

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**

**PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA**

KATEDRA BIOFYZIKY

CENTRUM REGIONU HANÁ PRO BIOTECHNOLOGICKÝ A ZEMĚDĚLSKÝ VÝZKUM

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**Potenciál aditivní výroby ve stomatologii**



Vypracovala: Elisabeth Hypiusová

Studijní obor: Biofyzika

Vedoucí bakalářské práce: prof. RNDr. Miroslav Mašláň CSc.

Olomouc 2021

## BIBLIOGRAFICKÁ IDENTIFIKACE

JMÉNO A PŘÍJMENÍ AUTORA: ELISABETH HYPIUSOVÁ

NÁZEV PRÁCE: POTENCIÁL ADITIVNÍ VÝROBY VE STOMATOLOGII

TYP PRÁCE: REŠERŠNÍ

PRACOVNÍŠTĚ: KATEDRA BIOFYZIKY

VEDOUCÍ PRÁCE: PROF. RNDR. MIROSLAV MAŠLÁŇ CSC.

ROK OBHAJOBY: 2021

**ABSTRAKT:** ADITIVNÍ VÝROBA JE VÝROBNÍ PROCES, KTERÝ JE CHARAKTERISTICKÝ POSTUPNÝM KONTROLOVANÝM PŘIDÁVÁNÍM POUŽÍVANÉHO MATERIÁLU. KE ZHOTOVENÍ VÝROBKŮ JE MOŽNÉ VYUŽÍT NEJRŮZNĚJŠÍ MATERIÁLY, JAKO JE NAPŘ. SKLO, PLAST, PAPÍR, ALE I STOMATOLOGICKÉ MATERIÁLY VYUŽÍVANÉ V KLASICKÝCH KONVENČNÍCH VÝROBNÍCH PROCESÍCH. V NÁSLEDUJÍCÍM TEXTU BAKALÁŘSKÉ PRÁCE SI SHRŇEME POZNATKY ZE STOMATOLOGICKÉ PRAXE, KTERÉ JSOU OBOHACENÉ O NEJNOVĚJŠÍ METODY. ZMÍNÍME JEJICH KLADY A ZÁPORY. OTEVŘEME DVEŘE NOVÝM EXPERIMENTŮM, KTERÉ SE V TÉTO OBLASTI VÝZKUMU DAJÍ DO BUDOUCNA PROVÁDĚT.

**KLÍČOVÁ SLOVA:** ADITIVNÍ VÝROBA, SUBTRAKTIVNÍ VÝROBA, ZIRKON, HLINÍK, LEUCIT, LITHIUM DISILIKÁT, SLÍDA, KOMPOZIT, STEREOLITOGRAFIE, FÚZOVANÉ DEPOZIČNÍ MODELOVÁNÍ, TAVENÍ ELEKTRONOVÝM PAPEREM, LASER, INJEKTOVANÉ TECHNOLOGIE

POČET STRAN: 34

JAZYK: ČEŠTINA

## BIBLIOGRAPHICAL IDENTIFICATION

AUTHOR'S FORST NAME AND SURENAME: ELISABETH HYPIUSOVÁ

TITLE OF THESIS: THE POTENCIAL OF ADDITIVE MANUFACTURING IN DENTISTRY

TYPE OF THESIS: RESEARCH

DEPARTMENT: DEPARTMENT OF BIOPHYSICS

SUPERVISOR: PROF. RNDR. MIROSLAV MAŠLÁŇ CSC.

THE YEAR OF DEFENCE: 2021

ABSTRACT: ADDITIVE MANUFACTURING IS A PROCESS THAT IS CHARACTERIZED BY PROGRESSIVE CONTROLLED ADDITION OF USED MATERIAL. DIFFERENT MATERIALS SUCH AS GLASS, PLASTIC, PAPER, BUT ALSO DENTAL MATERIALS USED IN CLASSIC CONVENTIONAL MANUFACTURING MAY BE USED IN THE PROCESS OF ADDITIVE MANUFACTURING. WE WILL SUMMARIZE THE FINDINGS FROM DENTAL PRACTICE IN THE FOLLOWING TEXT OF THE BACHELOR THESIS, WHICH ARE ENRICHED WITH THE LATEST METHODS. WE WILL MENTION THEIR ATTITUDES AND CONS. WE WILL OPEN THE DOOR TO NEW EXPERIMENTS THAT CAN BE IMPLEMENTED IN THE FUTURE IN THIS FIELD OF RESEARCH.

KEY WORDS: ADDITIVE MANUFACTURING, SUBTRACTIVE MANUFACTURING, ZIRCON, ALUMINUM, LEUCITE, LITHIUM DISILICATE, MICA, COMPOSITE, STEREOLITOGRAPHY, FUSED DEPOSITION MODELING, SELECTIVE ELEKTRON BEAM MELTING, LASER, INJEKT PRINTING TECHNOLOGIES

NUMBER OF PAGES: 34

LANGUAGE: CZECH

Ráda bych touto cestou poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce panu prof. RNDr. Miroslavu Mašláňovi CSc. za cenné rady, podporu a spolupráci při tvorbě této práce. Obrovský dík patří vedoucím bakalářských seminářů Mgr. Alexandře Husičkové, Ph.D. a hlavně RNDr. Marice Svrčkové, Ph.D. za důvěru a podporu v časech, kdy jsem to chtěla vzdát. Obě jste mi byly oporou. A v neposlední řadě mé skvělé rodině. Děkuji za krásné roky studií, které jsem díky vám všem mohla prožít. Mám vás ráda!

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně, pod vedením prof. RNDr. Miroslav Mašláňe CSc. a za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci dne.....

## OBSAH

1. ÚVOD .....	1
2. CÍL PRÁCE .....	2
3. PŘEHLED PROBLEMATIKY .....	3
3.1. ADITIVNÍ VÝROBA .....	3
3.2. VYUŽITÍ ADITIVNÍ VÝROBY V RŮZNÝCH OBORECH .....	4
3.2.1. LETECKÝ PRŮMYSL .....	4
3.2.2. AUTOMOBILOVÝ PRŮMYSL .....	4
3.2.3. ENERGETIKA .....	4
3.2.4. BIOMEDICÍNSKÉ VĚDY .....	5
3.3. MATERIÁLY VYUŽÍVANÉ VE STOMATOLOGII .....	5
3.3.1. KERAMICKÉ MATERIÁLY .....	5
3.3.1.1. ZIRKON .....	6
3.3.1.2. HLINÍK .....	7
3.3.1.3. LEUCIT .....	8
3.3.1.4. LITHIUM DISILIKÁT .....	8
3.3.1.5. SLÍDA .....	8
3.3.2. OSTATNÍ MATERIÁLY .....	9
3.3.3. KOMPOZIT .....	10
3.4. ADITIVNÍ VÝROBA VE STOMATOLOGICKÉ PRAXI .....	10
3.4.1. ADITIVNÍ VÝROBA ZE ZIRKONU .....	11
3.4.2. ADITIVNÍ VÝROBA Z HLINÍKU .....	12
3.4.3. ADITIVNÍ VÝROBA Z DALŠÍCH KERAMICKÝCH MATERIÁLŮ .....	13
3.4.4. ADITIVNÍ VÝROBA Z KERAMICKÝCH KOMPOZITŮ .....	13
3.5. NOVÉ METODY VÝROBY STOMATOLOGICKÝCH NÁHRAD .....	14
3.5.1. STEREOLITOGRAFIE .....	14
3.5.2. FÚZOVANÉ DEPOZIČNÍ MODELOVÁNÍ .....	15
3.5.3. TAVENÍ ELEKTRONOVÝM PAPRSKEM .....	16
3.5.4. VYUŽITÍ LASERU .....	17
3.5.5. INJEKTOVANÉ TECHNOLOGIE .....	21
3.6. DIGITÁLNÍ BUDOUCNOST .....	23
3.6.1. ROZVOJ SKENOVÁNÍ .....	23

3.6.2. SUBTRAKTIVNÍ VÝROBA .....	25
4.ZÁVĚR .....	29
5.SEZNAM LITERATURY .....	31

## 1. ÚVOD

Vážený čtenáři,

právě máš v rukou bakalářskou práci, která se zabývá aditivní výrobou a jejím potenciálem ve stomatologické praxi. Jako autorka této práce bych byla potěšena, kdyby tě toto téma nadchlo jako mě a začal jsi se o toto téma zajímat více dopodrobna.

Práce je rozdělena do jednotlivých kapitol a podkapitol tak, jak mi to připadalo nejsrozumitelnější. S každou další přečtenou kapitolou by ti toto téma mělo být blíže.

Práce začíná zlehka, tedy tím, co to vlastně aditivní výroba je, a kde můžeme její využití najít už dnes.

V dalších kapitolách se rozebírají jednotlivé materiály a metody využitelné pro zpracování těchto materiálů.

Práce je zakončená metodami, které mají obrovský potenciál, a které se neustále vylepšují. Nové metody by mohly jednou zcela nahradit konvenční výrobní metody a usnadnit tak práci zubním laborantům.

V závěru je shrnuto několik poznatků, které jsem se já jako autorka při psaní práce dozvěděla a je zde i malý nástin pokračování této práce v průběhu magisterského studia.

## **2. CÍL PRÁCE**

Cílem této práce je shrnout doposud dosažené celosvětové výsledky. Podat přehled informací o metodách aditivní výroby ve stomatologii a jejich nepříliš vzdálené budoucnosti. Poukázat na nejvhodnější materiály a jejich využití. Podat informace o již používaných materiálech. Motivovat čtenáře k většímu zájmu o téma aditivní výroby a případně o její potenciál v nejrůznějších oborech. Důležitým cílem je srovnání myšlenek a zjištěných informací o tomto tématu.

A v neposlední řadě je pro mě velmi důležitým cílem si otevřít dveře do magisterského studia zakončeným diplomovou prací, která by na toto téma mohla navazovat. V diplomové práci, která by na tuto práci navazovala, bych chtěla více proniknout do této tematiky a teoretické poznatky doplnit o experimenty. V těchto experimentech bych vyzkoušela metody aditivní výroby a porovнала mnou vytvořené výrobky s výrobky z laboratoří či firem, které se zabývají stomatologickou protetikou.



### 3. PŘEHLED PROBLEMATIKY

#### 3.1. ADITIVNÍ VÝROBA

Aditivní výroba je proces spojování materiálů sloužící k výrobě 3D objektů z dat 3D modelu v digitální podobě. Výsledný produkt vzniká vrstvou po vrstvě, tedy přesným a kontrolovaným přidáváním materiálu.

Tento proces funguje tak, že se z 3D digitálního modelu vytvoří řada průřezů, které se následně tisknou jeden na druhý a vytvářejí výsledný 3D objekt.

Obrovskou výhodou oproti subtraktivní výrobě je, že při tomto procesu nevzniká žádný odpad (Frazier 2014).

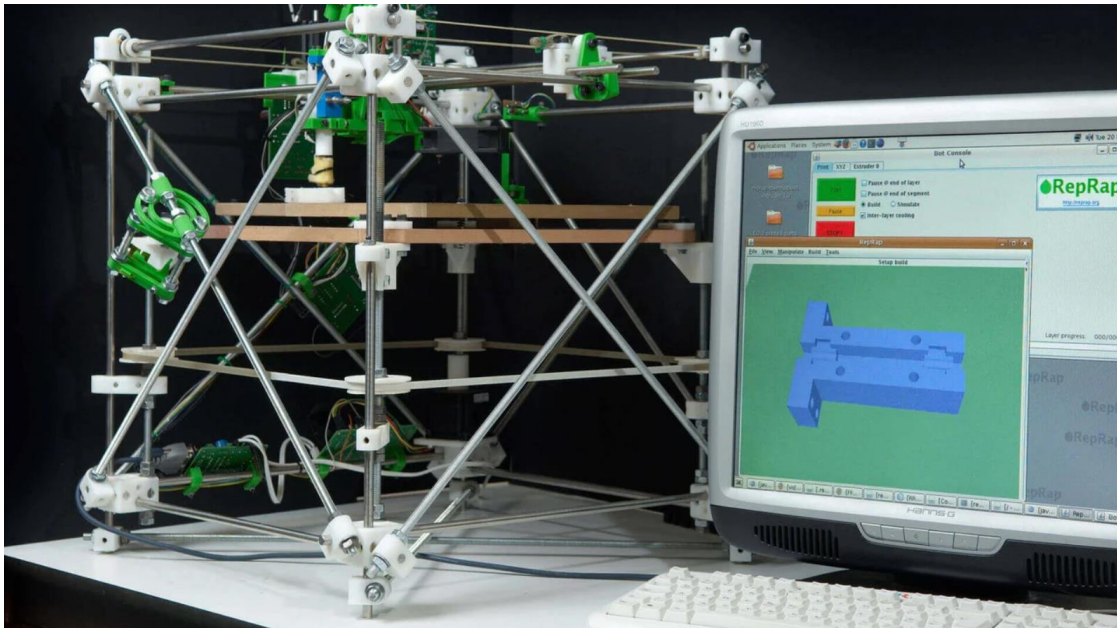
Vytvořené produkty mohou mít prototypní charakter tzn., že mohou být v jiném měřítku či z jiného materiálu, nebo mohou být v plném měřítku, tzn., že mají požadovaný tvar, jsou z požadovaného materiálu a jsou přesněji vyrobené. K vytištění výrobků se používají nejrůznější materiály jako např. polymery, kovy, keramika, sklo či papír.

Při výrobě prototypů nám jde hlavně o to, aby výrobek vypadal dobře, ale přejdeme-li k funkčním předmětům tedy předmětům v plném měřítku, stávají se i ostatní vlastnosti velmi důležitými. Jde nám o pevnost, přesnost, správnou volbu materiálu.

Proces aditivní výroby je pro stomatologii ideální, protože záleží na tom, aby byl konečný výrobek vyroben pacientovi na míru.

Do tohoto odvětví výroby se vkládají obrovské investice, které slouží na podporu vývoje a vylepšení výroby, proto začíná být aditivní výroba konkurenceschopná vůči klasickým metodám výroby, a to z hlediska ceny, rychlosti, spolehlivosti a finanční náročnosti. Proto jsou v posledních letech zaznamenány expanzivní prodeje a distribuce jednotlivých zařízení (van Noort 2012).

Zajímavým vývojem prošla tzv. RepRap tiskárna (viz. Obrázek č. 1). Tato tiskárna je stolní zařízení, které je schopné vytisknout nejrůznější plastové předměty. Navíc většina dílů, ze kterých je tato tiskárna sestrojena, je vyrobeno z plastů, můžeme tedy tuto tiskárnu nazvat jako samoreplikační zařízení, které je schopno porouchaný díl vytisknout (Jones a kol. 2011).



Obrázek č. 1: RepRap tiskárna spojená s PC (Jones a kol. 2011)

Na Obrázku č. 1 je vyobrazena RepRap tiskárna, která je připojena k PC. V PC si pomocí grafického programu vytvoříme digitální model, který je následně tiskárnou zhotoven ve fyzické podobě. Pokud dojde k poškození tiskárny (určité součástky), jsme schopni součástku vytisknout a tiskárnu si opravit sami.

## 3.2. VYUŽITÍ ADITIVNÍ VÝROBY V RŮZNÝCH OBORECH

### 3.2.1. LETECKÝ PRŮMYSL

V letectví a kosmonautice již aditivní výroba našla své uplatnění a je vhodná k výrobě složitých geometrických tvarů z pokročilých výrobních materiálů (slitiny titanu, slitiny niklu, speciální ocel, ultravysokoteplotní keramika). Výroba těchto tvarů z výše zmíněných materiálů je obtížná, vysoce nákladná a časově náročná (Gisario a kol. 2019).

### 3.2.2. AUTOMOBILOVÝ PRŮMYSL

V automobilovém průmyslu je aditivní výroba důležitým nástrojem k snížení vývojového cyklu, doby výroby a nákladů na výrobu. Aditivní výrobou je možné vyrobit složité strukturní a funkční díly z lehkých, ale zároveň odolných slitin jako jsou např. slitiny titanu (Leal a kol. 2017).

### 3.2.3. ENERGETIKA

Tato výroba má využití i v energetice. Umožňuje rychlý vývoj a výrobu prototypních výrobků, které jsou důležité pro realizaci výzkumů a vývoje nových řešení

nahrazujících fosilní paliva. Docházelo by tak k nárůstu energie, účinnosti a hustoty energie. Využívaly by se více obnovitelné zdroje a čistá energie (Fleck a kol. 2017).

#### **3.2.4. BIOMEDICÍNSKÉ VĚDY**

V posledních letech dochází k velkým pokrokům i v biomedicínských vědách. Vyrábějí se potřeby nejrůznějších tvarů a vlastností pro pacienty se specifickými potřebami. Je možné vyrábět nejrůznější ortopedické a zubní implantáty, zdravotnické potřeby, a dokonce i umělé orgány (Singh a Ramakrishna 2017).

### **3.3. MATERIÁLY VYUŽÍVANÉ VE STOMATOLOGII**

#### **3.3.1. KERAMICKÉ MATERIÁLY**

Keramické materiály se hojně využívají v zubním lékařství k tvorbě korunek, implantátů, můstků atd. Tyto materiály jsou atraktivní díky svým vlastnostem, kterými jsou např. pevnost v tlaku, tepelná vodivost, barevná stabilita atp. (Denry a Kelly 2014). Na druhou stranu jsou však křehké a někdy obtížně zpracovatelné (Shenoy a Shenoy 2010).

Tyto materiály si můžeme rozdělit do čtyř základních skupin v závislosti na jejich složení. Jmenovitě jsou to: systémy na bázi skla, kde je hlavní složkou oxid křemičitý; systémy na bázi skla s plnidly (např. leucit či lithiumdisilikát); systémy na bázi krystalů se skleněnými plnidly a polykrystalické pevné látky (oxid hlinitý a zirkoničitý) (Shenoy a Shenoy 2010).

Systémy na bázi skla se skládají převážně z oxidu křemičitého a mohou obsahovat různá množství oxidu hlinitého. Kromě toho mohou být vyráběny stomatologické keramické materiály i ze syntetické formy oxidu křemičitého (Rosenblum a Schulman 1997).

Systémy na bázi skla s plnidly představují širokou škálu materiálů, které se od sebe liší poměrem skleněných krystalů a typů krystalů. Složení skla jako takového je stejné jako u přechodícího systému s tím rozdílem, že se zde nacházejí různé druhy použitých krystalů. V současné době jsou nejhojněji rozšířené krystaly leucitu, lithium křemičitanu a fluorapatitu.

Jako alternativa k tradiční kovové keramice byly vyvinuty systémy na bázi krystalů se skleněnými plnidly, která jsou složena částečně z hliníku. Polykrystalické látky jsou vyráběny přímým spékáním krystalického etheru za vzniku husté polykrystalické struktury bez vzduchu a skla (Shenoy a Shenoy 2010).

Níže si shrneme informace o jednotlivých materiálech, které se dají využít ve stomatologii, a nejběžnější technologie digitálních procesů, jejich výhody a nevýhody. U některých si uvedeme i eliminaci chyb v praxi.

### **3.3.1.1. ZIRKON**

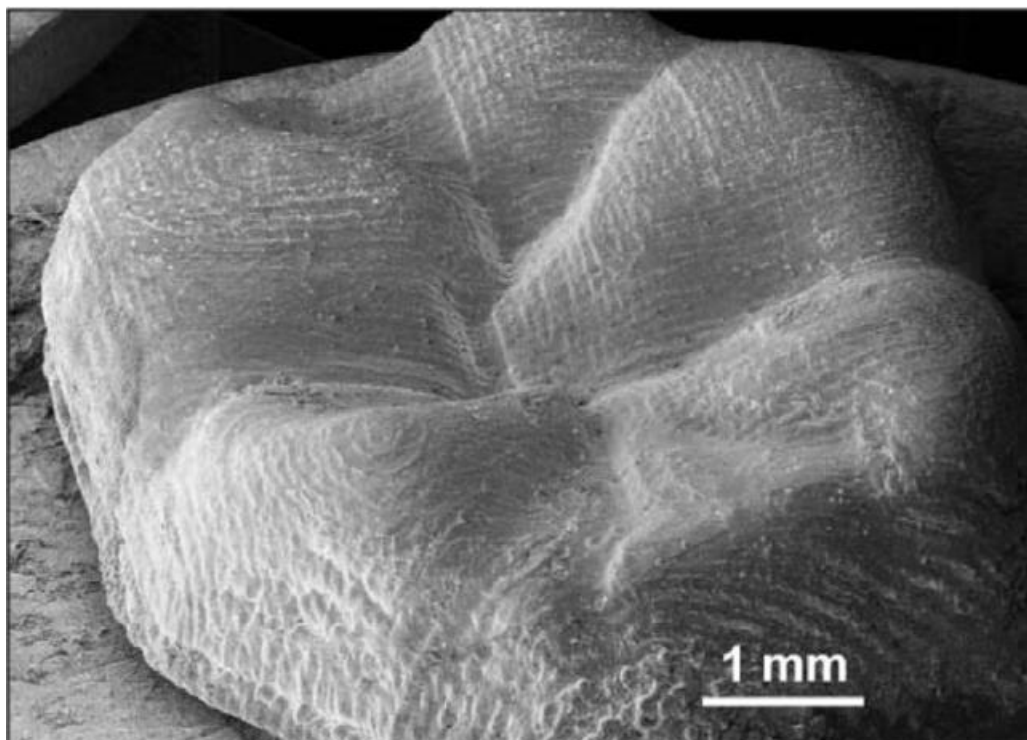
Zirkonová keramika je používána ve stomatologii od počátku 90. let minulého století. Nejčastěji je využívána v odvětví zubní protetické chirurgie (viz. Obrázek č. 2) (Akagawa a kol. 1993, Hisbergues a kol. 2009).

Je známo, že zirkonová keramika má velmi dobré mechanické vlastnosti a je dobře obracetelná (Denry a Kelly 2014). Oxid zirkoničitý je biokompatibilní s tkáněmi v dutině ústní a v některých zdrojích se uvádí, že je vodivý, což znamená, že usnadňuje tvorbu kostí při jejich vzájemném kontaktu (Josset a kol. 1999, Hisbergues a kol. 2009, Shin a kol. 2016).

Studie rovněž ukazují, že oxid zirkoničitý nevyvolává alergické reakce ani změny chuti. Zároveň jsou velkým plusem i vhodné mechanické vlastnosti jako např. vysoká pevnost, tvrdost, odolnost proti korozi. Modulem pružnosti je zirkon podobný oceli, koeficientem tepelné roztažnosti zase železu a mezi nejpoužívanějšími keramikami má nejvyšší lomovou houževnatost (pevnost) (Hisbergues a kol. 2009, Dendry a Kelly 2014).

Tento keramický materiál je ve stomatologii nejlépe využitelný v tetragonálních nebo kubických uspořádáních, protože je v tomto uspořádání nejstabilnější (Ghaemi a kol. 2017).

I přes všechny výhody zirkonové keramiky se najdou i některé negativní vlastnosti, které je potřeba zmínit. Jsou jimi např. neprůhlednost materiálu, která může zhoršovat estetickou stránku výsledného výrobku; stárnutí materiálu, které je podpořeno vlhkostí v ústní dutině, tím dochází k degradaci materiálu, zdrsnění povrchu a vzniku trhlin, které mohou do budoucna zhoršit kvalitu a estetiku výrobku (Galante a kol. 2019).



*Obrázek č. 2: Zubní korunka ze zirkonu (Ebert a kol. 2009)*

*Obrázek č. 2 vyobrazuje zubní korunku vyrobenou ze zirkonu. Tato korunka byla vytvářena vrstvou po vrstvě, postupným kontrolovaným přidáváním zirkonu. Tímto výrobním postupem docílíme detailní struktury jednotlivých fisur (záhybů) korunky.*

### **3.3.1.2. HLINÍK**

I když je to velmi závažná informace, ve stomatologii je i hojně využívaným materiálem hliník. Konkrétně oxid hlinitý, který se v současné době vyznačuje vlastnostmi jako je např. vysoká čistota, vysoká hustota a jemná mikrostruktura.

Oxid hlinitý je využíván k výrobě endodontických čepů tzv. kořenových nástaveb, ortodontických zámečků, zubních implantátů, můstků a keramických pilířů (Al-Sanabani a kol. 2014).

Vysoce čistý oxid hlinitý byl vyvinut jako alternativa ke slitinám chirurgických kovů využívaných ve stomatologii (Ferrage a kol. 2017). Nečistoty jako např. oxid křemičitý či oxidy alkalických kovů musí být minimalizovány, aby nedocházelo k vytváření prasklin a následnému katastrofickému selhání materiálu (Dearnley 1999).

Pevnost a houževnatost lze zvýšit kontrolou velikosti zrn a pórovitosti materiálu. Zlepšení těchto vlastností dosáhneme pomocí vhodného spékacího cyklu (nastavení vhodné teploty, doby trvání, rychlosti ohřevu a chlazení) a přidáním některých

sloučenin v podobě např. oxidu hořečnatého, oxidu zirkoničitého či oxidu chromitého (Khabas a kol. 2014).

### **3.3.1.3. LEUCIT**

Leucit neboli křemičitan hlinitý vykazuje při pokojové teplotě tetragonální strukturu. Při teplotě 625 °C dochází k fázově přeměně z tetragonální struktury na kubickou spolu s objemovou expanzí o 1,2 % (Denry a Holloway 2010).

Obvykle je využíván jako keramická složka sloužící k úpravě koeficientu tepelné roztažnosti, důležitého k následnému natavení keramiky či napečení na kov (Zhang a kol. 2008a).

Největší využití nacházejí materiály na bázi leucitu v oblasti fazetování kovokeramických náhrad, kde se tento materiál označuje za porcelán.

Leucit získáme tavením přirozeně se vyskytujícího živce při teplotách mezi 1150-1530 °C. Živcový porcelán je v dentálních materiálech jeden z nejméně vhodných, ale jejich globální využití je velké (Denry a Holloway 2010).

### **3.3.1.4. LITHIUM DISILIKÁT**

Lithium disilikát jinak známý pod názvem sklokeramika, je materiál na bázi křemičitanu sodného, který je vysoce odolný proti opotřebení. Tato vlastnost je jedna z nejdůležitějších a nejvíce sledovaných u materiálů používaných ve stomatologii (Höland a kol. 2009, Ritter 2010).

Tento keramický materiál je díky svým vynikajícím mechanickým a optickým vlastnostem dobře využitelný při výrobě jednodílných nebo vícejednotkových zubních náhrad, zejména zubních korunek, fazet a můstků (Monmaturapoj a kol. 2013).

Obecně lithium disilikát představuje mikrostrukturu tvořenou vzájemně propojenými krystaly špičatého tvaru zakomponovaného do skleněné matrice. V důsledku tohoto uspořádání se možné praskliny budou šířit kolem každého jednoho krystalu (Figueiredo-Pina 2016). Mikrostruktura má také za následek vyšší pevnost a relativní houževnatost vůči ostatním sklokeramickým materiálům (Denry a Holloway 2010).

### **3.3.1.5. SLÍDA**

Slídové minerály jsou minerály tvořené z křemičitanů nebo vrstevnatých silikátů skládajících se z komplexních sloučenin křemíku, draslíku, sodíku, vápníku atd (Li a kol. 2014).

Mechanické vlastnosti jsou dány specificitou krystalové struktury tvořené vrstvami. V případě, že je materiál poškozen je nejpravděpodobnější, že se trhliny budou šířit podél jednotlivých vrstev (Denry 1996).

Výhodou tohoto materiálu je dobrá obrobiteľnosť, vysoká miera pevnosti, odolnosť voči tepelnej rozťažnosti a v neposlední rade biokompatibilita (Srichumpong a kol. 2016).

### **3.3.2. OSTATNÍ MATERIÁLY**

Kromě výše zmíněných materiálů se v zubním lékařství dají využít i jiné než keramické materiály.

Anorganická část lidských tkání je převážně složena z fosforečnanů-vápenatých solí, a proto materiály na bázi fosforečnanů mají dobré osteokonduktivní a biokompatibilní vlastnosti (Fahimipour a kol. 2017).

Fosforečnan trivápenatý představuje tři různé morfológické struktúry, patrí medzi ně: monoklinická, ktorá je méně hustá, ale rozpustnější; hexagonální a kosodélníková forma s vyšší denzitou (hustotou) (Pepla a kol. 2014).

Hydroxyapatit je hlavní složkou skloviny zubů, je zodpovědný za bílý vzhled a eliminaci difúzní odrazivosti světla uzavřením malých pórů povrchu skloviny. Lze ho použít jako výplň při opravách kraniofaciálních defektů nebo malých děr či prohlubní na povrchu skloviny (Ambard a Mueninghoff 2006).

Tzv. bioaktivní brýle jsou materiálem na bázi křemičitanu a mohou vytvářet silnou chemickou vazbu s tkáněmi. Jejich nejsilnější stránkou je podpora regenerace a hojení kostní tkáně. Mají schopnost podporovat buňky osteoblastů, vázat se na měkkou i tvrdou tkáň a stimulovat angiogenezi v přítomnosti endoteliálního růstového faktoru. Z tohoto důvodu jsou výbornou alternativou k ostatním materiálům (Fahimipour a kol. 2017).

Nakonec bychom měli zmínit i otiskovací materiály, které stále mají, a ještě dlouho budou mít významnou roli ve stomatologii. Nejčastěji zubaři využívané otiskovací hmoty jsou agarové hydrokoloidy či alginátové otiskovací hmoty, které slouží k vytvoření pomocných otisků v klasické stomatologické praxi, ale i v jejích odvětvích (např. ortodoncie). Dalším materiálem je sádra, která nám z otisku, vytvoří 3D hmatatelný fyzický model. S takto zhotoveným modelem, laborant pracuje a vytváří potřebné zubní náhrady. Nejdříve je na sádrový model vytvořena tzv. zkouška z vosku, která slouží jako náhled výsledné zubní náhrady, poté je zubní náhrada vytvořena z pryskyřice nebo jiného požadovaného materiálu (např. deflex). Po drobných úpravách, které buď provede zubní lékař v ordinaci nebo laborant v laboratoři, je finální podoba zubní náhrady předána pacientovi (Sakaguchi a Powers 2012).

### **3.3.3. KOMPOZIT**

Kompozitní materiál můžeme definovat jako kombinaci dvou nebo více materiálů. Výsledná kombinace těchto materiálů je jedinečná svými vlastnostmi, které se liší od vlastností jednotlivých komponent. Ve stomatologické praxi se setkáme s nejrůznějšími kombinacemi, jako je např. keramika a kov, keramika a polymer nebo keramika a keramika (Greenberg a Kamel 1976, Ortega a kol. 2015).

V současné době hojně využívaným kompozitem keramicko-keramickým je kombinace oxidu hlinitého a zirkoničitého. Tyto materiály obsahují buď oxid hlinitý tvrzený oxidem zirkoničitým nebo oxid zirkoničitý tvrzený oxidem hlinitým, v závislosti na procentu jejich hlavní složky. Tyto kompozity kombinují schopnost transformačního tvrzení oxidu zirkoničitého spolu s malou náchylností k degradaci při nízkých teplotách v biologických roztocích (Denry a Holloway 2010).

V posledních letech se s rozvojem nanomateriálů objevily také bionanokompozity. Předpokladem je, že tyto materiály napodobují přirozenou tkáňovou strukturu, vydrží vysokou sílu a „drsné“ prostředí ústní dutiny. Toto „drsné“ prostředí můžeme chápat jako změny osmotického tlaku, změny teploty nebo dokonce vniknutí nejrůznějších patogenů. Doufáme, že v bionanomateriálech je budoucnost a jednou by mohly napomáhat k regeneraci zubní tkáně, ať už měkké nebo tvrdé, nebo např. jako náhrada poškozené skloviny (Fabbri a kol. 2014, Lee a kol. 2016).

### **3.4. ADITIVNÍ VÝROBA VE STOMATOLOGICKÉ PRAXI**

Výroba zubních náhrad se postupem času stále více automatizuje a v zubním lékařství se stále více podporuje digitální zpracování modelů a výsledných výrobků. Obvykle se pro zhotovení nejrůznějších částí zubní náhrady využívá metoda subtraktivní výroby, ale v posledních letech byl zaznamenán potenciál i v oblasti aditivní výroby. Aditivní výroba, jinak známá jako 3D tisk, je typická tím, že dochází k sestavování výsledných výrobků vrstvu po vrstvě na základě počítačového 3D modelu a umožňuje využít snad všech druhů materiálů (kovy, polymery, keramika atd.), včetně materiálů biologického původu (Bhargav a kol 2018).

Aditivní výroba umožňuje výrobu složitých struktur tak jako klasická konvenční výroba. Umožňuje výrobu částí zubních náhrad včetně nejrůznějších nepravidelných drážek a záhybů (fisury), které se na „živém“ zubu nacházejí. Umožňuje zkrácení doby výroby a následné dodání k pacientovi (Revila-León a kol. 2020a).

V porovnání se subtraktivní metodou, která zahrnuje několik dílčích kroků, je aditivní výroba mnohem rychlejší proces. Již od 3D skenování ústní dutiny, přes úpravu modelu



v počítači, až k samotnému tištění požadovaného výrobku. Dojde k eliminaci lidské chyby, snížení nákladů na výrobu, snížení spotřeby energie a eliminaci spotřebních konvenčních výrobních nástrojů (např. vrtáky) (Jockusch a Özcan 2020).

Digitální stomatologie je údajně jednou z nejrychleji rostoucích oblastí aditivní výroby. Existuje několik možných aplikací, jako jsou např. korunky, můstky, zubní náhrady, modely, implantáty atd (Methani a kol. 2020).

Samozřejmě se při rozvoji této techniky objeví i problémy v podobě spolehlivosti procesu či povrchové úpravy materiálu, ale osobně si myslím, že praxí a vývojem se tento problém eliminuje. Vývoj aditivní výroby ve stomatologii z pohledu použitých materiálů je největší v oblasti polymerů a následně kovů. V oblasti keramických materiálů je cesta nejistá, protože je obtížné vytvořit vhodnou povrchovou úpravu, dodržet mez mechanických vlastností a přesnost výrobku (Revila-León a kol. 2020b).

Experimenty prováděné s keramickými materiály byly v některých případech značně úspěšné a v některých méně. Níže jsou v jednotlivých podkapitolách zmíněny experimenty s příslušnými materiály.

#### **3.4.1. ADITIVNÍ VÝROBA ZE ZIRKONU**

Je prokázáno, že aditivní výroba vyžívající zirkonový materiál má ve stomatologii velký potenciál. Ze zirkonu je možné vytvořit 3D komponenty ve velikosti zubní korunky pomocí metody injektovaných technologií, ve kterých je jako zhotovující materiál použita zirkonokeramická suspenze.

Vytištěné výrobky sice nebyly zcela bez vad, ale podařilo se dosáhnout výrobků s relativní hustotou 96,9 %, vzhledem k procesům subtraktivní výroby, a mechanickými vlastnostmi srovnatelnými s klasickými výrobními procesy. (Ebert a kol. 2009).

Největším problémem jsou externí faktory ovlivňující výsledný výrobek, jako např. kvalita skeneru, a tedy výsledné rozlišení digitálního obrazu, složení směsi keramického materiálu atd. Někteří autoři tvrdí, že přesná kontrola použitého materiálu a designu návrhu jsou hlavním pozitivem při využití aditivní výroby ve stomatologii.

Pokud bychom využili tzv. metodu digitálního zpracování obrazu dosáhli bychom přesnějšího konečného výrobku se srovnatelnou pevností v ohybu blízkou všem konvenčně vyráběným keramickým náhradám (Anssari Moin a kol. 2017).

Další zkoumanou metou bylo nanášení kapiček suspenzí zirkonu vedle sebe. Pokud byly kapičky nanášeny dostatečně přesně vedle sebe, umožnily tak vznik vláken. Abychom zjistili, jaká vzdálenost má být mezi jednotlivými kapičkami, použijeme tzv. faktor fúze kapiček (dff), který vědci pro tento konkrétní případ zavedli. Výsledky

zkušebních pokusů ukázaly, že vláknité struktury s hladkým povrchem a téměř hladkým povrchem by mohly být tvořeny suspenzí s 44 % dff nebo vyšším (Scheithauer a kol. 2018).

V raném pokusu se zirkonovou keramikou bylo primární vytvoření pomocí 3D tisku výrobku s vysokou hustotou (99 % a vyšší, ve srovnání s výrobky subtraktivní výroby) a homogenní mikrostrukturou. Bohužel se kromě těchto pozitivních vlastností najdou i negativní jako je např. rychlost ohřevu potřebná pro tepelné odstraňování pojiva v materiálu, která musí být velmi nízká a podmínky provedení, které zvyšují celkový čas spolu se složitostí procesu, a na druhé straně velmi vysoká abraze komponentů výrobků v důsledku použitých materiálů (Scheithauer a kol. 2015).

Pomocí metody 3DGP neboli 3D gel-printing je možné vytvořit výrobek ze zirkonové keramiky. Výrobky vytvořené tímto procesem jsme schopni přizpůsobit požadovaným parametrům, jako je drsnost povrchu, relativní hustota, tvrdost atd. Tyto vlastnosti jsou pak srovnatelné s vlastnostmi výrobků vytvořených pomocí jiných výrobních procesů. Bylo zjištěno, že metoda 3DGP vede k výrobkům s vyšší hustotou a pevností. Zcela zásadním pozitivem této metody bylo téměř nulové procento kazových výrobků, což se u žádné z výše zmiňovaných metod neprokázalo (Shao a kol. 2017).

Dále bychom měli zmínit metodu fotopolymerizované disperze, kterou dosáhneme výrobků s vysokou stabilitou a pevností. Tato metoda je ekonomicky výhodná, protože snižuje nároky na spotřebu materiálu. Pokud by během výrobního procesu byly zaznamenány praskliny ve výrobcích, je to s největší pravděpodobností způsobeno malým procentem keramických částic obsažených v použité disperzi (Faes a kol. 2016).

### **3.4.2. ADITIVNÍ VÝROBA Z HLINÍKU**

Některé pokusy o tento druh tisku ukázaly, že existuje možnost tisku výrobků z oxidu hlinitého. Tyto výrobky měly vysokou hustotu, homogenní mikrostrukturu a velmi kvalitní spojení mezi jednotlivými vrstvami. Velmi důležitou vlastností při této metodě tisku je viskozita použitého materiálu. Materiál musí mít malou viskozitu, která umožňuje snadný tok jehlou a dává vzniknout malým kapičkám, které zlepšují kvalitu vytištěného výrobku. Byl učiněn závěr, že metoda má značné výhody oproti jiným metodám, příkladem je tuhnutí, které nastává jednoduchým chlazením (Scheithauer a kol. 2015).

V další studii se můžeme seznámit se slibnými výsledky 3D hliníkových korunek vyrobených tzv. metodou digitálního zpracování obrazu. Vědci srovnali takto

vyrobenou korunku s korunkou vyrobenou pomocí subtraktivní výroby. Závěrem bylo, že metody, z pohledu konečného výrobku, jsou srovnatelné (Dehurtevent a kol. 2017). Pokud bychom využili pro zhotovení výrobku z oxidu hlinitého práškový 3D tisk, dosáhli bychom výrobku s vysokou hustotou a lepšími mechanickými vlastnostmi. Při tomto pokusu byla využita tzv. vakuová infiltrace, která byla schopna zvýšit hustotu, snížit pórovitost a zvýšit pevnost výrobku. Důležitým pozitivem je to, že pevnost v ohybu byla zvýšena až 15krát oproti původní pevnosti (Maleksaeedi a kol. 2014).

#### **3.4.3. ADITIVNÍ VÝROBA Z DALŠÍCH KERAMICKÝCH MATERIÁLŮ**

Toto odvětví se nejvíce zabývá implantáty mandibuly (dolní čelist). Bylo vytvořeno tzv. bioaktivní lešení, které napomáhá hojení a srůstání kostní tkáně. Pokusy byly prováděny na čelistech čeledi zajícovitých konkrétně dospělců králíků (Lopez a kol. 2018). Implantáty se také dají vyrábět ze skladovatelných a opakovaně použitelných inkoustů. Celková doba výroby včetně přípravy inkoustu a tisku jako takového netrvala déle než 5 hodin u implantátu o rozměrech 8 cm<sup>2</sup>. Takto vytištěné implantáty byly po dokončení tisku schopné zachovat svůj tvar a co je nejdůležitější, během tisku se nezměnilo jejich chemické složení. Na takto vyrobených implantátech byly schopné růst mezenchymální kmenové buňky, které vylučují kolagen a alkalický fosfát, tím tedy dochází k mineralizaci implantátu. Proto tyto výrobní procesy umožnily rychlou výrobu kostního implantátu pro pacienta ležícího na oddělení traumatologie (Slots a kol. 2017). V jednom z mnoha experimentů použili vědci technologii tzv. tryskového pojení. Výsledné výrobky mohou nabývat nejrůznějších geometrických tvarů a poskytnout správnou estetickou podobu výrobku (Tamimi a kol. 2014).

#### **3.4.4. ADITIVNÍ VÝROBA Z KERAMICKÝCH KOMPOZITŮ**

V jednom z experimentů, který vědci provedli, bylo zjištěno, že po vyrobení pórovitých struktur ze směsi zirkonu a oxidu hlinitého, vznikne materiál, který je velmi podobný svými vlastnostmi vlastnostem kortikální kosti. Vzniklý materiál je velmi pevný v tlaku. Vytištěné části materiálu navíc vykazovaly i chemickou stabilitu, zanedbatelnou korozi, opotřebení a vlastnosti esteticky laděných prvků. Proto disponuje využití tohoto materiálu aplikačním potenciálem a do budoucna ho bude možné využít jako tzv. nosné lešení při zabudování do osteonů, tedy do základních stavebních jednotek kostí (Goyos-Ball a kol. 2017).

Pokud bychom se na kompozitní materiály podívali z pohledu plnidel, bude nás zajímat nejenom jaké je příslušné množství obsažených látek ve směsi, ale i jaký má složení vliv na mechanické vlastnosti konečných výrobků. Experimenty ukazují, že přidáváním

plnidel do směsí se zlepšuje pevnost a tuhost výrobků za současného snížení houževnatosti a pružnosti. Další velmi dobře využitelnou vlastností je tepelná stabilita, která se po přidání plnidel značně zlepšila. Ukázalo se, že takto zhotovené lékařské implantáty mají přijatelné mechanické vlastnosti a jsou v praxi zcela využitelné (Rahim a kol. 2017).

Studie uvádějí, že některé vlastnosti je potřeba částečně nebo zcela v průběhu výrobního procesu zanedbat. Jedná se např. o drsnost povrchu, která vzniká při nanášení studeného prášku na přehřátou keramiku vznikajícího výrobku. Nakonec se zjistilo, že vědci byli schopni vyrábět keramické předměty s téměř 100 % hustotou a dobrými mechanickými vlastnostmi bez nutnosti následného opracování. Tento poznatek představuje značnou výhodu a další stupeň ve vývoji této nové technologie (Jan a kol. 2013).

### **3.5. NOVÉ METODY**

V následující kapitole si ukážeme několik metod, které mají ve stomatologii obrovský potenciál. Jedná se o metody aditivní výroby, které by mohly do budoucna částečně či zcela nahradit klasické výrobní postupy.

#### **3.5.1. STEREOLITOGRAFIE**

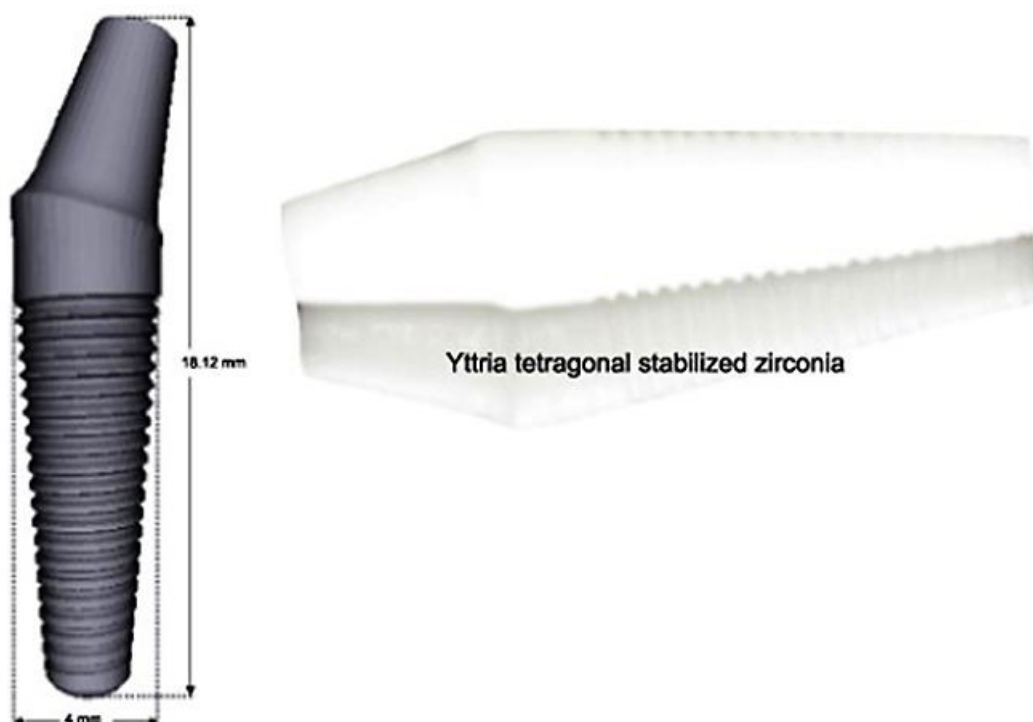
Stereolitografie je metoda výroby pevné látky, kdy je koncentrovaný paprsek ultra fialového světla zaměřen na povrch kapaliny, kde je pomocí jeho záření vytvrzena nanosená vrstva fotopolymeru. Výrobek je vytvářen vrstvou po vrstvě, aby byl dostatečně pevný a následně použitelný.

Postup tvorby výrobku je následující: vytvoříme si 3D digitální model, který pomocí programu rozdělíme na tenké vrstvy (od 5 do 20 vrstev na milimetr; čím více vrstev, tím lepší rozlišení); laser naskenuje kapalný fotopolymer v nádobě (např. pryskyřici) a tím se nastaví vytvoření první vrstvy; plošina, na které se vytváří výsledný výrobek sjede o velikost vrstvy dolů do nádoby a laser skenuje další vrstvu; tento proces se opakuje, dokud není výsledný výrobek vytvořený na plošině. Po dokončení procesu výroby je výrobek opláchnut rozpouštědlem, aby se odstranily zbytky nevytvrzeného fotopolymeru, a umístěn do ultrafialové pícky, kde je důkladně vytvrzen.

Výrobní proces je relativně pomalý, trvá v řádu hodin a to od 6 do 12 (u velkých objektů výroba trvá až několik dní). Pokud jsou výrobky malých rozměrů, mohou se vyrábět společně na jedné plošině (van Noort 2012).

Jedna z prvních aplikací byla výroba anatomických modelů člověka založená na datech z CT (Joffe a kol. 1999). Stereolitografické modely byly a stále jsou používány jako konstrukční prostředek v oblasti všeobecného i zubního lékařství (Barlett a kol. 2009).

Využití se rozšiřuje o výrobu dočasných korunek, můstků a zubních náhrad z pryskyřice, ale i zubních implantátů (viz. Obrázek č. 3) (Winder a Bibb 2005).



Obrázek č. 3: Zubní implantát ze zirkonu (Osman a kol. 2017)

Zubní implantát (vpravo) vyobrazený na Obrázku č. 3 je vyrobený pomocí stereolitografické metody a ze zirkonového materiálu. Vlevo je digitální model i s popsanými velikostmi udávaných v milimetrech.

### 3.5.2. FÚZOVANÉ DEPOZIČNÍ MODELOVÁNÍ

Existuje celá řada technik, které spadají pod techniku depozičního modelování. Obecně můžeme říct, že základem těchto technik je vytlačování určitého materiálu z trysky, jedná se o výrobu z taveného vlákna. Výroba taveného vlákna se dá označit jako aditivní výroba a je běžně využívána pro modelování, výrobu prototypů a výrobní aplikace. Tato technologie, kterou v 80. letech 20 století vyvinul S. Scott Crump, byla uvedena trh poprvé v roce 1990 (Bellini a Güceri 2003).

Výroba taveného vlákna pracuje na principu vrstvení materiálu. Z cívky se při procesu tvorby výrobku odvíjí plastové vlákno nebo kovový drát, který je následně vytlačovaný z trysky, která reguluje průtok daného materiálu. Postupným nahříváním trysky dochází k roztavení materiálu. Po vytlačení materiálu z trysky dochází k jeho okamžitému

vytvrzení. Trysku lze posouvat v horizontální i vertikální poloze na základě numericky řízeného mechanismu, přímo kontrolovaným softwarem.

Ve výrobě je možné využít různé materiály s rozdílnou pevností a tepelnou vodivostí, jsou to např. polykarbonáty, polyfenylsulfony či vosky. Je možné využít i materiály rozpustné ve vodě, které jsou vhodné pro výrobu dočasných podpěr složitějších struktur. Tyto rozpustné materiály se rychle rozpustí ve specializovaných mechanických míchacích zařízeních (Centola a kol. 2010).

Určitě stojí za zmínku, že tato oblast výroby je ve stomatologii probádána jen velmi málo, proto je v současné době stále nejpřesnější, aby zubní laborant ve specializované zubní laboratoři vytvořil voskový model a následně byl tento model vylit kovem. V roce 2003 byl získán patent na formu jakési keramické pasty či drátu, který by mohl být zaveden do trysky a mohla by se jím vytvořit adekvátní zubní náhrada, ale doposud se žádná z takto vyrobených zubních náhrad v praxi neobjevila. Dá se říct, že v této oblasti vědce čeká ještě hodně experimentů ať už úspěšných či nikoliv (Chen a kol. 2011).

K této kapitole se vztahuje i další metoda a to tzv. bioplotteru. Tato metoda se převážně využívá v tkáňovém inženýrství a tisku orgánů. Obrovským pozitivem je využití snad všech druhů materiálů (Wiggenhauser a kol. 2011). Rozlišení bioplotteru se pohybuje v řádech mikrometrů, což nás vede k myšlence, že jsme schopni vytvořit mikrostrukturální výrobky. Pomocí mikrotrysky lze vytisknout dostatečně jemné vzory, které jsou např. schopné poskytnout oporu cévám v lidském těle (Muller a kol. 2010).

### **3.5.3. TAVENÍ ELEKTRONOVÝM PAPSKEM**

Tzv. selektivní tavení elektronovým paprskem je metoda využívaná pro výrobu kovových dílů s téměř dokonalým tvarem, který není až na malé detaily potřeba dále upravovat (viz. Obrázek č. 4). Touto technologií se ve vysokém vakuu taví elektronovým paprskem kovová prášková vrstva.

Proud elektronů je vytvářen wolframovým vláknem a směřován pomocí magnetického pole. Protože tato technologie využívá elektrony a ne světlo, je energie používaného svazku hodně vysoká. V důsledku vysoké energie jsou výrobky bez defektů a materiál je extrémně odolný (Ponader a kol. 2010).

Tato technologie našla uplatnění hlavně v ortopedii a maxilofaciální chirurgii. Touto metodou jsme schopni vytvořit porézní mřížku, která bude mít požadované vlastnosti, jako je zejména určitá hodnota modulu pružnosti. Tato a další vlastnosti, převážně mechanické, zajišťují lepší fixaci implantátu a zarůstání kosti do struktury mřížky.

Ve fázi, ve které se tato technologie nachází je její využití ve výše zmiňované ortopedii či maxilofaciální chirurgii, ale pro tvorbu zubních náhrad je stále málo dokonalá a přesná (Murr a kol. 2011).



Obrázek č. 4: Zubní můstek ze slitiny zirkonu a hliníku (Jan a kol. 2013)

*Pomocí tavení elektronovým paprskem je možné vyrobit i zubní můstky. Na Obrázku č. 4 můžeme vidět můstek vyrobený ze slitiny zirkonu a hliníku (v poměru 80:20), který se nachází ve fázi před finální úpravou zubním laborantem. Laborant můstek dobarví do požadovaného odstínu, vyleští a vyzkouší pacientovi v ústech, před finálním umístěním zubním lékařem.*

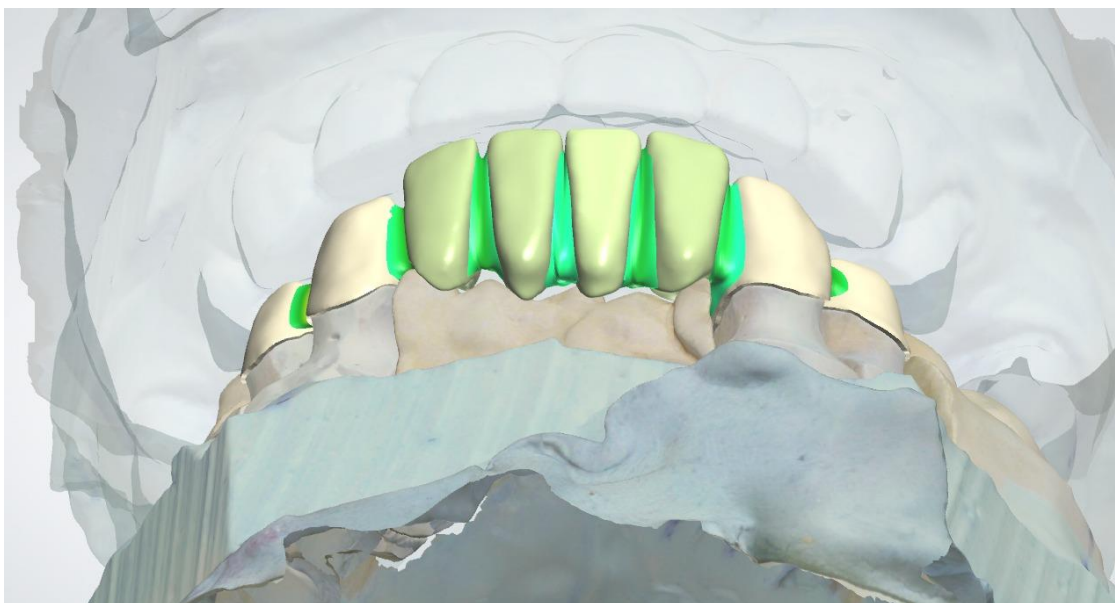
#### 3.5.4. VYUŽITÍ LASERU

Laserová aditivní výroba využívá vysoce výkonný laser nasměrovaný pomocí soustavy zrcadel na substrát, který sestává z jemné vrstvy prášku. Pokud paprsek zasáhne prášek, vytvoří se tak tavenina a jednotlivé částice v prášku se následně spojí. V průběhu výroby dochází ke skenování vrstvy prášku laserem, tím dochází ke spečení částic prášku na potřebných místech. Postup se opakuje do té doby, než je výrobek zcela dokončen (Mueller a kol. 2011).

Tato technologie má celosvětové využití, a to díky schopnosti tvořit velmi složité geometrické tvary, které přímo naprogramujeme v systému CAD (viz. Obrázek č. 5, č. 6 a č. 9) (Rimmell a Marquis 2000).

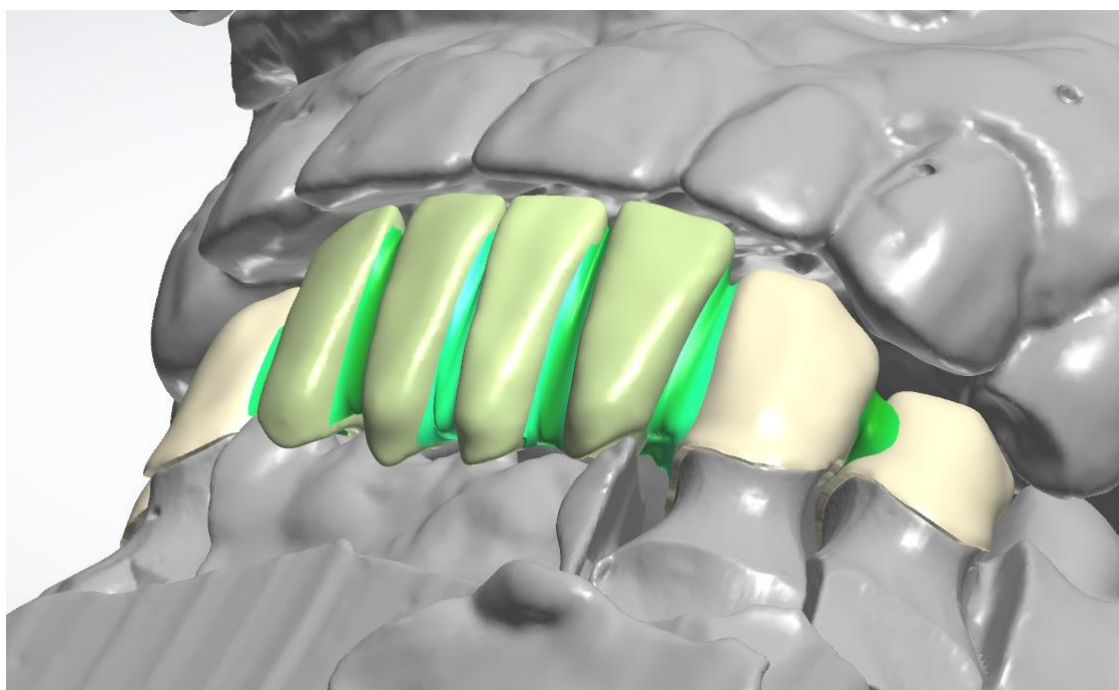
V této oblasti je problém s terminologií, protože jsou metody aditivní laserové výroby stále v počátcích a značně omezené, navíc je zde i problém s konečným použitím vytištěného výrobku. Proto se laserová aditivní výroba dá rozdělit do dvou částí, a to na selektivní laserové sintrování, kde je jako hlavní materiál při zpracování použit některý z polymerů či keramika, a přímé kovovo-laserové sintrování, kde, jak je vidno z názvu

používáme kovové materiály (viz. Obrázek č. 7, č. 8, č. 10 a č. 11) (Sudarmadji a kol. 2011).



*Obrázek č. 5: 3D model můstku (frontální model)*

*Model můstku vyobrazený na Obrázku č. 5 je vytvořený pomocí softwarového programu. Zelenou barvou jsou zvýrazněny mezizubní prostory. Celý tento model bude vyhotoven z tzv. metalokeramiky, která se nanáší v práškové podobě a dále je sintrována (spékána). Můstek bude vyroben jako jedna celá část.*



*Obrázek č. 6: 3D model můstku*





*Obrázek č. 7: Zubní můstek zhotovený z metalokeramiky (frontální pohled)*

*Když porovnáme Obrázek č. 6 a č. 7 vidíme, že můstek je zhotoven vcelku. Mezizubní prostory jsou zhotoveny jako viditelné spoje jednotlivých zubů, které budou lehce ztenčeny a opatřeny vrstvou keramiky. Pomocí této keramiky dotvoří laborant můstek do finálního podoby.*



*Obrázek č. 8: Finální podoba můstku (frontální pohled)*

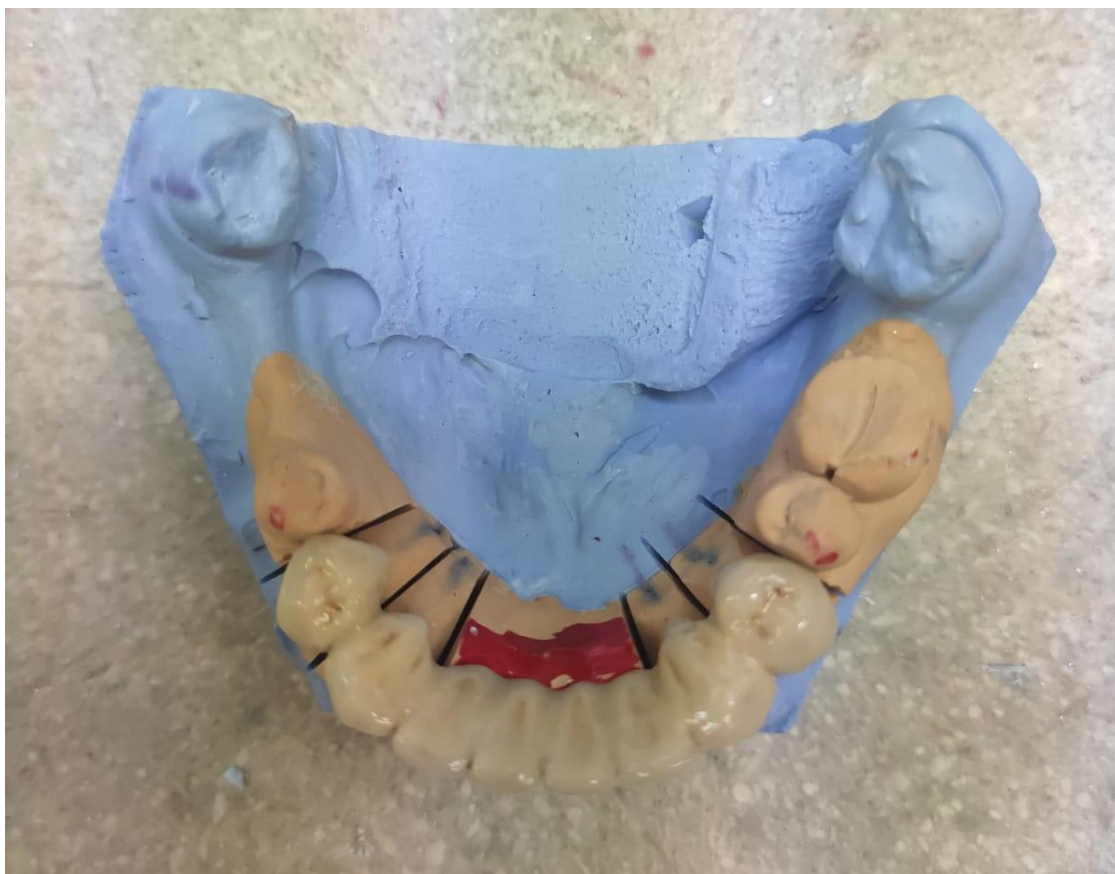
*Keramika nanesená na můstek je následně vytvarována do jednotlivých záhybů a fisur frontálních zubů, poté je vyleštěna a vyzkoušena pacientovi v ústech.*



*Obrázek č. 9: 3D model můstku (transverzální pohled)*



*Obrázek č. 10: Zubní můstek zhotovený z metalokeramiky (transverzální pohled)*



*Obrázek č. 11: Finální podoba můstku (transverzální pohled)*

Ve srovnání s jinými metodami aditivní výroby je metoda využívající laser schopná vytvářet výrobky z relativně širokého okruhu materiálů. Mezi materiály patří např. polyamid, který je vhodný pro výrobu obličejových protéz. Lze také využít řadu kovových prášků, které zahrnují titan, ocel, slitiny titanu atd.

Metoda jako taková může zahrnovat úplné tavení nebo také jen částečné, samozřejmě se nabízí i možnost sintrování v kapalně fázi použitého materiálu.

V závislosti na materiálu lze dosáhnout téměř 100% hustoty a vlastností materiálů srovnatelnými s konvenčními výrobními metodami (Leong a kol. 2007).

Tato technologie začíná nacházet široké uplatnění ve výrobě implantátů ať už kostních, zubních či ortopedických.

Ale stejně jako v každé nové metodě výroby se najde spousta nemalých problémů, které je potřeba vyřešit. Dokonce se již povedlo v Německu vyrobit zirkonový můstek spékáním pomocí laseru (Zhang a kol. 2008b).

### **3.5.5. INJEKTOVANÉ TECHNOLOGIE**

Klasické inkoustové tiskárny jsou schopné tisknout ve velmi vysokém rozlišení tím, že dokážou vypustit extrémně malé kapičky inkoustu.

Metoda injektovaných technologií je schopna pohánět malé kapičky materiálu směrem k substrátu. V této oblasti výroby se za materiál může považovat prakticky cokoliv např. oxid zirkoničitý na výrobu zubních náhrad nebo buněčný roztok na výrobu konstruktivní tkáně (Ebert a kol. 2009).

Materiál je vytlačován malým otvorem. Vytlačování se řídí tlakem, teplem ale i vibracemi. Výsledný výrobek vzniká vrstvou po vrstvě za podmínky, že použitý materiál musí mít vlastnost, která zajistí po nanesení na substrát či předchozí vrstvu materiálu okamžité ztuhnutí.

Dalším odvětvím injektovaných technologií je metoda, která pracuje podobně jako laserová aditivní výroba, až na to, že zde není použitý laser, ale UV záření. Metoda vytvrzení kapiček pomocí UV záření je využívána k tisku vícebarevných objektů (Silva a kol. 2011).

I v injektovaných technologiích se zkoumá potenciál využití ve stomatologii. Zkoušejí se tisknout zubní modely, chrániče zubů, nástroje pro umístění zubních implantátů na správné místo, a dokonce i pomůcky na zmírnění spánkové apnoe.

Konkrétní vlastností, která se u jiných metod neobjevovala, je tisk z více různých materiálů. Tento tisk např. umožňuje vytisknout chránič zubů, který bude v určité oblasti z odolnějšího materiálu a v jiné nikoliv, a navíc je tato metoda schopna tyto oblasti odlišit barvami (Schuurman a kol. 2011).

Největším úspěchem bylo použití této technologie k výrobě porézní struktury z fosforečnanu vápenatého v oblasti výzkumu tkáňového inženýrství. Univerzita v Sheffieldu použila tuto metodu k vývoji barevných protéz měkkých tkání (viz. Obrázek č. 12) (Shanjani a kol. 2010).





*Obrázek č. 12: Nosní protéza (Shanjani a kol. 2010)*

### **3.6. DIGITÁLNÍ BUDOUCNOST**

#### **3.6.1. ROZVOJ SKENOVÁNÍ**

Současný vývoj skenování je založen na třech krocích, jmenovitě: sběr dat, zpracování dat a následná výroba. Obrovský nárůst výkonu počítačů, který v posledních letech zaznamenáváme má za následek pokrok ve všech třech výše zmíněných krocích. Důkazem těchto nemalých pokroků je zavedení intraorálních skenerů, které dokážou zaznamenat několik desítek 3D datových souborů za sekundu a modelují zaznamenaná data v reálném čase. Závěrem tedy je, že dokážeme vytvořit 3D digitální model ústní dutiny přímo bez nutnosti vytvoření otisku ústní dutiny z otiskovací hmoty, jeho následného skenování a digitalizace.

Existuje mnoho softwarů, které jsou dostupné pro stomatologické pracovníky a pomáhají jim vytvořit korunky, můstky či částečné zubní náhrady. Toto zlepšení rozšířilo laborantům škálu výrobních technik a usnadnilo jim práci (viz. Obrázek č. 13, č. 14 a č. 15) (Miyazaki a kol. 2009).



Obrázek č. 13: PC a 3D sken

*Tímto skenerem jsme schopni naskenovat sádrový model odlitý z otiskovací hmoty. Poté pomocí PC naskenovaný model zkontrolujeme a případně provedeme skenování ještě jednou. Jsme také schopni v PC rovnou vytvořit 3D model zubní náhrady, která se následně vyrobí pomocí aditivní či subtraktivní výroby.*



Obrázek č. 14: Kovový terčik

*Na tento terčik připevníme sádrový model. Takto připevněný sádrový model můžeme vložit do skeneru. Terčik ve skeneru drží pomocí magnetu v destičce, na kterou terčik laborant umístí. Na destičce jsou výběžky, na které terčik dokonale dosedá a zaručí, že se v průběhu skenování (naklání destičky do různých směrů) nepohne a nedojde tak k znehodnocení digitální podoby modelu.*



*Obrázek č. 15: Otevřený skener s terčikem a částečným sádrovým modelem*

### **3.6.2. SUBTRAKTIVNÍ VÝROBA**

Dnes je digitální výroba stomatologických náhrad primárně založena na subtraktivní metodě. Metoda, kterou většina pracovníků zná je metoda frézování, kde je použit

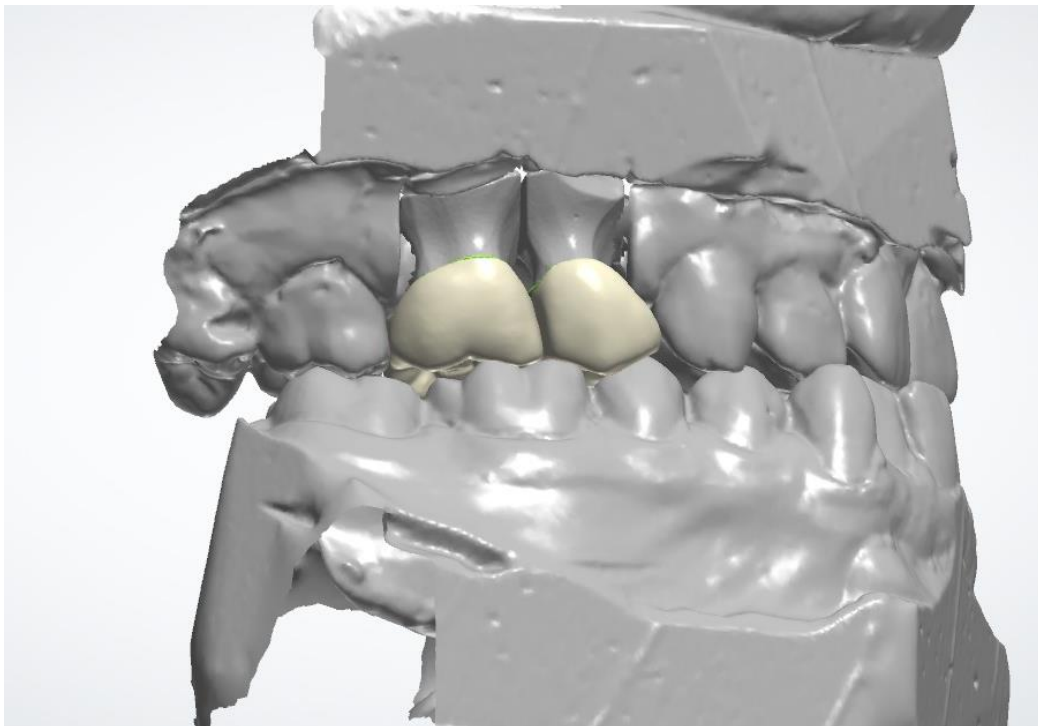
počítačem řízený stroj s ostrým řezným nástrojem a dochází zde k mechanickému řezání materiálu.

Tímto cíleným obráběním řízeným počítačovými kroky lze dosáhnout požadovaného geometrického tvaru. Použitím této metody se celková doba výroby podstatně sníží a náročnost některých modelů, které jsou obtížně vyrobitelné konvenčními výrobními procesy, je zanedbatelná (viz. Obrázek č. 16, č. 17 a č. 18) (van Roekel 1992).

V technologiích subtraktivní výroby bylo dosaženo vysokého stupně propracovanosti, a to například metodou obrábění elektrickým výbojem, elektronovým paprskem či ultrazvukovým obráběním.

Hlavní výhodou této metody je vytváření jemných detailů, nejrůznějších dutin a složitých vnitřních struktur.

Nevýhodou této metody je, že na výrobu finálního produktu spotřebujeme velké množství materiálu ve srovnání s tím, z jakého množství je výrobek tvořen. Proto je využití aditivní výroby výhodnější (Yates a kol. 2009).



*Obrázek č. 16: 3D model zubních korunek*

*Jak je vidět na Obrázku č. 16, jsme schopni vyrobit i neobyčejné tvary zubních korunek. Tento pacient v minulosti přišel o zub a mezera, která po zubu zůstala, se postupem času zmenšila. Proto musela být navržena korunka specifického tvaru, která měla za*



*úkol vyplnit částečnou mezeru po chybějícím zubu a ochránit pahýl stávajícího zubu, který se vedle mezery nacházel.*



*Obrázek č. 17: Korunky ze zirkonu*

*Na výrobu zirkonové korunky (Obrázek č. 17) byla použita subtraktivní výroba (frézování).*



*Obrázek č. 18: Korunky ze zirkonu s nanesenou barvou*

*Na zirkonovou korunku byla laborantem nanesena směsice barev, která korunku dobarvila do požadované podoby. Barvy byly voleny dle vzhledu zbývajících zubů v dutině ústní.*

#### 4. ZÁVĚR

Stereolotografie, fúzované depoziční modelování, tavení elektronovým paprskem, injektované technologie a v neposlední řadě využití laseru jsou nejlépe využitelné metody aditivní výroby ve stomatologické praxi. Každá z těchto metod se sice liší, ale všechny mají stejnou podstatu. Touto podstatou je postupné kontrolované přidávání použitého materiálu. Vše je ovládáno před PC, takže známe přesné umístění následující vrstvy materiálu a víme i kolik je ho potřeba nanést. Postupným zdokonalováním softwarových programů a zařízení tiskárny jako takové, dostáváme lepší a použitelnější finální výrobky, než jakých jsme byli schopni dosáhnout v počátečních experimentech této oblasti výzkumu.

Ve stomatologii se v současné době využívají nejrůznější výrobní materiály. Keramické materiály (např. zirkon) jsou nejčastěji využívány ve fixní protetice a implantologii. Kompozity nejčastěji známe v podobě plomb, které nahrazují odvrtné části zubní skloviny odstraněné zubním lékařem. Ostatní materiály (např. pryskyřice či deflex) jsou využívány v klasických výrobních metodách. Některé z těchto materiálů jsou těžko zpracovatelné, a proto jsou důležité experimenty zkoumající tyto (případně nové) materiály, díky kterým se dají vytvořit lepší materiály, ať už na kvalitu díváme ze strany laboranta či pacienta. S těmito materiály souvisejí i konvenční výrobní postupy, prováděné zubními laboranty. Tyto postupy jsou častokrát zdlouhavé, náročné časově i fyzicky a někdy i nebezpečné. Proto je snahou vědců tyto výrobní procesy částečně či zcela nahradit metodou aditivní či subtraktivní výroby.

V neposlední řadě bych ráda připomněla rozvoj skenování ústní dutiny a sádrových modelů. V této oblasti výzkumu došlo v posledních letech k obrovskému posunu a vývoji. Pokud bude zkoumání těchto metod skenování a 3D technologií pokračovat můžeme předpokládat budoucí zdokonalení těchto technologií a jejich praktické využívání.

Osobně bych chtěla na tuto práci navázat diplomovou prací, která zakončuje navazující magisterské studium. Mým cílem by bylo více prozkoumat jednotlivé metody a vyzkoušet proces aditivní výroby ke zhotovení zubních náhrad. Zkusit vyrobit zubní náhradu a porovnat ji s náhradou vyrobenou konvenčním výrobním procesem. Porovnat vlastnosti daných výrobků a vyzdvihnout jejich přednosti. Samozřejmě za zmínku stojí i negativní vlastnosti, které jsou při zkoumání něčeho nového také důležité.

Závěrem bych chtěla říct, že **ANO**, potenciál aditivní výroby se ve stomatologické praxi určitě nachází. Před námi je ale ještě dlouhá cesta, během níž musíme zkoumat a

zdokonalovat výrobní metody ať už aditivní nebo jiné. Taktéž musíme zkoumat nejlépe využitelné materiály, jejich vlastnosti a biologickou kompatibilitu, která se dá označit za nejdůležitější ukazatel nově objeveného materiálu. Je možné, že si někdy budeme připadat ve slepé uličce, ale nezoufejme, vždy se objeví světlo na konci tunelu. Nakonec objevíme něco skvělého, téměř dokonalého a stomatologie se i se svými podobory posune na novou vyšší úroveň.

## 5. SEZNAM LITERATURY

- Al-Sanabani F., Madfa A.A., Al-Qudaimi N.H. (2014) Alumina ceramic for dental applications: A review article. *American Journal of Materials Research* **1**, 26-34.
- Akagawa Y., Ichikawa Y., Nikai H., Tsuru H. (1993) Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *Journal of Prosthetic Dentistry* **69(6)**, 599-604.
- Ambard A.J., Mueninghoff L. (2006) Calcium phosphate cement: a review of mechanical and biological properties. *Journal of Prosthodontics* **15(5)**, 321-328.
- Anssari Moin D., Hassan B., Wismeijer D. (2017) A novel approach for custom three-dimensional printing of a zirconia root analogue implant by digital light processing. *Clinical Oral Implants Research* **28(6)**, 668-670.
- Bartlett P., Carter L., Russell J.L. (2009) The Leeds method for titanium cranioplasty construction. *British Journal of Oral Maxillofacial Surgery* **47**, 238-240.
- Bellini, A., Güceri S. (2003) Mechanical characterization of parts fabricated using fused deposition modeling. *Rapid Prototyping Journal* **9(4)**, 252-264.
- Bhargav A., Sanjairaj V., Rosa V., Feng L.W., Fuh YH J. (2018) Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *Society for Biomaterials* **106B**, 2058-2064.
- Centola M., Rainer A., Spadaccio C. (2010) Combining electrospinning and fused deposition modeling for the fabrication of a hybrid vascular graft. *Biofabrication* **2**: 014102.
- Chen M., Le D.Q., Baatrup A. (2011) Self-assembly composite matrix in a hierarchical 3D scaffold for bone tissue engineering. *Acta Biomaterialia* **7(5)**, 2244-2255.
- Dearnley P.A. (1999) A review of metallic, ceramic, and surface-treated metals used for bearing surfaces in human joint replacements. *Journal of Engineering in Medicine* **213(2)**, 107-135.
- Dehurtevent M., Robberecht L., Hornez J.-C., Thuault A., Deveaux E., Béhin P. (2017) Stereolithography: a new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental Materials* **33(5)**, 477-485.
- Denry I., Holloway J.A. (2010) Ceramics for dental applications: a review. *Materials* **3(1)**, 351-368.
- Denry I., Kelly J.R. (2014) Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research* **93(12)**, 1235-1242.
- Denry I.L. (1996) Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* **7(2)**, 134-143.
- Ebert J., Ozkol E., Zeichner A. (2009) Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of Dental Research* **88**, 673-676.
- Fabbri P., Piconi C., Buresi E., Magnani G., Mazzanti F., Mingazzini C. (2014) Lifetime estimation of a zirconia-alumina composite for biomedical applications. *Dental Materials* **30(2)**, 138-142.
- Faes M., Vleugels J., Vogeler F., Ferraris E. (2016) Extrusion-based additive manufacturing of ZrO<sub>2</sub> using photoinitiated polymerization. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology* **14**, 28-34.
- Fahimipour F., Rasoulianboroujeni M., Dashtimoghadam E., Khoshroo K., Tahriri M., Bastami F. (2017) 3D printed TCP-based scaffold incorporating VEGF-loaded PLGA microspheres for craniofacial tissue engineering. *Dental Materials* **33(11)**, 1205-1216.
- Ferrage L., Bertrand G., Lenormand P., Grossin D., Ben-Nissan B. (2017) A review of the additive manufacturing (3DP) of bioceramics: Alumina, zirconia (PSZ) and hydroxyapatite. *Journal of Australian Ceramic Society* **53(1)**, 11-20.
- Figueiredo-Pina C.G., Patas N., Canhoto J., Cláudio R., Olhero S.M., Serro A.P. (2016) Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials* **53**, 226-238.
- Fleck T.J., Murray A.K., Gunduz I.E., Son S.F., Chiu G.T.-C., Rhoads J.F. (2017) Additive manufacturing of multifunctional reactive materials. *Additive Manufacturing* **17**, 176-182.
- Frazier W.E. (2014) Metal Additive Manufacturing: A Review. *Journal of Materials Engineering and Performance* **23**, 1917-1928.

- Galante R., Figueiredo-Pina C.G., Serro A.P. (2019) Additive Manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials* **35**, 825-846.
- Ghaemi M.H., Reichert S., Krupa A., Sawczak M., Zykova A., Lobach K., Sayenko S., Svitlychnyi Y. (2017) Zirconia ceramics with additions of Alumina for advanced tribological and biomedical applications. *Ceramics International* **43(13)**, 9746-9752.
- Gisario A., Kazarian M., Martina F., Mehrpouya M. (2019) Metal additive manufacturing in the commercial aviation industry: A review. *Journal of Manufacturing Systems* **53**, 124-149.
- Goyos-Ball L., García-Tuñón E., Fernández-García E., Díaz R., Fernández A., Prado C. (2017) Mechanical and biological evaluation of 3D printed  $^{10}\text{Ce}$  TZP- $\text{Al}_2\text{O}_3$  structures. *Journal of the European Ceramic Society* **37(9)**, 3151-3158.
- Greenberg A.R., Kamel I. (1976) Polymer-ceramic composite for tooth-root implant. *Journal of Biomedical Materials Research* **10(5)**, 777-788.
- Hisbergues M., Vendeville S., Vendeville P. (2009) Zirconia: established facts and perspectives for a biomaterial indental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials* **88(2)** 519-529.
- Höland W., Rheinberger V., Apel E., Ritzberger C., Rothbrust F., Kappert H. (2009) Future perspectives of biomaterials for dental restoration. *Journal of European Ceramic Socociety* **29(7)**, 1291-1297.
- Jan W., Yves-Christian H., Wilhelm M., Konrad W. (2013) Additivemanufacturing of  $\text{ZrO}_2$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$  ceramic components by selective laser melting. *Rapid Prototyp Journal* **19(1)**, 51-57.
- Jockusch J., Özcan M. (2020) Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials, and applications. *Dental Materials Journal* **39**, 345-354.
- Joffe J., Harris M., Kahugu F. (1999) A prospective study of computer-aided design and manufacture of titanium plate for cranioplasty an its clinical outcome. *British Journal of Neurosurgery* **13**, 576-580.
- Jones R., Haufe P., Sells E., Irvani P., Olliver V., Palmer C., Bowyer A. (2011) RepRap – the replicating rapid prototyper. *Robotica* **29(1)**, 177-191.
- Josset Y., Oum'Hamed Z., Zarrinpour A., Lorenzato M., Adnet J.J., Laurent-Maquin D. (1999) In vitro reactions of humanosteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research* **47(4)**, 481-493.
- Khabas T.A., Maletina L.V., Kamyshnaya K.S. (2014) Influence of nanopowders and pore-forming additives on sintering of alumina-zircorna ceramics. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* **66**, 012050.
- Leal R., Barreiros F.M., Alves L. (2017) Additive manufacturing tooling for the automotive industry. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* **92**, 1671-1676.
- Lee J.-H., Kim H.-W., Seo S.-J. (2016) Polymer-ceramic nanocomposites for dental application. *Journal of Nanomaterials* **2016**: 8.
- Leong K.F., Wiria F.R., Chua C.K., Li S.H. (2007) Characterization of a poly-epsilon-caprolactone polymeric drug delivery device built by selective laser sintering. *Bio-medical Materials and Engineering* **17**, 147-157.
- Li R.W.K., Chow T.W., Matinlinna J.P. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research* **58(4)**, 208-216.
- Lopez C.D., Diaz-Siso J.R., Witek L., Bekisz J.M., Cronstein B.N., Torroni A. (2018) Three dimensionally printed bioactiveceramic scaffold osseoconduction across critical-sizedmandibular defects. *Journal of Surgical Research* **223**, 115-122.
- Maleksaeedi S., Eng H., Wiria F.E., Ha T.M.H., He Z. (2014) Propertyenhancement of 3D-printed alumina ceramics usingvacuum infiltration. *Journal of Materials Processing Technology* **214(7)**, 1301-1306.
- Methani M.M., Revilla-León M., Zandinejad A. (2020) The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **32**, 182-192.
- Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials* **28**, 44-56.

- Monmaturapoj N., Lawita P., Thepsuwan W. (2013) Characterisation and properties of lithium disilicate glass ceramics in the SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O-K<sub>2</sub>O-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> system for dental applications. *Advances in Materials Science and Engineering* **2013**: 763838.
- Mueller A.A., Paysan P., Schumacher R. (2011) Missing facial parts computed by a morphable model and transferred directly to a polyamide laser-sintered prosthesis: an innovation study. *British Journal of Oral Maxillofacial Surgery* **49(8)**, 67-71.
- Muller D., Chim H., Bader A. (2010) Vascular guidance: microstructural scaffold patterning for inductive neovascularization. *International Journal of Stem Cells* **1**: 547247.
- Murr L.E., Amato K.N., Li S.J. (2011) Microstructure and mechanical properties of open-cellular biomaterials prototypes for total knee replacement implants fabricated by electron beam melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **4**, 1396-1411.
- Ortega V.I.P., Kaplan A., Gomez M.P., Pumarega M.I.L., Nieva N. (2015) Characterization of Metal/Ceramic interfaces in dental materials by acoustic emission. *Progress in Materials Science* **8**, 683-692.
- Osman R.B., van der Veen A.J., Huijberts D., Wismeijer D., Alharbi N. (2017) 3D-printing zirconia implants; a dream or areality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials* **75**, 521-528.
- Pepla E., Besharat L.K., Palaia G., Tenore G., Migliau G. (2014) Nano-hydroxyapatite and its applications in preventive, restorative, and regenerative dentistry: a review of literature. *Annali di Stomatologia* **5(3)**, 108-114.
- Ponader S., von Wilmowsky C., Widenmayer M. (2010) In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *Journal of Biomedical Materials Research* **(92A)**, 56-62.
- Rahim T.N.A.T., Abdullah A., Md Akil H., Mohamad D., Rajion Z. (2017) The improvement of mechanical and thermal properties of polyamide 12 3D printed parts by fused deposition modelling. *eXPRESS Polymer Letters* **2017**, 963-982.
- Revilla-León M., Sadeghpour M., Özcan M. (2020a) An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology* **108**, 331-338.
- Revilla-León M., Sadeghpour M., Özcan M. (2020b) A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry. *Journal of Prosthodontics* **29**, 579-593.
- Rimmell J.T., Marquis P.M. (2000) Selective laser sintering of ultra-high molecular weight polyethylene for clinical application. *Journal of Biomedical Materials Research* **53**, 414-420.
- Ritter R.G. (2010) Multifunctional uses of a novel ceramic lithium disilicate. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry* **22(5)**, 332-341.
- Rosenblum M.A., Schulman A. (1997) A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association* **128(3)**, 297-307.
- Sakaguchi R.L., Powers J.M. (2012) Chapter 12 – replicating materials - impression and casting A2. In: *Craig's restorative dental materials*, 13th ed., (Sakaguchi R.L., Powers J.M., eds.), Mosby, Saint Louis, 277-325.
- Scheithauer U., John R., Weingarten S., Schwarzer E., Richter H.-J., Moritz T. (2018) Investigation of droplet deposition for suspensions usable for thermoplastic 3D printing (T3DP). *Journal of Materials Engineering and Performance* **27(1)**, 44-51.
- Scheithauer U., Schwarzer E., Richter H.-J., Moritz T. (2015) Thermoplastic 3D printing—an additive manufacturing method for producing dense ceramics. *International Journal of Applied Ceramic Technology* **12(1)**, 26-31.
- Schuurman W., Khristov V., Pot M.W. (2011) Bioprinting of hybrid tissue constructs with tailorable mechanical properties. *Biofabrication* **3**: 021001.
- Shanjani Y., de Croos A.N., Pilliar R. (2010) Solid freeform fabrication and characterization of porous calcium polyphosphate structures for tissue engineering purposes. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials* **93B**, 510-519.

- Shao H., Zhao D., Lin T., He J., Wu J. (2017) 3D gel-printing of zirconia ceramic parts. *Ceramics International* **43(16)**, 13938-13942.
- Shenoy A., Shenoy N. (2010) dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry* **13**, 195-203.
- Shin H., Ko H., Kim M. (2016) Cytotoxicity and biocompatibility of zirconia (Y-TZP) posts with various dental cements. *Restorative Dentistry & Endodontics* **41(3)**, 167-675.
- Silva N.R., Witek L., Coelho P.G. (2011) Additive CAD/CAM process for dental restorations. *Journal of Prosthodontics* **20**, 93-96.
- Singh S., Ramakrishna S. (2017) Biomedical applications of additive manufacturing: Present and future, *Current Opinion in Biomedical Engineering* **2**, 105-115.
- Slots C., Jensen M.B., Ditzel N., Hedegaard M.A.B., Borg S.W., Albrektsen O. (2017) Simple additive manufacturing of an osteoconductive ceramic using suspension melt extrusion. *Dental Materials* **33(2)**, 198-208.
- Srichumpong T., Suputtamongkol K., Chinpanuwat W., Nampachoke P., Bai J., Angkulpipat S. (2016) Effect of heat treatment time on properties of mica-based glass-ceramics for restorative dental materials. *Key Engineering Materials* **702**, 23-27.
- Sudarmadji N., Tan J.Y., Leong K.F. (2011) Investigation of the mechanical properties and porosity relationships in selective laser-sintered polyhedral for functionally graded scaffolds. *Acta Biomaterialia* **7**, 530-537.
- Tamimi F., Torres J., Al-Abedalla K., Lopez-Cabarcos E., Alkhraisat M.H., Bassett D.C. (2014) Osseointegration of dental implants in 3D-printed synthetic onlay grafts customized according to bone metabolic activity in recipient site. *Biomaterials* **35(21)**, 5436-5445.
- van Noort R. (2012) The future of dental devices is digital. *Dental Materials* **28**, 3-12.
- van Roekel N.B. (1992) Electrical discharge machining in dentistry. *The International Journal of Prosthodontics* **5**, 114-121.
- Wiggenhauser P.S., Muller D.F., Melchels F.P. (2011) Engineering of vascularized adipose constructs. *Cell and Tissue Research* **347(3)**, 747-757.
- Winder J., Bibb R. (2005) Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for applications in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **63**, 1006-1015.
- Yates J.M., Wildgoose D.G., van Noort R. (2009) Correction of a mandibular asymmetry using a custom-made titanium onlay. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* **62**, 247-250.
- Zhang Y., Rao P., Lü M., Wu J. (2008a) Mechanical properties of dental porcelain with different leucite particle sizes. *Journal of American Ceramic Society* **91(2)**, 527-534.
- Zhang Y., Hao L., Savalani M.M. (2008b) Characterization and dynamic mechanical analysis of selective laser sintered hydroxyapatite-filled polymeric composites. *Journal of Biomedical Materials Research* **86**, 607-616.