí být přesný a zajistit tak potřebné složení a strukturu; b) rozklad by měl mít minimální toxicitu; c) rychlost degradace by měla odpovídat rychlosti

obnovy vaskulární tkáně; d) v ideálním případě by měli navodit rychlou endotelizaci k obnově funkcí cévní tkáně, ale zároveň snížit riziko restenózy; e) jejich mechanické chování by mělo být v souladu s tuhostí pro podepření dané cévy“. Výše uvedené požadavky by mohly splňovat kompozitní stenty vyrobené z materiálů s různými mechanickými, biologickými nebo medicínálními vlastnostmi. Nicméně výroba takových stentů tradičním postupem by byla nemožná. Proto je proces 3D tisku nejslibnějším řešením této problematiky.

#### **4.1.3. Léčivo uvolňující stenty (DES)**

Implantace stentu pro ischemickou chorobu srdeční je úzce spojena s rozvojem restenózy, jako hlavní dlouhodobé limitace této léčebné metody [62]. In-stent restenóza, růst a migrace buněk hladkého svalstva cév způsobují proliferaci neointimy, což má významný dopad na náklady na zdravotní péči. Důležitým krokem vpřed při snižování restenózy uvnitř stentu byl vývoj léčivo uvolňujících stentů (DES) [63]. Koronární stent, který pomalu uvolňuje léčivo obvykle ze struktury svého povrchu, aby blokoval buněčnou proliferaci. Toto léčivo zabraňuje trombům spolu s fibrózou blokovat tepnu s implantovaným stentem, proces nazývaný restenóza. DES významně snížili četnost restenózy a jsou obvykle považovány za lepší ve srovnání s konvenčními BMS [63]. Nicméně, jak shrnuli Lüscher et al. [64], pozdní trombóza stentu do 3 let po implantaci DES je komplikací, která se u BMS vyskytuje jen zřídka. Náhodné analýzy dat naznačují vyšší riziko trombózy DES, zatímco jiné ukazují na absenci tohoto rizika. K prokázání přesvědčivé možnosti zvýšeného rizika trombózy DES jsou proto zapotřebí velké a dlouhodobé klinické studie.

#### **4.1.4. Samoroztažitelné stenty (SES)**

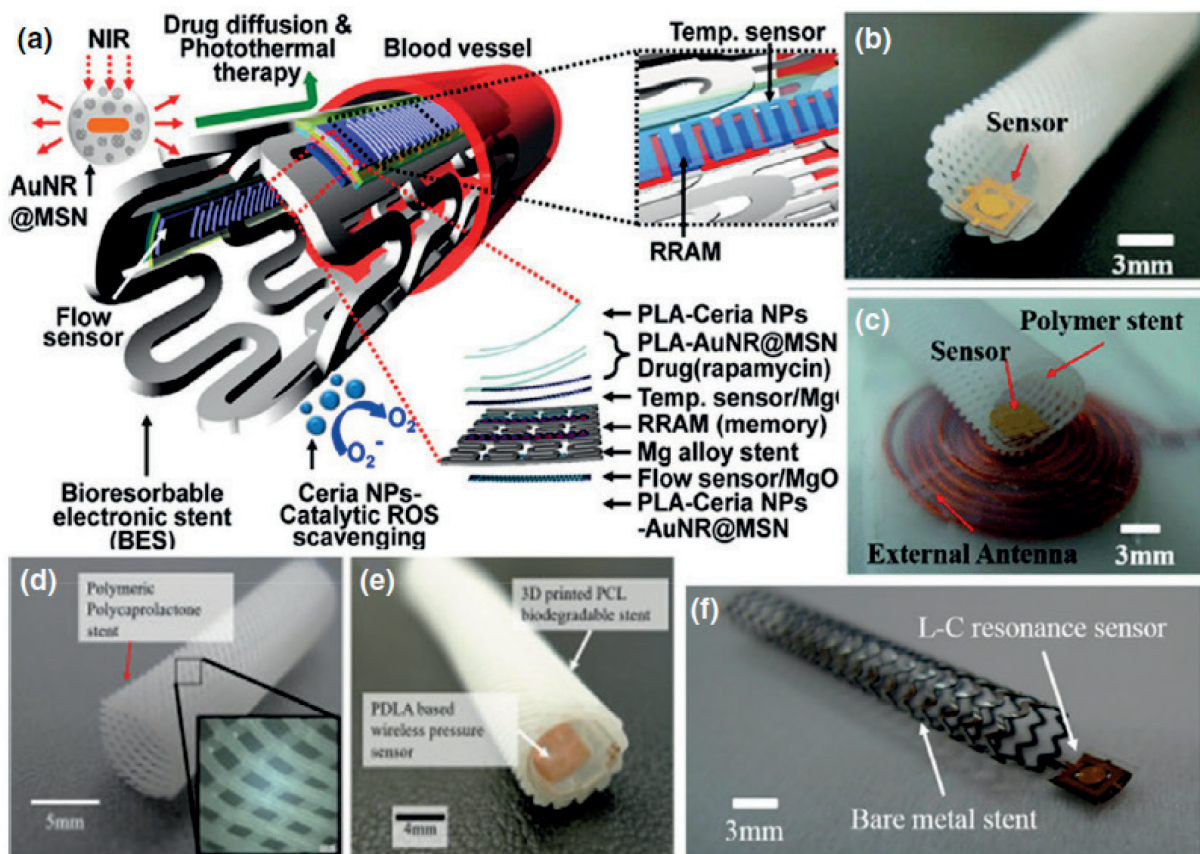
Samoroztažitelné polymerní stenty (SEPS) a samoroztažitelné kovové stenty (SEMS) jsou novější a šetrnější verze běžně používaných stentů, které jsou používány pro balónkovou angioplastiku. Jedná se o síť ve tvaru trubičky, vytvořenou pomocí technologie aditivní výroby u polymerních stentů nebo řezáním laserem u stentů kovových. V současnosti nejpoužívanější SEMS jsou složeny z nitinolu (slitina niklu a titanu) [65]. Jejich výhodou je snadnější aplikace spolu se sníženým rizikem poranění poškozené cévy [66]. Při balónkové angioplastice může po expanzi stentu balónkem dojít k nadměrné a nerovnoměrné expanzi, což vede k poranění cévy. Kromě toho jsou okraje nitinolových a polymerních stentů méně ostré a měkčí než dříve používané materiály, což snižuje trauma cévy.



Samoroztažitelné stenty se implantují do těla pomocí katétru ve stlačeném nebo naprogramovaném stlačeném stavu, pokud se jedná o SES s teplotním či jiným paměťovým efektem. Po zavedení katétru do místa postižené cévy se stent samočinně roztáhne dvěma konvenčními způsoby: a) stlačený stent se sám okamžitě roztáhne elastickou silou, nahromaděnou stlačením v katétru, při postupném uvolňování držáku katétru; b) stlačený naprogramovaný stent se postupně roztahuje většinou vlivem tělesné teploty. Pro použití tepelně roztažitelných stentů se používají polymery s tvarovou pamětí (SMP). SMP jsou charakterizovány jako inteligentní nebo aktivní polymerní materiály sestávající z měkkých a tvrdých segmentů, které poskytují schopnost duálního tvaru [13,67]. Tvar mohou změnit, když jsou vystaveny vhodnému vnějšímu podnětu, jako je teplo, vlhkost nebo světlo. Tyto materiály jsou také často biokompatibilní a biologicky odbouratelné, proto je vhodné je použít zároveň jako BRS stenty. Důležitým poznatkem je, že efekt tvarové paměti se opírá pouze o molekulární architekturu a nevyžaduje specifické chemické složení, což umožňuje upravit mechanické vlastnosti pro dané potřeby aplikace. Stenty jsou dodávány v různých velikostech a s různými délkami a průměry spolu s nepokrytými a krytými variantami stentů, ve kterých jsou prostory případně pokryty a zaplněny silikonovou membránou. Existují také stenty s širšími konci pro lepší ukotvení proti migraci v cévách [65].

#### 4.1.5. Integrované stenty

Prakticky všechny druhy stentů, především polymerní, lze integrovat spolu s měřicími členy nebo senzory **Obrázek 13**. Integrace je obzvláště výhodná kvůli možnosti zkoumat a sledovat stav pacienta v reálném čase. Kromě toho mohou senzory sloužit jako sondy, díky kterým lze objevit, co se při daném onemocnění uvnitř dané dutiny nebo cévy opravdu odehrává a tím pokračovat ve vyvíjení léčebných metod. Spolu s biodegradabilitou samotných stentů se vyvíjejí i samotné biodegradabilní senzory [38]. V budoucnu by mohl díky integrovaným čipům a sensorům v implantátech uvnitř lidského těla vzniknout systém Internet of Things, který by zaručoval přenos životních a jiných funkcí a dat ze sensorických členů do počítačů v nemocnicích a u lékařů pro zajištění včasné a vhodné pomoci.

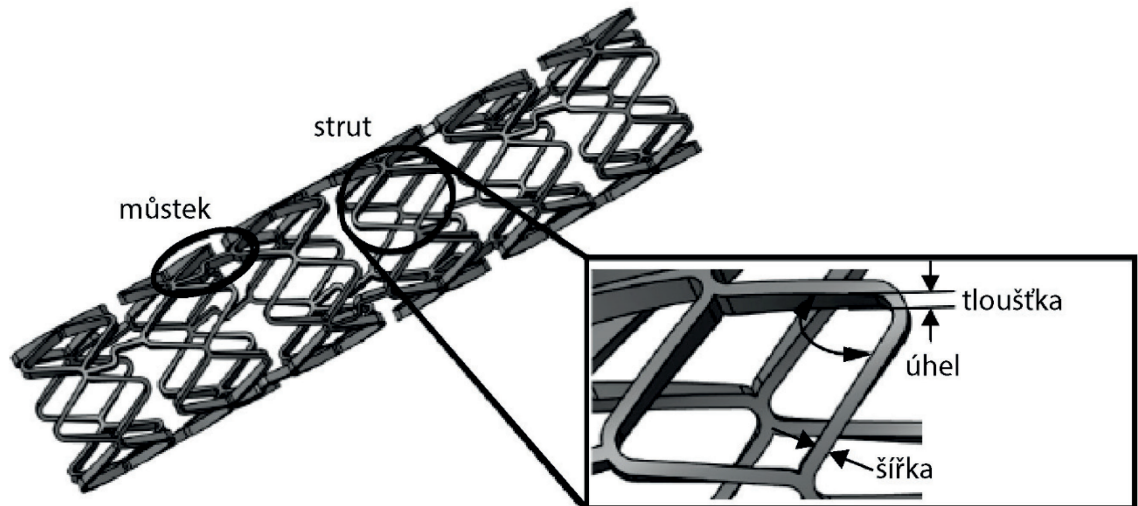


**Obrázek 13** Schéma zachycující: **(a)** inteligentní bioresorbovatelný stent z Mg slitiny, integrovaný s teplotním a průtokovým senzorem, obsahující nanočástice léčiva; **(b–c)** PCL 3D tištěný stent s bezdrátovým mikrotlakovým senzorem propojený s externí anténou; **(d–e)** Další PCL stent integrovaný s tlakovým senzorem z PDLA; **(f)** Kovový nekrytý stent na bázi Co-Cr integrovaný s L-C rezonančním senzorem. Převzato od Vishnu et al. [60]

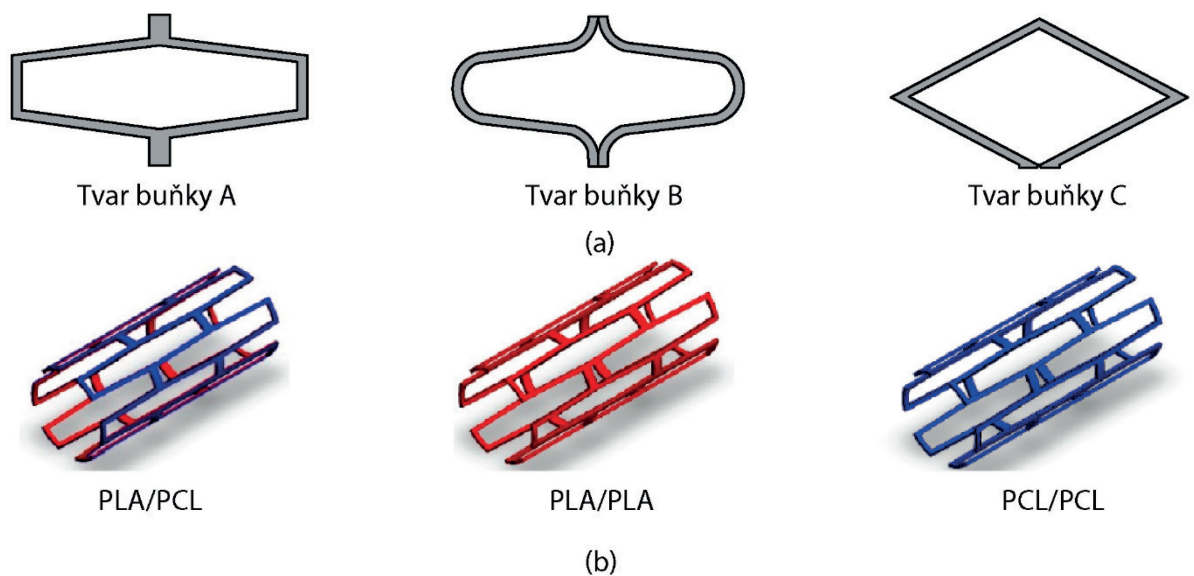
## 4.2. Geometrie samoroztažitelných stentů

Struktura a geometrie samoroztažitelných stentů je charakterizována několika parametry, které závisí na typu stentu [8, 61]. Těmito parametry jsou **Obrázek 14**: vnitřní průměr, tloušťka stentu, počet obvodových buněk, plocha buňky, šířka a tloušťka struty, celková délka a materiál, ze kterého je stent vytvořen (PLA/PCL například). Důležitým je také tvar samotné buňky **Obrázek 15**. Pokud je jako stent použita spirála, neurčují se u ní parametry jako průměr buňky, plocha buňky a podobně. Důležitými faktory pro dosažení vyhovujících geometrických parametrů jsou [8]: teplota tisku, která může velmi ovlivnit viskozitu polymeru; rychlost tisku, která ovlivňuje jak tiskovou efektivitu, tak správné dávkování filamentu; vzdálenost tiskové hlavy (trysky) od předchozí vrstvy, což ovlivňuje šířku a tloušťku strut stentu. Pokud je používáno zařízení (tiskárna) s rotující tiskovou podložkou, je geometrie závislá i na správné rychlosti otáčení. Problémem planárního tisku na běžnou vyhřívanou podložku je potřeba tvorby mnoha

podpěr, aby se stentová struktura nebortila, což může způsobit nežádoucí efekty. Je tedy třeba zajistit správnou orientaci tvaru stentu, nastavit tvar buněk i velikost tvar a množství podpěr. Tato problematika je jednou z částí úspěšné experimentální části diplomové práce.



**Obrázek 14** Zobrazení některých geometrických parametrů stentu



**Obrázek 15** Příklady konfigurace stentů: **(a)** geometrie stentů; **(b)** použité vrstvy a materiály

### 4.3. Příklady vytištěných SES stentů

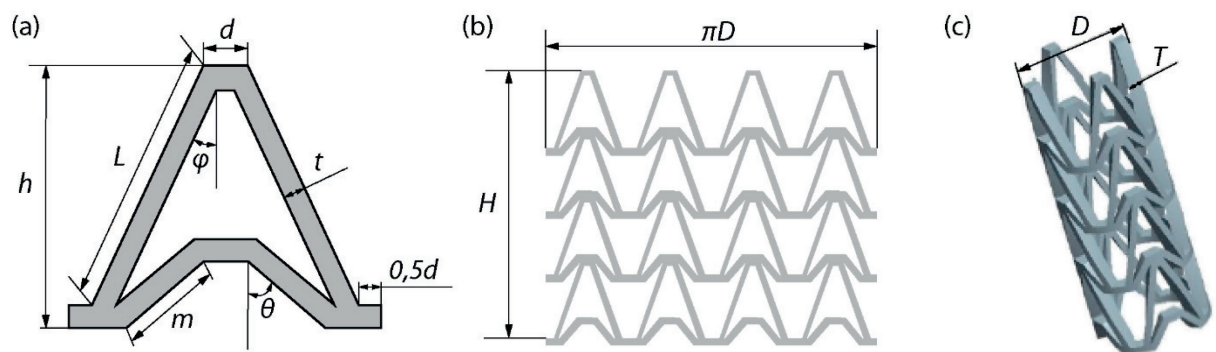
1) Zhao et al. [8] vytvořili tři typické geometrie stentů z PLA (BVS 1.1 [68], Palmat-Schatz [69], ART18Z [70]) **Obrázek 16** na upravené 3D FDM tiskárně s rotující válcovou tiskovou podložkou, u kterých hodnotili vliv parametrů tisku na výsledné rozměry a vlastnosti stentu. Aby bylo dosaženo vhodných a reprodukovatelných výsledků, každá geometrie byla vždy vytištěna třikrát a naměřené rozměry zprůměrovány.

Se změnou rychlosti rotace válce od poměru 0,5–2,0 při konstantních parametrech tiskové teploty 225 °C, tiskové rychlosti 24 mm/s a vzdáleností kroku 0,15 mm se měnila šířka strutu (z 0,425 na 0,392 mm), tloušťka strutu se však prakticky neměnila. Velmi vysoký vliv má změna rychlosti rotace na úhlu mezi vzpěrami strutu, který se ostře měnil z 27,37° na 87,39°. Tisková teplota byla opět sledována s ostatními konstantními parametry v rozpětí 217 °C až 253 °C. Tisková teplota měnila významně především šířku strutu (z 0,348 na 0,613 mm). Následně byl sledován vliv tiskové rychlosti v rozmezí 6,0–48 mm/s, který měl opět významný vliv na šířku strutu, která se se zvyšující tiskovou rychlostí rapidně snižovala (z 0,460 na 0,355 mm). Jako poslední parametr byla sledována kroková vzdálenost neboli vzdálenost trysky tiskové hlavy od předchozí tiskové vrstvy v rozmezí 0,1–0,3 mm. Tento parametr ovlivňuje jak šířku strutu, tak především tloušťku strutu, která se se zvyšující vzdáleností snižovala (z 0,653 na 0,553 mm).



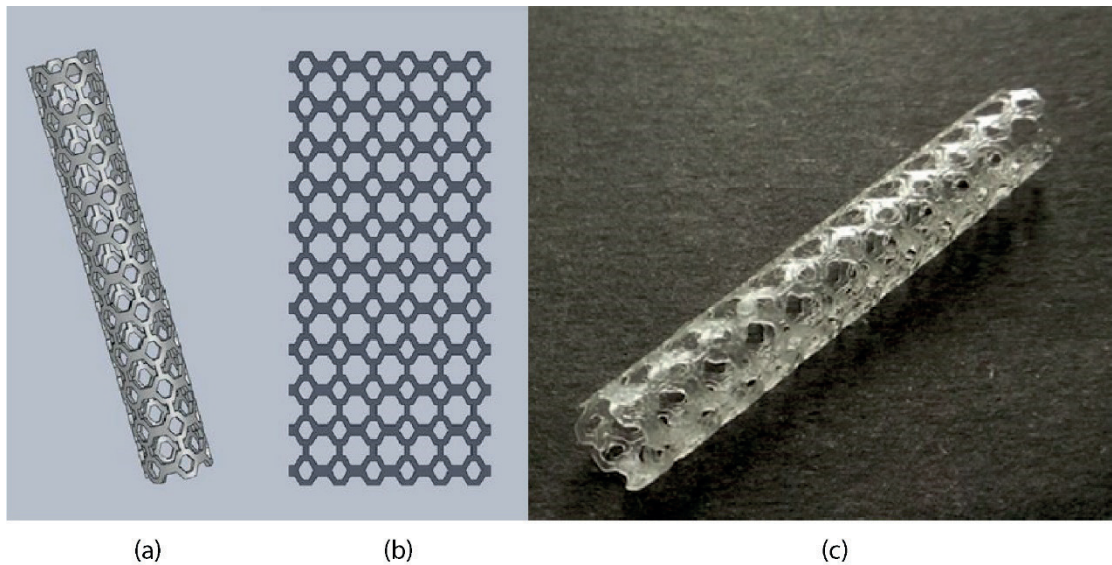
**Obrázek 16** Vytištěné geometrie PLA stentů. Převzato a upraveno z [8]

2) Wu et al. [71] vytvořili pomocí FDM 3D tiskárny šípovitý PLA stent s negativním Poissonovým číslem **Obrázek 17**. Materiál s těmito vlastnostmi se nazývá také auxetický. Výhodou tohoto stentu je jeho roztažení v podélném i kolmém směru naráz. Pokud bude tedy stent vpraven do cévy a bude se roztahovat do délky, zároveň se bude zvětšovat i jeho průměr, což vede k velké výhodě a kvalitě implantační operace s nízkou mírou invazivity. Tento stent byl vytvořen pomocí tiskárny se dvěma tiskovými hlavami, která každá může tisknout jeden materiál. Samotný stent byl vytištěn z PLA a všechna výplň a podpory byly vytištěny druhou tiskovou hlavou z polyvinylalkoholu, který lze díky jeho rozpustnosti jednoduše odstranit namočením hotového preparátu ve vodě. Dle provedených tlakových testů na vzorky s rozdílnými průměry, šířkami stěn strutů a jinou geometrií (hustotou sítě buněk) bylo zjištěno, že stent odolává více působení síly, pokud má menší průměr, vyšší šířku stěn a vyšší hustotu jednotlivých segmentů ve své geometrické síti.



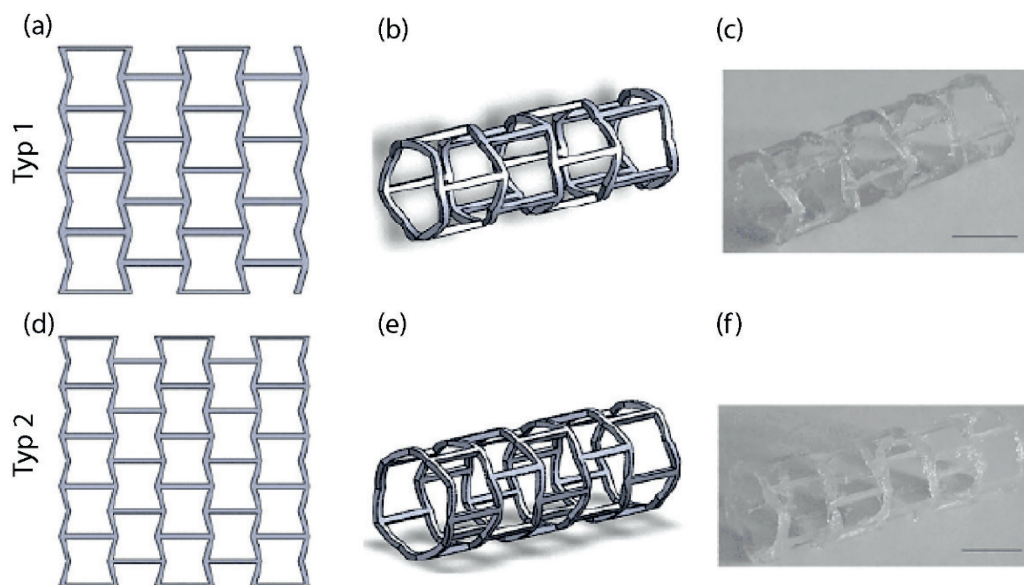
**Obrázek 17** Model auxetické struktury vaskulárního stentu: (a) Jednotka šípové struktury; (b) síť stentu; (c) 3D model stentu

3) Jia et al. [13] vytvořili PLA stent se strukturou vnořeného šestiúhelníku **Obrázek 18** s originálními parametry: průměr 4,0 mm; délka 40,0 mm; tloušťka 0,4 mm; šířka žebra strutu 0,5 mm; délka žebra strutu 1,0 mm. Před tiskem byl materiál PLA sušen při teplotě 80 °C po dobu 12 hodin, aby nevznikaly případné nežádoucí bublinky a dutiny ve struktuře stentu po roztavení v tiskové hlavě. Pro tisk byla použita teplota trysky 180 °C a teplota tiskové podložky 60 °C při tiskové rychlosti 65 mm/min.

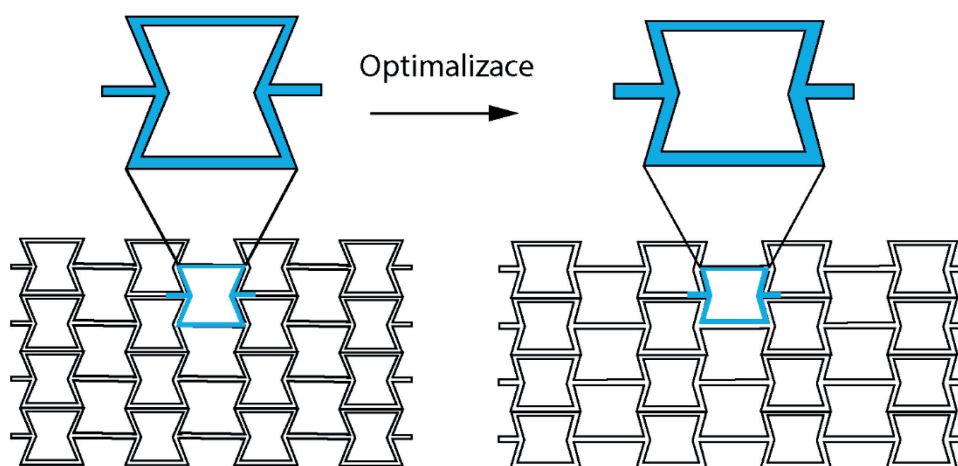


**Obrázek 18** Schéma vytvořeného stentu: (a) Stent se strukturou vnořeného šestiúhelníku; (b) síť navrženého stentu; (c) vytisknutý stent z transparentního PLA. Převzato a upraveno od Jia et al. [13]

4) Lin et al. [14] též experimentovali se strukturou stentu s negativním Poissonovým číslem. Dva typy stentů **Obrázek 19** byly vytvořeny pomocí genetického algoritmu publikovaného v roce 1993 s uvažovanou mírou vaskulární stenózy 25 % a následně byla dle tohoto algoritmu struktura optimalizována **Obrázek 20**. Oba typy stentů byly podrobeny deformačnímu napětí, jehož maximum při naprogramování činilo: typ 1 (28,37 MPa) a typ 2 (35,27 MPa), toto zadržené napětí v naprogramovaném tvaru bylo v obou případech nižší, než je napětí paměťového efektu PLA (61,5 MPa), což jasně dokazuje bezpečnost vytvořených stentů.



**Obrázek 19** Schéma dvou vytvořených stentů: **(a)** síť stentu typu 1; **(b)** 3D model stentu typu 1; **(c)** 4D vytištěný stent typu 1; **(d)** síť stentu typu 2; **(e)** 3D model stentu typu 2; **(f)** 4D vytištěný stent typu 2. Upraveno a převzato od Lin et al. [14]

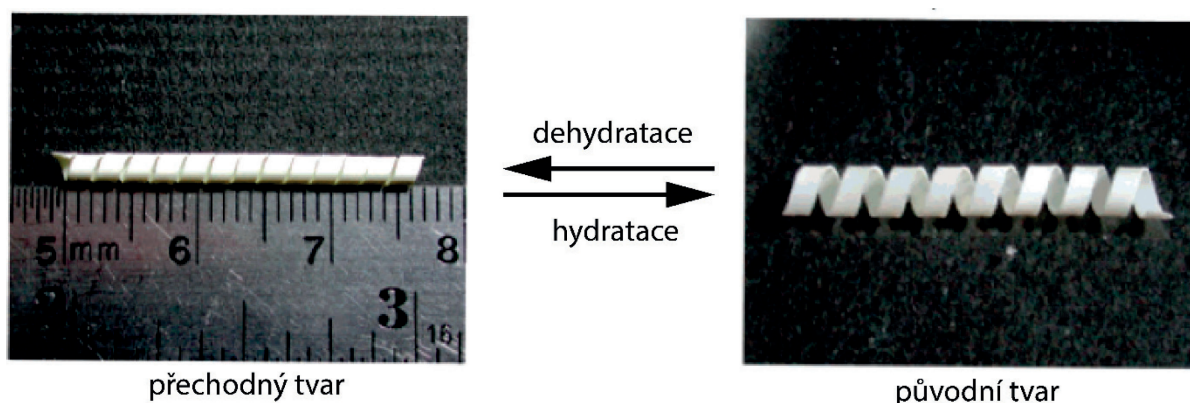


**Obrázek 20** Schéma tvaru buněk před a po optimalizaci

5) První implantovaný PLLA Igaki–Tamai stent vykazoval plné navrácení do původního tvaru ve vodném prostředí okolo 20 min. a jeho roztažení je možné pouze vyhříváním balónkem, což může negativně poškodit cévu. Vzhledem k možné migraci stentu by bylo potřebné čas reexpandy snížit na co nejkratší úsek. Proto Chen et al. [72] a Xue et al. [73] vytvořili rychle se expandující stenty se strukturou spirály, která byla naprogramována ze základního tvaru v podobě „drátu“. První výzkum [72] ke tvorbě stentu přistoupil vytvořením tenké vrstvy z chitosanu (sacharidu na bázi chitinu) ve směsi s polyethylenglykolem (PEG). Z této tenké vrstvy

o uniformní tloušťce  $0,10 \pm 0,01$  mm byly po tří denním sušení nařezány proužky o velikosti  $100 \times 2$  mm, které byly na koncích zafixovány pomocí lepicí pásky do tvaru spirály na trn o průměru 3 mm. Takto zafixovaný tvar spirály byl chemicky zesíťován 10% roztokem epoxidové sloučeniny při teplotě  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  po dobu 12 hodin. Vyhovující tvar si stent zachoval před i po fixaci epoxidovou sloučeninou při upravení pH pufrům na 10,5. Po testování v tigo-nové trubici umístěné v tlakové komoře (simulace aorty), byl další stent implantován do australského zajíce a byly vyhodnoceny výsledky. Opětovné navrácení stentu **Obrázek 21** do původního tvaru proběhlo hydratací za čas okolo 150 s při teplotě  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

Stent druhé skupiny [73] je tvořen blokovým kopolymerem. Poly( $\epsilon$ -kaprolakton) tvoří měkké segmenty, zatímco mikrobiální polyester poly(3-hydroxybutyrát-co-3-hydroxyvalerát) (PHBV) je krystalickou částí (tvrdých) uzlových segmentů, které zadržují nahromaděnou energii po naprogramování stentu. Paměťového efektu je dosahováno při  $40\text{ }^{\circ}\text{C}$  za dobu 25 s, což představuje mnohem vyšší rychlost paměťového efektu, než je dosahováno u komerčně běžně dostupných stentů.



**Obrázek 21** Schéma paměťového efektu vytvořeného spirálovitého stentu pomocí hydratace. Upraveno a převzato od Chen et al. [72]

## 5. ODBORNÉ VÝRAZY SPOJENÉ SE STENTY

**Perkutánní koronární intervence (koronární angioplastika) (PCI)** je moderní metodou léčby onemocnění koronárních (věnčitých) tepen způsobené kornatěním, čímž dochází ke zužování vnitřního průsvitu tepny až do případného uzávěru [74]. Tato metoda je prováděna za-



vedením katétru s miniaturním roztažitelným balónkem skrze vstupní tepnu (například stehenní) do místa zúžení cévy, kde je průsvit cévy roztažením a následným splasknutím a odstraněním balónku zpřístupněn a zvětšen. Metodu lze provést pouze samotným roztažením cévy nebo je spolu s roztažením zaveden do postiženého místa stent, který zlepšuje průchodnost cévy a přináší další výhody.

**Cévní lumen** je průsvit cévy (tedy její dutá vnitřní část, průchozí pro krevní řečiště).

**Stenóza** je cévní vada charakterizovaná zúžením průsvitu cévy (cévního lumenu), nejčastěji levé chlopně, jež vede k obstrukci krevního toku z levé komory srdeční do aorty (aortální stenóza) [74].

**Restenóza** je opětovné stažení postižené cévy po léčbě [75]. Příčinou restenózy je návrat elastických vláken svaloviny po nadměrném roztažení balónkem, agregace, tvorba sraženin a zachytávání látek ve vlákních fibrinu a jiných součástech. V místě agregace může také vznikat zánět, který napomáhá restenóze, protože tělo jako signál na zánět zvýší v místě teplotu, oblast napučá a do místa putují leukocyty, což má opět za následek zvýšenou restenózu. Dá se považovat za méně nebezpečnou komplikaci doprovázející PCI než trombóza, protože často vede pouze k přeléčení nebo nové implantaci stentu.

**In-stent restenóza** je opětovné stažení cévy, které proniká do struktury stentu a vede opět ke snížení průchodnosti cévy. Vzniká často díky nedostatečné endotelizaci [60,64].

**Trombóza** neboli krevní sraženina vzniká shlukováním srážlivých součástí krve, jako jsou krevní destičky, fibrin a krvinky. Při zavedení stentu do cévy je nezbytně nutné užívat protisrážlivé léky, aby nedošlo k vytvoření trombu uvnitř stentu a tím až k infarktu myokardu [74]. DES stenty potažené léčivem proti srážlivosti krve mohou pomoci proti pravidelnému užívání léků. Akutní trombóza přichází do 24 h., subakutní trombóza během 30 dní, pozdní trombóza od jednoho měsíce po jeden rok, velmi pozdní trombóza až po jednom roce po implantaci [76].

**Intima** (Tunica intima) je vnitřní částí cév tvořena podlouhlými polygonálními buňkami endotelu, orientovanými ve směru toku krve.

**Proliferace** je migrace buněk cévního hladkého svalstva a vytváření extracelulárního matrixu pro dotváření procesu hojení. Tato migrace vede k proliferaci neointimy při cévním poranění. Tento jev je hlavním mechanismem vzniku in-stent restenózy [75].

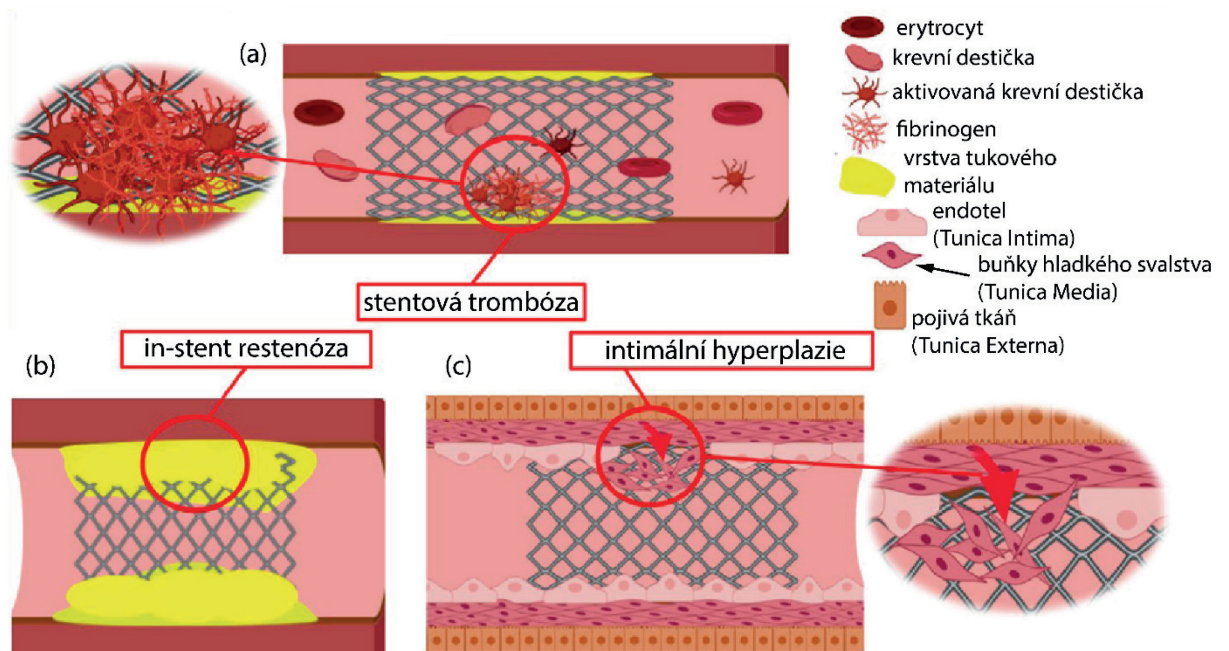
**Neointima** je poškozená tkáň kolem lumenu, která způsobuje stenózu, a tedy zúžení cévy. Problémy stentů bez naneseného léčiva mohou představovat nárůst neointimy díky poškození při implantaci stentu balónkem.

**Endotel** je jednovrstvý epitel tvořící nejvnitřnější část cév, který má za úkol propouštět skrze cévy potřebné látky kontrolovaným způsobem (slouží jako membrána) [77].

**Endotelizace** je pojem pro opravu nebo přestavbu poškozených vnitřních stěn cévní tkáně [77]. Vlivem této přestavby se může v místě poškození tvořit plak, který na sebe váže jiné krevní součásti včetně lipidů (např. cholesterol) a může tak docházet k ateroskleróze, která vede k blokáci průchodnosti cévy.

**Intimální (neointimální) hyperplazie** [78] neboli zmnožení buněk je univerzální reakce na poškození cévní stěny, která vede ke vzniku stenóz a restenóz. Při nadměrné hojivé reakci vznikající neointima ztlustí intimu, která následně zasahuje do cévního lumenu a tím vzniká stenóza.

**Aneurysma** [59,79] je místí vyboulení cévy (všech tří částí cévní stěny), často způsobené místním oslabením cévních stěn nebo vrozenou vadou. Riziko tohoto onemocnění je prasknutí výdutě a vnitřní krvácení.



**Obrázek 22** Schéma hlavních problémů spojených s implantací stentů. (a) Trombóza způsobená zachytáváním krevních destiček; (b) in-stent restenóza vznikající znovu utvářením tukové vrstvy; (c) pozdní endotelizace vede k migraci buněk hladkého svalstva. Převzato a upraveno od Vishnu et al. [60].

## 6. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

### 6.1. Cíl

Experimentální část této diplomové práce se zaměřuje na zhotovení a zkoumání 3D stentových struktur, které je možné tisknout ve vhodném měřítku pomocí klasické technologie FDM na stolních FDM tiskárnách s použitím běžně dostupných filamentů. Všechny stentové struktury popsané v této práci byly vytištěny z PLA.

### 6.2. Přístrojové vybavení

Pro zhotovení stentů 3D tiskovou aditivní technologií FDM byla použita tato stolní 3D tiskárna:

**Original Prusa MINI+** (senzor filamentu) [80]

Maximální rozměry tisku: 180 × 180 × 180 mm

Možná výška vrstvy: 0,05–0,25 mm

Tryska: základní mosazná, průměr 0,4 mm

Průměr filamentu: 1,75 mm

Max. rychlost posuvu: 200+ mm/s

Max. teplota trysky: 280 °C

Max. teplota podložky 100 °C

Extrudér: Bowden systém s převodem 3:1

Tiskový povrch: Odnímatelné magnetické ocelové tiskové pláty (hladký, zrnitý)

Velikost samostatné tiskárny: 380 × 330 × 380 mm Váha: 4,5 kg

### 6.3. Materiál

#### Prusament PLA Galaxy Black (1,75 mm) [81]

**Výrobce:** Prusa Polymers, Praha, Česká republika

**Složení:** Kyselina polymléčná

#### Doporučené nastavení tisku

Teplota trysek [°C]	210 ± 10
Teplota vyhřívání podložky [°C]	40–60
Možná rychlost tisku [mm/s]	až 200

**Typické vlastnosti materiálu** (1) 2,16 Kg; 210 °C (2) 28 °C; vlhkost 37 %

Fyzikální vlastnosti	Typická hodnota	Metoda
Teplota tání [°C]	145–160	ISO 11357
Teplota skelného přechodu [°C]	55–60	ISO 11357
MFR [g/10 min.] (1)	10,4	ISO 1133
MVR [cm <sup>3</sup> /10 min.] (1)	9,4	ISO 1133
Hustota [g/cm <sup>3</sup> ]	1,24	ISO 1183
Absorpce vlhkosti 24 hodin [%] (2)	0,3	Prusa Polymers
Absorpce vlhkosti 7 dní [%] (2)	0,3	Prusa Polymers
Absorpce vlhkosti 4 týdny [%] (2)	0,3	Prusa Polymers
Teplota tvarové stálosti (0,45 MPa) [°C]	55	ISO 75
Napětí na mezi kluzu pro filament [MPa]	57,4 ± 0,4	ISO 527-1

**Mechanické vlastnosti** (3) Charpy bezvroubkový, směr úderu po hraně podle ISO 179-1

Vlastnosti/směr tisku	Horizontální	Vertikální osa X, Y	Vertikální osa Z	Metoda
Modul pružnosti v tahu [GPa]	2,2 ± 0,1	2,4 ± 0,1	2,3 ± 0,1	ISO 527-1
Napětí na mezi kluzu [MPa]	50,8 ± 2,4	59,3 ± 1,9	37,6 ± 4,0	ISO 527-1
Prodloužení na mezi kluzu [%]	2,9 ± 0,3	3,2 ± 0,1	1,9 ± 0,3	ISO 527-1
Rázová houževnatost Charpy [kJ/m <sup>2</sup> ] (3)	12,7 ± 0,7	13,7 ± 0,7	5,0 ± 1,4	ISO 179-1

## Gembird PLA Transparent 3DP-PLA1.75-01-TR (1,75 mm) [82]

**Výrobce:** Gembird, Nizozemsko

**Složení:** Kyselina polyléčná

### Doporučené nastavení tisku

Teplota trysek [°C]	190–220
Teplota vyhřívané podložky [°C]	Není uvedeno
Možná rychlost tisku [mm/s]	Není uvedeno

### Typické vlastnosti materiálu (I) 10 min.; 2,16 Kg

Fyzikální vlastnosti	Typická hodnota	Metoda
Teplota tání [°C]	190–220	Není uvedeno
MFR [g/10 min.] (I)	5	Není uvedeno
Hustota [g/cm <sup>3</sup> ] při 21,5 °C	1,25	Není uvedeno
Teplota tvarové stálosti (0,455 MPa) [°C]	50	Není uvedeno
Napětí na mezi kluzu pro filament [MPa]	45	Není uvedeno

### Mechanické vlastnosti

Vlastnosti/směr tisku	Hodnoty	Metoda
Tahový zlom [%]	20 konkrétnější podmínky nejsou uvedeny	Není uvedeno
Rázová houževnatost [kJ/m <sup>2</sup> ]	5 konkrétnější podmínky nejsou uvedeny	Není uvedeno

## 6.4. Software

K modelování vlastních struktur byl použit program **Fusion 360** od společnosti Autodesk.

Pro slicování, otevírání a úpravu Stl. souborů a následné generování G-Code souborů do tiskárny byl použit software **PrusaSlicer** vyvíjený přímo pro tiskárny od stejného výrobce.

## 6.5. Provedení

Provedení experimentální části spočívalo ve vytištění stentů s vhodnou strukturou tak, aby měli dostatečné pevnostní vlastnosti (všechny spoje sítě byly spojeny) a jejich tisk šel reprodukovat. K tomu, aby bylo dosaženo vhodné stentové struktury, bylo vytištěno několik druhů stentů, které byly prvotně tištěny v měřítku  $\approx 5:1$  oproti velikosti která by byla reálně vhodná (asi 3 mm v průměru) [83].

Vždy byl nejdříve tištěn stent bez jakýchkoliv podpěr. Následně pokud nedopadl tisk dle představ, byly parametry upravovány tak, aby bylo možno stent úspěšně vytisknout, ale zároveň, aby jednotlivé podpěry, rafty a límce byly jednoduše oddělitelné, aby bylo možno stent opakovaně tisknout bez větších postprocesingových problémů s oddělováním podpůrného materiálu.

V úvahu při tisku stentů spadalo samotné možné rozlišení FDM technologie a použité 3D FDM tiskárny. Některé stenty nešlo při jejich 5:1 velikosti rozdělit na jednotlivé tiskové vrstvy, protože byla síť stentu velmi jemná. Po vyzkoušení tisku jednotlivých stentových struktur při velikosti 5:1 s upravenými parametry bylo přistoupeno ke zkoušce zvětšit tyto struktury na velikost  $\approx 8:1$ . Zvětšení se ukázalo být přínosné, protože byly úspěšně vytištěny struktury, které nebylo možné vytisknout při parametrech tisku při velikosti 5:1.

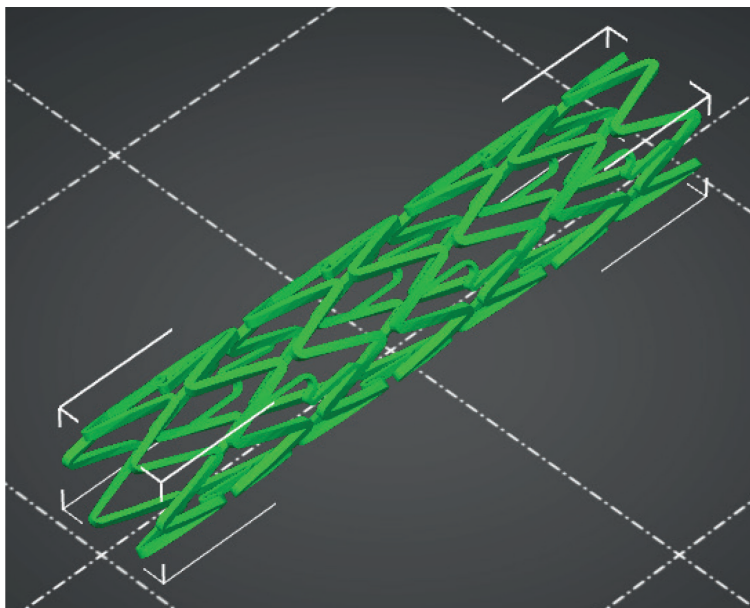
Během provádění experimentální části byl upgradován program PrusaSlicer na novou verzi 2.4.1, která nabízela větší množství parametrů nastavení, proto se novější vzorky liší o více zapsaných parametrů, kterých bylo využito pro jejich zhotovení.

## 6.6. Obecné poznámky a poznatky k tisku

Tisk stentů byl proveden ve směru tří os. Tisk na výšku se ukázal jako neefektivní hned po první stentové struktuře, proto k němu nebylo již znovu přistoupeno. Tisk na výšku vzhledem k technologii 3D tisku trvá několikanásobně déle, nejde zhotovit podpěry způsobem, aby je bylo možné lehce oddělit a pružná povaha struktur způsobovala nadměrné ohýbání struktury při tisku, když vzorek dosáhl již určité výšky. Proto nemohl být tisk dostatečně přesný. Vždy když roztavený filament přilnul k předchozí vrstvě, tak se struktura ohnula, než se oddělila tryska s roztaveným materiálem a začala tisknout na jiném místě.

Hned po použití nového materiálu transparentního PLA od společnosti Gembird bylo zaznamenáno, jak při teplotě 215 °C, která byla defaultně nastavena pro PLA od společnosti Prusa Polymers, vytéká filament více z trysky a bylo předpokládáno, že bude třeba snížit tiskovou teplotu trysky. Po vyzkoušení tisku při více teplotách byl zachován tisk při nižší teplotě. Toto pozorování ovšem neodpovídá technologickému listu, kdy MFR Prusament PLA je 10,4 g/10 min., zatímco MFR Gembird PLA je 5 g/10 min. Z dat uvedených v listu je zřejmé, že by měl Prusament PLA téci dvakrát rychleji než Gembird PLA. Osobně se mi osvědčil lépe tisk s Prusament PLA.

## 6.7. Sinusoidový stent 1 se spojovacími S můstky



**Obrázek 23** Sinusoidový stent 1 se spojovacími S můstky

3D model tohoto stentu byl pořízen z internetu ze stránky grabcad.com [84] a následně upraven v programu Fusion 360, aby splňoval zvolené parametry velikosti. Během této úpravy v modelovacím programu byly také upraveny a začištěny ostré artefakty, vzniklé na koncích po zkrácení původního modelu stentu.

Stent 1 byl vytištěn v nejvíce verzích, protože jeho ohebná struktura vyhovuje budoucímu použití v cévách. Je jednak pružný, ale také lze lehce ohýbat a diametrálně deformovat. Tuto strukturu bylo možné po upravení parametrů tisknout v měřítku 5:1. Největší problém představovali unikátní S můstky tohoto stentu, které i při vylepšení parametrů tisku do konečné podoby nebylo možné spolehlivě a opakovaně vytisknout. I přes povedený tisk byl například minimálně jeden S můstek utržen od zbytku sítě.

Strukturu byla zmenšena na 80 % velikost (5:1 stentu) a byla úspěšně vytištěna, ovšem byla velmi křehká a nebylo možné oddělit podpěry. Při zvětšení stentu na velikost 8:1 byl stent vytištěn v pořádku, podpory bylo jednoduché oddělit a již nebyl problém s S můstky.



### 6.7.1. Stent 1\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 1 h 4 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

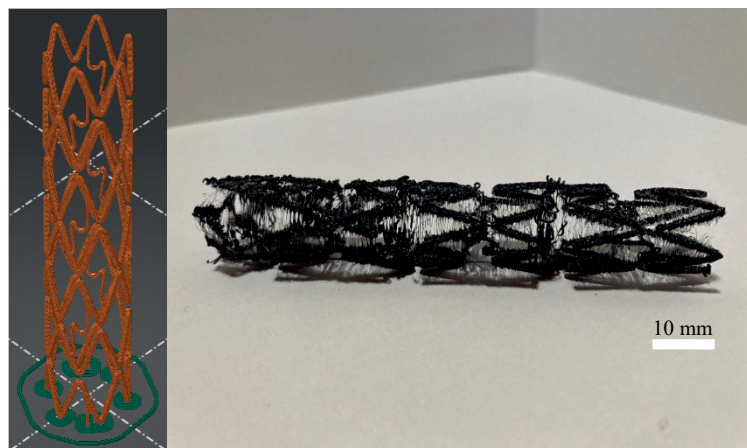
**Orientace:** na výšku

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.1**

#### Poznatky:

Prvotní tisk. Struktura úspěšně vytištěna. Velké množství nežádoucích vláken. Vlákna jsou navíc velmi hustá a mají větší průměr. V perimetrech s S můstky mezi jednotlivými struty je struktura zborcená. S můstky jsou stisklé dohromady a nejsou uniformní, ani je na některých částech nejde tvarově přesně definovat. Struktura se při tisku ohýbala vždy při přilepení nové vrstvy roztaveného materiálu z trysky. Nevýhoda velmi dlouhého tisku oproti tisku na šířku.



**Obrázek 24** Vyslicovaný model stentu 1\_15001 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na výšku, přilnavost zajištěna límcem.

### 6.7.2. Stent 1\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO

**Čas tisku:** 1 h 57 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

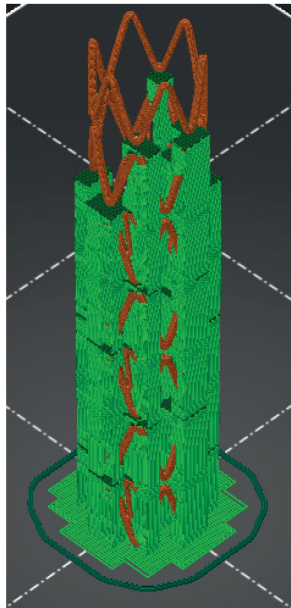
**Orientace:** na výšku

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.2**

#### Poznátky:

Struktura byla po tisku zničena. Podpěry nebylo možné úspěšně oddělit.



**Obrázek 25** Vyslicovaný model stentu 1\_15002. Podpěry špatné a neoddělitelné.

### 6.7.3. Stent 1\_15003

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO

**Čas tisku:** 54 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

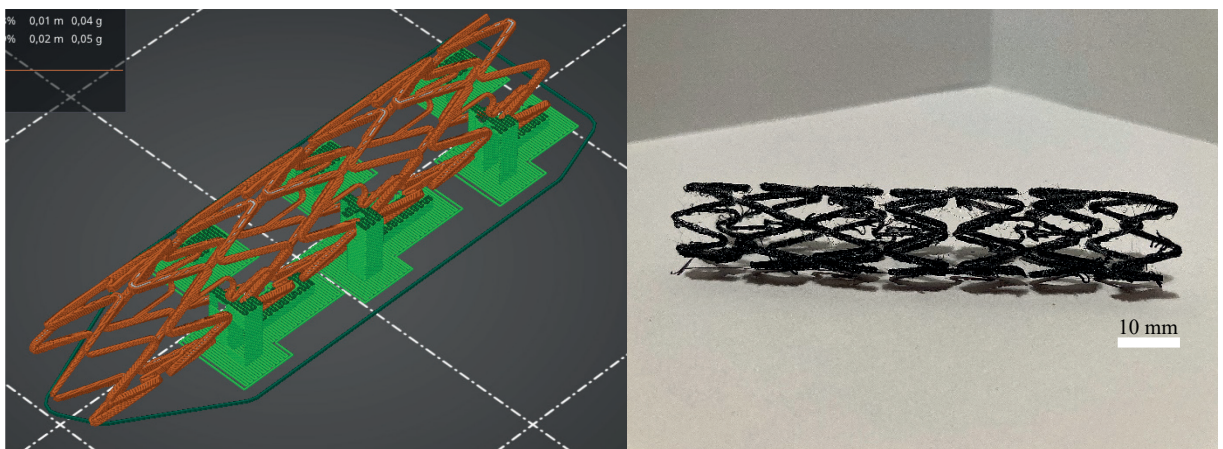
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.3**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. První vzorek tištěný na šířku. Výhoda tisku na šířku je masivní úspora tiskového času, možnost mnohem lépe pracovat s podpěrami a optimalizací, struktura se neohýbá svou pružností a vahou, větší kontaktní plocha s podložkou. Pokud by se měl stent tepelně dloužit nebo smršťovat, vzhledem k podélné orientaci tiskových vrstev na délku lze předpokládat, že by vlákna působila jako kompozitní vláknová struktura a síla by nepůsobila ve směru kolmo na spoje vrstev (neodtrhovala by je od sebe), tudíž další výhoda tisku na šířku v ohledu dloužení. Přetržené některé S můstky, hodně odteklých vláken mimo své místo, hrubý povrch, nerovnoměrná struktura. Bylo třeba upravit. Následuje zkouška tisku bez podpěr.



**Obrázek 26** Vyslicovaný model stentu 1\_15003 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

#### 6.7.4. Stent 1\_15004

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 36 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

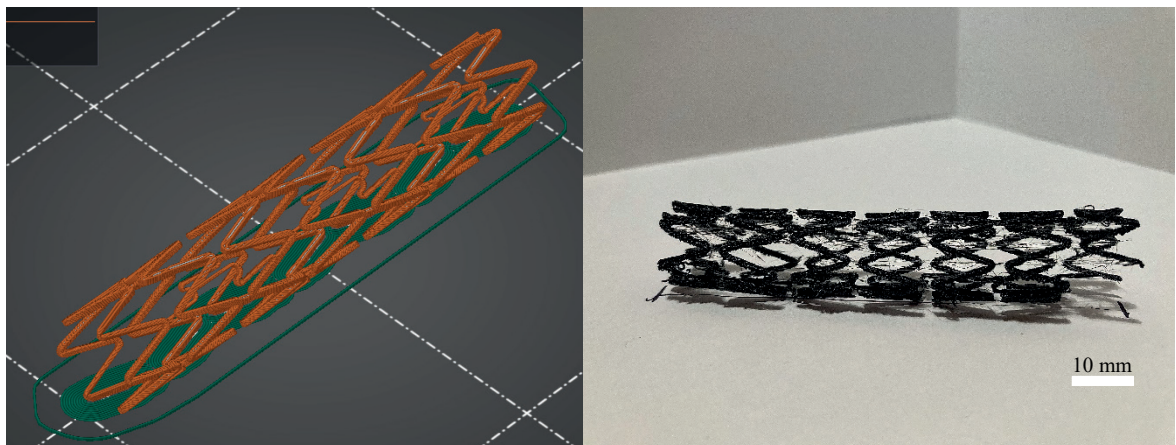
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.4**

#### Poznatky:

Tento vzorek byl úspěšně vytištěn se špatně vytištěným koncem, který byl utržen. Při zkoušce tisku bez podpěr byl přidán 4 mm límec, aby byla zajištěna přilnavost na podložce a stent nebyl odtržen při tištění. Na tisku jsou patrná vlákna a hrubší struktura spolu s mnoha stisky. Z pro-  
věšených vrstev bylo usouzeno, že je třeba tisk opakovat s vhodnými podpěrami.



**Obrázek 27** Vyslicovaný model stentu 1\_15004 a fotografie vytištěné struktury po oddělení límce. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.5. Stent 1\_15005

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 46 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

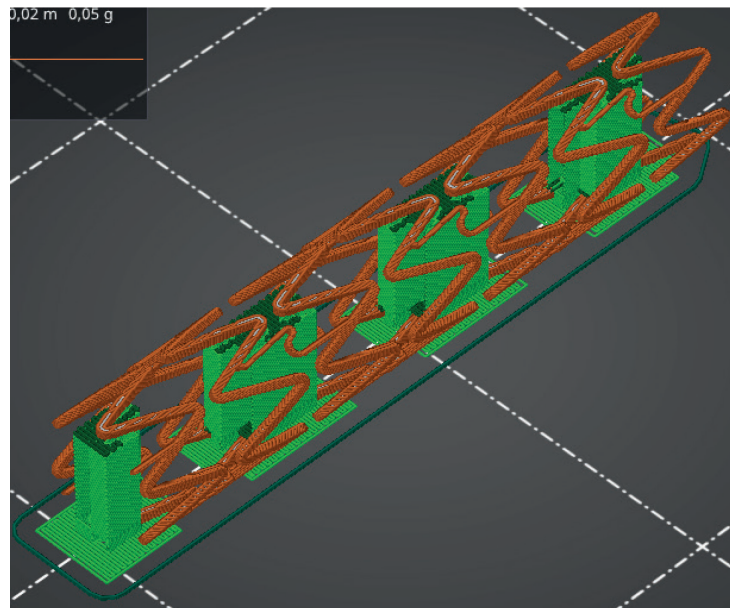
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: Příloha č.5

#### Poznatky:

Podpěry vytvořeny ručně. Tisk se nezdařil, struktura byla zničená. Bylo třeba upravit podpěry.



**Obrázek 28** Vyslicovaný model stentu 1\_15005. Podpěry vytvořeny na nevhodném místě, špatně oddělitelné, špatně se strkají nástroje dovnitř struktury.

### 6.7.6. Stent 1\_15006

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 46 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

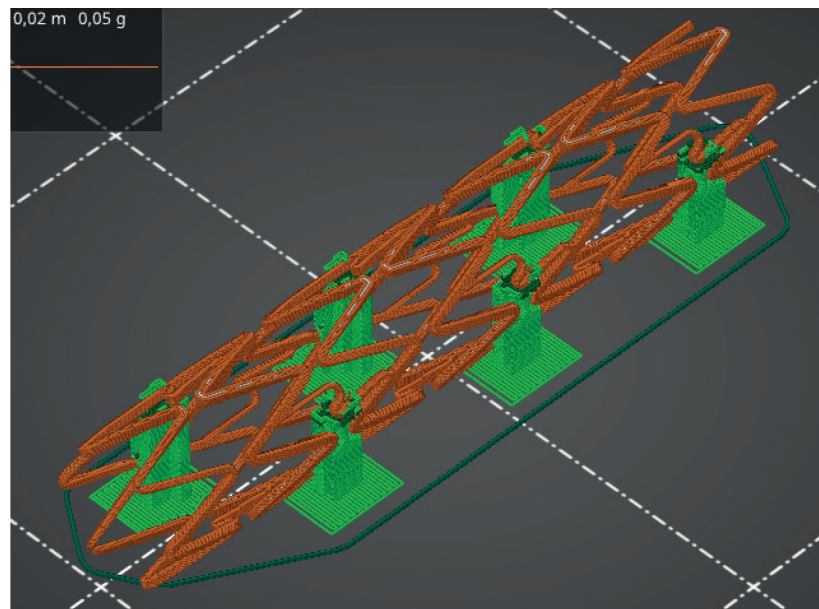
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.6**

#### Poznatky:

Tisk se nezdařil. Stent nedržel na podložce a byl vždy odtržen. Tisk byl proveden i s nanesením lepidla, ale struktura byla stejně odtržena a bylo třeba složitě čistit podložku. Pro zkoušku přilnavosti, aby bylo ověřeno, jestli je špatná přilnavost způsobena strukturou nebo podložkou byla v následujícím pokusu vyměněna hladká vyhřívaná podložka za drsnou.



**Obrázek 29** Vyslicovaný model stentu 1\_15006. Nevhodný design podpěr, nedrží na podložce.

### 6.7.7. Stent 1\_D15006

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 46 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

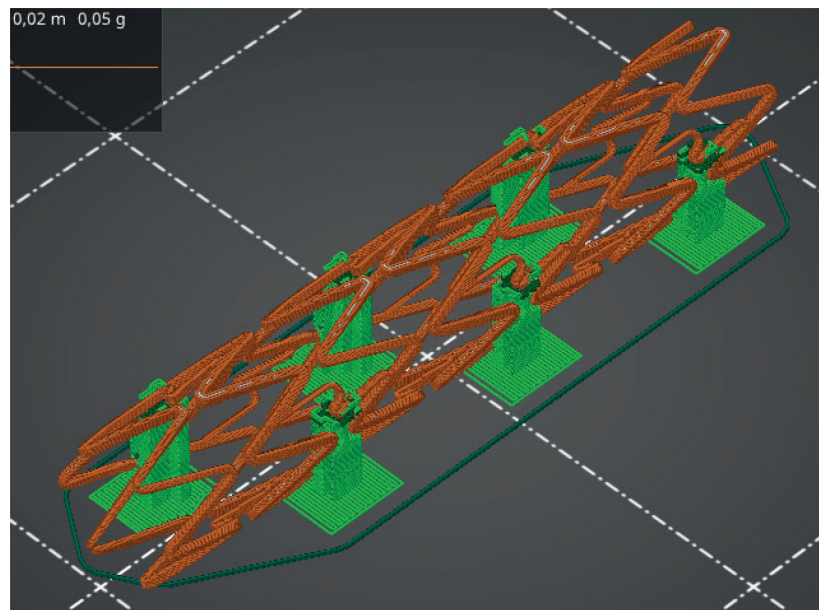
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.7**

#### Poznatky:

Vychází z 1\_15006.

Tisk se nezdařil. Pokus přilnavosti struktury na drsné podložce. Drsná podložka nepomohla. Pomohla jen ve zkoušce nastavení kalibrace vzdálenosti tiskové trysky od podložky. V následujících pokusech využívána jen hladká podložka, která jde mnohem lépe čistit, struktura jde lépe oddělovat a přilnavost stentové struktury je třeba zajistit větší kontaktní plochou než změnou podložky.



**Obrázek 30** Vyslicovaný model stentu 1\_D15006. Nevhodný design podpěr, nedrží na podložce, drsná podložka neměla požadovaný efekt přilnavosti.

### 6.7.8. Stent 1\_15007

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 48 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

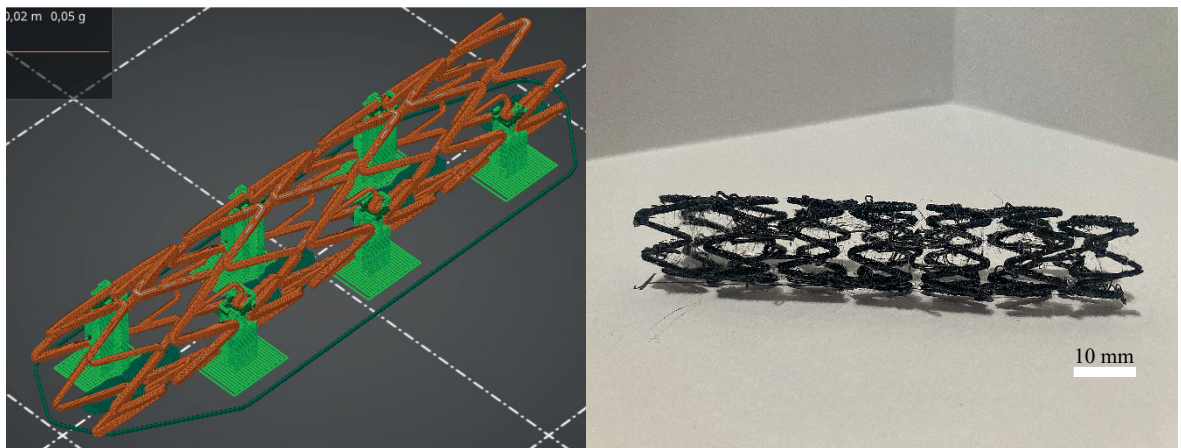
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.8**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. Stent vytištěn bez polámání součástí. Stále velké množství vláken a ostrých vlnek filamentu, který díky váze a nepřítomnosti podpěr přilnuly mimo vrstvu, kde by měly dle G-Code souboru být. První vzorek vytištěn s celkovou integritou. Další vzorky budou následovat na základě tohoto vzorku pro zjištění, jaký vliv má tiskové rozlišení, aby případně další upravování vzorků probíhalo při tomto ideálním rozlišení.



**Obrázek 31** Vyslicovaný model stentu 1\_15007 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.



### 6.7.9. Stent 1\_15007Y

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 47 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku Y

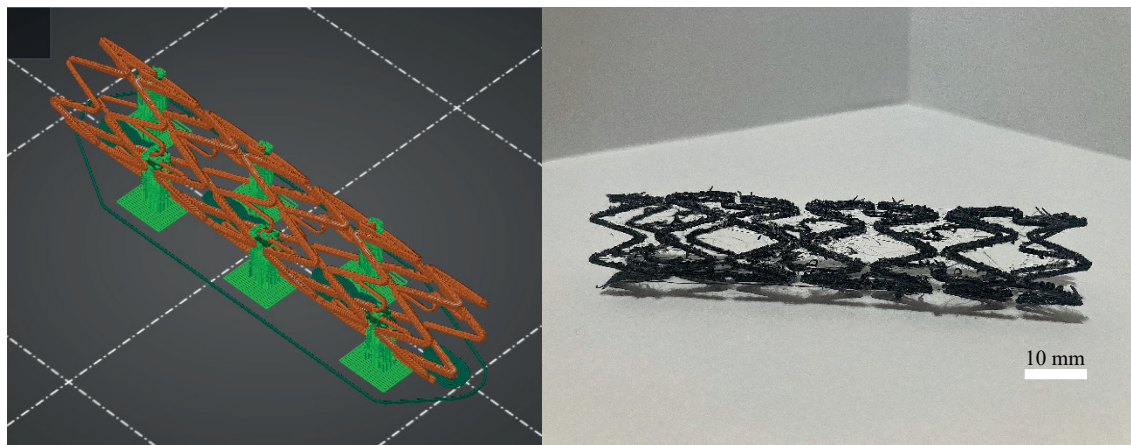
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.9**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15007.

Tisk se zdařil. Tento vzorek sloužil pro ověření vlivu orientace vzorku podél některých z os. Ač tisk na šířku podél osy Y je o minutu rychlejší, nebyly zaznamenány žádné změny a pro tiskárnu je tento pohyb díky konstrukci náročnější. Tiskárna by zaznamenala zbytečné vyšší opotřebení bez viditelných výsledků. Všechny budoucí vzorky byly proto tištěny podél osy X.



**Obrázek 32** Vyslicovaný model stentu 1\_15007Y a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose Y.

### 6.7.10. Stent 1\_10007

**Rozlišení:** 0,10 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 1h 4 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

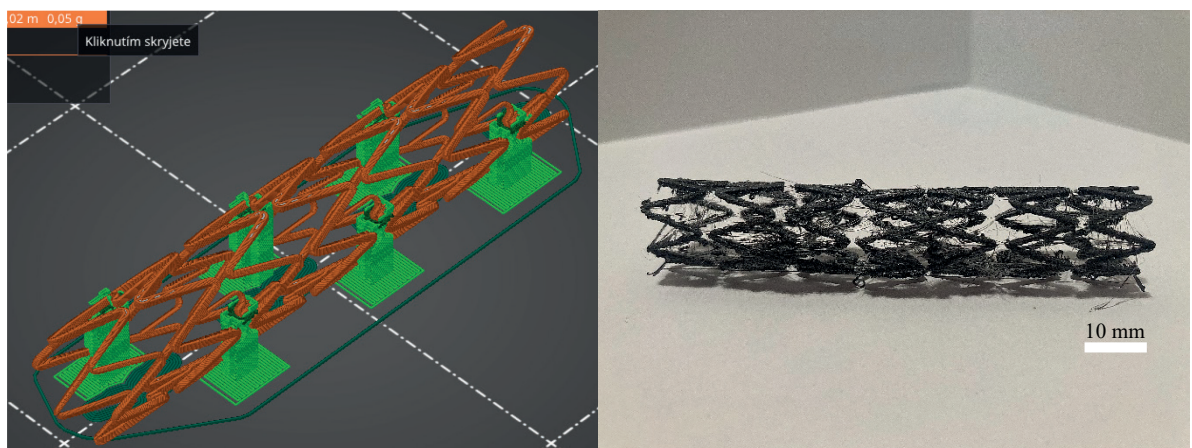
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.10**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15007.

Tisk se zdařil. Vzorek vytvořen pro zjištění vlivu tiskového rozlišení na schopnost tisku stentové struktury. Jemnější rozlišení a lépe vytištěné linky lze pozorovat především ve vrchních vrstvách struktury. Celkově však struktura vykazuje mnohem více vláken, více slitků, díky tiskové jemnosti jsou polámaný S můstky a hlavní linky strutů na sobě mají více hrbolatu strukturu. Tiskový čas je zbytečně vyšší. Rozlišení 0,15 mm je vhodnější, další zkouška představuje hrubší rozlišení.



**Obrázek 33** Vyslicovaný model stentu 1\_10007 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.11. Stent 1\_20007

**Rozlišení:** 0,20 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 38 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

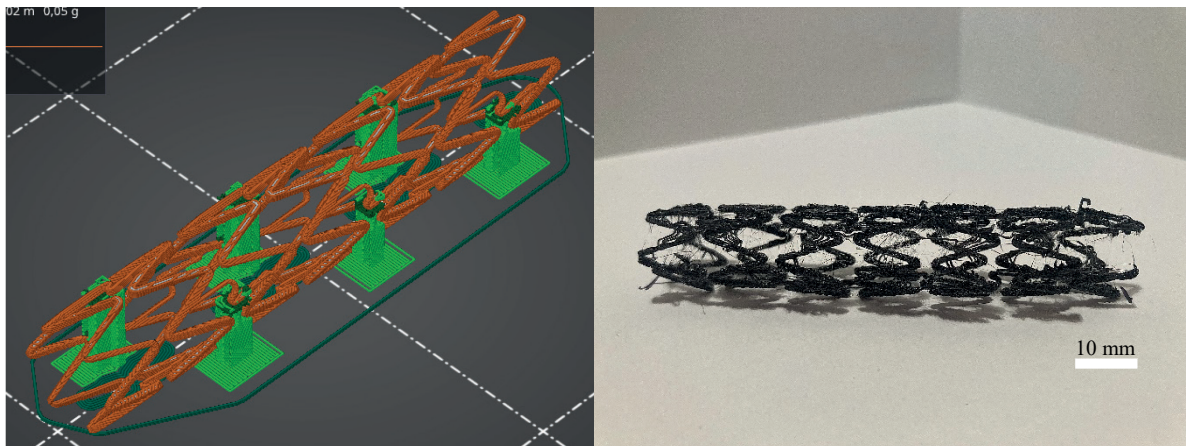
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.11**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15007.

Tisk se zdařil. Struktura na konečném strutu ulomená. Viditelné velké propadlé vlny filamentu mimo strukturu, celkově je vidět zhoršený a hrubší tisk. Další pokusy budou prováděny výhradně při rozlišení 0,15 mm Quality (pomalejší a kvalitnější tisk 0,15 mm).



**Obrázek 34** Vyslicovaný model stentu 1\_20007 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.12. Stent 1\_15008

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 47 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

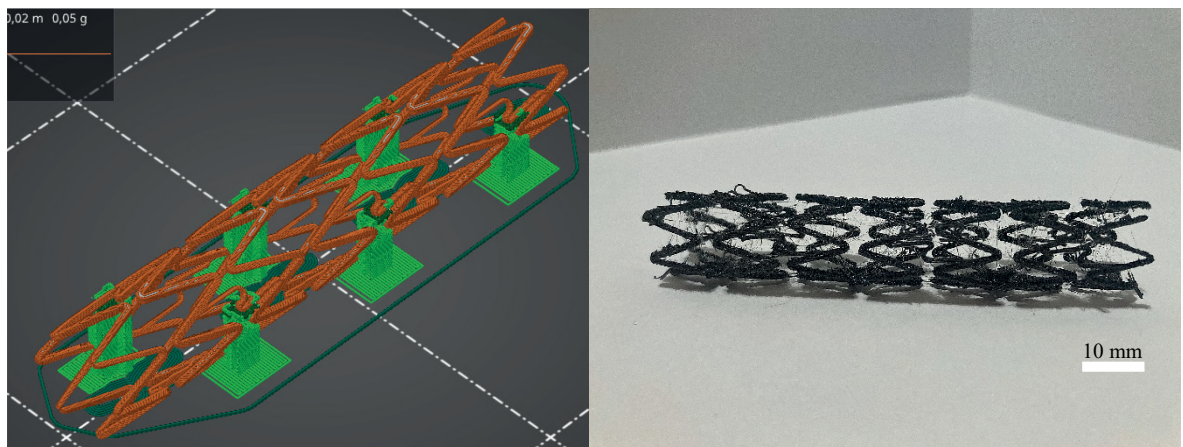
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.12**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15007.

Tisk se zdařil. Po ověření vhodného rozlišení byly další vzorky upravovány pro co nejvíce vyhovující tisk struktury. Tento vzorek má zvýšenou XY vzdálenost mezi podpěrami a objektem na 150 %. Tato optimalizace parametru pomohla k mnohem jednoduššímu oddělování podpěr a tím bylo sníženo riziko zlomení S můstků a strutů při jejich oddělování. Vzorek jinak vypadá obdobně jako 1\_15007 ze kterého vychází.



**Obrázek 35** Vyslicovaný model stentu 1\_15008 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.13. Stent 1\_15009

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 47 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

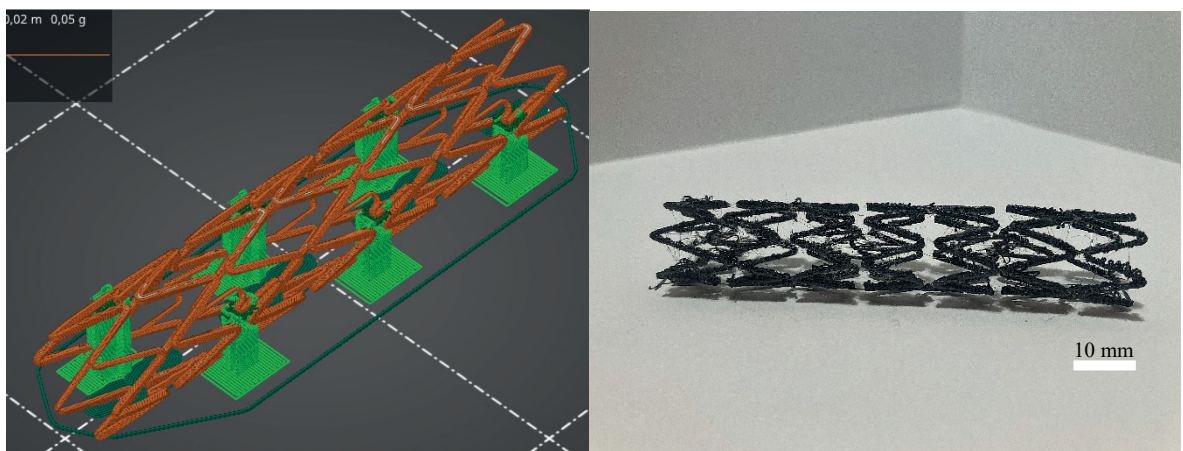
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.13**

#### Poznatky:

Vychází z 1\_15008.

Tisk se zdařil. Větší vzdálenost XY pomohla s lepším oddělováním podpěr. Tento vzorek sloužil pro zkoušku vlivu vzdálenosti tiskové trysky od povrchu poslední tiskové vrstvy. Hodnota byla snížena z -1,560 na -1,650 (tryska blíže k povrchu) z důvodu rychlejšího přilnutí a následného chlazení, domněnka byla taková, že by změna tohoto parametru mohla mít vliv na nižší tvoření vláken a prohýbání tiskových linek v prostoru. Tento parametr tisk ovlivnil velmi subjektivně, zdálo se mi, že se má teorie potvrzuje, a tvoří se méně vláken. U sníženého parametru jsem zůstal u všech následujících pokusů.



**Obrázek 36** Vyslicovaný model stentu 1\_15009 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.14. Stent 1\_15010

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 47 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

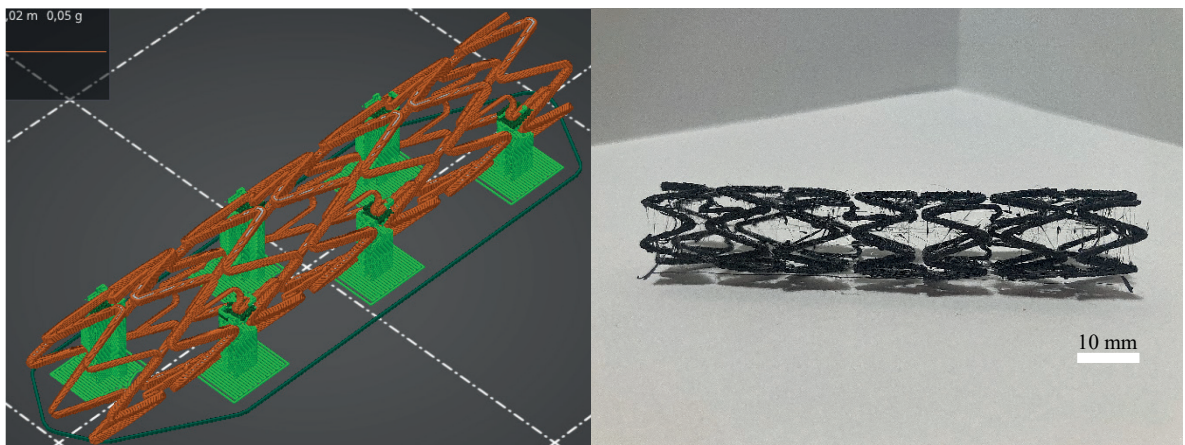
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.14**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15009.

Tisk se zdařil. Vzorek upraven bez límce, aby jej nebylo třeba odstraňovat a nezbyvaly zbytečně na stentové struktuře případná rezidua materiálu. Při tomto pokusu byl límec odstraněn a pro přilnavost na podložku bylo vyzkoušeno lepidlo. Tisk se povedl. Vzorek obdobný jako 1\_15009, bez zbytků materiálu po odstraňování límce, ale prasklé dva S můstky. Je třeba zlepšit podpory.



**Obrázek 37** Vyslicovaný model stentu 1\_15010 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.15. Stent 1\_15011

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 51 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

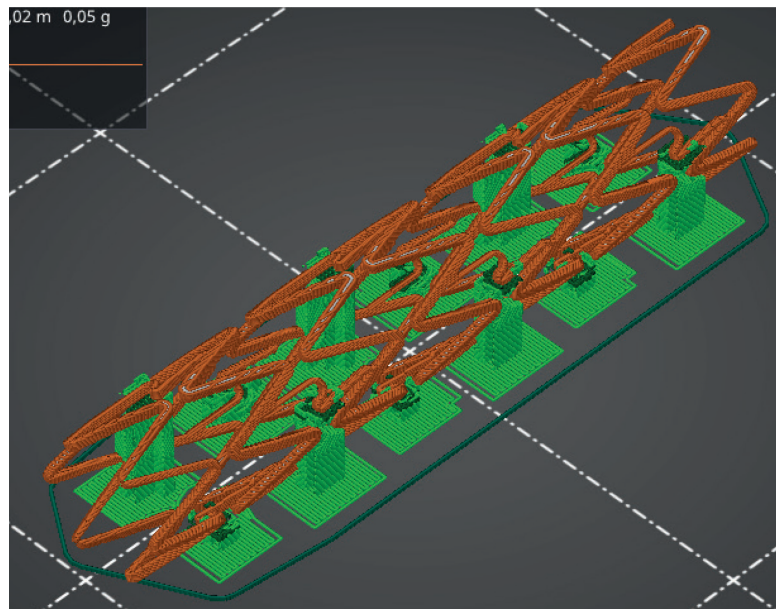
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.15**

#### Poznatky:

Tisk se nezdařil. Tento vzorek má dodané podpěry pod spodní S můstky a díky předešlému povedenému tisku na lepidlo bez límce je opět tisk bez límce. Na lepidlo se s touto konfigurací podpěr nedalo tisknout, podložka měla příliš velkou přilnavost a vytištěná vrstva byla strhávána tiskovou hlavou. Byly vyzkoušeny různé nánosy lepidla vždy se stejným negativním výsledkem. Pro další pokus bude použita stejná konfigurace, ale bude opět navrácen límec.



**Obrázek 38** Vyslicovaný model stentu 1\_15011. Nevhodný design podpěr, velká přilnavost na lepidlo na podložce.

### 6.7.16. Stent 1\_15012

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 52 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

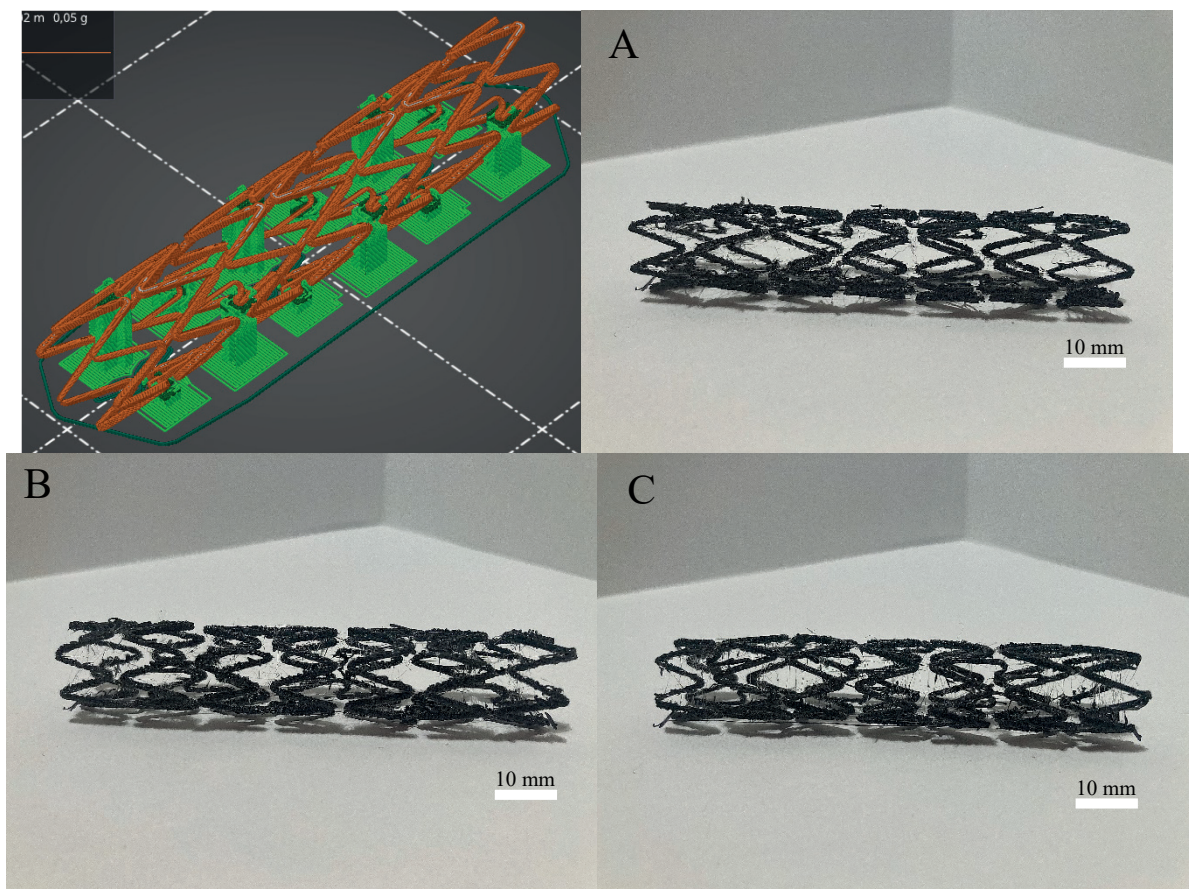
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.16**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. Nejlépe dosud vypadající struktura. Nepolámané součásti a S můstky. Pro ověření vhodnosti designu a úprav vytištěny další dva vzorky se stejným nastavením. Všechny tři vzorky tohoto pokusu vytištěny s velmi obdobnou kvalitou se zachovalou celkovou integritou bez prasknutí jakékoliv součásti. Hodnocení dosud nejlepšího vzorku ukazuje nedokonalost FDM tiskárny pro tisk stentových struktur. Struktury jsou na reálné medicíně použití velmi hrubé, a i přes stejné tiskové parametry nelze reprodukovat vzorky přesně. Dle tečení materiálu v danou chvíli tisku a dle přilnutí nových vrstev struktury vykazují každá lehce jiné defekty, umístění slitků a vlnek a další.



**Obrázek 39** Vyslicovaný model stentu 1\_15012 a fotografie vytištěných struktur po oddělení podpěr vzorky A, B, C. Tisk na šířku po ose X.



### 6.7.17. Stent 1\_15013

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 52 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

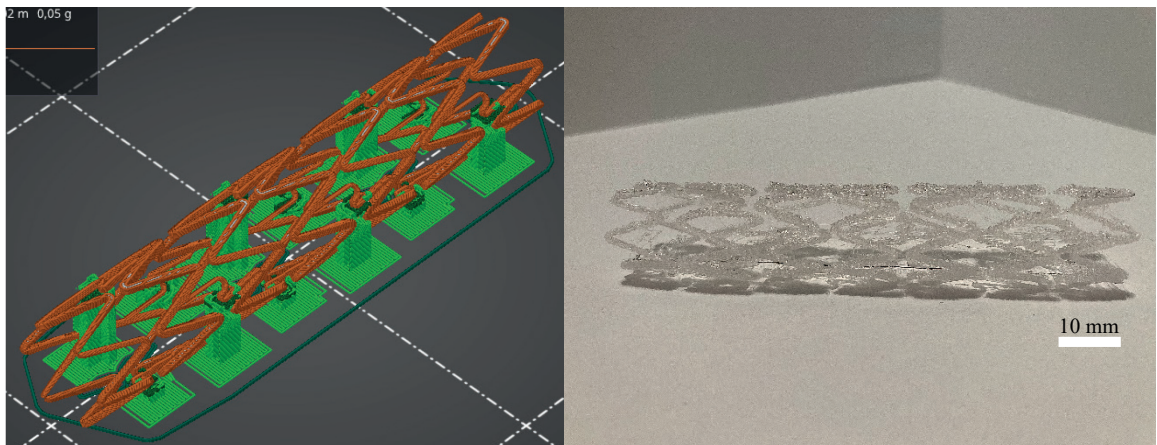
**Materiál:** Gembird PLA transparent **Orientace:** na šířku X **Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.17**

#### Poznatky:

Vychází z 1\_15012.

Tisk se zdařil. Po dosažení nejlepšího výsledku tisku stentové struktury 1, slouží tento pokus pro vyzkoušení optimalizovaného tisku s jiným filamentem. Pro tisk byl použit transparentní PLA od nizozemské společnosti Gembird. Tento pokus ukázal, že velmi záleží na materiálu a nastavení tisku pro jeho použití. Nastavením může být například změna tiskové teploty. Struktura velmi hrbolatá, značné množství vláken a vlnek. Ulomený S můstek.



**Obrázek 40** Vyslicovaný model stentu 1\_150103 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.18. Stent 1\_15014

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 52 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

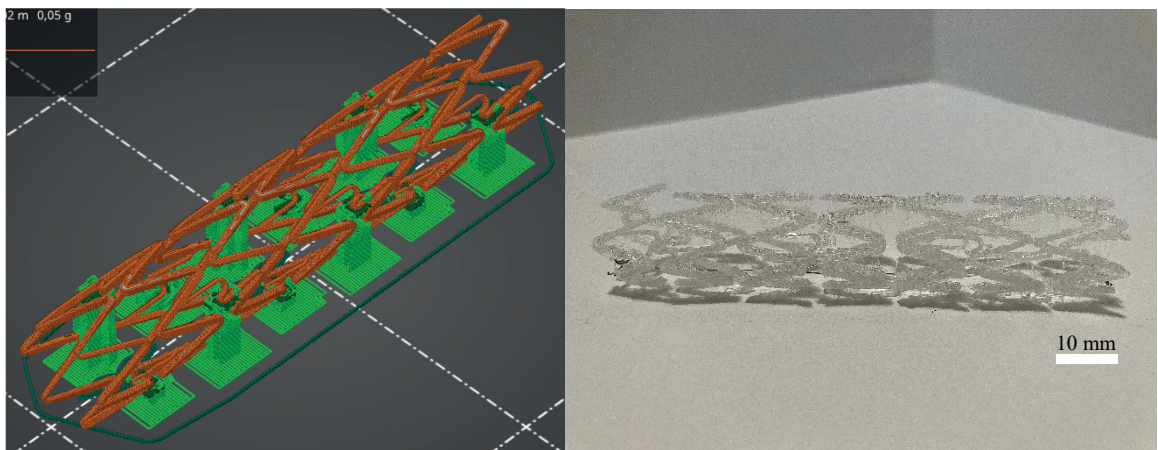
**Materiál:** Gembird PLA transparent **Orientace:** na šířku X **Teplota trysky a lože:** 210 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.18**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15013.

Tisk se zdařil. Optimalizace tisku pomocí snížení tiskové teploty na 210 °C. Nezaznamenán značný rozdíl, krajní strut ulomen, možná méně vláken. Teplota bude ještě snížena.



**Obrázek 41** Vyslicovaný model stentu 1\_15014 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.19. Stent 1\_15015

Rozlišení: 0,15 mm Quality

Výplň: 90 %

Podpěry: ANO ručně

Čas tisku: 52 m

Rozměry: 16 × 16 × 86,5 mm Měřítko: 100 × 100 × 100 %

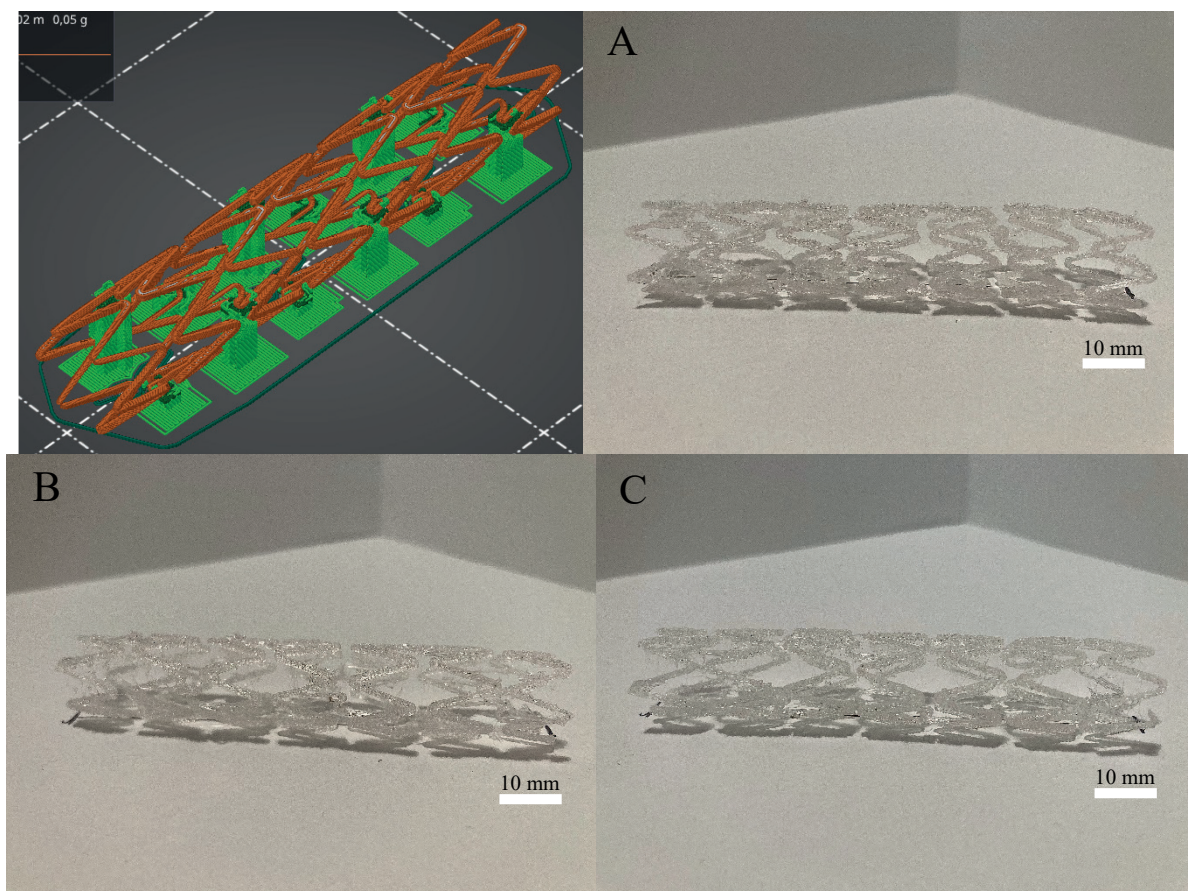
Materiál: Gembird PLA transparent Orientace: na šířku X Teplota trysky a lože: 205 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: Příloha č.19

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15013.

Tisk se zdařil. Tisk při snížené tiskové teplotě na 205 °C. Tato teplota se zdá optimální. Struktura srovnatelná s 1\_15012 tištěné z Prusament galaxy black. Pro ověření vhodnosti optimalizace vytištěny další dva stejné vzorky. Reprodukovatelnost s tímto filamentem se zdá být horší než s Prusament galaxy black. Druhý vzorek více vad než první a třetí vzorek má roztržený krajní strut. Osobně se mi lépe pracuje s Prusamentem stejně jako jeho tmavá barva dovozuje lépe pozorovat vlákna a defekty. Nižší teplota trysky znamená nižší opotřebení.



**Obrázek 42** Vyslicovaný model stentu 1\_15015 a fotografie vytištěných struktur po oddělení podpěr vzorky A, B, C. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.20. Stent 1\_15016

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 52 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

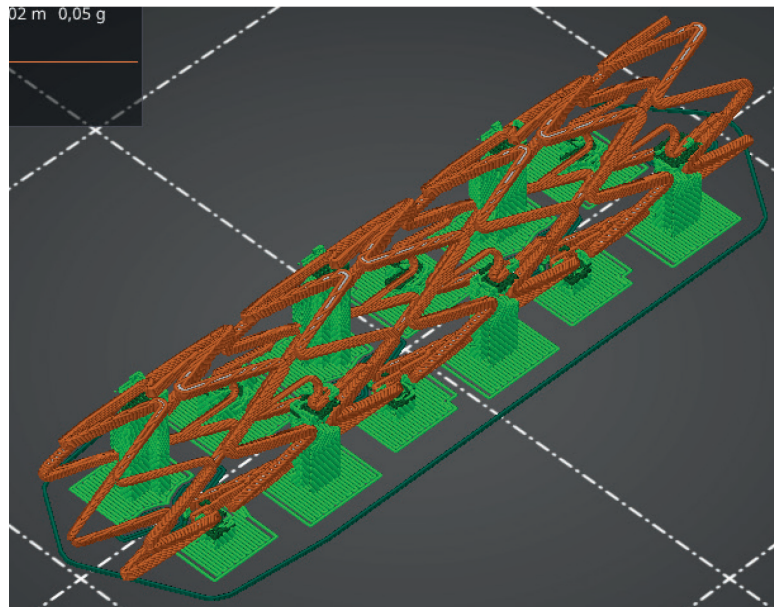
**Materiál:** Gembird PLA transparent **Orientace:** na šířku X **Teplota trysky a lože:** 220 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.20**

#### Poznatky:

Vychází z 1\_15013.

Tisk se zdařil. Zkouška tisku při vyšší teplotě 220 °C. Vzorek nevypadal na první pohled špatně, ale při odstraňování podpěr nevydržel, měl mnohem křehčí strukturu. Zůstal jsem u teploty 205 °C.



**Obrázek 43** Vyslicovaný model stentu 1\_15016. Teplota trysky 220 °C. Křehká struktura.

### 6.7.21. Stent 1\_15017

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 33 m

**Rozměry:** 12,8 × 12,8 × 68,9 mm **Měřítko:** 80 × 80 × 80 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

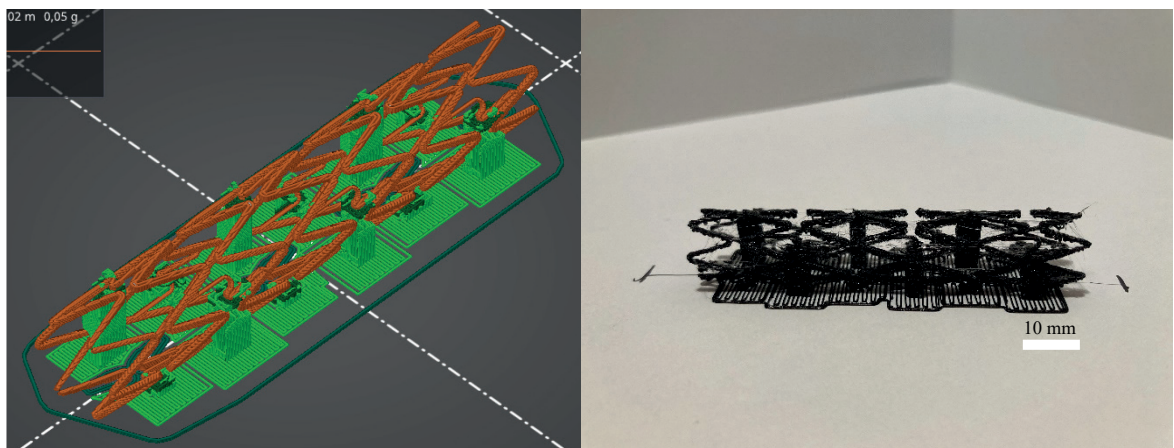
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.21**

#### Poznatky:

Vychází z 1\_15012.

Tisk se zdařil. Po nejlepší optimalizaci konečného vzorku 1\_15012 sloužil tento pokus pro ověření, zda bude FDM tiskárna schopna vytisknout tuto stentovou strukturu 1 při menší velikosti. Stent byl úspěšně vytištěn. Jediná stentová struktura 1 byla úspěšně vytištěna při nižším měřítku než 5:1. Všechny ostatní struktury, mimo strukturu 2, šlo vytisknout pouze ve zvětšeném měřítku 8:1. Struktura byla sice úspěšně vytištěna, ale při této malé velikosti je moc křehká a podpěry nelze jednoduše odstranit bez zničení struktury. Nejnáchylnější jsou opět S můstky.



**Obrázek 44** Vyslicovaný model stentu 1\_15017 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X, velikost 80 %.

### 6.7.22. Stent 1\_15018

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 22 m

**Rozměry:** 12,8 × 12,8 × 68,9 mm **Měřítko:** 80 × 80 × 80 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

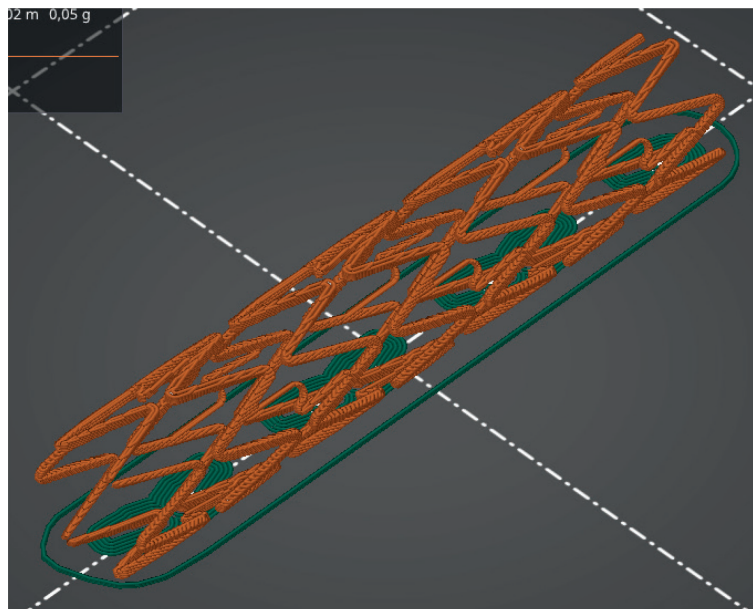
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.22**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15017.

Tisk se nezdařil. Tisk ve stejném zmenšeném měřítku, ale bez podpěr. Absence podpěr měla za následek zborcení prvního sinusoidového strutu, S můstky nebyly správně vytištěny a upadávali samovolně.



**Obrázek 45** Vyslicovaný model stentu 1\_15018. Struktura bez podpěr ve velikosti 80 % nevytištěna.

### 6.7.23. Stent 1\_15019

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 52 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

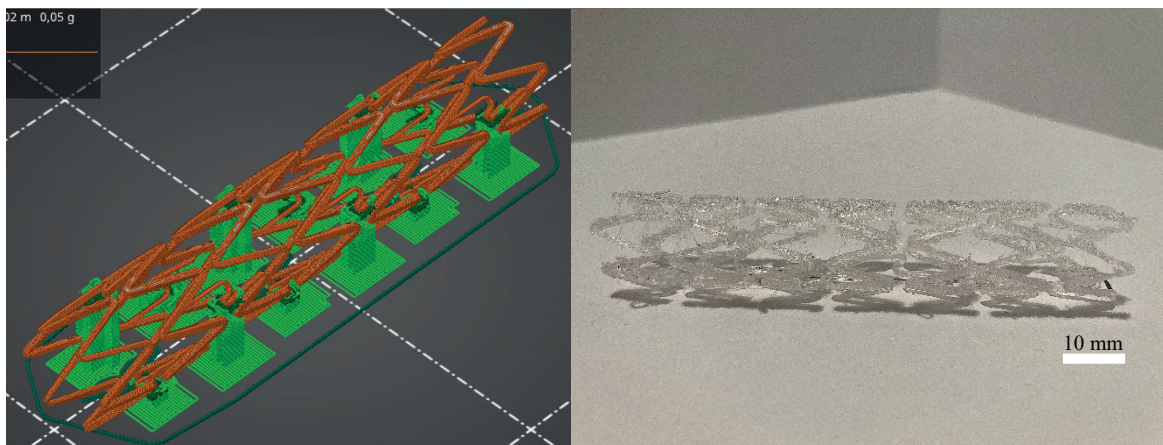
**Materiál:** Gembird PLA transparent **Orientace:** na šířku X **Teplota trysky a lože:** 200 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.23**

#### Poznatky:

Vychází z 1\_15015.

Sice vyšel vzorek 1\_15015 stentu 1 s transparentním PLA nejlépe, ale přesná reprodukce stejných vzorků s tímto filamentem nebyla dosažena, tento pokus slouží ještě k další optimalizaci. Napadla mě pouze tisková teplota, která byla snížena na 200 °C. Krajní struty prasklé, teplota je na krajní hranici. Nepozoruji jiné výhody. Raději jsem zůstal u teploty 205 °C.



**Obrázek 46** Vyslicovaný model stentu 1\_15019 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X.

### 6.7.24. Stent 1\_15020

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 26 m

**Rozměry:** 12,8 × 12,8 × 68,9 mm **Měřítka:** 80 × 80 × 80 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

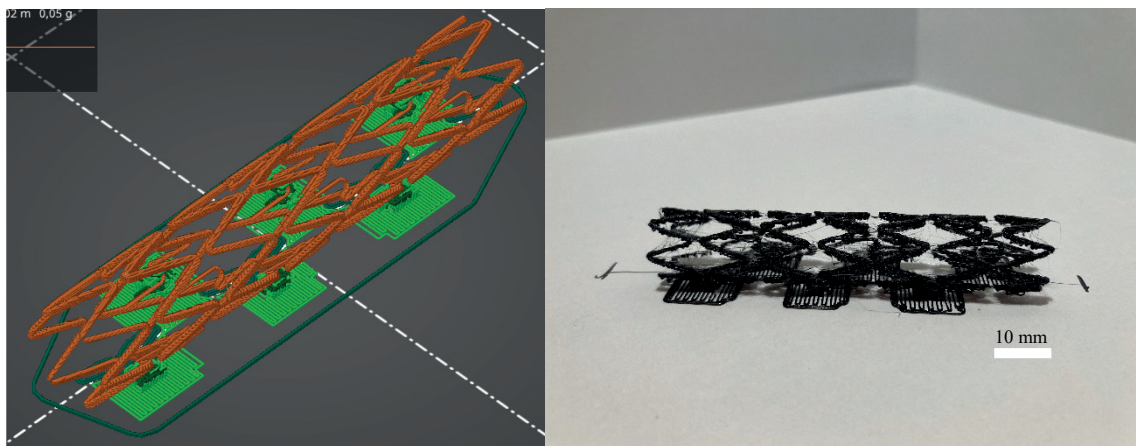
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.24**

#### Poznatky:

Vychází z 1\_15017.

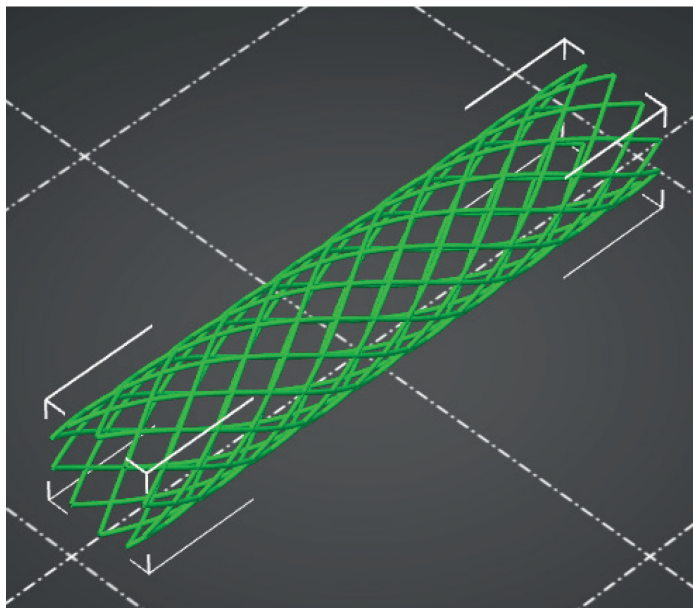
Tisk se zdařil. Pro možnost oddělení podpěr bez nechtěného zničení struktury a zároveň pro podporu S můstků, které se bez podpěr nevytisknuly, byl tento pokus upraven pouze s podpěrami na spodní S můstky, které jsou téměř vertikálně ve vzduchu. Vytisknutý stent vypadá méně kvalitně než stent 1\_15017, ale díky absenci podpěr k vrchním S můstkům jdou lehčeji oddělit. I přes redukci podpěr je struktura velmi křehká a podpěry nelze oddělit bez poničení vzorku.



**Obrázek 47** Vyslicovaný model stentu 1\_15020 a fotografie vytištěné struktury po oddělení podpěr. Tisk na šířku po ose X, velikost 80 %.



## 6.8. Diamantový síťový stent 2



**Obrázek 48** *Diamantový síťový stent 2*

3D model tohoto stentu byl pořízen z internetu ze stránky grabcad.com [84] na základě předchozího nastudování používaných a citovaných struktur [8,60] a následně upraven na vyhovující velikost snížením velikosti na 20 % v programu PrusaSlicer.

Strukturu stentu 2 bylo jako druhou ze zkoumaných spolu se stentem 1 možno vytisknout ve velikosti 5:1. Výhoda této struktury při tisku spočívala v úspěšném tisku bez podpěr. Celý tisk probíhal zdařile, ale bohužel vždy na nejvyšším místě nad podložkou se díky váze, gravitaci a tisku ve vzduchu poslední spoje sítě ve tvaru diamantů deformovali do viditelných rozrušených mnohostěnných ok. Struktura nelze tak dobře ohýbat jako sinusoidová struktura 1, ale je stále pružná a pravděpodobně vhodná pro paměťový efekt a umístění do katétru. Struktura má méně vad a má jemnější linky s nižší hrubostí než stent 1. S můstky u struktury 1 a sinusoidový tvar strutů se však jeví vhodnějšími ohebnými vlastnostmi a pravděpodobně by se mnohem lépe přizpůsobil ohnutému tvaru cév.

### 6.8.1. Stent 2\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 31 m

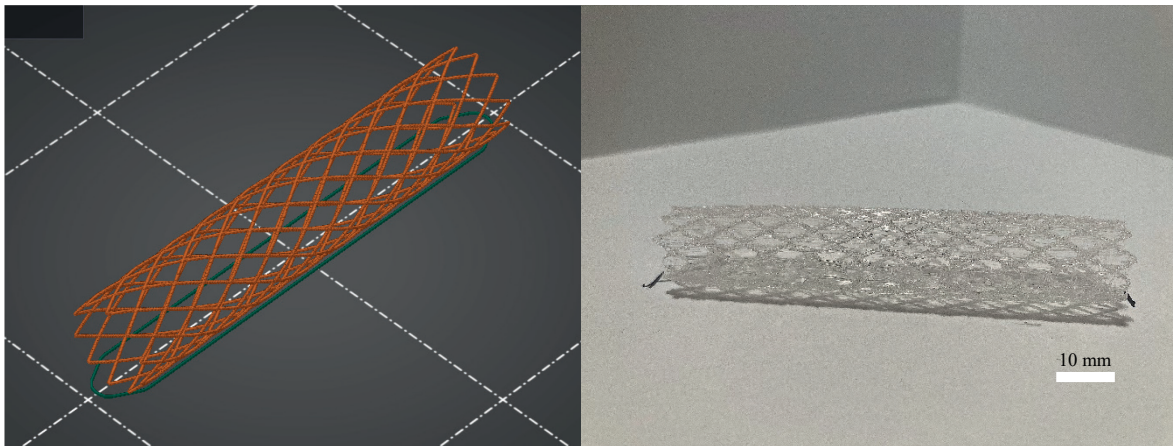
**Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %

**Materiál:** Gembird PLA transparent **Orientace:** na šířku X **Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.25**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. Stent vytištěn v pořádku s velkým množstvím jemných vláken mezi sítí. Navrchu struktury špatně vytištěná oka. Nebylo třeba podpěr ani límce, struktura dobře držela na podložce. Opět jsem začal používat nativní teplotu 215 °C doporučenou pro PLA výrobcem tiskárny. S touto teplotou se pracuje nejlépe. Nevnímám praktické rozdíly mezi 215 °C a 205 °C.



**Obrázek 49** Vyslicovaný model stentu 2\_15001 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X.

### 6.8.2. Stent 2\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO raft

**Čas tisku:** 35 m

**Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %

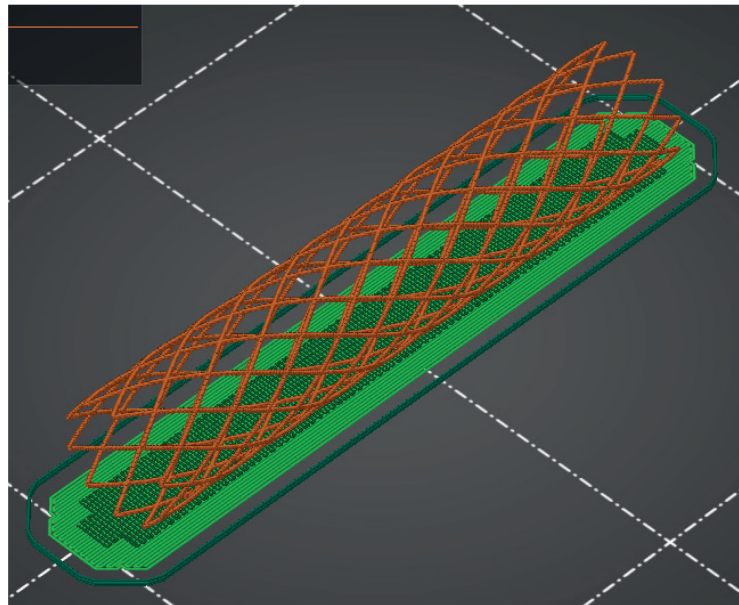
**Materiál:** Gembird PLA transparent **Orientace:** na šířku X **Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.26**

#### Poznatky:

Vychází z 2\_15001.

Tisk se nezdařil. Bylo chybně vypořádáno, že oka vznikla na podložce místo navrchu struktury. Byl proto vytvořen raft pro nadzvednutí a vyřešení špatných ok sítě. Struktura se v půli tisku zhroutila a raft nebylo možné oddělit bez poničení struktury.



**Obrázek 50** Vyslicovaný model stentu 2\_15002. Struktura zvednutá nad podložku o raft. Nepovedený tisk. Raft neoddělitelný.

### 6.8.3. Stent 2\_15003

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 31 m

**Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

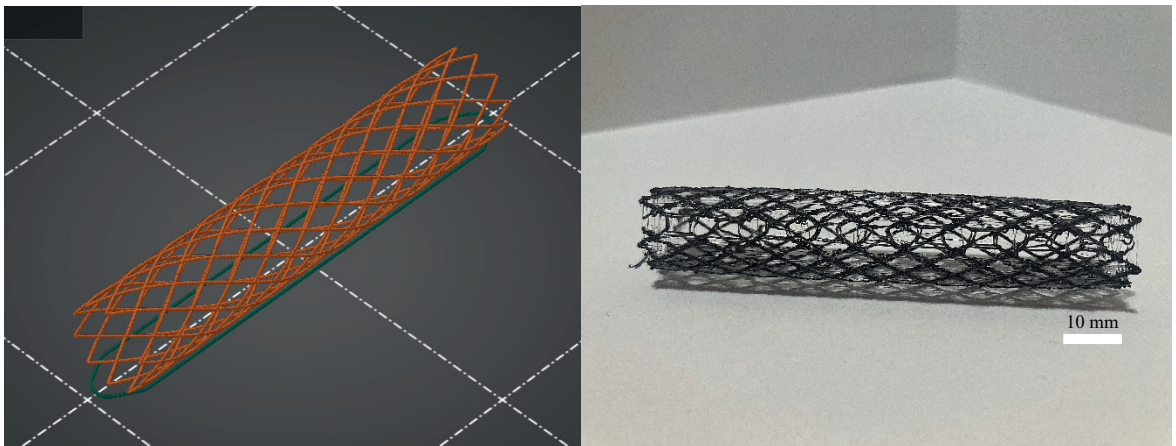
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.27**

#### Poznatky:

Vychází z 2\_15001.

Tisk se zdařil. Tisk s Prusament galaxy black filamentem. Výsledek dopadl stejně jako tisk z Gembird PLA.



**Obrázek 51** Vyslicovaný model stentu 2\_15003 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X.

#### 6.8.4. Stent 2\_15004

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO raft

**Čas tisku:** 35 m

**Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

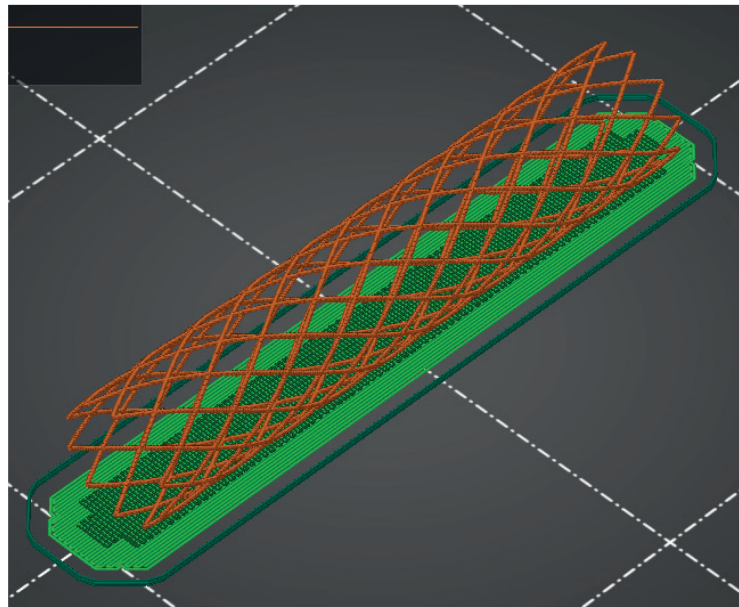
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.28**

#### Poznátky:

Vychází z 2\_15002.

Tisk se nezdařil. Tisk s použitím Prusament galaxy black. Nezdár tisku se opakoval úplně stejným způsobem jako u 2\_15002.



**Obrázek 52** Vyslicovaný model stentu 2\_15004. Struktura zvednutá nad podložku o raft. Nepovedený tisk. Raft neoddělitelný.

### 6.8.5. Stent 2\_15005

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 32 m

**Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

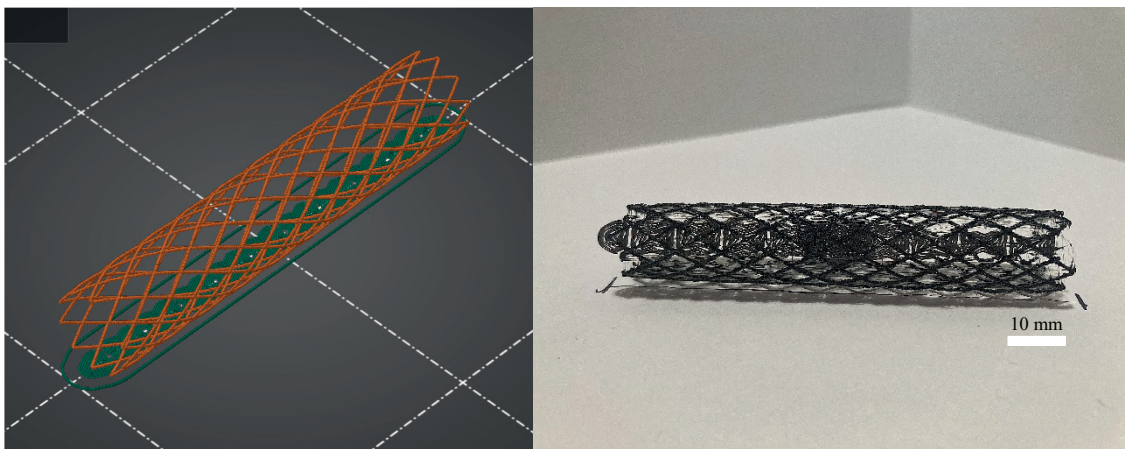
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.29**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. V tomto pokusu byl pro zajištění přilnavosti a jistějšímu tisku přidán límec. Tisk dopadl stejně, deformovaná oka navrchu stentu vznikla také a límec se obtížně odděloval.



**Obrázek 53** Vyslicovaný model stentu 2\_15005 a fotografie vytištěné struktury s ponechaným límcem. Tisk na šířku po ose X.

### 6.8.6. Stent 2\_15006

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 32 m

**Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

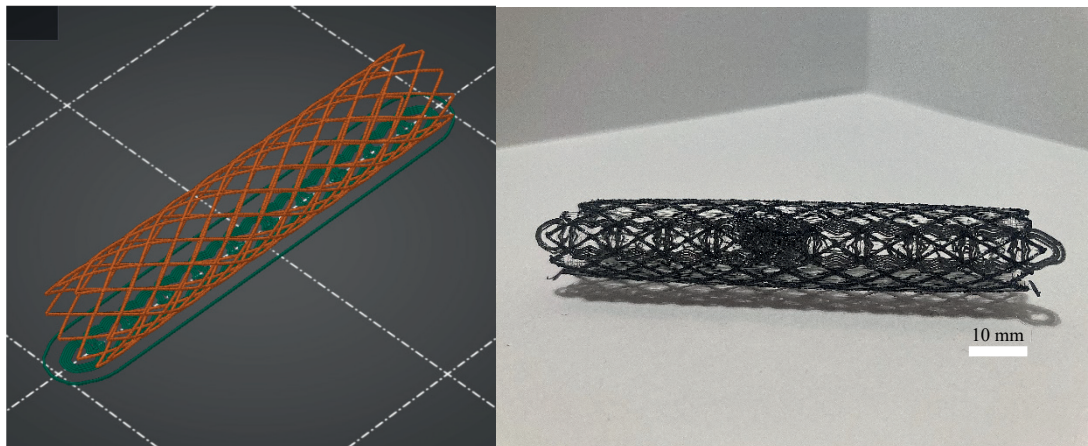
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.30**

#### Poznátky:

Vychází z 2\_15005.

Tisk se zdařil. Byla pouze zvětšena vzdálenost mezi tiskem a límcem. Límec šel lehčeji odstranit, ale pořád je zbytečný. Podpěry nebyly vytvořeny, protože by díky jemnosti sítě struktury nešly bez poničení oddělit. Také by se velmi obtížně dostávalo nástroji dovnitř pro jejich odstranění.



**Obrázek 54** Vyslicovaný model stentu 2\_15006 a fotografie vytištěné struktury s ponechaným oddáleným límcem. Tisk na šířku po ose X.

## 6.9. Válcovitý stent s kruhovými otvory 3

Tento 3D model byl vytvořen v modelovacím programu Fusion 360.

Model byl vytvořen pro ověření vhodnosti velmi jednoduchého tvaru pro použití jako stent. Tato struktura se jako stent nehodí. Je velmi rigidní a tvrdá, žádný ohyb nebyl pozorován. Model vytvořen s příliš silnou stěnou.

### 6.9.1. Stent 3\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 1 h 35 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

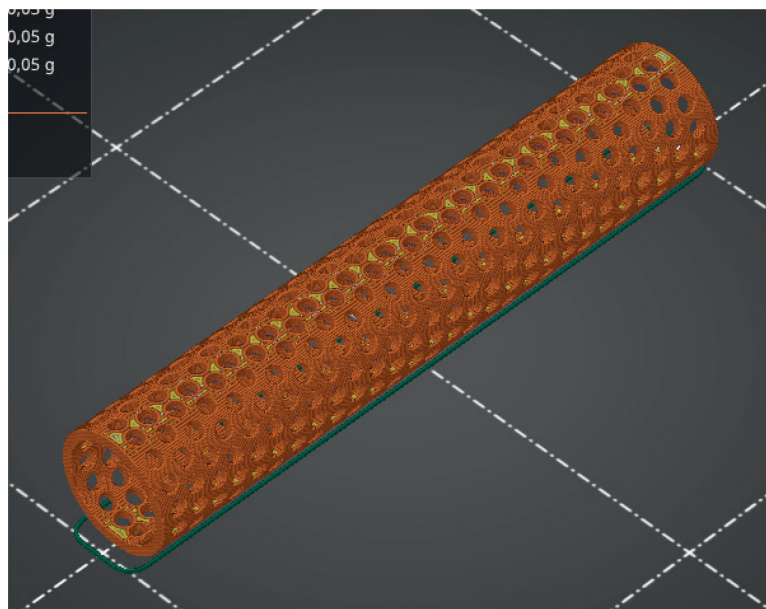
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.31**

#### Poznatky:

Tisk se nezdařil. Při tisku byla struktura ve třech čtvrtinách utržena z podložky. Vzorek byl i tak velmi rigidní a okamžitě bylo zřejmé, že nebude vhodný, ale že je třeba alespoň provést zkoušku se sníženou tloušťkou stěny.



**Obrázek 55** Vyslicovaný model stentu 3\_15001. Rigidní struktura. Utržená ve třech čtvrtinách tisku.



## 6.10. Válcovitý stent s kruhovými otvory, užší stěna 4

Tento 3D model byl vytvořen v modelovacím programu Fusion 360. Vychází ze struktury 3, ale má sníženou tloušťku stěny.

Model byl vytvořen pro ověření vhodnosti velmi jednoduchého tvaru pro použití jako stent. Tato struktura se jako stent nehodí. Je velmi rigidní a tvrdá, žádný ohyb nebyl pozorován. Stejně parametry zachovány i přes snížení tloušťky stěny.

### 6.10.1. Stent 4\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 52 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

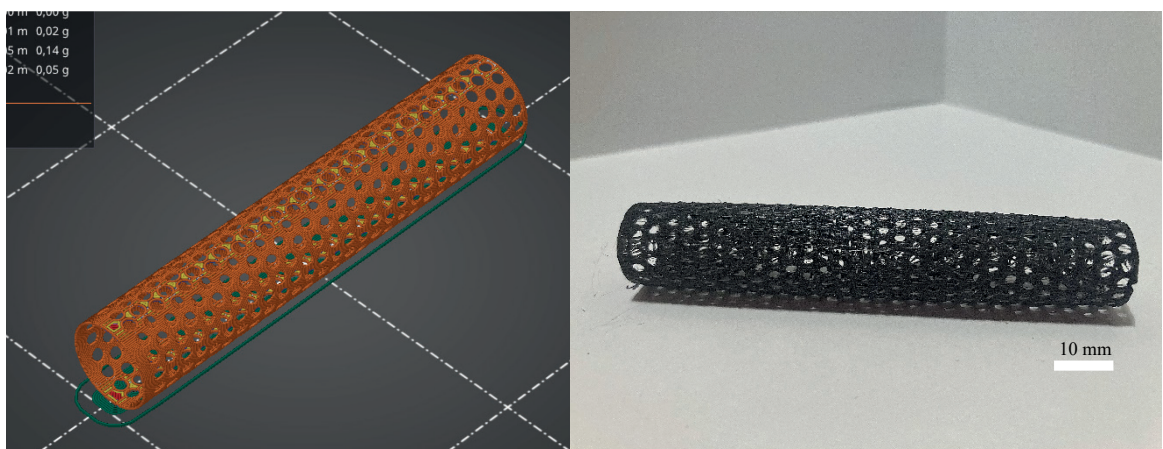
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.32**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. Velmi rigidní vzorek nevhodný pro stent.



**Obrázek 56** Vyslicovaný model stentu 4\_15001 a fotografie vytištěné struktury po odstranění límce. Tisk na šířku po ose X.

## 6.11. Stent s velkými kruhovými otvory a diamantovými přechody pro zlepšení ohybových vlastností 5

Tento 3D model byl vytvořen v modelovacím programu Fusion 360.

Kruhové otvory byly znatelně zvětšeny a po vzoru přechozích modelů byly místo můstků vytvořeny diamantové otvory, rovnoměrně pro docílení lepšího ohybu. Vzorek není opět vhodný, je velmi rigidní a k ohybu v zamýšlených místech nedochází. Výhodou je rychlý a snadně reprodukovatelný tisk.

### 6.11.1. Stent 5\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 52 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

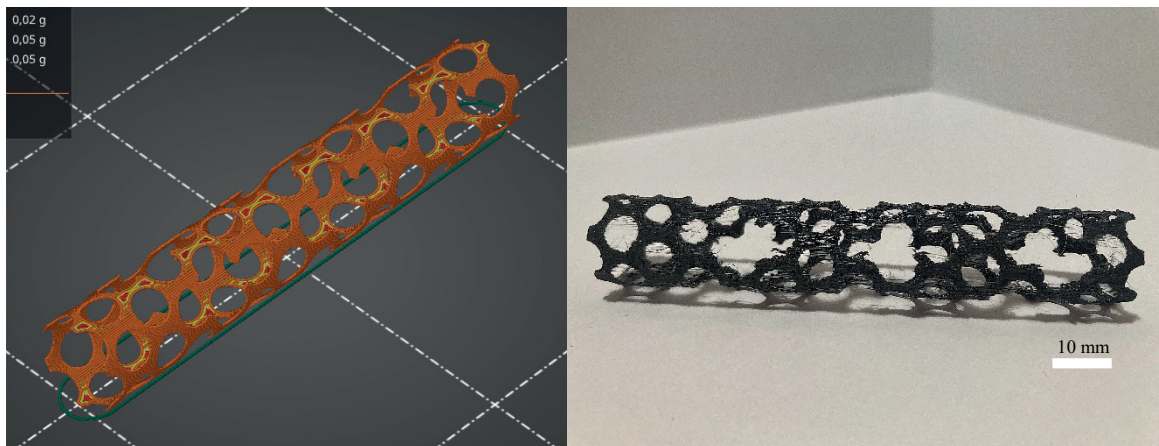
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.33**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. Rigidní vzorek, k ohybu opět nedochází. Lehký tisk. Prostory mezi otvory jsou poměrně velké, a tudíž se dají lehce vytisknout.



**Obrázek 57** Vyslicovaný model stentu 5\_15001 a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X.

## 6.12. Stent s hranatými otvory 6

Tento 3D model byl vytvořen v modelovacím programu Fusion 360 na základě znalostí a dle nastudované literatury [8,60].

Struktura je velmi jemná a díky čistě rovným čarám, které musí vykonávat tisková hlava, byla výplň změněna na tvar mřížky. Bez podpěr je struktura tištěna prakticky jen ve vzduchu a vodorovné linky se prohýbají. Stent je velmi křehký a při velikosti 5:1 nebylo možné oddělit podpěry bez zničení struktury. Povedl se až tisk ve zvětšené velikosti 8:1.

### 6.12.1. Stent 6\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 18 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 97 mm

**Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

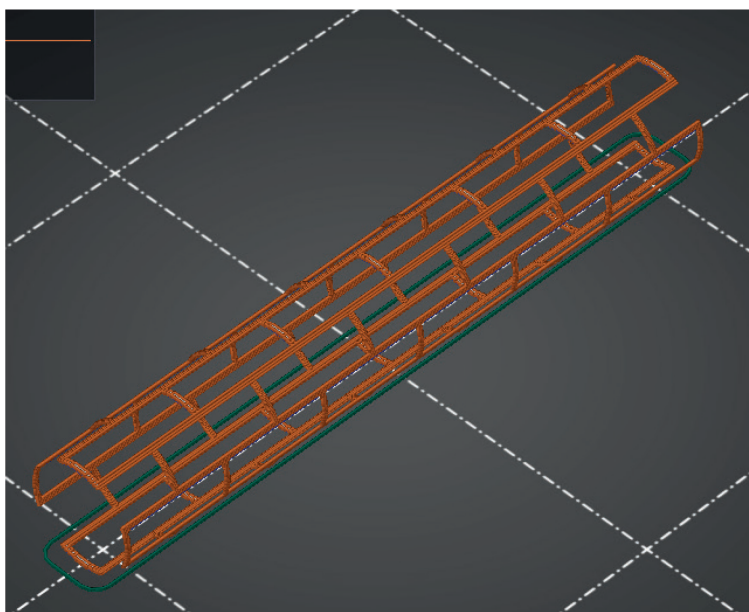
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.34**

#### Poznatky:

Tisk se nezdařil. Proveditelnost tisku bez podpěr nebyla možná. Struktura je velmi jemná a tisková hlava byla většinu času pouze ve vzduchu a filament padal dospod a netvořil žádnou strukturu. Je třeba vhodně vytvořit podpěry.



**Obrázek 58** Vyslicovaný model stentu 6\_15001. Křehká struktura. Netisknutelná bez podpěr.

### 6.12.2. Stent 6\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 39 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 97 mm

**Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

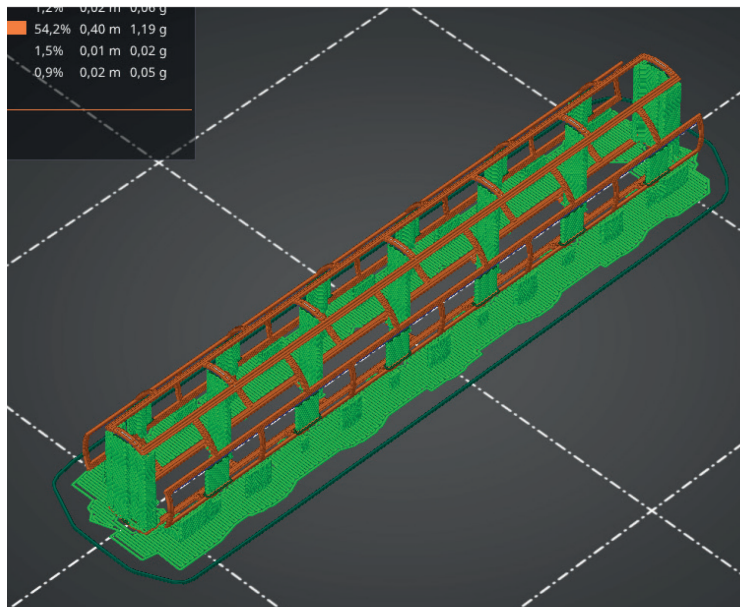
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.35**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. Struktura příliš jemná, podpěry nelze oddělit bez prasknutí linek.



**Obrázek 59** Vyslicovaný model stentu 6\_15002. Křehká struktura. Podpěry nelze oddělit bez poškození struktury.

## 6.13. Stent s navrženým tvarem otvorů 8

Tento 3D model byl vytvořen v modelovacím programu Fusion 360 na základě znalostí a dle nastudované literatury [8,61].

Struktura je velmi jemná a má složitý tvar strutů. Bez podpěr docházelo k tisku ve vzduchu a díky zahnutým okům sítě se struktura bortila. Stent je velmi křehký a při velikosti 5:1 nebylo možné oddělit podpěry bez zničení struktury. Povedl se až tisk ve zvětšené velikosti 8:1. vzorek i přes zvětšené rozměry stejně popraskal na obou stranách stentu a struktura povrchu je velmi drsná. Struktura stentu má krátký tiskový čas oproti jiným zkoumaným strukturám.

### 6.13.1. Stent 8\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** NE

**Čas tisku:** 17 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

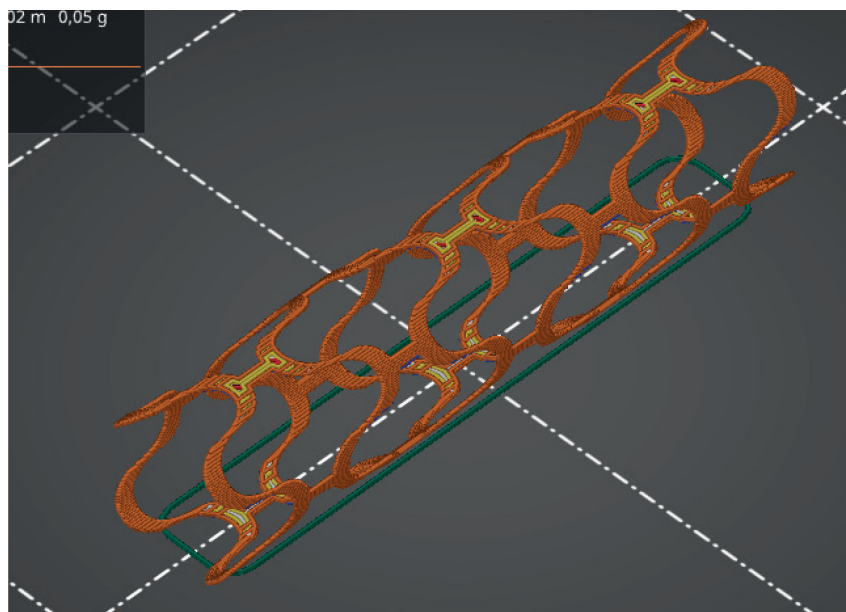
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.36**

#### Poznatky:

Tisk se nezdařil. Struktura je velmi složitá pro tisk. Zahnuté tahy tiskových linií působí špatně na integritu. Vzorek nebyl ani dotištěn.



**Obrázek 60** Vyslicovaný model stentu 8\_15001. Křehká struktura. Netisknutelná bez podpěr.

### 6.13.2. Stent 8\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 48 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

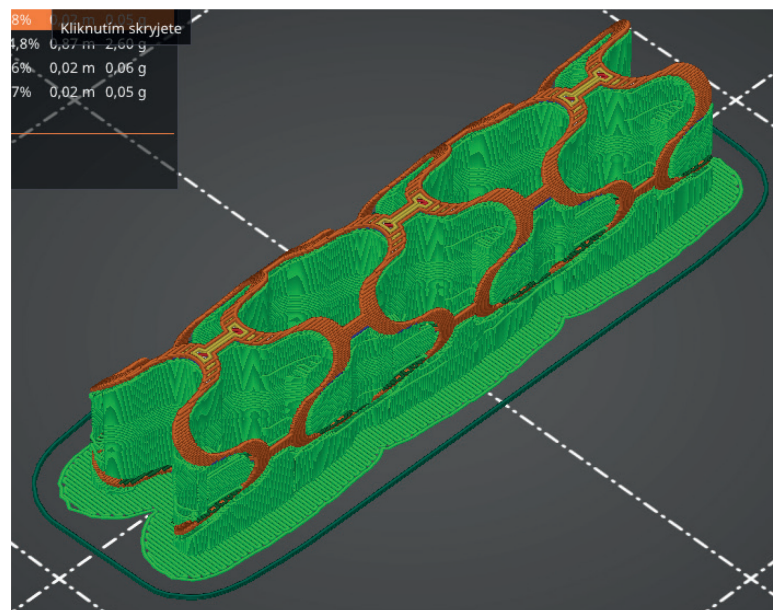
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.37**

#### Poznátky:

Tisk se zdařil. S přiléhavými podpěrami se tisk povedl, ale je nemožné oddělit husté podpěry.

Je třeba podpěry změnit na styl mřížky a upravit jejich umístění.



**Obrázek 61** Vyslicovaný model stentu 8\_15002. Přiléhavé neoddělitelné podpěry.

### 6.13.3. Stent 8\_15003

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 31 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

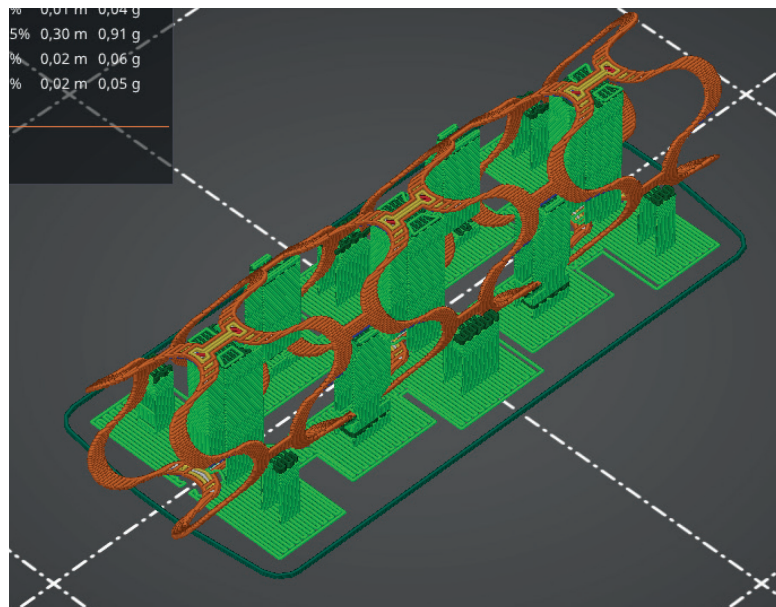
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.38**

#### Poznatky:

Tisk se zdařil. Opět nelze oddělit ani mřížkové podpěry. Vzorek je mezi nimi příliš jemný a má špatné rozlišení. Další pokus pro zlepšení oddělitelnosti podpěr bude se zvětšenou vzdáleností XY mezi objektem a podpěrami.



**Obrázek 62** Vyslicovaný model stentu 8\_15003. Křehká struktura. Podpěry nelze oddělit bez poškození struktury.

#### 6.13.4. Stent 8\_15004

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 30 m

**Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

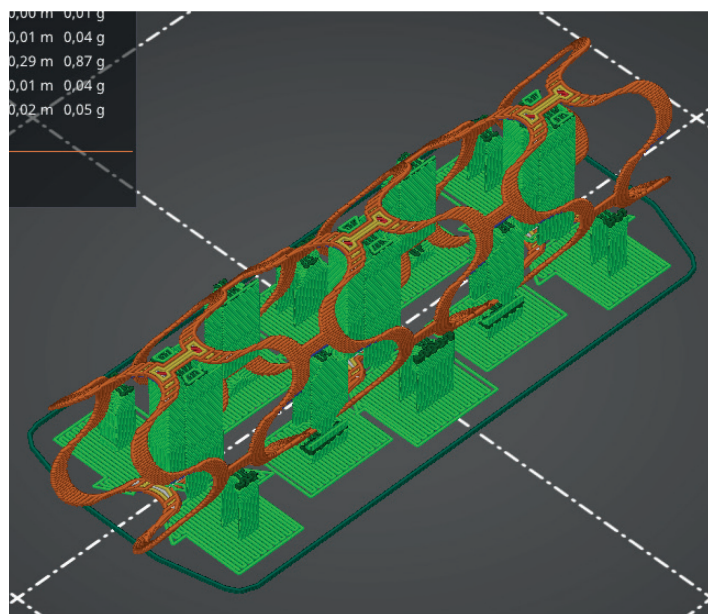
**Orientace:** na šířku X

**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.39**

#### Poznátky:

Tisk se zdařil. Tisk velmi obtížný. Ani po oddálení podpěr nelze podpěry oddělit bez zničení struktury.



**Obrázek 63** *Vyslicovaný model stentu 8\_15004. Křehká struktura. Podpěry nelze oddělit bez poškození struktury.*



## 6.14. Zvětšené stentové struktury 1, 2, 6, 8.

Pro posouzení velikosti a rozlišení, kterým je FDM tiskárna schopna tisknout byly vhodné struktury zvětšeny na velikost 8:1 a vytištěny. Povedlo se vytisknout každou z vhodných struktur i struktury 6 a 8, které nebylo možné vytisknout ani v měřítku 5:1. Při tisku zvětšenin nebyl problém ani s tiskem ani s odstraňováním podpěr. Na zvětšené verze byl vždy použit nejoptimalizovanější základ struktury ve velikosti 5:1 a následně zvětšen o 50 % jejich 5:1 velikosti.

### 6.14.1. Stent 1\_15201

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 3 h 34 m

**Rozměry:** 32 × 32 × 172,3 mm **Měřítko:** 200 × 200 × 200 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

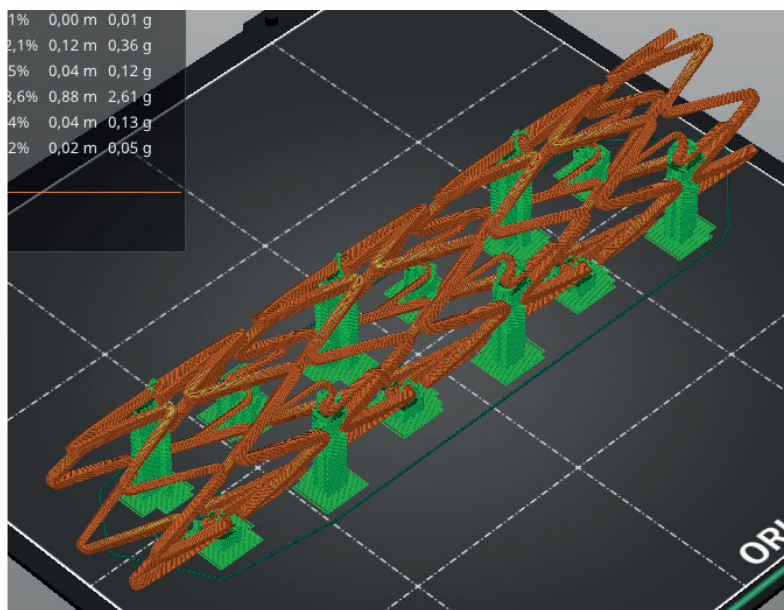
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.40**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15012.

Tisk se nezdařil. Tento vzorek byl prvotně zvětšen na 200 %, ale byl příliš veliký na tiskovou podložku a tisková hlava ho po 28 minutách utrhla z podložky. Následně byl vzorek zmenšen na 150 % a úspěšně vytištěn stejně jako ostatní struktury.



**Obrázek 64** Vyslicovaný model stentu 1\_15201. Zvětšení na 200 %. Struktura utržena tiskovou hlavou z podložky.

### 6.14.2. Stent 1\_15202A

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 1 h 47 m

**Rozměry:** 24 × 24 × 129,23 mm **Měřítko:** 150 × 150 × 150 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

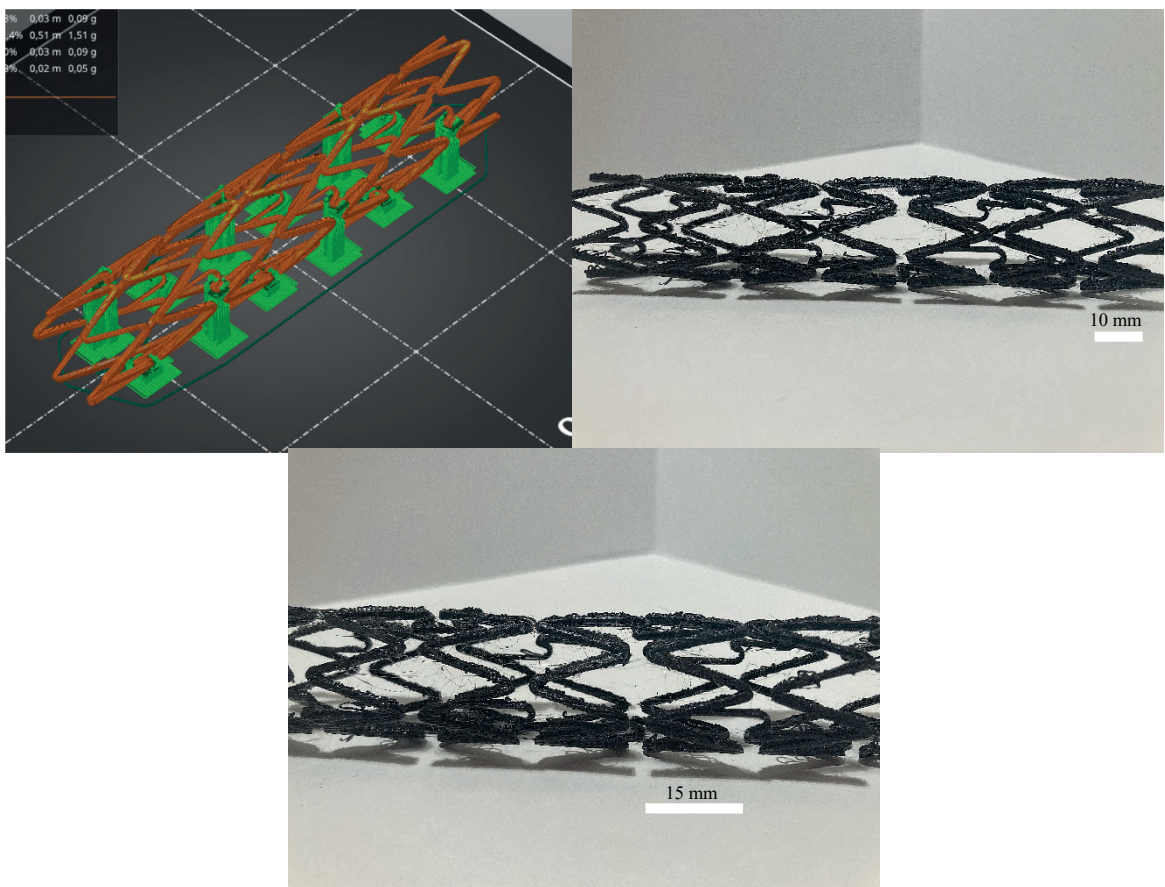
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.41**

#### Poznátky:

Vychází z 1\_15012.

Tisk se zdařil. Ač je velikost klinicky nepoužitelná, je struktura vytištěná lépe než v menším měřítku, má méně kosmetických a strukturních vad, všechny S můstky jsou pevně a bezpečně vytištěné, nikde není struktura prasklá. Ukazuje se, že FDM technologie ve studované konfiguraci bude vhodná pouze pro takto velké struktury. Případný upgrade na preciznější tiskárnu s menším průměrem tiskové trysky či možností tisku rozpustných podpěr další tiskovou hlavou by mohl pomoci vhodně tisknout stentové struktury v menších velikostech.



**Obrázek 65** Vyslicovaný model stentu 1\_15202A a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X.

### 6.14.3. Stent 2\_15201A

Rozlišení: 0,15 mm Quality

Výplň: 90 %

Podpěry: NE

Čas tisku: 58 m

Rozměry: 23,77 × 23,77 × 122,15 mm Měřítko: 30 × 30 × 30 %

Materiál: Prusament galaxy black

Orientace: na šířku X

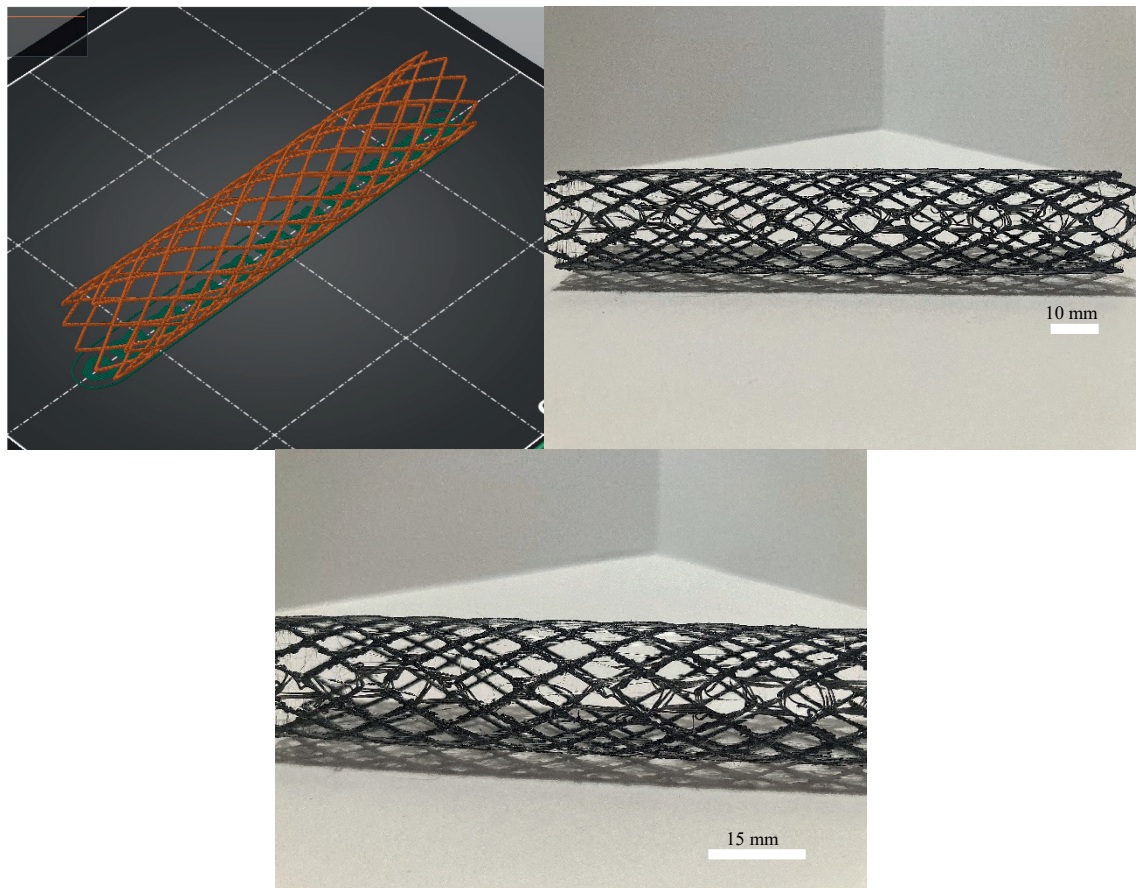
Teplota trysky a lože: 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: Příloha č.42

#### Poznatky:

Vychází z 2\_15006.

Tisk se zdařil. Stejně jako u 5:1 verze šel stent vytisknout bez podpěr. V této velikosti je mnohem pevnější a síť je bezpečněji spojena. Opět potvrzeno, že FDM bude třeba v této konfiguraci použít pro tisk větších stentových struktur.



**Obrázek 66** Vyslicovaný model stentu 2\_15201A a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X.

#### 6.14.4. Stent 6\_15201A

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 1h 17 m

**Rozměry:** 24 × 24 × 145,5 mm **Měřítko:** 150 × 150 × 150 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

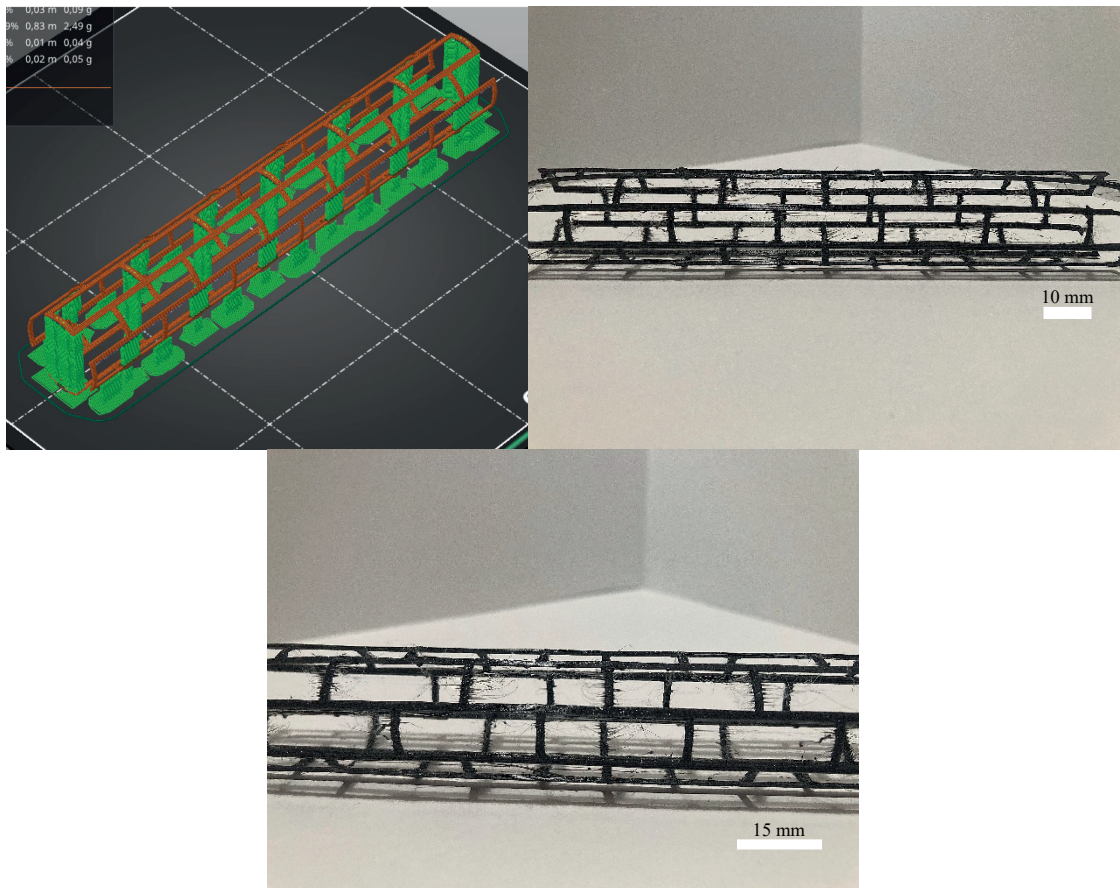
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.43**

#### Poznatky:

Vychází z 6\_15002.

Tisk se zdařil. V této velikosti již nebyl problém stent vytisknout. Oddělování podpěr bylo také snadné a při opatrném zacházení nebylo obtížné strukturu neponičit. Poměrně pružná i vcelku pevná struktura.



**Obrázek 67** Vyslicovaný model stentu 6\_15201A a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X.

### 6.14.5. Stent 8\_15201A

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 55 m

**Rozměry:** 24 × 24 × 104,25 mm **Měřítko:** 150 × 150 × 150 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

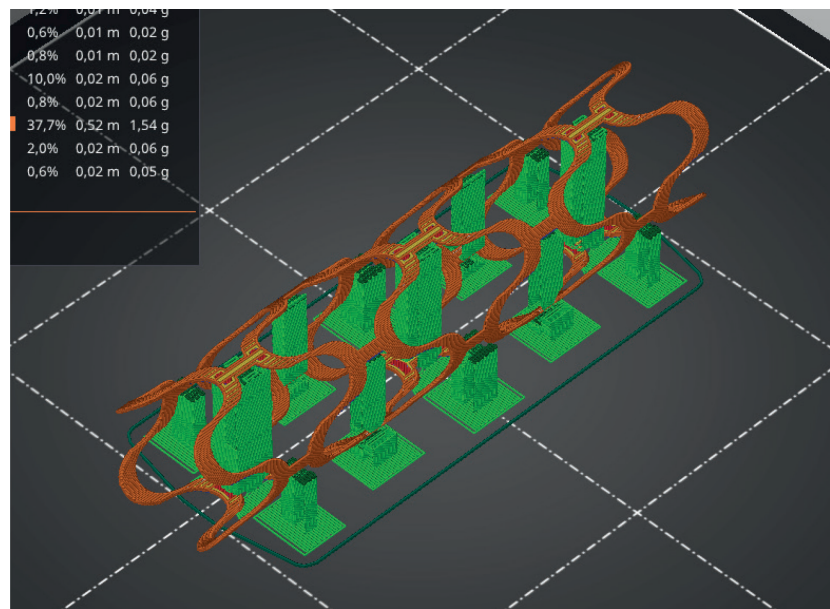
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.44**

#### Poznatky:

Vychází z 8\_15004.

Tisk se nezdařil. První pilíř byl po určité chvíli utržen z podložky. Po řádném očištění a odmaštění podložky pokus B byl již vtištěn úspěšně.



**Obrázek 68** Vyslicovaný model stentu 8\_15201A. Zvětšení na 150 %. Struktura utržena z podložky.

### 6.14.6. Stent 8\_15201B

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality

**Výplň:** 90 %

**Podpěry:** ANO ručně

**Čas tisku:** 55 m

**Rozměry:** 24 × 24 × 104,25 mm **Měřítko:** 150 × 150 × 150 %

**Materiál:** Prusament galaxy black

**Orientace:** na šířku X

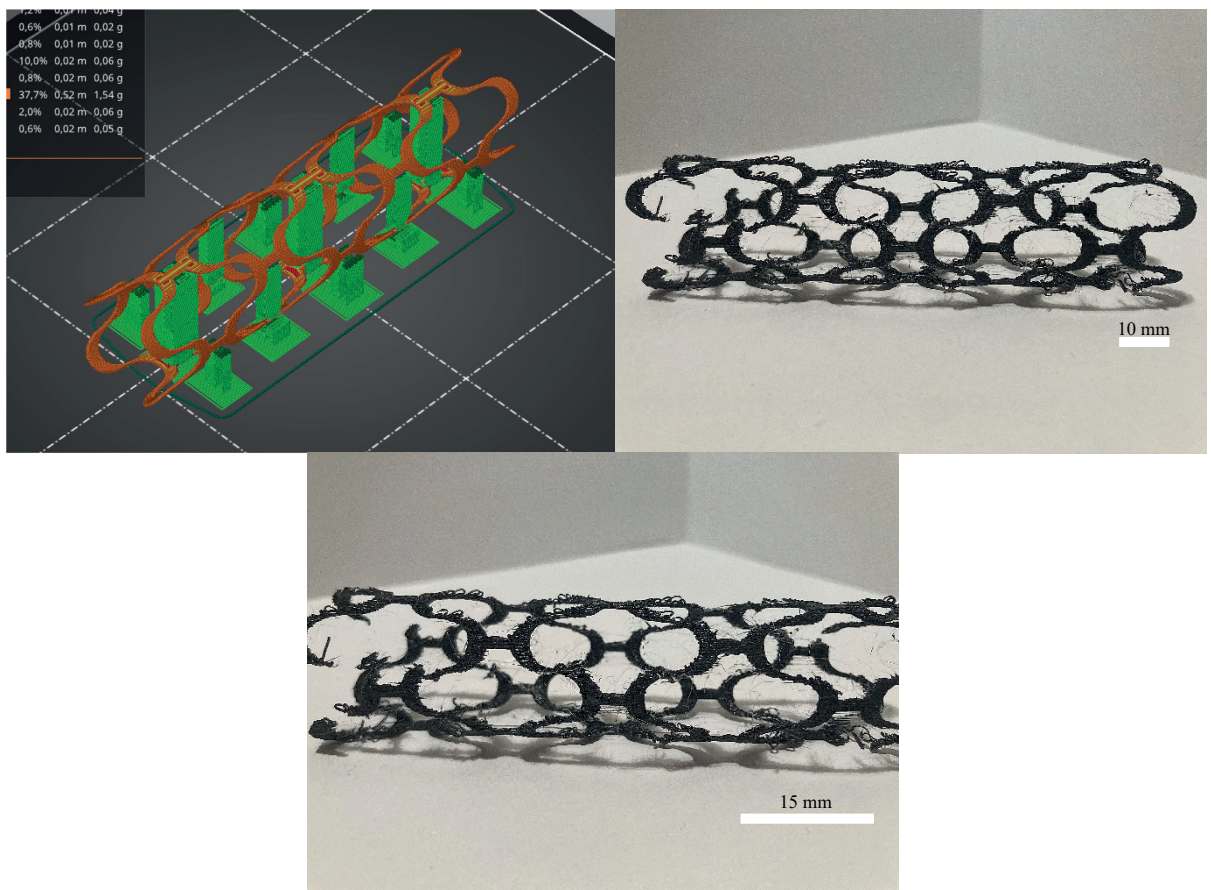
**Teplota trysky a lože:** 215 °C; 60 °C

Podrobné tiskové parametry: **Příloha č.44**

#### Poznatky:

Vychází z 8\_15004.

Tisk se zdařil. Struktura tiskově nejnáročnější opět byla v této velikosti úspěšně vytištěna, ale stále je struktura velmi složitá a nedaří se ji vytisknout bez defektů, struty jsou popraskané. Podpěry nebylo obtížné odstranit.



**Obrázek 69** Vyslicovaný model stentu 8\_15201B a fotografie vytištěné struktury. Tisk na šířku po ose X.

## 7. ZÁVĚR

Tato diplomová práce popisuje problematiku polymerních inteligentních stentů, používané materiály k jejich zhotovení a metody jejich možné přípravy spolu s moderním 4D tiskem, kterým lze vytvořit struktury měnící svoje vlastnosti v reálném čase. Běžně používanými materiály jsou biodegradabilní PLA a PCL, které mají vhodné vlastnosti pro použití ve formě samoroztažitelných stentů, biodegradabilních stentů a stentů uvolňujících léčivo. Cévní onemocnění mají významný dopad na náklady na zdravotní péči, nově vyvinuté stenty z biologicky odbouratelných materiálů by mohly potenciálně snížit rizika spojená se stentováním a učinit operace dostupnějšími. 4D struktury znamenají další pilíř a možnosti ve výzkumu ideálních stentů, které mají kromě svých konvenčních vlastností i vlastnosti, které lze programovat a po splnění určitých podmínek i ovládat. Dosavadní údaje o tom, zda existuje možné zvýšené riziko trombózy a restenózy DES, jsou neprůkazné, proto je zapotřebí další dlouhodobý a rozsáhlý výzkum. Nicméně, bez ohledu na typ vybraného stentu, 3D tisk modelu poraněné cévy může účinně pomoci s plánováním operace a tím správně implantovat stent do cévy spolu s tiskem stentů na míru pacienta, které by měly zlepšit průchodnost.

Experimentální část tisku stentových struktur na konvenční stolní FDM 3D tiskárně bez možnosti tisku vodorozpustných podpěr sloužila k ověření možnosti tisku stentů klasickým způsobem na planární vyhřívanou tiskovou podložku a zkoumání při jakém rozlišení a velikosti jde stenty účinně a reprodukovatelně vytisknout. Po zhotovení popsaných struktur bylo ověřeno, že pokud by měly být stenty se složitější strukturou zhotoveny klasickým způsobem, bez úprav tiskárny, při velikosti 5:1 a menší, bez vad rozlišení, hrbolů a praskání bylo by třeba využít tiskárnu, která bude schopna tisknout rozpustné podpěry. Díky samotným vlastnostem technologie nelze zajistit dokonalou reprodukci samotných vzorků, protože vlákna a vytištěné vrstvy odtékají ze stentu vždy jiným způsobem a oddělování podpěr závisí také na tom, jak se samotný spoj podpěry se strukturou vytiskne. Aby bylo možno zhotovit složitější struktury, musela být velikost zvýšena na  $\approx 8:1$ , kdy již šlo úspěšně vytisknout všechny zvolené stentové struktury, ač nejsložitější struktura 8 byla stále s vadami popraskání strutu. Nejlepší vytištěnou strukturou byla struktura 1, která šla jako jediná vytisknout i v menším měřítku než 5:1 a vykazuje jak pružnost, tak velkou míru ohybu, díky S můstkům, což by mělo mít dopad na vhodné přizpůsobení stentu tvaru cévy pro jeho expanzi. Využitím rozpustných podpěr by pravděpodobně byla zajištěna vhodná integrita struktury 1 a nebyl by problém tisknout jemné S můstky bez jejich poškození a lámání.

## 8. REFERENCE

- [1] CHENG, George Z., Erik FOLCH, Adam WILSON, et al. 3D Printing and Personalized Airway Stents. *Pulmonary Therapy* [online]. 2017, **3**(1), 59-66 [cit. 2021-11-01]. ISSN 2364-1754. Dostupné z: doi:10.1007/s41030-016-0026-y
- [2] WHITAKER, Matthew. The history of 3D printing in healthcare. *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England* [online]. 2014, **96**(7), 228-229 [cit. 2021-11-01]. ISSN 1473-6357. Dostupné z: doi:10.1308/147363514X13990346756481
- [3] *Encyklopedie-3d-tisku* [online]. Brno: Vydavatelství Nová média, 2019 [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: <https://www.3d-tisk.cz/>
- [4] KADLEC, Adam. *Využití 3D tisku v medicínálních aplikacích*. Pardubice, 2019. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice. Vedoucí práce Ing. Marek Bouška, Ph.D.
- [5] Biokompatibilita. In: *Lekarske.slovniky.cz* [online]. Praha: Maxdorf, - [cit. 2020-07-18]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/biokompatibilita>
- [6] ATHANASIOU, K. Sterilization, toxicity, biocompatibility and clinical applications of polylactic acid/ polyglycolic acid copolymers. *Biomaterials* [online]. 1996, **17**(2), 93-102 [cit. 2021-11-03]. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/0142-9612(96)85754-1
- [7] BERTRAND, Olivier F, Rajender SIPEHIA, Rosaire MONGRAIN, Josep RODÉS, Jean-Claude TARDIF, Luc BILODEAU, Gilles CÔTÉ a Martial G BOURASSA. Biocompatibility aspects of new stent technology. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 1998, **32**(3), 562-571 [cit. 2021-11-01]. ISSN 07351097. Dostupné z: doi:10.1016/S0735-1097(98)00289-7
- [8] ZHAO, Danyang, Ruiqi ZHOU, Jianxing SUN, Hongxia LI a Yifei JIN. Experimental study of polymeric stent fabrication using homemade 3D printing system. *Polymer Engineering & Science* [online]. 2019, **59**(6), 1122-1131 [cit. 2021-11-01]. ISSN 0032-3888. Dostupné z: doi:10.1002/pen.25091
- [9] LI, YueJia, FengHua ZHANG, YanJu LIU a JinSong LENG. 4D printed shape memory polymers and their structures for biomedical applications. *Science China Technological Sciences* [online]. 2020, **63**(4), 545-560 [cit. 2021-10-30]. ISSN 1674-7321. Dostupné z: doi:10.1007/s11431-019-1494-0
- [10] KUANG, Xiao, Devin J. ROACH, Jiangtao WU, Craig M. HAMEL, Zhen DING, Tiejun WANG, Martin L. DUNN a Hang Jerry QI. Advances in 4D Printing: Materials and Applications. *Advanced Functional Materials* [online]. 2019, **29**(2) [cit. 2021-10-30]. ISSN 1616-301X. Dostupné z: doi:10.1002/adfm.201805290
- [11] RAYATE, Amol a Prashant K. JAIN. A Review on 4D Printing Material Composites and Their Applications. *Materials Today: Proceedings* [online]. 2018, **5**(9), 20474-20484 [cit. 2021-10-30]. ISSN 22147853. Dostupné z: doi:10.1016/j.matpr.2018.06.424
- [12] EHRMANN, Guido a Andrea EHRMANN. 3D printing of shape memory polymers. *Journal of Applied Polymer Science* [online]. 2021, **138**(34) [cit. 2021-10-30]. ISSN 0021-8995. Dostupné z: doi:10.1002/app.50847



- [13] JIA, Han, Shu-Ying GU a Kun CHANG. 3D printed self-expandable vascular stents from biodegradable shape memory polymer. *Advances in Polymer Technology* [online]. 2018, **37**(8), 3222-3228 [cit. 2021-11-03]. ISSN 07306679. Dostupné z: doi:10.1002/adv.22091
- [14] LIN, Cheng, LiJin ZHANG, YanJu LIU, LiWu LIU a JinSong LENG. 4D printing of personalized shape memory polymer vascular stents with negative Poisson's ratio structure: A preliminary study. *Science China Technological Sciences* [online]. 2020, **63**(4), 578-588 [cit. 2021-10-30]. ISSN 1674-7321. Dostupné z: doi:10.1007/s11431-019-1468-2
- [15] PARK, Jongsung, Ji-Kwan KIM, Su A. PARK a Dong-Weon LEE. Biodegradable polymer material based smart stent: Wireless pressure sensor and 3D printed stent. *Microelectronic Engineering* [online]. 2019, **206**, 1-5 [cit. 2021-11-03]. ISSN 01679317. Dostupné z: doi:10.1016/j.mee.2018.12.007
- [16] WU, Jing-Jun, Li-Mei HUANG, Qian ZHAO a Tao XIE. 4D Printing: History and Recent Progress. *Chinese Journal of Polymer Science* [online]. 2018, **36**(5), 563-575 [cit. 2021-10-30]. ISSN 0256-7679. Dostupné z: doi:10.1007/s10118-018-2089-8
- [17] JIA, Han, Shu-Ying GU a Kun CHANG. 3D printed self-expandable vascular stents from biodegradable shape memory polymer. *Advances in Polymer Technology* [online]. 2018, **37**(8), 3222-3228 [cit. 2021-11-03]. ISSN 07306679. Dostupné z: doi:10.1002/adv.22091
- [18] VAN LITH, Robert, Evan BAKER, Henry WARE, Jian YANG, Adam Cyrus FARSH-EED, Cheng SUN a Guillermo AMEER. 3D-Printing Strong High-Resolution Antioxidant Bioresorbable Vascular Stents. *Advanced Materials Technologies* [online]. 2016, **1**(9) [cit. 2021-11-03]. ISSN 2365709X. Dostupné z: doi:10.1002/admt.201600138
- [19] VALVERDE, Israel, Gorka GOMEZ, Jose Felix COSERRIA, et al. 3D printed models for planning endovascular stenting in transverse aortic arch hypoplasia. *Catheterization and Cardiovascular Interventions* [online]. 2015, **85**(6), 1006-1012 [cit. 2021-11-03]. ISSN 15221946. Dostupné z: doi:10.1002/ccd.25810+
- [20] SANCHEZ-REXACH, Eva, Patrick T. SMITH, Alvaro GOMEZ-LOPEZ, Maxence FERNANDEZ, Aitziber L. CORTAJARENA, Haritz SARDON a Alshakim NELSON. 3D-Printed Bioplastics with Shape-Memory Behavior Based on Native Bovine Serum Albumin. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. 2021, **13**(16), 19193-19199 [cit. 2021-10-30]. ISSN 1944-8244. Dostupné z: doi:10.1021/acsami.0c22377
- [21] ZAREK, Matt, Nicola MANSOUR, Shir SHAPIRA a Daniel COHN. 4D Printing of Shape Memory-Based Personalized Endoluminal Medical Devices. *Macromolecular Rapid Communications* [online]. 2017, **38**(2) [cit. 2021-10-30]. ISSN 10221336. Dostupné z: doi:10.1002/marc.201600628
- [22] STAMPFL, Jurgen, Monika CZIFERSZKY, Stefan BAUDIS, Helga C. LICHTENEGGER a Robert LISKA. Biodegradable stereolithography resins with defined mechanical properties. TANCHEV, Ljubomir. *Virtual and Rapid Manufacturing: Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping*. London: CRC Press, 2007, s. 283–288. ISBN 9780203931875.

- [23] SA, Liu, Li KAIWU, Chen SHENGGUI, Yang JUNZHONG, Jia YONGGUANG, Wang LIN a Ren LI. 3D printing dental composite resins with sustaining antibacterial ability. *Journal of Materials Science* [online]. 2019, **54**(4), 3309-3318 [cit. 2021-11-11]. ISSN 0022-2461. Dostupné z: doi:10.1007/s10853-018-2801-7
- [24] DANGAS, George D., Bimmer E. CLAESSEN, Adriano CAIXETA, Elias A. SANIDAS, Gary S. MINTZ a Roxana MEHRAN. In-Stent Restenosis in the Drug-Eluting Stent Era. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2010, **56**(23), 1897-1907 [cit. 2021-11-11]. ISSN 07351097. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacc.2010.07.028
- [25] GORDEEV, Evgeniy G., Alexey S. GALUSHKO, Valentine P. ANANIKOV a Michael C. MCALPINE. Improvement of quality of 3D printed objects by elimination of microscopic structural defects in fused deposition modeling. *PLOS ONE* [online]. 2018, **13**(6) [cit. 2021-11-11]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0198370
- [26] Form 3. *Formlabs.com* [online]. United States: Formlabs, 2019 [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: <https://formlabs.com/3d-printers/form-3/>
- [27] GRIFFIN, Melanie. SLA Printing: Is 3D Printer Resin Toxic? *All3dp.com* [online]. Munich: All3DP, 2020 [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: <https://all3dp.com/2/sla-3d-printing-is-3d-printer-resin-toxic/>
- [28] 3Dresyn Bio D. *Www.3dresyns.com* [online]. -: 3dresyns, 2021 [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: <https://www.3dresyns.com/products/3dresyns-bio-d-degradable-for-environmentally-friendly-applications>
- [29] TIBBITS, Skylar, Thomas A. CAMPBELL a Banning GARRETT. *THE NEXT WAVE: 4D PRINTING: PROGRAMMING THE MATERIAL WORLD* [online]. Washington, DC: Atlantic Council, 2014 [cit. 2021-11-20]. ISBN 978-1-61977-056-0. Dostupné z: <https://www.atlanticcouncil.org/in-depth-research-reports/report/the-next-wave-4d-printing-and-programming-the-material-world/>
- [30] WU, Xuelian, Wei HUANG, Yong ZHAO, Zheng DING, Cheng TANG a Jiliang ZHANG. Mechanisms of the Shape Memory Effect in Polymeric Materials. *Polymers* [online]. 2013, **5**(4), 1169-1202 [cit. 2021-11-20]. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym5041169
- [31] HUANG, W. M., Y. ZHAO, C. C. WANG, Z. DING, H. PURNAWALI, C. TANG a J. L. ZHANG. Thermo/chemo-responsive shape memory effect in polymers: a sketch of working mechanisms, fundamentals and optimization. *Journal of Polymer Research* [online]. 2012, **19**(9), 1–34 [cit. 2021-11-26]. ISSN 1022-9760. Dostupné z: doi:10.1007/s10965-012-9952-z
- [32] SUN, L., W.M. HUANG, Z. DING, Y. ZHAO, C.C. WANG, H. PURNAWALI a C. TANG. Stimulus-responsive shape memory materials: A review. *Materials & Design* [online]. 2012, **33**(-), 577-640 [cit. 2021-11-28]. ISSN 02613069. Dostupné z: doi:10.1016/j.matdes.2011.04.065
- [33] SYDNEY GLADMAN, A., Elisabetta A. MATSUMOTO, Ralph G. NUZZO, L. MAHADEVAN a Jennifer A. LEWIS. Biomimetic 4D printing. *Nature Materials* [online]. 2016, **15**(4), 413-418 [cit. 2021-11-28]. ISSN 1476-1122. Dostupné z: doi:10.1038/nmat4544

- [34] MIAO, Shida, Wei ZHU, Nathan J. CASTRO, Margaret NOWICKI, Xuan ZHOU, Haitao CUI, John P. FISHER a Lijie Grace ZHANG. 4D printing smart biomedical scaffolds with novel soybean oil epoxidized acrylate. *Scientific Reports* [online]. 2016, 6(1), - [cit. 2021-11-28]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/srep27226
- [35] JAMAL, Mustapha, Sachin S. KADAM, Rui XIAO, Faraz JIVAN, Tzia-Ming ONN, Rohan FERNANDES, Thao D. NGUYEN a David H. GRACIAS. Bio-Origami Hydrogel Scaffolds Composed of Photocrosslinked PEG Bilayers. *Advanced Healthcare Materials* [online]. 2013, 2(8), 1142-1150 [cit. 2021-11-28]. ISSN 21922640. Dostupné z: doi:10.1002/adhm.201200458
- [36] WEI, Hongqiu, Qiwei ZHANG, Yongtao YAO, Liwu LIU, Yanju LIU a Jinsong LENG. Direct-Write Fabrication of 4D Active Shape-Changing Structures Based on a Shape Memory Polymer and Its Nanocomposite. *ACS Applied Materials & Interfaces* [online]. 2017, 9(1), 876-883 [cit. 2021-11-28]. ISSN 1944-8244. Dostupné z: doi:10.1021/acsami.6b12824
- [37] MAO, Yiqi, Zhen DING, Chao YUAN, et al. 3D Printed Reversible Shape Changing Components with Stimuli Responsive Materials. *Scientific Reports* [online]. 2016, 6(1), - [cit. 2021-11-28]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/srep24761
- [38] SEDLÁČEK, Jakub. *Tlakové sensory pro oblast zdravotnictví a home care aplikací*. Pardubice, 2020. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice. Vedoucí práce Doc. Ing. Tomáš Syrový, Ph.D.
- [39] WONG, YeeShan, JenFong KONG, Leonardus K. WIDJAJA a Subbu S. VENKATRAMAN. Biomedical applications of shape-memory polymers: how practically useful are they?. *Science China Chemistry* [online]. 2014, 57(4), 476-489 [cit. 2022-01-18]. ISSN 1674-7291. Dostupné z: doi:10.1007/s11426-013-5061-z
- [40] BUCKLEY, P.R., G.H. MCKINLEY, T.S. WILSON, W. SMALL, W.J. BENETT, J.P. BEARINGER, M.W. MCELFRISH a D.J. MAITLAND. Inductively Heated Shape Memory Polymer for the Magnetic Actuation of Medical Devices. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2006, 53(10), 2075-2083 [cit. 2022-01-18]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2006.877113
- [41] YU, Xiongjun, Shaobing ZHOU, Xiaotong ZHENG, Tao GUO, Yu XIAO a Botao SONG. A biodegradable shape-memory nanocomposite with excellent magnetism sensitivity. *Nanotechnology* [online]. 2009, 20(23), - [cit. 2022-01-18]. ISSN 0957-4484. Dostupné z: doi:10.1088/0957-4484/20/23/235702
- [42] YAKACKI, C M, M B LYONS, B RECH, K GALL a R SHANDAS. Cytotoxicity and thermomechanical behavior of biomedical shape-memory polymer networks post-sterilization. *Biomedical Materials* [online]. 2008, 3(1), - [cit. 2022-01-18]. ISSN 1748-6041. Dostupné z: doi:10.1088/1748-6041/3/1/015010
- [43] JEONG, Heeseok, Jeongwon RHO, Ji-Yeon SHIN, Deuk Yong LEE, Taeseon HWANG a Kwang J. KIM. Mechanical properties and cytotoxicity of PLA/PCL films. *Biomedical Engineering Letters* [online]. 2018, 8(3), 267-272 [cit. 2022-01-19]. ISSN 2093-9868. Dostupné z: doi:10.1007/s13534-018-0065-4

- [44] STARÝ, M, I POHL, B KAŠÍK a B ŠTEKNER. *Termopolymery ABS: Zpracování a použití*. Praha: SNTL, 1977.
- [45] Biokompatibilita. *Lekarske.slovniky.cz* [online]. Praha: Maxdorf, - [cit. 2022-01-19]. Dostupné z: <https://lekarske.slovniky.cz/pojem/biokompatibilita>
- [46] SZYCHER, Michael a Chandra P. SHARMA, ed. *Blood Compatible Materials and Devices: Perspectives Towards the 21st Century*. USA: CRC Press, 1990. ISBN 0877627339.
- [47] RASAL, Rahul M., Amol V. JANORKAR a Douglas E. HIRT. Poly(lactic acid) modifications. *Progress in Polymer Science* [online]. 2010, **35**(3), 338-356 [cit. 2022-01-19]. ISSN 00796700. Dostupné z: doi:10.1016/j.progpolymsci.2009.12.003
- [48] PRŮŠA, Josef. *Příručka 3D tiskaře*. V1.07. ČR: Prusa Research by Josef Prusa, 2021.
- [49] SOSNIK, A. a D. COHN. Poly(ethylene glycol)-poly(epsilon-caprolactone) block oligomers as injectable materials. *Polymer* [online]. 2003, **44**(23), 7033-7042 [cit. 2022-01-20]. ISSN 00323861. Dostupné z: doi:10.1016/j.polymer.2003.09.012
- [50] WEI, XiaWei, ChangYang GONG, MaLing GOU, et al. Biodegradable poly(ε-caprolactone)-poly(ethylene glycol) copolymers as drug delivery system. *International Journal of Pharmaceutics* [online]. 2009, **381**(1), 1-18 [cit. 2022-01-20]. ISSN 03785173. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijpharm.2009.07.033
- [51] LIN, Wen-Jen. Comparison of thermal characteristics and degradation properties of ε-caprolactone copolymers. *Journal of Biomedical Materials Research* [online]. 1999, **44**(3), 420-423 [cit. 2022-01-20]. Dostupné z: doi:10.1002/(SICI)1097-4636(19991205)47:3<420::AID-JBM18>3.0.CO;2-7
- [52] JEM, K. Jim a Bowen TAN. The development and challenges of poly (lactic acid) and poly (glycolic acid). *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research* [online]. 2020, **3**(2), 60-70 [cit. 2022-01-20]. ISSN 25425048. Dostupné z: doi:10.1016/j.aiepr.2020.01.002
- [53] *Materiály pro tkáňové inženýrství*. Liberec: Katedra netkaných textilií Fakulta textilní Technická univerzita v Liberci.
- [54] MIRONOV, Anton V., Aleksey M. GRIGORYEV, Larisa I. KROTOVA, Nikolaj N. SKALETSKY, Vladimir K. POPOV a Viktor I. SEVASTIANOV. 3D printing of PLGA scaffolds for tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* [online]. 2017, **105**(1), 104-109 [cit. 2022-01-20]. ISSN 15493296. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.a.35871
- [55] ZHU, Xiaoxiang a Richard D. BRAATZ. A mechanistic model for drug release in PLGA biodegradable stent coatings coupled with polymer degradation and erosion. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* [online]. 2015, **103**(7), 2269-2279 [cit. 2022-01-20]. ISSN 15493296. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.a.35357
- [56] MAKADIA, Hirenkumar K. a Steven J. SIEGEL. Poly Lactic-co-Glycolic Acid (PLGA) as Biodegradable Controlled Drug Delivery Carrier. *Polymers* [online]. 2011, **3**(3), 1377-1397 [cit. 2022-01-20]. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym3031377
- [57] SHIMOKAWA, Hiroaki. Reactive Oxygen Species Promote Vascular Smooth Muscle Cell Proliferation. *Circulation Research* [online]. 2013, **113**(9), 1040-1042 [cit. 2022-01-21]. ISSN 0009-7330. Dostupné z: doi:10.1161/CIRCRESAHA.113.302049

- [58] JANJIC, Milka, Fotini PAPPA, Varvara KARAGKIOZAKI, Christakis GITAS, Kiriakos KTENIDIS a Stergios LOGOTHETIDIS. Surface modification of endovascular stents with rosuvastatin and heparin-loaded biodegradable nanofibers by electrospinning. *International Journal of Nanomedicine* [online]. 2017, **12**, 6343-6355 [cit. 2022-01-21]. ISSN 1178-2013. Dostupné z: doi:10.2147/IJN.S138261
- [59] HAN, Xue, Xia WU, Michael KELLY a Xiongbiao CHEN. Fabrication and Optimal Design of Biodegradable Polymeric Stents for Aneurysms Treatments. *Journal of Functional Biomaterials* [online]. 2017, **8**(1) [cit. 2022-01-21]. ISSN 2079-4983. Dostupné z: doi:10.3390/jfb8010008
- [60] VISHNU, Jithin a Geetha MANIVASAGAM. Perspectives on smart stents with sensors: From conventional permanent to novel bioabsorbable smart stent technologies. *MEDICAL DEVICES & SENSORS* [online]. 2020, **3**(6) [cit. 2022-01-21]. ISSN 2573-802X. Dostupné z: doi:10.1002/mds3.10116
- [61] GUERRA, Antonio, Paula CANO, Marc RABIONET, Teresa PUIG a Joaquim CIURANA. 3D-Printed PCL/PLA Composite Stents: Towards a New Solution to Cardiovascular Problems. *Materials* [online]. 2018, **11**(9) [cit. 2022-01-21]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma11091679
- [62] FATTORI, Rossella a Tommaso PIVA. Drug-eluting stents in vascular intervention. *The Lancet* [online]. 2003, **361**(9353), 247-249 [cit. 2022-01-21]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(03)12275-1
- [63] DANGAS, George D., Bimmer E. CLAESSEN, Adriano CAIXETA, Elias A. SANIDAS, Gary S. MINTZ a Roxana MEHRAN. In-Stent Restenosis in the Drug-Eluting Stent Era. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2010, **56**(23), 1897-1907 [cit. 2022-01-21]. ISSN 07351097. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacc.2010.07.028
- [64] LÜSCHER, Thomas F., Jan STEFFEL, Franz R. EBERLI, Michael JONER, Gaku NAKAZAWA, Felix C. TANNER a Renu VIRMANI. Drug-Eluting Stent and Coronary Thrombosis. *Circulation* [online]. 2007, **115**(8), 1051-1058 [cit. 2022-01-21]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.106.675934
- [65] PIUDO, Ana E. a Carme L. ALASTRUEY. Self-Expandable Stents. *Endoinflamatoria.com* [online]. Špaňelsko: -, 2019 [cit. 2022-01-21]. Dostupné z: <http://endoinflamatoria.com/i-2-4-self-expandable-stents/>
- [66] PARK, Jongsung, Ji-Kwan KIM, Dong-Su KIM, et al. Wireless pressure sensor integrated with a 3D printed polymer stent for smart health monitoring. *Sensors and Actuators B: Chemical* [online]. 2019, **280**, 201-209 [cit. 2022-01-21]. ISSN 09254005. Dostupné z: doi:10.1016/j.snb.2018.10.006
- [67] BEHL, Marc a Andreas LENDLEIN. Shape-memory polymers. *Materials Today* [online]. 2007, **10**(4), 20-28 [cit. 2022-01-21]. ISSN 13697021. Dostupné z: doi:10.1016/S1369-7021(07)70047-0
- [68] SERRUYS, Patrick W., Yoshinobu ONUMA, John A. ORMISTON, et al. Evaluation of the Second Generation of a Bioresorbable Everolimus Drug-Eluting Vascular Scaffold for Treatment of De Novo Coronary Artery Stenosis. *Circulation* [online]. 2010, **122**(22), 2301-2312 [cit. 2022-01-24]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.110.970772

- [69] SCHÖMIG, A, A KASTRATI, H MUDRA, R BLASINI, H SCHÜHLEN, V KLAUSS, G RICHARDT a F J NEUMANN. Four-year experience with Palmaz-Schatz stenting in coronary angioplasty complicated by dissection with threatened or present vessel closure. *Circulation* [online]. 1994, **90**(6), 2716-2724 [cit. 2022-01-24]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/01.CIR.90.6.2716
- [70] LI, Hongxia, Xinyu WANG, Yunbo WEI, et al. Multi-Objective Optimizations of Biodegradable Polymer Stent Structure and Stent Microinjection Molding Process. *Polymers* [online]. 2017, **9**(12) [cit. 2022-01-24]. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym9010020
- [71] WU, Zichao, Ji ZHAO, Wenzheng WU, Peipei WANG, Bofan WANG, Guiwei LI a Shuo ZHANG. Radial Compressive Property and the Proof-of-Concept Study for Realizing Self-expansion of 3D Printing Polylactic Acid Vascular Stents with Negative Poisson's Ratio Structure. *Materials* [online]. 2018, **11**(8) [cit. 2022-01-24]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma11081357
- [72] CHEN, Mei-Chin, Hung-Wen TSAI, Yen CHANG, Wei-Yun LAI, Fwu-Long MI, Chin-Tang LIU, Hen-Sheng WONG a Hsing-Wen SUNG. Rapidly Self-Expandable Polymeric Stents with a Shape-Memory Property. *Biomacromolecules* [online]. 2007, **8**(9), 2774-2780 [cit. 2022-01-27]. ISSN 1525-7797. Dostupné z: doi:10.1021/bm7004615
- [73] XUE, Liang, Shiyao DAI a Zhi LI. Biodegradable shape-memory block co-polymers for fast self-expandable stents. *Biomaterials* [online]. 2010, **31**(32), 8132-8140 [cit. 2022-01-27]. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/j.biomaterials.2010.07.043
- [74] IKEM [online]. Praha: IKEM, - [cit. 2022-01-28]. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/>
- [75] FATTORI, Rossella a Tommaso PIVA. Drug-eluting stents in vascular intervention. *The Lancet* [online]. 2003, **361**(9353), 247-249 [cit. 2022-01-28]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(03)12275-1
- [76] TORRADO, Juan, Leo BUCKLEY, Ariel DURÁN, et al. Restenosis, Stent Thrombosis, and Bleeding Complications. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2018, **71**(15), 1676-1695 [cit. 2022-01-28]. ISSN 07351097. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacc.2018.02.023
- [77] What is endothelialization?. Study.com [online]. USA: study.com, - [cit. 2022-01-28]. Dostupné z: <https://study.com/academy/answer/what-is-endothelialization.html>
- [78] Česká kardiologická společnost [online]. ČR: ČKS [cit. 2022-01-28]. Dostupné z: [https://www.cksonline.cz/29-vyrocní-sjezd-cks/sjezd.php?p=read\\_abstrakt\\_program&idabstrakta=268](https://www.cksonline.cz/29-vyrocní-sjezd-cks/sjezd.php?p=read_abstrakt_program&idabstrakta=268)
- [79] GESUNDHEIT.GV.AT. Aneurysma aorty. Národní zdravotnický informační portál [online]. Praha: NZIP [cit. 2022-01-28]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/clanek/926-aneurysma-aorty>
- [80] Částečně sestavená 3D tiskárna Original Prusa MINI+. In: Prusa3d [online]. ČR: Prusa Research by Josef Prusa, 2021 [cit. 2022-04-16]. Dostupné z: <https://www.prusa3d.com/cs/produkt/castecne-sestavena-3d-tiskarna-original-prusa-mini-4/#specs>
- [81] PRUSA POLYMERS. *Technický list Prusament PLA od Prusa Polymers*. Verze 1.0. ČR: Prusa Polymers, 2018.

[82] 3DP-PLA1.75-01-TR. In: *Gembird.com* [online]. Nizozemsko: gembird [cit. 2022-04-16]. Dostupné z: <https://www.gembird.com/item.aspx?id=9261>

[83] WALKE, W., Z. PASZENDA a J. FILIPIAK. Experimental and numerical biomechanical analysis of vascular stent. *Journal of Materials Processing Technology* [online]. 2005, **164-165**, 1263-1268 [cit. 2022-04-22]. ISSN 09240136. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmatprotec.2005.02.204

[84] BHANDERI, Rushit. Stent-30. In: *Grabcad.com* [online]. USA, 2020 [cit. 2022-05-02]. Dostupné z: <https://grabcad.com/library/stent-30>

## 9. Přílohy

### 9.1. Příloha 1: Podrobné parametry tisku stent 1\_15001

<b>Rozlišení:</b> 0,15 mm Quality	<b>Výplň:</b> 90 %	
<b>Čas tisku:</b> 1 h 4 m	<b>Rozměry:</b> 16 × 16 × 86,5 mm	<b>Měřítka:</b> 100 × 100 × 100 %
<b>Materiál:</b> Prusament galaxy black	<b>Orientace:</b> na výšku	<b>Poloha na podložce:</b> na výšku
<b>Teplota trysky:</b> 215 °C	<b>Teplota lože:</b> 60 °C	<b>Podložka:</b> hladká
<b>Průměr trysky:</b> 0,4 mm	<b>Kalibrace:</b> - 1,560	<b>Výplň:</b> gyroid

#### Rychlost tisku:

<b>Perimetry:</b> 40 mm/s	<b>Malé perimetry:</b> 25 mm/s	<b>Vnější perimetry:</b> 30 mm/s
<b>Výplň:</b> 80 mm/s	<b>Plná výplň:</b> 80 mm/s	<b>Vrch. pln. výp.:</b> 40 mm/s
<b>Podpěry:</b> 40 mm/s	<b>Kontakt. vrstvy podpěr:</b> 80 %	<b>Mosty:</b> 30 mm/s
<b>Výplň tenkých stěn:</b> 40 mm/s	<b>Ironing:</b> NE	
<b>Rychloposun:</b> 150 mm/s	<b>Rychlost první vrstvy:</b> 20 mm/s	

#### Obrys a límeček: ANO

<b>Smyčky:</b> 1	<b>Vzdálenost od objektu:</b> 2 mm	
<b>Výška obrysu:</b> 3 vrstvy	<b>Šířka límce:</b> 2 mm	<b>Ochranný štít:</b> NE

#### Podpěry: NE

<b>Typ podpěr:</b>	<b>Vzor:</b>	<b>Podpěry pod mosty:</b>
<b>Mezní úhel převisu:</b>	<b>Raft:</b>	<b>Mezera v ose Z:</b>
<b>Rozteč podpěr:</b>	<b>Kontaktní vrstvy:</b>	<b>Roz. kontakt. vrstev:</b>
<b>XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:</b>	<b>Váha:</b> 1,2382 g	

## 9.2. Příloha 2: Podrobné parametry tisku stent 1\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 1 h 57 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na výšku      **Poloha na podložce:** na výšku  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO

**Typ podpěr:** všude      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 2°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 2 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstvy      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 60 %      **Váha:**



### 9.3. Příloha 3: Podrobné parametry tisku stent 1\_15003

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 54 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

#### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

#### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

#### Podpěry: ANO

**Typ podpěr:** všude      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 2°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 3 mm      **Kontaktní vrstvy:** 1 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 60 %      **Váha:** 1,2591 g

## 9.4. Příloha 4: Podrobné parametry tisku stent 1\_15004

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 36 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 3 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 4 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:** 1,2354 g

## 9.5. Příloha 5: Podrobné parametry tisku stent 1\_15005

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 46 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 2°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 2 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 60 %      **Váha:**

## 9.6. Příloha 6: Podrobné parametry tisku stent 1\_15006

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 46 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 100 %      **Váha:**

## 9.7. Příloha 7: Podrobné parametry tisku stent 1\_D15006

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 46 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** drsná  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,665      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 100 %      **Váha:**

## 9.8. Příloha 8: Podrobné parametry tisku stent 1\_15007

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 48 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 2 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 100 %      **Váha:** 1,2601 g

## 9.9. Příloha 9: Podrobné parametry tisku stent 1\_15007Y

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 47 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa Y  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 2 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 100 %      **Váha:** 1,2467 g

## 9.10. Příloha 10: Podrobné parametry tisku stent 1\_10007

**Rozlišení:** 0,10 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 1 h 4 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 2 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 100 %      **Váha:** 1,3275 g



## 9.11. Příloha 11: Podrobné parametry tisku stent 1\_20007

**Rozlišení:** 0,20 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 38 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 2 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 100 %      **Váha:** 1,2312 g

## 9.12. Příloha 12: Podrobné parametry tisku stent 1\_15008

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 47 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,560      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 2 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2450 g

### 9.13. Příloha 13: Podrobné parametry tisku stent 1\_15009

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 47 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

#### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

#### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 2 mm      **Ochranný štít:** NE

#### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2365 g

## 9.14. Příloha 14: Podrobné parametry tisku stent 1\_15010

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 47 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2223 g

## 9.15. Příloha 15: Podrobné parametry tisku stent 1\_15011

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 51 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:**

## 9.16. Příloha 16: Podrobné parametry tisku stent 1\_15012

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 52 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2366 g; 1,2284 g; 1,2214 g

## 9.17. Příloha 17: Podrobné parametry tisku stent 1\_15013

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 52 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2755 g

## 9.18. Příloha 18: Podrobné parametry tisku stent 1\_15014

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 52 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 210 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2759 g



## 9.19. Příloha 19: Podrobné parametry tisku stent 1\_15015

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 52 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 205 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límeček: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2762 g; 1,2782 g; 1,2814 g

## 9.20. Příloha 20: Podrobné parametry tisku stent 1\_15016

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 52 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 220 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:**

## 9.21. Příloha 21: Podrobné parametry tisku stent 1\_15017

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 33 m      **Rozměry:** 12,8 × 12,8 × 68,9 mm **Měřítko:** 80 × 80 × 80 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 205 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 % **Váha:**

## 9.22. Příloha 22: Podrobné parametry tisku stent 1\_15018

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 22 m      **Rozměry:** 12,8 × 12,8 × 68,9 mm **Měřítko:** 80 × 80 × 80 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 205 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 2 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:**

## 9.23. Příloha 23: Podrobné parametry tisku stent 1\_15019

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 52 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm      **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 200 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 1,2718 g

## 9.24. Příloha 24: Podrobné parametry tisku stent 1\_15020

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 26 m      **Rozměry:** 12,8 × 12,8 × 68,9 mm **Měřítko:** 80 × 80 × 80 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 205 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 % **Váha:**

## 9.25. Příloha 25: Podrobné parametry tisku stent 2\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 31 m      **Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:** 0,6613 g

## 9.26. Příloha 26: Podrobné parametry tisku stent 2\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 35 m      **Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %  
**Materiál:** Gembird PLA transparent      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO raft

**Typ podpěr:** automaticky      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:** 2 vrstvy      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:**



## 9.27. Příloha 27: Podrobné parametry tisku stent 2\_15003

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 31 m      **Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:** 0,6382 g

## 9.28. Příloha 28: Podrobné parametry tisku stent 2\_15004

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 35 m      **Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:**      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO raft

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:** 2 vrstvy      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:**

## 9.29. Příloha 29: Podrobné parametry tisku stent 2\_15005

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 32 m      **Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítka:** 20 × 20 × 20 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:** pouze vnější      **Šířka límce:** 2 mm      **Odsazení límce:** 0,1 mm

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:** 0,7224 g

### 9.30. Příloha 30: Podrobné parametry tisku stent 2\_15006

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 32 m      **Rozměry:** 15,85 × 15,85 × 81,43 mm **Měřítko:** 20 × 20 × 20 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

#### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

#### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:** pouze vnější      **Šířka límce:** 2 mm      **Odsazení límce:** 0,8 mm

#### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:** 0,7321 g

## 9.31. Příloha 31: Podrobné parametry tisku stent 3\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 1 h 35 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:**

## 9.32. Příloha 32: Podrobné parametry tisku stent 4\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 52 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 86,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:** pouze vnější      **Šířka límce:** 2 mm      **Odsazení límce:** 0,3 mm

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:** 1,8450 g

### 9.33. Příloha 33: Podrobné parametry tisku stent 5\_15001

Rozlišení: 0,15 mm Quality      Výplň: 90 %  
Čas tisku: 30 m      Rozměry: 16 × 16 × 90 mm Měřítka: 100 × 100 × 100 %  
Materiál: Prusament galaxy black      Orientace: na šířku      Poloha na podložce: šířka osa X  
Teplota trysky: 215 °C      Teplota lože: 60 °C      Podložka: hladká  
Průměr trysky: 0,4 mm      Kalibrace: - 1,650      Výplň: gyroid

#### Rychlost tisku:

Perimetry: 40 mm/s      Malé perimetry: 25 mm/s      Vnější perimetry: 30 mm/s  
Výplň: 80 mm/s      Plná výplň: 80 mm/s      Vrch. pln. výp.: 40 mm/s  
Podpěry: 40 mm/s      Kontakt. vrstvy podpěr: 80 %      Mosty: 30 mm/s  
Výplň tenkých stěn: 40 mm/s      Ironing: NE  
Rychloposun: 150 mm/s      Rychlost první vrstvy: 20 mm/s

#### Obrys a límec: NE

Smyčky: 1      Vzdálenost od objektu: 2 mm  
Výška obrysu: 3 vrstvy      Ochranný štít: NE  
Typ límce:      Šířka límce:      Odsazení límce:

#### Podpěry: NE

Typ podpěr:      Vzor:      Podpěry pod mosty:  
Mezní úhel převisu:      Raft:      Mezera v ose Z:  
Rozteč podpěr:      Kontaktní vrstvy:      Roz. kontakt. vrstev:  
XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:      Váha: 1,0801 g

## 9.34. Příloha 34: Podrobné parametry tisku stent 6\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 18 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 97 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** mřížka

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

### Podpěry: NE

**Styl:**      **Mezera nad Z:**      **Mezera pod Z:**  
**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Rozteč podpěr:**  
**Poloměr uzavření:**      **Vrchní kont. vrstvy:**      **Spodní kont. vrstvy:**  
**Rozteč kontaktních vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:**



### 9.35. Příloha 35: Podrobné parametry tisku stent 6\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 39 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 97 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** mřížka

#### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

#### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

#### Podpěry: ANO ručně

**Styl:** přiléhavý      **Mezera nad Z:** 0,2 mm      **Mezera pod Z:** 0,2 mm  
**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** přímočarý      **Podpěry pod mosty:** ne  
**Mezní úhel převisu:** 0°      **Raft:** ne      **Rozteč podpěr:** 2 mm  
**Poloměr uzavření:** 2 mm      **Vrchní kont. vrstvy:** 1      **Spodní kont. vrstvy:** 0  
**Rozteč kontaktních vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 60 %      **Váha:**

## 9.36. Příloha 36: Podrobné parametry tisku stent 8\_15001

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 17 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

### Podpěry: NE

**Styl:**      **Mezera nad Z:**      **Mezera pod Z:**  
**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Rozteč podpěr:**  
**Poloměr uzavření:**      **Vrchní kont. vrstvy:**      **Spodní kont. vrstvy:**  
**Rozteč kontaktních vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:**

### 9.37. Příloha 37: Podrobné parametry tisku stent 8\_15002

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 48 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítko:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

#### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

#### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

#### Podpěry: ANO ručně

**Styl:** přiléhavý      **Mezera nad Z:** 0,2 mm      **Mezera pod Z:** 0,2 mm  
**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** přímočarý      **Podpěry pod mosty:** ne  
**Mezní úhel převisu:** 0°      **Raft:** ne      **Rozteč podpěr:** 2 mm  
**Poloměr uzavření:** 2 mm      **Vrchní kont. vrstvy:** 0      **Spodní kont. vrstvy:** 0  
**Rozteč kontaktních vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 60 %      **Váha:**

## 9.38. Příloha 38: Podrobné parametry tisku stent 8\_15003

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 31 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

### Podpěry: ANO ručně

**Styl:** mřížka      **Mezera nad Z:** 0,2 mm      **Mezera pod Z:** 0,2 mm  
**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** přímočarý      **Podpěry pod mosty:** ne  
**Mezní úhel převisu:** 0°      **Raft:** ne      **Rozteč podpěr:** 2 mm  
**Poloměr uzavření:** 2 mm      **Vrchní kont. vrstvy:** 1      **Spodní kont. vrstvy:** 0  
**Rozteč kontaktních vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 60 %      **Váha:**

### 9.39. Příloha 39: Podrobné parametry tisku stent 8\_15004

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 30 m      **Rozměry:** 16 × 16 × 69,5 mm **Měřítka:** 100 × 100 × 100 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

#### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

#### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

#### Podpěry: ANO ručně

**Styl:** mřížka      **Mezera nad Z:** 0,2 mm      **Mezera pod Z:** 0,2 mm  
**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** přímočarý      **Podpěry pod mosty:** ne  
**Mezní úhel převisu:** 0°      **Raft:** ne      **Rozteč podpěr:** 2 mm  
**Poloměr uzavření:** 2 mm      **Vrchní kont. vrstvy:** 1      **Spodní kont. vrstvy:** 0  
**Rozteč kontaktních vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 % **Váha:**

## 9.40. Příloha 40: Podrobné parametry tisku stent 1\_15201

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 3 h 34 m      **Rozměry:** 32 × 32 × 172,3 mm **Měřítko:** 200 × 200 × 200 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 % **Váha:**

## 9.41. Příloha 41: Podrobné parametry tisku stent 1\_15202A

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 1 h 47 m      **Rozměry:** 24 × 24 × 129,23 mm **Měřítka:** 150 × 150 × 150 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Šířka límce:** 1 mm      **Ochranný štít:** NE

### Podpěry: ANO ručně

**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** Přímočará      **Podpěry pod mosty:** NE  
**Mezní úhel převisu:** 1°      **Raft:** NE      **Mezera v ose Z:** 0,1 mm  
**Rozteč podpěr:** 1 mm      **Kontaktní vrstvy:** 2 vrstva      **Roz. kontakt. vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 %      **Váha:** 4,3330 g

## 9.42. Příloha 42: Podrobné parametry tisku stent 2\_15201A

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 58 m      **Rozměry:** 23,77 × 23,77 × 122,15 mm **Měřítka:** 30 × 30 × 30 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: ANO

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:** pouze vnější      **Šířka límce:** 2 mm      **Odsazení límce:** 0,8 mm

### Podpěry: NE

**Typ podpěr:**      **Vzor:**      **Podpěry pod mosty:**  
**Mezní úhel převisu:**      **Raft:**      **Mezera v ose Z:**  
**Rozteč podpěr:**      **Kontaktní vrstvy:**      **Roz. kontakt. vrstev:**  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:**      **Váha:** 1,9883 g



## 9.43. Příloha 43: Podrobné parametry tisku stent 6\_15201A

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 1h 17 m      **Rozměry:** 24 × 24 × 145,5 mm **Měřítka:** 150 × 150 × 150 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** mřížka

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

### Podpěry: ANO ručně

**Styl:** přiléhavý      **Mezera nad Z:** 0,2 mm      **Mezera pod Z:** 0,2 mm  
**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** přímočarý      **Podpěry pod mosty:** ne  
**Mezní úhel převisu:** 0°      **Raft:** ne      **Rozteč podpěr:** 2 mm  
**Poloměr uzavření:** 2 mm      **Vrchní kont. vrstvy:** 1      **Spodní kont. vrstvy:** 0  
**Rozteč kontaktních vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 60 %      **Váha:** 2,0341 g

## 9.44. Příloha 44: Podrobné parametry tisku stent 8\_15201B

**Rozlišení:** 0,15 mm Quality      **Výplň:** 90 %  
**Čas tisku:** 55 m      **Rozměry:** 24 × 24 × 104,25 mm **Měřítko:** 150 × 150 × 150 %  
**Materiál:** Prusament galaxy black      **Orientace:** na šířku      **Poloha na podložce:** šířka osa X  
**Teplota trysky:** 215 °C      **Teplota lože:** 60 °C      **Podložka:** hladká  
**Průměr trysky:** 0,4 mm      **Kalibrace:** - 1,650      **Výplň:** gyroid

### Rychlost tisku:

**Perimetry:** 40 mm/s      **Malé perimetry:** 25 mm/s      **Vnější perimetry:** 30 mm/s  
**Výplň:** 80 mm/s      **Plná výplň:** 80 mm/s      **Vrch. pln. výp.:** 40 mm/s  
**Podpěry:** 40 mm/s      **Kontakt. vrstvy podpěr:** 80 %      **Mosty:** 30 mm/s  
**Výplň tenkých stěn:** 40 mm/s      **Ironing:** NE  
**Rychloposun:** 150 mm/s      **Rychlost první vrstvy:** 20 mm/s

### Obrys a límec: NE

**Smyčky:** 1      **Vzdálenost od objektu:** 2 mm  
**Výška obrysu:** 3 vrstvy      **Ochranný štít:** NE  
**Typ límce:**      **Šířka límce:**      **Odsazení límce:**

### Podpěry: ANO ručně

**Styl:** mřížka      **Mezera nad Z:** 0,2 mm      **Mezera pod Z:** 0,2 mm  
**Typ podpěr:** vynucené      **Vzor:** přímočarý      **Podpěry pod mosty:** ne  
**Mezní úhel převisu:** 0°      **Raft:** ne      **Rozteč podpěr:** 2 mm  
**Poloměr uzavření:** 2 mm      **Vrchní kont. vrstvy:** 1      **Spodní kont. vrstvy:** 0  
**Rozteč kontaktních vrstev:** 0,2 mm  
**XY vzdálenost mezi objektem a podpěrami:** 150 % **Váha:** 1,3696 g