



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

## MODERNÍ METODY VÝROBY IMPLANTÁTŮ TECHNOLOGIEMI RAPID PROTOTYPING

MODERN METHODS OF IMPLANT MANUFACTURING BY RAPID PROTOTYPING TECHNOLOGY

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Lenka Dobešová

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

BRNO 2017

# Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav strojírenské technologie  
Studentka: **Lenka Dobešová**  
Studijní program: Strojírenství  
Studijní obor: Strojírenská technologie  
Vedoucí práce: **prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.**  
Akademický rok: 2016/17

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:

## **Moderní metody výroby implantátů technologiemi Rapid Prototyping**

### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Základní popis moderních metod výroby implantátů technologiemi Rapid Prototyping, rozbor vlivu technologických podmínek na dosahovanou kvalitu výrobků.

### **Cíle bakalářské práce:**

Přehled výrobních technologií Rapid Prototyping.

Aplikace technologií metod Rapid Prototyping pro výrobu implantátů.

Vliv technologických podmínek vybrané metody Rapid Prototyping na dosahovanou kvalitu výrobků.

### **Seznam doporučené literatury:**

LEVY, G. N., SCHINDEL, R., KRUTH, J. P. Rapid Manufacturing and Rapid Tooling with Layer Manufacturing (LM) Technologies, State of The Art and Future Perspectives. Annals of the CIRP Vol. 52/2/2003 pp. 589-609.

BOIVIE, K. Metals. An Overview of Processes and Materials Dagen Kista. September 19, 2013. [cit. 18.11.2013]. Dostupné z: <http://3dp.se/wp-content/uploads/2013/09/Klas-Boivie-Sintef.pdf>.

BOIVIE, K., KARLSEN, R., YSTGAARD, P. The concept of hybrid manufacturing for high performance parts. South African Journal of Industrial Engineering, July 2012, Vol 23 (2): pp. 106-115.

BOIVIE, K., KARLSEN, R., Van der EIJK, C. Material Issues of the Metal Printing Process. Department of Production and Quality Engineering, Norwegian University of Science and Technology, NTNU, Trondheim, Norway. SINTEF Technology and Society, Product and Production, Trondheim, Norway. SINTEF Materials and Chemistry, Metallurgy, Trondheim, Norway, 2011. [cit. 18.11.2013]. Dostupné z: <https://www.sintef.no/publikasjoner/publikasjon/download/?pubId=SINTEF+S4627>.

GHARBIA, M. et al. Influence of a pulsed laser regime on surface finish induced by the direct metal deposition process on a Ti64 alloy. Journal of Materials Processing Technology. Volume 214, Issue 2, February 2014, pp. 485–495.

KRŠEK, P., KRUPA, P.: Human tissue geometrical modelling, In: Applied Simulation and Modeling, Calgary, CA, IASTED, 2003, s. 357-362, ISBN 0-88986-384-9.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.  
ředitel ústavu

---

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

## ABSTRAKT

Bakalářská práce je zaměřena na moderní metody výroby implantátů technologiemi Rapid Prototyping. V bakalářské práci je proveden základní popis nekonvenčních technologií výroby Rapid Prototyping, známých jako aditivní metody. Jsou zde popsány výhody a nevýhody těchto technologií, a také porovnání s CNC obráběním. Dále se práce věnuje porovnání různých vstupních práškových materiálů pro technologii Electron Beam Melting. Popisuje se zde jejich chemické složení a mechanické vlastnosti.

### Klíčová slova

Rapid prototyping, technologie EBM, implantáty

## ABSTRACT

The bachelor thesis is focused on modern methods of implant manufacturing by Rapid Prototyping technology. This research describes the possibilities of using unconventional technologies known as Rapid Prototyping methods. These methods make part of Additive manufacturing technologies. The advantages and the disadvantages of those technologies are described in this bachelor thesis, as well as comparison with CNC machining. The project compares different powder materials for EBM technology. This research describes chemical composition and mechanical properties of those powder materials.

### Key words

Rapid prototyping, EBM technology, implants

## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

DOBEŠOVÁ, Lenka. *Moderní metody výroby implantátů technologiemi Rapid Prototyping*. Brno 2015. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. 35 s. Vedoucí práce prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma **Moderní metody výroby implantátů technologiemi Rapid Prototyping** vypracoval(a) samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

---

Datum

---

Dobešová Lenka

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto prof. Ing. Miroslav Piška, CSc. za cenné připomínky a rady, které mi poskytl při vypracování bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat panu inženýru Oscaru Hedinovi za možnost návštěvy firmy Arcam AB a seznámení s technologií přímo v praxi.

---

**OBSAH**

ABSTRAKT .....	3
PROHLÁŠENÍ .....	4
PODĚKOVÁNÍ.....	5
OBSAH.....	6
ÚVOD .....	8
1 PŘEHLED VÝROBNÍCH TECHNOLOGIÍ RAPID PROTOTYPING PRO VÝROBU IMPLANTÁTŮ .....	9
1.1 Přehled a rozdělení technologií RP .....	9
1.2 Práškové metody Rapid Prototyping .....	10
1.2.1 Laserové spékání – SLM .....	10
1.2.2 Direct Laser Sintering - DMLS .....	11
1.2.3 Electron Beam Melting - EBM .....	11
1.2.4 Metal Printing Proces - MPP .....	12
1.2.5 Laser Engineered Net Shaping - LENS.....	14
2 APLIKACE METOD RP PŘI VÝROBĚ IMPLANTÁTŮ .....	15
2.1 Druhy implantátů vyrobené pomocí RP .....	15
2.1.1 Kolenní implantáty .....	15
2.1.2 Kyčelní implantáty .....	16
2.1.3 Obličejové a lebeční implantáty .....	17
2.1.4 Dentální náhrady .....	17
2.1.5 Fixní náhrada meziobratlové ploténky .....	18
2.2 Výhody použití metod RP pro výrobu implantátů.....	18
2.2.1 Porézní a otevřená síťovaná struktura implantátu .....	18
2.2.2 Biokompatibilita implantátů .....	19
2.3 Nevýhody použití metod RP pro výrobu implantátů.....	19
2.4 Porovnání RP a CNC technologií pro výrobu implantátů.....	20
3 VLIV TECHNOLOGICKÝCH PODMÍNEK METODY EBM NA KVALITU.....	21
3.1 Princip metody EBM.....	21
3.2 Zařízení pro výrobu implantátu metodou EBM .....	22
3.3 Materiály pro výrobu implantátů .....	23
3.3.1 Materiál Ti6Al4V .....	23
3.3.2 Materiál Ti6Al4V ELI .....	25
3.3.3 Materiál Grade 2 Titanium .....	27
3.3.1 Materiál ASTM F75 CoCr.....	28

---

ZÁVĚR .....	31
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ .....	32
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK .....	34



## ÚVOD

Dříve se k výrobě implantátů využívalo především vysokorychlostní obrábění. Ovšem s postupem výzkumu a rozvojem nových technologií, především metod Rapid Prototyping se objevili i další možnosti k jejich výrobě. Tyto nekonvenční technologie jsou založeny na principu spékání kovového práškového materiálu dle předlohy dat získaných z 3D modelu. Jednou z největších výhod těchto metod je možnost výroby strukturovaných součástí, tedy získání porézní struktury, vytvoření komplexní geometrie zadané součásti a v neposlední řadě také dosažení spolehlivých mechanických vlastností. Finanční a časová náročnost výroby implantátu technologiemi Rapid Prototyping není odlišná od požadavků na standardní obrábění.

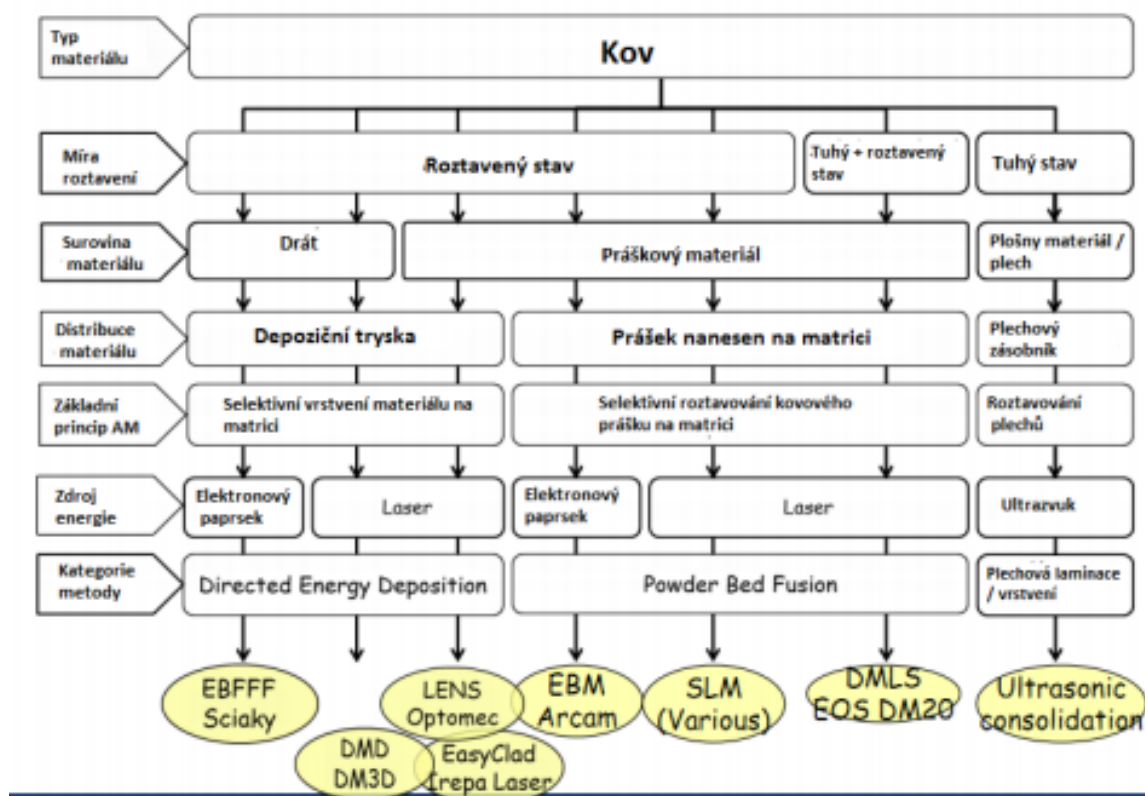
Cílem práce je zkoumání jednotlivých metod RP, především technologie Electron Beam Melting (dále jen „EBM“). Dále jejich aplikace při výrobě implantátů a na závěr vliv různých vstupních kovových materiálů na kvalitu zhotovených součástí.

# 1 PŘEHLED VÝROBNÍCH TECHNOLOGIÍ RAPID PROTOTYPING PRO VÝROBU IMPLANTÁTŮ

## 1.1 Přehled a rozdělení technologií RP

Technologie RP patří mezi nekonvenční výrobní technologie, které se dnes podle technologického principu tvorby součástí přidáváním a spojování částic nazývají aditivní (tzv. Additive Manufacturing – dále jen „AM“) [1]. Pomocí tohoto fúzního procesu je generován tvar dané součásti po vrstvách pomocí jejich prostorových dat (3D-CAD), práškového materiálu a dalších technologických podmínek zpracování. Dnes lze pomocí těchto technologií vyrábět součásti s přesností IT 8-15 a drsnosti povrchu přibližně  $Ra=3,2-25,0 \mu\text{m}$  [2,3].

Technologie Rapid Prototyping se rozdělují z hlediska vstupního materiálu, způsobu přivedení materiálu na matrici a výběru zdroje energie ke spékání jednotlivých vrstev. Rozdělení je znázorněno na obr. 1.1.



Obr. 1.1 Rozdělení technologií Rapid Prototyping [3].

Pro výrobu implantátů jsou vhodné práškové metody: Selective Laser Melting (SLM), Electron Beam Melting (EBM), Laser Engineered Net Shaping/Optomet (LENS), Direct Metal Laser Sintering (DMLS) a Metal printing proces (MPP), protože umožňují spékat i nestabilní biokompatibilní materiály (slitiny titanu, kobalt chromu).

## 1.2 Práškové metody Rapid Prototyping

Pod pojmem práškové metody se rozumí technologie Powder Bed Fusion, která je založena na principu nanášení vrstev prášku na základovou desku. Současně s výrobou dané součásti probíhá i výstavba podporových stěn kolem ní, které ji podpírají a brání jejímu zhroucení. Jednotlivé vrstvy prášku jsou následně spečeny buď elektronovým paprskem (tzv. Electron Beam Melting – dále jen „EBM“) nebo laserem (tzv. Selective Laser Melting – dále jen „SLM“), Direct Metal Sintering (dále jen „DMLS“) [3]. Do této kategorie se řadí i 3D – tisk (tzv. Metal Printing Process – dále „MPP“) [4].

### 1.2.1 Laserové spékání – SLM

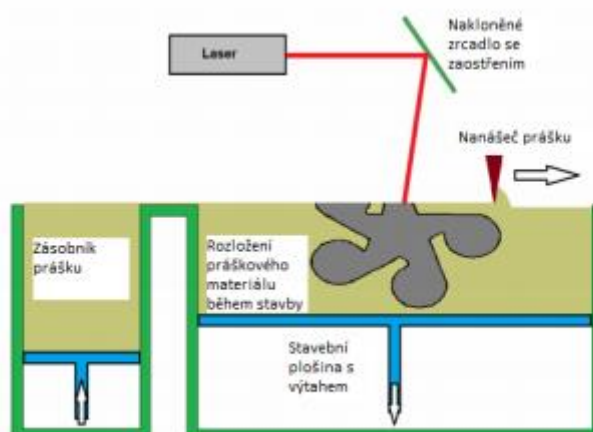
Selective Laser Melting je proces, při kterém se ke spékání kovových prášků používá laser, [1,3] nejčastěji Nd: YAG laser s vlnovou délkou 1064 nm [1]. Mezi technologie SLM, které využívají jako zdroj energie laser, patří Concept Laser, EOS, SLM Solution, Relizer, 3D Systems [4].

Proces výroby součásti začíná přípravou dvou kontejnerů s kovovým práškem. První z kontejnerů se umístí do horní části stroje nad dávkovací komoru, odkud je prášek načerpán dusíkem. Druhý kontejner je uložen pod přepadem stroje, kde slouží k uložení zbylého prášku. Zbylý prášek je možné znovu použít pro další výrobu, ale nejprve se musí vyčistit ve vibrační prosévací komoře.

Procesní komora stroje se skládá ze stavební a dávkovací komory. V celém prostoru je vakuum s inertním plynem dusíkem [5]. Do stavební komory je umístěna deska, která je nejprve otryskána a odmagnetována tak, aby nedocházelo k odrazu laserového paprsku a aby se první depoziční vrstva mohla dostatečně zakotvit.

Nad stavební komorou je umístěna laserová jednotka s optickým systémem. Laserový paprsek o výkonu v rozmezí 100–400 W je čočkou rozložen do roviny. Hodnota výkonu laseru ovlivňuje kvalitu povrchu vyráběné součásti [1].

Dávkovací komora nanese vrstvu prášku o tloušťce 0,05 – 0,1 mm, poté proběhne spékání laserovým paprskem. Dále se stavební komora posune dolů a celý proces se znovu opakuje až do vyhotovení poslední vrstvy dané součásti.



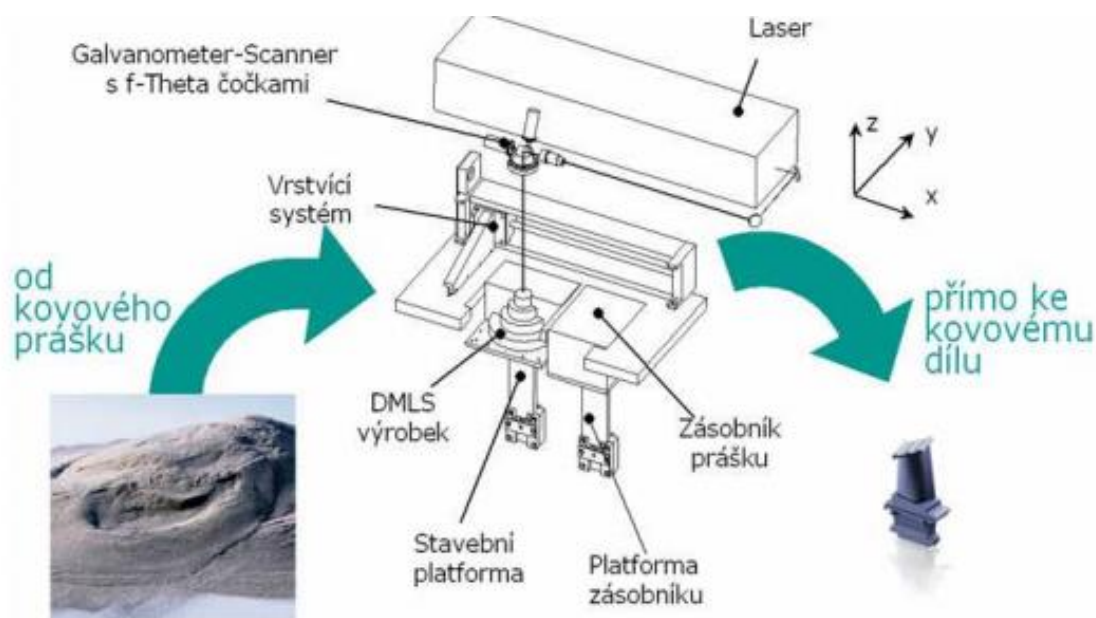
Obr. 1.2 Schéma SLM [4].

### 1.2.2 Direct Laser Sintering – DMLS

Direct Metal Laser Sintering využívá laserový paprsek k lokálnímu roztavování nanášeného prášku na základové desce. Přičemž minimální tloušťka vrstvy prášku je 20  $\mu\text{m}$ . Princip této metody je velice podobný jako u technologie SLM, rozdílem je pouze rychlejší pohyb laserového paprsku [7]. U technologie SLM se využívá pomalejší laserový paprsek, protože tím je dosaženo vysokých detailů a přesnějších forem. DMLS je rovněž přesná metoda. Uvádí se, že přístroj je schopen dodržet tvarovou toleranci  $\pm 0,1$  mm [14].

Velice důležitá je u této metody výstavba podpor, především z hlediska fixace vyráběné součásti na místě. Jejich odstranění je krok, který následuje ihned po dokončení modelování. Podpory nedosahují kvalitou povrchu kvalitě vyráběné součásti [14].

Jednou z výhod metody je minimální odpad, až 98 % materiálu je možno opětovně použít při další výrobní operaci [14].



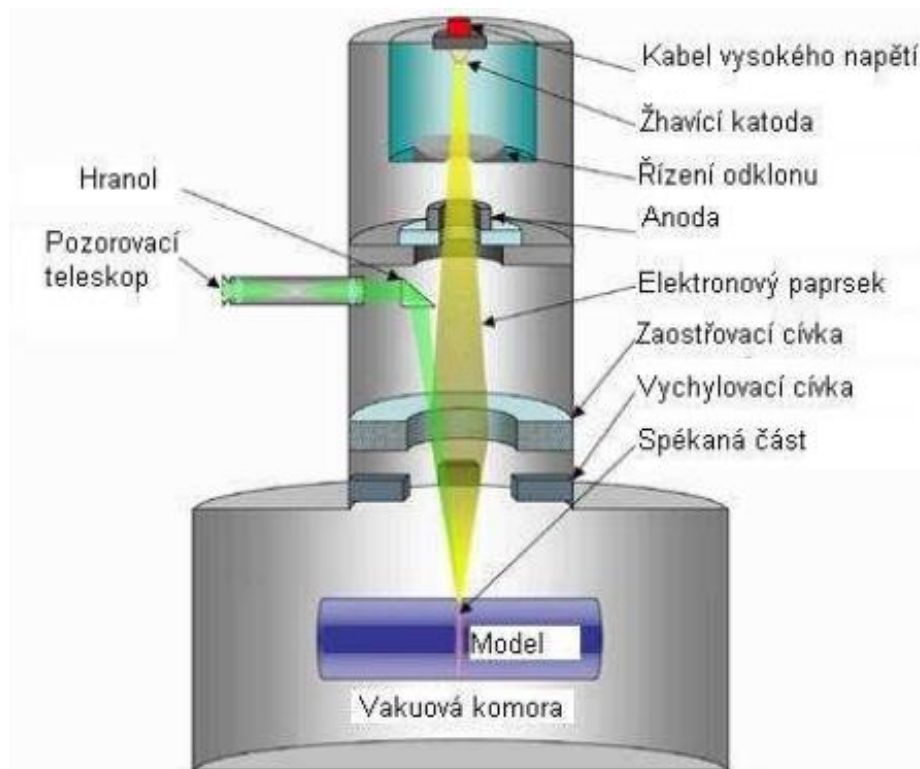
Obr. 1.3 Schéma DMLS [14].

### 1.2.3 Electron Beam Melting – EBM

Jedná se o metodu na bázi SLM technologie, ovšem spékání prášku zajišťuje elektronový paprsek namísto laserového. Pro metodu EBM je charakteristická rychlost výroby, a to díky velice rychlému přenosu elektronového svazku bez pohybu součásti. Dále jsou pro metodu příznačné vysoké teploty ve stavební komoře (titan 650  $^{\circ}\text{C}$ ) pro snížení zbytkových napětí [6].

Mezi nejpoužívanější materiály patří slitiny titanu: Titan Ti6Al4V, Titan Ti6Al4V ELI, Titan Grade 2. Lze použít i materiály s velmi vysokou teplotou tání (až 3 400  $^{\circ}\text{C}$ ), a to díky energii elektronového paprsku, která dosahuje až 3000 W [4].

Ve stavební komoře se nachází základní platforma, která v průběhu procesu klesá, aby umožnila dávkovací komoře nanášet vrstvu prášku. Tloušťka vrstvy se pohybuje kolem 0,05 mm. Ze zdroje umístěného nad stavební komorou vychází svazek elektronů, který spéká jednotlivé vrstvy kovového prášku [11]. Aby se zabránilo nežádoucím reakcím při práci s reaktivními materiály, a aby se eliminoval výskyt nečistot, celá stavba probíhá ve vakuu [2]. Na závěr může být součást očištěna ultrazvukem nebo rozpouštědlem [4].



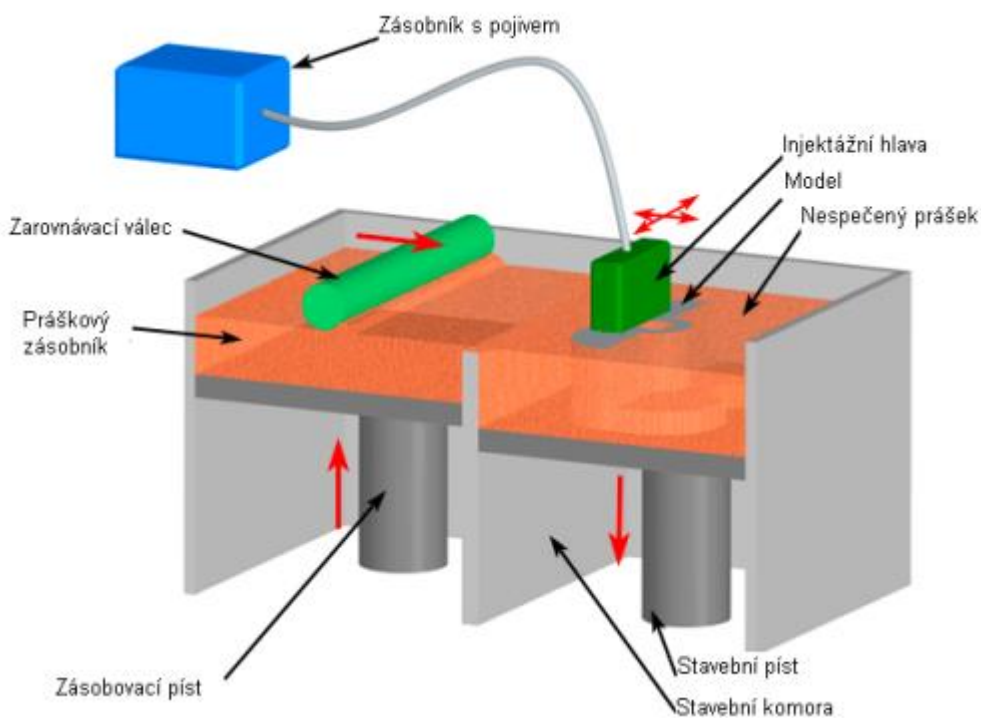
Obr. 1.4 Schéma EBM [19].

EBM je metoda určená pro vytváření funkčních kovových součástí přímo z CAD modelu. Využití takto vyrobených součástí je především v medicínském průmyslu (výroba implantátů), ale také v letectví.

#### 1.2.4 Metal Printing Proces – MPP

Technologie Metal Printing Process je založena na principu solidifikace a slinování. Jako výchozí materiál se používá prášek, který je nanášen na matrici jako u předchozích technologií (SLM, DMLS, EBM) [5].

Metoda MPP pracuje tak, že každou vrstvu vyrábí oddělenými systémy. První systém je vytvoření vrstvy (tzn. Layer fabrication systém – dále jen „LFS“) a druhý je konsolidace (tzn. Consolidation – dále jen „CS“) [5].



Obr. 1.5 Schéma MPP [16].

### Systém LFS

Tato technologie pracuje na základě Coulombova principu, kde dochází k přitahování kovového prášku z matrice na fotoreceptor. Světelná přitažlivost s elektricky nabitým fotoreceptorem tvoří elektrostatické pole v požadovaném tvaru k vytvoření konečné vrstvy součásti [5].

Sotva se fotoreceptor dostane nad nanosenou vrstvu prášku, vytvoří se elektrostatické pole mezi nabitým „vzorem“ na fotoreceptoru a práškem. Prášek je přitážen na příslušné oblasti fotoreceptoru. Tím se vytvoří nová vrstva jak na konečné součásti, tak i vrstva podpor [5].

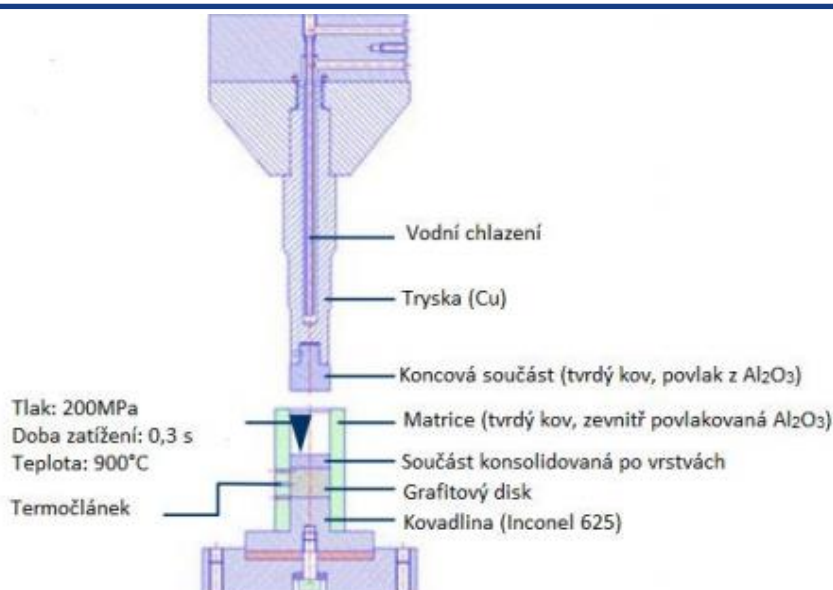
Matrice je nejčastěji vyrobena z nevodivého kovového materiálu, aby byla odolná vysokým teplotám při následné konsolidaci [5].

### Systém CS

Po ukončení LFS je na fotoreceptoru přichycena kompletní vrstva prášku (materiál součásti + materiál podpor). Pomocí elektrostatických sil se celý systém posune do razníku. Cílem je přeměna práškového stavu do kompaktní formy, kterou lze použít jako konečnou součást [5].

Každá vrstva je podrobena vysokému tlaku a vysokým teplotám na matrici. Vnější zdroj energie mění prášek a deformuje jej v kompaktní a vysoko-hustotní materiál. Matrice vybavená indukční mřížkou je udržována na konstantní teplotě. Celý proces probíhá v ochranné atmosféře kvůli zabránění nežádoucím oxidacím [5].



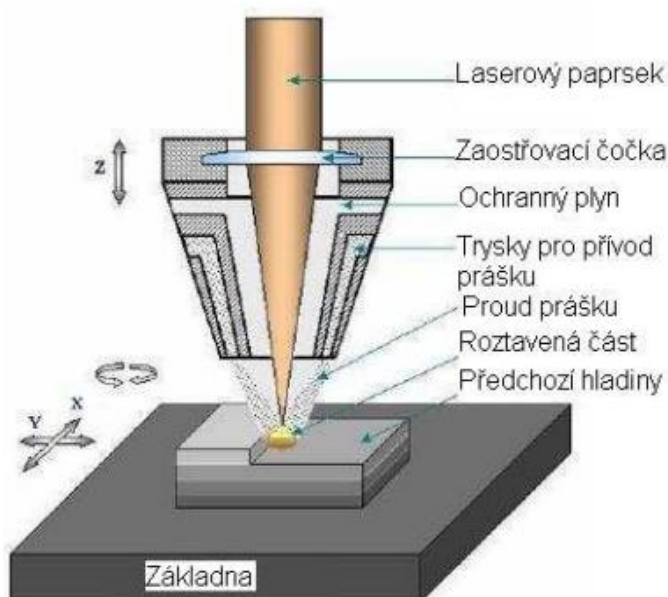


Obr. 1.6 Schéma principu konsolidační jednotky [5].

### 1.2.5 Laser Engineered Net Shaping – LENS

LENS je další prášková metoda využívající laser jako zdroj energie, při které dochází k mikrosvaření kovového prášku. V současné době se používají pouze prášky na kovové bázi – nerezové, nástrojové oceli, titan, slitiny na bázi niklu [2].

Proces modelování se odehrává v hermeticky uzavřené nanášecí hlavě, která se skládá ze dvou hlavních částí. Jedná se o výkonný laser, který je díky optice fokusován na velmi malou plochu. A pak trysky, které za pomoci stlačeného plynu přivádějí materiál ve formě prášku. Oproti jiným metodám, nanášecí hlava je zde statická a veškerý pohyb vykonává pouze v ose z, čímž od sebe odděluje hladiny. Pohyb v osách x, y obstarává základna [16].



Obr. 1.7 Schéma metody LENS [17].

## 2 APLIKACE METOD RP PŘI VÝROBĚ IMPLANTÁTŮ

Implantát je uměle vyrobená medicínská pomůcka, která je vyrobena z biokompatibilních materiálů. Účelem implantátů je nahradit chybějící část lidského těla nebo vytvořit podporu poškozené části. Nejběžnějším postupem výroby implantátů je CNC obrábění z tvářených nebo odlévaných materiálů [8].

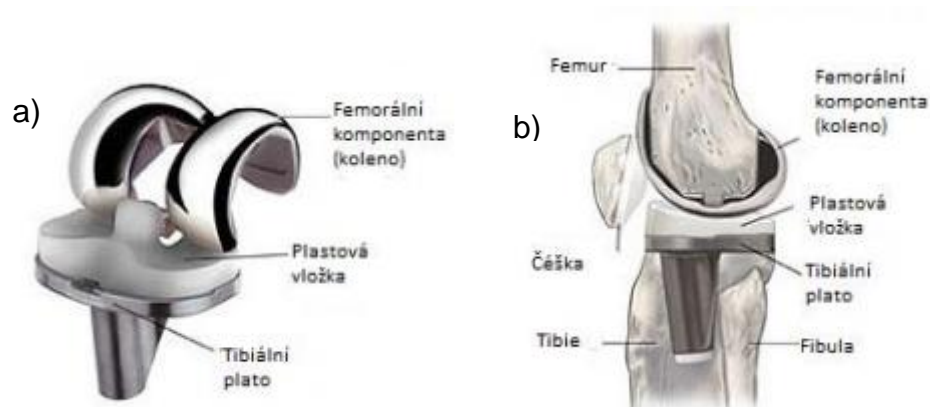
V oblasti medicínských aplikací lze technologie RP rozdělit na technologie určené k výrobě prototypů a k výrobě finálních dílů. Prototypy jsou určené k přímé aplikaci nebo slouží jako předloha k výrobě finální součásti. Finální díly jsou součásti přímo aplikovatelné na lidské tělo (zubní implantáty, kloubní implantáty) [2].

### 2.1 Druhy implantátů vyrobené pomocí RP

Technologiemi RP lze vyrobit součásti s komplexní geometrií, proto jsou vhodné pro výrobu více druhů implantátů. Navíc se těmito technologiemi dosahuje vysoké přesnosti výroby (IT 8–15), dále odolnosti vůči korozi, pevnosti a tuhosti [2, 3].

#### 2.1.1 Kolenní implantáty

Kolenní implantát se skládá ze tří částí, a to z femorální komponenty, tibiální komponenty s plastovou vložkou a patelární komponenty [12]. Plochy implantátu, které jsou v přímém kontaktu s kostí, tzn. femorální a tibiální, by z hlediska necementovaného upevnění a lepší flexibility mohly být vyrobeny s otevřenou síťovanou strukturou, která by umožnila kosti vrůstat do implantátu [8].



Obr. 2.1. Kolenní implantát a) přední pohled, b) boční pohled [12].





Obr. 2.2 Síťovaná struktura komponenty vyrobené technologií EBM [13].

### 2.1.2 Kyčelní implantáty

Kyčelní implantát se skládá ze tří částí, a to z kyčelní stopky, kyčelní jamky a hlavice kyčelního kloubu. Technologiemi RP se vyrábí kyčelní stopka a jamka.



Obr. 2.3 Kyčelní stopka vyrobená technologií EBM [8].



Obr. 2.4 Kyčelní jamka vyrobená firmou Arcam [6].

Výhodou využití technologií RP je možnost vytvoření nerovnoměrného povrchu ve střední části kyčelní stopky a také otevřené síťované struktury. Tato struktura

snižuje tuhost implantátu, zvyšuje jeho flexibilitu a umožňuje kosti vrůstat do implantátu. Díky tomu se sníží nebezpečí uvolnění implantátu [8].

### 2.1.3 Obličejové a lebeční implantáty

Obličejové a lebeční náhrady jsou často vyráběny pomocí technologií RP, protože díky nim je možno implantát geometricky přesně přizpůsobit na chybějící část lebky.



Obr. 2.5 Lebeční implantát vyrobený společností Arcam [7].

Při výrobě lebečních implantátů se z CT skenů získá 3D model chybějící části lebky, následně se numericky upraví a vygeneruje se formát .STL, který je poslán do RP stroje [8]. Náhrady jsou tedy přizpůsobeny přesně na pacienta [9].

### 2.1.4 Dentální náhrady

V dnešní době se již běžně využívá technologií RP pro výrobu zubních implantátů a korunek [10].



Obr. 2.6 Dentální náhrady vyrobené DMLS technologií [10].

### 2.1.5 Fixní náhrada meziobratlové ploténky

Firma Arcam představuje také fixní náhradu meziobratlové ploténky jako další z certifikovaných implantátů vyráběných EBM technologií [6].



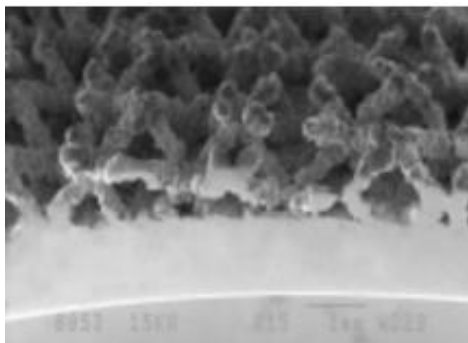
Obr. 2.7 Fixní náhrada meziobratlové ploténky ze zadní strany páteře [6].

## 2.2 Výhody použití metod RP pro výrobu implantátů

Výhodou použití technologií RP je vytvoření implantátů s plnou i porézní strukturou a s plynulými přechody mezi nimi, dále vytvoření komplexní geometrie, které zajišťuje výrobu implantátu na míru pacienta [4, 6]. Další výhodou jsou dosahované adekvátní mechanické vlastnosti a také možnost pracovat s biokompatibilními materiály [7].

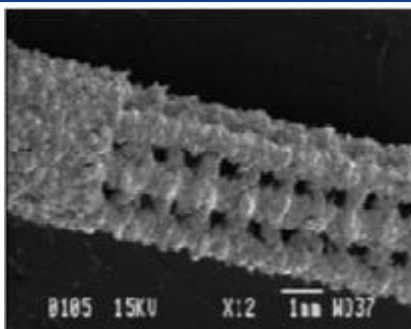
### 2.2.1 Porézní a otevřená síťovaná struktura implantátů

Technologie RP umožňují výrobu komplexních strukturovaných součástí. Porézní implantáty jsou lehčí a vnitřní geometrií jsou blíže kosti. V současné době lze součásti vyrobit s porozitou až 85 % a s velikostí pórů 400  $\mu\text{m}$  [8].



Obr. 2.8 Porézní struktura součásti [6].

Otevřená síťovaná struktura dovoluje kosti vrůstat do implantátu a tím se zvyšuje flexibilita a lepší rozložení zátěže na rozhraní kost – implantát. Kost vrostlá do implantátu umožní jeho lepší fixaci, což výrazně brání postupnému uvolňování a tím snižuje nutnost revizní operace [8].



Obr. 2.9 Růst kosti do implantátu [6].

### 2.2.2 Biokompatibilita implantátů

V oblasti medicíny se pro výrobu implantátů nejčastěji používají dva biokompatibilní materiály Ti-6Al-4V a Co-Cr-Mo. Jedná se o slitiny, které lze využívat v procesech RP.

#### Slitiny titanu

Slitiny titanu se začaly používat koncem 20. století. Jedná se o těžkotavitelný kov, při jeho obrábění dochází k nárůstu teplot a tlaků v okolí ostří. Proto je nutné chlazení procesu. Chlazení s příměsí chloru zabraňuje vznícení titanové slitiny, dále je nutné co nejvíce zmenšit vyložení nástroje a také zajistit stabilní soustavu stroj-nástroj-obrobek [17]. Tento složitý obráběcí proces je jedním z důvodů, proč se hojně rozvíjí výroba titanových součástí technologiemi RP.

Komerčně čistý titan se rozděluje podle vzrůstajících vlastností do stupňů (grades). Nejvíce rozšířená slitina je Ti-6Al-4V. Jedná se o slitinu se spolehlivými únavovými vlastnostmi, slitina je dále odolná proti opotřebení a má relativně nízký modul pružnosti ( $\approx 114$  GPa). Díky těmto vlastnostem je možné spojení implantátu s kostí, protože čím více se hodnoty modulů pružnosti kosti ( $\approx 17$  GPa) a implantátu přibližují, tím dochází k lepšímu přenosu silového zatížení. Dále slitiny titanu vykazují jak bioinertní, tak i bioaktivní typ vazby s kostní tkání [17].

#### Chrom kobaltové slitiny

Chrom kobaltové slitiny se využívaly již před slitinami titanu, a to od první poloviny 20. století převážně na výrobu dentálních implantátů. Díky své vysoké pevnosti jsou vhodné i pro výrobu kloubních náhrad. Slitiny se dobře odlévají do komplexních tvarů, především technikou ztraceného vosku. Tyto slitiny lze obrábět, ovšem jedná se o složité, časově i finančně náročné procesy. Proto se v dnešní době rozvíjí jejich využití v metodách RP. V lékařství se z chrom kobaltových slitin používají převážně: Co-Cr-Mo, Co-Cr-W-Ni, Co-Ni-Cr-Mo, Co-Cr-Mo [17].

## 2.3 Nevýhody použití metod RP pro výrobu implantátů

Jednou z nevýhod jsou vysoké pořizovací náklady na Rapid Prototyping zařízení a také potřeba dokončovacích úprav implantátů [15]. Dále také zatím neexistuje přesná rutina ve většině lékařských procesů, která by zahrnovala výrobu

---

implantátů metodami Rapid Prototyping. S dalším výzkum se to ale bude postupně měnit [16]. Například obličejové, lebeční, dentální, kyčelní i kolenní implantáty se již běžně vyrábí technologiemi Rapid Prototyping, ale jejich samotná aplikace je prováděna pouze ve specializovaných klinikách a institutech [6].

## 2.4 Porovnání RP a CNC technologií pro výrobu implantátů

Velkou výhodou CNC obrábění oproti Rapid Prototyping technologiím je rychlost obrábění masivních a velkých součástí, dále vysoká kvalita opracovaného povrchu, přesnost a v neposlední řadě možnost pracovat se všemi druhy materiálů.

Výhodou technologií RP je to, že můžeme změnit složení materiálů, vytvářet komplexní struktury jen na základě 3D-CAD dat. Dále nemusí být nutné další tepelné zpracování výrobku a také nedochází ke ztátě nevyužitého materiálu ve formě třísek [6, 4]. Co se týká časové a finanční náročnosti, tak technologie RP jsou výrazně produktivnější než CNC obrábění, protože se u nich výrobní čas nezvedá proporcionálně s množstvím implantátů [8].

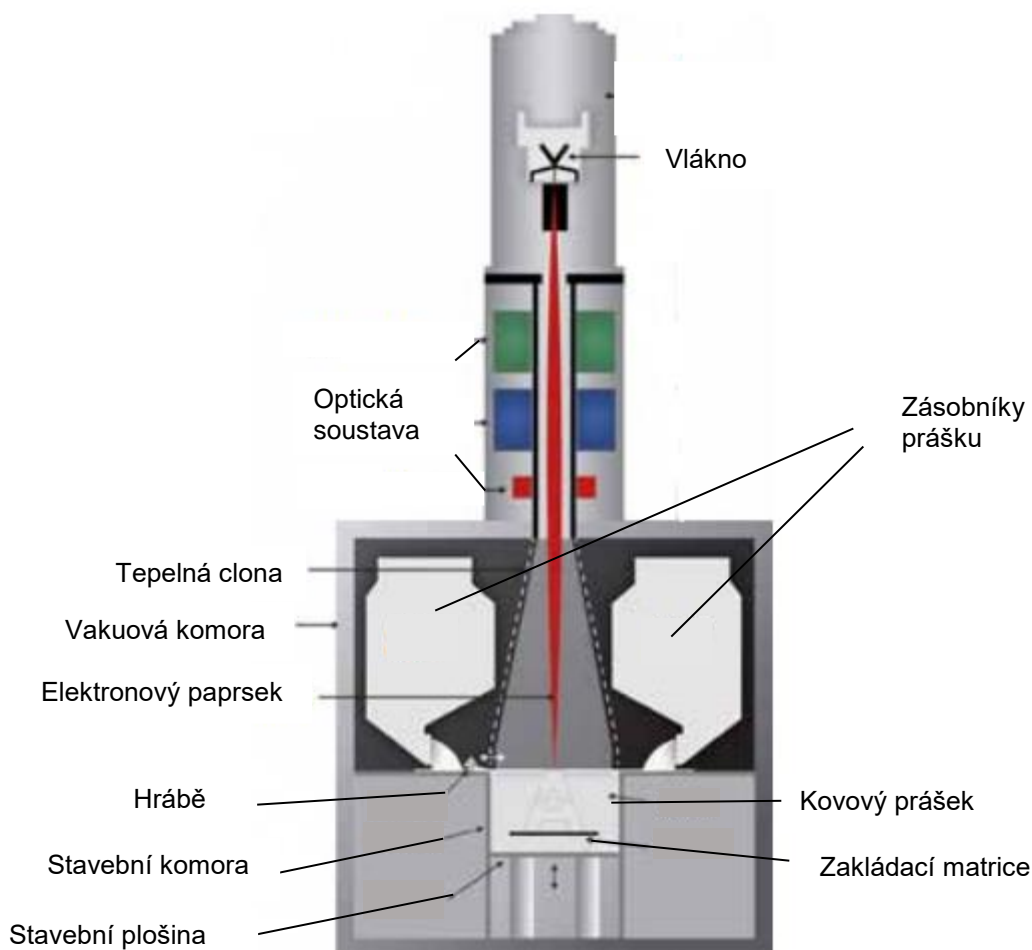
Další výhodou technologií Rapid Prototyping je recyklovatelnost kovového prášku. Nespečený prášek ze stavební komory je možné znovu použít při dalším procesu. Tímto způsobem lze po filtraci recyklovat více než 95 % nespečeného prášku [6].

### 3 VLIV TECHNOLOGICKÝCH PODMÍNEK METODY EBM NA KVALITU VÝROBKU

Další část práce se zabývá zkoumáním vlivu různých vstupních materiálu používaných při metodě EBM. Jedná se o materiály: Ti6Al4V, Ti6Al4V ELI, Titan druhého stupně (Grade 2 Titanium), ASTM F75 CoCr.

#### 3.1 Princip metody EBM

Technologie EBM využívá vysoký výkon elektronového paprsku, který generuje potřebnou energii pro vysokou schopnost tavení a vysokou produktivitu. Technologie je postavena na nejmodernější elektronice, což umožňuje velmi rychlé a přesné řízení paprsku. Díky tomu je možné tavení na více místech současně. Spékání kovového prášku probíhá vrstvu po vrstvě. Každá vrstva je spékána podle přesné geometrie definované CAD modelem. Jedná se o rychlou a velmi precizní výrobu [19].



Obr. 3.1 Schéma výrobní jednotky [19].

Stavební komora je vybavena vakuovým systémem, který uvnitř zajišťuje základní tlak 0,00005 mbar nebo lepší. Během procesu je parciální tlak navýšen na hodnotu 0,004 mbar. To zajišťuje čisté a kontrolované stavební prostředí, které je důležité pro zachování chemické specifikace používaného materiálu [19, 20]

Elektronový paprsek zahřeje celou plochu každé vrstvy práškového materiálu na optimální teplotu, specifickou pro daný vstupní materiál. Výsledkem jsou komponenty bez zbytkových napětí a bez martenzitické struktury s vlastnostmi lepšími než odlévané materiály a srovnatelnými s tvářenými materiály [19].

### 3.2 Zařízení pro výrobu implantátu metodou EBM

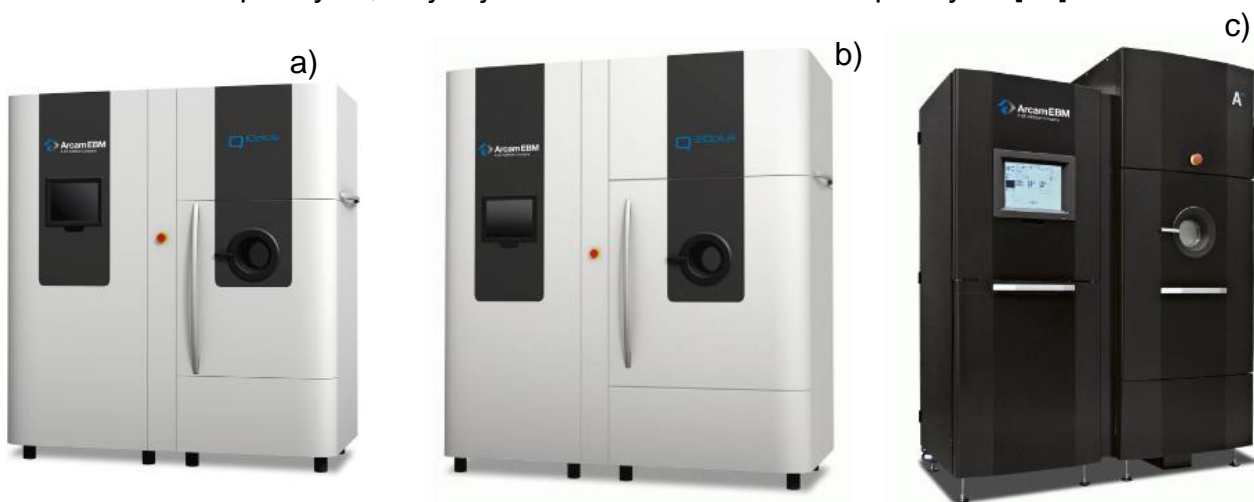
Metoda EBM pochází ze Švédska, kde je představována společností Arcam. Vývoj této metody začal v roce 1995, a to ve spolupráci s Chalmersovou technologickou univerzitou v Göteborgu. Poprvé byla představena v roce 2001 [20].

Firma Arcam používá systém pro sledování a kontrolu procesu stavby označovaný jako Arcam LayerQam. Instalování kamery je umožněno monitorování každé vrstvy spékaného materiálu a kontrola porozity [6]. V současné době se ve firmě Arcam nachází celkem tři druhy zařízení pro výrobu komponent technologií EBM, a to Arcam Q10plus, Arcam Q20plus, Arcam A2X [19].

Arcam Q10plus je zařízení nové generace navržené speciálně pro efektivní výrobu ortopedických implantátů. Velikost stavební komory je navržena tak, aby umožňovala optimální stohování nejběžnějších typů implantátů a snadnou manipulaci s práškem [20].

Zařízení Arcam Q20plus je navrženo pro výrobu leteckých komponent. Stavební komora je větší, dovoluje vyrábět velké součásti a optimálně stohovat ty menší [21].

Zařízení Arcam A2X je navrženo pro zpracování slitin titanu a materiálů, které vyžadují zvýšené teploty procesu. Stroj je určen pro výrobu funkčních částí v leteckém průmyslu, stejně jako součásti všeobecného průmyslu [22].



Obr 3.2 Zařízení a) Arcam Q10plus [20], b) Arcam Q20plus [21], c) Arcam A2X [22].



### 3.3 Materiály pro výrobu implantátu

Jako základní stavební materiál se používá kovový prášek vysoké kvality. Prášek musí zajišťovat prvotřídní mechanické vlastnosti hotové komponenty. Pokud se jedná o výrobu ortopedických implantátů je dosažení cílových vlastností materiálu naprosto nezbytné. Standardně používané materiály pro technologii EBM jsou slitiny titanu a chrom-kobaltové slitiny [19].

Díky vysoké pevnost, nízké hmotnosti a vynikajícímu odporu proti korozi nacházejí komponenty ze slitin titanu uplatnění v chirurgii a lékařství. Tyto titanové komponenty často podstatně převyšují očekávání o výkonu a životnosti, mají dobrou obrobiteľnosť a vynikající mechanické vlastnosti [19].

#### 3.3.1 Materiál Ti6Al4V

Materiál Ti6Al4V je nejrozšířenější titanová slitina, která představuje dobrou obrobiteľnosť a vynikající mechanické vlastnosti. Tato slitina představuje celosvětově nejlepší možnost pro výrobu součástí na snížení hmotnosti, čehož se využívá nejen při výrobě implantátů, ale i v leteckém a automobilovém průmyslu. Biokompatibilita slitiny Ti6Al4V při přímém kontaktu s tkání nebo kostí je výborná [23].

Prášek Arcam Ti6Al4V (stupeň 5) má částice o velikosti 45–100 mikronů. Tento limit na minimum velikosti částic zajišťuje bezpečné zacházení s práškem [23].

Tabulka 3.1 Porovnání chemického složení vzorků vyrobených EBM technologií a tvářených vzorků [podle 4].

Chemický prvek	Arcam Ti6Al4V	Tvářené Ti6Al4V
Hliník	6 %	5,5 – 6,75 %
Vanad	4 %	3,5 – 4,5 %
Uhlík	0,03 %	<0,08 %
Železo	0,1 %	<0,3 %
Kyslík	0,15 %	<0,2 %
Dusík	0,01 %	<0,05 %
Vodík	0,003 %	<0,015 %
Titan	Zůstatek	Zůstatek

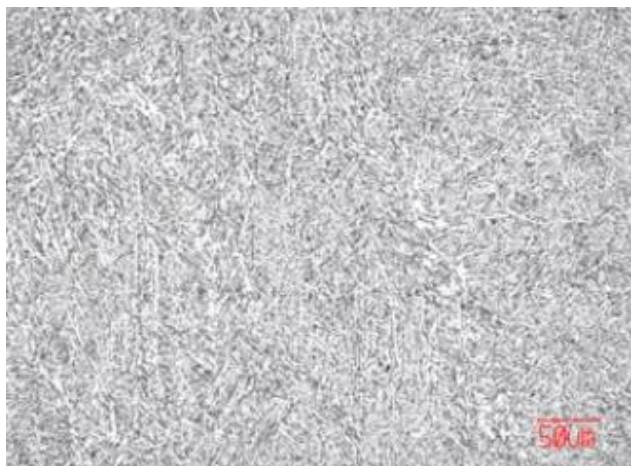


Tabulka 3.2 Porovnání mechanických vlastností vzorků vyrobených EBM technologií a tvářených vzorků [podle 4].

	Arcam Ti6Al4V	Tvářené Ti6Al4V
Mez kluzu (Rp 0,2)	950 MPa	860 MPa
Mez pevnosti (Rm)	1020 MPa	930 MPa
Prodloužení	14 %	10 %
Tvrdość podle Rockwella	33 HRC	33 HRC
Únavové napětí (600 MPa)	>10 000 000 cyklů	>1 000 000 cyklů
Youngův modul	120 GPa	114 GPa

Hotová komponenta se může dále tepelně zpracovávat, obrábět nebo svařovat. Nejvhodnější tepelné zpracování je pro daný izostatické lisování při teplotě 920 °C s lisovacím tlakem 100 MPa podobu 120 minut. Části vyrobené z Ti6Al4V procesem EBM mají dobrou obrobiteľnosť. Nejefektivnější obrábění dané součásti bude při nízké řezné rychlosti, vysoké rychlosti posuvu a při dostatečně velkém množství řezné kapaliny.

Součástky odlévané z Ti6Al4V obsahují lamelární  $\alpha$ -fázi s většími  $\beta$ -zrny. Oproti tomu součástky zhotovené procesem EBM mají lepší mikrostrukturu s jemnějšími zrny. Stavební komora se udržuje při zvýšené teplotě po celou dobu výstavby, proto materiál vychází z procesu EBM v přirozeně vystárnutém stavu [23].



Obr. 3.3 Mikrostruktura materiálu Ti6Al4V, zvětšení 500x [23].



Obr. 3.4 Mikrostruktura materiálu Ti6Al4V, zvětšení 1 000x [23].

### 3.3.2 Materiál Ti6Al4V ELI

Materiál Ti6Al4V ELI (stupeň 23) je velmi podobný Ti6Al4V (stupeň 5), kromě toho, že obsahuje menší množství kyslíku, dusíku, uhlíku a železa. ELI je zkratka pro „Extra Low Interstitials“ a tyto nižší intersticiály poskytují lepší tažnost a lomovou houževnatost. Arcam Ti6Al4V ELI je práškový atomizovaný plyn s velikostí částic v rozmezí 45–100 mikronů [24].

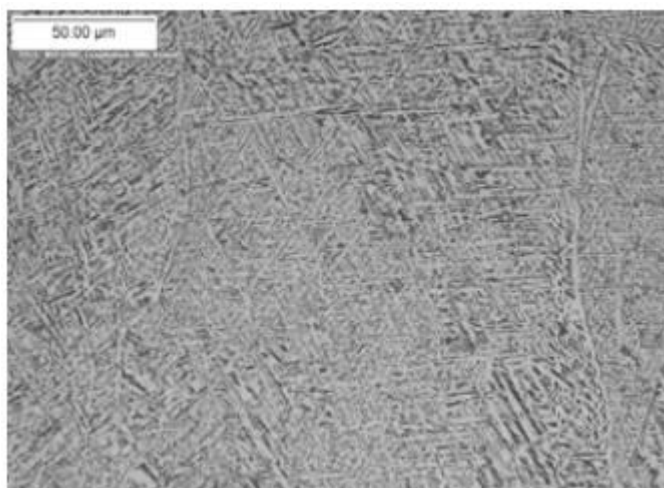
Tabulka 3.3 Chemického složení vzorku vyrobeného EBM technologií [podle 24].

Chemický prvek	Arcam Ti6Al4V ELI
Hliník	6 %
Vanad	4 %
Uhlík	0,03 %
Železo	0,1 %
Kyslík	0,1 %
Dusík	0,01 %
Vodík	<0,003 %
Titan	Zůstatek

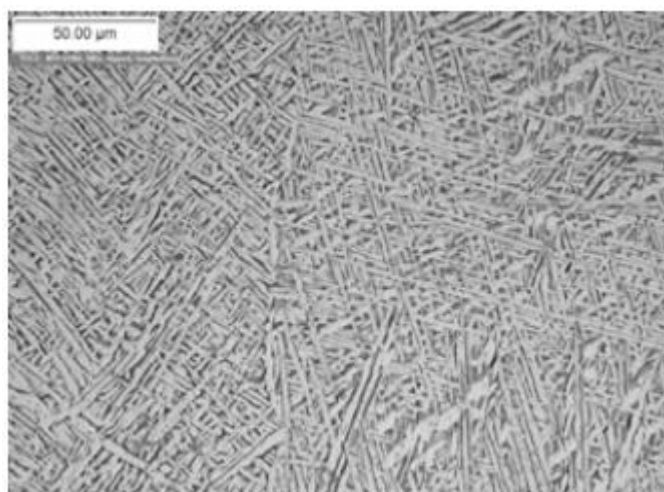
Tabulka 3.4 Mechanických vlastností vzorku vyrobeného EBM technologií [podle 24].

	Arcam Ti6Al4V ELI
Mez kluzu (Rp 0,2)	930 MPa
Mez pevnosti (Rm)	970 MPa
Prodloužení	16 %
Tvrdość podle Rockwella	32 HRC
Únavové napětí (600 MPa)	>10 000 000 cyklů
Youngův modul	120 GPa

Hotová komponenta se může dále tepelně zpracovávat, za stejných podmínek jako materiál Ti6Al4V, obrábět či svařovat. Mikrostruktura je velice podobná Ti6Al4V [24].



Obr. 3.5 Mikrostruktura materiálu Ti6Al4V ELI, zvětšení 500 x [24].



Obr. 3.6 Mikrostruktura materiálu Ti6Al4V ELI, zvětšení 1 000 x [24].

### 3.3.3 Materiál Grade 2 Titanium

Nelegovaný titan se k dispozici ve čtyřech různých stupních, 1, 2, 3 a 4, které se používají na základě požadavků na odolnost proti korozi, tažnost a pevnost v konkrétních aplikacích. Stupeň 1 je nejvíce tvárný, zatímco stupeň 4 má nejvyšší pevnost a je středně tvárný. Pouze stupeň 2 je biokompatibilní, a proto se využívá při výrobě implantátů. Arcam Titanium Grade 2 má velikost částic 45-100 mikronů [25].

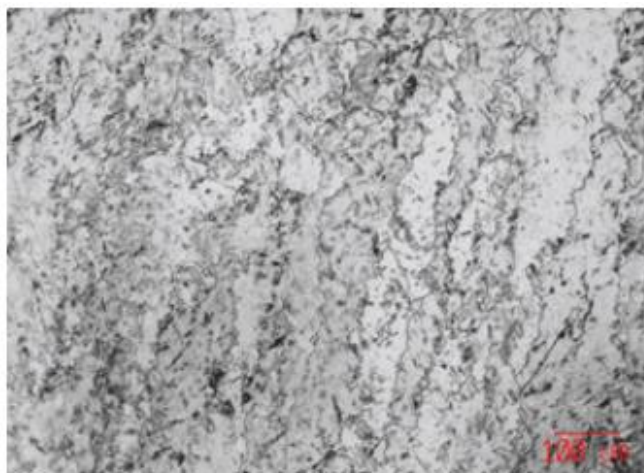
Tabulka 3.5 Chemického složení vzorku vyrobeného EBM technologií [podle 25].

Chemický prvek	Arcam Titanium Grade 2
Uhlík	0,005 %
Železo	0,05 %
Kyslík	0,19 %
Dusík	0,004 %
Vodík	0,0009 %
Titan	Zůstatek

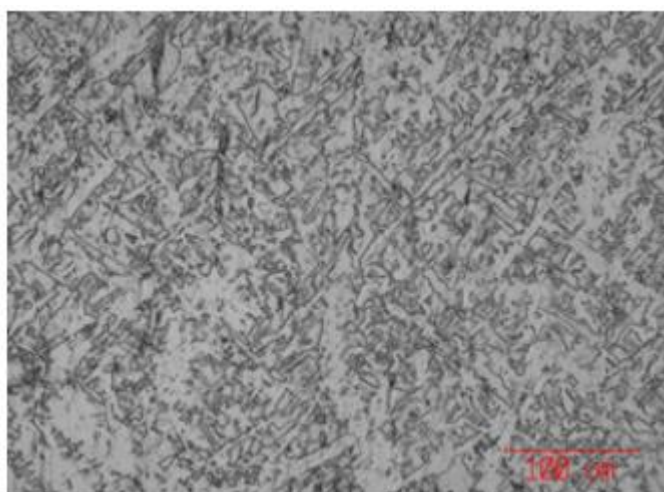
Tabulka 3.6 Mechanické vlastnosti vzorku vyrobeného EBM technologií [podle 25].

	Arcam Titanium Grade 2
Mez kluzu (Rp 0,2)	540 MPa
Mez pevnosti (Rm)	570 MPa
Prodloužení	21 %

Hotová součástka se může dále tepelně zpracovávat, za stejných podmínek jako materiál Ti6Al4V, obrábět či svařovat. Mikrostruktura materiálu Titanium Grade 2 se skládá z jemných  $\alpha$ -zrn. Stavební komora se udržuje při zvýšené teplotě po celou dobu výstavby, proto materiál vychází z procesu EBM v přirozeně vystárnutém stavu [25].



Obr. 3.7 Mikrostruktura materiálu Titanium Grade 2, zvětšení 100 x [25].



Obr. 3.8 Mikrostruktura materiálu Titanium Grade 2, zvětšení 200 x [25].

### 3.3.4 Materiál ASTM F75 CoCr

Materiál Arcam ASTM F75 CoCr je nemagnetická slitina kobaltu a chromu, která vykazuje vysokou teplotní odolnost, pevnost, odolnost proti korozi, odolnost proti opotřebení a vynikající biologickou kompatibilitu. Proto jsou slitiny CoCr široce využívány v ortopedii a dentální oblasti [26].

V rámci ortopedie se slitiny CoCr typicky používají tam, kde požadována vysoká tuhost nebo vysoce leštěný otěruvzdorný materiál pro kloubové povrchy. Z tohoto důvodu jsou slitiny CoCr běžně používány pro aplikace jako jsou kolenní implantáty, kyčelní klouby a zubní protézy. Ve všech případech jsou součásti silně zatěžovány a vystaveny jak opotřebením, tak únavě [26].

Proces probíhá v zařízení Arcam Q10plus při teplotě ~ 850 °C při tloušťce vrstvy 70 μm. Zvolená tloušťka vrstvy umožňuje jak vysokou rychlost výroby, tak i vysoké rozlišení, což umožňuje efektivní výrobu implantátů. Součásti vyrobené z Arcam ASTM F75 CoCr vyžadují izostatické lisování za tepla. Takto vyrobené součásti vykazují výborné mechanické vlastnosti [26].

Tabulka 3.7 Chemického složení vzorků vyrobených EBM technologií [podle 26].

Chemický prvek	Arcam ASTM F75 CoCr
Hliník	<0,01 %
Bor	<0,01 %
Uhlík	<0,02 %
Kobalt	Zůstatek
Chrom	27-30 %
Železo	0,17 %
Mangan	<1 %
Molybden	5-7 %
Dusík	<0,05 %
Nikl	<0,2 %
Fosfor	<0,02 %
Síra	<0,01 %
Křemík	<0,1 %
Titan	<0,01 %
Volfram	<0,2 %

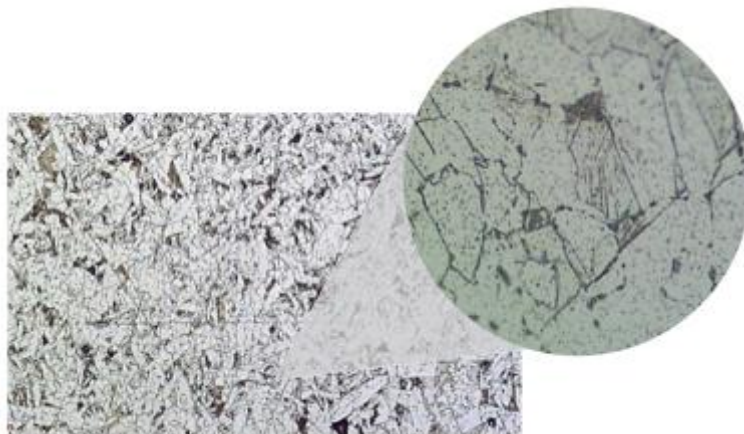
Tabulka 3.8 Mechanické vlastnosti vzorku vyrobeného EBM technologií [podle 26].

	Arcam Titanium Grade 2
Mez kluzu (Rp 0,2)	1050 (±13) MPa
Mez pevnosti (Rm)	600 (±13) MPa
Prodloužení	20 (±2) %

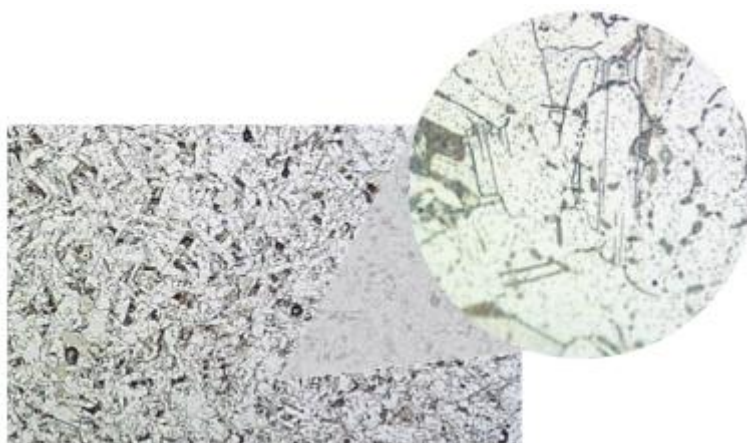


Po odstranění podpěrné struktury se doporučuje, aby byla součást izostaticky lisována za tepla, při teplotě 1200 °C, tlaku 1 000 barů, po dobu 240 minut. Zhotovená součást se může dále zpracovávat běžnými obráběcími operacemi.

V horizontálním i vertikálním průřezu zhotovenou součástí není žádná pórovitost [26].



Obr. 3.9 Horizontální průřez materiálem Titanium Grade 2, zvětšení 50x, 500x [26].



Obr. 3.10 Vertikální průřez materiálem Titanium Grade 2, zvětšení 50x, 500x [26].

## ZÁVĚR

Technologie Rapid Prototyping pro výrobu implantátů se čím dál více využívají v praxi. Z rentgenových snímků a CT vyšetření pacienta lze vytvořit přesný 3D model pacientovy kosti. Díky tomuto modelu je potom možné vyrobit kloubní implantát přesně na míru jednotlivce. V tom se pravděpodobně nachází největší výhoda těchto technologií.

Trendy jsou takové, že technologie Rapid Prototyping jsou neustále vyvíjeny a zdokonalovány, ať už se jedná o kvalitnější software nebo vývoj nových materiálů. Současně výrobci odstraňují nedostatky metod. Z těchto důvodů je patrné, že technologie RP mají před sebou velkou budoucnost nejen ve výrobě implantátů, ale i v jiných odvětvích.



---

## SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. LEVY, G.N., R. SCHINDEL a J.P. KRUTH. Rapid Manufacturing and Rapid Tooling with Layer Manufacturing (LM) Technologies: States of The art and Future Perspectives. *Annals of the CIRP*. Vol.52/2/2003, s. 589-609.
  2. SHEREKAR, R.M a A.N. PAWAR. *Design and manufacturing of customized anatomical implants by using Rapid Prototyping technique*. *BIOINFO Mechanical Engineering*. [online]. 2011, Volume 1, Issue 1. [cit. 30-11-2016]. Dostupné z: <http://www.bioinfo.in/contents.php?id=180>.
  3. BOIVIE, Klas. *An Overview of Processe and Materials*. Dagen Kista [online]. september 19, 2013 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://3dp.se/wp-content/uploads/2013/09/Klas-Boivie-Sintef.pdf>
  4. BOIVIE, K., R. KARLSEN a C. VAN DER EIJK. *Material Issues of the Metal Printing Process*. Department of Production and Quality Engineering, Norwegian University of Science and Technology, NTNU, Trondheim, Norway SINTEF Technology and Society, Product and Production, Trondheim, Norway SINTEF Materials and Chemistry, Metallurgy, Trondheim, Norway [online]. 2011 [cit. 2017-01-02].  
Dostupné z:  
<http://utwired.engr.utexas.edu/lff/symposium/proceedingsArchive/pubs/Manuscripts/2006/2006-19-Boivie.pdf>
  5. VANDEBBROUCKE, Ben a Jean-Pierre KRUTH. *Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts*. Emerald Group. 2007, 10.1108/13552540710776142.
  6. LOEBER, L., S. BIAMINO, U. ACKELID, S. SABBADINI, P. EPICOCO, P. FINO a J. ECKERT. *Comparison of selective laser and electron beam melted titanium, in solid freeform fabrication proceedings*. Austin: University of Texas, 2011. s. 547-556, ISSN 1053-2153. ČSN ISO 690
  7. BOIVIE, K., KARLSEN, R., YSTGAARD, P. *The concept of hybrid manufacturing for hight performance parts*. South African Journal of Industrial Engineering, July 2012, Vol 23 (2): pp 106 – 115.
  8. CRONSKAR, Marie. *The use of Additive Manufacturing in the Custom Design of Ortopedic Implants*. Department of engineering and sustainable development, Mid Sweden University: Mid Sweden University Licentiate Thesis 63. 2011, SE – 851 70 Sundsvall, Sweden ISSN 1652-8948. DOI: ISBN 978-91-86694-42-5.
  9. ISAZA, J. F., *Design and Manufacturing of a Custom Skull Implant*, Medellín, Colombia - Department of Product Design Engineering, EAFIT University. *American J. of Engineering and Applied Sciences* 4 (1): s. 169-174, 2011. ISSN 1941-7020 , © 2010 Science Publications
  10. MOREY, Bruce. *Medical Parts Go Additive*. Manufacturing engineering [online]. 5/14/2013 [cit.2016-12-20]. Dostupné z: <https://www.sme.org/MEMagazine/Article.aspx?id=73338&taxid=141>
  11. ADDITIVE MANUFACTURING MATERIALS. [online]. [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: <http://www.165net.com/upload/1764903970.pdf>
-

- 
12. Which Type of Implant is Right For You?. [online]. [cit. 2017-02-19]. Dostupné z: <http://www.kneereplacementcosts.com/implant-types.html>
  13. MURR, LE., SM. GAVTAN, E. MARTINEZ, F. MEDINA a RB. WICKER. *Next Generation Orthopaedic Implants by Additive Manufacturing Using Electron Beam Melting*. Department of Metallurgical and Materials Engineering, The University of Texas at El Paso, El Paso [online]. 2012, TX 79968 [cit. 2017-02-17]. Abstrakt dostupný z: [http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img/3432366\\_IJBM2012-245727.008&req=4](http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img/3432366_IJBM2012-245727.008&req=4)
  14. DMLS [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.dmls.net/materials>
  15. PAVELKA, T. *Přehled pokročilých technik Rapid Prototypingu a jejich využití v oblasti lékařství: Bakalářská práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2006. 36 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D.
  16. 3D Printing. Custompart [online]. © 2008 [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://www.custompartnet.com/wu/images/rapid-prototyping/3dp.png>
  17. Materials Synthesis and Characterization. UC Davis Chemical Engineering and Materials Science News [online]. 2011 [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: [http://www.chms.ucdavis.edu/research/web/schoenung/materials.html#III\\_M](http://www.chms.ucdavis.edu/research/web/schoenung/materials.html#III_M)
  18. EDWARDS, A., P. O'CONNER a M. RAMULU. *Electron Beam Additive Manufacturing of Titanium Components: Properties and Performance*. *Journal of Manufacturing Science and Engineering* [online]. vol.135/061016-7 [cit. 2017-01-26]. Dostupné z: <http://manufacturing-science.asmedigitalcollection.asme.org/> on 01/27/2014
  19. Arcam EBM AGE Additive Company [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/justaddbrochure-web.pdf>
  20. Arcam EBM AGE Additive Company [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/technology/products/arcam-q10/>
  21. Arcam EBM AGE Additive Company [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/technology/products/arcam-q20/>
  22. Arcam EBM AGE Additive Company [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/technology/products/arcam-a2x-3/>
  23. Arcam EBM AGE Additive Company, Ti6Al4V Titanium Alloy [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-Titanium-Alloy.pdf>
  24. Arcam EBM AGE Additive Company, Ti6Al4V ELI Titanium Alloy [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf>
  25. Arcam EBM AGE Additive Company, Grade 2 Titanium [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Titanium-Grade-2.pdf>
  26. Arcam EBM AGE Additive Company, ASTM F75 CoCr [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/arc-005-cocr-mtrl-ds-final-web.pdf>
-

**SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK**

<b>Zkratka</b>	<b>Jednotka</b>	<b>Popis</b>
AM	[-]	Additive Manufacturing
CAD	[-]	Computer aided design
CNC	[-]	Computer Numerical Center
CS	[-]	Consolidation
CT	[-]	Computed Tomography
DMLS	[-]	Direct Metal Laser Sintering
EBM	[-]	Electron Beam Melting
formát .STL	[-]	Format STereoLithography
HRC	[-]	Tvrđost dle Rockwella
HV	[-]	Tvrđost dle Vickerse
RP	[-]	Rapid Prototyping
RM	[-]	Rapid Manufacturing
LENS	[-]	Laser Engineered Net Shaping
LFS	[-]	Layer Fabrication
MPP	[-]	Metal Printing Process
SLM	[-]	Selective Laser Melting
3D	[-]	3 dimensions

<b>Symbol</b>	<b>Jednotka</b>	<b>Popis</b>
Rm	MPa	Mez pevnosti
Rp0,2	MPa	Smluvní mez kluzu