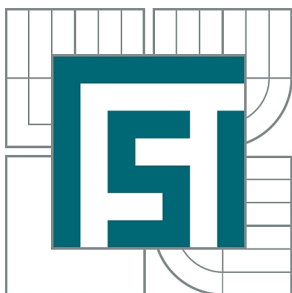




**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV AUTOMOBILNÍHO A DOPRAVNÍHO  
INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF AUTOMOTIVE ENGINEERING

# KONSTRUKČNÍ NÁVRH SKOŘEPINOVÉ ORTOPEDICKÉ VLOŽKY ZHOTOVENÉ 3D TISKEM

DESIGN OF SHELL ORTHOPEDIC INSOLE FABRICATED BY 3D PRINTING

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**MATYÁŠ CHALOUPKA**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**doc. Ing. DAVID PALOUŠEK, Ph.D.**

BRNO 2015



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav automobilního a dopravního inženýrství

Akademický rok: 2014/15

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

student(ka): Matyáš Chaloupka

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Stavba strojů a zařízení (2302R016)**

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

### **Konstrukční návrh skořepinové ortopedické vložky zhotovené 3D tiskem**

v anglickém jazyce:

#### **Design of shell orthopedic insole fabricated by 3D printing**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce zabývá návrhem ortopedické vložky do bot na míru pacienta. Data pacientovy nohy budou získány 3D skenováním. Vložku je nutné navrhnout s ohledem na materiálové vlastnosti a omezení technologie 3D tisku. Výsledkem práce bude funkční produkt který bude dále testován.

Cíle bakalářské práce:

Bakalářská práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Konceptční řešení
5. Konstrukční řešení
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva, digitální data, funkční výrobek

Typ práce: konstrukční

Účel práce: výzkum a vývoj

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 - 20 stran textu bez obrázků).

Zásady pro vypracování práce:

[http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP\\_DP/Zasady\\_VSKP\\_2014.pdf](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2014.pdf)

Šablona práce: [http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK\\_sablona\\_praci.zip](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip)

Seznam odborné literatury:

1. Shigley, J. Konstruování strojních součástí. 2010, pevná vazba, 20×25 cm, 1 186 stran, 679 obrázků, 248 tabulek, 37 příloh. ISBN 978-80-214-2629-0.

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. David Paloušek, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/15.

V Brně, dne 1. 12. 2014



prof. Ing. Václav Píštěk, DrSc.  
ředitel ústavu



doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zabývá konstrukčním návrhem skořepinové ortopedické vložky zhotovené 3D tiskem. Rešeršní část je zaměřena na problematiku ploché nohy a metody Rapid Prototypingu včetně nejčastěji používaných materiálů. Konstrukční řešení se zabývá návrhem struktury materiálu této zdravotnické pomůcky a následně kombinací dvou materiálů, plastu a měkčeného plastu, pro tvorbu sendvičové konstrukce tisknutelné na 3D tiskárně pomocí metody Fused Deposition Modeling.

Pro návrh konstrukčního řešení byl použit program Rhinoceros<sup>©</sup>. Především pak jeho Plug-In software Grasshopper<sup>®</sup> pro algoritmické modelování. Výsledná součást byla vytvořena sendvičovou konstrukcí z PLA plastu a Flex materiálu pomocí technologie Rapid Prototypingu.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Ortopedická vložka, plochá noha, Rapid Prototyping, struktura materiálu, sendvič, Voroného diagram, Fused Deposition Modeling, algoritmické modelování

## **ABSTRACT**

This bachelor thesis deals with the design of shell orthopedic insole fabricated by 3D printing. The background research is focused on matters of pes planus and on the methods of Rapid Prototyping including most commonly used materials. The structural design is focused on designing a material pattern for this medical instrument and consequently modeling sandwich structure by combining two materials, plastic and softened plastic, which is then made using Rapid Prototyping on Fused Deposition Modeling 3D printer.

Rhinoceros<sup>©</sup> was used for the purpose of making a shell orthopedic insole, especially it's algorithmic editor tightly integrated with Rhino's 3D modeling tools, Grasshopper<sup>®</sup>. Final part was made with sandwich structure by combining PLA plastic and Flex material using Rapid Prototyping.

## **KEY WORDS**

Orthopedic insole, pes planus, Rapid Prototyping, material structure, sandwich, Voronoi, Fused Deposition Modeling, algorithmic modeling

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

CHALOUPKA, M. *Konstrukční návrh skořepinové ortopedické vložky zhotovené 3D tiskem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 61 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. David Paloušek, Ph.D..

---



**ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci Konstrukční návrh skořepinové ortopedické vložky zhotovené 3D tiskem vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Davida Palouška, Ph.D. a uvedl v seznamu zdrojů všechny literární a odborné zdroje.

V Brně dne 22. května 2015

.....  
vlastnoruční podpis autora

---





**PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce doc. Ing. Davidu Palouškovi, Ph.D. za odborné vedení a Ing. Davidu Škaroupkovi, Ph.D. za technickou podporu a cenné rady při používání 3D tiskárny.

---



**OBSAH**

<b>OBSAH</b>	<b>11</b>
<b>ÚVOD</b>	<b>12</b>
<b>1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>13</b>
1.1 Ortopedie	13
1.1.1 Ortopedie dospělé nohy	13
1.1.2 Získaná plochá noha dospělých	14
1.1.3 Technická ortopedie	16
1.1.4 Kalceotika	17
1.1.5 Ortopedické vložky digiMED – digitální baropodometrie	17
1.2 Rapid Prototyping	18
1.3 Metody Rapid Prototypingu	19
1.3.1 Stereolitografie – SLA	20
1.3.2 Solid Ground Curing – SGC	21
1.3.3 Selective Laser Sintering – SLS	22
1.3.4 Direct Metal Laser Sintering – DLMS	23
1.3.5 Laminated Object Manufacturing – LOM	24
1.3.6 Multi Jet Modeling - MJM	25
1.3.7 Fused Deposition Modeling – FDM	26
1.4 Materiály používané pro FDM 3D tisk	28
<b>2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>	<b>37</b>
<b>3 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ</b>	<b>38</b>
3.1 Varianta A	38
3.2 Varianta B	40
<b>4 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ</b>	<b>42</b>
4.1 Tvorba modelu	42
4.2 Návrh struktury materiálu	42
4.2.1 Postup tvorby modelu	42
4.2.2 Tisk struktury materiálu	44
4.4 Tvorba ortopedické vložky	45
4.4.1 Model ortopedické vložky	45
4.4.2 3D tisk ortopedické vložky	46
4.4.3 Postprocesing	48
<b>5 DISKUZE</b>	<b>51</b>
<b>6 ZÁVĚR</b>	<b>52</b>
<b>7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>53</b>
<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ</b>	<b>56</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b>	<b>57</b>
<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>59</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>60</b>

## ÚVOD

Návrh skořepinové ortopedické vložky je interdisciplinární proces zasahující jak do oblasti medicíny, tak do oblasti konstrukčního inženýrství. V této práci je tudíž nutné zahrnout a popsat všechny aspekty podílející se na návrhu a konstrukci této ortopedické pomůcky. Od biologické stavby končetiny, přes biomechaniku pohybu až k technologii Rapid Prototypingu, který byl zvolen jako nejvhodnější metoda pro účel této práce.

Toto téma jsem si zvolil zejména proto, že je tato technologie velice perspektivní a v současnosti stále na počátku svých možností. V současné době neexistuje technologie, která by pomocí 3D tisku vytvářela ortopedické vložky a proto se mi tato práce jeví jako výzva aplikovat tuto technologii v odvětví, kde to ještě nikdo neprovedl.

Práce je sestavena z části teoretické a experimentální.

Cílem teoretické části je krátký úvod do ortopedie, jenž je pro pochopení dané problematiky naprosto klíčový. Bez základů ortopedie by nebylo možné navrhnout takto vysoce specializovanou zdravotnickou pomůcku. Dále je nutné přiblížit zvolenou technologii výroby. A to jak různé metody Rapid Prototypingu, tak materiály běžně používané k výrobě. Na základě získaných informací bude rozhodnuto, která metoda a který materiál bude použit pro konstrukční řešení.

Cílem experimentální části je navrhnout a zkonstruovat individuální ortopedickou vložku na míru pacienta pomocí technologie Rapid Prototypingu a to tak, abychom využili plný potenciál této technologie. Tudíž zkonstruovat strukturu, která není homogenní, ale přesto si zachovává své mechanické vlastnosti.

# 1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

1

## 1.1 Ortopedie

1.1

V současné době je ortopedie samostatnou medicínskou disciplínou členící se do celé řady podoborů, z nichž každý má své vlastní diagnostické a terapeutické postupy. Ortopedie je obor zabývající se prevencí, diagnostikou a léčbou vrozených a získaných vad pohybového aparátu. [1]

Ortopedie je interdisciplinární medicínskou disciplínou, neboť zasahuje i do celé řady dalších medicínských oborů jako např. fyzioterapie, neurologie, revmatologie, avšak i do celé řady oborů nemedicínských, jakým může být například i reverzní inženýrství. [1]

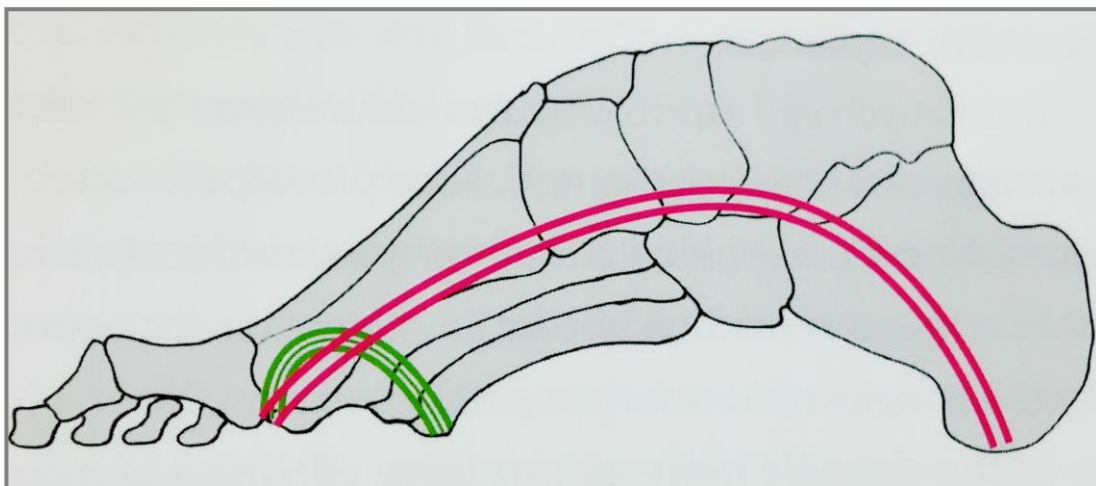
Schopnost chůze a sebeobsluhy je považována za základní životní potřebu. Veškeré preventivní a léčebné aktivity, směřující ke zvýšení soběstačnosti a snížení míry závislosti jedince na společnosti, mají proto vysoké individuální a společenské ohodnocení. [1]

### 1.1.1 Ortopedie dospělé nohy

1.1.1

Lidská noha je velice složitá část lidského těla. Je součástí pohybového aparátu a podílí se na pohybu člověka. Pomocí nohy se při každém kroku přenáší hmotnost těla na podložku, po které jdeme. V tomto případě má noha funkci opornou. [1]

V evoluci člověka prodělala lidská noha celou řadu změn. Původně jsme měli plochou nohu, avšak chůzí po nerovném povrchu se vyvinula noha s příčnou a podélnou klenbou. [1]



Obr. 1.1 Podélná (červená) a příčná (zelená) klenba lidské nohy [1]

Noha se u každého člověka vyvíjí. U některých jedinců se může v raném dětství noha zdát plochá nebo špatně vytočená, avšak po skončení růstu by měla noha splňovat základní kritéria. Měla by být vždy pružná, při zatížení udržovat správný (vyklenutý) tvar a být schopna reagovat na terénní nerovnosti. [1]

Vlastní krok začíná flexibilní, uvolněnou nohou, avšak po kontaktu s podložkou, po které se pohybujeme, se noha přizpůsobí této podložce. Změní se v rigidní strukturu, která je schopna přenášet váhu a udržovat rovnováhu. Díky těmto vlastnostem jsme schopni charakteristické vzpřímené chůze. [1]

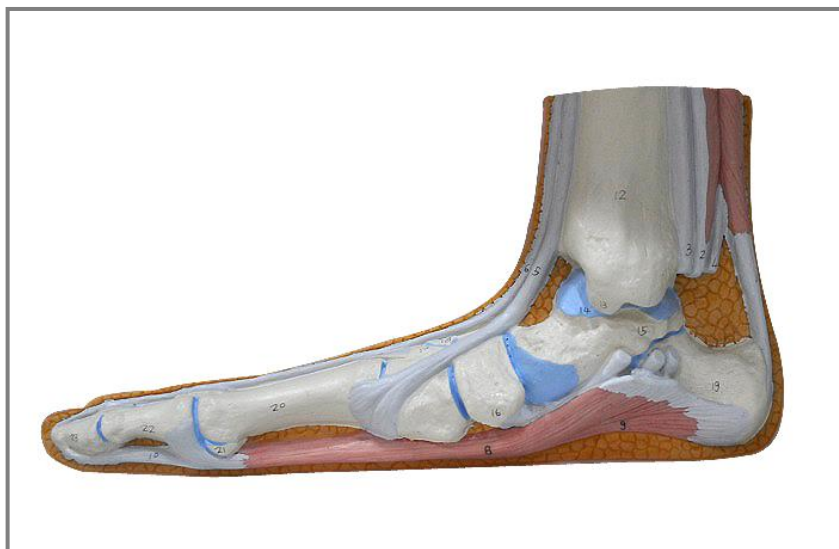
## 1.1.2

**1.1.2 Získaná plochá noha dospělých**

Jedná se o statickou deformitu nohy, jež se projevuje především pod vlivem chronického přetěžování nohy a to až po ukončení kostního růstu. Propadlá je mediální podélná klenba, pata je typicky valgózní a zevní okraj nohy se zvedá nad podložku. [1]



Obr. 1.2 Zdravá noha [22]



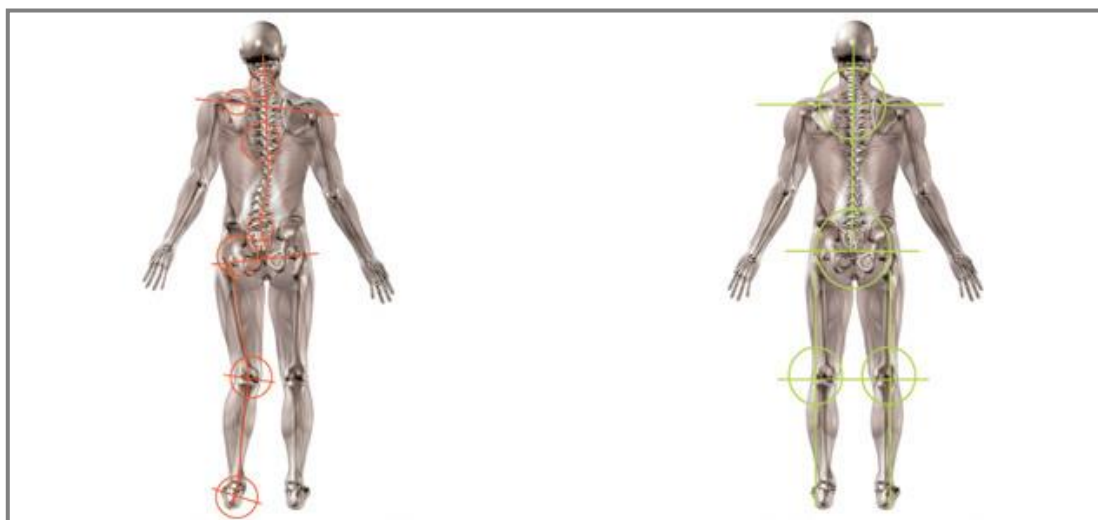
Obr. 1.3 Plochá noha – propadlá podélná klenba [22]

Tato deformita výrazně ovlivňuje biomechaniku a kinematiku nohy. Kromě kostní složky se na udržení klenby podílejí vazivové stabilizátory a svaly, které absorbují zátěž při dynamickém zatížení nohy. Statická plochá noha dospělých se většinou vyvíjí jako důsledek chronického nepoměru mezi velikostí zátěže a nosností nohy. [1]

Klasifikace ploché nohy navržená Stryhalem v roce 1959:

- |           |  |
|-----------|--|
| 1. stupeň | noha unavená, přetížená, avšak mající ještě normální tvar, při vyšetření je však už známá větší valgozita paty   |
| 2. stupeň | noha ochablá, u níž dochází při zatížení k poklesnutí podélné klenby, zatímco při odlehčení se klenba opět objeví  |
| 3. stupeň | flexibilní plochá noha, která je trvale plochá, avšak lze ji pasivně zformovat do přibližně normálního tvaru   |
| 4. stupeň | rigidní, fixovanou pasivně nekorigovatelnou deformitu s konvexním mediálním okrajem nohy, prominující hlavicí talu medioplantárně, valgózní patou a přední nohou v pronaci [1] |

Problematika ploché nohy s sebou také nese problémy spojené s deformitou nohy. Typické je vertikální řetězení poruch, kdy mají kolena tendenci k valgóznímu postavení. Dále může být narušena biomechanika kyčelních kloubů a páteře, což je často doprovázeno bolestmi. [1]



Obr. 1.4 Řetězení problémů ploché nohy oproti zdravé noze [23]

Léčba podélně ploché nohy musí vycházet ze stádia onemocnění. Konzervativní terapie by měla vždy předcházet operačnímu léčení. Lehčí flexibilní deformity se dají řešit pomocí individuálních ortopedických vložek, případně zhotovením speciální ortopedické obuvi. Tyto prostředky fungují na principu podepření mediální klenby a snížení valgozity paty. [1]

**1.1.3 Technická ortopedie**

Ortopedická protetika zahrnuje několik samostatných podoborů. Jsou to:

**Protetická protetometrie**

Měrné podklady patří k základním údajům potřebným pro stavbu kterékoli protetické pomůcky. K základním způsobům měření patří: [2]

- Prosté změření
- Plošné obkresy
- Otisky
- Plastické poloformy
- Sádrový model
- 3D digitalizace

**Prosté změření** je nejjednodušší způsob měření, při němž zjišťujeme míry délkové, obvodové a průměrové. [2]

**Plošné obkresy** jsou přenášeny na běžný papír pomocí běžné tužky, přičemž tužka musí být vedena kolmo na papír, abychom mohli považovat výsledný obrys za přesný. [2]

**Otisk** slouží nejčastěji ke zjištění statických tlakových poměrů v plosce nohy. Tato technologie slouží nejčastěji pro výrobu ortopedické obuvi na míru nebo ke zhotovení ortopedických vložek. Zde máme široké spektrum používaných přístrojů od těch nejjednodušších, jakými mohou být například otiskovací pantografy až k těm složitějším, které umožňují snímání rozložení reálných tlaků v plosce nohy, a to jak statické, tak i dynamické. Snímání rozložení tlaku je uskutečňováno pochozí deskou, která je osazena piezoelektrickými krystaly. Data jsou vyhodnocena pomocí počítačového softwaru. [2]

**Plošné poloformy** se používají pro 3D znázornění končetiny a to pomocí komerčně připravených materiálů nebo velmi husté sádrové kaše. [2]

**Sádrový model** je nejpřesnější konvenční zobrazovací technologie, která nám umožňuje nejlépe měřit velikostní a tvarové parametry. [2]

**3D digitalizace** využívá technologii skenování tělního povrchu a následné zpracování dat pomocí příslušného softwaru. Touto technologií vzniká virtuální model, který slouží jako podklad pro výrobu dané protetické pomůcky. [2]

**Protetika**

Obor ortopedické protetiky, kde jsou při léčbě používány zevně aplikované protetické pomůcky ke kompenzaci jak somatického, tak funkčního deficitu. [1]

**Ortotika**

Obor ortopedické protetiky, kde jsou při léčbě používány zevně aplikované protetické pomůcky ke kompenzaci pouze funkčního deficitu. [1]

**Epitetika**

Obor ortopedické protetiky, kde jsou při léčbě používány zevně aplikované protetické pomůcky ke kompenzaci pouze somatického deficitu. [1]



### **Kalceotika**

Obor ortopedické protetiky, který se zabývá návrhem a stavbou individuální ortopedické obuvi a ortopedických vložek. [1]

### **Adjuvatika**

Jsou protetické pomůcky, které upravují a adaptují životní podmínky ve prospěch invalidního pacienta a integrují jej do běžného života. [1]

#### **1.1.4 Kalceotika**

1.1.4

---

Kalceotika je oborem ortopedické protetiky, který se zabývá návrhem a stavbou individuální ortopedické obuvi a ortopedických vložek. [1]

Dle funkce dělíme ortopedické vložky na:

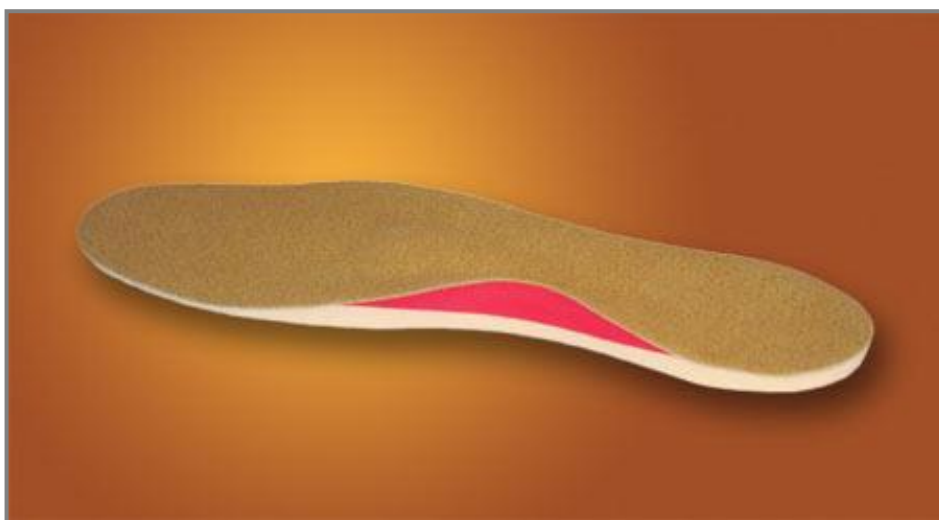
- **Aktivní** – stélky (Spitzeho), které jsou v oblasti klenby opatřeny kuličkou, jež slouží k dráždění plosky nohy, a tak dochází k reflexnímu tvarování klenby; detorzní vložky mají v oblasti paty klín na vnitřní straně a v oblasti přední nohy klín zevně
- **Pasivní** – podpěrné vložky jsou opatřeny korektory pro podélnou a příčnou klenbu
- **Plastické vložky** – jde o přesný odlitek nohy vyrobený z termoplastických materiálů [1]

#### **1.1.5 Ortopedické vložky digiMED – digitální baropodometrie**

1.1.5

---

V současnosti nejpokrokovější výrobu individuálních ortopedických vložek zajišťuje česká firma Ergon a.s., která vyrábí systém pro výrobu ortopedických vložek digiMED.



**Obr. 1.5** Frézovaná ortopedická vložky od firmy Ergon a.s. [15]

Digitální baropodometrie je moderní odborné počítačem řízené vyšetření nohou, při němž se v reálném čase digitálně snímají průběhy zátěží v jednotlivých fázích kroku. Systém poskytuje vizualizaci a analýzu tlakových poměrů na plosce, zejména v oblastech přetížení nebo patologických změn statickou a dynamickou metodou. Technologie spočívá v chůzi po počítačem řízeném koberci s 4800

senzory, jenž poskytuje podrobná data o rozložení působících sil a zatížení ve stoji. Výsledkem měření je přesná analýza způsobu zatěžování nohou. Na základě naměřených dat je vytvořen počítačový návrh vložky pomocí CAD systému pro každé chodidlo zvlášť. Následně jsou data přenesena do řídicího počítače specializované NC (Numeric Control) frézky a ta vytvoří z předem zvoleného bloku materiálu přesné individuální vložky. [15] [16]



Obr. 1.6 Vyšetření pomocí digitální baropodometrie [16]



Obr. 1.7 Frézka pro výrobu vložek digiMed [16]

## 1.2

### 1.2 Rapid Prototyping

Jak již bylo řečeno v úvodu, pro účely tohoto konstrukčního řešení ortopedické vložky se jako nejlepší jeví použití technologie Rapid Prototypingu, jež umožňuje přímou výrobu tvarově složitých součástí bez použití konvenčních nástrojů a strojů a tím úsporu výrobních nákladů. Dříve byla tato technologie, jak již samotný název napovídá, čistě pro výrobu prototypů, ale s postupem času se tato technologie stává dostupnější a více využívanou. [3]

Rapid Prototyping je technologie, při níž se materiál v pracovním prostoru vrství na sebe v jednotlivých vrstvách tak, aby bylo dosaženo požadovaného tvaru, a to pomocí specifických digitálních dat pro výrobu. Součástí této technologie je zpracování digitálních informací a následně i samotný proces výroby. Pro správné fungování této technologie je potřeba přesné zpracování dat pro výrobu a následně vytvoření algoritmu pro výrobu součástí. Modely sloužící jako podklad pro Rapid Prototyping mohou být získány pomocí CAD (Computer Aided Design – počítačem podporované navrhování) nebo formou Reverzního inženýrství. Následně je z 3D dat modelu vytvořen STL soubor pro tisk součástí. Data jsou rozdělena do jednotlivých vrstev v závislosti na použité technologii tisku prostřednictvím softwaru příslušného stroje. Výstupem těchto programů jsou data plochy součástí v daném řezu (tzn. V rovině X-Y) a tloušťka vrstvy (osa Z). [3] [4]

Souhrn postupu při výrobě součástí technologií Rapid Prototypingu:

- získání CAD modelu
- export dat do formátu \*.stl
- generování dat jednotlivých vrstev pomocí softwaru příslušného stroje
- tisk součástí
- úpravy vytisknuté součásti (čištění, odstranění podpor, atd.)

Funkční součástkou je myšlen výtisk, který má okamžitě po dotisknutí finální mechanické vlastnosti. Tento výtisk není křehký a vydrží mechanické namáhání. [5]

### 1.3 Metody Rapid Prototypingu

Metody Rapid Prototypingu je možné rozdělit podle materiálů použitých na stavbu výsledného modelu. [9]

První skupinou jsou modely na bázi fotopolymérů. Tyto modely jsou většinou stavěny v nádobě s kapalnou pryskyřicí, kdy pod hladinou dochází k postupnému vytvrzení jednotlivých vrstev. Takto se postupně vytvoří celý 3D model. Po skončení operace je model vyjmut z nádoby s pryskyřicí a může být použit pro další operace. Jednotlivé technologie této kategorie se rozlišují podle typu použitého laseru, metody skenování, zvedacího mechanismu a optické soustavy. Do této skupiny patří metody Stereolitografie a Solid Ground Curing. [9]

Další velmi rozšířenou skupinou jsou metody na bázi práškových sádrokompozitních, plastových a kovových materiálů. Jak je již patrné z názvu, technologie používá jako výchozí materiál po výrobu modelů jemný prášek. Do této skupiny metod patří například Selective Laser Sintering, Direct Metal Laser Sintering, Direct Part Materialization, Electron Beam Melting, LaserCUSING, Ultrasonic Additive Manufacturing a další. [9] [33]

Poslední, avšak patrně nejrozšířenější skupinou, jsou metody na bázi tuhých materiálů. Společným znakem metod této skupiny je počáteční volba materiálu v tuhé fázi k vytvoření finálního modelu. Postup výroby prototypových součástí těmito metodami je velice rozdílný od výroby modelů na principu kapalně báze. Do této skupiny patří technologie Laminated Object Manufacturing, Fused Deposition Modeling a Multi Jet Modeling. [9]

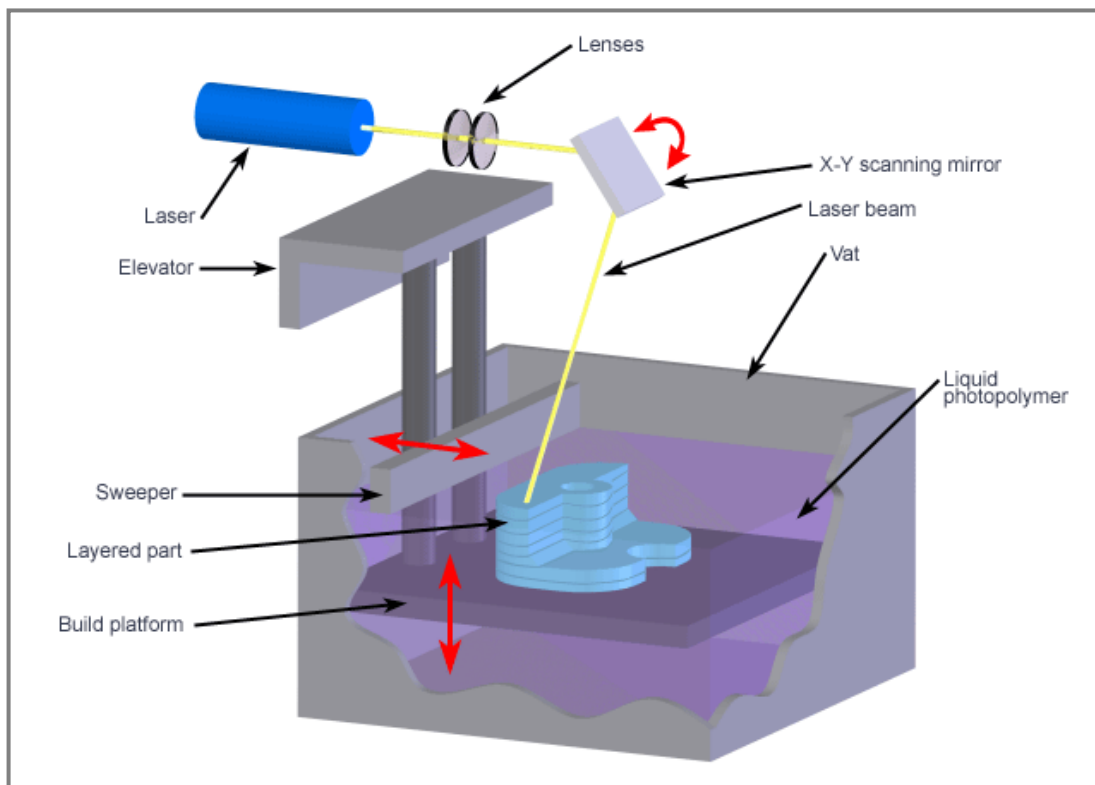
## 1.3.1

**1.3.1 Stereolitografie – SLA**

Tato technologie je považována za jednu z nejstarších technologií pro výrobu prototypů. Tuto technologii vyvinula firma 3D Systems, Inc. na konci osmdesátých let minulého století. Současně se metoda SLA řadí mezi vůbec nejpřesnější metody Rapid Prototypingu s přesností pohybující se okolo 0,05 až 0,2 mm na 100 mm délky prototypu. Oproti jiným technologiím je možné pomocí Stereolitografie vytvářet modely s milimetrovými otvory a miniaturními prvky. Tato metoda je nejčastěji používána v automobilovém průmyslu při výrobě modelů částí aut, na kterých se následně zkouší různé technologické přípravky, nástroje a také lícování a vizuální kontrola jednotlivých dílů. [9] [10]

Model se vytváří postupným vytvrzováním vrstev polymeru (plastické hmoty citlivé na světlo) pomocí UV laseru, který je na základě dat pro tisk zaměřován složitou optickou soustavou na hladinu polymeru. Na základě informací o rozměrech jednotlivých vrstev jsou vypočítány řídicí údaje, které vedou paprsek laseru pomocí skenovací hlavy pracující v rovině XY nad horní plochou nádoby s polymerem. Samotná součást je vytvářena na nosné desce, která je při začátku procesu přímo pod hladinou polymeru a při dokončení tvorby vrstvy koná svislý pohyb do osy Z o hodnotu tloušťky jedné vrstvy. Proces výroby pomocí metody Stereolitografie končí odstraněním podpor a vytvrzením v UV komoře, kde se součásti dodá požadovaná integrita povrchu. [9] [10]

Mezi hlavní výhody této metody patří možnost zhotovení objemnějších modelů, jejich dostatečná přesnost, jakost povrchu, široký výběr materiálů, plynulý průběh procesu a automatizace samotné výroby prototypu. Nevýhodou této metody je nutnost úpravy povrchu a následné sušení. [9] [10]



Obr. 1.8 Metoda Stereolitografie [24]

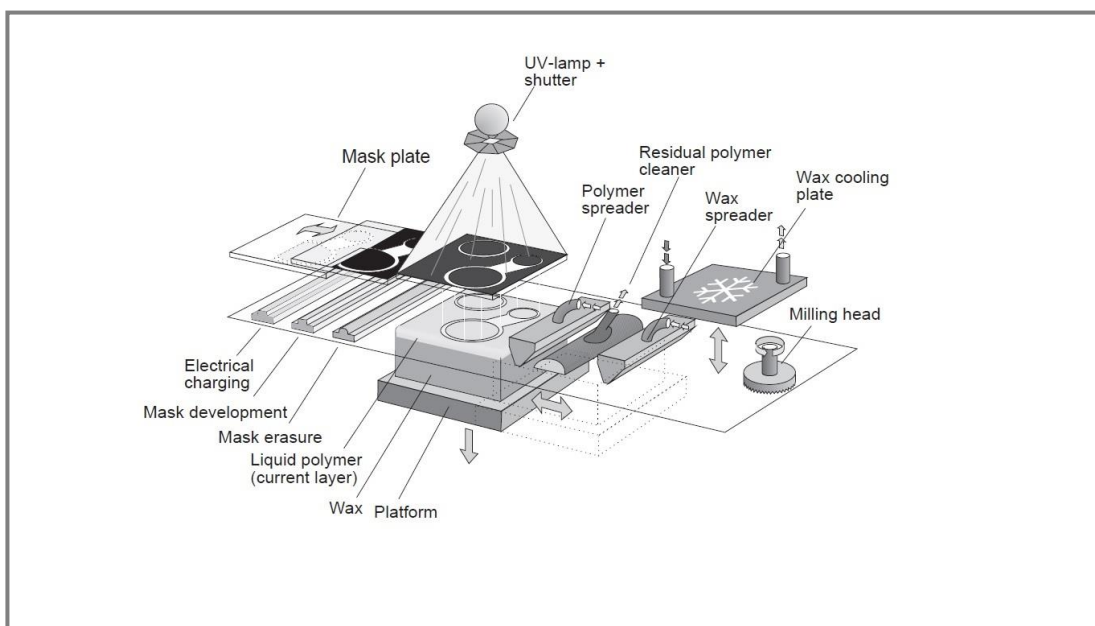
### 1.3.2 Solid Ground Curing – SGC

Tuto metodu vynalezla v roce 1987 firma Cubital Inc. z Izraele a je také známá pod názvem Solider Process. Při této metodě se používá stejná fotocitlivá pryskyřice jako při metodě SLA, avšak s tím rozdílem, že při metodě SGC je nanosená vrstva materiálu vytvrzena celá najednou, což umožňuje podstatně rychlejší výrobu prototypu. Výhodou této metody je také možnost výroby několika, klidně i rozdílných, prototypů v jednom pracovním prostoru. Tato možnost je zapříčiněna velkým pracovním prostorem, kde je možné místo více menších součástí vyrobit jednu velkou. [11]

Na začátku výroby každé vrstvy je na pracovní plochu nanášena fotocitlivá pryskyřice a na ni potom pomocí přesných dat speciální toner. Místa, která nejsou zakrytá tonerem jsou vystavena silnému UV záření a tím dojde k vytvrzení pryskyřice. Nevytvrzená pryskyřice je vakuově odsána a na její místo je nanášen výplňový vosk, který slouží jako podpora pro další vrstvu. Následně je povrch frézován na požadovanou výšku, po jehož dokončení je povrch připraven pro nanášení další vrstvy. Po dokončení je součást vyjmuta z pracovního prostoru a následně jsou odstraněny voskové podpory a to ponořením součásti do kyseliny citrónové. [11]

Mezi výhody této metody patří minimální smrštění modelu, dobrá struktura povrchu a stabilita modelu. Hlavními nevýhodami této technologie jsou velké rozměry zařízení, problém s usazeninami vosku, hluchost zařízení, velká tvorba odpadu a především velice dlouhý čas na výrobu prototypu. [9]

Tato metoda se nejčastěji používá pro ověření designu, funkce a smontovatelnosti strojních součástí. Dále také pro prezentaci nových výrobků a průzkum trhu. [9]



Obr. 1.9 Solid Ground Curing [26]

## 1.3.3

**1.3.3 Selective Laser Sintering – SLS**

SLS je technologie, při které je CO<sub>2</sub> laserovým paprskem spékán do určeného tvaru slévárenský písek, plastový nebo kovový prášek, jehož částice jsou velké pouze 20 až 100 $\mu$ m. V porovnání s metodou Sterolitografie jsou modely vyrobené metodou SLS velmi pevné. Oproti jiným metodám můžeme při výrobě prototypu pomocí metody SLS využívat široké spektrum materiálů. Je možné použít jakýkoliv prášek, který se působením tepla taví nebo měkne. [9] [10]

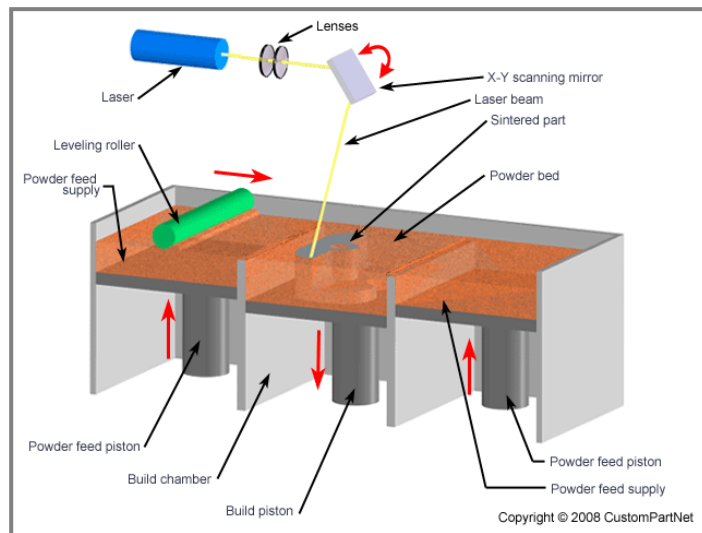
V současnosti se používají nejčastěji termoplastické materiály, jako jsou polyamid, polyamid plněný skelnými vlákny, polystyrén a také nízkotavitelné slitiny niklových bronzů nebo polymerem potahovaný ocelový prášek. [9] [10]

Prášek je nanášen na nosnou desku v inertní atmosféře (nejčastěji argon nebo dusík) v jednotlivých vrstvách. Pomocí počítačem řízeného laseru je v místě působení paprsku nataven materiál a dochází k jeho spékání. Okolní nenatavený prášek slouží jako podpora pro model a je po skončení tisku odstraněn. Mechanismus vrstvení jednotlivých vrstev je totožný s předchozími metodami. Po dokončení tisku jedné vrstvy se nosná deska posune o hodnotu tloušťky jedné vrstvy a celý proces tisku se opakuje. [9] [10]

V rámci této technologie je možné podle druhu použitého materiálu rozlišovat tyto metody: [10]

- Laser Sintering – Plastic
- Laser Sintering – Metal
- Laser Sintering – Foundry Sand
- Laser Sintering – Ceramic (Direct Shelt Production Casting)

Mezi hlavní výhodu této metody patří již dříve zmíněná vysoká pevnost vytisknutého prototypu, která umožňuje vyrábět funkční prototypy z různých materiálů. Další výhodou této metody je absence podpor a s tím související úspora materiálu, respektive financí a času. Avšak daní za tyto výhody je prostorově a energeticky náročné zařízení. [9]



Obr. 1.10 Selective Laser Sintering [24]

### 1.3.4 Direct Metal Laser Sintering – DLMS

Tato technologie je založena na postupném tavení velmi jemných vrstev kovového prášku pomocí laserového paprsku. Modely vyrobené touto metodou mají velice širokou aplikační oblast vlastností. Na jedné straně řízená poróznost materiálu pro odvodu vzduchu a filtraci a na straně druhé plně homogenní struktury, jež mohou dosahovat vyšších pevností než odlitky a výkovky. [9] [10]

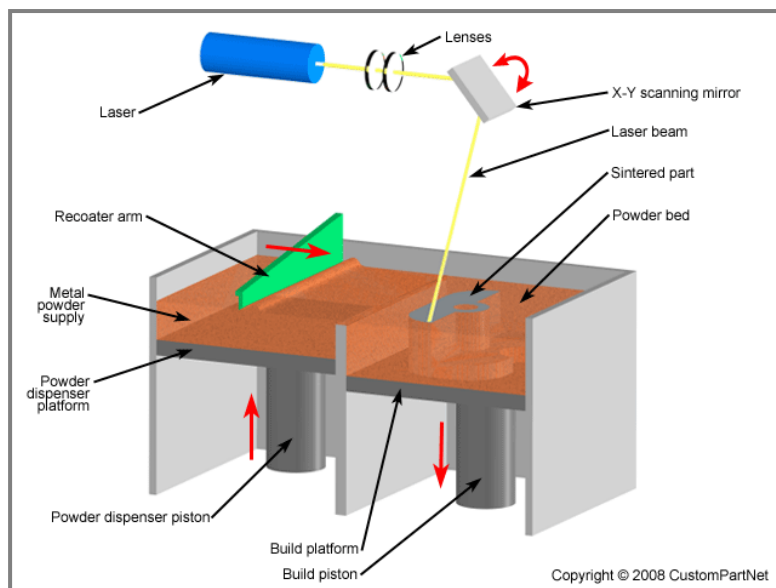
Proces výroby prototypu pomocí metody DMLS začíná importem 3D CAD procesních dat. Následně je volena optimální poloha dílu, typ podpor a tloušťka výrobních vrstev (obvykle 20 nebo 40  $\mu\text{m}$ ) s ohledem na přesnost a rychlost výroby. Po nahrání dat do 3D tiskárny se vloží ocelová platforma, která slouží jako stavební podložka a zároveň jako chladič. Keramický břit nanese z dávkovače kovový prášek a ten je na určených místech taven energií laserového paprsku, což vede k „protavení“ podkladové vrstvy a následnému ztuhnutí do pevného stavu. Stejně jako u metody SLS probíhá tisk vrstvu po vrstvě, dokud není postavena celá součást. Celý proces probíhá v ochranné atmosféře dusíku nebo argonu, aby se zamezilo oxidaci tisknutého dílu. [9] [10]

Kovový prášek, který se při výrobě dílu nespotřebuje, je z 98% znovu využíván pro výrobu, což přispívá k ekonomičnosti a ekologičnosti procesu. DMLS umí vytvářet velmi složité, vnitřní i vnější tvary, což umožňuje produkci velmi komplexních dílů. Avšak nezbytnou součástí této metody jsou dokončovací operace. Nejdříve je nutno odstranit podpěry a poté výrobek důkladně opracovat stejně jako běžný kovový materiál. [9] [10]

Metoda DMLS umožňuje výrobu z mnoha různých materiálů, které mají různé vlastnosti specifické pro dané použití. Mezi nejčastěji používané a běžně dostupné patří: [12]

- Korozivzdorná ocel EOS SS 17-4
- Martenzitická ocel EOS MS 1
- Slitina bronz-nikl DM 20
- Ocel DS 20
- Kobalt-chrom EOS CC MP1
- Titan Ti 64/Ti64ELI

Prototypy vyrobené pomocí technologie DMLS vynikají svoji pevností a možností výroby komplexních tvarů. Dále tato technologie umožňuje výrobu již funkčních dílů a to z velkého množství komerčně dostupných materiálů. Uplatnění má především v medicíně, letectví a automobilním průmyslu. Nevýhodou této metody je, stejně jako u metody SLS, energeticky a prostorově náročné zařízení. Dále dlouhá doba výroby součástí a její ne příliš dobrá kvalita povrchu, která je zapříčiněna velikostí prachových částic vstupního materiálu. [9]



Obr. 1.11 Metoda Direct Metal Laser Sintering [24]

## 1.3.5

**1.3.5 Laminated Object Manufacturing – LOM**

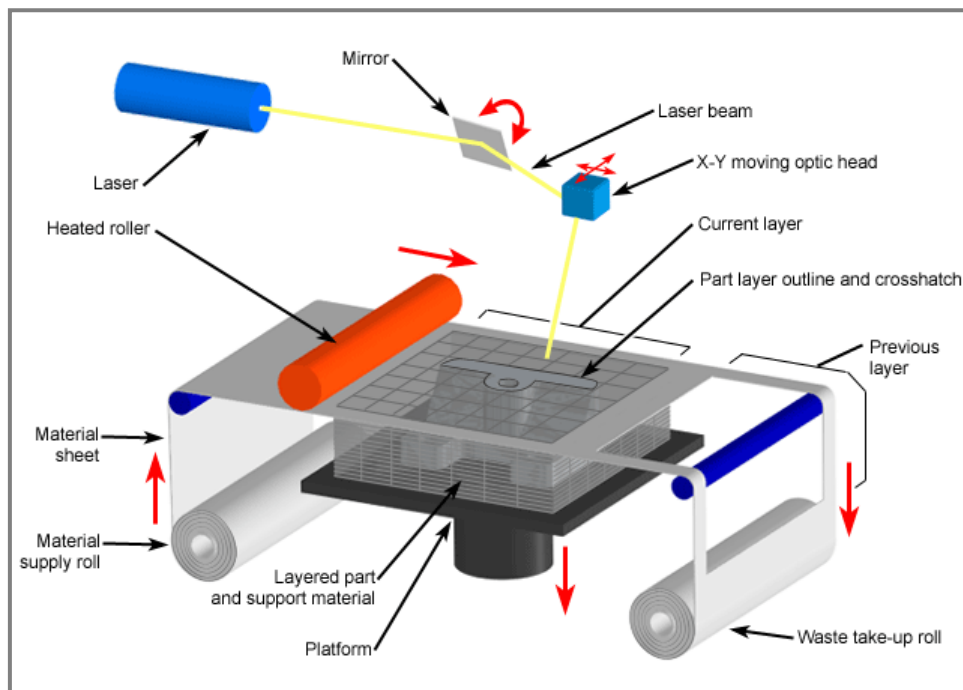
Při této technologii se model sestavuje z plastových fólií nebo z mnoha vrstev papíru z jedné strany natřeny přínavým nátěrem, kterým jsou přilepeny k předešlé vrstvě. Každá vrstva je následně oříznuta do požadovaného tvaru laserem. Přebytný materiál je taktéž nařezán laserem a na konci procesu odstraněn. Tato metoda je oproti jiným metodám Rapid Prototypingu relativně rychlá a vhodná na výrobu velkých modelů. [9] [10]

Princip této technologie spočívá v postupném kladení jednotlivých vrstev na základnu a aktivaci pojiva na spodní straně každé folie pomocí válce rozehřátého na 330°C. Po dokončení řezu laserem v dané vrstvě se základna s modelem sníží o hodnotu tloušťky jedné vrstvy a dojde k naválcování nové vrstvy a celý proces se opakuje, dokud není hotový celý model. Po vyjmutí hotové součásti z pracovního prostoru je nutné tuto součást opatřit ochranným nástřikem, aby nedocházelo k deformaci vlivem vsakující se vlhkosti. [9] [10]

Modely vyrobené touto metodou se nejčastěji používají pro účely vizualizace, marketingu a prezentaci výrobků. Hlavní předností této technologie je rychlost s jakou je možné vyrobit požadovaný model a také možnost volby materiálu. Tato metoda umí pracovat s plasty, kovy, keramikou, kompozitními materiály, avšak nejčastěji používaným materiálem je papír. Při tvorbě modelu nejsou zapotřebí žádné podpory a v součásti nevznikají žádná zbytková pnutí. [9] [10]



Nevýhodou této metody je nutnost kontroly intenzity laserového paprsku, jenž nesmí narušit již dříve řezané vrstvy. Dále také zdoluhavé odstraňování odpadového materiálu, při kterém může být, v případě neopatrné manipulace, poškozena vyrobená součást. [9] [10]



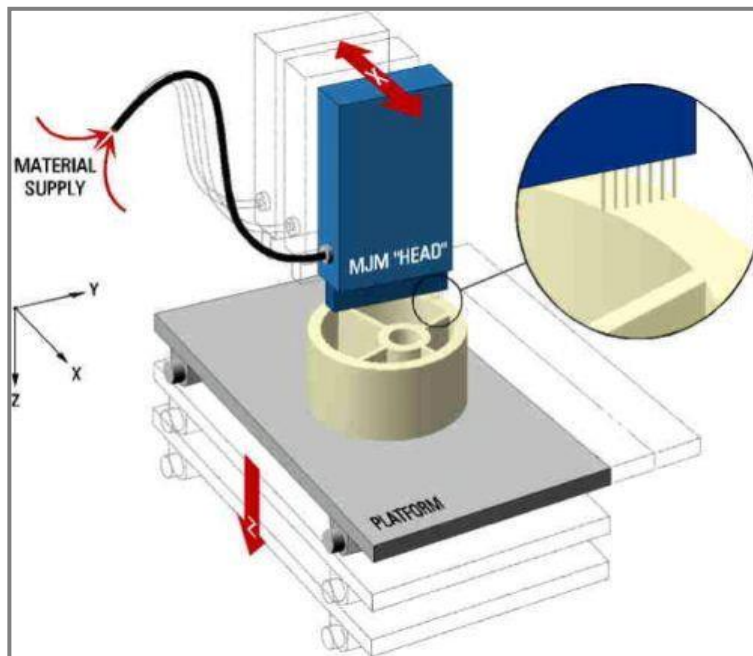
Obr. 1.12 Metoda Laminated Object Manufacturing [24]

### 1.3.6 Multi Jet Modeling - MJM

Metoda MJM spočívá v postupném nanášení jednotlivých vrstev termopolymeru pomocí speciální tiskové hlavy, která má 392 trysek. Tyto trysky jsou uspořádány vedle sebe v délce 200 mm a jsou řízeny obslužným softwarem, který určuje, kolik nataveného materiálu danou tryskou proteče. Velký počet trysek zaručuje rychlé a rovnoměrné nanášení materiálu. [9] [10]

Součást je modelována na základní desce, na kterou se nanáší stavební materiál. Pracovní hlava se pohybuje nad deskou s modelem v osách X a Y, přičemž po nanesení každé vrstvy se deska sníží o tuto tloušťku dolů. Nanášený materiál tuhne téměř okamžitě při kontaktu s již naneseným materiálem. [9] [10]

Tato metoda je v porovnání s ostatními velice jednoduchá, ekonomická a časově nenáročná. Na druhou stranu je problém s výrobou menších součástí, malou přesností a omezenou volbou materiálů. [9] [10]



Obr. 1.13 Metoda Multi Jet Modeling [27]

### 1.3.7

#### 1.3.7 Fused Deposition Modeling – FDM

Tato metoda je v současnosti jednou z nejčastěji používaných metod Rapid Prototypingu. Metoda byla vynalezena a patentována již v roce 1989 Scottem Crumpem, spoluzakladatelem firmy Stratasys, jenž je jednou z největších firem vyrábějící 3D tiskárny. [9] [10]

Princip této metody spočívá v natavování termoplastu, jenž je navinut na cívce ve formě drátu a dále pomocí kladkového systému vtlačován do vyhřívané trysky. V této trysce je termoplastický materiál ohříván na teplotu vyšší než je jeho teplota tavení a poté vytlačován skrze tuto trysku do pracovního prostoru. Vytlačovaný materiál tuhne okamžitě po kontaktu s podložkou a dojde tak k vzájemnému spojení přídavného materiálu. [9] [10]

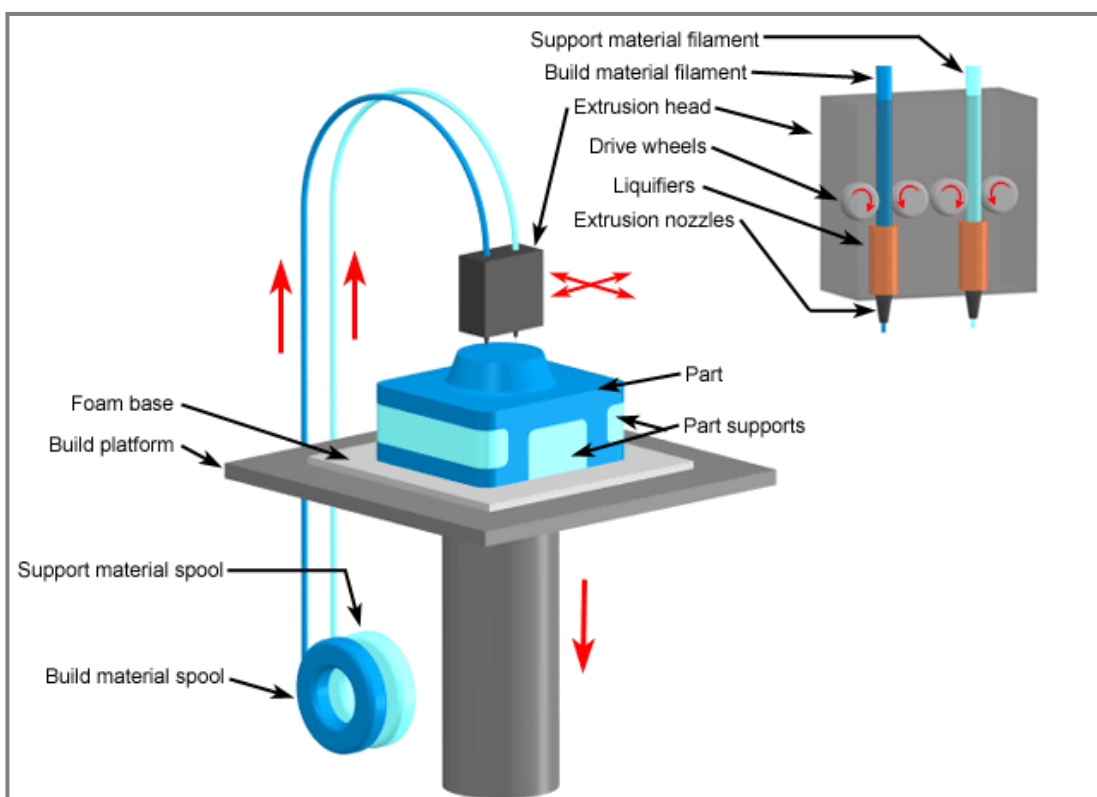
Součást je v pracovním prostoru tvořena postupným nanášením jednotlivých vrstev kdy po dokončení tisku jedné vrstvy se extruzní hlava posune o jednu vrstvu výš a poté započne tisk další vrstvy. Tento proces se opakuje, dokud není vytisknuta celá součást. [9] [10]

Materiál je ve formě drátu navinut na cívkách a je do zařízení vkládán ve speciálních kazetách. Některá zařízení obsahují 2 kazety. Jednu se stavebním materiálem a druhou s materiálem pro stavbu podpor. Po dokončení tiskové úlohy je součást i s podporami vyjmuta z pracovního prostoru 3D tiskárny. V případě použití podpor je nutné tyto podpory odstranit. Při použití rozpustných podpor je součást ponořena do speciálního roztoku, který podpory rozpustí. Při použití podpor ze stejného materiálu jako je tisknutá součást je nutné tyto podpory odstranit mechanicky. [9] [10]

Touto metodou je možné vyrábět funkční prototypy, které se svými vlastnostmi blíží konečným produktům. Modely vyrobené FDM mohou mít téměř jakýkoli tvar a to včetně funkčních a nerozebíratelných sestav. [9] [10]

Výhodou této technologie je její ekonomičnost a ekologičnost. Jediný odpad, který vzniká při výrobě, je materiál podpor. Materiály používané pro výrobu jsou netoxické. Celý proces tisku je relativně rychlý a tichý. Oproti jiným metodám Rapid Prototypingu je tato technologie relativně levná. [9] [10]

Nevýhodou metody FDM je omezená přesnost daná druhem použitého materiálu a průměrem výstupní trysky, ze které je materiál nanášen. Další nevýhodou je smršťování modelu při tisku a chladnutí. Tuto neduhu je možné částečně odstranit pomocí vhodného softwaru a zkušené obsluhy. Dále je možné použít vyhřívanou podložku, která zabráňuje efektu postupného kroucení součástí při tisku z materiálu s výraznější tepelnou roztažností. [5] [9] [10]



Obr. 1.14 Princip metody FDM [24]



Obr. 1.15 Jednoduchá FDM 3D tiskárna [25]

Technologie FDM byla zvolena pro účely výroby skořepinové ortopedické vložky jako nejvhodnější pro její možnost tisku z více materiálů a pro její cenovou dostupnost, která je klíčová pro komerční využití této technologie.

1.4

### **1.4 Materiály používané pro FDM 3D tisk**

Největší vliv na chování modelu má materiál, ze kterého je model vyroben. Tato kapitola přiblíží hlavně materiály nabízené firmou RedEye (součást koncernu Stratasys), jenž se specializuje na FDM 3D tisk a je jedním z největších poskytovatelů technologií Rapid Prototypingu a digitální výroby na světě a dále také speciální a moderní Flex materiály od firmy Fenner Drives, Inc.

#### **ABS (Akrylonitrilbutadienstyren)**

ABS je velice pevný, odolný termoplast, jenž je používán v mnoha průmyslových odvětvích. Je to ideální materiál pro Rapid Prototyping s uplatněním od kontroly designu až k výrobě funkčních součástí. Vyniká odolností proti nárazu, rozměrovou stabilitou a robustností. [13]



Obr. 1.16 Vzorek materiálu ABS [13]

### **ABS-ESD7 (Acrylonitrile Butadiene Styrene – Electrostatic Dissipative)**

Jedná se o elektrostaticky disipativní materiál, jenž je vhodný pro elektronické výrobky a přípravky pro montáž elektronických zařízení, kde hrozí nebezpečí poškození statickým nábojem nebo hrozba výbuchu. Tento materiál je také vhodný do prašného prostředí, kde by mohly být k součásti vlivem statické elektřiny přitahovány nečistoty. Mezi vhodné aplikace tohoto materiálu můžeme řadit například výrobu různých držáků pro elektronické obvody nebo výrobu palivových nádrží. [13] [14]



Obr. 1.17 Vzorek materiálu ABS-ESD7 [13]

### **ABS-M30 (Acrylonitrile/Butadiene/Styrene)**

Tento materiál má velmi dobré mechanické vlastnosti. Oproti standardnímu Stratasys ABS je o 25-70% pevnější, má vyšší tvrdost a lepší vlastnosti v tahu a ohybu.

Spojování jednotlivých vrstev je podstatně pevnější oproti standartnímu ABS, což se příznivě projevuje při funkčních testech a vyšší kvalitě dílu pro konečnou spotřebu. Je ideální pro výrobu funkčních modelů, prototypů, přípravků, nástrojů i koncových součástí. [13] [14]



Obr. 1.18 Vzorek materiálu ABS-M30 [14]

#### **ABS-M30i (Biocompatible Acrylonitrile/Butadiene/Styrene)**

Jedná se o vysoce pevný biokompatibilní materiál vhodný především pro lékařský, farmaceutický a potravinářský průmysl. Výrobky z tohoto materiálu mohou být sterilizovány pomocí gamma záření nebo pomocí technologie EtO (Ethylen Oxide). [13] [14]



Obr. 1.19 Vzorek materiálu ABS-M30i [14]

#### **ABSi (Methyl methacrylate/Acrylonitrile/Butadiene/Styrene/Copolymer)**

Pomocí tohoto materiálu lze vytvořit prototypy, které plně napodobí konečný produkt a plně tak využijí potenciál 3D tisku. Materiál totiž umožňuje stavbu

průsvitných součástí v čiré, jantarové a červené barvě. Tyto součásti, které propouští světlo, jsou využívány převážně v automobilovém a leteckém průmyslu, ale také ve zdravotnictví, kde je nutné monitorovat například tok tekutin. [13]



Obr. 1.20 Vzorek materiálu ABSi [13]

### **ASA (Acrylonitrile Styrene Acrylate)**

Tento relativně mladý materiál umožňuje výrobu vysoce kvalitních součástí s vysokou UV stabilitou a nejlepším vzhledem ze všech materiálů pro FDM tisk. Tento materiál postupně nahrazuje ABS na pozici nejoblíbenějšího všestranného materiálu. Díky odolnosti proti UV záření je tento materiál obzvláště vhodný pro venkovní a infrastrukturní použití. Jeho matný povrch z něj dělá velice atraktivní materiál pro součásti sportovního vybavení, nářadí a doplňky automobilního průmyslu. [13]



Obr. 1.21 Vzorek materiálu ASA [13]

### **Nylon 12**

FDM Nylon 12 je obzvláště vhodný pro aplikace, které vyžadují vysokou únavovou a chemickou odolnost a otěruvzdornost. Tento materiál nabízí ze všech dostupných FDM materiálů nejvyšší houževnatost. Nylon 12 je vhodný pro výrobu přípravků, krytů, panelů a komponentům odolávajících vibracím. Nejčastější využití nalezne tento materiál v leteckém a automobilovém průmyslu. [13] [14]



**Obr. 1.22** Vzorek materiálu Nylon 12 [13]

### **PC (polycarbonate)**

Jedná se o pravý a nejpoužívanější průmyslový termoplast s nejčastějším uplatněním v leteckém a automobilovém průmyslu a dále také v medicíně. Pomocí tohoto termoplastu lze vyrábět prototypy, nástroje a koncové součásti, které jsou schopné odolat testům funkčnosti. Vysoká pevnost v tahu a ohybu je ideální pro náročné potřeby, tím pádem ideální pro konečné použití nebo ověřování výroby. Tento materiál má také vyšší odolnost vůči nárazu a oproti ABS snáší lépe vysoké teploty. [13] [14]





Obr. 1.23 Vzorek materiálu PC [13]

### **PC-ABS (Polycarbonate-ABS)**

Materiál PC-ABS je jedním z nejpoužívanějších průmyslových termoplastů z důvodu kombinace kladných vlastností dvou velkých skupin materiálů: pevnosti a tepelné odolnosti polykarbonátů a pružnosti ABS. Tento materiál je používán tam, kde je nezbytná pevnost a tuhost, ale zároveň i mechanická a teplotní odolnost. Automobilový průmysl a elektronické a telekomunikační aplikace jsou nejčastější odvětví používající tento materiál. [13] [14]



Obr. 1.24 Vzorek materiálu PC-ABS [14]

### **PC-ISO (polycarbonate-ISO)**

Jde o nejsilnější, nejvíce tepelně odolný biokompatibilní materiál, který je sterilizovatelný pomocí gamma paprsků nebo technologie EtO. Kvůli jeho pevnosti a medicínské kompatibilitě je nejčastěji používán ve zdravotnictví a k balení potravin a léků. Tento materiál vyhovuje normě ISO 10993. [13] [14]



Obr. 1.25 Vzorek materiálu PC-ISO [14]

### **PPSF (polyphenylsulfone)**

Ze všech FDM materiálů nabízí PPSF nejvyšší tepelnou a chemickou odolnost a zároveň dobrou mechanickou pevnost. Z tohoto důvodu nalézá své uplatnění nejčastěji v leteckém, kosmickém a automobilním průmyslu a v lékařství. Díly vyrobené tímto materiálem mají dobrou rozměrovou přesnost a chování koncového produktu. Díly jsou také sterilizovatelné a to pomocí záření nebo EtO. [13] [14]



Obr. 1.26 Vzorek materiálu PPSF [13]

### **ULTEM 1010**

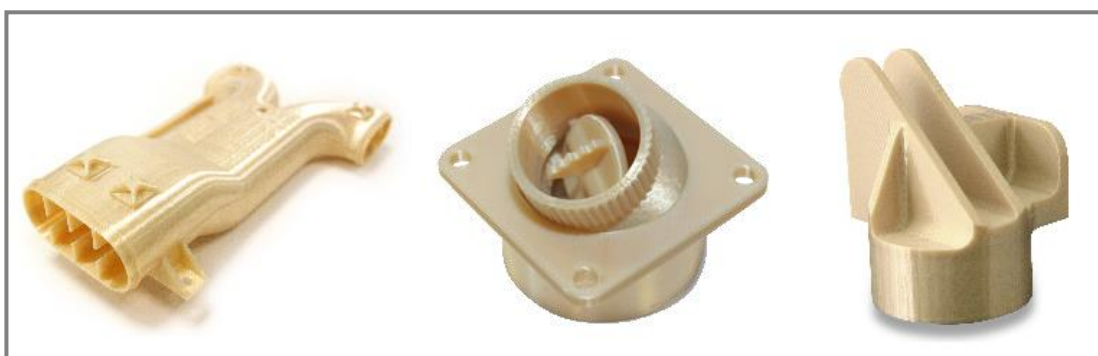
Tento vysoce výkonný FDM termoplast nabízí výbornou pevnost a teplotní stabilitu a je schopný vydržet parní sterilizaci (autoklávování). Tato pryskyřice je vhodná pro specializované aplikace, jako jsou zařízení potravinářského průmyslu nebo na zakázku vyráběné medicínské zařízení. Tento materiál nabízí ze všech FDM termoplastů největší tepelnou a chemickou odolnost a nejvyšší pevnost v tahu. ULTEM 1010 je nejčastěji používán v leteckém průmyslu v zařízeních vně letadla nebo v automobilním průmyslu v součástkách spalovacích motorů. [13]



Obr. 1.27 Vzorek materiálu ULTEM 1010 [13]

### ULTEM 9085

Jedná se o vysoce výkonný samozhášecí termoplast pro přímou výrobu pomocí Rapid Prototypingu. Materiál je nejčastěji používán v dopravním průmyslu pro jeho výborný poměr pevnost:hmotnost a jeho FST (flame, smoke, toxicity) hodnocení. Pro nesporné výhody tohoto materiálu je vynikající volbou pro komerční dopravní průmysl a to zejména v letecké, námořní a pozemní dopravě, kde tento materiál umožňuje produkci funkčních prototypů nebo koncových spotřebních dílů. [13] [14]



Obr. 1.28 Vzorek materiálu ULTEM 9085 [14]

### NinjaFlex

Tento výrobek od americké firmy Fenner Drives, Inc. umožňuje 3D tisk z elastického materiálu. Jedná se o termoplastický polyuretan (TPE), jež vyniká svou elasticitou a odolností proti otěru. Umožňuje tisk vysoce kvalitních dílů s vysokou

přilnavostí jednak k základní desce a jednak mezi samotnými vrstvami. Jedná se o bez zápachový a netoxický materiál, avšak nedoporučuje se jeho aplikace v potravinářském průmyslu a medicíně. Při tisku se chová podobně jako běžný pevný materiál, avšak kvůli flexibilitě materiálu se doporučuje použít pružinový podávací mechanismus s válečkovým ložiskem. Tento materiál je dostupný v 11 barevných provedeních. [17]



Obr. 1.29 Vzorek materiálu NinjaFlex [17]

### **SemiFlex**

SemiFlex je materiál od stejné firmy jako NinjaFlex, avšak oproti tomuto materiálu má řadu výhod. Není sice tak elastický a jeho průtažnost je také o trochu horší, ale má výbornou pevnost v tahu, absorpci nárazu, rozlišení tisku a rychlost tisku. Oproti NinjaFlex materiálu má také vyšší tvrdost. Pro tisk platí stejná pravidla jako pro materiál NinjaFlex. SemiFlex je dostupný ve 4 barevných provedeních. [17]

### **PLA (polylactic-acid)**

PLA je s ABS největší skupinou používaných materiálů pro FDM tisk. Jedná se o nejpopulárnější bioplast nebo biopolymer, který je v současné době vyráběn ve světovém měřítku. Firma Stratasys tento materiál nenabízí, ale vzhledem k jeho častému použití je důležité tento materiál také zahrnout do této kapitoly. Jedná se o termoplastický polyester, který je vyráběn z dextrózy (cukru) extrahovaného z biologických materiálů. PLA je za určitých podmínek biologicky rozložitelný. Oproti ABS je PLA tvrdší, odolnější proti otěru a má lepší teplotní rozměrovou stálost, což se kladně projeví při tisku větších částí. Nevýhodou oproti ABS je jeho vyšší křehkost. [20] [21]

## 2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

---

**2**

V současné době neexistuje technologie výroby skořepinových ortopedických vložek na míru pacienta, které by byly vyrobeny aditivní technologií. Základní otázkou je, co může 3D tisk přinést do této oblasti. Současná technologie výroby těchto vložek, i když moderní, nabízí pouze výrobu pomocí technologie frézování. Frézování je metoda obrábění, jež pracuje na principu úběru materiálu. Při této technologii vzniká velké množství odpadního materiálu, jež se negativně promítá do nákladů na výrobu takovéto zdravotnické pomůcky. Aditivní technologie, v našem případě 3D tisk pomocí metody FDM, takovýto problém nemá. Jediný odpadní materiál je materiál podpor, který je v množství použitém na výrobu jedné vložky několikanásobně menší než u frézování.

Současná technologie výroby ortopedických vložek pomocí frézování nabízí výrobu těchto vložek pouze z jednovrstvého, maximálně dvouvrstvého materiálu, který je vždy homogenní a neumožňuje tak rozdílné mechanické vlastnosti v různých místech ortopedické vložky, což by bylo vzhledem k rozložení tlaků na plosce nohy velmi výhodné. Všechny tyto vlastnosti nabízí technologie 3D tisku. Ortopedická vložka vyrobená metodou FDM umožňuje ladit vlastnosti jak geometrií struktury, tak materiálem použitým pro výrobu této ortopedické pomůcky.

Technologie 3D tisku je oproti metodě frézování výhodná z několika důvodů. Při tvorbě vložky není potřeba nic programovat. Pro výrobu stačí pouze model, který se nahraje do 3D tiskárny a tisk samotný pak probíhá plně automaticky. Z tohoto důvodu je tudíž možné nechat 3D tiskárnu pracovat přes noc bez jakékoli nutnosti obsluhy a tak maximálně využít efektivitu této technologie. Dalším aspektem pro použití této technologie jsou pořizovací náklady. Základní dvoutryskové FDM 3D tiskárny se dají běžně pořídit již od částky \$1200, avšak takové obráběcí centrum začíná někde na 300-400 tisících Kč. To je pro protetická a ortootická pracoviště, která jsou závislá na financích od pojišťoven, příliš velká investice.

Cílem této bakalářské práce je vytvořit skořepinovou ortopedickou vložku na míru pacienta pomocí 3D tisku, která přináší určité benefity oproti ortopedickým vložkám komerčně vyráběným na míru pacienta v současnosti.

### 3 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ

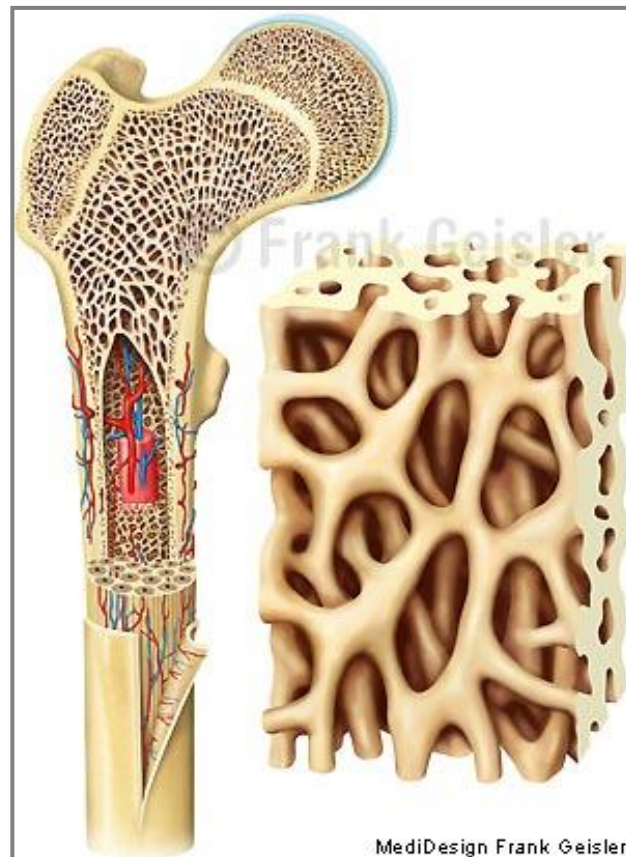
V této části bakalářské práce budou představeny dva přístupy k výrobě skořepinových ortopedických vložek na míru pacienta. První varianta je inspirovaná přírodou a druhá kombinuje dva materiály k dosažení požadovaných vlastností.

#### 3.1

#### 3.1 Varianta A

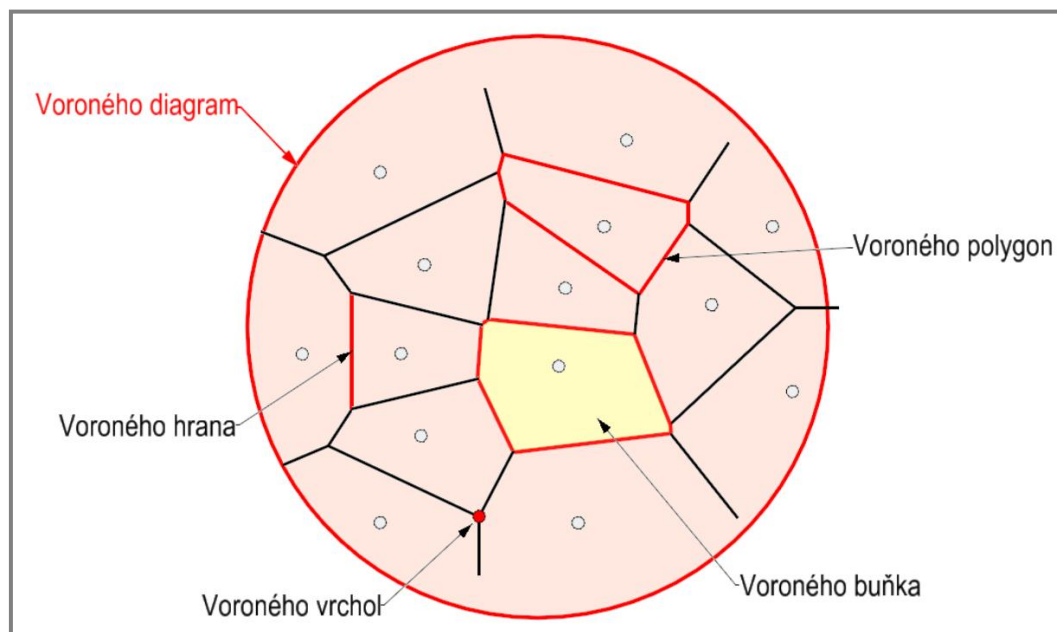
Největší inspirací je zajisté příroda. To, co člověk dosud nevymyslel, se docela dobře může vyskytovat ve volné přírodě. Nový přístup k designu, nové druhy mechanismů a také nové struktury materiálů.

Lidské tělo je při tvorbě této práce velkou inspirací a právě z jedné části těla vychází návrh struktury materiálu pro ortopedickou vložku. Je tím struktura kosti, přesněji houbovitá kostní tkáň (*substantia spongiosa*). Ta tvoří vnitřek kostí plochých a krátkých a vyplňuje hlavice kostí dlouhých. Uvnitř těchto kostí tvoří z tzv. trámčinu. Hustou síť vzájemně se křížících trámců, které se vzájemně prolínají. Díky této architektuře má kost vysokou pevnost. [8]



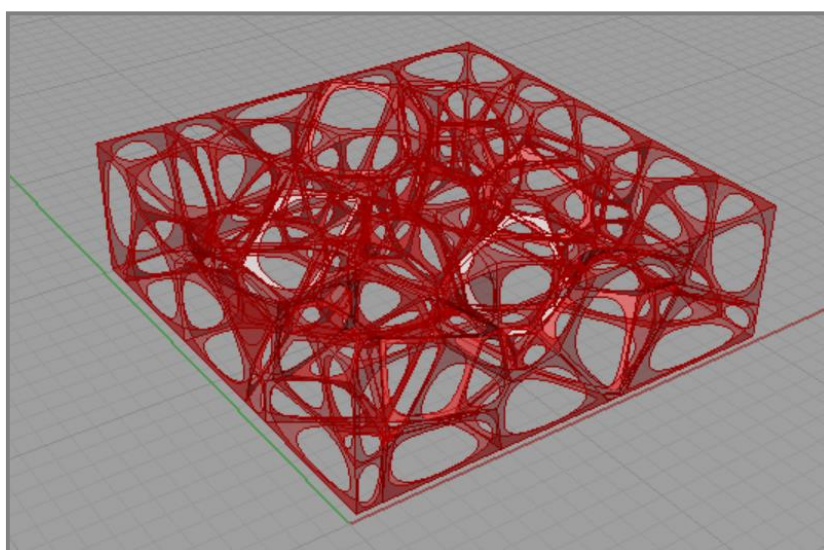
Obr. 3.1 Houbovitá kostní tkáň [29]

Tento návrh vychází z teorie Voroného diagramu. V matematice jsou Voroného diagramy speciálním případem dekompozice metrického prostoru určené vzdálenostmi od specifické diskrétní množiny objektů v prostoru, například diskrétní množiny bodů. Kromě matematiky se dnes hojně používají v biologii, medicíně, robotice, chemii, geografii, kartografii apod. [18]



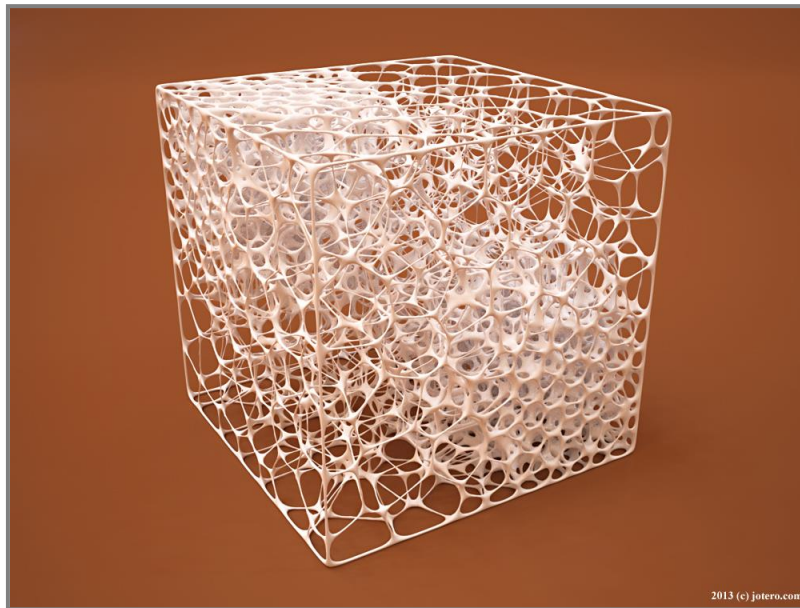
Obr. 3.2 Voroného diagram [19]

Převedením Voroného diagramu do 3D bude vytvořena struktura velice podobná výše zmiňované struktuře houbovitě kostní tkáně. Použitím softwaru Rhinoceros a jeho Plug-Inu Grasshopper je generována struktura materiálu zobrazeného na obr. 32.



Obr. 3.3 Model struktury materiálu vytvořený programem Grasshopper

Po vytisknutí varianty A na 3D tiskárně by struktura vypadala přibližně jako model na obr. 3.4.



Obr. 3.4 Požadovaná struktura materiálu [28]

Tato varianta, ač se může zdát velice zdařilá, má z hlediska 3D tisku několik vad. Prvním negativem tohoto přístupu je vysoká tvarová náročnost. Běžně používaná FDM 3D tiskárna by nebyla schopna vytisknout takto detailní výtisk. Na obrázku 3.4 je podobně vypadající součást, avšak námi požadovaný výtisk by musel být pravděpodobně 10× až 100× detailnější z důvodu malých rozměrů a velkého silového zatížení. Z tohoto důvodu není možné použít relativně levnou a dostupnou FDM 3D tiskárnu. Řešením by mohla být SLS tiskárna, jež je schopna tisku detailnějších výtisků, avšak která je několikanásobně dražší a tudíž by tato technologie přestávala být prakticky použitelná z důvodu vysokých pořizovacích nákladů lékařských pracovišť, která by měla popřípadě o tuto technologii zájem. Druhým negativem této varianty je časová náročnost tisku takto složité součásti a s tím související náklady na provoz zařízení.

## 3.2

### 3.2 Varianta B

Tato varianta zjednoduší a zefektivní variantu předchozí. Základní požadavky na finální produkt jsou levná a rychlá výroba, a aby technologie pro výrobu byla běžně dostupná.

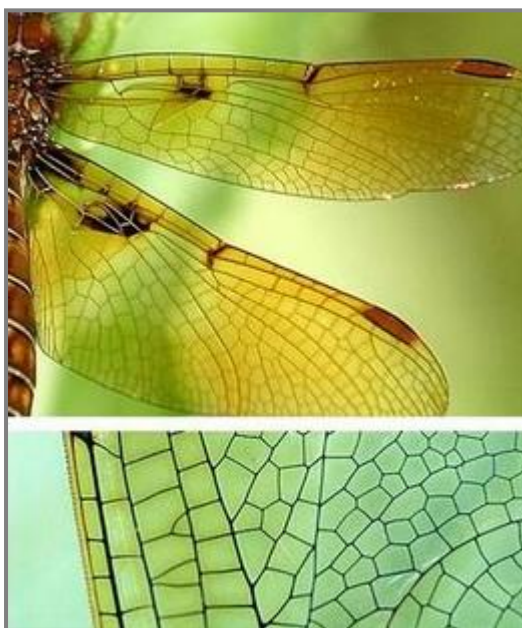
Z těchto požadavků je zvolena pro 3D tisk technologie FDM, jež je finančně dostupná a je schopna tisknout z obrovského množství materiálů, které mají různorodé vlastnosti. Z těchto materiálů může být vybrán právě ten, který bude nejlépe vyhovovat dané aplikaci.

Dále je nutno zvolit takovou strukturu materiálu, aby byl tisk co nejjednodušší a vyžadoval minimální počet podpor a to z důvodu úspory výrobního času a financí.



Varianta B kombinuje tisk modelu ze dvou různých materiálů a to z důvodu rozdílných požadavků na materiál v různých částech modelu. Ortopedická vložka musí být v oblasti paty měkká, aby dobře tlumila nárazy, v oblasti klenby pevná, aby dobře držela správný tvar nohy, a v přední části musí být ohebná, aby se vlivem opakovaného ohybu nezlomila. Zkombinovat tyto dva materiály do jednoho modelu je možné při použití FDM 3D tiskárny jež disponuje dvěma tryskami. V jedné trysce bude pevný materiál na stavbu hlavní struktury (např. PLA), a ve druhé flexibilní materiál vhodný pro stavbu stélky (např. Flex).

Stejně jako u varianty A jsou i zde využity Voroného diagramy, ale tentokrát ne ve 3D, ale pouze ve 2D, a ty jsou následně vysunuty do požadované výšky. Stejně jako trojrozměrné Voroného diagramy se taktéž jeho plošné verze vyskytují v přírodě.



Obr. 3.5 2D Voroného diagram – křídlo vážky [30]

Tento postup splňuje požadavky na zjednodušení modelu a na minimální počet podpor a je tudíž vhodný pro konstrukci.

## 4 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

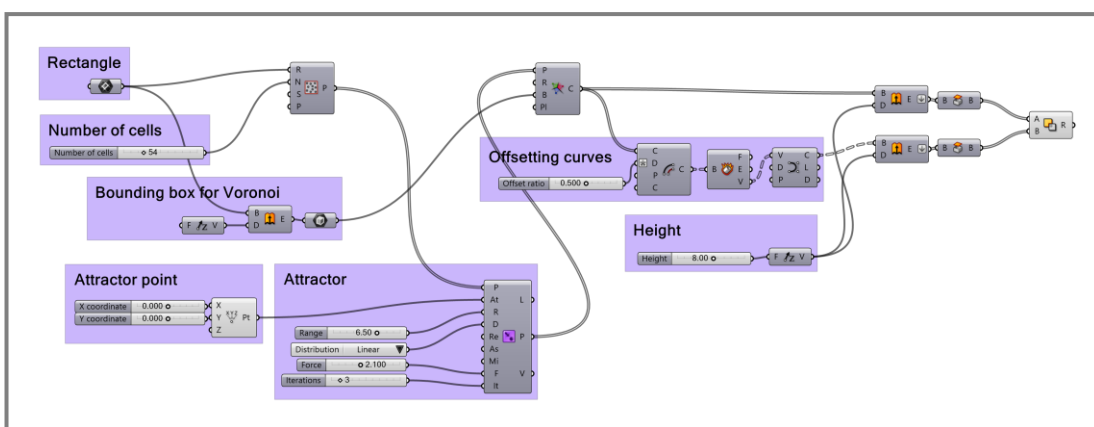
V konstrukčním řešení je popsán pracovní postup provedený při výrobě součásti, jenž obsahuje nejdůležitější body konstrukce i výroby.

Pro konstrukci ortopedické vložky vyrobené na míru pacienta je použita varianta B nastíněná v kapitole 3.2.

### 4.1

#### 4.1 Tvorba modelu

Pro tvorbu modelu byl použit program Rhinoceros, hlavně pak jeho Plug-In software Grasshopper pro algoritmické modelování. V programu Grasshopper se modeluje pomocí funkcí, které se následně propojují do funkčních schémat (Viz obr. 4.1). Výstupem je poté grafický model v programu Rhinoceros.



Obr. 4.1 Prostředí programu Grasshopper

### 4.2

#### 4.2 Návrh struktury materiálu

Při návrhu struktury materiálu se vycházelo z požadavků na jednoduchost a spolehlivost s ohledem na možnosti 3D tisku. Jak již bylo řečeno v předchozí kapitole, návrh struktury materiálu vychází z Voroného diagramu, který je poté z plochy vytažen do požadované výšky podle nohy pacienta. Tímto postupem bude dosaženo přesného vytvarování ortopedické vložky na danou nohu a tím pádem nebude docházet k otlakům a jiným bolestem na plosce nohy.

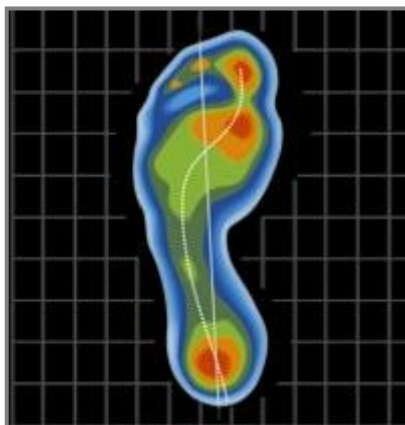
Aby měl finální výtisk požadované materiálové vlastnosti, je nutné zkombinovat dva materiály. Jeden pevný, který bude dávat součásti požadovaný tvar a pevnost a druhý, měkčí, který bude zajišťovat flexi a pohodlí. Toto je umožněno pomocí tzv. sendvičové konstrukce, což je vrstvení jednotlivých materiálů na sebe.

#### 4.2.1

##### 4.2.1 Postup tvorby modelu

Pro vytvoření modelu je nutné zkombinovat funkce jednak programu Grasshopper, tak i programu Rhinoceros. Struktura materiálu je vytvořena pomocí algoritmického modelování v programu Grasshopper a ta je poté převedena do programu Rhinoceros, kde se vytvoří sendvičová konstrukce a finální tvar součásti.

Algoritmus v programu Grasshopper začíná vytvořením množiny náhodně rozmístěných bodů na námi zvolené ploše. Do této množiny bodů následně v programu Rhinoceros zaneseme atraktory (body jež dokáží k sobě přitahovat okolní body), které na místech největšího tlaku na plošce nohy (červené oblasti na obr. 4.2) sít' bodů zhuští.

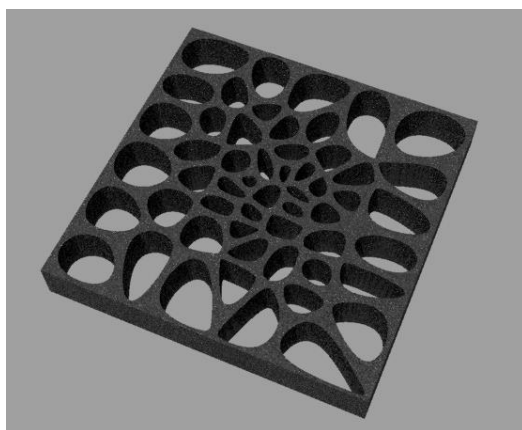


Obr. 4.2 Rozložení tlaků na plošce nohy [16]

Z takto vytvořené sítě bodů následně pomocí funkce „Voronoi“ vytvoříme Voroného diagram. Abychom dosáhli požadované struktury, je nutné ještě dále pracovat s Voroného buňkami. V každé buňce, která má teď tvar n-stranného polygonu, vytvoříme uzavřenou křivku, kterou odsadíme o určitou vzdálenost od Voroného hrany. Vzniklý prostor mezi křivkami je námi cílená struktura, kterou vysuneme o zvolenou hodnotu a poté pomocí funkce „Bake“ převedeme do programu Rhinoceros pro další úpravy.

Vývojový diagram se nachází v části příloh.

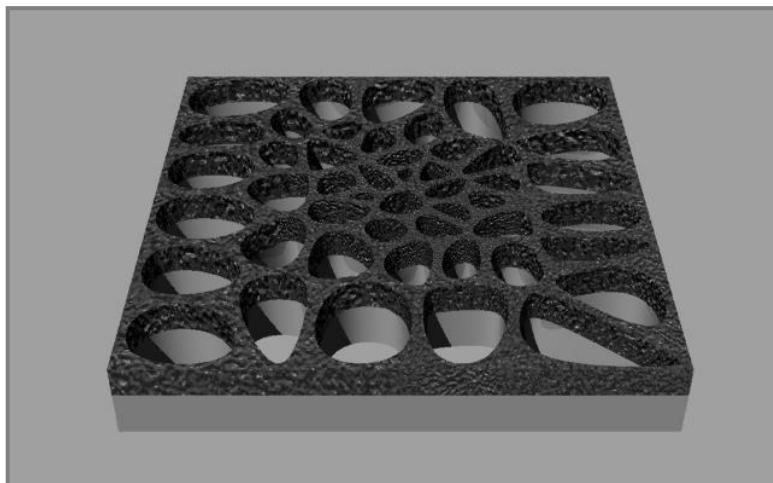
Vzorek struktury materiálu s jedním atraktorem uprostřed je zobrazen na obr. 4.3. Okolo tohoto bodu je dobře patrné nahuštění struktury.



Obr. 4.3 Vzorek po exportu z programu Grasshopper

V programu Rhinoceros je dále potřeba převést tuto strukturu, jenž je z programu Grasshopper exportována jako jednolitá. Abychom dosáhli sendvičové konstrukce, musíme model rozdělit a každé části přiřadit jiný materiál.

Výsledná struktura materiálu sendvičové konstrukce je zobrazena na obr. 4.4, kde je zobrazeno prolínání daných materiálů (šedá část - PLA, černá část - Flex).



Obr. 4.4 Výsledná struktura materiálu

4.2.2

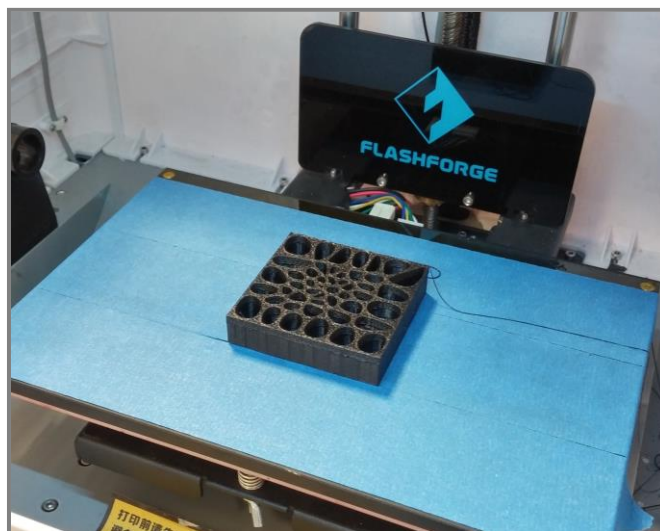
**4.2.2 Tisk struktury materiálu**

Posledním krokem v programu Rhinoceros je export modelu do formátu dat .stl pro převedení do 3D tiskárny.

Tisk součásti je uskutečněn na FDM 3D tiskárně Flashforge Dreamer. Po importu modelu a nastavení tiskových atributů jako je styl výplně, teplota trysky, teplota podložky, rychlost tisku a další (viz Tab. 1) v softwaru FlashPrint, dodávaném s tiskárnou, proběhne převedení modelu na datový soubor .g, jež „rozřeže“ model na jednotlivé vrstvy přesně tak jak je bude následně 3D tiskárna vrstvit. Po nahrání datového souboru do tiskárny se spustí tisková úloha, která již probíhá plně automaticky.

Tab. 1 Atributy tisku vzorku struktury

Atributy tisku vzorku struktury		
	PLA	Flex
rychlost tisku	80 mm/s	40 mm/s
výška vrstvy	0,20 mm (první vrstva 0,30 mm)	
teplota trysky	210°C	230°C
teplota podložky	40°C	50°C
počet obtahů struktury	1	1
výplň	100% Line	100% Line
tloušťka filamentu	1,75 mm	1,75 mm



Obr. 4.5 Vytisknutý vzorek struktury

## 4.4 Tvorba ortopedické vložky

4.4

### 4.4.1 Model ortopedické vložky

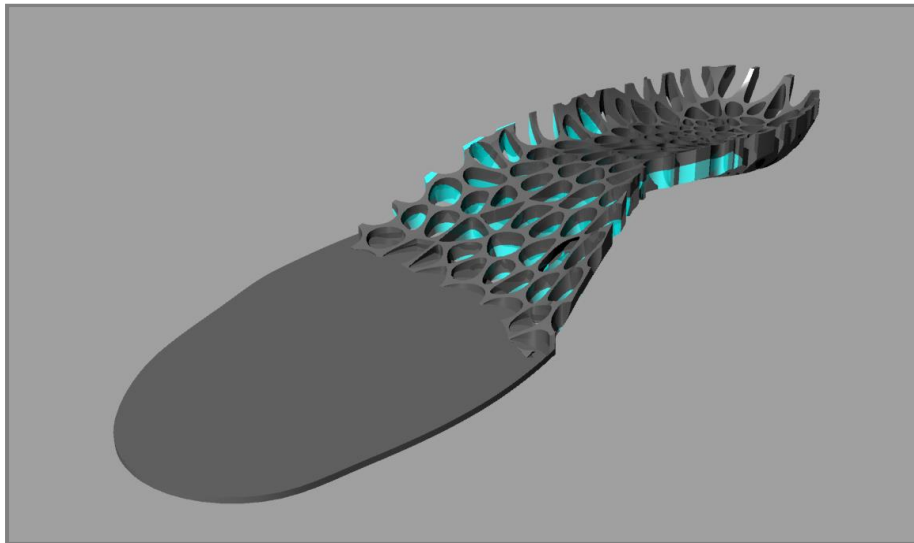
4.4.1

Pro vytvoření modelu ortopedické vložky v programu Rhinoceros je nejprve exportována struktura materiálu z programu Grasshopper a to s jedním attractorem v oblasti paty. Pro tvorbu ortopedické vložky stačí pouze jeden attractor, protože v přední části vložky, kde se nacházejí další tlakové body, bude již materiál tisknutý do plna. Následně je nakreslena křivka, která kopíruje tvar zamýšlené ortopedické vložky, a pomocí této křivky je materiál oříznut do požadovaného tvaru.

Dalším krokem je vytvarování profilu vložky podle pacientova chodidla. To je provedeno pomocí funkcí „Boolean“, kdy je od sebe odečten model chodidla a struktury. Takto vytvořený model je následně rozdělen na dvě části. První, jež se bude tisknout z PLA a druhá pro tisk z flexibilního materiálu.

Část pod klenbou bude vytisknuta z PLA, aby dobře držela tvar nohy a nedocházelo tak k propadání podélné klenby. Flex materiál bude použit pod patní částí, kde zajistí utlumením nárazů měkčí nášlap chodidla, a také v přední části, kde musí být vložka ohebná.

Velikost navrhované vložky je potřeba přizpůsobit tiskovému prostoru dané 3D tiskárny. Tiskárna FlashForge Dreamer umožňuje tisk součástí až do rozměru 230×150×140 mm (x×y×z), avšak doporučené maximální rozměry pro bezproblémový tisk součástí jsou 200×140×140 mm. Z těchto rozměrů je maximální velikost tisknutelné ortopedické vložky velikost EU 32. Navrhovaná ortopedická vložka je tudíž v tomto rozměru. [31] [32]



Obr. 4.6 Model ortopedické vložky

## 4.4.2

**4.4.2 3D tisk ortopedické vložky**

V této části bude popsán proces samotné výroby ortopedické vložky aditivní metodou.

Před samotným tiskem je nutné kalibrovat vyhřívanou podložku, aby byla přesně v rovině s tiskovou hlavou na všech jejích bodech a to z důvodu přesného tisku jednotlivých vrstev. Při špatném nastavení by mohlo docházet k ucpávání trysky nebo ke špatnému ulpívání materiálu na předchozí vrstvě a to obzvláště u první vrstvy.

Dalším krokem je nastavení atributů tisku u jednotlivých výtisků. Nejprve bude tisknuta součást z materiálu PLA.

Tab. 2 Atributy tisku PLA

Atributy tisku pro materiál PLA	
rychlost tisku	80 mm/s
výška vrstvy	0,20 mm (první vrstva 0,30 mm)
teplota trysky	230°C
teplota podložky	50°C
engine tvorby podpor	Slic3r
počet obtahů struktury	1
výplň	100% Line
tloušťka filamentu	1,75 mm
potřebná délka filamentu	2,95 m
čas tisku	1:20 h

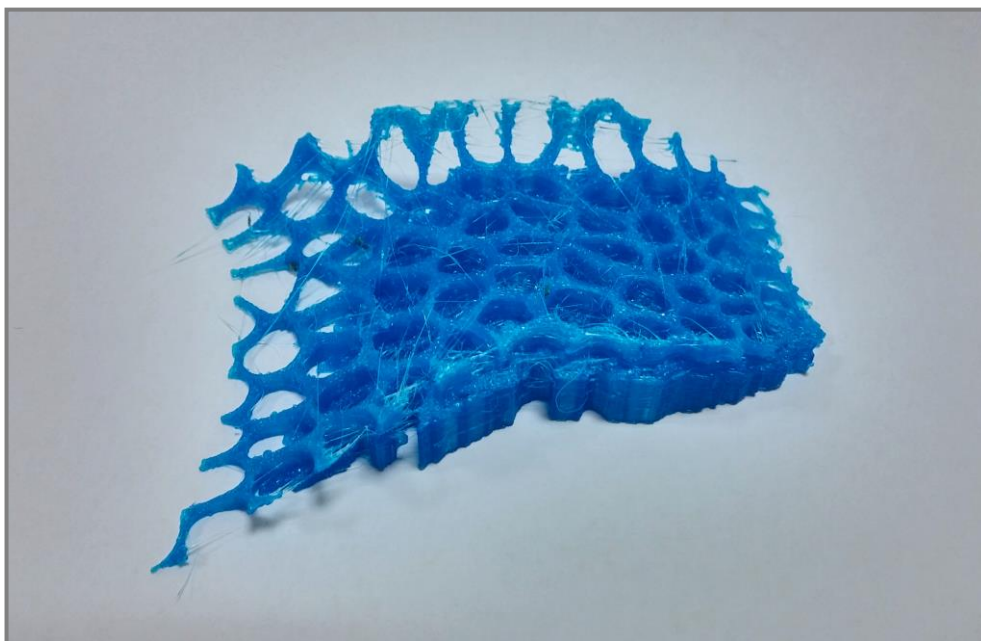
Druhým tisknutým materiálem je Flex. Z důvodu velmi měkkého filamentu musí být tisková rychlost velmi nízká, aby se materiál nezasekával ve trysce a nedocházelo tak k tiskovým chybám. Dále je nutné zvolit jiný engine pro tvorbu podpěr a to z důvodu, že podpěry z materiálu Flex nejsou křehké a tím pádem se nedají

odlamovat. Engine Skeinforge tvoří podpěry jako velmi tenké linky materiálu, které se dají po dotisknutí z modelu odtrhnout.

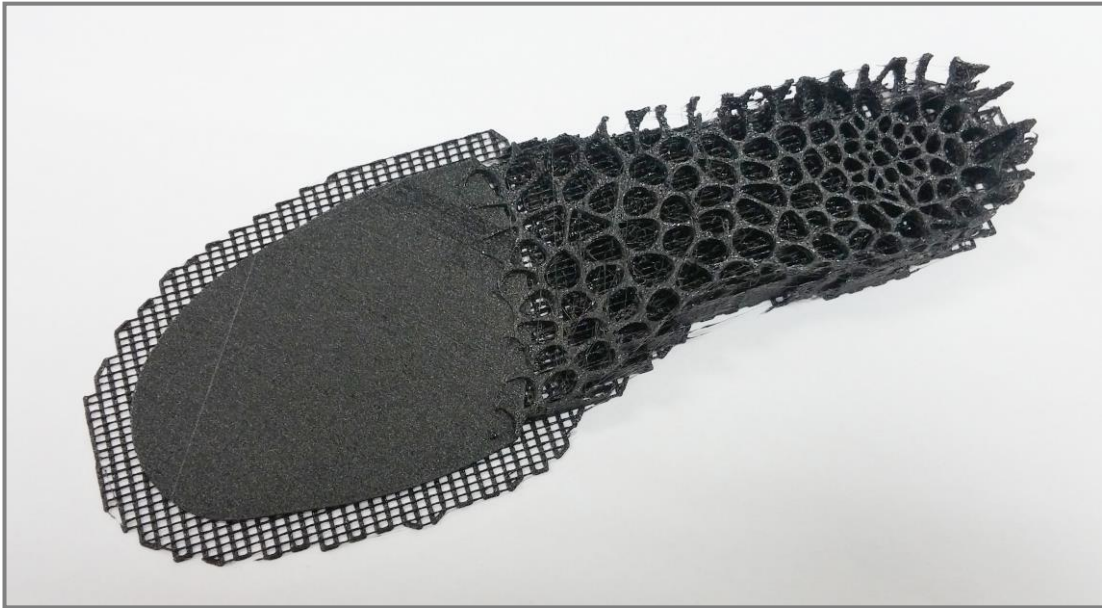
Tab. 3 Atributy tisku Flex

Atributy tisku pro materiál Flex	
rychlost tisku	30 mm/s
výška vrstvy	0,20 mm
teplota trysky	230°C
teplota podložky	40°C
engine tvorby podpor	Skeinforge
počet obtahů struktury	1
výplň	100% Line
tloušťka filamentu	1,75 mm
potřebná délka filamentu	8,83 m
čas tisku	4:21 h

Obrázky jednotlivých výtisků po vyjmutí z tiskového prostoru jsou zobrazeny na Obr. 4.7 a Obr. 4.8. Na výtisku z materiálu PLA (modrý výtisk) je vidět mnoho nežádoucích vláken. To je způsobeno příliš velkou teplotou trysky. Pro tento materiál by stačila teplota trysky 205-210°C.



Obr. 4.7 Část z PLA po vyjmutí z tiskárny

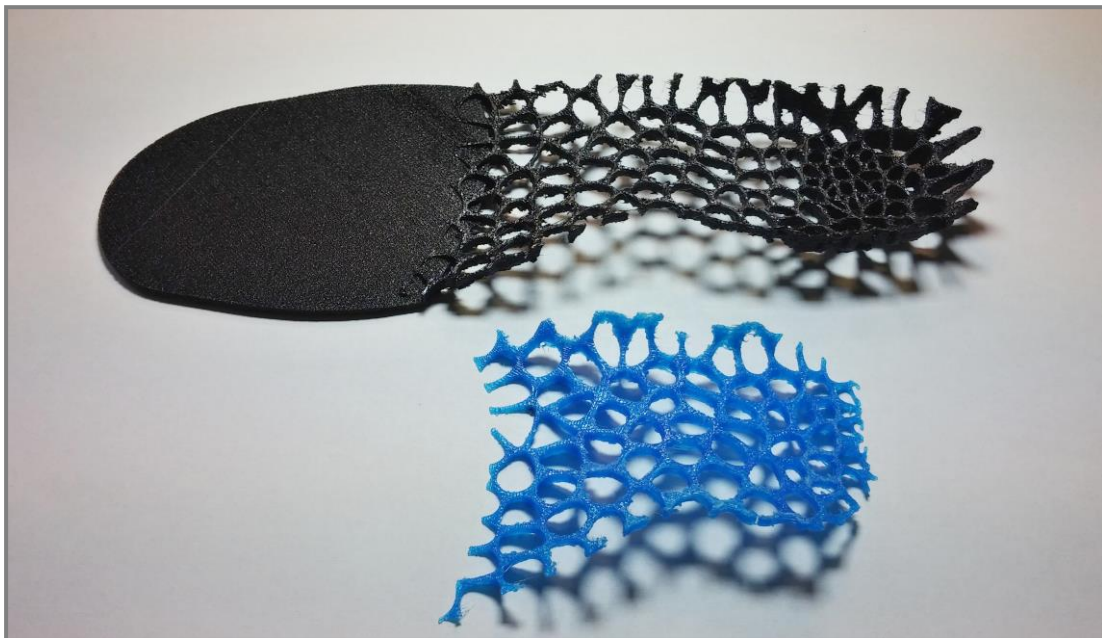


Obr. 4.8 Část z Flex po vyjmutí z tiskárny

#### 4.4.3

#### 4.4.3 Postprocessing

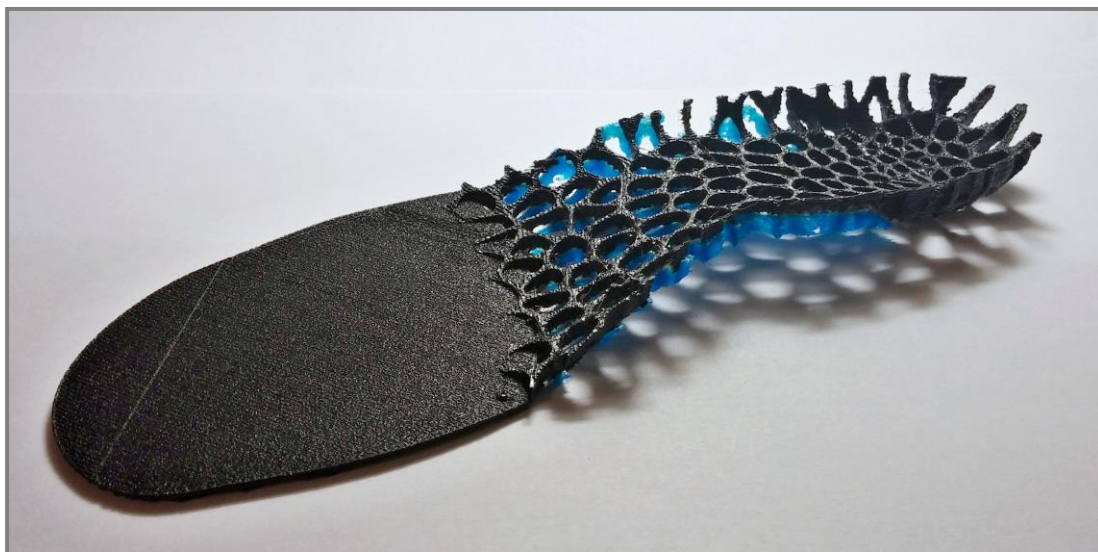
Oba výtisky potřebovaly podpěry pro jejich správné vytisknutí. Každý výtisk měl podpěry ze stejného materiálu, z jakého byl sám tisknut, a proto měl i jiný způsob jejich odstraňování. U výtisku z materiálu PLA se daly podpěry odlomit, avšak z materiálu Flex se musely odtrhávat. Výtisk z PLA se následně brousil od otřepů a zbytků podpěr.



Obr. 4.9 Výtisky součástí před slepením



Po dokončení opracování se oba výtisky odmastily technickým benzinem a slepily dohromady.



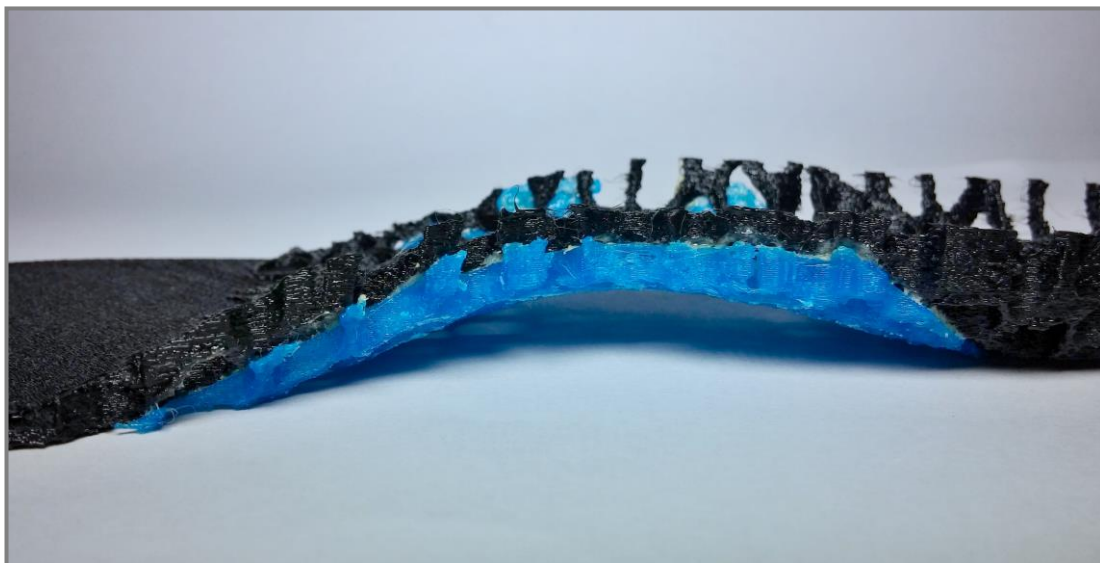
Obr. 4.10 Konečný výtisk ortopedické vložky



Obr. 4.11 Konečný výtisk ortopedické vložky z boku



Obr. 4.12 Detail klenby 1



Obr. 4.13 Detail klenby 2

## 5 DISKUZE

Cílem této bakalářské práce bylo navrhnout a zkonstruovat individuální ortopedickou vložku na míru pacienta pomocí technologie Rapid Prototypingu a tento návrh dále realizovat pomocí 3D tisku.

Konstrukční řešení bylo vypracováno jako inovativní přístup k problematice individuálních ortopedických vložek v odvětví technické ortopedie. Inspirace pro technologii byla čerpána od předního českého výrobce ortopedických vložek na míru, který však používá technologii frézování z homogenního materiálu. Struktura materiálu použitého pro tuto aplikaci byla inspirována Voroného diagramem, jež se v různých formách vyskytuje v přírodě.

Díly funkční součásti byly vyrobeny technologií Rapid Prototypingu na FDM 3D tiskárně z PLA plastu a Flex materiálu. 3D tiskárna pracovala s tiskem pouze z jedné tiskové hlavy a tudíž byla každá součást tisknuta zvlášť. Následně se součásti očistily od podpor a otrepů a slepily se dohromady, čímž vznikla finální funkční součást. Kdyby byla použita tiskárna, jež umožňuje tisk ze dvou tiskových hlav, bylo by možné součást vytisknout najednou bez potřeby následného lepení. Výtisk by také potřeboval pouze jednu podpěru, která by byla z PLA, a tudíž by ji bylo jednoduché po skončení tisku odstranit.

Celkový tiskový čas obou součástí byl necelých 6 hodin, což je čas tisku součástí jedné vložky velikosti EU 32 bez postprocesingu při použití tiskárny s jednou tiskovou hlavou. Toto omezení velikosti bylo dané velikostí tiskového prostoru dané 3D tiskárny. Kdyby byla použita dvoutrysková 3D tiskárna s velikostí tiskového prostoru alespoň 300×250 mm, bylo by možné tisknout obě vložky najednou v celku a to až do velikosti EU 47. Použití dvou trysek by celkový čas na vytisknutí jedné vložky zkrátilo z důvodu použití pouze jedné podpěry, avšak tisk obou vložek najednou by čas pro tisk opět prodloužil. [32]

Výhodou zpracovaného konstrukčního řešení je nízká hmotnost a relativně vysoká pružnost, jež se pohybuje v rozmezí SHORE A 30-40 (měkký až středně měkký materiál).

Nevýhodou je dlouhá doba tisku v důsledku tvarové členitosti.

Výsledné konstrukční řešení této práce přichází s novým typem ortopedické vložky na míru pacienta. Dosud nebyla komerčně využita žádná podobná aplikace této struktury v odvětví technické ortopedie a tato aplikace není ani součástí žádných doposud registrovaných patentů. V tomto směru může být tato bakalářská práce chápána jako přínos do oblasti kalceotiky.

Návazností této bakalářské práce by mohly být funkční testy takto vytisknutých ortopedických vložek, které by potvrdily nebo vyvrátily vhodnost konstrukce a použitých materiálů. Materiál PLA by mohl působit problémy z důvodu jeho křehkosti a mohl by být později nahrazen za materiál ABS, který je pevnější.

## **6 ZÁVĚR**

Tato bakalářská práce popisuje proces tvorby skořepinové ortopedické vložky pomocí 3D tisku, která přichází s inovativním řešením této ortopedické pomůcky.

Funkční součást byla vyrobena technologií Rapid Prototypingu na FDM 3D tiskárně a skládá se ze dvou dílů. První díl je vyroben z pevného PLA plastu, jenž vložce dodává tvarovou stálost a pevnost a druhý díl, vyrobený z Flex materiálu, dodává součásti měkkost, pružnost a schopnost tlumení nárazů.

Tato pilotní studie prokázala potenciál pro průmyslovou aplikaci. Všechny výtisky jsou již funkčními součástmi a mohou být tudíž ihned po vytisknutí použity v praxi. Konstrukční návrh by mohl být využíván odbornými pracovišti technické ortopedie, která vyrábí ortopedické vložky na míru pacienta.

Cíle práce byly splněny.

**7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ**

- [1] GALLO, Jiří. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 211 s. ISBN 978-802-4424-866.
- [2] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2., přeprac. a doplň. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-802-4743-578.
- [3] YAN, Yongnian, Shengjie LI, Renji ZHANG, Feng LIN, Rendong WU, Qingping LU, Zhuo XIONG a Xiaohong WANG. Rapid prototyping and manufacturing technology: Principle, representative technics, applications, and development trends. *Tsinghua Science and Technology* [online]. 2009, vol. 14, S1, s. 1-12 [cit. 2015-03-22]. DOI: 10.1016/S1007-0214(09)70059-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6075759>
- [4] GEBHARDT, Andreas. *Understanding additive manufacturing: Rapid Prototyping - Rapid Tooling - Rapid Manufacturing* [online]. Munich: Hanser, 2012 [cit. 2015-03-22]. ISBN 978-344-6425-521. Dostupné z: [http://app.knovel.com/web/toc.v/cid:kpUAMRPRT5/viewerType:toc/root\\_slug:understanding-additive-manufacturing---rapid-prototyping-rapidtooling-rapid-manufacturing](http://app.knovel.com/web/toc.v/cid:kpUAMRPRT5/viewerType:toc/root_slug:understanding-additive-manufacturing---rapid-prototyping-rapidtooling-rapid-manufacturing)
- [5] Základy 3D tisku od Josefa Průši. *Kniha základy 3D tisku od Josefa Průši* [online]. 2014, : 12 s [cit. 2015-03-22]. Dostupné z: <http://www.prusa3d.cz/kniha-zaklady-3d-tisku-josefa-prusi/>
- [6] Our History. *Dr. Scholl Foundation* [online]. [cit. 2015-03-22]. Dostupné z: <http://www.drschollfoundation.com/history.html>
- [7] Our History. *Dr. Scholl Foundation* [online]. [cit. 2015-03-24]. Dostupné z: <http://www.drschollfoundation.com/history.html>
- [8] Kosterní soustava: Vnitřní stavba kosti. *Gymnázium a Střední odborná škola pedagogická, Znojmo: projekt SIPVZ 1842P2006, verze 1.03* [online]. 2006 [cit. 2015-03-24]. Dostupné z: [http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Textbook\\_Textbook.php?intSectionId=10300](http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=10300)
- [9] PÍŠKA, Miroslav. *Speciální technologie obrábění*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2009, 247 s. ISBN 978-80-214-4025-8.
- [10] NAVRÁTIL, Ing. Robert. *Rapid Prototyping* [online]. leden 2000 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: <http://robo.hyperlink.cz/rapid/index.html>
- [11] Rapid Prototyping: SGC. *Efunda* [online]. 2015 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: [http://www.efunda.com/processes/rapid\\_prototyping/sgc.cfm](http://www.efunda.com/processes/rapid_prototyping/sgc.cfm)
- [12] Direct Metal Laser Sintering. *Innomia.cz* [online]. 2007 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: <http://www.dmls.cz/>
- [13] FDM Thermoplastics. *RedEye: A Stratasys Company* [online]. 2015 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: <http://www.redeyeondemand.com/fdm-thermoplastics/>
- [14] FDM Materály. *TECNOTRADE OBRÁBĚCÍ STROJE S.R.O. Stratasys* [online]. 2015 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: <http://www.objet.cz/materialy/fdm-materialy>
- [15] Dynamické vložky digi. *Ergon a.s.: ortopedické vložky* [online]. 1999 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: <http://www.ergon.cz/cz/products.asp?cat=2&subcat=4>

- [16] *VLOŽKY digiMED: převratná technologie v péči o nohy*. 2 s. Dostupné z: [http://www.ergon.cz/download/ergon\\_skladanka-digimed.pdf](http://www.ergon.cz/download/ergon_skladanka-digimed.pdf)
- [17] FENNER DRIVES INC. *NinjaFlex* [online]. 2014 [cit. 2015-04-16]. Dostupné z: <http://www.ninjaxflex3d.com/>
- [18] PETŘÍK, Oldřich. *Voroného diagramy: Matematické modelování* [online]. Plzeň, 2008 [cit. 2015-04-16]. Dostupné z: <http://home.zcu.cz/~mikaMM/Galerie%20studentskych%20praci%20MM/2008/Pet%20C5%99%C3%ADk%20Old%20C5%99ich%20-%20Voron%C3%A9ho%20diagramy.pdf>. Semestrální práce. Západočeská univerzita v Plzni.
- [19] BAYER, Tomáš. *Voronoi diagram: Vlastnosti, použití, konstrukce. Zobecněné Voronoi diagramy*. [online]. Praha, 2015 [cit. 16.4.2015]. Dostupné z: <https://web.natur.cuni.cz/~bayertom/Adk/adk6.pdf>
- [20] PLA – biopolymer polylaktická kyselina. *Resinex* [online]. 2015 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.resinex.cz/polymerove-typy/pla.html>
- [21] HOW TO SUCCEED WHEN PRINTING IN PLA. *MatterHackers* [online]. 2013 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.matterhackers.com/articles/how-to-succeed-when-printing-in-pla>
- [22] Podélně plochá noha: pes planus. *Studio zdravého obouvání* [online]. 2010 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z: <http://www.zdraveobouvani.cz/ortopedicke-vlozky/podelne-plocha-noha/>
- [23] Prečo sú kvalitné vložky vo vašich topánkach dôležité? *Shooos.sk: SuperFeet* [online]. 2012 [cit. 2015-05-14]. Dostupné z: <http://www.shooos.sk/blog/preco-su-kvalitne-vlozky-vo-vasich-topankach-dolezite>
- [24] *Custompart.net* [online]. 2009 [cit. 2015-04-03]. Dostupné z: <http://www.custompartnet.com/>
- [25] *Inventapart: Rapid Prototyping* [online]. 2014 [cit. 2015-04-03]. Dostupné z: <https://www.inventapart.com/>
- [26] *Solid Ground Curing* [online]. 2015 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Solid\\_Ground\\_Curing](http://en.wikipedia.org/wiki/Solid_Ground_Curing)
- [27] MJM. *3D format* [online]. 2015 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: <http://www.3d-format.ru/technologies/mjm/>
- [28] Jotero.com 3D-Scan and 3D Vermessung. *Jotero.com* [online]. 2012 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: <http://forum.jotero.com/viewtopic.php?p=2544&sid=960a7e285e79abcee9b288b217f5c3b5>
- [29] Knochen und Knochengewebe. *Funktionelle Anatomie des Menschen* [online]. 2015 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: [http://www.physiology-online.com/ana\\_site/organe-knochen.html](http://www.physiology-online.com/ana_site/organe-knochen.html)
- [30] Voronoi diagram in dragon fly wing. *Matt Kingstreet* [online]. 2010 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <https://mkingstreet.wordpress.com/portfolio/kunsthal/voronoi-diagram-in-dragon-fly-wing/>
- [31] Dreamer. *FlashForge: 3D printer* [online]. 2014 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://www.ff3dp.com/#!dreamer/cwvdy>
- [32] Boty. *Tabulkavelikosti.cz* [online]. 1999 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://www.tabulkavelikosti.cz/boty>

- [33] WOHLERS, Terry T. *Wohlers report 2012: additive manufacturing and 3D printing state of the industry : annual worldwide progress report*. Fort Collins, Col: Wohlers Associates, 2012. ISBN 09-754-4298-8.

---

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

<b>Zkratka</b>	<b>Význam</b>
3D	Trojrozměrný
ABS	Akrylonitrilbutadienstyren
ASA	Acrylonitrile Styrene Acrylate
CAD	Počítačem podporované navrhování
CAM	Počítačem podporovaná výroba
DLMS	Direct Laser Metal Sintering
EtO	Ethylen Oxide
FDM	Fused Deposition Modeling
FST	Flame, Smoke, Toxicity hodnocení
ISO	International Organization for Standardization
LOM	Laminated Object Manufacturing
MJM	Multi Jet Modeling
NC	Číslicové řízení
PC	Polykarbonát
PLA	Kyselina polylaktická
PPSF	Polyphenylsulfone
RP	Rapid Prototyping
SGC	Solid Ground Curing
SLA	Stereolitografie
SLS	Selective Laser Sintering



## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obr. 1.1</b> Podélná (červená) a příčná (zelená) klenba lidské nohy [1]	13
<b>Obr. 1.2</b> Zdravá noha [22]	14
<b>Obr. 1.3</b> Plochá noha – propadlá podélná klenba [22]	14
<b>Obr. 1.4</b> Řetězení problémů ploché nohy oproti zdravé noze [23]	15
<b>Obr. 1.5</b> Frézovaná ortopedická vložky od firmy Ergon a.s. [15]	17
<b>Obr. 1.6</b> Vyšetření pomocí digitální baropodometrie [16]	18
<b>Obr. 1.7</b> Frézka pro výrobu vložek digiMed [16]	18
<b>Obr. 1.8</b> Metoda Stereolitografie [24]	20
<b>Obr. 1.9</b> Solid Ground Curing [26]	21
<b>Obr. 1.10</b> Selective Laser Sintering [24]	22
<b>Obr. 1.11</b> Metoda Direct Metal Laser Sintering [24]	24
<b>Obr. 1.12</b> Metoda Laminated Object Manufacturing [24]	25
<b>Obr. 1.13</b> Metoda Multi Jet Modeling [27]	26
<b>Obr. 1.14</b> Princip metody FDM [24]	27
<b>Obr. 1.15</b> Jednoduchá FDM 3D tiskárna [25]	28
<b>Obr. 1.16</b> Vzorek materiálu ABS [13]	29
<b>Obr. 1.17</b> Vzorek materiálu ABS-ESD7 [13]	29
<b>Obr. 1.18</b> Vzorek materiálu ABS-M30 [14]	30
<b>Obr. 1.19</b> Vzorek materiálu ABS-M30i [14]	30
<b>Obr. 1.20</b> Vzorek materiálu ABSi [13]	31
<b>Obr. 1.21</b> Vzorek materiálu ASA [13]	31
<b>Obr. 1.22</b> Vzorek materiálu Nylon 12 [13]	32
<b>Obr. 1.23</b> Vzorek materiálu PC [13]	33
<b>Obr. 1.24</b> Vzorek materiálu PC-ABS [14]	33
<b>Obr. 1.25</b> Vzorek materiálu PC-ISO [14]	34
<b>Obr. 1.26</b> Vzorek materiálu PPSF [13]	34
<b>Obr. 1.27</b> Vzorek materiálu ULTEM 1010 [13]	35
<b>Obr. 1.28</b> Vzorek materiálu ULTEM 9085 [14]	35
<b>Obr. 1.29</b> Vzorek materiálu NinjaFlex [17]	36
<b>Obr. 3.1</b> Houbovitá kostní tkáň [29]	38
<b>Obr. 3.2</b> Voroného diagram [19]	39
<b>Obr. 3.3</b> Model struktury materiálu vytvořený programem Grasshopper	39
<b>Obr. 3.4</b> Požadovaná struktura materiálu [28]	40
<b>Obr. 3.5</b> 2D Voroného diagram – křídlo vážky [30]	41
<b>Obr. 4.1</b> Prostředí programu Grasshopper	42
<b>Obr. 4.2</b> Rozložení tlaků na plosce nohy [16]	43
<b>Obr. 4.3</b> Vzorek po exportu z programu Grasshopper	43
<b>Obr. 4.4</b> Výsledná struktura materiálu	44
<b>Obr. 4.5</b> Vytisknutý vzorek struktury	45
<b>Obr. 4.6</b> Model ortopedické vložky	46
<b>Obr. 4.7</b> Část z PLA po vyjmutí z tiskárny	47
<b>Obr. 4.8</b> Část z Flex po vyjmutí z tiskárny	48
<b>Obr. 4.9</b> Výtisky součástí před slepením	48
<b>Obr. 4.10</b> Konečný výtisk ortopedické vložky	49
<b>Obr. 4.11</b> Konečný výtisk ortopedické vložky z boku	49
<b>Obr. 4.12</b> Detail klenby 1	49

**Obr. 4.13** Detail klenby 2

50

## SEZNAM TABULEK

---

<b>Tab. 1</b> Atributy tisku vzorku struktury	44
<b>Tab. 2</b> Atributy tisku PLA	46
<b>Tab. 3</b> Atributy tisku Flex	47

---

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1

Vývojový diagram struktury materiálu

