

Biomateriály vhodné pro aplikace v zubním lékařství a možnosti jejich zpracování

Nikola Petrová, DiS.

Bakalářská práce

2024



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická
Ústav technologie tuků, tenzidů a kosmetiky

Akademický rok: 2023/2024

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Nikola Petrová**
Osobní číslo: **T21317**
Studijní program: **B0711A130009 Materiály a technologie**
Specializace: **Biomateriály a kosmetika**
Forma studia: **Kombinovaná**
Téma práce: **Biomateriály vhodné pro aplikace v zubním lékařství a možnosti jejich zpracování**

Zásady pro vypracování

1. Vypracovat rešerši zabývající se problematikou biomateriálů používaných v zubním lékařství.
2. V rešerši se zaměřit především na složení biomateriálů, vlastnosti a možnosti jejich konkrétního využití.
3. Uvést základní způsoby zpracování dentálních materiálů.
4. Získané poznatky přehledně diskutovat a uvést hlavní závěry plynoucí z provedené studie.

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. Hubálková, H. and J. Krňoulová, Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství. 1. vyd. ed. 2009, Praha: Galén. 301.
2. Braden, M., Polymeric Dental Materials. 1997: Springer Berlin Heidelberg.
3. Donly, K.J. and I.S. Sasa, 21 – Dental Materials, in Pediatric Dentistry (Sixth Edition), A.J. Nowak, et al., Editors. 2019, Elsevier: Philadelphia. p. 293-303.
4. Rokaya, D., et al., Polymeric materials and films in dentistry: An overview. Journal of Advanced Research, 2018. 14: p. 25-34.
5. Khorsandi, D., et al., 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. Acta Biomaterialia, 2021. 122: p. 26-49.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lenka Musilová, Ph.D.**
Ústav fyziky a mater. inženýrství

Datum zadání bakalářské práce: **5. února 2024**
Termín odevzdání bakalářské práce: **17. května 2024**

L.S.

prof. Ing. Roman Čermák, Ph.D.
děkan

Ing. Lucie Urbánková, Ph.D.
ředitel ústavu

PROHLÁŠENÍ AUTORKY BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Beru na vědomí, že:

- bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému a dostupná k nahlédnutí;
- na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- podle § 60 odst. 1 autorského zákona má Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- podle § 60 odst. 2 a 3 autorského zákona mohu užit své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen s předchozím písemným souhlasem Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše);
- pokud bylo k vypracování bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tj. k nekomerčnímu využití), nelze výsledky bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- pokud je výstupem bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považuji se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá. Neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Prohlašuji,

- že jsem na bakalářské práci pracovala samostatně a použitou literaturu jsem citovala. V případě publikace výsledků budu uvedena jako spoluautorka.
- že odevzdaná verze bakalářské práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou obsahově totožné.

Ve Zlíně, dne:

Jméno a příjmení studentky: Nikola Petrová

.....
připis studentky

ABSTRAKT

V této práci byla studována problematika biomateriálů používaných v zubním lékařství. Cílem této práce bylo představit mimo jiné materiály užívané v medicíně, které prokázaly svůj nezanedbatelný vliv při léčbě úrazů a nemocí lidského těla, jejichž hlavním úkolem je nahradit část těla nebo jeho funkci, bezpečným, spolehlivým a fyziologicky přijatelným způsobem. Byla rovněž rozebrána specifická skupina biomateriálů, kterými jsou tzv. dentální materiály, sloužících ve stomatologii zejména jako náhrada chybějících částí v tvrdých a měkkých tkáních v ústech, které mohou pacientovi zlepšit žvýkací, hlasové a estetické funkce. V práci byl rovněž detailně rozebrán popis dentálních materiálů, jejich nezbytné vlastnosti, klíčové požadavky na tyto materiály a v neposlední řadě byly zmíněny i jejich možné aplikace. V závěru práce byly podrobně rozebrány možnosti jejich současného zpracování včetně hojně používaného 3D tisku, technologií CAD/CAM, či způsoby odlévání vybraných dentálních slitin.

Klíčová slova: biomateriály, dentální materiály, 3D tisk, CAD/CAM

ABSTRACT

In this work, the issue of biomaterials used in dentistry was studied. The aim of this work was to present, among other things, materials used in medicine that have shown their considerable influence in the treatment of injuries and diseases of the human body, whose main purpose is to replace a part of the body or its function, in a safe, reliable and physiologically acceptable way. A specific group of biomaterials was also discussed, which are the so-called dental materials that serve in dentistry mainly as a replacement of missing parts in the hard and soft tissues of the mouth, which can improve the patient's masticatory, vocal and aesthetic functions. The description of dental materials, their essential properties, key requirements of these materials and last but not least their possible applications have also been discussed in detail. At the end of the thesis, the possibilities of their current processing in the frequently used 3D printing, CAD/CAM technologies or casting methods of selected dental alloys were discussed in detail.

Keywords: biomaterials, dental materials, 3D printing, CAD/CAM

Tímto bych ráda poděkovala Ing. Lence Musilové, Ph.D. za její ochotu, čas a rady, které poskytovala v průběhu vedení této bakalářské práce.

Prohlašuji, že odevzdaná verze bakalářské/diplomové práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou totožné.

OBSAH

ÚVOD	8
1. BIOMATERIÁLY	12
1.1. DEFINICE BIOMATERIÁLŮ	12
1.2. ROZDĚLENÍ BIOMATERIÁLŮ	14
1.2.1. ROZDĚLENÍ PODLE PŮVODU.....	15
1.2.2. ROZDĚLENÍ PODLE MAKROSTRUKTURY	16
1.2.3. ROZDĚLENÍ PODLE KRYSTALICKÉ STRUKTURY	16
1.2.4. ROZDĚLENÍ PODLE CHEMICKÉHO SLOŽENÍ.....	17
2. DENTÁLNÍ MATERIÁLY	18
2.1. OBECNÁ CHARAKTERISTIKA	18
2.2. POŽADAVKY NA DENTÁLNÍ MATERIÁLY	18
2.2.1. VLASTNOSTI A JEJICH TESTOVÁNÍ	18
2.3. ROZDĚLENÍ DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ	32
2.3.1. ROZDĚLENÍ PODLE POUŽITÍ	32
2.3.2. ROZDĚLENÍ PODLE CHEMICKÉHO SLOŽENÍ.....	33
3. TECHNOLOGIE VÝROBY DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ	48
3.1. 3D TISK	48
3.1. CAD/CAM	55
3.2. ODLÉVÁNÍ DENTÁLNÍCH SLITIN	58
3.3. ÚPRAVA POVRCHŮ DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ	60
3.3.1. ÚPRAVA POVRCHŮ DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ POMOCÍ TITANOVÝCH A ZIRKONIOVÝCH POVLAKŮ	60
3.3.2. ÚPRAVA POVRCHŮ DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ POMOCÍ HYDROGELOVÝCH POVLAKŮ.....	60
3.3.3. ÚPRAVA POVRCHŮ DENTÁLNÍCH IMPLANTÁTŮ	62
3.3.4. ÚPRAVA POVRCHŮ DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ PRO SNÍŽENÍ KOROZE	62
3.3.5. ÚPRAVA POVRCHŮ DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ PRO SNÍŽENÍ TŘENÍ	62
DISKUZE	64
ZÁVĚR	66
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	67
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	79
SEZNAM OBRÁZKŮ	81

ÚVOD

Biomateriály prošly za poslední století významným vývojem a jsou nedílnou součástí zdravotnického odvětví. Svůj nezanedbatelný vliv prokázaly zejména při léčbě úrazů a nemocí lidského těla, ať už ve formě nahrazení či podpory části těla nebo jeho funkce, bezpečným, spolehlivým a fyziologicky přijatelným způsobem. Podle Williamse (1987) představují biomateriály neživotaschopný materiál určený k interakci s biologickými systémy používanými ve zdravotním zařízení. [1] Spotřeba biomateriálů nejvíce vzrostla na konci 19. století spolu s nástupem tzv. aseptické chirurgické techniky zásluhou dr. Josepa Listera [2], následovaná totální náhradou kyčelního kloubu (1938), dále nahrazením rohovky a krevních cév, při kterém byly využity jedny z prvních polymerů. Biomateriály se často vzájemně kombinují na základě jejich rozdílného chemického složení nebo fyzikální struktury. A stejně jako se liší požadavky na biomateriály dle jejich aplikace, liší se i biologická odpověď dle biomechaniky konkrétního místa a typu hostitelské tkáně. Mezi již zmíněnou skupinu biomateriálů bezpochyby patří i tzv. dentální materiály, tedy materiály, které se využívají ve stomatologii zejména jako náhrada chybějících částí v tvrdých a měkkých tkáních v ústech, které mohou pacientovi zlepšit žvýkací, hlasové a estetické funkce. [3][4] Z pohledu samotného vývoje dentálních materiálů, lze konstatovat, že významného vývoje bylo dosaženo přibližně ve 20. století. [5] U zubních materiálů se musí zohlednit spousta vlastností (mechanické vlastnosti, fyzikální vlastnosti, viskoelastické vlastnosti, chemické vlastnosti a biologické vlastnosti) a kritérii, podle kterých se materiály důkladně testují. Tak například Ambroise Paré (16. století), jež je považován za otce moderní chirurgie, provedl historicky první doloženou transplantaci zubu. [6] Naopak první datované použití amalgámové výplně bylo doloženo J. Stockerem (17. století). Někdy je ovšem místo jednoduchých materiálů potřeba využít právě kompozitního materiálu, tedy látky, která je složena ze dvou či více vzájemně spojených složek, jejímž výsledkem je materiál s vylepšenými vlastnostmi, než byly vlastnosti výchozích složek. Klíčovou podmínkou použití materiálů v medicíně je jejich biokompatibilita. Její definice se v průběhu let postupně vyvíjela, podle toho, jak se měnil účel a místo použití jednotlivých biomateriálů v lidském těle. Mimo to mohou interakce, jež působí mezi konkrétním materiálem a biologickým prostředím vyvolat celou škálu lokálních a systémových reakcí, jež mohou být klasifikovány jako tzv. léčivé, neutrální nebo toxické. Tým Vallitt a kol. (2020) popsal biofunkcionalitu materiálu na základě provedeného výzkumu, jehož výsledky potvrdily, že kompozit použitý při výzkumných testech podporoval tvorbu nové kostní tkáně u pacienta, spolu s kapilárami a velkými krevními cévami v blízkosti implantátu. [7] Studie provedená

týmem Ansarim a spol. (2020) založená na zlepšení bioaktivních vlastností titanových slitin syntetizací a charakterizací nanokompozitních povlaků na bázi chitosanu a hydroxyapatitu potvrdila, že tyto povlaky mají vliv na zlepšení vlastností dentálních materiálů. [8]

Neméně důležitým pojmem je cytotoxicita materiálů, kterou lze definovat jako určité vystavení organismu nebezpečným látkám, které jej mohou poškodit nebo úplně zničit. Testování cytotoxicity slouží jako důležitý screeningový nástroj pro zajištění bezpečnosti zdravotnických prostředků a pomáhají identifikovat škodlivé extrahovatelné látky nebo látky, které by mohly nepříznivě ovlivnit buňky.

Někdy jsou do dentálních materiálů přidávány nanočástice, aby poskytovaly antibakteriální účinky nebo jako plniva pro zlepšení pevnosti v ohybu nebo jako povlak na povrchu implantátů, který zlepšuje pevnost kompozitních materiálů. Nicméně Kumar et al. (2017) a Schmalz et al. (2017) testovali a následně prokázali pomocí několika in vitro a in vivo studií, že právě tyto přídatné složky mohou způsobovat toxické účinky. [9]

Dentální materiály jsou v dutině ústní velmi opotřebovávány vnějšími vlivy (např. odolnost vůči opotřebení tvrdšími částicemi z potravy, odolnost vůči působení žvýkacích sil) a to v tlaku, ohybu, tahu, krutu, případně jejich kombinací. Z toho důvodu je testování mechanických vlastností materiálů stejně důležité. Tak například tvrdost zubní skloviny odpovídá hodnotě 340 kg/m^2 a použitý materiál by ji neměl překročit. Při dlouhodobém působení zatížení na materiál použitý v ústní dutině, se tento materiál postupně láme a může docházet ke vzniku mikrotrhlin, které se většinou z napjatého místa postupně šíří do dalších míst dentálního materiálu např. ve tvaru rýhy různé velikosti. V závislosti na samotné únavě může dojít i k abrazi samotného materiálu tedy k mechanickému otěru tvrdých zubních tkání v důsledku přijímané potravy či špatně prováděné ústní hygieny. Dentální materiály lze rozdělit podle jejich použití na hlavní, (využívají se zejména k přípravě zubních náhrad fixních (implantáty), snímacích, nebo jiných stomatologických pomůcek jako jsou např. zubní plomby), a na materiály pomocné (představují takové materiály, které jsou potřebné k tvorbě dentálních implantátů nebo např. k výrobě rovátek). Podle chemického složení je lze rozdělit na polymery, keramiku, kovy a biokompozity. První skupinu dentálních materiálů tvoří polymery, které se velmi často využívají v oblasti stomatologie díky jejich jednoduché kontrole biokompatibility, biologické odbouratelnosti a zpracovatelnosti na základě určitých nezbytností s tkáňovými specifiky. Vlastnosti dentální keramiky závisí na jejím složení, mikrostruktúře a výskytu různých vad a defektů. Další skupinu dentálních materiálů představuje skupina kovů. Kovy a slitiny se používají téměř ve všech odvětvích zubního lékařství, včetně zubní laboratoře, přímých a nepřímých zubních náhrad, implantátů

a nástrojů používaných k preparaci zubů. Tak například titan a jeho slitiny se používají ve formě různých stentů, vodicích drátů pro katetry a ortodontické dráty díky své tvarové či superelastické funkci. Dále se využívají jako náhradní zubní kořeny, celkové zubní náhrady nebo korunky. Poslední skupinu dentálních materiálů představují kompozity, které byly vyvinuty zejména díky použití směsí více materiálů s využitím jejich kompatibilní povahy a nazývají se biokompozity. V zubním lékařství se nejčastěji používají ve formě pryskyřice pro zubní výplně. Naopak při výrobě replik ústních tkání, hodnocení a plánování další léčby se používá dentální sádra. Tsukada a spol. (2014) ve své práci zjistil, že odstupňovaná struktura zirkoniových/porcelánových kompozitních materiálů účinně zvýšila pevnost v ohybu. [10]

Mezi nejčastější základní způsoby zpracování dentálních materiálů lze bezpochyby uvést několik klíčových technologií. Jednou z nich představuje 3D tisk, tedy metoda tzv. aditivní výroby produktů s předdefinovanými rozměry, která patří mezi průmyslové technologie vyvíjené během posledních 40 let. Basgul et al. (2018) a Martinsuo a Luomaranta (2018) jejich studiemi potvrdili, že technologie 3D tisku poskytuje dobrý potenciál a flexibilitu designu a výroby, a rovněž přispívá k omezení plýtvání surovin. [11][12]

V dnešní době se tento způsob výroby materiálů využívá velmi často v různých odvětvích (letecký průmysl, medicína, stomatologie atd.). Díky technologii 3D tisku dokážeme vytvořit porézní systémy s definovanou strukturou, například řízenou velikostí pórů, jejich tvarem, polohou v matrici nebo i tím, zda jsou póry otevřené či uzavřené. Při samotném tisku se používají různé materiály, mezi které patří např. polymery, kompozity, keramika a kovy, které je možné tisknout pomocí slitiny. Průlomové výsledky navrhli D' Urso a spol. (1999), kteří vytvořili první 3D biomodely komplexních intrakraniálních aneuryzmat a arteriovenózních malformací. [13] Mezi základní druhy uspořádání 3D tiskových metod používaných ve stomatologii patří stereolitografie (SLA), využívaná zejména při výrobě dočasných a trvalých korunek, můstků, dočasných náhrad, chirurgických nástrojů, šablon a replik zubních modelů, dále metoda digitální světelné projekce (DLP), která je zmíněné metodě SLA velmi podobná a u které lze souhrnně říci, že je výhodná pro rychlý tisk větších dílů s menším počtem detailů, dále metoda FDM (fused deposition modeling), která je levnější než ostatní 3D techniky a patří mezi druhou nejpoužívanější techniku 3D tisku po SLA. Vzhledem ke slabým mechanickým vlastnostem, neplněných termoplastů, používaných jako naplněná do FDM, se tato metoda používá pouze pro tisk dočasných korunek a můstků ve stomatologii. Kromě 3D tisku, lze dentální materiály zpracovat i s využitím tzv. metody selektivního laserového spékání (sintrování) (SLS), jež pracuje s materiály ve

formě velmi jemných prášků, a které k vyvolání tavení práškové suroviny používají laserový paprsek o vysoké energii. O adaptaci nových technologií pro 3D/4D tisk ve stomatologii je intenzivní zájem. Příkladem těchto nově vyvinutých systémů je i počítačová axiální litografie patřící mezi tzv. techniky volumetrického tisku a je lehce podobná metodě DLP, jelikož obě metody používají jako zdroj světla pro fotopolymerizaci pryskyřice projektor. Naopak kompletní dentální náhrady lze vyrobit s využitím CAD/CAM. Na začátku samotného vývoje této metody bylo možné vyrobit pouze keramické odlitky, ale v dnešní době se již používají systémy, mezi které patří např. PlanScan nebo CEREC, které dokážou vyrobit různé protetické pomůcky.

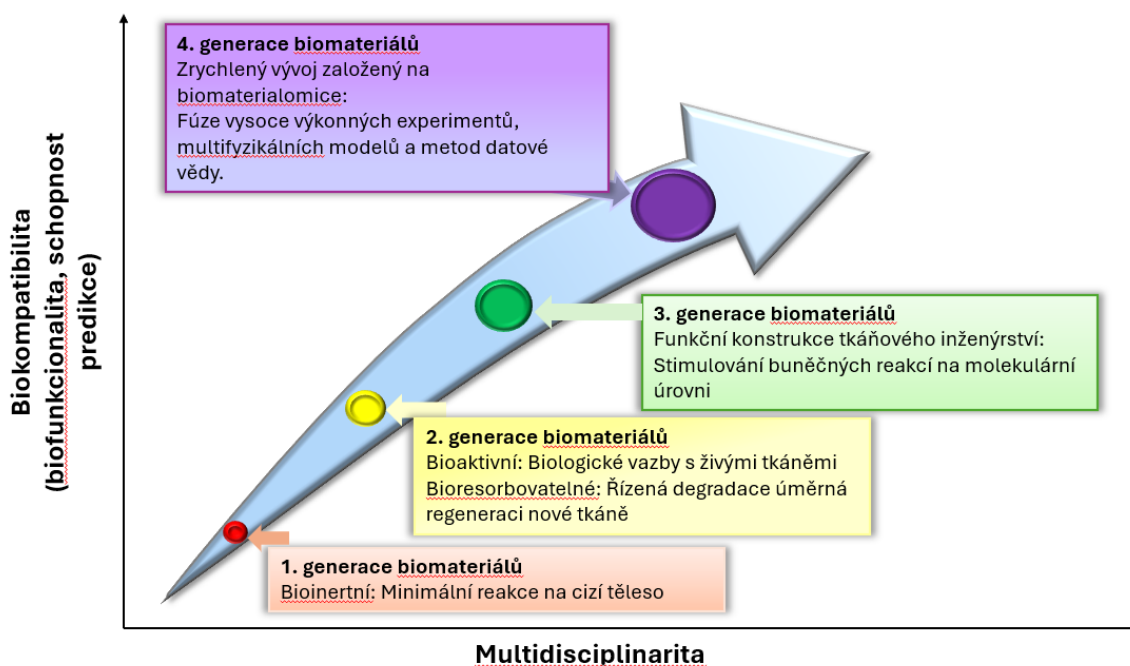
Cílem této bakalářské práce bude představit mimo jiné materiály užívané v medicíně, které prokázaly svůj nezanedbatelný vliv při léčbě úrazů a nemocí lidského těla, jejichž hlavním úkolem je nahradit část těla nebo jeho funkci, bezpečným, spolehlivým a fyziologicky přijatelným způsobem. Pro tyto účely bude provedena rešerše dosavadních poznatků v této oblasti prezentovaná v odborných publikacích.

V první řadě bude klíčové představit problematiku dentálních materiálů, jejich složení, stěžejní vlastnosti a klíčové požadavky na materiály samotné včetně některých konkrétních aplikacích. Budou popsány základní způsoby zpracování dentálních materiálů a jejich možné aplikace. V neposlední řadě budou získané poznatky provedené rešerše přehledně diskutovány a bude uveden přínos a aplikační možnosti jednotlivých postupů.

1. BIOMATERIÁLY

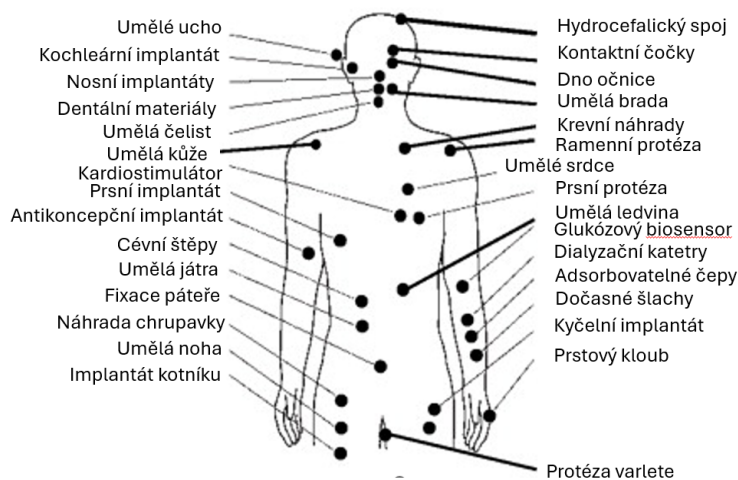
1.1. Definice biomateriálů

Materiály užívané v medicíně prokázaly svůj nezanedbatelný vliv při léčbě úrazů a nemocí lidského těla. Tyto materiály, respektive biomateriály, můžeme definovat jako materiály, jejichž úkolem je nahradit část těla nebo jeho funkci, bezpečným, spolehlivým a fyziologicky přijatelným způsobem. [2] Biomateriály, které byly vyvinuty během 60. a 70. let, jsou označovány za tzv. první generaci biomateriálů, tedy generaci inertních materiálů (např. titanové a ocelové implantáty). V průběhu dalších let byl vývoj nových materiálů spojován s cílem najít takovou kombinaci fyzikálních vlastností biomateriálů, která by odpovídala fyzikálním vlastnostem nahrazované tkáně tak, aby byla zajištěna minimální toxicita pro hostitele. Do konce 70. let 20. století tvořilo v klinické praxi z více jak 50 implantovaných protéz 40 různých inertních materiálů. [2] Objev nového tvarovatelného biokompozitu tzv. kostního minerálu, který tvořil polyethylen a minerální hydroxyapatit (rok 1980), znamenal nástup tzv. druhé generace biomateriálů. [14] Tyto materiály byly vyvinuty tak, že již byly odolnější v dlouhodobějším časovém úseku, dokázaly vyvolat chemickou reakci mezi biomateriálem a fyziologickým prostředím organismu a tím pádem byly více biokompatibilní. Do této skupiny materiálů lze zařadit bioaktivní keramiku či biosklo. Konkrétně zmiňované biosklo dokáže zlepšit vývoj rozhraní, které se nachází mezi kostí a implantátem. [15] Třetí generace biomateriálů se začala objevovat již v prvních letech 21. století. Byly to materiály, které již začaly kombinovat biologickou aktivitu a vstřebatelnost, tak aby zajistily následnou regeneraci tkání. Materiály třetí generace byly navrženy tak, aby na biomolekulární úrovni stimulovali buněčné reakce, a bylo možné řídit buněčnou proliferaci, diferenciaci, produkci a organizaci extracelulární matrice (ECM). Mezi příklady se mohou řadit např. kopolymery kyseliny polymléčné/polyglykolidu (PLA/PGA), které byly využity pro inkorporaci nervového růstového faktoru a jeho uvolňování v řízené míře nebo například tkáňové scaffoldy, jež jsou založeny na vlastních buňkách pacienta pro vhodný výběr farmaceutické léčby. [16] Poslední čtvrtá generace biomateriálů se právě vyvíjí, ačkoliv jejich povaha a struktura je stále předmětem mnoha diskusí. Jedná se o generaci biomateriálů, které mohou monitorovat extracelulární a intracelulární elektrické procesy, jež jsou klíčové pro pochopení intra- a intercelulárních signálů, ale i k pochopení buněčné komunikace skrze velké sítě. K využívaným biomateriálům čtvrté generace patří např. polypyrrol (PPy), polovodičové křemíkové nanodrátky (SiNW) nebo nanoelektronické scaffoldy (NanoES). [17]



Obrázek 1 Vývoj biomateriálů [18]

Spotřeba biomateriálů vzrostla na konci 19. století, vlivem nástupu tzv. aseptické chirurgické techniky zásluhou dr. Josepa Listera. [2] První využití kovových prostředků při fixaci zlomeniny kostí byla provedena na konci osmnáctého až devatenáctého století. Následovala totální náhrada kyčelního kloubu, která byla provedena v roce 1938. Při nahrazení rohovky a krevních cév (50. a 60. léta 20. století) byly použity první polymery. Dnes se můžeme setkat s biomateriály v různé formě takřka v celém těle, jak jde vidět na přiloženém obrázku. [2]



Obrázek 2 Biomateriály v lidském těle [19]

Mezi již zmíněnou skupinu biomateriálů bezpochyby patří i tzv. dentální materiály, jejichž původ spadá do starověké Číny a starověkého Egypta, kde tamní lidé používali bambusové

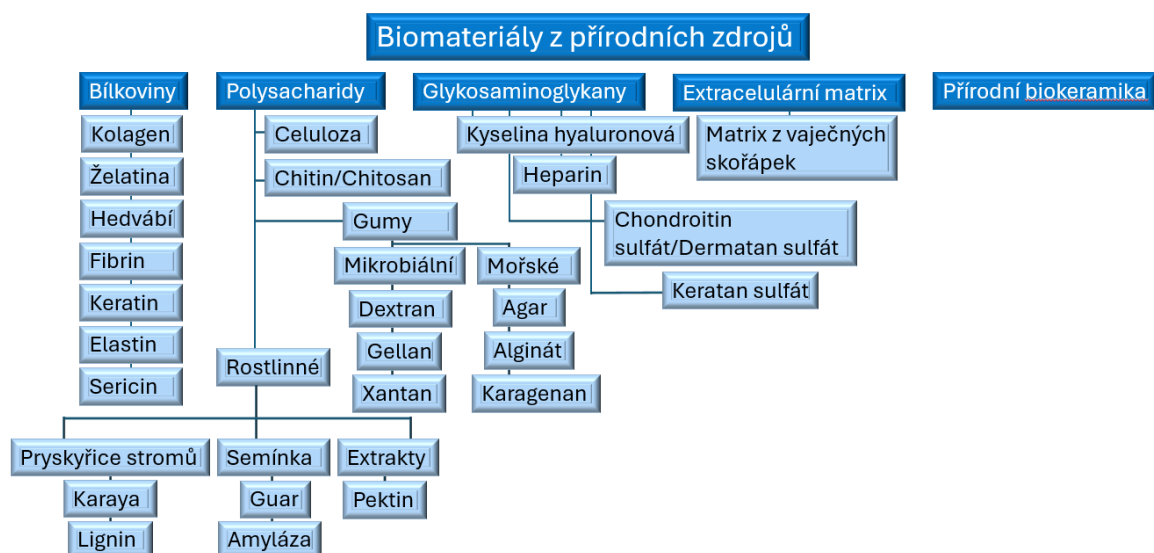
kolíky jako tzv. první primitivní zubní náhrady. [6] Ve starověkém Egyptě obyvatelé bylo potvrzeno používání prvních dentálních můstků, které byly vyráběny ze zlatých drátků. Známy je rovněž tzv. „Gízský můstek“, jehož původ spadá až do třetího tisíciletí př. n. l. Byl složen ze dvou zubů (z dolního druhého a dolního třetího stoličkového zubu), které byly propojeny zlatým drátkem umístěným na okraje dásní. Nicméně je potřeba zmínit, že tyto první dentální materiály používané ve starověku byly implementovány pouze lidem po smrti např. z estetických důvodů. Jako původní dentální materiály se používali zlato a slitiny zlata, kosti, slonovina nebo zvířecí zuby. V 16. století Ambroise Paré, který je považován za otce moderní chirurgie, provedl historicky první doloženou transplantaci zubu. První zmínění amalgámu proběhlo v 17. století od J. Stockera. V 18. století se začaly vyrábět již zubní náhrady z porcelánu a minerální pasty. V 19. století byla vyvinuta tzv. „Richmondská Korunka“, ve které byl použit tzv. natavený porcelán na platinový plátek. Z hlediska biokompatibility byl objev dentálních materiálů s platinou velice výhodný. Během tohoto období vědci průběžně začínali vyvíjet další dentální materiály např. ve formě slitin různých kovů. Ve 20. století se využívaly zejména dentální polymery, mezi které patřil např. polymethylmetakrylát (PMMA) nebo polyvinylchlorid (PVC) a pokročilé slitiny kovů, mezi které patřil především bakelit, jehož chemický název je polyoxybenzylmethylenglykolanhydrid. V průběhu těchto let se postupně vyvíjely dentální materiály a zlepšovaly se jejich vlastnosti pomocí různých povrchových úprav, jejich složením ale i homogenitou. [6]

1.2. Rozdělení biomateriálů

Jak už bylo zmíněno, biomateriály se dostávají do přímého kontaktu s živou tkání, aby je funkčně či strukturálně podepřeli či nahradili jejich nefunkční části. Proto se požadavky na jejich strukturu a konkrétní vlastnosti liší podle konečné aplikace. Biomateriály se často vzájemně kombinují na základě jejich rozdílného chemického složení nebo fyzikální struktury. A stejně jako se liší požadavky na biomateriály dle jejich aplikace, liší se i biologická odpověď dle biomechaniky konkrétního místa a typu hostitelské tkáně. Podle Williamse (1987) představují biomateriály neživotaschopný materiál určený k interakci s biologickými systémy používanými ve zdravotním zařízení. [1][20][21] Biomateriály mohou být rozděleny do různých skupin na základě složení jako např. krystalové struktury, vlastností, jejich původu nebo makrostruktury. Při rozdělování jednotlivých materiálů do různých skupin se pozorují podobné vlastnosti těchto materiálů. Na základě zmíněných vlastností se materiály určují na vhodné aplikace. [22][23]

1.2.1. Rozdělení podle původu

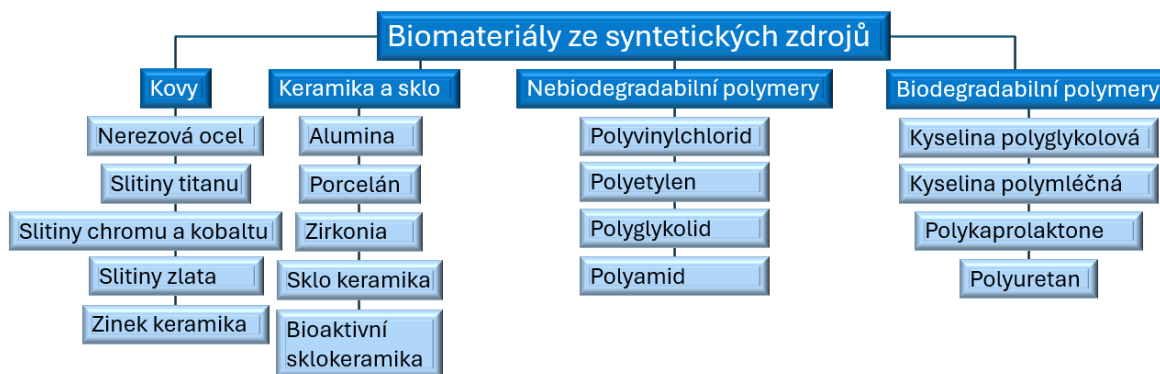
Podle původu lze biomateriály rozdělit na biomateriály přírodní a syntetické. Přírodní biomateriály jsou materiály, které jsou přirozeně bioaktivní, netoxické, neimunogenní a většinou jsou schopné se resorbovat. Biomateriály získané z přírodních zdrojů lze rozdělit do čtyř hlavních kategorií: materiály na bázi bílkovin (např. kolagen, želatina, fibrin, albumin, hedvábný fibrosin), materiály na bázi polysacharidů např. kyselina hyaluronová, alginát, chitosan, heparin, dextran a celulóza), materiály na bázi glykosaminoglykanů (např. kyselina hyaluronová, heparin, chondroitin sulfát/dermatan sulfát, keratan sulfát) a materiály na bázi extracelulární matrix (např. matrix buněk z vaječných skořápek). [24][25][26] Přírodní biomateriály se sice vyznačují méně definovaným složením, ale zato vykazují přirozenou bioaktivitu, díky přítomnosti přírodního zdroje extracelulární matrix. Proto většina z nich vykazuje ve srovnání s biomateriály syntetickými, vyšší biokompatibilitu. V současné době lze zvýšený zájem o vývoj biomateriálů získaných z přírodních zdrojů vysvětlit díky jejich několika klíčovým výhodám, mezi které patří biokompatibilita, snadná výroba, obnovitelnost, nízká cena, dostupnost, a neimunogenost. Obecně se biomateriály pocházející z přírodních zdrojů používají k obnově nebo náhradě poškozené tkáně nebo orgánu, k podpoře regenerace tkání, jako systém pro podávání léčiv či k vývoji tzv. kostních lešení. [24] Niže je znázorněn obrázek č. 3 se schématem biomateriálů z přírodních zdrojů.



Obrázek 3 Biomateriály z přírodních zdrojů [24]

V případě syntetických biomateriálů je jejich příprava zajištěna pomocí velkého množství různých zpracovatelských metod. Syntetické biomateriály sahají od klasických nerozložitelných materiálů, jako jsou kovy, které primárně nahrazují poškozené tkáně, až po rozložitelné polymery, které regenerují strukturu a funkci tkání. Patří sem kovové materiály,

zejména ocel, která se využívá při léčení zlomenin, nebo titan, který se využívá ve formě nejrůznějších implantátů. Následně zde patří polymery, které se využívají např. pro kontaktní čočky nebo na závěr keramické materiály, které se využívají v tkáňovém inženýrství konkrétně na výrobu kostní tkáně. [22][23] Níže je znázorněn obrázek č. 4 se schématem biomateriálů ze syntetických zdrojů.



Obrázek 4 Biomateriály ze syntetických zdrojů [24]

1.2.2. Rozdělení podle makrostruktury

Podle makrostruktury se biomateriály dělí na biomateriály s vysokou hustotou (husté) a na biomateriály s nízkou hustotou a vyšší porozitou (porézní). Póry mohou mít různou velikost, distribuci a jejich celkové rozložení v matici může být homogenní i nehomogenní. Podle dané makrostruktury se biomateriály volí pro vhodné aplikace. Nejvíce porézní jsou vesměs přírodní biomateriály, mezi které se řadí např. horniny (přírodní keramika) nebo živé tkáně. Syntetické materiály jsou neustále vyvíjeny tak, aby měly podobnou porozitu jako některé přírodní materiály jako např. syntetická keramika nebo její kompozity. Porozita u biomateriálů se může pohybovat v rozmezí hodnot od 1 % do 10 %. Na rozdíl od porézních materiálů se kovy vyznačují vysokou hustotou s minimální až nulovou porozitou. Mezi tyto typy kovových biomateriálů patří např. titan a jeho slitiny, který se hojně využívá pro výrobu implantátů. Tyto biomateriály mají izotropní povahu a jsou dobře tvarovatelné. [23]

1.2.3. Rozdělení podle krystalické struktury

Podle krystalické struktury lze biomateriály rozdělit na tzv. krystalické, semikrystalické a amorfnní. Materiály s krystalickou strukturou mají pravidelně uspořádané částice (atomy, ionty, molekuly). Vyznačují se tvorbou různých krystalických mřížek, které mohou být trojklonné, jednodlonné, kosočtverečné, čtverečné, klencové, šesterečné a krychlové. Pro krystalickou strukturu jsou většinou typické kovy a patří zde materiály, jako je například železo, chrom, titan, polykrystalická keramika atd. Amorfnní materiály nemají pravidelně

uspořádanou strukturu. Do této skupiny lze zařadit např. sklovité materiály, které se projevují svou typickou vlastností, a to skelným přechodem, díky kterému mohou měnit svou konzistenci z kapalně na pevnou. Semikrystalické materiály se vyznačují tím, že mají částečně sklovité a částečně krystalické vlastnosti. K těmto materiálům lze zařadit například polymery. [22][23]

1.2.4. Rozdělení podle chemického složení

Dle tohoto parametru se materiály mohou rozdělit do čtyř různých skupin na – (1) kovy, (2) keramiku, (3) polymery a (4) kompozity.

1. Kovy jsou spojovány pomocí kovových vazeb. Tyto materiály jsou díky svým vlastnostem velmi dobře tepelně a elektricky vodivé a vynikají svou kujností. Z kovů se ve zdravotnictví nejvíce využívají titan nebo nerezová ocel, které se mnohdy využívají v ortopedii, stomatologii či chirurgii.
2. Keramické materiály jsou vesměs spojovány pomocí iontových a kovalentních vazeb. Při normálních teplotách jsou tyto materiály tepelně a elektrické nevodivé. Keramika se využívá nejčastěji ke korekcím tvrdých tkání, kde se používají zpravidla např. oxid hlinitý nebo fosforečnan vápníku.
3. Polymery mají dlouhé uhlovodíkové řetězce a jsou vázány kovalentní vazbou, kvůli které jsou nevodivé. Polymery se využívají téměř ve všech tkáních, a to jak měkkých, tak tvrdých. Polymery se taky používají pro aplikaci léčiv. Rozdělují se na přírodní, mezi které patří např. celulóza, kolagen nebo alginát sodný, a na syntetické, mezi které patří např. silikonová pryž, polyvinylchlorid nebo polymethylmethakrylát.
4. Pokud se výše uvedené materiály zkombinují dohromady, vytvoří novou skupinu materiálů, která se nazývá kompozity. Mezi přírodní kompozity se může zařadit např. dřevo nebo kost. Dále se v zubním lékařství velmi často aplikují kompozity, které jsou nejčastěji složeny z keramiky a polymerů. V těchto kombinacích se polymer používá kvůli lepšímu navázání keramické komponenty. Kompozity, které obsahují tzv. polymerní matici, se nazývají pryskyřičné kompozity, které jsou hojně využívané jako tmely, cementy, jádra, zubní náhrady apod. [22][23]

2. DENTÁLNÍ MATERIÁLY

2.1. Obecná charakteristika

Specifickou skupinou biomateriálů jsou tzv. dentální materiály. Dentální materiály jsou materiály, které se využívají ve stomatologii zejména jako náhrada chybějících částí v tvrdých a měkkých tkáních v ústech, které mohou pacientovi zlepšit žvýkací, hlasové a estetické funkce. [3][4] Lidé produkují a využívají dentální pomůcky a implantáty několik tisíc let, i když neměli veškeré informace ohledně interakcí mezi biomateriály a biologickým prostředím organismu. Na základě zeměpisné polohy, úrovně technologické vyspělosti a zvyklostech obyvatelstva mají dentální materiály jak čistě estetický, tak praktický účel. Vědci zabývající se přímo dentálními materiály dosáhli významného vývoje v tomto odvětví přibližně ve 20. století. [5] U zubních materiálů se musí zohlednit spousta vlastností a kritérií, podle kterých se materiály následně testují. Mezi důležité vlastnosti patří: mechanické vlastnosti (zejména tvrdost, pevnost, abrazivzdornost a únava materiálu), fyzikální vlastnosti (optické a tepelné vlastnosti, hustota materiálu, elektrické vlastnosti), viskoelastické vlastnosti (viskozita, viskoelastičita, elasticita), chemické vlastnosti (koroze, pasivita) a biologické vlastnosti (biokompatibilita, senzibilizace, alergie, cytotoxicita). Všechny materiály se dále rozdělují do několika tříd dle těchto vlastností. Někdy je potřeba využít právě kompozitního materiálu, tedy látky, která je sloužena ze dvou či více vzájemně spojených složek, jejímž výsledkem je materiál s vylepšenými vlastnostmi, než byly vlastnosti výchozích složek. Kompozitní materiály jsou často navrženy tak, aby kombinovaly specifické vlastnosti různých materiálů a využívaly především jejich lepší stránku, tak aby byl výsledný výrobek co nejvhodnějším pro pacienta. [3][22][27]

2.2. Požadavky na dentální materiály

2.2.1. Vlastnosti a jejich testování

Použití vhodných dentálních materiálů pro konkrétní aplikace se odvíjí na základě pochopení jejich základních vlastností. Mezi klíčové vlastnosti dentálních materiálů patří vlastnosti biologické, chemické, fyzikální a mechanické.

2.2.1.1. *Biologické vlastnosti*

Biologické vlastnosti dentálních materiálů představují klíčové vlastnosti pro jejich úspěšné použití v ústní dutině. Mezi nejčastěji řešené vlastnosti patří biokompatibilita, biodegradabilita, adheze, odolnost proti opotřebení, cytotoxicita, senzibilizace a alergie. [3]

A) Biokompatibilita a interakce materiálů s tkání

Jak už bylo naznačeno výše, klíčovou podmínkou použití biomateriálů v medicíně je jejich *biokompatibilita*. Její definice se v průběhu let postupně vyvíjela, podle toho, jak se měnil účel a místo použití jednotlivých biomateriálů v lidském těle. Mimo to mohou interakce, jež působí mezi konkrétním materiálem a biologickým prostředím vyvolat celou škálu lokálních a systémových reakcí, jež mohou být klasifikovány jako tzv. léčivé, neutrální nebo toxické. Z toho důvodu není úplně snadné najít jednu konkrétní definici pojmu biokompatibilita. Testování biokompatibility probíhá při kontaktu materiálu s živou tkání a vyhodnocuje se, zda je použitý materiál biofunkční, bioinertní, bioaktivní nebo biostabilní. [28] Biokompatibilita představuje ve stomatologii velmi důležitý aspekt, protože používaný materiál setrvává v ústní dutině poměrně dlouhou dobu a jakýkoliv náznak toxicity, by mohl mít vážné dopady na pacienta. [28][29]

Bioaktivní materiál je takový, že po kontaktu s živou tkání dojde k určité reakci jako např. k příjmu tkáněmi, k určité látkové výměně (např. iontové výměně) nebo k fyziologické odezvě živé tkáně na tento typ biomateriálu. Díky tomu může dojít k úplnému přijetí biomateriálu živou tkání. Bioaktivita přispívá k vlastnímu regeneračnímu procesu těla pacienta. Výzkum biomateriálů se již v samotných počátcích zaměřoval na látky, které přirozeně podporují regeneraci a zároveň stimulují tvorbu nových dentinových tkání. Příkladem bioaktivního materiálu může být tzv. biodentin, který slouží jako bioaktivní náhrada dentinu, a podstatně přispívá iniciaci tvorby nové dentinové tkáně a současně k její regeneraci. Biodentin je nejčastěji používán v korunkové, ale i kořenové části zubu. [30]

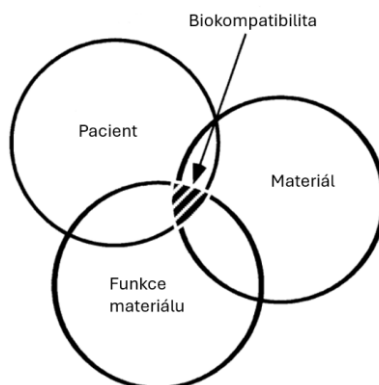
Biofunkcionalita biomateriálu představuje schopnost materiálu interagovat s biologickými systémy a podporovat jejich specifické biologické funkce. Například kostní biomateriály mohou podporovat tvorbu nové kostní tkáně a urychlit hojení kostních defektů. Konkrétním příkladem může být tzv. kompozitně-bioaktivní sklo vyztužené vlákny, které bylo použito při defektu lebeční kosti. Výsledky týmu Vallittu a kol. (2020) totiž potvrdily, že aplikovaný kompozit podporoval tvorbu nové kostní tkáně u pacienta, spolu s kapilárami a velkými krevními cévami v blízkosti implantátu. Studie mimo jiné prokázaly schopnost těchto bioaktivních skel podporovat růst a diferenciaci mezenchymálních kmenových buněk odvozených z tukové tkáně v kostních buňkách. Biosklo (jehož matici tvoří směs oxidů křemičitého, vápenatého, sodného a fosforečného) lze využít jako výplň při endodontickém ošetření. [7][28]

Bioinertní materiál nesmí změnit žádnou z biologických funkcí dané živé tkáně, díky tomu může být kompletně přijat biologickou živou tkání. Příkladem takového materiálu může být

tzv. bioinertní keramika, což je materiál, chemicky inertní vůči hostitelské tkáni, což je bezesporu jeho hlavní výhodou a představuje tzv. první generaci ve vývoji biokeramiky. Tento materiál se nejčastěji používá především ve formě různých implantátů a protéz. [28][32]

Biostabilita daného materiálu je taková vlastnost, která se vyznačuje tím, že po implantaci materiálu do živé tkáně si biomateriál dokáže zachovat své fyzikálně-chemické vlastnosti po definované dobu. V kontextu dentálních materiálů představuje dosažení biostability aplikovaných materiálů zcela zásadní kritérium pro úspěšné použití zubní náhrady. Zubní biomateriály se za posledních 5 000 let výrazně vyvinuly, od starověkých civilizací, které používaly zlato a kovy, až po moderní materiály, jako jsou pryskyřičné kompozity a keramika. Pryskyřičné kompozity se postupně vyvíjely právě kvůli požadavkům na vyšší biostabilitu. Pochopení biokompatibility a zajištění biostability hrají klíčovou roli pro dlouhodobý úspěch zubních ošetření a náhrad. [28][33]

Biokompatibilita se definuje jako schopnost materiálu být v kontaktu s hostitelem a nezpůsobovat nežádoucí imunitní reakce, alergické reakce či chronické reakce jak lokální, tak systémové. Je potřeba vždy určit terapeutické či diagnostické cíle, které by měl daný biomateriál splňovat a dle toho určit daný typ biomateriálu. Obecně se dentální biomateriály používají většinou v kombinaci určitého zdravotnického prostředku, méně často nezávisle. Biokompatibilita těchto biomateriálů, či už hotových výrobků (např. v kombinaci se zdravotnickým prostředkem) se před uvolněním na trh musí pečlivě zkoumat a vyhodnotit. Jedná se o více faktorové hodnocení, do kterého patří počáteční screening biomateriálů, neklinické a klinické hodnocení bezpečnosti a kvality, poté testování při spuštění výrobku na trh a v neposlední řadě hodnocení výrobku a jeho biokompatibility po uvedení na trh. U dentálních slitin (například na bázi zlata nebo palladia) se při zkoušení biokompatibility využívají techniky, mezi které patří např. atomová absorpční spektroskopie, hmotnostní spektroskopie s indukčně vázaným plazmatem nebo rentgenová fluorescenční spektroskopie. [28][29][34] Níže je znázorněn obrázek č.5 interakcí mezi hostitelem, materiálem a aplikací materiálu vzhledem k biokompatibilitě.



Obrázek 5 Znárodnění interakcí mezi hostitelem, materiálem a aplikací materiálu vzhledem k biokompatibilitě [35]

Interakce materiálů s tkání bývají různé a lze je rozdělit do dvou skupin. První skupinu představuje tzv. jednosměrná reakce biomateriálu, zatímco tu druhou obousměrná reakce biomateriálu. Jednosměrné interakce biomateriálu s tkání probíhají, jestliže daná tkáň vyplavuje molekuly, které jsou bioaktivní a nezpůsobují žádné změny ve stavbě biomateriálu. Tyto biomateriály se využívají díky jejich mechanickým vlastnostem nejčastěji pro výrobu scaffoldů. Konkrétně se u výroby scaffoldů jedná např. o polystyren, kyselinu polymléčnou nebo kyselinu polyglykolovou. [36] V dnešní době dochází k vývoji vyspělejších biomateriálů (např. athiol-enový fotopolymerizovaný PEG-peptidový hydrogel), které jsou schopné iniciovat buněčné nebo tkáňové reakce. Díky tomu mohou vyvolat obousměrné reakce s tkání. Biomateriály s obousměrnou reakcí jsou složeny z bioaktivních molekul, které se mohou vyplavit kvůli určitému stimulu, jenž může mít původ v dané buňce, resp. tkáni. Bioaktivní molekuly mohou být danou buňkou (tkání) buď přijaty, nebo uvolněny ven. V dokonalém případě biomateriál zaštiťuje více cyklů bioaktivity, nicméně většinou dokáže materiál řídit pouze jeden cyklus bioaktivity. K biomateriálům s kontinuální reakcí patří např. syntetický hydrogel složený z rozvětveného PEGu vinyl sulfonovou funkcí a peptidovou sekvencí odbouratelnou pro matrix metaloproteinázu (MMP), jenž navrhli ve studii Kraehenbuehla a spol (2011). [37][38][39]

B) Cytotoxicita

Cytotoxicita je definována jako vystavení organismu nebezpečným látkám, které jej mohou poškodit nebo úplně zničit. Mezinárodní norma (ISO 10993-5) stanoví obecné požadavky na hodnocení cytotoxického potenciálu zdravotnických prostředků. [40] K testování cytotoxicity biomateriálů se používá vzorek daného biomateriálu nebo extraktu, který se následně inkubuje s kultivovanými buňkami po určitou dobu a poté se vyhodnotí účinek materiálu na buňky. Testování cytotoxicity slouží jako důležitý screeningový nástroj pro

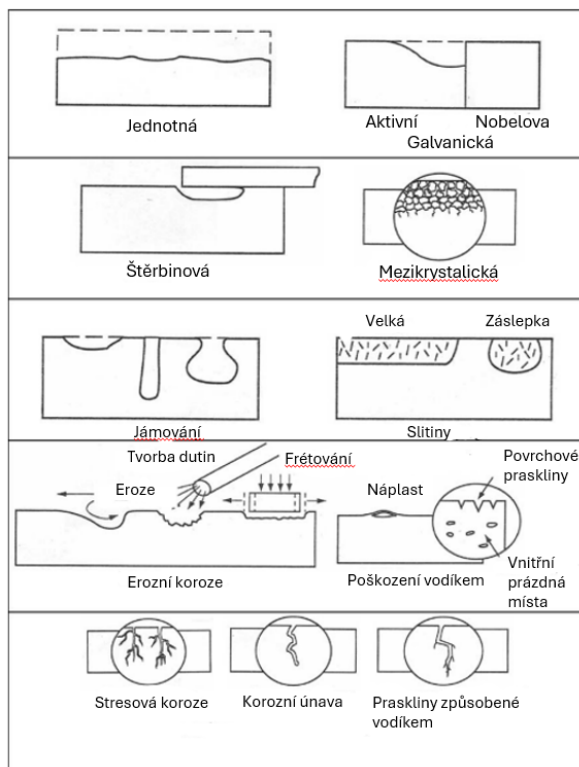
zajištění bezpečnosti zdravotnických prostředků a pomáhá identifikovat škodlivé extrahovatelné látky nebo látky, které by mohly nepříznivě ovlivnit buňky. Mezi základní zkušební metody patří nepřímé kontaktní testy tzv. testy in vitro, které se provádí mimo živý organismus (v kontrolovaném laboratorním prostředí) a přímé kontaktní testy, které mohou být prováděny podle mezinárodních norem ISO 7405 a ISO 10993. [41][42] Při přímých kontaktních testech se vzorky materiálu umístí do kultur, které se přímo dotýkají buněk, aniž by mezi nimi byly bariéry. Dále se rozlišují tzv. kvalitativní a kvantitativní metody. Mezi kvalitativní metody patří „MEM Elution Assay“, který hodnotí uvolňování látek z materiálu. Další možností je test přímého kontaktu s buňkami, který měří vliv přímého kontaktu buněk s materiálem. Mezi kvantitativní metody testování patří XTT barvení (hodnotí metabolickou aktivitu), barvení MTT (hodnotí životaschopnost buněk), barvení neutrální červení (NRU) (zjišťuje poškození buněk), nebo test BCA (kvantifikuje obsah bílkovin). Živé buňky při testování vypadají jako obarvené a přichycené ke kultivační destičce, poškozené buňky, které vykazují anomální morfologii způsobenou cytotoxicitou materiálu, se zjišťují na hranicích mezi živými a mrtvými buňkami během fixace mikroskopickým zkoumáním. Poškození buněk může vypadat jako zvýšená vakuolizace v důsledku vychytávání tekutin a toxinů lysozomy, nebo zaoblení buněk, které je důsledkem ztráty přilnavosti nebo bobtnání v důsledku osmotického tlaku. [39][43]

C) Senzibilizace a alergie

Senzibilizace a alergie představují proces, při kterém dochází ke vzniku tzv. přecitlivělosti na určitou látku nebo situace. Senzibilizace může hrát klíčovou roli např. při vzniku alergických reakcí, astmatických záchvatů, různé formy kopřivky či ekzému. Při tomto ději dochází v těle ke vzniku tzv. imunoglobulinů E, které se vážou na buňky imunitního systému navozující zánět, a probudí je k životu. Je proto žádoucí rozlišit proces senzibilizace od alergie, protože senzibilizace představuje tzv. předstupeň, ve kterém se tělo stává citlivějším na určitou látku, zatímco alergie představuje již konkrétní imunitní reakci na danou látku. [39] Imunologický proces probíhá ve dvou fázích. V první fázi vystavení chemickému alergenu u vnímavých jedinců vyvolá specifickou imunologickou paměť a jedinec se stává senzibilizovaným na tento specifický alergen. V druhé fázi dochází, pokud je senzibilizovaný subjekt znovu vystaven stejnému alergenu a dojde opětovnému vyvolání alergické odpovědi. K hodnocení senzibilizací a alergií na určité materiály se většinou provádějí testy na zvířatech. [39]

2.2.1.2. *Chemické vlastnosti*

Chemické vlastnosti patří mezi velmi zásadní vlastnosti, které mají vliv na kvalitu daného zubního materiálu, protože dentální materiály musí odolávat korozi, rozpouštění a uvolňování látek do organismu. Mezi nejdůležitější chemické vlastnosti dentálních materiálů patří koroze a pasivace. Při použití dentálního biomateriálu může dojít k problému s korozi neboli rozrušováním materiálu. Koroze bývá způsobena chemickými vlivy, fyzikálními vlivy nebo biologickými vlivy, které působí na materiál. Korozi mohou podléhat jak kovy, tak přírodní nebo syntetické polymery. Koroze se dělí podle hloubky působení na místní, důlkovou, bodovou a spárovou nebo podle struktury na transkrystalovou nebo extrakční. Koroze se konkrétně v dutině ústní popisuje jako uvolňování iontů nebo jejich komplexů z dentálních materiálů do okolí. Je to složitý proces, který zahrnuje spoustu dějů, které jsou závislé na složení slitiny, metalurgických podmínkách, lokálním prostředí organismu, povrchu a druhu dentálního výrobku a jeho mechanických vlastnostech. Pro správný výběr biomateriálů se provádějí tzv. korozní testy, jelikož koroze může narušit strukturální integritu a je také silně spojená s biokompatibilitou. Koroze může být rovněž škodlivá pro tkáň v okolí implantátu. Při provádění korozních testů může dojít k úbytku hmotnosti biomateriálu. Biomateriály s velmi pomalou rychlostí koroze by potřebovaly velmi dlouhé doby testování, aby se projevily znatelné změny hmotnosti, a proto se dává přednost elektrochemickým metodám. Elektrochemické korozní zkoušky používají jednoduché chemické roztoky k nasimulování tělních tekutin. Roztok umělých slin může být složen z chloridu draselného, hydrogenuhličitanu sodného, dihydrogenfosforečnanu sodného, thiokyanatanu draselného a kyseliny mléčné. [44][45] Elektrochemické testy se používají k rychlejšímu výběru biomateriálů pro další testování těchto materiálů in vivo, tedy pozorování celkových účinků na živém subjektu. Na základě výsledků korozních testů se upravují biomateriály z hlediska složení tak, aby předcházely vznikům odhalené koroze. Mezi časté úpravy biomateriálů patří modifikace povrchu, při které se studuje vliv povlaků, drsnosti nebo textury. Tato modifikace se označuje jako pasivace povrchů. Používá se např. plazmová elektrolytická oxidace, jež je metoda nanášení povlaků. [44][46] Níže je uveden obrázek, který znázorňuje různé formy koroze.



Obrázek 6 Schematické znázornění různých forem koroze [47]

Schönbein a Faraday (1836) popsali pasivitu železa, které bylo ponořené do koncentrované kyseliny dusičné. Pasivita se může definovat pomocí stavu železa, u kterého je předpokládán výskyt koroze v kyselém prostředí. Nicméně toto železo se stane korozně odolným. K pasivitě může dojít kvůli adsorpci některých látek (obzvláště kyslíku) z roztoku na povrch daného kovu nebo kvůli tomu, že kov může mít na povrchu tenkou vrstvu sloučenin (zejména oxidů). V dentálním odvětví se to projevuje při odevzdání dentálního výrobku, na kterém se začne vytvářet vrstva oxidů, která se nazývá jako pasivní vrstva, která může zabránit vylučování iontů z materiálu do dutiny ústní. Některé chemické vlastnosti, které se mohou projevit při kontaktu materiálu s elektromagnetickým vlněním, lze charakterizovat například pomocí spektroskopických metod. K často používaným patří např. infračervená spektroskopie s Fourierovou transformací (FTIR), která se používá k určení složení různých materiálů. Všechny chemické vazby v molekulách mají určitou hodnotu, ve které nějak reagují s elektromagnetickým zářením. Tato metoda je velmi přesná a poskytuje relevantní výsledky zkoumání. Nicméně u této metody je problém v používání vzorků, jelikož je potřeba u některých měření používat velmi tenké vrstvy dentálních materiálů. Spektroskopická metoda se může kombinovat s dalšími metodami, mezi které se řadí např. reologie. Takto kombinované metody se využívají např. u zjišťování konverze, k popisu molekul nebo pro měření napětí při objemovém smršťování látky. [46][48]

2.2.1.3. Fyzikální vlastnosti

A) Tepelné vlastnosti

Kvůli rychlým změnám teploty v dutině ústní je potřeba brát na zřetel také tepelné vlastnosti potenciálních dentálních materiálů. Ke změnám teploty dochází kvůli exotermickým reakcím některých dentálních materiálů nebo např. nevhodnou manipulací dentálních nástrojů a podobně. Měření teploty probíhá pomocí teploměrů nebo termočlánků. Ověřovat teplotní chování daného materiálu lze s využitím několika různých měřících metod, např. diferenční termickou analýzou (DTA), při které se sledují pochody, při kterých dochází ke změnám fyzikálních, v některých případech i chemických, vlastností zkoumaného vzorku. Tyto změny se projevují uvolňováním nebo spotřebováváním tepelné energie (tj. exotermické a endotermické pochody). K těmto dějům dochází při plynulém ohřevu nebo ochlazování analyzovaného vzorku a srovnávacího vzorku, dále diferenční skenovací kalorimetrie (DSC), při níž se zkoumají tepelné vlastnosti materiálů a je hojně využívaná při určení teplot tání, skelných přechodů a krystalizací nejrůznějších materiálů. Další metodou je tzv. dynamická mechanická analýza (DMA), kterou lze využít při měření mechanických vlastností viskoelastických materiálů jako funkce teploty nebo frekvence, když je materiál deformován vlivem periodické síly nebo posunu. Mezi materiály, které mohou být analyzovány, patří termoplasty, termosety, kompozity, elastomery, keramika a kovy atd. Do tepelných vlastností dentálních materiálů se řadí i tepelná vodivost dentálních materiálů. U tepelné vodivosti nás zajímá, jak rychle se teplo těmito materiály šíří. Je definována jako určité množství tepla, jež dokáže projít tělesem o délce 1 cm, průřezu 1 cm² při definované změně teploty o 1 °C. Tak například tepelná vodivost skloviny, která je velmi vnímavá na změny teploty se pohybuje kolem 0,81- 1,53 W/m.K. Méně teplotně, ve srovnání se sklovinou, je dentin, jehož hodnoty tepelné vodivosti leží v rozmezí hodnot 0,44- 1,15 W/m.K v závislosti na teplotě. V případě tzv. kariozního dentinu, tzn. dentinovou tkáň postiženou zubním kazem, se rozmezí hodnot tepelné vodivosti pohybuje 0,78- 1,33 W/m.K. Přesné znalosti o tepelných vlastnostech dentálních materiálů jsou důležité pro návrh a výrobu biokompatibilních materiálů a také pro minimalizaci tepelného poškození zubní dřeně při léčbě. [3][49]

B) Hustota

Neméně důležitou vlastností dentálních materiálů představuje hustota, která výrazně působí na celkovou hmotnost daného dentálního materiálu a značí, kolik hmoty se nachází

v jednotkovém objemu daného materiálu. Například hustota zinkoxid-eugenolového cementu v suchém vzorku odpovídá hodnotě $2\,230\text{ kg/m}^3$, zatímco ve vlhkém vzorku $2\,240\text{ kg/m}^3$, naopak hustota amalgámové směsi rtuti a thalia odpovídá přibližně hodnotě $14\,251\text{ kg/m}^3$. [50] Hustota se dá stanovit například pomocí metody zvané pyknometrie. Pyknometrie se dá rozdělit na vodní a plynovou, z nichž je více přesná a uznávaná ta plynová. U vodní pyknometrie se využívá vztahové síly vody při ponoření materiálu. Závisí na Archimédově zákonu. Tato metoda není zcela přesná kvůli malým pórům v materiálu, kam se nedostanou molekuly vody, a ze kterých není odstraněn kyslík. Kvůli těmto poznatkům může dojít k nepřesnému měření hustoty. Dále se využívá již zmiňovaná plynová pyknometrie, která je založena na různém objemu, jenž je obsazený molekulou dentálního materiálu, a objemu, jenž je obsazený molekulou inertního plynu, helia. Díky tomu, že helium má menší velikost než molekuly vody, jsou schopny tak lépe obsadit prázdné póry v materiálu a nahradit v nich kyslík. Z tohoto důvodu je plynová pyknometrie mnohem přesnější než vodní. Pokud se blíže podíváme na dentální materiály, bude se jejich hustota výrazně lišit. Tak například hustota běžně dostupné kompozitní plomby se pohybuje v rozmezí hodnot $1,5\text{-}2,0\text{ g/cm}^3$, v případě keramické korunky se toto rozmezí pohybuje v oblasti hodnot $2,5\text{-}3,0\text{ g/cm}^3$, naopak v případě korunky či můstku zhotovené z kovových slitin např. zlata $19,3\text{ g/cm}^3$ zatímco zirkonia $6,5\text{ g/cm}^3$. Při použití dentálních protéz zhotovených z akrylátových materiálů se jejich hustota pohybuje v oblasti hodnot $1,1\text{-}1,2\text{ g/cm}^3$. Při volbě materiálu je tedy potřeba myslet na to, že hustota materiálu může ovlivnit vlastnosti materiálu jako je pevnost nebo tepelná vodivost. [3][46][48]

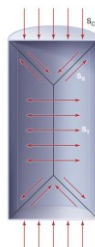
2.2.1.4. *Mechanické vlastnosti*

Mechanické vlastnosti dentálních materiálů představují neméně důležitou skupinu vlastností, které musí tyto materiály splňovat, a to z hlediska dlouhodobé trvanlivosti náhrady tvrdé zubní tkáně v ústní dutině. Dentální materiály jsou v dutině ústní velmi opotřebovávány vnějšími vlivy (např. odolnost vůči opotřebení tvrdšími částicemi z potravy, odolnost vůči působení žvýkacích sil) a to v tlaku, ohybu, tahu, krutu, případně jejich kombinací. [46][48]

A) Pevnost

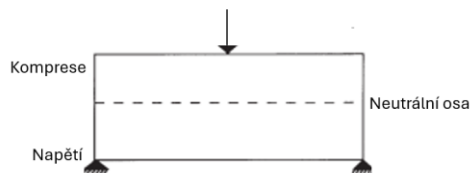
Míru mechanické odolnosti materiálu lze určit pomocí pevnosti. Podle provedení samotné zkoušky rozlišujeme: (a) pevnost v tlaku, tedy schopnosti materiálu odolávat působení vnějšího tlaku (tzn. maximální síla-tlak působící na materiál aniž by došlo k jeho poškození), (b) pevnost v tahu, která vyjadřuje maximální sílu (tah), které vydrží materiál při zatížení,

aniž by došlo k jeho poškození (Př. Zlato má pevnost v tahu 105 MPa, přidáním 10% mědi dochází ke zvýšení pevnosti na hodnotu 395 MPa, ušlechtilé kovy 500 MPa) (c) pevnost ohybu, vyjadřuje maximální sílu (d) pevnost v krutu či (e) rázovou pevnost neboli schopnost materiálu odolat vůči nárazu. [46] Níže je uveden obrázek, který znázorňuje proces působícího napětí ve válci při zkoušce pevnosti v tlaku.



Obrázek 7 Zkouška pevnosti v tlaku, kde: SC – tlakové napětí, SS – smykové napětí a ST – tahové napětí. [48]

Pomocí zkoušky pevnosti v tlaku se dají velmi dobře porovnat dentální materiály a následně určit vhodný dentální materiál k dané aplikaci. Využívá se např. u těchto dentálních materiálů: smalt, amalgám, dentin, pryskyřičný kompozit atd. Mezi další zmiňované zkoušky pevnosti patří zkouška v ohybu, která je důležitá zejména u různých drátků, endodontických pilníků, jehel atd. Tato zkouška se provádí tak, že se daný dentální materiál podepře na obou koncích a následně se prostřední část materiálu vystaví námaze. Jakmile se dentální materiál začne ohýbat, zhodnotí se úhel ohybu a ohybový moment, a díky těmto parametrům se zjistí pevnost daného materiálu v ohybu a velikost předpokládané deformace. Níže je uveden obrázek, který popisuje zkoušku v ohybu s podepřením koncových částí materiálu a prostřední částí, která je zatěžována. U některých dentálních materiálů se provádí také zkoušky trvalého ohýbání, které se používá např. pro porovnání různých drátů a jehel. [48] Níže je znázorněn obrázek, který popisuje zkoušku pevnosti v ohybu.



Obrázek 8 Zkouška pevnosti v ohybu [48]

K dalším zásadním testům pevnosti patří zkouška kroucením. Americká dentální asociace (ADA) a Americká standardizační asociace (ANSI) vydala zkoušku v krutu, která znázorňuje výsledek odolnosti proti lomu daného materiálu – zde konkrétně u endodontických pilníků a výstružníků. Tyto materiály se krotí a sledují se pomocí měřiče

krouticího momentu. Zkouška v krutu je podstatná zejména pro závitové spojovací prvky, které se používají např. u implantátů. [48]

B) Tvrdost

Tvrdost dentálních materiálů musí odolávat tlaku působícího v průběhu žvýkání, ale zároveň nesmí dojít k poškození antagonistních (protilehlých) zubů. Tvrdost je vyjadřována jako odpor daného dentálního materiálu vůči vniku cizího tělesa do dentálního materiálu. Tvrdost zubní skloviny odpovídá hodnotě 340 kg/m² a použitý materiál by ji neměl překročit. Zkoušku tvrdosti lze provést s využitím síly nebo závaží, pomocí kterého se vytvoří otisk, u kterého se dále pozoruje prostřednictvím různých mikroskopických metod hloubka, rozměry či jeho plocha. Mezi mikroskopické metody, které lze při hodnocení této zkoušky využít patří – např. metoda stanovení tvrdosti podle Vickerse, Knoop, Brinella, Barcola a Rockwella. Při stanovení tvrdosti podle Vickerse (dle ČSN 42 0374) se používá destička z daného dentálního materiálu a diamantový čtyřboký jehlan (jeho protilehlé strany svírají úhel $\alpha = 136^\circ$), který se položí na destičku a následně zatlačí. [51] Standardně se používá zkušební síla od 10 do 1000 N. Doba zatížení se volí od 10 do 180 s. Poté se změří délky otisků jednotlivých uhlopříček a pomocí určitých tabulek se zaznamená hodnota tvrdosti dentálního materiálu. Metoda stanovení tvrdosti podle Knoop (dle normy ČSN ISO 4545) představuje metodu měření mikrotvrdosti, která se používá především u velmi křehkých materiálů nebo tenkých desek, kde lze pro zkušební účely udělat jen malý vroubek. Princip metody je založen taktéž na využití diamantového čtyřbokého jehlanu, akorát jedna z uhlopříček má jiný rozměr. [52] Na rozdíl od výše zmíněných metod stanovení tvrdosti metoda podle Brinella (dle normy ČSN 42 0371) představuje měrnou jednotku, která udává míru tvrdosti materiálu. Měří se metodou tvrdosti, při níž se do materiálu vtlačuje kulička z tvrdokovu. Velikost výsledného vtisku se opticky změří a výpočtem se určí tvrdost materiálu. Tvrdost podle Brinella se obvykle používá u materiálů s velkou velikostí zrn, hrubým zkušebním povrchem nebo nehomogenních výrobků, jako jsou odlitky a výkovky. [53] Další možností stanovení tvrdosti je Rockwellova metoda (dle normy ČSN 42 0360), která se zabývá hloubkovým proniknutím diamantu. [3][48][54]

C) Abrazivní odolnost

Dále se do mechanických vlastností řadí abrazivzdornost materiálu, která je popisována jako způsobnost vnějšího povrchu dentálního materiálu odolávat mechanickému opotřebení např. oděru nebo otěru. Abrazivzdornost je jednou z klíčových vlastností dentálních materiálů, protože tyto materiály jsou vystaveny opakovaným pohybům a kontaktu s jinými

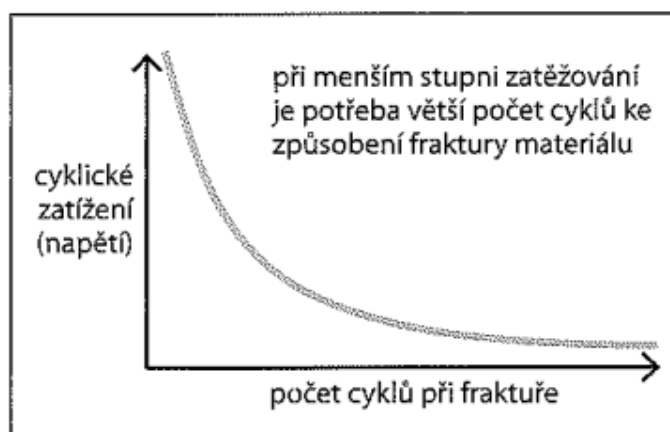
povrchy v ústní dutině. Mezi základní faktory, které ji ovlivňují, patří složení materiálu (materiály s vyšším podílem tvrdých částic jako je keramika, vykazují vyšší odolnost), struktura povrchu (hladký povrch je ve srovnání s drsným povrchem být méně abrazivní), typ a intenzita opotřebení (různé druhy potravin a nápojů, žvýkácí síly). Jak už bylo zmíněno výše v textu, kvůli tomu, že dochází k povrchovému opotřebenému dentálního materiálu, dochází ke snížení obsahu abradovaného materiálu a následně až ke změně velikosti a tvaru celé dentální náhrady. Abrazivzdornost je přímo závislá na tvrdosti materiálu. Dentální materiály se testují také kvůli zjištění možného opotřebení, aby se zvolily ty správné materiály. Zjistilo se například, že sklovina zubu je cca 5-20x více odolná vůči opotřebení než dentin. Abrazi mohou vyvolat nejrůznější tvrdé složky potravy, zubní pasty a také ořer protějščího zubního oblouku. Nicméně je náročné určit přesné hodnoty opotřebení v laboratořích, protože na výslednou abrazi mají vliv jak mechanické vlastnosti materiálu, kvalita a množství tvrdých částic, tak pH v dutině ústní, teploty v dutině ústní a činnost svalů při žvýkání. [3][48]

D) Pružnost a křehkost

Mechanické vlastnosti dentálních materiálů se nejčastěji testují pomocí zkoušky tahem, jejímž výsledkem je graf znázorňující vztah mezi napětím σ a poměrným prodloužením ϵ . Tuto zkoušku může ovlivnit teplota a rychlost zatěžování. Dalším testovacím parametrem je mez pružnosti R_p který se používá kvůli jednoduššímu určení růstu plastické deformace při daném konstantním napětí. U většiny materiálů není viditelná mez kluzu. Hodnota poměrného prodloužení se ve většině případů těchto zkoušek zadává v rozmezí hodnot 0,1 %, 0,2 % nebo 0,5 %. Zmíněný graf má jiný vzhled u slitin ušlechtilých kovů, které byly již tepelně zpracovány. Důležitý pojem je Youngův modul pružnosti E , který vyjadřuje pružnou deformaci v začátečním stadiu. Youngův modul pružnosti E závisí na pevnosti meziatomových vazeb, kdy platí zvýšení velikosti (hodnoty) modulu pružnosti při pevnějších meziatomových vazbách. Další zásadní vlastností je křehkost, která je opakem tuhosti. Křehké dentální materiály se mohou narušit i bez větších vnějších sil, které na ně působí. Mezi křehké materiály se nejčastěji řadí sklo a keramika, u kterých se jejich výsledná struktura může lišit. Vždy záleží na výrobě a následném zpracování keramiky. Ke zkouškám dentálních materiálů se využívá např. fraktografická analýza, která je vhodná zejména pro křehké materiály, jelikož dokáže předejít, případně zjistit původ vzniklých fraktur. [3][48]

E) Únava

Únava materiálu se popisuje tak, že při dlouhodobém působení zatížení se materiál postupně láme. Únava materiálu je zkoušena tím, že se pozoruje závislost mezi cyklickou zátěží a počtem cyklů, až dojde k lomu dentálního materiálu. Zkoušky únavy materiálu mohou být prováděny v tahu, tlaku, ohybu, krutu a smyku. Tyto zkoušky jsou prováděny v laboratořích, které ale nedokážou zajistit srovnatelné podmínky, které působí v dutině ústní, proto je možné, že v dutině ústní přímo u pacienta může dojít ke změnám únavy materiálu. Únava materiálu může být ovlivněna teplotou, vlhkostí, pH atd. Únava materiálu je charakterizovaná pomocí tzv. S-N křivkou, která popisuje závislost napětí na počtu cyklů (viz. obrázek č. 11 níže).



Obrázek 9 Únava materiálu – vztah mezi zatížením a počtem cyklů [3]

V důsledku únavy dentálního materiálu může nastat vznik mikrotrhlin, které se většinou z napjatého místa postupně šíří do dalších míst dentálního materiálu např. ve tvaru rýhy různých velikostí. V závislosti na únavě dentálního materiálu se rozlišují pojmy jako abraze či fraktura. Pojem abraze lze definovat jako proces, při kterém dochází k mechanickému otěru tvrdých zubních tkání v důsledku přijímané potravy či špatně prováděné ústní hygieny (otěr nevhodným zubním kartáčkem, použití zubní pasty s abrazivou, chybné používání zubní nitě atd.). [55] K urychlení procesu abraze může dojít vlivem působení tzv. erozivních procesů (tzn. ztráta tvrdých zubních tkání způsobená vlivem kyselin na povrch zubu, která není zapříčiněna mikroorganismy). Zatímco, fraktura dentálního materiálu, např. zubní korunky stálých zubů, patří mezi nejčastější dentální typ poranění. Nejčastěji se to týká horních frontálních zubů ve srovnání se zuby dolními. Pokud k fraktuře dojde v důsledku úrazu, bývají poškozeny tvrdé zubní tkáně, a v případě komplikovaných typů zlomenin může dojít k poškození samotné zubní dřevě. Lehčí formu poranění představují tzv. infrakce a fraktury skloviny, při které lomná linie nepřesáhne dentino-sklovinou hranici. [3][48]

F) Tažnost a kujnost

U kovů a jejich slitin se pozorují dvě podstatné vlastnosti – a to tažnost a kujnost. Tažnost dentálního materiálu je popsána tak, že lze daný dentální materiál vytáhnout do tvaru drátu. Kvůli tažným silám dochází u dentálního materiálu, k již neměnným změnám tvaru. Pokud je možné dentální materiál vytepat nebo rozválcovat do tvaru tenké fólie bez poškození, jedná se o jeho specifickou vlastnost – výše zmíněnou kujnost. Kujnost je tedy znázorněna jako určitá schopnost dentálního materiálu, která se vyznačuje změnou tvaru materiálu působením tlaku. [3]

G) Tuhost

Pokud dentální materiál dokáže vzdorovat vnějším silám, které na něho působí, projevuje se svou tuhostí. Tuhost neboli houževnatost materiálu představuje schopnost materiálu odolávat změně tvaru vlivem působící síly. Dá se vyjádřit tak, že je dentální materiál stlačován vnější silou, na které závisí. Tuhost závisí na modulu pružnosti. Např. při výrobě korunkového pláště ze slitiny ušlechtilých kovů musí být plášť tlustší než ze slitiny obecných kovů, aby byl stejně tuhý. V dnešní době se pro stanovení houževnatosti daného materiálu můžou využívat různé techniky, mezi které se řadí např. konvenční lomová technika s použitím vrubů nebo technika s ostrým indektorem. [3][56]

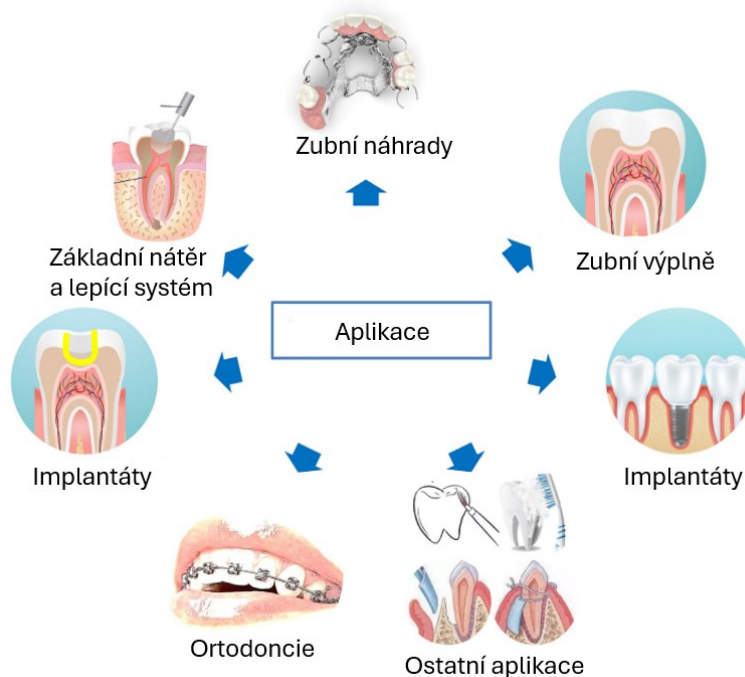
2.2.1.5. Viskoelastické vlastnosti

Do skupiny reologických vlastností lze zařadit např. elasticitu, viskoelasticitu, viskozitu a plasticitu. Elasticita materiálu je označována tak, že daný dentální materiál se umí elasticky zotavit. Pokud na dentální materiál působí napětí, a v případě, že po odeznění jeho působení se materiál vrátí kompletně do původního stavu, lze jej označit za elastický. Pakliže dochází k zotavení materiálu do původního stavu velmi pomalu, nebo se materiál již do výchozího stavu nevrátí, označuje se takový materiál jako viskoelastický. Trvalá změna deformace dentálního materiálu se odvíjí od doby působení velikosti napětí, kterému byl materiál vystaven. Parametry, které mohou ovlivnit deformaci materiálu, jsou např. modul pružnosti, tloušťka materiálu atd. Další klíčovou reologickou vlastností je viskozita, kterou lze definovat je míru odporu kapalinu vůči jejímu proudění. Viskozita udává poměr mezi tečným napětím a změnou rychlosti podle toho, jak daleko od sebe se nachází sousední vrstvy proudící kapaliny. Prostřednictvím viskozity lze charakterizovat vnitřní tření kapaliny, zároveň je viskozita úzce spojena s přitažlivými silami mezi částicemi. Viskozita se sleduje u nejrůznějších výplňových dentálních materiálů. Jedná se např. o různé zubní

cementy, otiskovací hmoty nebo jiné dentální kompozity. K dalším vlastnostem, které se u dentálních materiálů pozorují, spadají např. povrchové vlastnosti (adheze, smáčivost a povrchové napětí). [3][48]

2.3. Rozdělení dentálních materiálů

Dentální materiály lze rozdělit pomocí několika kritérií např. podle způsobu použití, typu daného materiálu. Každý z těchto materiálů má jiné vlastnosti a podle určitých vlastností se daný dentální materiál může použít na přípravu dané zubní náhrady nebo výplně. [5]



Obrázek 10 Rozdělení dentálních materiálů podle různého využití [57]

2.3.1. Rozdělení podle použití

Dentální materiály se rozdělují podle použití na tzv. materiály *hlavní* a *pomocné*.

2.3.1.1. Hlavní dentální materiály

Využívají se zejména k přípravě zubních náhrad fixních (implantáty), snímacích, nebo jiných stomatologických pomůcek jako jsou např. zubní plomby. Jako zubní plomby se využívaly ve velké míře amalgámy, nicméně na základě rozhodnutí EU se jejich používání omezilo. EU změnila předpisy pro používání rtuti nejen v průmyslu, ale také ve stomatologii. Cílem změny evropské legislativy je postupně ukončit používání amalgámových výplní do roku 2030 úplně. Ve vyspělých zemích je zřejmý absolutní ústup od zastaralého amalgámu směrem k estetickým a bezpečnějším materiálům. Od 1.7. 2018 platí zákaz zhotovovat

stříbrné amalgámové výplně na dočasné zuby, dětem do 15 let, a těhotným nebo kojícím ženám. Těmto zranitelným skupinám se budou plně hradit cementové skloionomerní výplně. Amalgámy jsou výplňové materiály, které jsou složeny z 50% směsi rtuti s dalšími kovy (stříbro, měď, indium, zinek a cín). [3][4] Zubní náhrady snímací se nazývají jako tzv. snímatelné zubní protézy nebo protetické náhrady, které mohou být buďto celkové nebo pouze částečné. [5] Zatímco zubní náhrady fixní (implantáty) jsou fixní zubní protézy, které se připojují přímo ke kosti ve formě tzv. umělých zubních kořenů. Na takto zpracované zubní implantáty se následně napojují další části jako např. zubní korunky, které mohou být vyrobeny např. z oxidové keramiky (komerční výrobek: In-Ceram Alumina) [58] nebo můstky vyrobené např. ze zlatých slitin nebo pryskyřičných kompozit (komerční výrobek: LuxaCam Composite). [59][60] Zubní můstky se ve stomatologii používají k náhradě chybějících zubů a mají praktický, tak estetický význam. Do této skupiny dále patří také rovnátka, která se řadí mezi ortodontické pomůcky. Jsou využívána k nápravě nesprávného postavení zubů. Mezi hlavní zástupce tzv. hlavních dentálních materiálů patří keramika, kovy a jejich slitiny, polymery a kompozity. Z kovů a jejich slitin mají významnou roli např. titan a nerezová ocel, protože mají skvělou mechanickou pevnost a biokompatibilitu a díky těmto zmíněným vlastnostem mají dentální materiály delší trvanlivost a jsou více stabilní vůči okolním vlivům. [3][4][5]

2.3.1.2. Pomocné dentální materiály

Materiály pomocné představují takové materiály, které jsou potřebné k tvorbě dentálních implantátů nebo např. k výrobě rovnátek. Mezi tyto materiály patří otiskovací, modelovací, dublovací a formovací hmoty, modelovací materiály, izolační prostředky, brusné materiály a nástroje, materiály a nástroje na leštění apod. Tyto materiály nemusí splňovat tak přísné požadavky jako hlavní materiály, jelikož přichází do kontaktu s živou tkání na kratší dobu, protože se používají pouze při přípravě dentálních náhrad, např. při tvorbě otisků chrupu. Pomocné materiály se tedy mohou dělit dle jejich použití jako již zmiňované otiskovací hmoty, izolační prostředky, modelovací materiály, formovací hmoty apod. [3][4]

2.3.2. Rozdělení podle chemického složení

Podle chemického složení, lze dentální materiály rozdělit do hlavních skupin, tedy na skupinu (1) polymerů, (2) keramiky, (3) kovů a (4) kompozity.

(1) Polymery

První skupinu dentálních materiálů tvoří polymery, které se velmi často využívají v oblasti stomatologie díky jejich jednoduché kontrole biokompatibility, biologické odbouratelnosti a zpracovatelnosti. Například modifikací samotné struktury, velikosti pórů či složením daného materiálu lze jednoduše změnit biologickou odbouratelnost či fyzikálně-chemické a mechanické vlastnosti materiálu. Při výrobě polymerních materiálů je využívána spousta výrobních technologií, mezi které lze zařadit např. technologii CAD nebo 3D tisk. Všechny vyráběné polymery musí splňovat požadavky norem ISO 10993-5 a 10993-12 pro cytotoxicitu a biokompatibilitu. [61] Samotné polymerní dentální materiály lze rozdělit stejně jako v případě skupiny biomateriálů podle jejich původu na přírodní a syntetické. Mezi výhody přírodních dentálních materiálů lze bezpochyby zahrnout skutečnost, že jejich použití většinou nevede k imunogenním reakcím, jsou biologicky odbouratelné, mají známá vazebná místa pro buňky podporující jejich adhezi s následnou proliferací, a také nevyžadují při zpracování použití dráždivých a nebezpečných chemikálií, které mohou zvýšit toxicitu systému. Naopak mezi jejich nevýhody patří zejména nízká mechanická pevnost, vysoká rychlost degradace, nedostatečná kontrola nad velikostí pórů a také jejich vyšší cena. V případě použití syntetických dentálních materiálů, lze mezi výhody jejich použití zmínit dobré mechanické vlastnosti, snadné tvarování do požadovaného tvaru, kontrolovatelné vlastnosti (např. molekulová hmotnost) a jejich dostatečné množství. Naopak k jejich nevýhodám patří nekontrolovatelné smršťování, nevhodné buněčné interakce a možná toxicita materiálu vůči živému organismu. [62][63][64] Jak už tedy bylo zmíněno, polymerní dentální materiály se nejčastěji dělí na dvě skupiny podle jejich původu, a to na syntetické a přírodní polymery.

A. Syntetické polymery a jejich zástupci:

- *Kyselina polyglykolová (PGA)* – Je synteticky připravený biomateriál, který je akceptován FDA (Úřad pro kontrolu potravin a léčiv). Je využíván v tkáňovém inženýrství, pro úpravu chrupavek, kostí, šlach, svalů a kůže. Nicméně její mechanické vlastnosti nejsou zcela vhodné pro jakékoliv korekce kraniofaciálních defektů, tedy různých vývojových defektů, které postihují oblast lebky a obličeje, jelikož je velmi měkká a nedokáže držet vhodný tvar. PGA se také používá jako bariéra při regeneraci tkání u parodontálních onemocnění, tzn. chronického zánětlivého onemocnění, jehož důsledkem je úbytek tkání kolem zubů, jejich viklavosti až případné ztrátě. [62]

- *Kyselina polyglycerolsebaková (PGS)* – Patří mezi elastomery, které jsou nově vyrobené z biokompatibilních monomerů. Vyznačuje se velmi dobrou biokompatibilitou a dobrými mechanickými vlastnostmi. Využívá se zejména pro regeneraci měkkých tkání. [62][65]
- *Polypropylenfumarát (PPF)* – Náleží mezi nenasycené, lineární polyesterové polymery. Má dobrou biokompatibilitu a je biologicky odbouratelný. Často se k tomuto polymeru přidává látka N-vinylpyrolidon, která napomáhá lepšímu zesíťování a tak ke zvýšení pevnosti tohoto materiálu. Používá se např. při regeneraci kraniofaciální kosti. [62]
- *Poly-ε-kaprolakton (PCL)* – Spadá do skupiny alifatických polyesterů. Tento polymer je vysoce biokompatibilní a má kontrolovatelnou rychlost biodegradace. Využívá se zejména jako biomateriál pro výrobu implantátů v dlouhodobých aplikacích. [62]
- *Polyvinylalkohol (PVA)* – Patří mezi tzv. vinylové polymery, které se ve stomatologii používají jako nosné struktury. PVA je biologicky odbouratelný, rozpustný ve vodě za zvýšené teploty a při vysoké vlhkosti se zhoršují mechanické vlastnosti. [62]
- *Polystyren (PS) a akrylonitril-butadien-styren (ABS)* – Tyto sloučeniny náleží mezi tzv. styrenové polymery. Viskozita tavenin těchto látek je závislá na teplotě. PS má průhledný vzhled s velmi dobrými elektrickými a dielektrickými vlastnostmi, ale taky omezenou chemickou odolností vůči organickým látkám. ABS má velmi dobrou odolnost vůči mechanickému poškození a vysoký bod tání (až 220 °C). ABS je dobře biologicky odbouratelný. Tyto polymery se ve stomatologii používají v různých aplikacích, mezi které mohou patřit např. výplňové materiály nebo ve výrobě implantátů. [62][66]
- *Polymethylmethakrylát (PMMA)* – Patří do skupiny akrylátů a vyznačuje se velkou křehkostí. Musí být upravován přidáním polyakrylových esterů nebo elastomerů, aby se zlepšily jeho mechanické vlastnosti. Má vysokou tvrdost, tuhost a pevnost. Jeho povrch je odolný vůči poškrábání a je velmi dobře leštitelný. V dentálním lékařství se využívá jako výplňový a náhradní materiál. [62]
- *Polykarbonát (PC)* – Je to lineární, termoplastický polyester kyseliny uhličitě s alifatickými nebo aromatickými dihydroxy sloučeninami. Je průhledný, má amorfni charakter, vysokou pevnost, tvrdost a houževnatost. Má velmi dobrou biokompatibilitu. Používá se jako zdravotnický prostředek, který může být pouze v dočasném styku s tkáněmi jako např. v dočasných zubních korunkách. [62]

- *Polyamid (PA)* – Patří mezi skupinu polyamidů. Má vysokou pevnost, tuhost a tvrdost. Je biokompatibilní, rozměrově stálý pod vlivem změny teploty, vysoce odolný vůči opotřebení a rozpouštědlům. Tento polymer se hojně využívá jako funkční, výplňová a zpevňující přísada dentálních materiálů. [62]
- *Polyether-etherketon (PEEK)* – Náleží skupině termoplastů, jednoduše se aplikuje bez přísad a využívá se pro více aplikací. Vyznačuje se dobrou biokompatibilitou, nízkou teplotou tání, velmi vysokou pevností v tahu a ohybu nebo rázovou houževnatostí. Je odolný vůči chemikáliím, záření a hydrolýze. Často se modifikuje přidávkem různých bioaktivních látek, mezi které patří např. hydroxyapatit nebo fosforečnan vápenatý. PEEK s modifikovaným bioaktivním povrchem lze použít pro několik aplikací, mezi které patří zejména výroba zubní protézy, implantologie nebo obličejové a lebeční rekonstrukce. [62]
- *Epoxidová pryskyřice* (také ethoxylinová pryskyřice – EP) – EP je termoplastický polymer, který se vyznačuje nízkou smrštitelností a nízkou náchylností k praskání při vnějším napětí. Vytvrzení tohoto materiálu probíhá za přístupu vzduchu. EP je vysoce pevný materiál v tahu a je tepelně odolný. Patří mezi netoxické a neškodné látky pro zdraví. Tento polymer se hojně využívá jako výplňový materiál ve stomatologii. [62]

B. Přírodní polymery a jejich zástupci:

- *Polylaktid (také kyselina polymléčná, PLA)* – Patří mezi alifatické polyestery. Vyznačuje se vyšší teplotou tání (160 až 220 °C), vysokou odolností vůči mastnotě, alkoholu a vlhkosti. Na základě jeho modifikací má tuhý nebo pružný charakter. Ve stomatologii se využívá ve směsi s dalšími látkami (např. s kyselinou glykolovou) ve vývoji šroubů pro fixaci kostí, v léčbě parodontálních patogenů nebo při přímých postupech při uzavírání dřeně. Vyrábí se z ní různé dentální fólie, disky nebo regenerační gely. [63][67]
- *Matrigel* – Je polymer bohatý na složky bazální membrány, který je extrahován z myšního sarkomu (Engelbreth Holm Swarm), který je bohatý na proteiny extracelulárního matrix, včetně lamininu (hlavní složka), kolagenu IV, heparin sulfátových proteoglykanů a řadů růstových faktorů. Používá se často při hodnocení buněčných interakcí v tkáňovém inženýrství. [62]
- *Kolagen* – Kolagen je složen z několika druhů buněk a používá ve stomatologii ve formě různých gelů, plátů nebo skafoldů. Aktuálně existuje 27 typů kolagenů, kdežto nejrozšířenějším je typ I, který je také nejvíce prozkoumaný v biomedicínské oblasti.

Kolagen má relativně velkou míru absorpce a nemá moc dobrou mechanickou pevnost. Kvůli tomu se při výrobě různých skafoldů využívají síťovací činidla, které napomáhají ke změně tepelných a mechanických vlastností kolagenu. [62][68]

- *Fibronektin* – Patří mezi glykoproteiny, který se nachází mimo buňky a na povrchu buněk. Spojuje se s dalšími proteiny extracelulární matrix, mezi které patří fibrinogen a kolagen, glykosaminoglykany a s receptory, které jsou umístěny v buněčné membráně. Skládá se z tří různých typů – I, II a III. Často se využívá při prokrvování scaffoldů. Při různých dentálních aplikacích nebo operacích implantátů může fibronektin pozitivně ovlivnit uchycení fibroblastů v dásni a zabránit tak rozpadu tkání v okolí implantátu. [62][69]
- *Fibrin a fibrinogen* – Tyto polymery patří mezi složky extracelulární matrix (ECM), které se používají jako skafoldy. Fibrin je složen z fibrinogenu a trombinu, které se tvoří v organismu při poranění. Mají skvělou biokompatibilitu, biologickou odbouratelnost a vyznačují se snadnou přípravou. Využívají se zejména při zástavě krvácení a podpoře hojení rány. Ve stomatologii se mohou využít např. k vyplňování kostních dutin nebo cévních štěpů. [62]
- *Chitosan* – Tento polymer se vyrábí z chitinu, který je součástí exoskeletů korýšů. Chitosan má velmi dobrou biokompatibilitu a imunologickou aktivitu, díky které se využívá velmi často při urychlování hojení ran v celém odvětví lékařství. V zubním lékařství se používá taktéž k urychlení hojení ran např. po extrakcích zubů. [62]
- *Alginát* – Patří mezi lineární polysacharidy, které se získávají z řas. Vyznačuje se opět skvělou biokompatibilitou, nízkou toxicitou. Jeho nevýhody naopak jsou špatná adheze buněk, nemožnost kontroly rychlosti jeho degradace, špatná mechanická odolnost a viskoelasticita. Používá se např. v kostním tkáňovém inženýrství pro regeneraci kostí například po stomatologických zákrocích. [62]
- *Agarosa* – Patří taktéž mezi lineární polysacharidy, které se získávají z mořských řas. Je vhodná pro elektroforézu nukleových kyselin. Využívá se často v tvorbě kompozitů pro výrobu např. stomatologických náhrad. [62]

(2) *Keramika*

Druhou skupinu dentálních materiálů představuje keramika, jejíž definice říká, že se jedná o jakýkoli materiál vyrobený z nekovového materiálu obvykle zpracovávaný vypalováním při vysoké teplotě za účelem dosažení žádoucích vlastností. Vlastnosti dentální keramiky

závisí na jejím složení (převážně obsahuje 70-80 % živce, 10-20 % křemene, 10-20 % tavidel, barviva a lepidivé hmoty (pojiva) k usnadnění modelace), mikrostruktura a výskytu různých vad a defektů. Keramické materiály jsou tvrdé, málo houževnaté, v porovnání s kovy, tuhé, špatně tepelně a elektricky odolné. Keramiku lze odlévat nebo obrábět a vyrábět z ní různé formy zubní náhrady. Tyto materiály vykazují špatné plastické chování, a to naznačuje její křehkost. Keramika se zejména používá ve výplňovém zubním lékařství jako celoplošné a částečné krytí korunky, zubní protézy a jako částicové výplně pro zubní náhrady kompozitních výplňových materiálů s pryskyřičnou matricí. S keramikou také souvisí porcelán, který je vypálen z kaolinu, křemene a živce. Běžně se označuje jako tzv. **dentální porcelán**, který se využívá např. v kovo-keramických náhradách. Keramické biomateriály se vyrábějí nejčastěji pomocí tzv. technologie frézování (CAD/CAM) o které bude zmínka později. **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** Keramiku v moderním zubním lékařství lze obecně rozdělit na základě chemického složení na sklokeramiku (keramika na bázi oxidu křemičitého) a oxidovou keramiku (keramika s obsahem oxidu křemičitého max. do 15 %). Tyto materiály lze následně mohou rozdělit na porcelánové báze (např. živcové a vyztužené leucitem) nebo bez **porcelánové báze** (např. fluorimetrické sklo a lithium disilikát). [49][58]

A) Sklokeramika

- *Žáruvzdorný porcelán* – Tento porcelán, který je určen především pro dentální aplikace běžně obsahuje 70-75 % draselného živce, několik procent kaolinu jako pojiva, 15-20 % křemene jako krystalické fáze a malé množství pigmentů. Při zahřátí těchto složek na dostatečně vysokou teplotu, se některé z uvedených částí složek roztaví a vytvoří tzv. sklovitou matrici na bázi oxidu křemičitého. Díky tomuto procesu (tzv. vitifikace) se výrazně sníží pórovitost výsledného materiálu a dojde ke zvýšení tvrdosti a mechanické pevnosti. Kvůli tomu, že má tento biomateriál nižší pevnost než ostatní keramické biomateriály, se používá především v aplikacích s nižšími požadavky na mechanickou pevnost – jako je například dýchování, jako vnější obklady kovových rámců nebo tzv. inleje (výplňový materiál, který se vkládá do menší dutiny v zubu) nebo onleje (zakrývá větší část zubu). [58]
- *Porcelán vyztužený leucitem* – Tento keramický biomateriál má kvůli vysokému podílu vyšší koeficient tepelné roztažnosti, díky kterému se snižuje možnost tepelného nesouladu s kovem. Je často zpracováván technologií CAD/CAM. Využívá se nejčastěji k výrobě fazet, jež jsou tenké zubní náhrady. [58]

- *Sklokeramika s obsahem fluoru* – Nejčastějším zástupcem je fluormica, u které je nejvíce zastoupená složka sklo a fluor. Teplota odlévání tohoto biomateriálu odpovídá 1380 °C, jeho pevnost v ohybu se pohybuje v rozmezí hodnot 120 až 150 MPa a Knoopova mikrotvrdość je 360. [58]
- *Křemičitan lithný* – Tento materiál taktěž patří do skupiny sklokeramiky, a obsahuje cca 70 % disilikátu lithného v krystalické fázi. Vyznačuje se neobvyklou strukturou, která obsahuje hodně náhodně orientovaných deskovitých a jehlicovitých krystalů. Díky tomu je tento materiál docela pevný v ohybu (350 až 450 MPa). Dalším typem lithium-křemičité keramiky je tzv. zirkonium-křemičitá keramika, která má navíc vyztuženou strukturu jemnými částicemi zirkonia, jež může ještě více zvýšit pevnost tohoto materiálu. Tyto materiály jsou ve stomatologii hojně využívány opět ve formě fazet, tzn. jako tenko plášťové vrstvy, která se připevňuje na viditelnou plochu zubu, aby ho esteticky upravila a tím estetický vylepšila nedokonalosti chrupu. [58]

B) Oxidová keramika

- *Sklem infiltrovaná keramika s oxidem hlinitým* – U těchto celokeramických dentálních materiálů je důležitá zvýšená pevnost v lomu, kvůli které se záměrně zvyšuje obsah oxidu hlinitého, jenž funguje jako výztuž sklovité matrice. Tyto materiály se využívají jak u fixních částečných zubních náhrad, tak při různých úprav zubů – např. při výrobě korunek, copingy (dentální aparát k tvorbě otisků) apod. Komerčním zástupcem tohoto materiálu je tzv. „In-Ceram Alumina“ (firma VITA), jenž je vyroben z extrémně hustě sintrovaného oxidu hlinitého (Al_2O_3). Jeho ohybová pevnost se pohybuje v rozmezí hodnot 350–700 MPa, což z něj činí jednu z nejsilnějších keramických systémů na trhu. Materiál má vysokou průsvitnost, díky které, je velmi esteticky žádoucí a velmi dobře se přizpůsobuje přirozené barvě zubů. [58]
- *Hustě slinutá keramika z oxidu hlinitého* – Tento dentální materiál obsahuje oxid hlinitý s vysokou čistotou. Komerčním zástupcem je „Procera Allceram (Nobel Biocare)“, který dosahuje pevnosti v ohybu hodnoty B700 MPa a vyžaduje vysokou teplotu spékání (1600°C-1700°C). Tento výrobek se nejčastěji využívá v dentální implantologii. Mezi další komerční přípravky patří „Techceram“, který obsahuje až 80-90 % Al_2O_3 . [58]
- *Zirkonium* – Tento dentální materiál taktěž patří do skupiny oxidové keramiky. Má různé žádoucí mechanické vlastnosti: navzdory své křehkosti odpovídá jeho pevnost v ohybu hodnotě 1200 MPa a tvrdost více než 1200 HV. Má vysokou lomovou houževnatost

a dobrou únavovou odolnost. Díky tomu, že je to oxid kovů, má zirkon vysoký stupeň rentgenové propustnosti a dobře se zobrazuje na rentgenových snímcích. Kvůli modifikaci některých vlastností se občas přidávají další látky – např. magnézium (MgO), vápno (oxid vápenatý, CaO), cer (oxid ceričitý, Ce₂O₃) a yttria (Y₂O₃). V dnešní době se v zubním lékařství nejčastěji používá polykrystalická keramika na bázi zirkonu, která se nazývá „Y-TZP“ a představuje jediný zirkonový materiál, který je uveden v normě ISO pro chirurgické aplikace, a proto může být použit i jako implantát. [58]

C) Keramika s obsahem polymerů

- Tento typ keramiky pro dentální biomateriály obsahuje navíc také polymery, jež se podílí na zvýšení jeho plasticity, a tedy odolnosti vůči trhlinám. Někdy se tyto kombinace biomateriálů označují jako tzv. hybridní keramika, jejíž vlastnosti závisí na existenci nekonečné trojrozměrné sítě krystalických zrn, na mezifázových interakcích v nanorozměrech (pokud jsou polymerní a keramická složka odděleny, měly by se tyto bloky označit jako "kompozity"). Tyto biomateriály se ve stomatologii využívají zejména k výrobě zubních náhrad. [58]

(3) Kovy

Třetí skupinu dentálních materiálů představuje skupina kovů. Kovy a slitiny se používají téměř ve všech odvětvích zubního lékařství, včetně zubní laboratoře, přímých a nepřímých zubních náhrad, implantátů a nástrojů používaných k preparaci zubů. I když jsou pro zubní náhrady často požadované materiály v barvě zubu, kovy mají velmi dobrou pevnost, tuhost, vysokou hustotu a dlouhou životnost pro dlouhodobé zubní aplikace. Dentální materiály ve formě kovů jsou tvárné a kujné, a jsou dobrými elektrickými a tepelnými vodiči. V případě, že nejsou některé kovy vhodně opracovány, tak mohou podléhat korozi. Výroba kovů pro dentální biomateriály probíhá nejčastěji pomocí odlévání, tažení nebo obrábění. Kovy jsou strukturovány do krystalických mřížek. Kovová vazba je odlišná od ostatních vazeb, jako jsou kovalentní vazby, které se vyskytují v organických sloučeninách, a iontové vazby, které se vyskytují v keramice. [49]

Kovy lze rozdělit dle nejčastěji používaných dentálních materiálů v zubním lékařství na *titan a jeho slitiny, slitiny kobaltu a nerezovou ocel*.

A) Titan a jeho slitiny – Patří mezi standardizované materiály zejména pro ortopedické a dentální implantáty kvůli tomu, že jsou inertní, mají vysokou pevnost a odolnost. Ve slitinách je většinou obsažen nikl, hliník, molybden aj. Na pokrytí povrchu titanového

implantátu se používají bioaktivní látky, mezi které patří např. biokompatibilní keramika, bioaktivní proteiny, peptidy, ionty a polymery. Titan a jeho slitiny se používají v poslední době ve formě stentů, vodicích drátů pro katétry a ortodontické dráty díky své tvarové či superelastické funkci. Dále se využívají jako náhradní zubní kořeny, celkové zubní náhrady nebo korunky. Pro praktické aplikace patří k hlavní slitině titanu v této oblasti čistý Ti nebo Ti_6Al-4V nebo $Ti-6Al-7Nb$. [70]

- B) Slitiny kobaltu** – Slitiny kobaltu mohou být buď lité, nebo tepané, u kterých je větší obsah niklu. Nicméně obsah niklu nesmí být větší než 1 % z celkové hmotnosti biomateriálu kvůli možným alergiím. Tyto biomateriály se využívají zejména k výrobě dílů pro zdravotnické prostředky, v zubním lékařství se používají jak jako biomateriály pro opravy zubů. [70]
- C) Nerezová ocel** – Materiály z nerezové oceli mají nejlepší praktické využití. Ocel s označením 316L se jako jediná může použít v biomedicíně, ale obsahuje velké množství niklu, který může zřídka vyvolat alergickou reakci, proto probíhá výzkum a vývoj nerezových ocelí bez přidaného niklu. Z nerezové oceli se vyrábějí například medicínské dráty. [70]
- D) Zlato a jeho slitiny** – Zlaté výplně se používají k obnově zubu, který má zubní kaz. Tzv. legované zlato (slitina zlata a jiných kovů např. s mědí) se pro zubní výplně používá nejčastěji kvůli jeho velmi dobré biokompatibilitě, snadné výrobě a dlouhé době trvanlivosti. Čisté zlato se používá pouze na povrchu zubů, protože není tak odolné vůči žvýkacím silám. Je možné použít také slitinu zlata odlévanou investičním způsobem. Tento typ se používá jak v zubních onlejích, tak v inlejích. Běžně se používají slitiny s obsahem 65-75 % zlata. Někdy se zlato pokrývá porcelánem z důvodu jeho zlepšení mechanických vlastností. Využívá se na různé zubní můstky a korunky. Tím, že se zlatý odlitek připravuje v laboratoři a do dutiny ústní se vkládá až posléze, má dobře opracovaný hladký povrch, což je příjemnější pro pacienta.
- E) Amalgám** – Amalgámová slitina je obvykle tvořena rtutí, mědí, stříbrem, cínem a dalšími kovy. Amalgám se ve stomatologii používá zejména jako výplňový materiál. Tradiční amalgám, který má koncentraci měděných částic nižší než 6 % hmot. je označován jako tzv. amalgám s nízkým obsahem mědi, zatímco v případě snížení podílu slitiny v amalgámu pod 6 % hmot, obsahuje více než 810 % hmot. částic mědi, a je klasifikován jako tzv. vysoce měděný. Obsah rtuti v tomto dentálním biomateriálu je několik let kontroverzní záležitostí. Nedoporučuje se však bezdůvodně odstraňovat amalgámové

výplně, které byly dříve vloženy. Část slitiny zubního amalgámu lze připravit např. pomocí soustružením, řezáním a plynovou atomizací. Aplikace amalgámové výplně není složitá a zubní lékař nemusí mít mnoho zkušeností a na rozdíl od kompozitů je jeho aplikace i rychlejší. [71]

- *Zubní amalgám s nízkým obsahem mědi* – Tento typ amalgámu byl používán původně pro výplně a jeho složení odpovídá cca 24-27 % hmot. cínu, 66-72 % hmot. stříbra, 1,2-5,5 % hmot. mědi a příležitostně byly přidávány i další kovy.
- *Amalgám s vysokým obsahem mědi* – Tento typ amalgámu nahradil předchozí druhy především díky jeho vhodnějším vlastnostem. Je složen z 17,0-30,2 % hmot. cínu, 39,9-70,1 % hmot. stříbra, 9,5-29,9 % hm. mědi a může obsahovat 0,01-2,0 % hm. zinku.
- *Pokročilé amalgámové biomateriály* – Pro přípravu těchto materiálů se používají příměsové nebo jednosložkové slitiny amalgámu. Tato příměsová slitina je složena jak ze soustružených, tak ze sférických částic. Jednosložkové slitiny obsahují částice stejného tvaru v celém obsahu slitiny. Používají se např. amalgámy thalia, které mají ve srovnání se rtuťí nižší bod tuhnutí, a díky tomu se může využívat při nízkých teplotách. Dalším zástupcem může být amalgám sodíku, který může působit jako redukční činidlo. [71]

(4) Biokompozity

Poslední tedy čtvrtou skupinu dentálních materiálů představují kompozity, které byly vyvinuty zejména díky použití směsí více materiálů s využitím jejich kompatibilní povahy a nazývají se biokompozity. Dle definice jsou kompozity označeny za tzv. směsi materiálů vyrobených ze dvou různých materiálů, využívajících nejlepších vlastností každého z nich. Například z nevhodných polymerů díky tvorbě kompozitu pomocí přidání keramických částic lze vytvořit silné a tvárné materiály. Termín biokompozit byl poprvé použit v roce 1991. Jsou biokompatibilní a snadno biologicky odbouratelné. Mají velmi dobré vlastnosti, jak mechanické, tak biologické. V zubním lékařství se nejčastěji používají ve formě pryskyřice pro zubní výplně. Biokompozity jsou složeny z matrice (např. zmiňovaná pryskyřice nebo biopolymery), přírodních nebo syntetických vláken (tzv. výztužné materiály) a případně různých plniv a pojiv. Matrice má velký vliv na udržování vláken pohromadě, přenáší na ně namáhání a chrání je před mechanickým poškozením vlivem vnějšího prostředí. Biokompozity mohou být vyráběny pomocí přírodních vláken (juta, kenaf nebo ramie), které slouží jako výztužné materiály. K přírodním vláknům se většinou

přidávají syntetické pryskyřice (polyethylen, polypropylen a epoxid), které fungují jako matrice. Při návrhu jakýchkoliv kompozitů je potřeba se zaměřit zejména na vhodný výběr matrice a disperzního materiálu, výběr vhodných výrobních a zpracovatelských metod a na vnitřní i vnější vzhled samotného zařízení. V současné době se mnoho biokompozitů používá převážně na různé opravy a náhrady lidských tkání. [72][73][74]

A.) Skloionomerní cementy – používají se zejména jako výplňové biomateriály.

Složení skloionomerních cementů:

- *Skleněný prášek* – Používají se většinou fluoroaluminosilikáty, které jsou velmi reaktivní a schopné uvolňovat kationty kovů, což je výhodné při tuhoucích reakcích výplňových materiálů. K těmto látkám se přidávají další látky, mezi které patří oxid křemičitý, oxid hlinitý, fluorid vápenatý a oxid vápenatý s přidavkem fluoridu hlinitého, fosforečnanu hlinitého a kryolitu (Na_3AlF_6) v menším množství. Pro výplňové cementy se používají prášky s velikostí částic 50 μm , pro fixační materiály se upřednostňuje velikost 20 μm . [75]
- *Vhodný typ kyseliny* - Používají se zejména homopolymery kyseliny akrylové nebo příbuzné kopolymery. Tyto polykyseliny zahrnují homopolymery a kopolymery nenasycených mono-, di- a trikarboxylových kyselin. Z těchto kyselin se nejčastěji používají polyakrylové kyseliny, kopolymery kyseliny akrylové a itakonové, kopolymery kyseliny akrylové a kyseliny maleinové. Čím vyšší je molekulová hmotnost kyseliny, tím lepší jsou mechanické vlastnosti pro přípravu skloionomerních cementů. Jako přísada se do skloionomerního cementu přidává i kyselina vinná v 5% nebo 10% množství, aby se zlepšily manipulační vlastnosti vzniklého cementu. [75]
- *Voda* – Používá se jako reakční médium při přípravě skloionomerních cementů. Slouží jako rozpouštědlo a médium pro přenos iontů. Voda je přítomna ve ztvrdlém cementu v nejméně ve dvou různých stavech v závislosti na tom, jestli je možnost ji odstranit vysoušením nebo ne. Tyto stavy se nazývají jako "odpařitelné" a "neodpařitelné" nebo jako "volně vázané" a "pevně vázané". Pokud dojde ke ztrátě vody v počátečních fázích tuhnutí, může se zpomalit tuhnutí a způsobit popraskání povrchu. Se zráním cementu se zvyšuje poměr pevně vázané a volně vázané vody, a tím se snižuje jeho náchylnost k vysychání, zvyšuje se pevnost a modul pružnosti, a snižuje se plasticita. [75]

B.) Pryskyřičné kompozity – Kompozitní výplně na bázi pryskyřice se ve stomatologii používají velmi často. Indikace závisí na velikosti namáhání na výplň a estetických požadavcích. Pryskyřičné kompozity – jsou složeny ze tří nejdůležitějších složek, mezi které patří pryskyřičná matrice (organická část, která zahrnuje monomery, inhibitory, iniciátory a modifikátory), anorganická plniva (anorganická část) a spojovací činidlo. [76]

Složení pryskyřičných kompozitů:

A. Pryskyřičná matrice – Bývá většinou složená z monomerních systémů.

- *Bisfenol A-glycidylmethakrylát (Bis-GMA)* - tento monomer se používá velmi často buď samostatně, nebo v kombinaci s uretan-dimetakrylátem (UDMA). Pro úpravy viskozity kompozitu se používá např. dimetakrylát triethylenglykolu (TEGDMA).
- *Pryskyřice s obsahem karboxylové skupiny* – Tyto kompozity se nazývají jako kompomery, což je odvozeno od pojmů kompozit a skloionomer.
- *Pryskyřičné cementy* – Jsou složeny z dimetakrylátových monomerů a monomerů s kyselou funkcí např. methakryloyloxydecyl dihydrogenfosfát (MDP), glycerolfosfát-dimetakrylát (GPDM) nebo dipentaerythritol-pentaakrylátfosfát (PENTA).
- *Siloran* – Jsou kompozity, které obsahují jak siloxanové, tak oxiranové strukturní jednotky. Mají snížené polymerační smrštění. [76]

B. Plniva – Plniva značí disperzní fázi kompozitů na bázi pryskyřice. Plniva se mohou odlišovat podle jejich chemického složení, tvaru a velikosti částic.

- *Oxid křemičitý* – Patřil mezi první plnivo, které se v dentálních pryskyřičných kompozitech začalo používat. Je označován jako oxid křemičitý nebo jako křemen, v případě, že je ve své krystalické podobě. Je to základ pro všechny další typy skelných plniv, která jsou tvořena různými křemičitanovými sloučeninami. Oxid křemičitý má nižší index lomu než tradiční matrice pryskyřice BisGMA/TEGDMA.
- *Alkalická skleněná plniva* – Jsou velmi často využívaná v mnoha v současnosti dostupných komerčních kompozitech, mezi které patří např. TetricEvoCeram (Ivoclar Vivadent), Grandio (Voco), Esthet-X (Dentsply Caulk) a Herculite XRV (Kerr). Tyto látky se skládají většinou z oxidu křemičitého s přidávkem frakcí

alkalických oxidů, mezi které patří oxid barnatý a oxid strontnatý. K nejdůležitějším výhodám těchto materiálů patří začlenění těžších prvků do plniva, které mohou dodat materiálu radiační kapacitu. Dalšími výhodami jsou lepší optické vlastnosti než oxid křemičitý.

- *Skleněná plniva s obsahem oxidů vápníku, sodíku nebo fosforu* – Patří mezi tzv. bioaktivní skla. Tyto plniva se používají při výrobě tzv. inteligentních kompozitů, které napomáhají remineralizovat struktury zubu. [76]

Rozdělení pryskyřičných kompozitů:

A. Podle velikosti a distribuce plniv:

- *Kompozity vyztužené vlákny (FRC)* – Tyto kompozity se rozdělují na kompozity s dlouhými vlákny a kompozity s krátkými vlákny. Dále jsou klasifikovány podle orientace vláken na jednosměrná a obousměrná vlákna.
- *Kompozity s částicovými plnivými* – Tyto kompozity jsou rozdělovány dle velikosti a distribuci částic [76]

B. Podle konzistence:

- *Tekuté kompozity* – Dávkuje se z injekčních stříkaček s velmi jemným otvorem do omezeného prostoru. U těchto kompozitů se nesmí příliš snížit obsah plniva, protože by to ovlivnilo výsledné mechanické vlastnosti.
- *Husté kompozity* – Jsou navrženy tak, aby poskytovaly dostatečnou odolnost proti kondenzaci, tak aby nedocházelo k usazování a umožnili výsledné těsného přilnutí k materiálu.

C. Podle vytvrzovacích technik – Kompozity mohou být vytvrzovány světlem, chemicky nebo duálně tedy kombinačně.

- *Přímé pryskyřičné kompozity* – Tyto kompozity se vyznačují skvělými optickými a mechanickými vlastnostmi, ale u často při jejich použití dochází k tzv. polymeračnímu smršťování.
- *Nepřímé pryskyřičné kompozity* – Vyrábějí se na matrici s vytvrzováním extraorálně za přítomnosti světla, určitého tlaku a teploty, aby bylo možné zajistit co nejvyššího stupně polymerizace, mechanické odolnosti a odolnosti proti poškození. [76]

C.) Dentální sádra

Dentální sádra se ve stomatologii používá zejména při výrobě replik ústních tkání, hodnocení a plánování další léčby. Dále se využívá k výrobě různých odlitků, které se používají při výrobě tzv. snímatelných náhrad. Třetím typem jsou tzv. zápustky, které představují spíše přesnější formu repliky, používajících se při výrobě fixních náhrad. Přesnost zmiňovaných replik závisí na přesnosti sejmutého otisku i materiálu repliky. K odlévání otisků se používají různé materiály, včetně sádrových a epoxidových materiálů. V poslední době se při zhotovení replik používají polymery s využitím 3D tiskových systémů. Sádrové výrobky jsou nejvíce používaným materiálem pro odlévání otisků zejména díky jejich univerzální povaze. Pevnost, tvrdost a odolnost proti poškrábání patří mezi důležité vlastnosti sádrových materiálů. Dalšími požadavky na materiály pro repliky jsou kompatibilita s otiskovacím materiálem, dlouhá doba skladovatelnosti, krátká doba tuhnutí, dostatečná pevnost při pokojové ale i vysoké teplotě, snadná manipulace, mechanická stabilita, dostatečná roztažnost kompenzující smrštění voskového vzoru a kovových slitin a dostatečná pórovitost pro uvolňování plynů vznikajících při odlévání. Hlavní složkou výrobků na bázi sádry je hemihydrát síranu vápenatého nebo dihydrát síranu vápenatého ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$).

Typy sádrových výrobků:

Na základě použití a požadovaných vlastností pro daný účel se vybírá vhodný typ sádrového výrobku.

- *Typ I: Otiskovací sádra*

Otiskovací hmoty se v dnešní době používají jen zřídka. Jejich použití zahrnuje počáteční tvarování až samotné zhotovení zubní náhrady, což se nazývá tzv. mukostatický otisk.

- *Typ II: Modelovací sádra*

Modelová sádra neboli typ II představuje typ β -hemihydrátu, který se používá k přípravě prvotních diagnostických a doléčovacích modelů nebo k vyplňování částí při zhotovování zubních náhrad. Má nízkou pevnost v tlaku a tahu, takže je modelová sádra považována za relativně slabý materiál.

- *Typ III: Dentální sádra*

Tato sádra se vyrábí pod tlakem par v nádobě s uzavřeným víkem, jehož výsledkem je pomalejší odtok vody z krystalů a vznik práškových částic s jednotným tvarem a menší pórovitostí. Dentální sádra je o dost tvrdší než typ β a je vhodná pro syntézu akrylových zubních náhrad a zhotovování diagnostických odlitků.

- *Typ IV: Dentální sádra s vysokou pevností*

Sádra typu IV je modifikovaný α -hemihydrát, který se získává kalcinací sádry v roztoku chloridu vápenatého a má velmi husté částice kubického tvaru. Tato sádra má velkou pevnost, tvrdost a odolnost proti oděru. Používá se pro přípravu matric.

- *Typ V: Dentální sádra s vysokou pevností a roztažností*

Sádra typu V má maximální pevnost v tlaku. U tohoto typu dochází během tuhnutí k expanzi, což vede k větší formě, která kompenzuje smrštění při tuhnutí slitin obecných kovů během pozdějšího odlévání. [77]

3. TECHNOLOGIE VÝROBY DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ

3.1. 3D tisk

3D tisk představuje metodu tzv. aditivní výroba produktů s předdefinovanými rozměry a patří mezi průmyslové technologie, které se vyvíjely velmi rychle během posledních 40 let. V dnešní době se tento způsob výroby materiálů využívá velmi často v různých odvětvích (letecký průmysl, medicína, stomatologie atd.). Díky rozdílnému uspořádání 3D technologie např. v případě metody FDM (fused deposition modeling) či SLA (stereolitography), dokážeme vytvářet výrobky různých vlastností či tvaru (designu), a rozšířit tak jejich oblast použití. Díky technologii 3D tisku dokážeme vytvořit porézní systémy s definovanou strukturou, například řízenou velikostí pórů, jejich tvarem, polohou v matici nebo i tím, zda jsou póry otevřené či uzavřené. Při samotném tisku se používají různé materiály, mezi které patří např. polymery, kompozity, keramika a kovy, které je možné tisknout pomocí slitiny. Princip metody 3D tisku tvoří tři klíčové fáze. V první fázi je s využitím příslušného programu (např. CAD (computer aided designe), Catia, Inventor) zhotoven budoucí model, který by měl odpovídat požadovanému výtisku a to svým tvarem, velikostí, počtem vrstev, plněním atd.. V druhé fázi je takto připravený model převeden do rozhraní tiskárny, ve kterém následně dojde k jeho rozřezání na jednotlivé řezy, tzv. slicování. Při procesu slicování je navržený 3D model rozložen na 2D řezy, podle kterých tiskárna vrství (tiskne) příslušnou vrstvu materiálu (výška tisku udává velikost posunutí tiskové hlavy ve směru osy z). Ve třetí tedy poslední fázi, dochází k samotnému tisku požadovaného výrobku, jehož výsledkem je požadovaný výtisk, který odpovídá již reálnému měřítku použitého modelu. Konkrétní použití tiskových materiálů závisí na použité metodě tisku. Mezi ty nejznámější a nejpoužívanější materiály patří převážně polymery (syntetické či přírodní). Jejich charakteristické vlastnosti jako je dobrá zpracovatelnost, mechanická odolnost s nízkými náklady na výrobu je předurčují k nejvyššímu uplatnění v 3D tisku. Chování tiskových materiálů se liší v závislosti na molekulové hmotnosti, plnivu či samotném typu polymeru (termoplast, termoset, krystalický či amorfni polymer). Jak je patrné z výčtu některých vlastností této technologie je zcela zřejmé, že našla své uplatnění v oblasti stomatologie. 3D tisk umožňuje navrhovat a vytvářet přesné, přizpůsobené zubní náhrady či složité protetické, ortodontické a chirurgické pomůcky, které musí být flexibilní a odolné proti oděru, přímo v zubní ordinaci nebo zubní laboratoři. V dnešní době se již využívá také technologie 4D tisk, která představuje kombinaci 3D tisku rozšířenou o tzv.

čtvrtý rozměr tedy čas. Pomocí této technologie je možné vytvořit předem naprogramované výrobky, jenž mohou měnit svůj tvar v reakci na okolní prostředí. [78][79]

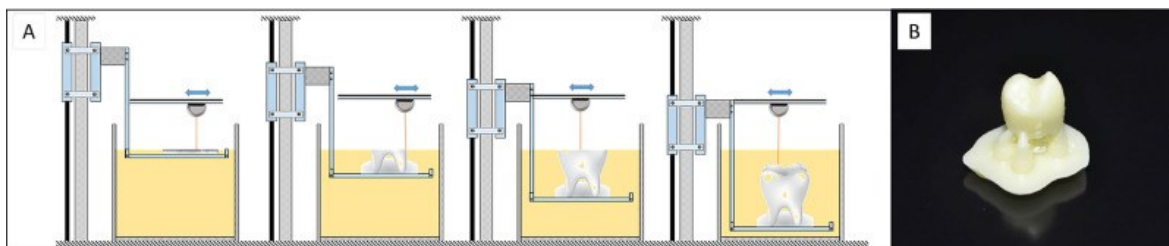


Obrázek 11 Výběr současných technik 3D a/nebo 4D tisku používané ve stomatologii. [78]

Techniky 3D tisku

1.) Stereolitografie (SLA)

SLA patří mezi první komerčně dostupné technologie 3D tisku. Princip této výrobní metoda spočívá ve využití fotoindukované polymeraci, indukované světelným zářením o dané vlnové délce, díky kterému dochází k následnému vytvrzení polymerní pryskyřice. Může odpovídat různému uspořádání, a to na základě typu pohybu platformy nebo dle pohybu laseru. 3D tisk má tři fáze, mezi které patří expozice světlem (laserem), pohyb platformy a doplňování pryskyřice. Jednotlivé vrstvy jsou vzájemně spojovány po jejich ozáření ultrafialovým světlem, vzniká vrstva vytvrzeného materiálu ve 2D řezu. Vznik 3D výrobku je zajištěn posuvem stolu (ve vertikálním směru osy z v kartézském souřadném systému), na kterém je tištěn výsledný produkt. Vzorek je po vytvrzení nanesené vrstvy i se stolem ponořen znovu do pryskyřice s požadovanou výškou hladiny, která odpovídá možnostem a nastavení tiskárny, jak je uvedeno na obrázku 12.

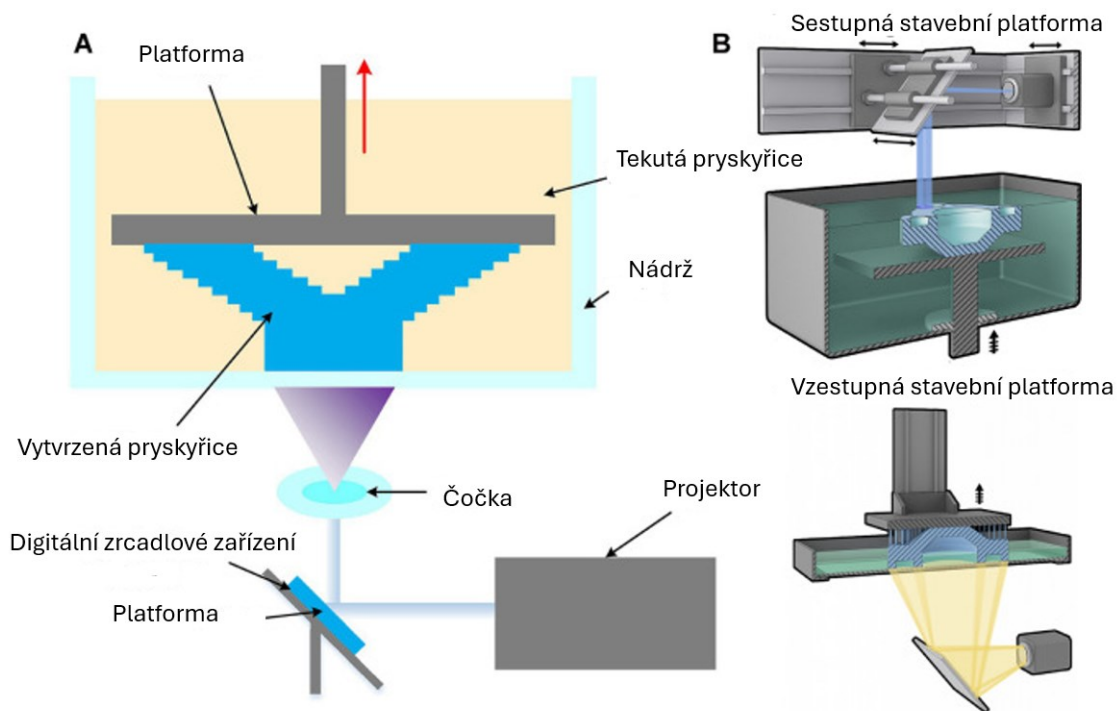


Obrázek 12 Stereolitografie [78]

Ve stomatologii se SLA využívá zejména při výrobě dočasných a trvalých korunek, můstků, dočasných náhrad, chirurgických nástrojů, šablon a replik zubních modelů. Díky SLA technologii je výroba 3D objektů velmi flexibilní v designu, geometrickém tvaru a rozměrech, což vede k vysoce přesným personalizovaným zařízením. Díky tomu tyto objekty může pacient využívat dlouhodobě. SLA je velmi vhodná metoda pro výrobu dentálních pomůcek a má vyšší klinickou přesnost než jiné digitální nebo analogové metody. Nicméně dentální pomůcky vyrobené pomocí SLA mají relativně špatné mechanické vlastnosti, protože je pouze omezený výběr pryskyřic, které mohou být fotopolymerizovány a splňují požadavky na dentální materiál. Nedostatečné mechanické vlastnosti těchto výtisků lze vyřešit přidávkem nejrůznějšího plniva ve formě nanočástic. Kromě nejrůznějších plniv lze využít i spojovací prostředky, mezi které patří keramická plniva, jež chrání tištěnou strukturu před lomem tím, že zlepšují rozložení napětí. Dále jsou do pryskyřice začleňovány antimikrobiální látky. Obecně je SLA velmi rychlá, pohodlná a multifunkční technika 3D dentální výroby. [78]

2.) Digitální světelná projekce (DLP)

DLP patří mezi technologie 3D tisku, která je podobná technologii SLA. Při samotném tisku se používají tzv. světlo citlivé pryskyřice, které procházejí fotovytvrzením, a díky tomu tvoří jednotlivé vrstvy. Spodní vrstva vzniká přímo na posuvném stolku. Na základě polohy stolku probíhá tisk ve směru nahoru nebo dolů. Po vytvrzení první vrstvy se další vrstvy tvoří na vrstvách předchozích. DLP tiskárna využívá obrazové digitální projekce, která přes průhledné dno/vrchní část, nádrže s pryskyřicí bleskově zobrazuje obraz aktuální vrstvy na tiskovou podložku nebo předchozí vrstvu. Po vytvrzení každé vrstvy se stůl s výtiskem zvedá/snižuje podle nastavené tloušťky vrstvy, dokud není dokončen celý díl. K odrážení světla se používá digitální mikrozrcadlové zařízení (MDM), které tvoří matici zrcadel mikroskopické velikosti. Tato zrcadla vedou světlo z laserového projektoru do projekční čočky, jak je vidět na obrázku 13.

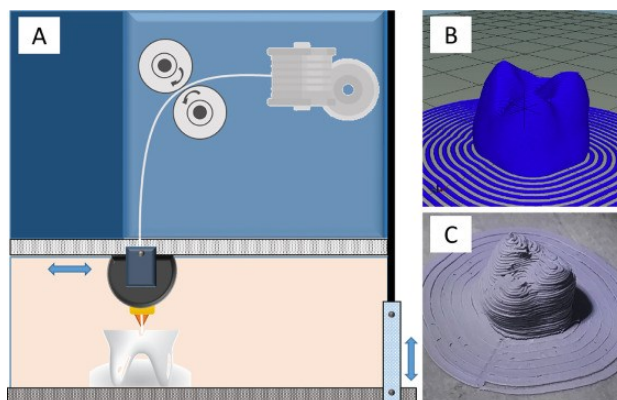


Obrázek 13 Digitální světelná projekce [78]

Hlavním rozdílem mezi SLA a DLP je zdroj světla. SLA využívá výhod UV laserového paprsku, kdežto DLP využívá UV světlo z projekčního zdroje. Kvůli tomu se u SLA laserový paprsek pohybuje z bodu do bodu, a přitom vytvrzuje pryskyřici. U DLP je světelný zdroj stacionární a kvůli tomu vytvrzuje každou vrstvu pryskyřice najednou jako celek. Intenzita světelného zdroje u 3D tiskárny DLP je nastavitelná, zatímco u tiskárny SLA nastavitelná není, což poskytuje možnost kontroly účinku světla na pryskyřici při tisku. Souhrnně lze tedy říci, že DLP metoda je výhodná pro rychlý tisk větších dílů s menším počtem detailů, zatímco SLA je výhodná pro tisk přesných dílů se složitými detaily. [78]

3.) Modelování metodou tavené depozice (FDM)

Příkladem tiskové metody, která při tisku používá pevný materiál (nejčastěji ve formě struny) je metoda FDM (fused deposition modeling). Je levnější než ostatní techniky a patří mezi druhou nepoužívanější techniku 3D tisku po SLA. U metody FDM, jejíž princip nastiňuje obr. 14, rozlišujeme 2 základní uspořádání.



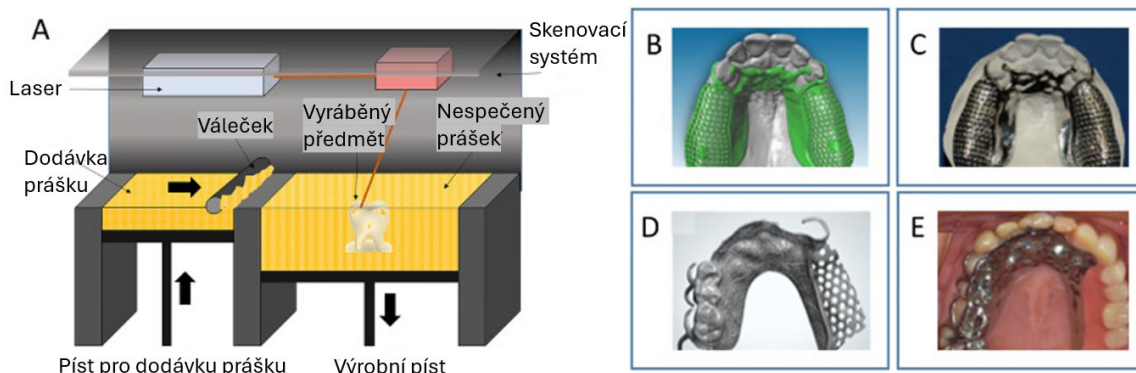
Obrázek 14 Modelování metodou tavené depozice [78]

Obě metody jsou založeny na principu extruze polymerního materiálu skrz trysku tiskové hlavy, kdy lze pohybovat buď (1) samotnou tiskovou hlavu a tisková podložka je pevně fixovaná a zabezpečuje pouze pohyb ve vertikálním směru osy z, nebo lze pohybovat (2) tiskovou podložkou, a fixována je naopak tisková hlava pohybující se ve směru osy z. Při tisku jsou využívány struny (filamenty) termoplastických materiálů, které jsou dodávány do extrudéru. Filament je dávkován do extruzní hlavy, kde postupně dochází k jeho natavení (ohřátí nad tání v závislosti na použitém materiálu) a následnému položení (natisknutí) na tiskovou podložku ve tvaru, který odpovídá kreslené předloze. Pro tuto techniku se nejčastěji používají termoplastické polymery a jejich kompozity (např. akrylonitril-butadien-styren (ABS), polykarbonáty a polysulfony) a kovové slitiny s nízkou teplotou tání (např. bronzová kovová vlákna) polymery mohou být plněny kovovými (nano)částicemi pro přípravu (nano)kompozitních vláken pro zlepšení různých vlastností, např. tepelné odolnosti a mechanických vlastností. Mechanické vlastnosti, u metody FDM, mohou být ovlivněny třemi hlavními skupinami parametrů: tiskovým materiálem, strukturálními parametry (tj. úhlem rastrů, hustotou výplně, orientací tisku a pořadím skládání) a výrobními parametry (tj. teplotou a rychlostí vytlačování, dobou vrstvení, příčnou rychlostí trysky a teplotou lože). Vzhledem ke slabým mechanickým vlastnostem těchto neplněných termoplastů se FDM používá pouze pro tisk dočasných korunek a můstků ve stomatologii. [78]

4.) *Selektivní laserové spékání (sintrování) (SLS)*

SLS metoda patří mezi sintrovací metody, které pracují s materiálem ve formě velmi jemných prášků (průměr zrn $d_{kri} = 100 - 10 \mu\text{m}$) a které k vyvolání tavení práškové suroviny používají laserový paprsek o vysoké energii. Sintrovací metoda SLS využívá energeticky výkonného paprsku (laseru), který materiál spéká na hranici zrn a nepřekračuje teplotu tání materiálu. Laser dokáže vytvořit z prášku pevnou vrstvu, jenž se na umístěném stolku posune, vždy tak, aby se uvolnilo místo pro laser, který spéká další vrstvu prášku. Tento způsob vytváření

3D struktury nevyžaduje v průběhu samotného tisku žádnou další podporu materiálu, protože podporu poskytuje okolní prášek (viz obr.14).

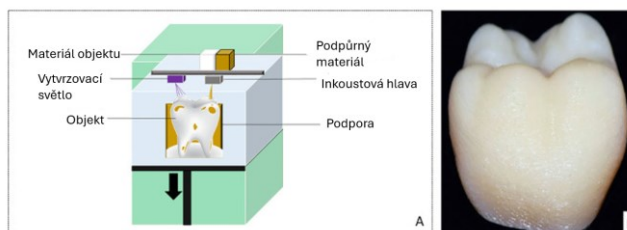


Obrázek 14 Průběh sintrování [78]

Tento proces se opakuje do té doby, dokud není požadovaný objekt zcela vytištěn. Výrobek se po dokončení spékání musí nechat vychladnout. Sintrování lze podle typu tisknutého materiálu rozdělit na tři typy tisku, a to na sintrování na bázi kovů (jemné kovové prášky například slitiny nerezové oceli nebo slitiny titanu), na bázi polymerů (jemnozrnny prášek termoplastických polymerů) a bázi keramiky. Do keramických prášků se často přidávají aditiva, která pomáhají modifikovat jejich vlastnosti a fungují jako tzv. pojiva. Nejčastěji se přidávají např. polymery nebo nízko tavitelné materiály na bázi kovů a sklo. Pomocí této metody se většinou vytvářejí nástroje pro vrtání a řezání ve stomatologii. Mezi výhody této metody patří dobré mechanické vlastnosti výsledného výrobku, nízké výrobní náklady, možnost využití autoklávatelných materiálů. Naopak mezi nevýhody této metody patří zejména zdravotní riziko, které je spojené s vdechováním práškových surovin a počáteční vyšší náklady. [78]

5.) Fotopolymerní tryskání

U této technologie 3D tisku se kombinují dvě techniky, a to dynamickou tiskovou hlavu a fotopolymerizovatelný polymer. Světločivný polymer je z inkoustové tiskové hlavy tryskán na tiskovou podložku a postupně se vytvrzuje (viz obr. 15).

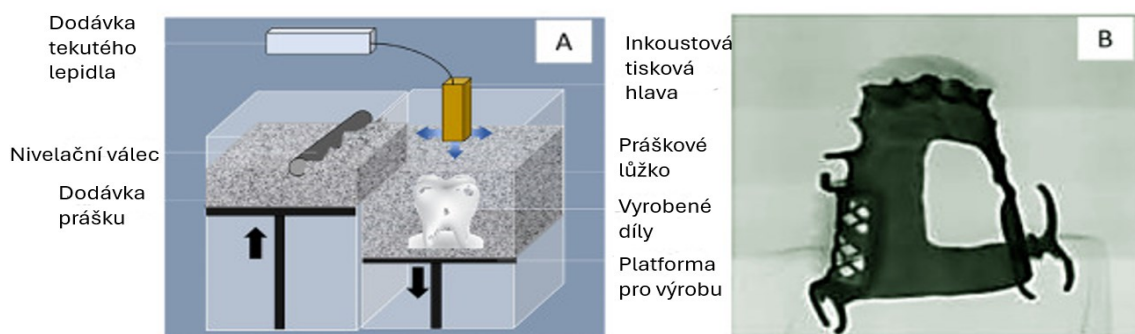


Obrázek 15 Fotopolymerní tryskání [78]

Pomocí křehkého podpůrného materiálu se vytiskne také nosná konstrukce, která se snadno odstraní. Tato technologie umožňuje tisk rozsáhlé škály pryskyřic a vosků pro odlévání. Pro tisk složitých a vysoce detailních výrobků s rozlišením ~16 mikronů, lze použít i pryžové materiály podobné silikonu. Tento tisk se používá zejména pro výrobu vrtacích nástrojů k dentálním implantátům nebo pro výrobu dentálních korunek a modelů pro anatomické studie. Mezi výhody této technologie patří rychlost tisku, hladkost vzniklého povrchu a nízké náklady. Naopak mezi nevýhody patří obtížné kompletní odstranění materiálu kvůli tuhému podkladu, podráždění pokožky a nemožnost tepelné sterilizace. [78]

6.) Tisk práškovými pojivy

Tato technologie je založena na využití kapičky tekutého lepidla v upravené inkoustové hlavě, která uvolňuje tyto kapičky. Inkoustová hlava uvolňuje kapičky tekutého lepidla, které pronikají do vrstvy prášku, která je umístěna pod ní (viz obr. 16).



Obrázek 16 Tisk práškovými pojivy [78]

Tento krok se opakuje doplňováním nové vrstvy prášku, dokud není vyroben konečný výrobek. Mezi hlavní využití této technologie je při tisku studijních odlitků nebo prototypů ve stomatologii. Vytisknuté výrobky jsou ale křehké a nepřesné. Protože se jedná o nízkonákladovou technologii, nachází tato technika uplatnění v aplikacích, které nevyžadují sterilizaci, jako je např. tisk již zmíněných studijních odlitků. [78]

7.) Počítačová axiální litografie

O adaptaci nových technologií pro 3D/4D tisk ve stomatologii je intenzivní zájem. Příkladem těchto nově vyvinutých systémů je objemový AM. Počítačová axiální litografie představuje technologii patřící mezi tzv. techniky volumetrického tisku a je lehce podobná s metodou DLP, jelikož obě metody používají jako zdroj světla pro fotopolymerizaci pryskyřice projektor. Rozdíl mezi počítačovou axiální litografií a ostatními běžnými tiskovými technikami spočívá v tom, že světelná polymerizace se na materiál aplikuje pod několika úhly, zatímco ostatní metody tisku AM využívají polymerizaci po vrstvách. Jinými

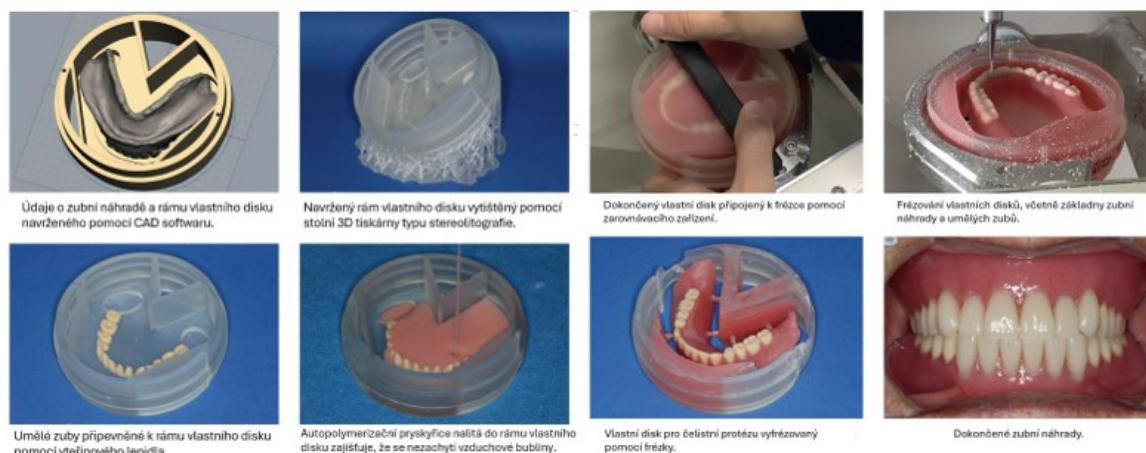
slovy, počítačová axiální litografie může vyrobit celý objekt najednou (nikoliv vrstvu po vrstvě). Výrobek je vytištěn pomocí promítání světla (se specifickou vlnovou délkou) obsahujícího velké množství 2D snímků (z různých úhlů objektu) do rotujícího kontejneru s obsahem vhodné pryskyřice. Proces fotopolymerizace umožňuje ve srovnání s jinými metodami tisknout složitější výrobky s lepší povrchovou úpravou, a to v kratším časovém úseku, tak např. výrobky v centimetrovém měřítku lze vytisknout během minuty. Výrobky vytištěné touto technikou lze snadno navrhnout pomocí CAD a uložit ve formátu stereolitografického souboru. Dosud se pro tuto techniku používali převážně pryskyřice s vysokou viskozitou nebo pevné materiály. Použití materiálů s nízkou viskozitou může v budoucnu umožnit tisk tkání. Je však zapotřebí provést další studie in vivo, aby bylo možné prozkoumat mechanické a chemické vlastnosti, snášenlivost a biokompatibilitu výrobků z fotopolymerizovaných pryskyřic, než budou doporučeny pro klinické aplikace. [78][80][81]

3.1. CAD/CAM

Technologie výroby dentálních produktů CAD/CAM má zkratku podle anglického slovního spojení: „computer-aided design/computer-aided manufacturing“. Vyroběním kompletních dentálních náhrad pomocí technologie počítačem podporovaného designu a počítačem podporované výroby (CAD-CAM) se zabývali již na konci 80. let první vědci jako Mormann, Duret a Rekow. [82][83][84] Na začátku vývoje byly schopné tyto technologie vyrobit pouze keramické otisky. Od té doby postupně probíhal vývoj jednotlivých materiálů a softwarových programů, tak aby se zlepšil digitální klinický pracovní postup. V dnešní době se nejčastěji používají systémy, mezi které patří např. PlanScan, Carestream nebo CEREC. Tyto systémy dokážou vyrobit různé protetické pomůcky, ke kterým se řadí inleje, onleje, korunky, abutmenty pro implantáty apod. [82][85]

Technologie CAD/CAM lze rozdělit do tří následujících kroků, jak je uvedeno na obr. XY:

1. Tvorba otisků pomocí softwaru spojeného s volně prodejným skenerem nebo intraorální kamerou.
2. Digitální zpracování dat pomocí programu pro ohraničení zubní preparace, okluze a zubní náhrady
3. Samotné frézování do bloku materiálu pomocí subtraktivních výrobních postupů



Obrázek 17 Fáze výroby zubní náhrady pomocí technologie CAD/CAM [86]

Mezi materiály používané při této technice patří:

- *Adhezivní keramika* – Právě sklokeramické kompozity byly vyvinuté jako první pro systémy CAD/CAM. Mají velký obsah skleněných složek a patří tak mezi nejprůsvitnější a nejestetičtější materiály. V dnešní době jsou na trhu dva typy keramiky, mezi které patří živcová keramika (Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, CEREC, Dentsply Sirona) a keramika vyztužená leucitem (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent, LRF, GC). Tyto materiály se používají zejména při výrobě částečné adhezivní výplně, jako jsou dýhy, onlay a overlay.
- *Lithiové disilikáty a lithiové silikáty vyztužené zirkoniem* – Do této skupiny patří sklokeramika se zlepšenými mechanickými vlastnostmi, např. lithiumsilikát s odolností proti ohybu až přes 350 MPa, což je výrazně vyšší hodnota než u předchozí sklokeramiky. Tento materiál je složen ze skleněné matrice, do které jsou vloženy malé jehličkovité krystaly o rozměrech přibližně 0,2-1 μm . Po vyfrézování musí být materiál podroben dvoustupňovému procesu – vypalovacímu cyklu v keramické peci po dobu 10 min, který zahrnuje úplnou krystalizaci a metakřemičitanu na disilikát lithný s nárůstem ohybových vlastností. Tento typ materiálů se používá zejména pro výrobu částečné adhezivní výplně, jako jsou dýhy, onlaye, overlaye a pro korunkové opravy. Dodává se od výrobců buď v předspékaných blocích (Vita Suprinity PC, Vita Zahn Fabrick), nebo v již ve spékaných blocích (Celtra Duo, Dentsply Sirona).
- *Pryskyřičné kompozitní materiály* – Tento typ materiálů je v poslední době velmi oblíbený právě v CAD/CAM technice. Od roku 2016 se používá materiál Brilliant Crios (Coltene/Whaledent; Coltène,). Tento materiál patří mezi vyztužené kompozity, které obsahují amorfní částice oxidu křemičitého a sklovité keramické částice barya, které jsou

vložené do zesíťované metakrylátové matrice. Pryskyřičné materiály se používají nejvíce pro onleje a overleje. Dále zde patří také estetický kompozit s pryskyřicí Tetric CAD, který má matici složenou z Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, skla a oxidu křemičitého. LuxaCam Composite je složen z kompozitní matrice z polymerů, které obsahují výplňové látky z křemičitého skla. Tyto materiály se používají na inleje, onleje, fazety, částečné korunky, korunky a můstky.

- *Hybridní keramika* – Patří mezi relativně novou kategorii materiálů pro CAD/CAM technologie. Tyto materiály mají sníženou křehkost a zvýšenou odolnost proti lomu. Tato keramika má vhodnější vlastnosti pro snadnější frézování. Nanokeramické pryskyřičné bloky obsahují kompozitní pryskyřici, která je spojena s keramickým plnivem a polymerní infiltrovanou keramickou sítí. Mezi příklady patří např. Lava Ultimate, Cerasmart, Block HC, Kutana Avencia Block. Tento materiál je vhodný pro inleje, onleje a korunky, a musí být adhezivním způsobem cementován ke struktuře zubu, a to jak pro překryvy, tak i pro povrchové úpravy korunky.
- *Zirkonium* – Zirkonium je heterogenní polykrystalická keramika, vyznačuje se vynikajícími mechanickými vlastnostmi a má velmi dobrou biokompatibilitu. Aplikace pro tento materiál jsou různé korunky a abutmenty pro implantáty. Mezi příklady patří zirkoniový blok Cerec, zirkonium Katana, Mazic Zir HT, Mazic Zir Ultra HT, LuxaCam Zircon HT Plus, IPS e.max a zirCAD.
- *Pryskyřice* – Pryskyřičné materiály pro CAD/CAM technologii jsou většinou na bázi poly(methyl), poly(ethylen) a bisakrylátové kompozitní pryskyřice. Dále se využívá i polymethylmetakrylát (PMMA), který je předpolymerizován bez použití plniv a skladován až do použití. Pryskyřičné materiály mají relativně nízkou mechanickou stabilitu kvůli větší nepřítomnosti dutin a nižšímu polymeračnímu smrštění. Mezi příklady těchto materiálů patří LuxaCam, ArtBlock Temp nebo TelioCAD. Tyto materiály se používají k výrobě celoplošných jednozubých a vícedílných provizorních náhrad. První opracovatelné pryskyřičné kompozity CAD-CAM byly vyrobeny pomocí polymerizace a jejich mechanické vlastnosti byly vylepšeny polymerací za různých teplot a tlaků ve srovnání s běžnými pryskyřičnými kompozity pro výplně. Do této technologie patří i virtuální protetický návrh s použitím specifických dentálních knihoven a fotografií. CAM/CAM technologie není časově náročná, což patří mezi benefity jak pro pacienta, tak pro laboranta. Softwarové programy CAD umožňují využívat nejnovější strategie pro výrobu dentálních náhrad s výbornou estetikou

a kvalitou. Pomocí digitální fotografie je také možné předvídat estetické výsledky ještě před výrobou zubní náhrady definitivních protéz. Díky již zmiňovaným digitálním zubním knihovnám CAD/CAM technologie zlepšuje přesnost ošetření, jelikož tyto knihovny mohou umožnit zubnímu laborantovi překrytí voskové obruby s návrhem definitivního uspořádání zubů. CAD/CAM technologie se také běžně používá při složitějších výrobních operacích, mezi které patří např. realizace kompletního zubního oblouku podepřeného implantáty. Naopak mezi nevýhody této technologie patří, že CAD-CAM kompozitní korunky cementované na lidský dentin mají tendenci se odchlípnout již do šesti měsíců od jejich umístění. Mimo to může dojít k fraktuře korunky nebo kompletnímu odštípnutí zubní náhrady. V dnešní době se pracuje na vývoji zlepšení mechanických vlastností CAD/CAM pryskyřičných kompozitů. [82][85][87]

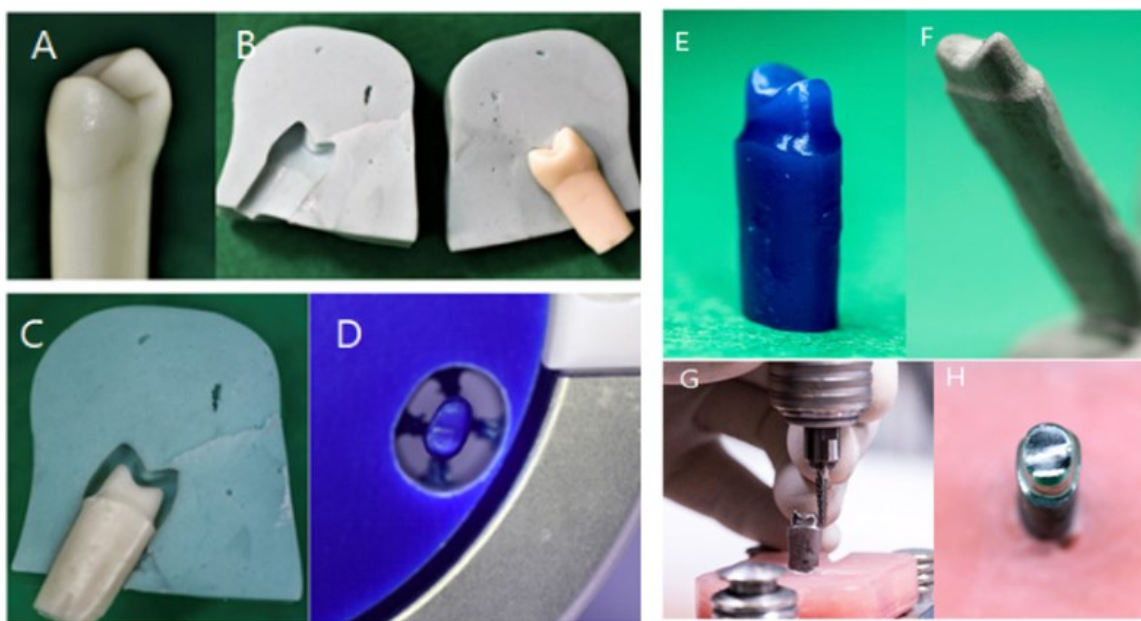
3.2. Odlévání dentálních slitin

V dentálních slitinách se do nedávna nejčastěji používal jako hlavní prvek zlato. Dentální slitiny, ale mohou podléhat korozi, což může mít za následek biologické, funkční a estetické změny, a také negativní vliv na celý organismus. Proto klinické použití slitin kovů ve stomatologii vyžaduje rozsáhlé testování jejich vlastností a složení. V dnešní době se vyrábějí slitiny zejména na bázi titanu, zlata, palladia, stříbra, niklu, kobaltu apod. V dentálních slitinách může být použito více než 25 prvků periodické tabulky prvků. Níže je uveden obrázek, který znázorňuje postupy výroby zubních implantátů z kovových slitin.



Obrázek 18 Schéma znázorňující postupy výroby zubních implantátů z kovových slitin [88] Odlévání je jednou z metod používaných k výrobě tvarových kusů složených z kovových materiálů. Může se rozdělit na odstředivé odlévání (v kontaktu se vzduchem) a indukční odlévání při tavení elektrickým obloukem (za tepla v atmosféře řízené argonem), nicméně se v dnešní době již více používají tzv. aditivní výrobní technologie, které nabízejí

alternativu ke konvenčním metodám odlévání a subtraktivní výroby, tzn. při výrobě, při které výsledný výrobek vznikne jeho postupným ubíráním, typickým příkladem takového zpracování je obrábění. Postup výroby dentální slitiny přímo pro daného pacienta je složen z několika dílčích kroků. Při výrobě jedné korunky se používá metoda tzv. ztraceného vosku. Stomatolog připraví přirozený zub tím, že obrousí nemocnou část a ponechá pouze část zubu. Následně vytvoří otisk, dle kterého se poté odlíje tzv. kamenný model. Jakmile tento kámen ztvrdne, vytvoří tzv. pozitivní repliku. Na tento model se ručně nanese vosk pro část zubu, která bude nahrazena slitinou. K voskovému vzoru se připojí tzv. vtok. Voskový vzor a vtokový model se vloží do teplovzdušného materiálu, který ztvrdne a umístí se do pece. Vosk se roztaví a odpaří, a tím vznikne prázdné místo. Zubní slitina se postupně za tepla odlévá do prázdného prostoru, čímž se kopíruje voskový vzor. Vnitřní obrysy odlévané slitiny se shodují s vnějším povrchem připraveného "pahýlu". To umožňuje, aby výplň seděla tak, jak má, a tím obnovuje žvýkací funkci. Od metody klasického odlévání dentálních slitin se v dnešní době již upouští kvůli tomu, že je více závislá na výrobních schopnostech technika, a používají se tak spíše aditivní výrobní techniky nebo přímo softwarově řízená technologie CAD/CAM. [89][90][91] Níže na obrázku č.19 je znázorněn proces ztraceného vosku s popisem: A – akrylový zub druhého premoláru horní čelisti, B – tmelový index před preparací, C – kontrola preparace pomocí indexu, D - zakřivení voskového bloku s použitím CAD-CAM, E - voskový vzor preparovaného zubu, F - odlévání matrice, G - úprava preparátu s použitím měřidla a zubní frézy se zúžením 4°; H - zápusťka Co-Cr. [31]



Obrázek 19 Metoda ztraceného vosku [31]

3.3. Úprava povrchů dentálních materiálů

Dentální materiály musí čelit nejrůznějším vnějším vlivům, které je mohou oslabovat, a proto se často upravuje jejich povrch tím, že se potáhne odolným povlakem. Díky tomuto povlaku se zvyšuje výkonnost a životnost dentálních materiálů. Mezi používané povrchy patří např. biokompatibilní povrchy s bioinertními povlaky, které snižují odmítnutí implantátů způsobené korozi nebo opotřebením povrchu dentálního materiálu. [92][93][94]

3.3.1. Úprava povrchů dentálních materiálů pomocí titanových a zirkoniových povlaků

V nedávné době se začal rozvíjet vývoj nanášení hydroxyapatitu (HA). Pro zvýšení přilnavosti HA se používají povlaky z materiálů, mezi které patří Ti, TiO₂, SiO₂, TiN, ZrN, SiC a TiAlVN. K nanášení povlaků je možné využití různých výrobních technik, mezi které se řadí magnetronové naprašování (vytváří povlaky s nejvyšší přilnavostí), žárové naprašování, izostatické lisování, pulzní laserové nanášení, nanášení plazmovým nástřikem, potažení sol-gelem, ponořením do povlaku a tepelné stříkání. Díky nanášení tvrdých povlaků (TiN, TiN/TiC a ZrN) se výrazně zvýšila životnost běžných materiálů, např. nerezové oceli, a zlepšily se jejich mechanické, tribologické a biokompatibilní vlastnosti. Již zmiňovaný nitrid zirkonia (ZrN) představuje typ keramiky s vysokou tvrdostí a odolností proti korozi, která se používá jako povlak na povrchy, které odolávají vysokému opotřebením, a je tak alternativním kandidátem při nahrazení konvenčních povrchových úprav. Často se také využívá vrstva zirkonia jako mezivrstva mezi substrátem a nitridem zirkonia, aby snížila zbytkové napětí, zvýšila adhezi a odolnost proti korozi. Ve stomatologii se také využívají oxidy zirkonia, které velmi zvyšují výslednou biokompatibilitu dentálního materiálu. Příkladem konkrétního použití je povlak Nitrid titanu (TiN), který se využívá zejména pro aplikace odolávající oxidaci při vysokých teplotách. V posledních letech v oblasti konstrukce materiálů pro dentální aplikace byly za důležité parametry zvoleny adheze, odolnost proti opotřebením a korozi a biokompatibilita. Hlavní strategie používaná k omezení nebo snížení koroze dentálních implantátů ve vztahu k vyvinutým slitinám, je úprava jejich složení, přičemž hlavním cílem je vytvořit materiál, který může dosáhnout pasivity (tvorba vysoce stabilního oxidového filmu), která výrazně omezuje nežádoucí korozní procesy. [92]

3.3.2. Úprava povrchů dentálních materiálů pomocí hydrogelových povlaků

Hydrogely představují trojrozměrné sítě hydrofilních polymerů, jež dokáží pojmout velký objem vody, při současném zachování strukturální integrity. Jedná se tedy o jakousi

propustnou pevnou látku, ve vodě nerozpustnou. Nejčastěji ji tvoří trojrozměrná síť přírodních nebo syntetických polymerů, díky čemuž absorbuje velké množství vody nebo biologických tekutin. Hydrogely lze rozdělit do dvou kategorií podle typu síťování: fyzikálně a chemicky síťované hydrogely. Hydrogely lze mimo jiné rozdělit na základě jejich původu, například na přírodní nebo syntetické polymery. Mezi přírodní polymery pro přípravu hydrogelů patří kyselina hyaluronová, chitosan, heparin, alginát, želatina a fibrin, zatímco mezi běžné syntetické polymery patří polyvinylalkohol, polyethylenglykol, polyakrylát sodný, akrylátové polymery a jejich kopolymery. Hydrogely mohou být rozděleny na kovové a nekovové a běžně se syntetizují solgelovou metodou, včetně gelování roztoku koloidních prášků, hydrolyzou a polykondenzací prekurzorů (tj. alkoxidů nebo jiných látek), které se používají pro výrobu gelů. Ve stomatologii se hydrogely používají jako tzv. nátěrové nebo nástřikové materiály, protože mají vysokou porozitu a tím i velký specifický povrch. V tomto odvětví se mezi nejčastěji používané hydrogely řadí polyethylenglykol, hydrogel kyseliny polyakrylové, hydrogel karboxymethylcelulózy nebo polykaprolakton. [93]

- *Antibakteriální hydrogelové povlaky*

Polymery se používají pro nanášení antibakteriálních hydrogelových povlaků z důvodu prevence bakteriálního růstu na dentálních výrobcích v ústech. Jako příklady lze uvést kopolymery např. kyseliny akrylové, alkylmetakrylátu a polydimethylsiloxanu, lipozomy potažené pektinem a karbopol. [93][94]

- *Hydrogelové povlaky pro prevenci zubní eroze*

Různé nápoje, které pacienti konzumují, mohou způsobit zubní erozi a následně zubní kaz. Erozivní demineralizace skloviny má za následek změkčení a následné zdrsnění povrchu. Z tohoto důvodu se používají právě polymerní povlakové systémy jako dentálních materiálů. Složení těchto povlaků bývá nejčastěji tvořeno alginátem propylenglykolem, vysoce esterifikovaným pektinu, arabské gumy nebo chitosanu. [93][94]

- *Hydrogelové povlaky ve výplňovém zubním lékařství*

Ve stomatologii může u kompozitních výplní docházet k několika negativním vlivům, mezi které patří polymerní smršťování, sekundární kaz nebo lámání výplňového materiálu. Kromě toho mnoho výplňových materiálů (např. pryskyřice a kompozity) shromažďují více nežádoucího biofilmu než jiné výplňové materiály (např. amalgám a dentální výplňové cementy). Aby se předešlo zmíněným negativním vlivům, používají se tzv. dentální adheziva, mezi které se řadí např. dopamin-metakrylát, 2-methoxyethylakrylát,

polykarboxylát zinku, kyselina akrylová, alkylmetakrylát a polydimethylsiloxanový kopolymer nebo karbopol. [93][94]

3.3.3. Úprava povrchů dentálních implantátů

Oseointegrace implantátů z titanových slitin používaných pro zubní, kraniofaciální a ortopedické účely souvisí s jejich složením a drsností povrchu. Aby se vhodně upravil povrch implantátu, používají se metody, mezi které patří např. plazmový nástřik, pískování, leptání kyselinou, anodizací a kalciumfosfátové povlaky. Kromě zmíněných postupů se využívá i úprava povrchu pomocí vysokopevnostních vláken a komplexních plniv včetně hydroxyapatitu nebo antimikrobiální inkorporace prostřednictvím termosetových polymerů. Díky tomu může být implantát úspěšně osseointegrován. Již zmiňovaný hydroxyapatit patří mezi tzv. funkční biokeramiku, která se nanáší na zubní materiál, a díky tomu zvyšuje jeho stabilitu a mechanické vlastnosti. Potahování HA dále zlepšuje distribuci hojivých buněk, jako jsou fibroblasty a osteoblasty do implantátu. Používají se také povlaky titanu s nano-hydroxyapatitem a nanovlákný polykyseliny mléčné, glykolové a kolagenu. [93][94]

3.3.4. Úprava povrchů dentálních materiálů pro snížení koroze

Korozi lze charakterizovat jako difuzní mezifázový proces přenosu elektronů, který probíhá na povrchu kovů a je důležitým faktorem biokompatibility. Například nikl uvolňovaný z ortodontických drátů z nerezové oceli je známým alergenem, nebo titan a jeho slitiny v dentálních materiálech mohou způsobit tmavé zbarvení v okolí implantátu, a právě nejen z těchto důvodů je nutné modifikovat povrch materiálů, které těmto jevům mohou podléhat. Za účelem snížení koroze těchto materiálů se používají např. modifikované polymerní filmy, mezi které mohou být zařazeny např. nanokompozit polypyrol/hydroxyapatit, polyamid, polyetheretherketon, polytetrafluoretylen, oxid grafenu/HA, hexamethylsilazan a nanočástice fullerenu podobné disulfidu wolframu. Mezi další výhody u těchto povlaků patří také povrchové úpravy vzniklých vad na dentálních materiálech. [93][94]

3.3.5. Úprava povrchů dentálních materiálů pro snížení tření

Třecí síla je důležitým faktorem ve stomatologii, zejména při ortodontickém ošetření, protože vede ke ztrátě aplikované síly a postupně ke snížení mechanických vlastností dentálních materiálů. Ke snížení třecí síly a tím opotřebením materiálu se používají povlaky na bázi grafenového filmu nebo některých hydrogelů např. zwitteriontové polymerní filmy, jenž snižují tření až o 80 %. Hydrogely však musí být používány opatrně, protože výslednou

sít' nelze přetvářet a/nebo měnit její velikost, jelikož polymer již není rozpustný v rozpouštědlech. [93][94]

DISKUZE

Biomateriály jsou v dnešní době mnohem častěji používány pro náhrady různých částí těla. Vyvinuly se postupně od 60. let minulého století od tzv. první generace biomateriálů (např. titanové a ocelové implantáty). [2] Následně se vyvinula tzv. druhá generace biomateriálů, ve které byla významná výroba bioaktivní keramiky a bioskla. [15] V období vývoje třetí generace biomateriálů se vědci věnovali zejména zvyšování biologické aktivity a zlepšování vstřebávání těchto materiálů. Jednalo se nejvíce o polymery. [16] Čtvrtá generace se aktuálně vyvíjí. Jedná se o generaci biomateriálů, které mohou monitorovat extracelulární a intracelulární elektrické procesy, jež jsou klíčové pro pochopení intra- a intercelulárních signálů, ale i k pochopení buněčné komunikace skrze velké sítě (např. polypyrrol). [17]

Biomateriály lze rozdělit podle původu na přírodní a syntetické, podle makrostruktury na husté a porézní, a podle chemického složení na kovy, keramiku, polymery a kompozity. [22][23][24] Biomateriály se v odvětví stomatologie postupně rozvíjí. Na dentální materiály jsou kladeny požadavky dle specifických vlastností. Jsou studovány biologické vlastnosti, zejména biokompatibilita a interakce materiálů s tkání a senzibilizace a alergie. [3] Dále jsou studovány chemické vlastnosti, mezi které patří například koroze a pasivita. K dalším probíraným vlastnostem patří fyzikální vlastnosti, kde je zhodnocena hustota a tepelné vlastnosti dentálních materiálů. Mechanické vlastnosti dentálních materiálů jsou velmi obsáhlé a patří zde pevnost, tvrdost, abrazivní odolnost, pružnost a křehkost, únava, tažnost a kujnost, tuhost a únava. V neposlední řadě je dentálních materiálů klíčové pochopení viskoelastických vlastností. Dentální materiály se dělí podle použití na hlavní a pomocné. U hlavních materiálů bylo zjištěno, že se využívají zejména k přípravě zubních náhrad fixních (implantáty), snímacích, nebo jiných stomatologických pomůcek jako jsou např. zubní plomby. [3][4] Kdežto pomocné dentální materiály se využívají zejména k přípravě dentálních implantátů nebo např. k výrobě rovnátek. Mezi tyto materiály patří otiskovací, modelovací, dublovací a formovací hmoty, modelovací materiály, izolační prostředky, brusné materiály a nástroje, materiály a nástroje na leštění apod. [3][4] Podle chemického složení lze dentální materiály rozdělit na polymery, keramiku, kovy a kompozity. Polymery se vyznačují velkým rozvojem v poslední době. U polymerů byly studovány následující látky: kyselina polyglykolová, kyselina polyglycerolsebaková, polypropylenfumarát, poly- ϵ -kaprolakton, polyvinylalkohol, polystyren, akrylonitril-butadien-styren, polymethylmetakrylát, polykarbonát, polyamid, polyether-etherketon, epoxidová pryskyřice, polylaktid, matrigel, kolagen, fibronectin, fibrin a fibrinogen, chitosan, alginát a agarosa. [62][63][67] Druhou skupinu dentálních materiálů představuje keramika, jež dle

definice se jedná o jakýkoli materiál vyrobený z nekovového materiálu obvykle zpracováváný vypalováním při vysoké teplotě za účelem dosažení žádoucích vlastností. K používaným keramickým materiálům patří např. sklokeramika, oxidová keramika a keramika s obsahem polymerů. [58] Další skupinou dentálních materiálů jsou kovy a jejich slitiny, které se používají téměř ve všech odvětvích zubního lékařství. Jsou používány zejména titan a jeho slitiny, slitiny kobaltu, nerezová ocel, zlato a jeho slitiny a amalgám. [71] Poslední skupinu dentálních materiálů představují kompozity, které byly vyvinuty zejména díky použití směsí více materiálů s využitím jejich kompatibilní povahy a nazývají se biokompozity. Používají se zejména skloionomerní cementy, pryskyřičné kompozity a dentální sádra. [75][76]

Velkým rozvojem prochází i samotná technologie výroby dentálních materiálů. K velmi žádanému typu bezpochyby patří technologie 3D tisku, pomocí které lze připravit personalizované dentální výrobky. [78][79] K nejpoužívanějším typům 3D tisku patří stereolitografie, digitální světelná projekce, modelování metodou tavené depozice, selektivní laserové spékání, fotopolymerní tryskání, tisk práškovými pojivy a počítačová axiální litografie. [78] Další hojně používaná metoda, která se v dnešní době používá v oblasti zpracování dentálních materiálů je technologie CAD/CAM. Pomocí této technologie je možné zpracovávat např. adhezivní keramika, lithiové disilikáty a lithiové silikáty vyztužené zirkoniem, pryskyřičné kompozitní materiály, hybridní keramika, zirkonium a pryskyřice. [82][85][87] K dnes již méně používaným technologiím patří odlévání dentálních slitin. V současné době se slitiny vyrábí nejčastěji na bázi titanu, zlata, palladia, stříbra, niklu, kobaltu apod. [89][90] Poslední možnou úprava dentálních materiálů je ta povrchová, která prodlužuje životnost a použití dentálních materiálů, ale také např. vůči korozi, snížení tření apod. Nejčastěji se povrchy upravují povlakováním pomocí titanových, zirkoniových a hydrogelových povlaků. [60][93][94]

ZÁVĚR

V této bakalářské práci bylo cílem představit materiály užívané v medicíně. Proto byly v této práci studovány biomateriály se zaměřením na dentální materiály a technologie jejich zpracování. Biomateriály byly popsány nejprve obecně s náhledem do jejich historie. Rovněž bylo rozebráno chemické a fyzikální složení biomateriálů. Bylo zjištěno, že na biomateriály jsou kladeny specifické požadavky dle jejich aplikace. Mimo biomateriály se práce detailněji zabývá problematikou dentálních materiálů. Ve stomatologii se jedná spíše o materiály, které se využívají jako náhrada chybějících částí v tvrdých a měkkých tkáních v ústech, které mohou pacientovi zlepšit žvýkací, hlasové a estetické funkce. Konkrétně se dentální materiály nejvíce vyvinuly ve 20. století. Problematika dentálních materiálů byla rozebrána z pohledu mechanických, fyzikálních, viskoelastických, chemických a biologických vlastností. Jednou z nejdůležitějších vlastností dentálních materiálů je biokompatibilita, která byla důsledně popsána. Zubní materiály byly následně rozděleny podle použití na hlavní (různé implantáty, snímací materiály, zubní výplně apod.) a pomocné (materiály, které jsou potřebné k tvorbě dentálních implantátů nebo např. k výrobě rovnátek). Dále byly rozděleny a detailně rozepsány podle chemického složení na polymery, keramiku, kovy a biokompozity. Kromě již zmíněných materiálů se tato práce zabývala dostupnými technologiemi zpracování dentálních materiálů. Nejrozsáhleji byl rozebrán 3D tisk, tedy metoda tzv. aditivní výroby produktů s předdefinovanými rozměry, která patří mezi průmyslové technologie vyvíjené během posledních 40 let. Tento způsob výroby se využívá v dnešní době velmi často v různých odvětvích. Byly popsány základní typy 3D tisku. Dále byla zmíněna metoda selektivního laserového spékání (sintrování) (SLS). Následně byla podrobně popsána technologie CAD/CAM, odlévání dentálních slitin a povrchová úprava dentálních materiálů. [75][76]

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] WILLIAMS, R. L., P. J. DOHERTY, D. G. VINCE, G. J. GRASHOFF a D. F. WILLIAMS, 1989. The biocompatibility of silver. *Critical reviews in biocompatibility*. **5**(3), Pages 205 - 243 [cit. 2024-05-08].
- [2] KUHN PHD, Liisa T., 2005. 6 - BIOMATERIALS. In: *Introduction to Biomedical Engineering* [online]. Second Edition. Boston: Academic Press, Pages 255-312 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-238662-6.50008-2>
- [3] HUBÁLKOVÁ, Hana a KRŇOULOVÁ, Jana. 2009. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Zubní lékařství. Praha: Galén, ISBN 9788072625819.
- [4] HOSSAIN, Nayem et al. 2023. Recent development of dental implant materials, synthesis process, and failure – A review. *Results in Chemistry* [online]. vol. 6, s. 101136. ISSN 2211-7156. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211715623003752>.
- [5] NICHOLSON, John W., 2020. *The Chemistry of Medical and Dental Materials* [online]. Second. The Royal Society of Chemistry [cit. 2024-05-08]. ISBN 978-1-78801-530-1. Dostupné z: <https://app-knovel-com.proxy.k.utb.cz/kn/resources/kpCMDME004/toc>
- [6] MARIN, Elia, 2023. History of dental biomaterials: biocompatibility, durability and still open challenges. *Heritage Science* [online]. **11**(1), 207 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s40494-023-01046-8>
- [7] VALLITU, Pekka K. et al., 2020. Biomaterial and implant induced ossification: in vitro and in vivo findings. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine* [online]. **14**(8), Pages 1157-1168 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/term.3056>
- [8] Ansari, Z.; Kalantar, M.; Soriente, A.; Fasolino, I.; Kharaziha, M.; Ambrosio, L.; Raucci, M.G. 2020, In-Situ Synthesis and Characterization of Chitosan/Hydroxyapatite Nanocomposite Coatings to Improve the Bioactive Properties of Ti6Al4V Substrates. *Materials*, **13**, 3772. <https://doi.org/10.3390/ma13173772>
- [9] KARUNAKARAN, Harini, Jogikalmat KRITHIKADATTA a Mukesh DOBLE. 2023 Local and systemic adverse effects of nanoparticles incorporated in dental materials- a critical review. *The Saudi Dental Journal* [online]. vol. 36, no. 1, s.

158. ISSN 1013-9052. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013905223001736>.
- [10] TSUKADA, Gakuji et al., 2014, Bending strength of zirconia/porcelain functionally graded materials prepared using spark plasma sintering. *Journal of Dentistry* [online]. vol. 42, no. 12, s. 1569-1576. ISSN 0300-5712. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571214002735>.
- [11] MARTINSUO, Miia a Toni LUOMARANTA, 2018. Adopting additive manufacturing in SMEs: exploring the challenges and solutions. *Journal of manufacturing technology management* [online]. **29**(6), Pages 937 - 957 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1108/jmtm-02-2018-0030>
- [12] Basgul, C., Yu, T., MacDonald, D.W. et al. 2018 Structure–property relationships for 3D-printed PEEK intervertebral lumbar cages produced using fused filament fabrication. *Journal of Materials Research* **33**, 2040–2051. <https://doi.org/10.1557/jmr.2018.178>
- [13] D'URSO, Paul S. et al. 1999, Cerebrovascular biomodelling: a technical note. *Surgical Neurology* [online]. vol. 52, no. 5, s. 490-500. ISSN 0090-3019. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0090301999001433>.
- [14] WANG, M a W BONFIELD, 2001. Chemically coupled hydroxyapatite–polyethylene composites: structure and properties. In: *Biomaterials* [online]. 22. Elsevier, Pages 1311-1320 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00283-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00283-0)
- [15] BULLOUGH, W.A., K WORDEN a J HAYWOOD, 2003. Chapter 9 Smart Biomaterials. In: *Smart Technologies* [online]. World Scientific, Pages 221-248 [cit. 2024-05-08]. ISBN 978-981-02-4776-8. Dostupné z: https://app-knovel-com.proxy.k.utb.cz/web/view/pdf/show.v/rcid:kpST000006/cid:kt0046OWB3/viewerType:pdf//root_slug:9-smart-biomaterials---out-smarting-the-bodys-defense-systems-and-other-advances-in-materials-for-medicine/url_slug:smart-biomaterials-out?cid=kt0046OWB3&b-toc-cid=kpST000006&b-toc-title=Smart%20Technologies&b-toc-url-slug=smart-biomaterials-out
- [16] HENCH, Larry L. a Julia M. POLAK, 2002. Third-Generation Biomedical Materials. *Science* [online]. **295**(5557), Pages 1014-1017 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://www.science.org/doi/10.1126/science.1067404>

- [17] NING, Chengyun, Lei ZHOU a Guoxin TAN. 2016. Fourth-generation biomedical materials. *Materials Today* [online]. vol. 19, no. 1, s. 2-3. ISSN 1369-7021. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S136970211500379X>.
- [18] BASU, Bikramjit et al. 2022. Biomaterialomics: Data science-driven pathways to develop fourth-generation biomaterials. *Acta Biomaterialia* [online]. vol. 143, s. 1-25. ISSN 1742-7061. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706122001039>.
- [19] KUHN PHD, Liisa T., 2012. Chapter 5 - Biomaterials. In: *Introduction to Biomedical Engineering* [online]. Third Edition. Boston: Academic Press, Pages 219-271 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780123749796000058>
- [20] EHRLICH, Hermann, Thomas HANKE, Paul SIMON, et al., 02/2010. Carboxymethylation of the fibrillar collagen with respect to formation of hydroxyapatite. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* [online]. **92B**(2) [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi-org.proxy.k.utb.cz/10.1002/jbm.b.31551>
- [21] G, Gayathry, Manoj KOMATH a Shiny VELAYUDHAN, 2022. 2 - Biomaterials for medical products. In: *Biomedical Product and Materials Evaluation Standards and Ethics* [online]. P.V. Mohanan, Woodhead Publishing, Pages 25-62 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-823966-7.00012-8>
- [22] SAKAGUCHI, Ronald L. a John M. POWERS, 2012. Chapter 7 - General Classes of Biomaterials. In: *Craig's Restorative Dental Materials* [online]. Thirteenth Edition. Saint Louis: Mosby, Pages 135-146 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-08108-5.10007-6>
- [23] BANDYOPADHYAY, Amit a Susmita BOSE, 2013. *Characterization of Biomaterials* [online]. Amsterdam: Elsevier [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/C2011-0-04481-2>
- [24] CHELU, Mariana a Adina Magdalena MUSUC, 2023. Advanced Biomedical Applications of Multifunctional Natural and Synthetic

- Biomaterials. *Processes* [online]. **11**(9), 2696 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/pr11092696>
- [25] ULLAH, Saleem a Xin CHEN. 2020. Fabrication, applications and challenges of natural biomaterials in tissue engineering. *Applied Materials Today* [online]. vol. 20, s. 100656. ISSN 2352-9407. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352940720301049>.
- [26] UCAR, Buket. 2021. Natural biomaterials in brain repair: A focus on collagen. *Neurochemistry International* [online]. vol. 146, s. 105033. ISSN 0197-0186. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0197018621000796>.
- [27] PURK, J. H. 2017. *Material-tissue interfacial phenomena* [online]. Paulette SPENCER a Anil MISRA. Woodhead Publishing. 8 - Morphologic and structural analysis of material-tissue interfaces relevant to dental reconstruction. 205-229 s. ISBN 9780081003305. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100330-5.00008-X>
- [28] MATEU-SANZ, Miguel et al. 2023. Redefining biomaterial biocompatibility: challenges for artificial intelligence and text mining. *Trends in Biotechnology* [online]. ISSN 0167-7799. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167779923002895>.
- [29] MESSER, R. a J. WATAHA. 2002. *Encyclopedia of materials: Science and technology* [online]. K. H. Jürgen BUSCHOW et al. Oxford: Elsevier. Dental Materials: Biocompatibility. 1-10 s. ISBN 9780080431529. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B0-08-043152-6/01843-X>
- [30] Goldstep Fay, 2018. Bioactivity in restorative dentistry: A user's guide. *Roots. International magazine of endodontics*, issue 2/2018, vol 142193-4673, issn 2193-4673.
- [31] TAJZIEHCHI, Gelareh, Homeira ANSARILARI a Kourosch AFSHAR. 2023. Effect of the CAD-CAM and lost-wax framework fabrication techniques on the fracture strength of porcelain in metal-ceramic restorations. *Dental and Medical Problems*. vol. 60, no. 2, s. 303-309. Dostupné z: <https://doi.org/10.17219/dmp/146246>

- [32] URBAN, Karel, STRNAD, Zdeněk. 2000. Bioaktivní sklokeramika nahrazující kost : Neživé náhrady srůstající s živou tkání. *Vesmír*. 1. 1. č. 79, s. 130-133
- [33] GOUVEIA, Zach, Yoav FINER a J. Paul SANTERRE. 2022. Towards the development of biostable dental resin systems - design criteria and constraints beyond ester-free chemistries. *Dental Materials* [online]. vol. 38, no. 12, s. 1827-1840. ISSN 0109-5641. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564122002779>.
- [34] FRANCA, Cristiane Miranda et al. 2022. In-vitro models of biocompatibility testing for restorative dental materials: From 2D cultures to organs on-a-chip. *Acta Biomaterialia* [online]. vol. 150, s. 58-66. ISSN 1742-7061. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706122004627>.
- [35] WATAHA, John C. 2001. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. vol. 86, no. 2, s. 203-209. ISSN 0022-3913. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239130182535X>.
- [36] Scaffolds and cells for tissue regeneration: different scaffold pore sizes—different cell effects, 2015. *Cytotechnology* [online]. **68**(2016), Pages 355–369 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10616-015-9895-4>
- [37] BROUNS, Joyce E. P. a Patricia Y. W. DANKERS. 2020. Introduction of Enzyme-Responsivity in Biomaterials to Achieve Dynamic Reciprocity in Cell–Material Interactions. *Biomacromolecules* [online]. vol. 22, no. 1, s. 4-23. ISSN 1525-7797. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1525779721000660>.
- [38] KRAEHENBUEHL, Thomas P., Lino S. FERREIRA, Alison M. HAYWARD, et al., 2011. Human embryonic stem cell-derived microvascular grafts for cardiac tissue preservation after myocardial infarction. *Biomaterials* [online]. **32**(4), Pages 1102-1109 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.10.005>
- [39] IBRAHIM, Mohamed S., Noha A. EL-WASSEFY a Dina S. FARAHAT. 2017. *Biomaterials for oral and dental tissue engineering*[online]. Lobat TAYEBI a Keyvan MOHARAMZADEH. Woodhead Publishing. 8 -

- Biocompatibility of dental biomaterials. Pages 117-140 ISBN 9780081009611.
Dostupné
z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780081009611000086>
- [40] ČSN EN ISO 10993-5 (855220) Biologické hodnocení zdravotnických prostředků - Část 5: Zkoušky na cytotoxicitu in vitro. 01/2010.
- [41] ČSN EN ISO 7405 (856301) Stomatologie - Hodnocení biologické snášenlivosti zdravotnických prostředků používaných ve stomatologii. 06/2019.
- [42] ČSN EN ISO 10993-1 (855220) Biologické hodnocení zdravotnických prostředků - Část 1: Hodnocení a zkoušení v rámci procesu managementu rizik. 04/2021.
- [43] OHLSSON, Ella et al. 2024 In-vitro-cytotoxicity of self-adhesive dental restorative materials. *Dental Materials* [online]. vol. 40, no. 4, s. 739-746. ISSN 0109-5641. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564124000290>.
- [44] SILVA, Anderson a Athos Henrique PLAINE. Electrochemical corrosion study of biomaterials: A bibliometric study based on co-word analysis. *Results in Engineering* [online]. 2023, vol. 20, s. 101489. ISSN 2590-1230. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rineng.2023.101489>
- [45] JOSKA, L., M. MAREK a J. LEITNER, 2005. The mechanism of corrosion of palladium–silver binary alloys in artificial saliva. *Biomaterials* [online]. **26**(14), Pages 1605-1611 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.05.018>
- [46] Vavříčková L., Dostálová T., Vahalová D. 2008. Dentální slitiny kovů Část I.: Dělení dentálních slitin, fyzikální a chemické vlastnosti (Souborný referát). *Čes. stomatol. Prak. zub. lék.*, vol 108, ISS 2, P. 39-46
- [47] UPADHYAY, Deepti et al. 2006. Corrosion of alloys used in dentistry: A review. *Materials Science and Engineering: A* [online]. vol. 432, no. 1, s. 1-11. ISSN 0921-5093. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921509306005375>.
- [48] SAKAGUCHI, Ronald, John POWERS a Jack FERRACANE, 2019. Chapter 5 - Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: *Craig's Restorative Dental Materials* [online]. Fourteenth Edition. Philadelphia: Elsevier, Pages 69-89 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-47821-2.00005-6>

- [49] SAKAGUCHI, Ronald L. a John M. POWERS, 2012. In: *Craig's Restorative Dental Materials* [online]. Thirteenth Edition. Mosby, Pages 33-81 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-08108-5.10004-0>
- [50] V. S., Savvin, 2024. Density and Molar Volume of Liquid Amalgams of Thallium, Lead, and Bismuth autor Savvin, V. S. High temperature, 06/2023, *THERMOPHYSICAL PROPERTIES OF MATERIALS* [online]. **61**(3), Pages 339 - 343 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi-org.proxy.k.utb.cz/10.1134/S0018151X23030161>
- [51] ČSN EN ISO 6507-4 (420374) *Kovové materiály - Zkouška tvrdosti podle Vickerse - Část 4: Tabulky hodnot tvrdosti*. 08/2018.
- [52] ČSN EN ISO 4545-1(420376) *Kovové materiály - Zkouška tvrdosti podle Knoop - Část 1: Zkušební metoda*. 04/2024.
- [53] ČSN EN ISO 6506-1(420359) *Kovové materiály - Zkouška tvrdosti podle Brinella - Část 1: Zkušební metoda*. 04/2015.
- [54] ČSN EN ISO 6508-1(420360) *Kovové materiály - Zkouška tvrdosti podle Rockwella - Část 1: Zkušební metoda*. 06/2017.
- [55] Holík P., Morozova Y., 2018. Opatření tvrdých zubních tkání a metody jeho hodnocení. *Prakt. zub. lékařství*, roč 66, č. 4, s. 43–49. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/ceska-stomatologie/2018-4-25/opotrebeni-tvrдых-zubnich-tkani-a-metody-jeho-hodnoceni-107857/download?hl=cs>
- [56] SAKAR-DELIORMANLI, A. a M. GUDEN, 2006. Microhardness and fracture toughness of dental materials by indentation method. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* [online]. **76B**(2), Pages 257 - 264 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30371>
- [57] MAKVANDI, Pooyan et al. 2020. Polymeric and inorganic nanoscopic antimicrobial fillers in dentistry. *Acta Biomaterialia* [online]. vol. 101, s. 69-101. ISSN 1742-7061. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706119306373>.
- [58] TSOI, James K.H., 2019. In: *Advanced Dental Biomaterials* [online]. Woodhead Publishing, Pages 55-78 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102476-8.00004-9>
- [59] JAGHSI, Ahmad Al. 2023. Double-crown-retained removable dentures: Types and clinical application. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. ISSN

- 0022-3913. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391323006984>.
- [60] LIU, Hui et al. 2023. Design and additive manufacturing of root analogue dental implants: A comprehensive review. *Materials & Design* [online]. vol. 236, s. 112462. ISSN 0264-1275. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0264127523008778>.
- [61] ČESKÝ NORMALIZAČNÍ INSTITUT. *ČSN EN ISO 10993-5 (855220) Biologické hodnocení zdravotnických prostředků - Část 5: Zkoušky na cytotoxicitu in vitro*. 2010.
- [62] SALEHI-NIK, Nasim et al. 2017. *Biomaterials for oral and dental tissue engineering*[online]. Lobat TAYEBI a Keyvan MOHARAMZADEH. Woodhead Publishing. 3 - Polymers for oral and dental tissue engineering. 25-46 s. ISBN 9780081009611. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780081009611000037>
- [63] JOCKUSCH, Julia a Mutlu ÖZCAN, 2020. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications autor JOCKUSCH, Julia; ÖZCAN, Mutlu. *Dental Materials Journal* [online]. **39**(3), Pages 345 - 354 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-123>
- [64] XU, Xinyuan et al. 2017. Advances in polymeric materials for dental applications. *Polymer Chemistry* [online]. vol. 8, no. 5, s. 807-823. ISSN 1759-9954. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1759995422019362>.
- [65] SUNDBACK, Cathryn A. et al. 2005. Biocompatibility analysis of poly(glycerol sebacate) as a nerve guide material. *Biomaterials* [online]. vol. 26, no. 27, s. 5454-5464. ISSN 0142-9612. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961205001547>.
- [66] TIGMEANU, Codruta Victoria, Lavinia Cosmina ARDELEAN, Laura Cristina RUSU a Meda Lavinia NEGRUTIU, 2022. Additive Manufactured Polymers in Dentistry, Current State-of-the-Art and Future Perspectives-A Review. *Polymers* [online]. **14**(17), 3658 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym14173658>
- [67] Maria Justina Roxana Virlan, Daniela Miricescu, Alexandra Totan, Maria Greabu, Cristiana Tanase, Cristina M. Sabliov, Constantin Caruntu, Bogdan

- Calenic, 2015. "Current Uses of Poly(lactic-co-glycolic acid) in the Dental Field: A Comprehensive Review", *Journal of Chemistry*, vol. 2015, Article ID 525832, 12 pages, Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2015/525832>
- [68] YANG, Chunlin, Patrick J. HILLAS, Julio A. BÁEZ, Minna NOKELAINEN, Juliana BALAN, James TANG, Robert SPIRO a James W. POLAREK, 2004. The application of recombinant human collagen in tissue engineering. *BioDrugs : clinical immunotherapeutics, biopharmaceuticals, and gene therapy* [online]. **18**(2), Pages 103-119 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi-org.proxy.k.utb.cz/10.2165/00063030-200418020-00004>
- [69] Fibronectin. *International Congress of Oral Implantologists* [online]. 2019 [cit. 2024-04-27]. Dostupné z: <https://www.icoi.org/glossary/fibronectin/>
- [70] NINOMI a MITSUO, 2008. Metallic biomaterials. *Journal of artificial organs* [online]. **11**(3), Pages 105-110 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi-org.proxy.k.utb.cz/10.1007/s10047-008-0422-7>
- [71] HAQUE, Nasira et al. *Advanced dental biomaterials* [online]. Zohaib KHURSHID et al. Woodhead Publishing. 2019 6 - Dental amalgam. 105-125 s. ISBN 9780081024768. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102476-8.00006-2>
- [72] NEJATIAN, Touraj et al. 2017. *Biomaterials for oral and dental tissue engineering*[online]. Lobat TAYEBI a Keyvan MOHARAMZADEH. Woodhead Publishing. 5 - Dental biocomposites. 65-84 s. ISBN 9780081009611. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780081009611000050>
- [73] ELNASHAR, Magdy M. M. a Selcan KARAKUŞ, 2023. *Biocomposites: Recent Advances* [online]. IntechOpen [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/11998>
- [74] GUNA, Vijaykumar, Manikandan ILANGOVAN, M.G. ANANTHAPRASAD a Narendra REDDY, 2017. Hybrid biocomposites. *Polymer Composites* [online]. **39**(S1), E30-E54 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pc.24641>
- [75] SHAHID, Saroash a Tomas DUMINIS. 2019. *Advanced dental biomaterials*[online]. Zohaib KHURSHID et al. Woodhead Publishing. 8 - Glass-ionomer cement: chemistry and its applications in dentistry. 175-195 s. ISBN 9780081024768. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102476-8.00008-6>

- [76] EL-BANNA, Ahmed, Dalia SHERIEF a Amr S. FAWZY. 2019. *Advanced dental biomaterials* [online]. Zohaib KHURSHID et al. Woodhead Publishing. 7 - Resin-based dental composites for tooth filling. 127-173 s. ISBN 9780081024768. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102476-8.00007-4>
- [77] NEJATIAN, Touraj, Pegah FIROUZMANESH a Azeem U. YAQIN SYED. 2019. *Advanced dental biomaterials*[online]. Zohaib KHURSHID et al. Woodhead Publishing. 3 - Dental gypsum and investments. 37-54 s. ISBN 9780081024768. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102476-8.00003-7>
- [78] KHORSANDI, Danial et al. 2021. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomaterialia* [online]. vol. 122, s. 26-49. ISSN 1742-7061. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706120307674>.
- [79] Cai, H.; Xu, X.; Lu, X.; Zhao, M.; Jia, Q.; Jiang, H.-B.; Kwon, J.-S. 2023. Dental Materials Applied to 3D and 4D Printing Technologies: A Review. *Polymers* 15, 2405. <https://doi.org/10.3390/polym15102405>
- [80] Savková N., Harvan L., Jusku A., Saygili S., Jezdinská K., Hulvert J., 2021. SOUHRN POZNATKŮ O ŠD TISKU A JEHO VYUŽITÍ V ZUBNÍM LÉKAŘSTVÍ. Čes. stomatol. Prakt. zub. lék., vol. 121, iss 2, p. 55-64.
- [81] MANGANO, Francesco a Natalia SAVKOVA. 2023. *Handbook of surgical planning and 3D printing*[online]. Paolo GARGIULO. Academic Press, Chapter 7 - 3D printing in dentistry. 171-202 s. ISBN 9780323908504. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-90850-4.00008-9>
- [82] YAMAGUCHI, Satoshi et al. 2024. CAD-CAM resin composites: Effective components for further development. *Dental Materials* [online]. vol. 40, no. 3, s. 527-530. ISSN 0109-5641. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564124000022>.
- [83] REKOW, Dianne. 1987. Computer-aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. vol. 58, no. 4, s. 512-516. ISSN 0022-3913. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002239138790285X>.
- [84] DURET, Francois, Jean-Louis BLOUIN a Bernard DURET. 1988. CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association* [online]. vol.

- 117, no. 6, s. 715-720. ISSN 0002-8177. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002817788760249>.
- [85] LOBO, Guillermo Galván et al. 2023. Fabrication of facially guided CAD-CAM complete dentures: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. ISSN 0022-3913. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391323007011>.
- [86] SOEDA, Yumika et al. 2022. CAD-CAM milled complete dentures with custom disks and prefabricated artificial teeth: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. vol. 127, no. 1, s. 55-58. ISSN 0022-3913. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391320304893>.
- [87] MARCHESI, Giulio et al., 2021. Chairside CAD/CAM Materials: Current Trends of Clinical Uses. *Biology* [online]. **10**(11), 1170 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/biology10111170>
- [88] Wu, H.; Chen, X.; Kong, L.; Liu, P. 2023. Mechanical and Biological Properties of Titanium and Its Alloys for Oral Implant with Preparation Techniques: A Review. *Materials*, 16, 6860. <https://doi.org/10.3390/ma16216860>
- [89] GALO, Rodrigo et al. 2014. Influence of the casting processing route on the corrosion behavior of dental alloys. *Materials Science and Engineering: C* [online]. vol. 45, s. 519-523. ISSN 0928-4931. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493114006250>.
- [90] CASCONI, P. 2005. Gold Casting Alloy, New, for Dental Applications. *Encyclopedia of Materials: Science and Technology (Second Edition)* [online]. (2), Pages 1-5 Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B0080431526020489>
- [91] REVILLA-LEÓN, Marta, Mehrad SADEGHPOUR a Mutlu ÖZCAN, 2020. A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry. *Journal of Prosthodontics* [online]. **29**(7), Pages 579-593 [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/jopr.13212>
- [92] ZAMBRANO, D. F. et al. 2023. Mechanical, tribological and electrochemical behavior of Zr-based ceramic thin films for dental implants. *Ceramics International* [online]. vol. 49, no. 2, s. 2102-2114. ISSN 0272-8842. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0272884222033545>.

- [93] ALAVI, Seyed Ebrahim et al. 2022. Hydrogel-based therapeutic coatings for dental implants. *European Polymer Journal* [online]. vol. 181, s. 111652. ISSN 0014-3057. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0014305722006565>.
- [94] ROKAYA, Dinesh et al. 2018. Polymeric materials and films in dentistry: An overview. *Journal of Advanced Research* [online]. vol. 14, s. 25. ISSN 2090-1232. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2090123218300584>.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

ECM	Extracelulární matrix
PLA/PGA	Kopolymer kyseliny polymléčná/kyseliny polyglykolové
PPy	Polypyrrol
SiNW	Polovodičové křemíkové nanodrátky
NanoES	Nanelektrické scaffoldy
PMMA	Polymethylmetakrylát
PVC	Polyvinylchlorid
MMP	Matrix metaloproteinázy
XTT	Test životnosti buněk pomocí 2,3-bis-2-metoxy-4-nitro-5-sulfofenyl-2H-tetrazolium-5-karboxanilidu
MTT	Test životnosti buněk pomocí 3-4,5-dimetyltiazol-2,5-difenyltetrazolium bromidu
NRU	Absorpce neutrální červeně
BCA	Stanovení kyseliny bicinchoninové
FTIR	Infračervená spektroskopie s Fourierovou transformací
DTA	Diferenční termická analýza
DSC	Diferenční skenovací kalorimetrie
DMA	Dynamická mechanická analýza
ADA	Americká dentální asociace
ANSI	Americká standardizační asociace
PGA	Kyselina polyglykolová
PGS	Kyselina polyglycerolsebaková
PPF	Polypropylenfumarát
PCL	Poly- ϵ -kaprolakton
PVA	Polyvinylalkohol
PS	Polystyren
ABS	Akrylonitril-butadien-styren
PC	Polykarbonát
PA	Polyamid
PEEK	Polyether-etherketon
EP	Epoxidová pryskyřice
PLA	Kyselina polymléčná
Bis-GMA	Bisfenol A-glycidylmethakrylát

UDMA	Uretan-dimetakrylát
TEGDMA	Dimetakrylát triethylenglykol
MDP	Methakryloyloxydecyl dihydrogenfosfát
GPDM	Glycerolfosfát-dimetakrylát
PENTA	Dipentaerythritol-pentaakrylátfosfát
FRC	Kompozity vyztužené vlákny
SLA	Stereolitografie
DLP	Digitální světelná projekce
MDM	Digitální mikrozrcadlové zařízení
FDM	Modelování metodou tavené depozice
SLS	Selektivní laserové spékání
CAD/CAM	Technologie počítačem podporovaného designu a výroby

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Vývoj biomateriálů [18]	13
Obrázek 2 Biomateriály v lidském těle [19]	13
Obrázek 3 Biomateriály z přírodních zdrojů [24]	15
Obrázek 4 Biomateriály ze syntetických zdrojů [24]	16
Obrázek 5 Znázornění interakcí mezi hostitelem, materiálem a aplikací materiálu vzhledem k biokompatibilitě [35]	21
Obrázek 6 Schematické znázornění různých forem koroze [47]	24
Obrázek 7 Zkouška pevnosti v tlaku, kde: SC – tlakové napětí, SS – smykové napětí a ST – tahové napětí. [48]	27
Obrázek 8 Zkouška pevnosti v ohybu [48]	27
Obrázek 9 Únava materiálu – vztah mezi zatížením a počtem cyklů [3]	30
Obrázek 10 Rozdělení dentálních materiálů podle různého využití [57]	32
Obrázek 11 Výběr současných technik 3D a/nebo 4D tisku používané ve stomatologii. [78]	49
Obrázek 12 Stereolitografie [78]	50
Obrázek 13 Digitální světelná projekce [78]	51
Obrázek 14 Průběh sintrování [78]	53
Obrázek 15 Fotopolymerní tryskání [78]	53
Obrázek 16 Tisk práškovými pojivy [78]	54
Obrázek 17 Fáze výroby zubní náhrady pomocí technologie CAD/CAM [86]	56
Obrázek 18 Schéma znázorňující postupy výroby zubních implantátů z kovových slitin [88]	58
Obrázek 19 Metoda ztraceného vosku [31]	59