

Univerzita Pardubice
Fakulta chemicko-technologická

Charakteristické vlastnosti kompozitních pryskyřic a dentálních materiálů
používaných ve stomatologii

Bakalářská práce

University of Pardubice
Faculty of Chemical Technology

Characteristic properties of composite resins and dental materials used in
dentistry

Bachelor thesis

Univerzita Pardubice
Fakulta chemicko-technologická
Akademický rok: 2023/2024

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Soňa Doleželová**
Osobní číslo: **C21023**
Studijní program: **B0531A130012 Farmakochemie a medicínální materiály**
Téma práce: **Charakteristické vlastnosti kompozitních pryskyřic a dentálních materiálů používaných ve stomatologii**
Téma práce anglicky: **Characteristic properties of composite resins and dental materials used in dentistry**
Zadávací katedra: **Ústav organické chemie a technologie**

Zásady pro vypracování

1. Literární rešerše zaměřená na popis vlastností kompozitních pryskyřic a dentálních materiálů,
2. Literární rešerše zaměřená na stomatologické aplikace kompozitních pryskyřic a dentálních materiálů,
3. Výsledky zpracujte formou závěrečné práce v souladu se Směrnicí UPCE č. 7/2019 "Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací" v platném znění.

Rozsah pracovní zprávy: **dle potřeby**
Rozsah grafických prací: **dle potřeby**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:
veškerá dostupná odborná literatura

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Marek Bouška, Ph.D.**
Katedra polygrafie a fotofyziky

Datum zadání bakalářské práce: **29. února 2024**
Termín odevzdání bakalářské práce: **1. července 2024**

prof. Ing. Petr Němec, Ph.D. v.r.
děkan

L.S.

prof. Ing. Miloš Sedlák, DrSc. v.r.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 29. února 2024

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji:

Práci s názvem Charakteristické vlastnosti kompozitních pryskyřic a dentálních materiálů používaných ve stomatologii jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

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

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

V Pardubicích dne 1. 7. 2025

Soňa Doleželová v.r.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce, panu doc. Ing. Marku Bouškovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady, rychlou komunikaci a čas věnovaný při zpracování této práce.

ANOTACE

Bakalářská práce se zabývá dentálními materiály používanými ve stomatologii. V úvodu práce jsou popsány kompozitní pryskyřice jako nejdůležitější součást zubních materiálů moderní medicíny. Poté jsou v práci diskutovány fyzikální, chemické a biologické vlastnosti restorativních materiálů. Nakonec jsou popsány a rozděleny jednotlivé skupiny dentálních materiálů, které jsou aplikovány v dutině ústní.

KLÍČOVÁ SLOVA

kompozitní pryskyřice, medicínální aplikace, dentální materiály, slitiny

TITLE

Characteristic properties of composite resins and dental materials used in dentistry

ANNOTATION

The bachelor's thesis deals with dental materials used in dentistry. The introduction describes composite resins as a key component of dental materials in modern medicine. Subsequently, the thesis discusses the physical, chemical and biological properties of individual materials. Finally, the various groups of dental materials applied in the oral cavity are described and classified.

KEY WORDS

composite resins, medical application, dental materials, alloys

OBSAH	
SEZNAM OBRÁZKŮ, GRAFŮ, TABULEK A SCHÉMÁT	10
SEZNAM ZKRATEK.....	11
ÚVOD.....	12
1. KOMPOZITNÍ PRYSKYŘICE	13
1.1. Složení kompozitních pryskyřic	14
1.1.1. Matrice	14
1.1.1.1. Bis-GMA.....	14
1.1.1.2. UDMA	15
1.1.1.3. TEGDMA.....	16
1.1.1.4. Siloran	16
1.1.1.5. Nové technologie monomerních jednotek	16
1.1.2. Výztuž.....	17
1.1.3. Vazebné činidlo.....	17
1.1.4. Fotoiniciátor	17
1.2. Polymerační proces kompozitních materiálů.....	17
2. VLASTNOSTI DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ	19
2.1. Fyzikální vlastnosti dentálních materiálů	19
2.1.1. Pevnost	19
2.1.2. Tvrdost.....	20
2.1.3. Mez kluzu.....	20
2.1.4. Modul pružnosti	20
2.1.5. Deformace	21
2.1.6. Lomová houževnatost	21
2.1.7. Tažnost.....	21
2.2. Chemické vlastnosti dentálních materiálů	21
2.2.1. Koroze	22
2.2.2. Pasivita	25
2.2.3. Sorpce vody.....	25
2.3. Biologické vlastnosti dentálních materiálů.....	26
2.3.1. Biokompatibilita.....	26
2.3.2. Toxicita a cytotoxicita	28
2.3.3. Genotoxicita	29
2.3.4. Karcinogeneze.....	29
3. DENTÁLNÍ MATERIÁLY	30
3.1. Keramické materiály.....	31
3.1.1. Charakteristika dentální keramiky	32

3.1.2.	Typy dentální keramiky	32
3.1.3.	Rekonstrukce chrupu keramikou.....	34
3.2.	Dentální cementy	35
3.2.1.	Charakteristika dentálních cementů	35
3.2.2.	Mechanismy upevnění zubních cementů	36
3.2.3.	Klasifikace vybraných dentálních cementů	36
3.3.	Kovové materiály.....	39
3.3.1.	Základní kovy.....	39
3.3.2.	Ušlechtilé kovy.....	40
3.3.3.	Amalgám	40
3.4.	Kompozitní materiály	42
3.4.1.	Klasifikace kompozitních materiálů	42
3.5.	Polymerní materiály.....	44
3.5.1.	Poly(methylmethakrylát) (PMMA).....	45
3.5.2.	Poly-ε-kaprolakton (PCL).....	46
3.5.3.	Polymerní filmy	46
ZÁVĚR		48
POUŽITÁ LITERATURA		49

SEZNAM OBRÁZKŮ, GRAFŮ, TABULEK A SCHÉMAT

Obrázek 1 - Grafické znázornění složení kompozitní pryskyřice, upraveno z [1]	13
Obrázek 2 - Chemický vzorec UDMA, upraveno z [5]	16
Obrázek 3 - Chemický vzorec TEGDMA, upraveno z [4]	16
Obrázek 4 - Znázornění interakcí mezi pacientem, materiálem a aplikací materiálu vzhledem k biokompatibilitě, upraveno z [23].....	27
Obrázek 5 - Chrup pacienta před keramickou rekonstrukcí, upraveno z [34]	34
Obrázek 6 - Chrup pacienta po rekonstrukci kovo-keramickými korunkami a fazetami, upraveno z [34]	34
Obrázek 7 - Amalgámová zubní výplň použitá při opravě molárů, upraveno z [44]	41
Obrázek 8 - Rekonstrukce zlomeniny zubu, pomocí hybridního kompozitního materiálu s nanočásticemi a ormocerovou maticí CeramX®, který je po exkavaci viditelně poškozen, upraveno z [45]	44
Obrázek 9 - Chemická struktura monomerní jednotky MMA a polymeru PMMA, upraveno z [26].....	45
Obrázek 10 - Příklad použití PMMA na obnovu frontálního chrupu ve formě zubního můstku, upraveno z [50]	46
Graf 1 - Korozní chování dentální slitiny Ni – Cr – Mo, upraveno z [11]	24
Graf 2 - Korozní chování dentální slitiny Co – Cr – Mo, upraveno z [11].....	25
Tabulka 1 - Klasifikace dentálních materiálů na základě biokompatibility, upraveno z [22]...28	
Tabulka 2 - Množství denního příjmu prvků v potravě, upraveno z [21]	29
Schéma 1 - Syntézy Bis-GMA z bisfenolu A a glycidylmethakrylátu, nebo z diglycidyletheru bisfenolu A a kyseliny methakrylové, upraveno z [4]	15
Schéma 2 - Hydrolýza mezi eugenolem (dodavatelem vodíkových iontů) a oxidem zinečnatým při tuhnutí, upraveno z [26]	38

SEZNAM ZKRATEK

AUDMA	urethandimethakrylát
Bis-GMA	2,2-bis[4(2-hydroxy-3-methakryloxypropyloxy)fenyl]propan
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing or Milling
EBA	cementy ZOE vyztužené ethoxybenzoovou kyselinou
FAS	fluorohlinitokřemičitan
GIC	skloionomerní cementy
HPV	papilomavirus
MMA	methylmethakrylát
MPTS	3-methakryloxypropyltrimethoxysilan
PC	polykarbonát
PCL	poly(ϵ -kaprolakton)
PDMS	polydimethylsiloxan
PE	polyethylen
PEG	polyethylenglykol
PLLA	kyselina polymléčná
PMF	polymerní film
PMMA	polymethylmethakrylát
PUR	polyuretan
RMGI	pryskyřicí modifikované skloionomery
TEGDMA	triethylenglykoldimethakrylát
UDMA	urethandimethakrylát
ZOE	oxid zinečnatý-eugenol

ÚVOD

Lidské zuby jsou vysoce namáhanou tvrdou tkání. Nejsou zásadní pouze pro své mechanické vlastnosti v souvislosti s rozmělněním potravy, ale také hrají důležitou roli z hlediska estetiky. S věkem se zuby opotřebovávají, mohou být poškozeny vnějšími silami, chemickým nebo biologickým působením. Jedna z nejčastějších příčin, jak dojde ke strukturálním změnám, je kazivý proces, kterým časem vznikne zubní kaz. Aby nedocházelo k další destrukci zubu, je nutné zubní kaz odstranit, ale zároveň opravit defekt, který vznikne. V důsledku změn, které se v dutině ústní na tvrdé tkáni projevují, je nutné neustále vyvíjet nové dentální materiály.

Moderní stomatologie, zejména v posledních letech, je vystavována velkým nárokům při výběru dentálních materiálů používaných pro ošetření a náhradu zubních tkání. Důraz je kladen na funkčnost, dlouhodobou stabilitu a mechanickou odolnost materiálů. Nejdůležitějším aspektem je jejich biologická bezpečnost a biokompatibilita. S rozvíjející se disciplínou materiálových technologií jsou dnes v praxi intenzivně využívány kompozitní pryskyřice.

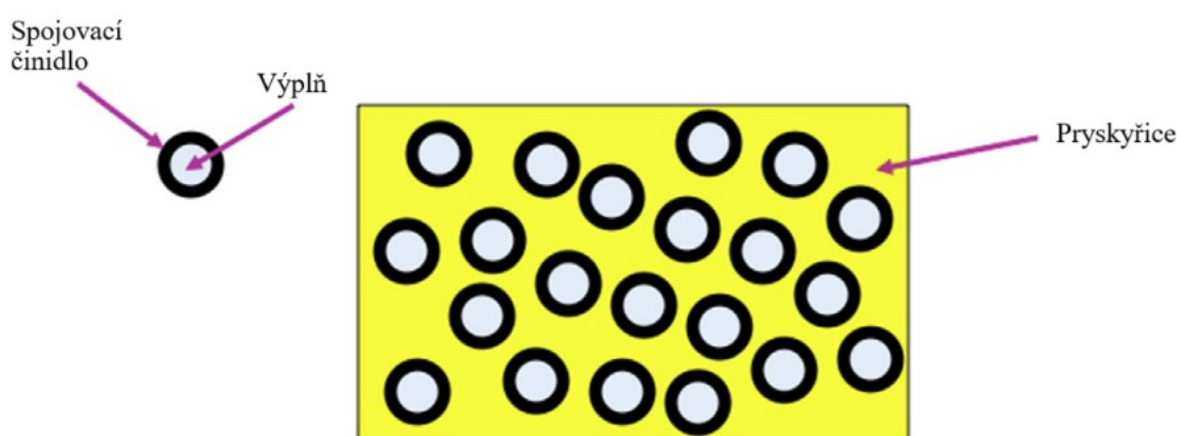
Kompozitní pryskyřice je materiál složen ze dvou, nebo více složek s rozdílnými vlastnostmi, jejichž spojením vznikne materiál o takových vlastnostech, kterých by jednotlivé složky nedosáhly. Součástí jsou i plniva, která mohou být různého tvaru a velikosti. Díky tomu se dosahuje požadované pevnosti. Kromě moderních kompozitních plastů existují další výplňové materiály, zejména amalgámy a skloionomerní cementy. Právě tradiční amalgámové kovové výplně byly vytěsněny kompozitními dentálními pryskyřicemi, které disponují řadou výhod, především funkčním, biologickým a zároveň estetickým hlediskem.

Práce pojednává o dentálních materiálech z pohledu fyzikálních, chemických a biologických vlastností. Zároveň se zaměřuje na jednotlivé stomatologické materiály používané v praxi a poukazuje na možná rizika spojená s aplikací těchto materiálů.

1. KOMPOZITNÍ PRYSKYŘICE

Kompozitní pryskyřice postupně nahradily amalgámové výplně z důvodu obsahu rtuti a jeho diskutabilního negativního vlivu na lidský organismus. Dnes je nejčastěji voleným materiálem nejen pro svou vizuální atraktivitu.

Pojem kompozitní materiál je směs dvou nebo více materiálů, jejichž spojením vznikne materiál o výjimečných vlastnostech. Kompozitní pryskyřice je složena ze dvou fází, matricové a zpevňující. Výztuž, nejčastěji ve formě částic, vláken nebo folií, je integrována do matrice. Kromě fází obsahuje adhezivní složku a fotochemický iniciátor. (Obr. 1)



Obrázek 1 - Grafické znázornění složení kompozitní pryskyřice, upraveno z [1]

Kompozitní pryskyřice představují restorativní skupinu materiálů, které jsou směsí organických a anorganických složek. Kompozity mohou být syntetické, ale existují i přírodní, kam řadíme kosti a zuby.

Kompozitní pryskyřice jsou navrženy tak, aby nejlépe odpovídaly chemickým, fyzikálním i biologickým vlastnostem přírodních materiálů. Anorganická plniva vykazují vysokou odolnost vůči opotřebení, tvrdost a vysoký modul pružnosti. Jejich nevýhodou je nízká houževnatost a technologická náročnost zpracování za běžných podmínek. Pryskyřičná fáze je naopak snadno zpracovatelná již při pokojové teplotě, je houževnatá, ale nedisponuje tvrdostí ani odolností. Spojením obou složek vzniká kompozitní materiál o cílových vlastnostech. Vlastnosti kompozitních pryskyřic jsou závislé na relativních poměrech složek. Z kvalitativního hlediska lze konstatovat, že s rostoucím poměrem plniva se zvyšuje tvrdost materiálu, ale viskozita nevytvrzeného materiálu klesá. Tento trend nelze obecně uplatnit. Vždy je třeba mít na paměti, o jaký typ materiálu se jedná. Pro adheziva je nezbytné, aby materiál tekla a měl nízkou viskozitu, zatímco u výplňových materiálů je potřeba dbát na to, aby systém

měl vysoký obsah plniva a splňoval požadavky na tvrdost a odolnost. Při volbě kompozitních pryskyřic pro aplikaci ve stomatologii je klíčové uvažovat extrémní podmínky, kterými je materiál v dutině ústní zatížen. Mezi stěžejní faktory se řadí již zmíněná viskozita, dále sorpce vody, životnost materiálu, houževnatost a v neposlední řadě hraje roli i estetický faktor.

Kompozitní pryskyřice je v prvním stadiu ve formě viskózní kapaliny a její finální podoba vzniká sledem chemických reakcí. K tunutí pryskyřice dojde polymerační reakcí, která se uskutečňuje dodáním vnější energie iniciátoru a vznikající volné radikály mohou polymerovat.

V první polovině 20. století byla vyvinuta první pryskyřice akrylátového typu určená pro stomatologické aplikace, tzv. polymethylmethakrylát (PMMA). PMMA pryskyřice nebyla ideálním materiálem z důvodu smršťování se během polymerační reakce. Přidáním křemene, představující zpevňující fázi, byl tento problém odstraněn. Tento objev položil základy pro vývoj nové generace materiálů v zubním lékařství. [1, 2]

1.1. Složení kompozitních pryskyřic

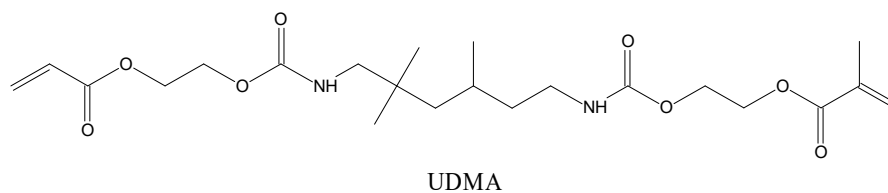
1.1.1. Matrice

Nejčastěji používanou monomerní matrici představují 2,2- bis[4(2- hydroxy- 3- methakryloxypropyloxy)fenyl]propan (Bis-GMA) a urethandimethakrylát (UDMA). Monomerní jednotka Bis-GMA má vysokou viskozitu. Pro snížení viskozity se používá např. triethylenglykoldimethakrylát (TEGDMA). V posledních několika letech se výzkum zabývá zlepšením vlastností monomerních akrylátových jednotek s cílem dosáhnout nízké smrštivosti nebo zvýšení tuhosti monomeru. V praxi se často používají různé poměry monomerních jednotek a jejich kombinací se získají nezaměnitelné vlastnosti.

S příchodem nových technologií se podařilo vyvinout zcela nový strukturní materiál nazvaný Siloran. [2, 3]

1.1.1.1. Bis-GMA

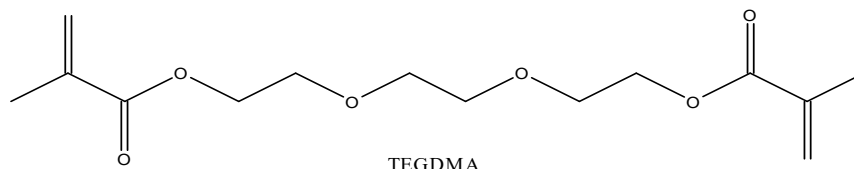
Nejčastěji dosud využívaná monomerní jednotka v kompozitech pro dentální materiály byla poprvé použita v roce 1962. Je unikátní pro svou vysokou molekulovou hmotnost, vysokou reaktivitu, nízké množství dvojných vazeb, které způsobí žádoucí nízké smrštění během polymerační reakce a vykazuje i nízkou toxicitu. Bis-GMA disponuje i jednou velkou nevýhodou, vyšší viskozitou. Ta může mít vliv na negativní změny ve fyzikálních vlastnostech nebo rychlejší opotřebení materiálu. K dosažení nižší viskozity se přidávají jiné monomerní jednotky. Na schématu níže (Obr. 2) je znázorněn příklad syntézy vzniku Bis-GMA. [3, 4]



Obrázek 2 - Chemický vzorec UDMA, upraveno z [5]

1.1.1.3. TEGDMA

Dalším používaným monomerem v kompozitech je TEGDMA. Je charakteristický nízkou molekulovou hmotností a nízkou viskozitou. Nevýhody spočívají v nižší mechanické odolnosti, barevné nestálosti a vysoké sorpci vody. [3, 4]



Obrázek 3 - Chemický vzorec TEGDMA, upraveno z [4]

1.1.1.4. Siloran

Methakrylátové kompozity snadno podléhají polymerizačnímu smršťování, které může vést k rizikům spojeným s použitím těchto materiálů. V rámci aplikace se nejčastěji projevovaly nedostatky týkající se vzniku sekundárního kazu, okrajového zbarvení výplně nebo tvorba trhlin v doposud zdravé zubní tkáni. Na základě snahy o eliminaci vedlejších negativních změn, byla provedena studie, zaměřená na odstranění nedostatků anebo vývin takových materiálů, které by vyhovovaly požadovaným výsledkům. Výzkum, který proběhl v roce 2010, vyústil vznikem nového kompozitního systému, tzv. Siloran. Siloran je z chemického hlediska složen ze siloxanu, který tvoří základní strukturu a k němu jsou připojeny oxiranové skupiny. Siloxan se vyznačuje hydrofobními vlastnostmi. Zajímavostí je, že Siloran je tvořen tříložkovým iniciačním systémem, konkrétně kafrechinonem, jodoinovou solí a donory elektronů. [2, 6]

1.1.1.5. Nové technologie monomerních jednotek

Základním chemickým procesem, který probíhá v kompozitní pryskyřici je polymerační reakce, na jejímž základě je materiál vytvrzen. S touto chemickou reakcí neoddělitelně souvisí smršťování materiálu, které může mít za následek vznik mikrotrhlin, mikronetěsnosti

a v nejhorším případě i tvorba prasklin. Vědci, zabývající se touto tematikou, se snaží přijít s takovým materiálem, který by v ideálním případě zmíněným vedlejším vlivům nepodléhal. Moderní monomerní jednotky dentálních materiálů jsou neustále zdokonalovány. Mezi materiály, které mají vhodné fyzikální parametry řadíme aromatický urethandimethakrylát (AUDMA). Tento materiál je využíván především v přední části chrupu. [3]

1.1.2. Výztuž

Kompozitní výplně neboli plniva se používají především pro zvýšení pevnosti a mechanické odolnosti materiálu. Zároveň se podílejí na snížení negativního procesu smršťování během tvrdnutí kompozitních pryskyřic. Příkladem takové výplně jsou měkká s tvrdá skla. Mezi tvrdá skla se řadí borosilikáty, tavený křemen, křemičitan hlinitý, fluoridy stroncia, barya a zirkonia. Nevýhodou křemene je jeho vysoká tvrdost, která způsobuje abrazivitu k zubům a tím i složitou manipulaci. Amorfni oxid křemičitý není tak tvrdý jako křemen a lze snadněji opracovat.

1.1.3. Vazebné činidlo

Pro dosažení jedinečných vlastností kompozitních materiálů, je třeba spojit matici a výztužnou fázi. Jedním z nejpoužívanějších sloučenin je silanové činidlo, 3- methakryloxypropyltrimethoxysilan (MPTS).

1.1.4. Fotoiniciátor

Polymerační reakce začíná uvolněním volných radikálů z methakrylátového monomeru dodáním vnější energie ve formě světelné nebo chemické energie. Původní kaforchinon byl nahrazen novými aktivátory, které nezpůsobují barevné změny. [2]

1.2. Polymerační proces kompozitních materiálů

V zubním lékařství je polymerace nepostradatelnou součástí denní praxe stomatologů. Polymerační reakce je chemický proces, kdy se monomerní jednotky, které si lze představit jako malé molekuly, spojují a vzniká makromolekula, která je složena ze základní opakující se jednotky, tzv. polymer.

Obecně se proces polymerace uskutečňuje ve třech po sobě jdoucích fázích. Prvním krokem je iniciace, následuje propagace a koncovým krokem je terminační reakce.

Iniace začíná aktivací reaktivních center tepelným, světelným nebo redoxním mechanismem a tvoří se nové radikály. Radikály interagují s molekulami monomeru, štěpí se dvojně vazby uhlíku a vznikají makroradikály. Celý proces je rovnovážný.

Ve fázi propagace se reaktivní centra rychle přenáší mezi molekulami monomerů a každý monomer má na svém konci reaktivní centrum.

V posledním terminačním kroku dochází k zániku reakčních center např. reakcí dvou radikálů a je vytvořen výsledný polymerní materiál.

Tuhnutí kompozitních výplňových hmot na bázi pryskyřic začíná uvolněním volných radikálů z methakrylátové monomerní struktury dodáním vnější energie. V momentě vzniku radikálového aktivního centra začne monomer chudý na elektrony interagovat s elektronově bohatým monomerem a nastává formování kovalentní vazby. Spojováním monomerů vznikne polymerní řetězec. Významným faktorem iniciační fáze methakrylátových systémů, ve srovnání s jinými materiály, je absence biologicky nepříznivých účinků.

Za nejvhodnější vytvrzovací metody pro přímé zubní výplně používané ortodontisty se považuje světelné tuhnutí. Hlavní výhodou této techniky je možnost neomezeně dlouhé doby manipulace a práce s materiálem přímo v dutině ústní pacienta až do použití světelného záření, kterým se materiál vytvrdí. Naopak tepelné záření je využíváno pro nepřímé zubní výplně. Dalším využitelným přístupem pro tuhnutí je vytvrzování za studena, které probíhá principem míchání dvou složek, kdy volný radikál vzniká redoxní reakcí. K této technice není nutné žádné vybavení ve formě světelných lamp, ale vytvrzení není tak účinné jako u světelného vytvrzení.
[1, 2, 7, 8]

2. VLASTNOSTI DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ

Zuby v dutině ústní jsou vystaveny extrémním podmínkám, které mohou nepříznivě ovlivnit vlastnosti zubní tkáně a vyústit v její poškození. Pro obnovení správné funkce zubů, je nezbytné použití restorativních dentálních hmot. Při vývoji nových dentálních výplní musí být splněny požadavky, které nejvíce odpovídají ideálnímu výplňovému materiálu. Ideální dentální materiál se vyznačuje následujícími vlastnostmi:

- Biokompatibilita
- Schopnost vázat se na strukturu zubu a další výplňové materiály
- Estetická funkce
- Regenerace poškozené tkáně

Jednotlivé dentální materiály jsou charakterizovány fyzikálními (např. pevnost, tvrdost), chemickými (např. rozpustnost, koroze) a biologickými vlastnostmi (např. toxicita, biokompatibilita). [9, 10]

2.1. Fyzikální vlastnosti dentálních materiálů

Fyzikální vlastnosti dentálních materiálů jsou definovány fyzikálními zákony, které se vztahují k hmotnosti, síle, energii, světlu, teplu a dalším fyzikálním jevům. Mezi fyzikální vlastnosti patří i mechanické vlastnosti, které popisují schopnost materiálu odolávat vnějším silám. Jednotlivé vlastnosti jsou podrobněji popsány níže. [10]

2.1.1. Pevnost

Pevnost je mechanická vlastnost materiálu, která je charakterizována jako schopnost materiálu odolávat napětí bez lomu nebo trvalé deformace. Pevnost je ovlivněna vnitřními i vnějšími faktory, např. geometrií materiálu a teplotou. Hodnotu pevnosti lze získat různými měřicími metodami, nejčastěji zkouškou tahem, tlakem, ohybem a smykem. Křehké materiály, kam patří sklo, keramika a smalty, většinou vykazují vyšší pevnost v tlaku než v tahu.

Zuby a zubní výplně jsou při rozměňování potravy v dutině ústní zatěžovány různými silami. Při výběru vhodného restorativního materiálu je podstatné uvažovat výsledky mechanických testů výplňových materiálů, které snadno napoví zubním lékařům, jaký materiál je vyhovující pro opravu defektu zubní tkáně. Pevnost zubních výplní se měří ohybovou zkouškou podle normy ISO 4049. Běžné hodnoty pevnosti v ohybu tekutých a hutnitelných zubních kompozitů se pohybují od 67–181 MPa. Pevnost se dělí na pevnost v tlaku, pevnost v tahu a smykovou pevnost.

Pevnost v tahu je maximální síla (tah), kterou materiál vydrží a zároveň nedochází k jeho poškození. Zlato, které je jedním z používaných dentálních materiálů, odpovídá pevnosti v tahu přibližně 105 MPa. Ušlechtilé slitiny kovů mají pevnost v tahu vyšší, okolo 500 MPa.

Pevnost v tlaku je maximální síla (tlak), která působí na konkrétní velikost slitiny a materiál zůstane nepoškozen.

Smyková pevnost je maximální smykové napětí při lomu zkušebního vzorku.

Mez pevnosti je maximální napětí, které je měřitelné před lomem. Každý materiál je schopen odolávat jinak velkým silám. Pokud je aplikována vyšší síla, vznikne napětí, které po dosažení svého maxima způsobí zlomení materiálu.

Za zmínku stojí i únavová pevnost popisující opakované a nadměrné zatížení materiálu, kdy v důsledku přetížení, může nastat lom i při nižších hodnotách napětí. [10, 11, 12]

2.1.2. Tvrdost

Slitina, použitá jako výplňový materiál, musí odpovídat takové tvrdosti, aby odolala žvýkacím silám a současně nenarušila integritu zubů v protilehlé čelisti. Metody pro měření tvrdosti jsou založeny na tvorbě prohlubně v povrchu materiálu konkrétní silou a následném zkoumání a měření prohlubně. Tvrdost slitiny by neměla překročit tvrdost zubní skloviny. K určení tvrdosti materiálu existují standardizované metody, Brinellova a Vickersova.

Určení tvrdosti materiálu dle Brinella probíhá vtlačení kuličky z kalené oceli do povrchu materiálu pod specifikovaným zatížením. Získání konkrétní hodnoty tvrdosti se určuje měřením průměru prohlubně.

Pro změření tvrdosti dle Vickerse se používá čtvercový diamant ve tvaru pyramidy, který zanechá čtvercovou prohlubeň ve tvaru diamantu v povrchu testovaného materiálu. Tvrdost je stanovena změřením úhlopříček čtverce a zprůměrováním obou hodnot. [11, 13]

2.1.3. Mez kluzu

Mez kluzu je napětí, které vyvolá trvalou deformaci materiálu o konkrétní velikosti. Odolnost zatížení materiálu se zvyšuje s rostoucí hodnotou meze kluzu. Pokud by mez kluzu byla nízká, mohou se objevit deformace nebo praskliny v konstrukci materiálu. [11]

2.1.4. Modul pružnosti

Youngův modul pružnosti je mechanickou vlastností materiálu a vyjadřuje odolnost vůči zatížení v oblasti elastické deformace. Pro správnou funkci kompozitních výplní musí modul pružnosti nabývat určitých hodnot, aby nahrazená tkáň nebyla poškozena při žvýkání. Vyšší hodnoty modulu pružnosti jsou nutné u distálních náhrad z důvodu vyšší okluzní síly na zub.

Při uvažování ideálních podmínek by syntetický materiál měl odpovídat modulu pružnosti lidského zubu, aby napětí a deformace na zdravý chrup byly stejné a nedocházelo k opotřebení okolních zubů. V praxi mají polymerní pryskyřice nižší hodnoty modulu pružnosti než sklovina a dentin. [10, 12]

2.1.5. Deformace

Deformace se vyznačuje změnou tvaru nebo rozměrů materiálu působením vnější síly nebo energie. Deformace se dělí na tahovou, tlakovou, elastickou a plastickou. Zatímco elastická deformace je vratná a dochází k úplné obnově původního tvaru materiálu, plastická deformace je trvalá změna materiálu. [10]

2.1.6. Lomová houževnatost

Je schopnost materiálu zabránit lomu z hlediska intenzity napětí v blízkosti dříve vzniklé trhliny o známé velikosti. Popisuje vzájemný vztah mezi délkou trhliny a působícím napětím. Na základě klinických studií bylo prokázáno, že jednou z nejčastějších příčin selhání zubní výplně je lom, v jehož okolí se časem vytvořil zubní kaz. K lomu kompozitních výplní dochází v místech největšího namáhání např. tlakem, tahem nebo ohybem. Z důvodu působení vícero faktorů na jedno místo, není jednoduché restorativní materiály podrobovat lomovým zkouškám. Lomová houževnatost materiálu je nejčastěji testována ohybem. Aby kompozity byly co nejvíce odolné vůči lomu, je možné optimalizovat složení výplňových materiálů použitím vláknitých plniv a zvýšit mezifázovou vazbu mezi plnivem a pryskyřicí. [12]

2.1.7. Tažnost

Tažnost je podstatná fyzikální veličina, která udává, zda slitina může být leštěna. Jde o deformaci materiálu způsobenou tažnou silou vztaženou k původní délce. Slitiny s velkou hodnotou tažnosti mohou být leštěny bez vzniku prasklin. Leštění probíhá snadno u slitin zlata, naopak u slitin chromu, kobaltu a niklu je obtížné. [11, 13]

2.2. Chemické vlastnosti dentálních materiálů

Dutina ústní je prostředí s proměnlivými podmínkami, ve kterém jsou jak samotné zuby, tak i zubní výplně vystaveny teplotním změnám, slinám a dalším tekutinám, enzymům, mikroorganismům a měnícímu se pH. Působením těchto náročných podmínek dochází k zatěžování materiálu, ovlivnění jeho životnosti a chemickým změnám. Při volbě materiálu je pozornost věnována odolnosti proti opotřebení, chemické stálosti v zásaditých a kyselých složkách potravin a také v ústních tekutinách. Pokud dochází k rozpouštění dentálních

materiálů v ústech, vzniklé produkty jsou škodlivé pro lidskou okolní tkáň a můžou způsobit patologické změny. V protetické praxi jsou nejčastěji využívány slitiny zlata, stříbra, niklu, chromu, kobaltu, molybdenu, železa a uhlíku. [14, 15]

2.2.1. Koroze

Koroze je definována jako destrukce nebo zhoršení stavu materiálu v důsledku reakce s okolním prostředím. Chemicky je koroze elektrochemický proces, kdy na kov působí přírodní faktory (např. vzduch, voda), které způsobí postupné rozpouštění, rozrušování, zhoršení vlastností anebo destrukci materiálu. Jsou vymezeny dva hlavní principy pro vznik koroze kovových slitin. Korozní odolnost ušlechtilých kovů řazených do skupiny zlata a platiny je kov ve většině prostředí termodynamicky stabilní a s okolím nereaguje. Zatímco korozní odolnost pro neušlechtilé kovy je podstatou pasivace. Tento mechanismus odolnosti proti korozi je charakteristický pro titan, molybden nebo hliník.

Vliv na korozní chování mají čistota, technika odlévání a tavení slitin. Korozi podléhá široká škála kovových materiálů, plastické i přírodní hmoty.

Ve stomatologii jsou kovové výplně běžně aplikovány. Pro snížení koroze u dentálních kovových materiálů bylo původní odlévání z čistých kovů nahrazeno slitinami. Používáním slitin bylo dosaženo i jiných kladných vlastností, např. lepší pevnost, slévatelnost materiálu a také výhodnější cena pro pacienta.

Na korozní odolnosti slitiny v ústech se podílejí především následující faktory: způsob stravování, ústní hygiena a množství dentálního plaku. [11, 15]

- **Koroze z chemického hlediska**

V dutině ústní se vyskytuje, na základě povahy kapaliny, různé pH prostředí. Ve vodných roztocích jsou přítomny ionty, které jsou elektricky vodivé a chovají se jako elektrolyty. Po ponoření kovu do vodného roztoku vzniká v důsledku jeho chemické nestability samovolná ionizace. Kationty kovu přecházejí do roztoku, zatímco volné elektrony se hromadí pod povrchovou vrstvou kovu. Děj, při kterém kov odevzdává elektrony, se označuje jako oxidace. Současným působením Coulombových sil mezi kationty a anionty se pohyb kationtů směrem do roztoku zpomaluje a tvoří se polarizovaná vrstva na povrchu kovu. Na rozhraní kovu a roztoku vzniká rozdíl elektrických potenciálů. Polarizovaná vrstva neumožní další uvolňování kationtů a potenciálový rozdíl se ustálí. Při rovnovážném stavu mezi kovovým povrchem a polarizovanou vrstvou probíhá výměna kationtů s roztokem a celkový elektrický náboj je neměnný. Stabilizovaný potenciálový rozdíl se nazývá rovnovážný potenciál, jehož velikost závisí na druhu kovu a vlastnostech roztoku.

Poločlánek je kov ponořený do roztoku, u kterého nelze přímo změřit hodnotu standardního potenciálu. Pro získání této hodnoty je nezbytné použít článek sestavený ze dvou poločlánků, kdy jeden poločlánek obsahuje kov a druhý představuje referenční elektrodu. Referenční elektroda má stálý potenciál a nejčastěji se volí vodíková elektroda. Naměřené hodnoty udávají relativní hodnoty potenciálů jednotlivých kovů.

Ušlechtilé kovy jako zlato, stříbro, platina nebo paládium vykazují kladné hodnoty standardního potenciálu. Tyto kovy ponořené do roztoku vlastních solí se nabíjejí kladně a díky své nízké reaktivitě jsou vysoce korozivzdorné.

Pro vznik koroze je zásadní hodnota elektrodového potenciálu. Rychlost šíření koroze je závislá na hustotě korozního proudu, která se snižuje vznikem pasivní vrstvy na povrchu kovu. [11]

- **Korozní chování některých dentálních slitin**

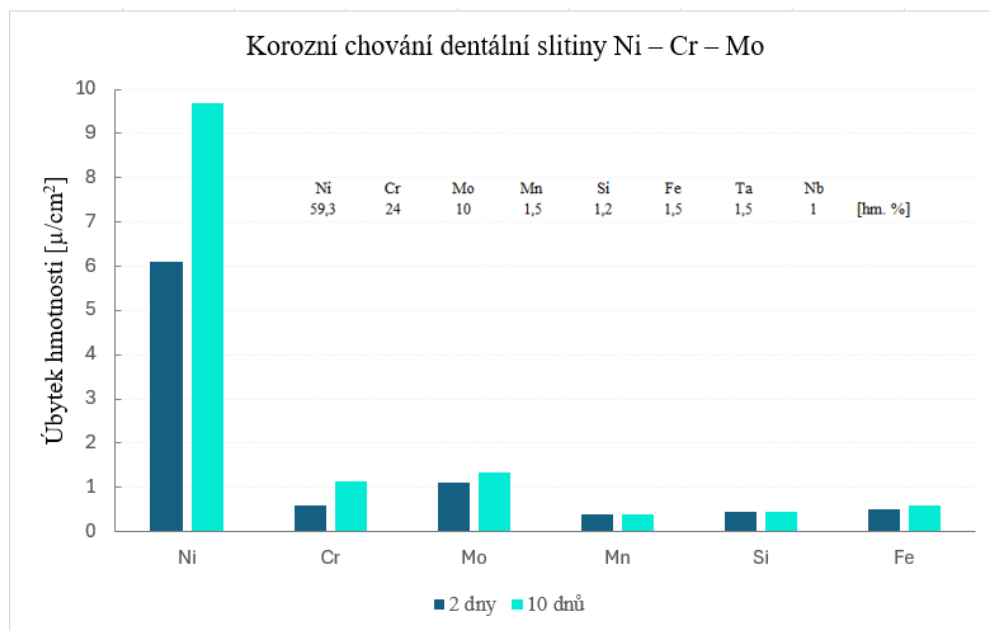
Elektrochemická koroze v dutině ústní je klasifikována jako uvolňování iontů, případně jejich komplexů z dentálních slitin do organismu. Existují další druhy koroze, např. štěrbinová a galvanická. Koroze probíhající v ústech je soubor složitých procesů, které jsou závislé na velkém množství faktorů, mezi které se řadí metalurgické podmínky, chemické složení slitin, povrch a druh stomatologických náhrad. Pro výběr vhodného protetického materiálu jsou slitiny podrobeny korozním testům, jejichž výsledek je vyjádřen v $\text{g/cm}^2/7$ dní pro konkrétní ion nebo souhrnné množství uvolněných iontů z povrchu slitiny za 7 dní.

Běžně aplikované jsou chromniklové a chromkobaltové slitiny. Za vhodnou alternativu lze považovat titan, který nekoroduje, je biokompatibilní a nevyvolává škodlivé účinky v těle. Jako vysokopevnostní biomedicínský materiál se dříve používala slitina Ti-6Al-4V. Nicméně prokázáním cytotoxických účinku vanadu jako legujícího prvku bylo od tohoto materiálu upuštěno a byl nahrazen novou slitinou titanu s niobem. Analýzy prokázala, že Ti-6Al-7Nb je tvárnější, korozivzdornější a méně dráždivý pro orgány dýchacích cest než slitina Ti-6Al-4V. [11, 15]

- **Korozní chování chromniklových dentálních slitin**

Pro zubní klinické aplikace jsou slitiny na bázi Ni–Cr vyvinuty jako alternativa ke slitinám na bázi zlata. Korozní chování chromniklových slitin se odvíjí od hodnoty elektrodového potenciálu a pH. Nikl má záporný potenciál vůči standardní elektrodě. Při normálních teplotách je odolnější na vzduchu i ve vodných roztocích v porovnání s železem a kobaltem. V kyselých a silně zásaditých roztocích je naopak nestálý a koroduje. Za účelem zvýšení korozní odolnosti se nikl leguje chromem a přísadkou molybdenem. K potlačení korozních procesů dochází již při obsahu 16 hm. % chromu. Z biologického hlediska by

zastoupení chromu ve slitině mělo být alespoň 25 hm. % a molybdenu nejméně 4 hm. % podle normy ISO 6871-2. Konkrétní výsledky korozního chování chromniklových slitin jsou popsány níže na příkladu slitiny označené Heraenia NA testované podle normy ISO 10271. (Graf 1) [11, 18]

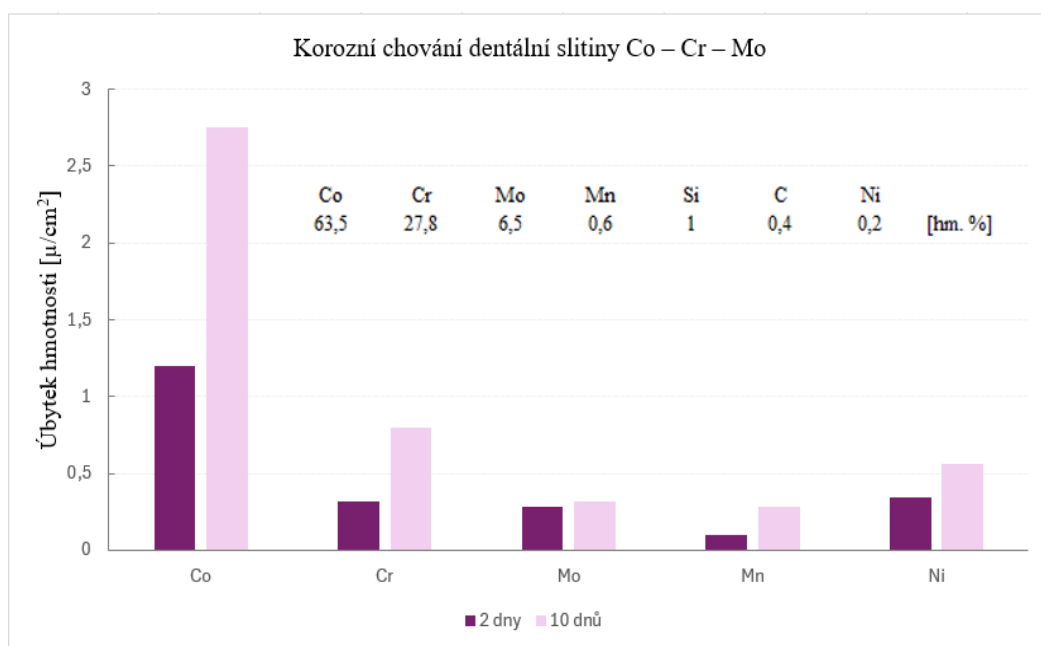


Graf 1 - Korozní chování dentální slitiny Ni – Cr – Mo, upraveno z [11]

- **Korozní chování chromkobaltových slitin**

Kobalt je kov, který má také záporný potenciál vůči vodíkové elektrodě a řadí se mezi neušlechtilé kovy. Záporné potenciálové hodnoty způsobují značnou nestabilitu. Stejně jako u chromniklových slitin je reakce chromkobaltových slitin na korozní prostředí ovlivněna hodnotou pH a elektrickým potenciálem. Legováním chromem je dosažena vyšší korozivzdornost. Charakteristická změna úbytku hmotnosti v závislosti na chromu je znázorněna graficky a opět je nezbytné dodržet normu ISO 6871-2 pro obsah chromu nejméně 25 hm. %. (Graf 2)

Frekventovaně uplatňované implantáty ve stomatologii jsou slitiny Co–Cr, které jsou typické svou pevností, tvrdostí, odolností proti korozi a biokompatibilitou. Nevýhoda spočívá v nižší tažnosti a možném karcinogenním účinku. V posledních letech je předmětem zkoumání vliv produktů vzniklých korozi Co–Cr na lidský organismus. Je prokázáno, že kobalt inhibuje vstřebávání železa v krvi a způsobuje anémii. Sloučeniny chromu naopak iniciují poruchy centrálního nervového systému. [11, 15]



Graf 2 - Korozní chování dentální slitiny Co – Cr – Mo, upraveno z [11]

2.2.2. Pasivita

Pánové Schönbein a Faraday popsali v roce 1836 pasivitu železa ponořeného do koncentrované kyseliny dusičné. Pasivita železa je definována jako stav, při kterém materiál vystavený silně kyselému a oxidačnímu prostředí, vykazuje zvýšenou korozní odolnost díky tvorbě stabilní pasivační vrstvy, což vede k posunu jeho elektrochemického potenciálu směrem ke kladnějším hodnotám. Pasivita byla později prokázána i u dalších kovů a jejich slitin. K objasnění vyšší korozní odolnosti vznikem pasivní vrstvy existují dvě teorie. Jev, při kterém dochází k adsorpci kyslíku z roztoku na povrch kovu se nazývá adsorpční teorie. Irving Langmuir popsal teorii jako chemickou afinitu atomů na povrchu kovu, která se projeví tvorbou vazeb mezi povrchovými atomy a adsorbovanými molekulami. Zároveň kovové atomy zůstávají v neměnné pozici v krystalové mřížce. Druhá teorie definuje pasivitu kovů přítomností tenké vrstvy sloučenin na povrchu kovu. V klinické praxi se na povrchu protetického výrobku vytvoří tenká vrstva oxidů tzv. pasivní vrstva, která brání uvolňování iontů prvků ze stomatologické náhrady v dutině ústní. [11]

2.2.3. Sorpce vody

Sorpce vody je proces řízený difúzním mechanismem, kdy se molekuly vody vážou na povrch materiálu nebo přímo pronikají do jeho struktury. Ve stomatologii má tento chemicko-

fyzikální děj potenciál vést k chemické degradaci materiálu, snížit mechanickou odolnost a životnost dentálních náhrad. Sorpce vody je klíčovým ukazatelem u kompozitních restorativních hmot, kde může způsobit přerušení vazby mezi anorganickou výplní a organickou maticí nebo uvolňovat zbytkové monomery. Uvolněné částice dentálních výplní se mohou rozpouštět a mít negativní dopad na organismus. [19]

2.3. Biologické vlastnosti dentálních materiálů

Dentální materiály jsou v přímém kontaktu s dutinou ústní, a proto je nezbytné disponovat komplexními znalostmi o jejich biokompatibilitě, toxicitě a fyzikálně-chemických vlastnostech.

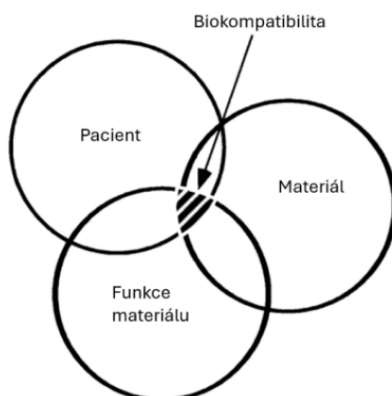
Každý zubní materiál musí splňovat základní biologické požadavky. Měl by být bezpečný jak pro pacienta, tak pro zubní specialisty, kteří materiál vyvíjí a aplikují. Za ideálních podmínek si takový materiál lze představit jako biokompatibilní, s nízkým alergickým potenciálem, nulovým karcinogenním účinkem a zbavený antigenů.

Dentální náhrady jsou často vyhotoveny z kovových slitin, které mohou v organismu vyvolat alergickou reakci. Alergie je zprostředkována buňkami, kdy alergen reaguje s efektorovým T lymfocytem, který je citlivý ke specifickému alergenu předchozí expozicí. Při kontaktu efektorové T buňky s alergenem dojde k její aktivaci a tvorbě tzv. lymfokinů (cytokiny produkované lymfocyty). Výsledným efektem je pronikání mononukleárních buněk do tkáně během následujících dní. Projevy alergie mohou být lokální (otok, zarudnutí) nebo celkové (únava, nauzea, nadměrné pocení). [20, 21, 22]

2.3.1. Biokompatibilita

Biokompatibilita je definována jako schopnost materiálu zajišťovat požadovanou funkci a zároveň nevyvolávat žádnou lokální nebo systémovou negativní reakci u příjemce. Odborníci se pokoušejí o vyvinutí perfektního inertního dentálního materiálu, který se prezentuje chemickou stabilitou, odolností vůči kyselému a zásaditému prostředí, korozivzdorností a biokompatibilitou. Nicméně při umístění materiálu do živé tkáně, vždy dochází k určitým interakcím s biologickými systémy kolem něj a následují specifické biologické reakce. Druh interakce se odvíjí od použitého materiálu a na silách, které na výplň působí. Většina vědců se shoduje, že v těle neexistuje žádný skutečně inertní materiál, ale může být do těla implantován ve formě kloubních, zubních, cévních a dalších náhrad.

Následující obrázek (Obr. 5) naznačuje interakce mezi pacientem, použitým materiálem a aplikací materiálu vzhledem k biokompatibilitě.



Obrázek 4 - Znázornění interakcí mezi pacientem, materiálem a aplikací materiálu vzhledem k biokompatibilitě, upraveno z [23]

Biologická kompatibility je proměnlivý proces, kdy se postupem času mění vlastnosti materiálu, např. vznik koroze, zhoršení adheze, stárnutí a tím i reakce hostitelského organismu na použitý materiál. Biokompatibilita není snadno testovatelná vlastnost a nejčastěji se přistupuje k *in vitro* a *in vivo* testování. *In vitro* testování se provádí v laboratořích na lidských nebo zvířecích buňkách s cílem získat a předpovídat odpovědi v oblasti chování materiálu před následným *in vivo* testováním, které se již provádí na zvířecích modelech. *In vivo* testování je výhodné z hlediska získání komplexnější biologické reakce a nižší náklady oproti klinickým studiím. Nevýhodou jsou dlouhá doba vyhodnocování a v neposlední řadě etické a právní otázky. [20, 22, 23, 24, 25]

Na základě biokompatibility se biomateriály ve stomatologii klasifikují do tří základních tříd: biotolerantní, bioinertní a bioaktivní.

- **Biotolerantní materiály**

Biotolerantní materiál je typ zubní náhrady, který je sice tolerantní vůči tkáni pacienta, ale při oseointegraci dochází k fibrointerakci. Vzniká různě silná spojovací vazivová vrstva mezi kostí a implantátem a to může mít za následek snížení funkce implantátu. Oseointegrace je způsob hojení, při kterém se čelistní kost spojí s implantovaným zubním materiálem. Celý proces oseointegrace má vliv na výslednou pevnost, funkčnost a stabilitu implantátu. Do biotolerantní skupiny materiálů se řadí např. kobalt. [22, 25]

- **Bioinertní materiály**

Bioinertní materiál tkáň zcela akceptuje. Při oseointegraci nevzniká spojovací vazivová vrstva mezi kostí a implantátem. Nejčastěji používaným materiálem je titan pro své vhodné mechanicko-fyzikální a biologické vlastnosti. [22, 25]

- **Bioaktivní materiály**

Tyto materiály jsou vyvíjeny pro zvýšení biokompatibility. Mezi implantátem a kostí dochází k biointegraci, tedy jejich spojení. Mezi bioaktivní materiál se řadí např. hydroxyapatit.

Podrobný popis a použití biomateriálů vztažený k biokompatibilitě v zubním lékařství je shrnut v následující tabulce. (Tab. 1) [22, 25]

Tabulka 1 - Klasifikace dentálních materiálů na základě biokompatibility, upraveno z [22]

Klasifikace dentálních materiálů na základě biokompatibility			
Třída biokompatibility	Definice ve stomatologii	Příklady používaných materiálů v zubním lékařství	Hlavní charakteristika související s kostí
Biotolerantní	Materiály, které jsou od kostní tkáně odděleny vrstvou vazivové tkáně.	Cementy na bázi PMMA, nerezové oceli, kobaltové slitiny	Vzdálená osteogeneze
Bioinertní	Materiály, které mají schopnost vytvářet chemické vazby s kostní tkání.	Titan, zirkonium, hliník, uhlík	Přímý kontakt s osteogenezí
Bioaktivní	Materiály mohou vykazovat přímý kontakt s okolní kostní tkání bez chemických reakcí mezi implantátem a tkání.	Hydroxyapatit, uhličitan vápenatý, fosforečnan vápenatý, sklokeramika	Vazba na kostní tkáň

2.3.2. Toxicita a cytotoxicita

Toxicita je schopnost látky poškodit nebo usmrtit biologický systém. Cytotoxicita je specifický typ toxicity, který poškozuje nebo usmrcuje buňky. Toxicita se dělí na lokální a systémovou. Lokální toxicita se projevuje nejčastěji zánětem nebo nekrózou v místě aplikace, systémová toxicita nastane v různých oblastech v těle od místa aplikace materiálu. Kationty dentálních výplní pronikají do těla nejčastěji dásní, mohou být vstřebávány z dýchacích cest

nebo gastrointestinálním traktem. V potravě denně přijímáme množství prvků, které jsou následně šířeny po těle hematogenní nebo lymfogenní cestou a nakonec jsou vylučovány především močí. Pokud je příjem z potravy korigován, pro organismus nepředstavuje riziko. Seznam jednotlivých přijímaných prvků je podrobně znázorněn v tabulce. (Tab. 2) [21, 24]

Tabulka 2 - Množství denního příjmu prvků v potravě, upraveno z [21]

Průměrný denní příjem prvků z potravy v µg						
Cr	Co	Ni a Mo	Cd	Ti	Ag	Fe
240 µg	250 µg	400 µg	50 µg	750 µg	25 µg	23 µg

2.3.3. Genotoxicita

Genotoxicita je schopnost látky chemické nebo fyzikální povahy poškodit DNA nebo chromozomy. Takové změny v genetickém materiálu buněk mohou indukovat vznik mutací, rakovinotvorné bujení nebo dědičné vady. Příkladem látky s genotoxickým účinkem je bělicí činidlo používané za účelem zlepšení vizuálního dojmu chrupu. [24]

2.3.4. Karcinogeneze

Karcinogeneze je proces, kdy se zdravá buňka může přetvořit v buňku maligní. Karcinogeneze je spojena s řadou rizikových faktorů, např. nadměrná konzumace alkoholu, kouření, přemnožení kvasinky *Candidy*, papilomavirus (HPV), expozice toxickým látkám a ionizující záření.

Formaldehyd je antimikrobiální sloučenina, která je součástí kompozitních pryskyřic, epoxidových pryskyřic používaných při endodontickém ošetření a formokresolu (činidlo pro pulptomii). Formaldehyd je považován za karcinogenní materiál, ale množství uvolňované *in vivo* je zanedbatelné a nepředstavuje žádné významné riziko. [21, 24]

3. DENTÁLNÍ MATERIÁLY

Restorativní zubní materiály hrají klíčovou roli v oblasti stomatologie pro obnovu a náhradu poškozené nebo chybějící zubní tkáně, za účelem napodobit funkci, tvar, strukturu, průsvitnost a barevný odstín zubů. Současná stomatologie má k dispozici řadu různých forem materiálů. Nejčastěji jde o korunky, fixní zubní protézy, můstky, inlay, onlay a fazety. Každý materiál má své výhody i nevýhody, a tak je vždy potřeba vyhodnotit rozdíly v bezpečnosti, trvanlivosti, vzhledu a také v ceně použité náhrady. Při volbě vhodného materiálu je nezbytné posoudit stupeň kazivosti zubů pacienta, rozsah poškození a oblast umístění výplně.

Kritéria pro kvalitně zhotovené a aplikované výplně jsou jednotlivě popsány níže.

- Okrajový uzávěr označuje těsnost mezi zubem a výplní, aby mezi nimi nebyla mezera ani schůdek.
- Artikulace okluzy znamená, že při použití výplně je nezbytné, aby na sebe horní a dolní čelist pasovaly. Pacient nesmí mít pocit, že při skusu je výplň vyšší než okolní zuby.
- Kontaktní bod definuje, že by výplň měla bočně zasahovat do blízkosti vedlejšího zubu, aby mezi nimi nezůstávaly zbytky jídla.
- Povrch výplně musí být po vytvrzení vyleštěn. Na takto upraveném povrchu výplně nezůstává velká vrstva zubního plaku a snižuje se tím riziko vzniku sekundárního zubního kazu.
- Při volbě kovové výplně může pacient zpočátku pociťovat citlivost vůči studeným a teplým podnětům z důvodu vysoké tepelné vodivosti kovů. V intervalu několika dní až týdnů po zákroku by hypersenzitivita měla odeznít. Pokud příjemce vnímá citlivost na kyselé a sladké, znamená to, že výplň není správně utěsněna a neprodleně by měla být opravena.

Většina rekonstrukčních hmot používaných jako výplň po odstranění zubního kazu nebo destrukci zubu nepřichází do přímého kontaktu s jinými tkáněmi než s dentinem a sklovinou. Působením chemických, fyzikálních a biologických vlivů dochází postupem času k jeho opotřebení a mohou být uvolňovány chemické složky. Pokud je součástí aplikace i polymerační reakce, existuje možnost, že exotermní reakcí se uvolní monomery nebo nezreagované složky přes dentinové tubuly do dřeňové dutiny a odtud se dostávají až do krve a nervové tkáně, kde hrozí riziko vedlejších účinků.

Podle toho o jaký typ výplně se jedná, je lze dělit na přímé a nepřímé.

Přímé výplně se umisťují rovnou do kavity vzniklé odstraněním zubního kazu a tuhnou až po aplikaci v dutině ústní. Řadí se mezi ně především amalgámové výplně, kompozitní pryskyřice, skloionomerní cementy (GIC) a kompomery.

Nepřímé zubní výplně se zhotovují v laboratořích a před jejich aplikací jsou nutné zpravidla dvě návštěvy. Do skupiny nepřímých výplní patří keramické a zlaté inlay. Tyto výplně jsou často využívány v případě, že zubní struktura je nevratně poškozena ve větším rozsahu, ale zároveň ještě není nutné volit korunku. Při první návštěvě je odstraněna původní výplň nebo zubní kaz. Následně je odebrán otisk, aby zaznamenal tvar ošetřovaného zubu a mohl být zaslán do laboratoře pro vyhotovení. Během doby, než je nepřímá výplň vyrobena, se do zubu vloží dočasná náhrada. Při druhé návštěvě zubní ordinace je dočasná náhrada odstraněna a následuje upevnění finální nepřímé zubní výplně. V posledních letech přibývá ordinací vybavených CAD/CAM technologií Cerec, kde je tato forma výplně aplikována ihned bez nutnosti další návštěvy.

Nepřímé výplně se dělí do dvou skupin: inlay a onlay. Inlay je typ zubní náhrady uplatňovaný především při poškození stoliček mezi jejich hrbolky na žvýkací ploše zubu. Onlay se využívají při větších defektech a často přesahují přes hrbolky žvýkací plochy. Jsou označovány jako přechodná varianta mezi inlay a korunkou. [26, 27, 28, 29]

3.1. Keramické materiály

V roce 1728 Pierre Fauchard položil základy moderní stomatologie, když vydal první souhrnnou knihu o zubní medicíně. Popisuje některé metody při obnově nebo náhradě zubu a zároveň navrhuje používání konkrétních stomatologických nástrojů k tomu určených. Později v roce 1774 zubař Nicolas Dubois de Chémant a lékárník Alexis Duchateau z Francie vyvinuli vůbec první porcelánovou zubní protézu. Až v roce 1886 Charles H. Land představil korunky na bázi živců s vysokým obsahem skla. Tyto prvotní materiály byly velmi křehké a neměly ani vysokou mechanickou pevnost. Pro své nevhodné vlastnosti se příliš neujaly, a tak Weinstein v roce 1962 modifikoval porcelánové náhrady použitím vysoce pevných kovových substruktur potažených živcovými porcelány. Roku 1965 McLean a Hughes přišli se zubním hlinitým jádrem ze skleněné matrice a 40–50 hm. % oxidu hlinitého. Hliníková jádra se nejčastěji aplikovala jako korunky molárů. Keramické materiály byly různě modifikovány až do roku 1992, kdy byl zaveden Duceram LFC. Tento keramický materiál je charakteristický teplotami slinování pod 850 °C, vysokým koeficientem tepelné roztažnosti a vlastnostmi umožňující samoreparaci. V současnosti se používají poměrně nově zavedená keramická jádra z oxidu hlinitého infiltrovaná sklem s modifikovanými mechanickými a optickými vlastnostmi

obsahující vysoký podíl krystalických fází. Tyto restorativní materiály se používají jako inlay, onlay, korunky nebo fixní protézy. Disponují korozivzdorností, jsou mechanicky odolné, chemicky stálé, biokompatibilní a rezistentní vůči teplotním změnám. Společně s technologií CAD/CAM zprostředkovávají lisovatelné a frézovatelné materiály výrobu pevných a minimálně invazivních keramických náhrad. [26, 30, 31, 32]

3.1.1. Charakteristika dentální keramiky

Keramika je biomateriál obsahující anorganické složky na bázi křemíku jako je živce, křemen nebo oxid křemičitý. Tradiční keramika na bázi živce se nazývá porcelán, protože obsahuje velký podíl oxidu křemičitého. Rozdíl mezi dentální a klasickou keramikou spočívá v odlišném množství anorganické složky. Dentální keramika je dvoufázový systém, který sestává z dispergované krystalické fáze obklopené průsvitnou sklovitou fází vyznačující se průhledností a křehkostí. Vyšší podíl krystalické fáze se podílí na lepších biomechanických vlastnostech. [30, 31]

- **Teploty tavení**

Podle teploty vypalování se dentální keramika dělí do čtyř základních skupin. Pro zubní protézy se používá vysokotavitelná keramika s teplotami slinování v rozsahu 1315–1370 °C. Vysokotavitelná keramika je charakteristická vysokou pevností, chemickou stabilitou, průsvitností a plně slinutými jádry z oxidu hlinitého a oxidu zirkoničitého. Druhou skupinu reprezentuje střednětavitelná keramika, s teplotami slinování v rozmezí 1090–1260 °C, typická pro porcelánové plášťové výplně. Předposlední skupina představuje nízkotavitelnou keramiku, s teplotami slinování 870–1065 °C, vhodnou pro kovokeramické výplně. Do poslední kategorie spadá tzv. ultranízkotavitelná keramika s nejnižší hodnotou slinování pod 850 °C a používá se pro fazetování keramických korunek a keramických můstků. Ultranízkotavitelná keramika obsahuje ve své struktuře malé množství mikrokystalů, čímž se stává leštitelnějším materiálem ve srovnání s nízkotavitelnou a střednětavitelnou keramikou. Charakteristickým znakem této keramiky jsou vysoká koncentrace oxidu vápenatého, draselného, lithného a sodného. Snížením množství leucitové fáze keramika dosahuje nižšího koeficientu roztažnosti a smršťování. [26, 31]

3.1.2. Typy dentální keramiky

Jednotlivé skupiny dentálních keramických materiálů, např. korunky v oblasti frontálních a laterálních zubů, můstky, endodontické čepy atd., jsou vyráběny s ohledem na různá kritéria, která jsou specifická pro každou oblast náhrady v ústech a zajistí tím vhodnou

pevnost, estetiku a trvanlivost. Rozlišují se především následující základní skupiny: celokeramické výplně, keramicko-kovové systémy a keramika na bázi živce. [26, 31]

- **Celokeramické materiály**

Celokeramické materiály jsou složeny především z více typů krystalických fází, které mohou dosahovat až 99 obj. %. Na základě množství a rozložení částic krystalické fáze jsou materiálu připisovány konkrétní biomechanické a optické vlastnosti. Celokeramické materiály mohou být zhotoveny litím za tepla, obráběním nebo tepelným slinováním. Mezi materiály používané jako korunky a můstkové náhrady se řadí oxid zirkoničitý, sklem infiltrovaný oxid hlinitý/zirkoničitý, lithiumdisilikátová sklokeramika a yttriem stabilizovaný oxid zirkoničitý. Celokeramické korunky vznikají z voskového modelu, který se zalije a prostor pro formu se připraví technikou ztraceného vosku. Keramika se zataví a vtlačí do prostoru pro formu. Za jeden z nevýhodných faktorů u těchto materiálů se považuje nutnost odstranění větší části zubní struktury, aby se maximalizovala tloušťka výplně a snížila se pravděpodobnost vzniku zlomeniny. Tyto nepříznivé projevy mohou mít za následek vznik patologických změn v zubní dřeni. [26, 31, 33]

- **Keramicko-kovové systémy**

Metal-keramické korunky jsou složeny z kovové slitiny fazetované keramickými vrstvami. V prvním kroku se konvenčními technikami odlévání vyrobí kovová část a na ni se v malých dávkách začne vrstvit keramický prášek. Poté se spéká a glazuje. Takto upravené materiály disponují menší náchylností k lomu i delší životností. V porovnání s celokeramickými materiály není při aplikaci nutné odstraňovat tak velké množství zubní tkáně, což je významný faktor. Nevýhodu představují biologické vlastnosti, kdy kov může způsobovat alergické reakce. [26, 31, 33]

- **Keramika na bázi živce**

Nejběžněji používanou variantou je keramika na bázi živce (šedý krystalický materiál), jejíž součástí jsou křemičitá skla. Minimální obsah oxidu křemičitého nebo křemičitanu je 15 hm. %. Mezi její největší přednosti patří schopnost přizpůsobit se barvě a odstínu chrupu pacienta, nízká hustota a odolnost vůči rozkladu. Keramika na bázi živce obsahuje KAlSi_3O_8 (hlinitokřemičitan draselný), SiO_2 (oxid křemičitý) a kaolín. Kaolín je hydratovaný křemičitan hlinitý a váže volně držené částice dohromady. Zubní porcelán většinou obsahuje méně než 4 % kaolinu, protože je neprůhledný. Po vypálení se transformuje do sklovité matrice na bázi oxidu křemičitého do jádra z krystalické látky, která je složena z oxidu křemičitého a křemičitanů. V posledním kroku se rozdrťí na jemný prášek. Protože křemen je poměrně křehký, přidává se oxid hlinitý pro zpevnění. [26, 31]

3.1.3. Rekonstrukce chrupu keramikou

Příklad rekonstrukce chrupu pomocí keramických korunek a fazet. Na obrázku (Obr. 6) je znázorněn stav chrupu před rekonstrukcí. Nejprve byly sejmuty staré kovo-keramické korunky a můstky, následně byly nahrazeny chybějící zuby pomocí implantátů a po zhotovení nových kovo-keramických korunek a fazet došlo k jejich fixaci, což je znázorněno na obrázku (Obr. 7).

Korunka je pevná náhrada, která překrývá celý povrch zubu a chrání jej před zlomeninou nebo citlivostí. Fazety jsou tenké keramické pláty používané především v přední části chrupu. Můstek je fixní náhrada jednoho či více chybějících zubů. [33, 34]



Obrázek 5 - Chrup pacienta před keramickou rekonstrukcí, upraveno z [34]



Obrázek 6 - Chrup pacienta po rekonstrukci kovo-keramickými korunkami a fazetami, upraveno z [34]

3.2. Dentální cementy

V roce 1855 byl patentován vůbec první cement, tzv. Sorelův cement. Ve stejném roce byly zavedeny cementy na bázi kyselin a cementy s oxychloridem zinečnatým, které se připravovaly smísením prášku oxidu zinečnatého s roztokem chloridu zinečnatého. Následně v roce 1955 italsko-americký vědec Michael Buonocore vynalezl dentální cementy s použitím kyseliny fosforečné jako leptadlo. Tento objev vedl k vytvoření porézní struktury skloviny a tím vznikla velmi silná mikromechanická vazba mezi porézní sklovinou a pryskyřičným materiálem. Později v roce 1968 byl poprvé použit polykarboxylátový cement, který vytváří chemickou vazbu přímo k zubní tkáni díky iontové přitažlivosti mezi karboxylovými skupinami (COO^-) přítomnými ve struktuře cementu a ionty vápníku (Ca^{2+}) přítomnými ve sklovině a dentinu. V současnosti se používají pryskyřičné hybridní cementy a pryskyřičné cementy s adhezními vlastnostmi. [26, 35, 36]

3.2.1. Charakteristika dentálních cementů

Zubní cementy neboli fixační činidla představují adhezivní látky, které slouží k vyplnění mezery mezi nepřímou zubní náhradou a preparovaným zubem. Během procesu tuhnutí vzniká pevná vazba mezi zubem a náhradou, která ji drží na požadovaném místě ve stanoveném časovém intervalu. Toto časové rozmezí se může pohybovat od několika týdnů do několika měsíců v závislosti na klinické situaci. Tradičně se cementy tvoří acidobazickou reakcí, při které se kyselá složka (kapalina) smíchá se zásaditou složkou (práškem). Celkem existují 4 základní klinické požadavky na provizorní cementy.

- Retence
- Vhodná okrajová těsnost
- Trvanlivost
- Snadné čištění dočasné výplně

Fyzikálně-mechanické vlastnosti fixačních cementů by se v ideálním případě měly co nejvíce blížit vlastnostem dentinu. Kombinací viskoelastických vlastností se dosáhne schopnosti cementu absorbovat namáhání způsobené žvýkáním. Zubní cementy se používají jako cementovací činidla pro korunky, ochranná činidla pro zubní dřeň nebo pro výstelku dutin. [26, 36, 37]

3.2.2. Mechanismy upevnění zubních cementů

Zubní cementy jsou ve stomatologii využívány především jako pojivo mezi zubem a restorativním materiálem. Rozlišují se celkově 3 typy mechanismů uchycení.

- **Mikromechanické propojení**

K propojení dochází mezi drsným povrchem zubů leptaných kyselinou, adhezivními cementy a povrchem protetické náhrady. V praxi celý mechanismus upevňování cementů vychází z neadhezivní mikroskopické retence doprovázené molekulární adhezí, která je výsledkem působení van der Waalsových sil a slabých chemických vazeb mezi cementy a zubem. Vlastnosti mikromechanických spojů jsou zlepšovány vyšší povrchovou nerovností cementů, pískováním nebo působením kyselin. Větší plocha povrchových nerovností je zásadní při používání pryskyřičných a pryskyřiči modifikovaných skloionomerních cementů. [26]

- **Chemicky vázané spoje**

Vznik spoje funguje na principu chemické adheze ke sklovině nebo dentinu. Tato vazba vzniká díky vodíkovým, iontovým nebo kovalentním chemickým vazbám mezi cementem a zubní tkání. Aby vazba vůbec vznikla, je nezbytné použít vazebná činidla. Skloionomerní cementy tvoří spoje jak s dentinem, tak se sklovinou. [26]

- **Mechanismus smáčení**

Třetí mechanismus spočívá ve smáčení, pronikání a vzniku vázané vrstvy, což je typické u moderních dentálních adheziv. Moderní vazebná činidla, kam patří např. polykarboxylát zinečnatý, skloionomer, pryskyřiči modifikovaný skloionomer, a samoadhezivní pryskyřičné cementy, tvoří chemickou vazbu s hydroxyapatitem, který se nachází ve struktuře zubu. [26]

3.2.3. Klasifikace vybraných dentálních cementů

Dentální cementy byly v průběhu let klasifikovány na základě svých vlastností, podle klinického použití na definitivní a dočasné cementy, dále na cementy na bázi vody a oleje, nebo v závislosti na typu vazby v matrici, a to na fosfátově vázané, fenolátové, polykarboxylátové, pryskyřičné a pryskyřiči modifikované GIC.

Alan D. Wilson zavedl asi doposud nejrozšířenější systém uspořádání cementových materiálů podle použitého mechanismu tuhnutí složek. První mechanismus představuje reakci mezi kyselinou a zásadou a probíhá u acidobazických cementů. Druhý mechanismus představuje polymerní reakci a uskutečňuje se v pryskyřičných cementech. Mezi základní acidobazické cementy se řadí GIC, pryskyřiči modifikované skloionomery (RMGI), oxid zinečnatý-eugenol (ZOE), polykarboxylát zinečnatý, cementy ZOE vyztužené

ethoxybenzoovou kyselinou (EBA) a fosforečnan zinečnatý. Mezi cementy na bázi pryskyřic patří kompozitní cementy, kompomery a samoadhezivní pryskyřičné cementy.

Acidobazické cementy vznikají smícháním práškového oxidu kovu nebo křemičitanu (uvolňují kationty nebo přijímají protony) s kyselinou (donor protonů). Reakcí se formuje cementová matrice (sůl), která zahrnuje i nezreagované částice prášku.

Tuhnutí acidobazických cementů je způsobeno tzv. gelací, následným uvolněním kationtů z oxidu nebo křemičitanu a reakcí s kyselinou. Vhodnou kombinací kyseliny a zásady vznikají cementy s různými vlastnostmi. [26, 35]

- **Zinečnato-fosfátové cementy**

Typickým zubním cementem na vodní bázi je fosforečnan zinečnatý. Začal se používat již v roce 1879 pro trvalé cementování nepřímých výplní. Z chemického hlediska je zubní cement tvořen práškovým oxidem zinečnatým, práškovým oxidem hořečnatým (3–10 %), kyselinou fosforečnou, vodou a pufrý. Patří do skupiny tzv. neadhezivních cementů, takže je vhodný pro použití s kovovými výplněmi, metalokeramikou i keramikou. Zároveň jde o poměrně levný materiál s vysokou pevností v tlaku. Nevýhody spočívají v nízké pevnosti v tahu a ohybu a poměrně snadné rozpustnosti fosfátu zinečnatého v kyselém prostředí. Na základě těchto vlastností není vhodným materiálem pro fixaci kompozitních korunek. Nejčastěji jsou využívány k upevnění celokovových, porcelánových a kovokeramických nepřímých náhrad, korunek, můstků, čepů, ortodontických pásů a výplní dutin v korunkách a můstcích vzhledem k jejich vhodné mechanické retenci. Tyto cementy našly své uplatnění i jako ochranná báze dřevě před tepelným a elektrickým působením. [26, 38]

- **Oxid zinečnatý-eugenol (ZOE)**

ZOE jsou nejpoužívanější dočasné zubní cementy na vodní bázi. Jsou složeny z reaktivního oxidu zinečnatého s eugenolem (4-allyl-2-methoxyfenol) a urychlovače, kterým mohou být kyselina octová, octan zinečnatý nebo alkanoáty zinečnaté. Mezi eugenolem, který je donorem vodíkových iontů, a oxidem zinečnatým probíhá hydrolyza. Tento proces je zásadní pro tuhnutí reakce a postupně vzniká gel tzv. eugenolát zinečnatý. ZOE jsou antibakteriální, snadno zpracovatelné, mají neutrální pH a jsou biokompatibilnější v porovnání s pryskyřicí modifikovanými skloionomery a pryskyřičnými cementy. ZOE jsou aplikovány jako endodontické tmely a materiály na výplň kořenů, parodontální povlaky, neelastické otiskovací materiály a těsnění kořenových kanálků. V 70. letech 20. století se začaly používat vyztužené ZOE a EBA. Na rozdíl od původních ZOE jsou tyto materiály hydrolyticky stabilnější a je možné je využít i jako dlouhodobé provizorní cementy. [26, 35]

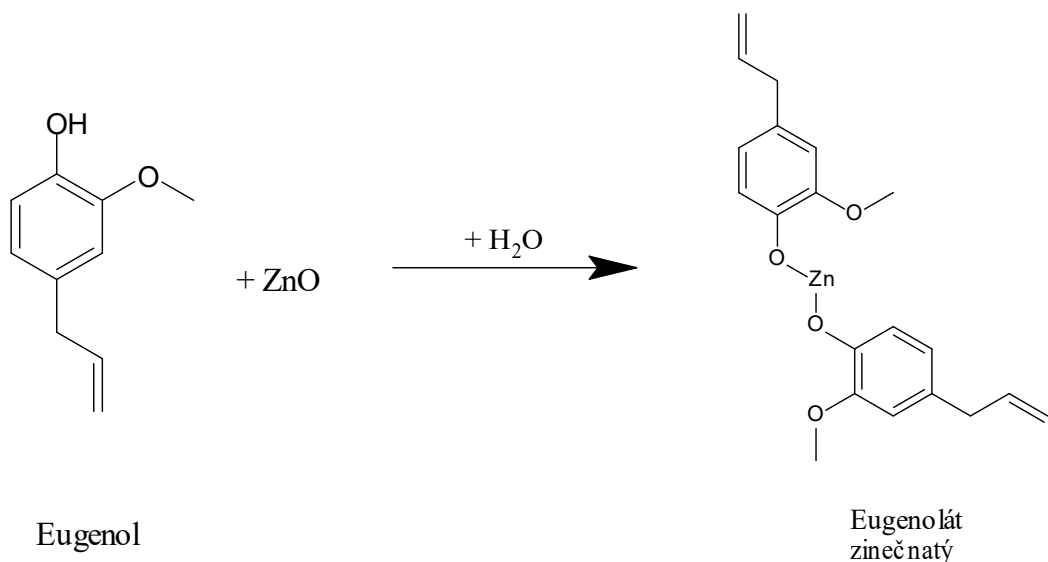


Schéma 2 - Hydrolyza mezi eugenolem (dodavatelem vodíkových iontů) a oxidem zinečnatým při tuhnutí, upraveno z [26]

- **Zinkové polyakrylátové cementy**

Sloučením mechanických vlastností zinkovo-fosfátových cementů s biokompatibilitou a vazebnými vlastnostmi cementů ZOE vznikl zinkový polyakrylátový cement. Polykarboxylát spadající do třídy polyelektrolytických cementů byl vynalezen Smithem v roce 1968. Jednalo se o první zubní cement, který měl takové adhezní vlastnosti, které zajistily vznik chemické vazby s ionty vápníku v zubní tkáni. V porovnání s jinými cementy jsou méně dráždivé pro zubní dřeň, ale v kyselém prostředí mohou způsobit erozi cementu. Slouží jako finální cementy pro retenci korunek a můstků. [26, 35]

- **Skloionomerní cementy (GIC)**

V roce 1969 Wilson společně s Kentem zavedli skloionomerní cementy. GIC jsou cementy na vodní bázi a vyrábějí se smícháním polykarboxylové kyseliny, jemného fluorohlinitokřemičitého (FAS) skla na bázi vápníku, vody a kyseliny vinné. Skla by měla být zásaditého charakteru, aby mohla reagovat s kyselými složkami. Jejich složení je proměnlivé, ale většinou obsahují vápníkovou a sodíkovou složku. Cementy jsou složeny z organické a anorganické fáze a reakčního média. Výsledný materiál vzniká acidobazickou reakcí, během které se vyměňují ionty mezi kalciumfluorohlinitokřemičitým sklem a vodným roztokem polyalkenoátových kyselin. GIC našly ve stomatologii široké uplatnění, jsou aplikovány v záchovné a dětské stomatologii, endodoncii i zubní protetice. [26, 27, 39]

3.3. Kovové materiály

Kovové materiály představují nepostradatelnou skupinu materiálů, které jsou využívány napříč různými odvětvími v zubním lékařství. Kovové materiály jsou charakteristické kovovou vazbou mezi jednotlivými atomy. V této chemické vazbě se elektrony neustále pohybují a přecházejí mezi jádry atomů, které zajišťují celkovou soudržnost. Na základě této interakce lze vysvětlit vlastnosti kovů, mezi které patří elektrická a tepelná vodivost, elasticita, kovový lesk, plastická deformace, korozivzdornost a modul pružnosti. Metalické materiály se dělí do dvou základních skupin. Základní kovy představují titan a jeho slitiny, kobalt-chromové slitiny a nikl-chromové slitiny. Druhou skupinou jsou ušlechtilé kovy. Největší zastoupení má zlato s různými legujícími prvky, např. palladium, platina, stříbro a měď. Jejich vzájemnou kombinací jsou dosaženy odlišné vlastnosti. Materiály jako amalgám, nerezové oceli, objemová kovová skla a nikl-titanové implantáty jsou další používané materiály kovového charakteru. Čisté kovy se příliš neaplikují pro své nevhodné fyzikální a mechanické vlastnosti. [26, 39, 40]

3.3.1. Základní kovy

Ve stomatologii se tyto slitiny začaly používat jako náhrada zlata, z důvodu neustálého růstu jeho tržní ceny. Do skupiny základních kovů spadá chrom, nikl, železo, cín a titan. Disponují vysokou tvrdostí, jsou odolné vůči barevným změnám, korozivzdorností, nízkou elasticitou a tepelnou vodivostí. V praxi jsou používány hlavně slitiny na bázi Ni–Cr, Co–Cr a titanové slitiny. [41]

- **Titan a slitiny na bázi titanu**

Titan se jako zubní materiál začal používat od 60. let 20. století. Vzhledem k nízké hustotě, nízkému modulu pružnosti a biokompatibilitě, titan a jeho slitiny nachází uplatnění jako povrchové nátěry, částečné a úplné zubní protézy a zubní implantáty a korunky. Hlavní předností titanového implantátu je efektivní integrace s čelistní kostí. Existují 2 významné slitiny: Ti-6Al-4V a Ti-Al-Nb.

Slitina Ti-6Al-4V je složena z přibližně 90 % titanu, 6 % hliníku, 4 % vanadu a stopových prvků. Kombinací prvků je dosaženo vysoké pevnosti, dobré únavové odolnosti, vysoké odolnosti proti korozi a tepelné stability. Hliník je odpovědný za vysokou pevnost a vanad se podílí na houževnatosti. Nicméně bylo prokázáno, že vanad působí cytotoxicky.

Slitina Ti-6Al-7Nb byla vyvinuta jako náhrada za slitinu Ti-6Al-4V, u které byla potvrzena toxicita. Ti-6Al-7Nb obsahuje přibližně 87 % titanu, 6 % hliníku, 7 % niobu a stopové prvky. Hliník zvyšuje pevnost a tvrdost slitiny, zatímco niob pomáhá zvyšovat rezistenci vůči

korozí a biologickou snášenlivost. Je vhodným a intenzivně používaným materiálem, protože nevyvolává imunitní ani alergické reakce. [26, 41, 42]

- **Slitiny Co–Cr**

Slitiny Co–Cr s obsahem 30 % Cr, 5 % Mo s malým podílem Ni a C pochází z roku 1911. Později byly lehce modifikovány a v roce 1926 patentovány. Dnes jsou hlavní složkou kobaltových slitin pro zubní implantáty. Tyto slitiny jsou lehčí než slitiny zlata a disponují lepšími mechanickými vlastnostmi. Kobalt i chrom se podílejí na vyšší odolnosti vůči korozí. Slitiny na bázi Co–Cr jsou základní konstrukce snímatelných částečných náhrad a slouží jako báze korunek a můstků v kovokeramických systémech. [41]

- **Slitiny Ni–Cr**

Ni–Cr slitiny se skládají z 70–90 % niklu, 13–20 % chromu a zbytek představují železo, hliník, molybden, křemík a měď. Ni–Cr je vysoce pevný a tvrdý materiál. Nikl zlepšuje elasticitu a zpracovatelnost za studena. V poslední době je intenzivně sledován kvůli možným alergickým reakcím a je nahrazován kobaltem. [41]

3.3.2. Ušlechtilé kovy

Ušlechtilé slitiny jsou oblíbeným materiálem ve stomatologii díky svým chemicky inertním vlastnostem v tělních tekutinách i dutině ústní.

Slitina zlato-platina-palladium (Au–Pt–Pd) je složena z 77 až 88 hm. % a méně než 8 a 11 hm. % Pt a Pd. Slitina byla dříve uplatňována jako kovokeramický operační materiál, dnes je nahrazena dostupnějšími slitinami.

Slitina zlato-palladium (Au–Pd) je i přes svou vyšší cenu poměrně využívána pro odlévání zubů. Tato slitina někdy obsahuje oxidotvorné látky (indium a iridium) a je vhodná jako kovokeramický restorativní materiál. Charakterizuje se vyšší pevností a tvrdostí v porovnání se slitinou zlato-platina. Pokud má slitina ve svém složení větší obsah palladia, dochází ke snížení hustoty. [26]

3.3.3. Amalgám

K vůbec nejstarším výplňovým materiálům pro moláry se řadí amalgám. Zubní amalgámy vznikají smícháním 45–55 % kovové rtuti, 35 % stříbra, 9 % cínu, 6 % mědi a někdy může být přidáno menší množství zinku, palladia, india nebo selenu.

Potenciální toxicita amalgámových výplní je diskutována již řadu let. Výsledky odborných studií doposud nejsou jednoznačné. Rtuť je toxický kov a pro dentální účely musí být zproštěna škodlivých látek. Přirozeně existuje v několika formách: kovová rtuť

(elementární), anorganická rtuť (ve formě solí rtuti) a organická rtuť (nejběžnější je methylrtuť). Rtuť je sice v amalgámu chemicky vázána, ale její malé množství je uvolňováno ve formě oxidu rtuťnatého (HgO) z povrchu výplně v důsledku působení žvýkacích sil. Průměrné odhady množství rtuti uvolňované z amalgámových materiálů jsou v rozmezí od 3 do 17 mg/den v závislosti na celkovém počtu amalgámových výplní. Biologický poločas rozpadu rtuti v lidském těle je přibližně 40 dní pro anorganickou rtuť. Mezi nejvíce postižené orgány rtutí patří centrální nervový systém a ledviny. Některé vědecké studie uvádí, že expozice rtuti z amalgámových výplní je zanedbatelná a nemá zásadní vliv na lidské zdraví.

Stříbro se podílí na celkové odolnosti slitiny, snižuje roztékání okrajů výplně a zároveň usnadňuje manipulaci s amalgámem. Amalgámy s nižším obsahem stříbra tuhnou pomaleji a snižují odolnost vůči kompresi. Cín zvyšuje jeho roztékání v dutině ústní. Měď koriguje nadměrné rozpínání materiálu. Zubní amalgámy disponují vhodnými mechanickými vlastnostmi, některé modifikované amalgámy dokonce vykazují antibakteriální aktivitu, jsou cenově dostupné, jejich výroba je snadná a jsou vysoce odolné vůči žvýkacím silám. Z estetického hlediska nejsou amalgámy vhodným materiálem. Zároveň netvoří chemickou ani mikromechanickou vazbu na sklovinu a dentin a při aplikaci je nezbytné obrušování zdravé tvrdé tkáně kvůli retenci amalgámu. [26, 41, 43]



Obrázek 7 - Amalgámová zubní výplň použitá při opravě molárů, upraveno z [44]

3.4. Kompozitní materiály

Zubní kompozity, tedy kompozity na bázi pryskyřic, jsou složeny z pryskyřičné matrice představující organickou složku (hustě zesítené monomery), anorganických nebo polymerních částic, která slouží jako plniva (křemen, keramika nebo oxid křemičitý) a jsou fixovány k matrici pomocí spojovacího činidla. Byly vyvinuty v roce 1962 spojením dimethakrylátů (epoxidová pryskyřice a kyselina methakrylová) se silanizovaným křemenným práškem. Doktor Ray L. Bowen byl jeden z prvních, kdo navrhl odolný kompozit složený z Bis-GMA organického silanu jako spojovacího činidla. Protože Bis-GMA je viskózní, dnes se již smíchává s TEGDMA (monomery s krátkým řetězcem). Neustále dochází k optimalizaci vlastností této zubní výplně.

Dnes je na trhu hned několik druhů kompozitních výplní jako jsou nesmršťovací kompozity, tekuté a kompaktní kompozity. Tyto inovativní materiály nabízejí řešení s problémem odlepování v důsledku napětí, vysokou vnitřní pórovitostí a vysokou absorpcí vody u tradičních kompozitů. Široce uplatňované jsou také tzv. mikroplněné a hybridní kompozity.

Kompozity na bázi pryskyřice se společně s kovy, kovokeramikou a polymery využívají pro obnovu a náhradu zubních struktur především jako inlay, onlay, provizorní náhrady, tmely jamek nebo výplně dutin. Kompozity jsou vhodné pro defekty jak frontálních, tak i laterálních zubů. Tyto materiály se vyznačují snadnou manipulací díky jejich vysokému rozsahu tekutosti a tuhosti, dobrou mechanickou odolností, vhodné retenci, schopnosti chránit a konzervovat zdravou strukturu zubů a příjemným vzhledem. Klinická omezení v praxi zahrnují polymerizační smrštění způsobující vznik napětí na přirozenou sklovinu a dentin, okrajové barvení a vznik sekundárního zubního kazu. I přes své nedostatky postupně vytlačují roky používaný tradiční amalgám, který neodpovídá současným nárokům z hlediska estetiky a bezpečnosti. [26, 45]

3.4.1. Klasifikace kompozitních materiálů

Zubní kompozity se nejčastěji dělí podle velikosti částic výztužných plniv. Mezi základní třídy kompozitů ve stomatologii patří makroplněné, mikroplněné, hybridní a plněné nanokompozity. Pokročilé zubní kompozitní výplně se většinou skládají z částic plniva o velikosti menší než 0,5 μm a současně s více než 10 hm. % mikroplniv nebo nanopliv, které zprostředkovávají vhodnou viskozitu a snadné klinické zpracování. [26]

- **Makroplněné kompozity**

Konvenční zubní kompozity jsou jedny z nejdéle užívaných kompozitů ve stomatologii. Jedná se o pevné, málo průhledné materiály s relativně vyšší náchylností k opotřebení. Velikost částic se pohybuje v rozmezí od 20 μm do 30 μm a mají kulovitý nebo nepravidelný tvar. Z důvodu větších rozměrů částic plniva nemůže být u tohoto typu kompozitu dosaženo hladkých povrchů, a proto jsou více náchylné k usazování zubního plaku. [26, 46]

- **Mikroplněné kompozity**

Tyto kompozity jsou kombinací anorganických koloidních aglomerátů oxidu křemičitého a pryskyřičných plniv, které jsou implementovány do polymerní matrice. Velikost částic kolísá mezi 0,01 μm a 0,1 μm . Kvůli nižšímu obsahu plniva jsou méně pevné než makroplněné kompozity. Menší velikost částic koloidního oxidu křemičitého zajišťuje průsvitnost a hladký povrch výplně. Mikroplněné kompozity nejsou příliš vhodné pro oblasti vystavené napětí nebo žvýkacímu tlaku. Vysoký obsah pryskyřic má za následek vyšší adsorpci vody a malý modul pružnosti. Jsou ideální volbou pro obnovu hladkých povrchů s nízkým namáháním. [26]

- **Hybridní kompozity**

Snižením velikosti částic byly vyvinuty tzv. hybridní kompozity. Obsahují mikrojemné částice díky čemuž je povrch výplně velmi hladký. Později byly zavedeny tzv. mikrohybridy, které obsahují částice z jemného mletého skla, křemene nebo keramiky a jsou smíchávány s mikrojemným oxidem křemičitým. Disponují různorodou škálou barevnosti, dobrou průsvitností, nízkým stupněm polymerizačního smrštění a vysokou leštitelností. Jsou vhodným restorativním materiálem i pro vysoce namáhané oblasti v dutině ústní. Problém těchto materiálů spočívá ve ztrátě hladkosti povrchu v čase. [26]

- **Nanokompozity**

Nanokompozity obsahují částice o velikosti 1–100 nm. Jako plniva jsou nejčastěji voleny neaglomerované monodisperzní nanočástice nebo nanoklastry, které poskytují lepší leštitelnost a nejlepší optické vlastnosti. Pokud je obsah výplně vyšší než 78 hm. %, pak tyto materiály poskytují mnohem lepší mechanické vlastnosti a jsou přizpůsobeny i vysoce namáhaným distálním oblastem v ústech. I když nanokompozity dosahují lepší pevnosti

v ohybu, jejich skladovatelnost není snadná ve srovnání s mikrohybridními kompozity. Koncová volba materiálu závisí vždy na zubním lékaři podle rozsahu defektu. [26]



Obrázek 8 - Rekonstrukce zlomeniny zubu, pomocí hybridního kompozitního materiálu s innanočásticemi a ormocerovou maticí CeramX®, který je po exkavaci viditelně poškozen, upraveno z [45]

3.5. Polymerní materiály

Polymerní materiály jsou součástí stomatologie již od roku 1937, kdy byla optimalizována kyselina polymethakrylová (PMMA). Polymery se nejčastěji klasifikují podle svého původu na přírodní (chitosan, kolagen, agar a fibrin) a syntetické (akrylátová pryskyřice a její deriváty, dendrimer, kyselina polymléčná (PLLA)).

Polymery jsou makromolekuly s vysokou molekulovou hmotností a jsou složeny z opakujících se strukturních jednotek odvozených od jejich příslušných monomerů. Polymerní materiály určené pro aplikaci v živém organismu musí vyhovovat konkrétním kritériím. Mezi požadavky na materiál patří:

- Vhodná biomechanická pevnost
- Nízká cytotoxicita
- Imunitní tolerance
- Biokompatibilita
- Snadné zpracování

Intenzivně využívané polymery v zubním lékařství jsou:

- polyethylen (PE) $[-(\text{CH}_2-\text{CH}_2)-]$

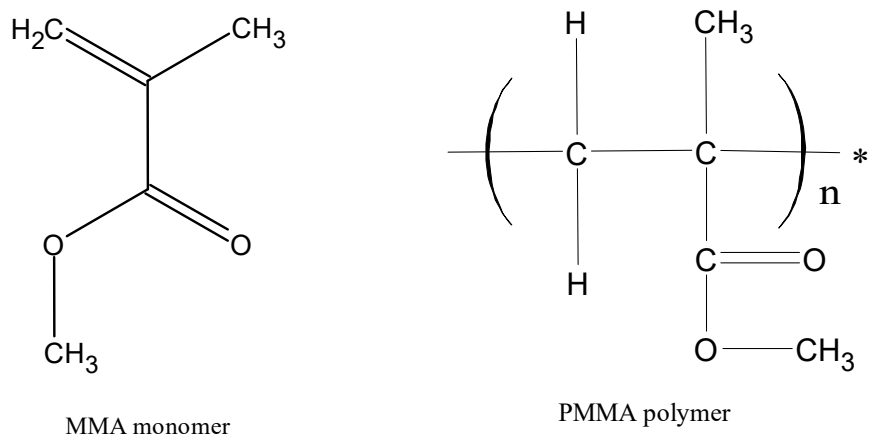
- polymethylmethakrylát (PMMA) $[-\{CH_2-C(CH_3)-CO-OCH_3\}-]$
- polykarbonát (PC) $[-\{O-(CO)-O\}-]$
- polyethylenglykol (PEG) $[-\{CH_2(O)-CH_2(O)\}-]$
- polydimethylsiloxan (PDMS) $[-\{(CH_3)_2-Si-O\}-]$
- polyuretan (PUR) $[-(NH-COO)-]$
- kyselina polymléčná (PLLA) $[-\{O-CH(CH_3)-O\}-]$
- poly(*e*-kaprolakton) (PCL)

Kromě toho jsou často používány tzv. polymerní filmy (PMF), které jsou vyhovující pro své antibakteriální a antimikrobiální účinky.

Ve stomatologii se polymery nejčastěji uplatňují jako zubní výplně, korunky, protézy, měkké vložky, bondy, můstky a při regeneraci zubů (membrány, lešení). [26, 47, 48]

3.5.1. Poly(methylmethakrylát) (PMMA)

PMMA, chemickým názvem poly(methyl-2-methylpropenoát), je průhledný syntetický polymer složený z opakujících se jednotek monomeru methylmethakrylátu (MMA). Chemická struktura PMMA a MMA je znázorněna níže. (Obr. 11).



Obrázek 9 - Chemická struktura monomerní jednotky MMA a polymeru PMMA, upraveno z [26]

Tento materiál je lehký, snadno zpracovatelný a vysoce odolný proti poškrábání a rozbití. Vyznačuje se vysokou mírou biokompatibility, chemickou stabilitou a nízkým rizikem uvolňování toxických látek do dutiny ústní. Pro zachování svého tvaru, struktury a celkové trvanlivosti je často modifikován přidávkem nanočástic oxidu zirkoničitého nebo skleněných vláken. Přirozená průhlednost PMMA umožňuje napodobit vzhled zubní skloviny okolních

zubů a imitovat zbarvení okolních zubů. Jako pigmenty se používají sulfid rtuťnatý, oxid železitý nebo saze. Používá se k výrobě zubních můstků, korunek, protéz a dočasných implantátů. Slabým místem PMMA jsou vysoký polymerizační stupeň smrštění při polymeraci a potenciál podráždění měkkých tkání v důsledku nadbytku monomeru.

PMMA se pro zubní protézy dodává jako předpolymerované kuličky o velikosti 35–200 μm . Následně se vytvrzují emulzní polymerací, přičemž se monomer MMA v kapalné formě smíchá s práškem, vzniká hmota a reakce běží adičním mechanismem. [49]



Obrázek 10 - Příklad použití PMMA na obnovu frontálního chrupu ve formě zubního můstku, upraveno z [50]

3.5.2. Poly- ϵ -kaprolakton (PCL)

PCL je biokompatibilní, vysoce flexibilní alifatický polyester. Molekulová hmotnost substituentů je proměnlivá a díky tomu lze ovlivnit rychlost biologického odbourávání materiálu. PCL je degradován hydrolýzou svých esterových vazeb za fyziologických podmínek v dlouhém časovém intervalu. Je vhodným biomateriálem pro implantáty. [51]

3.5.3. Polymerní filmy

Mikroby přirozeně ulpívají na zubech i dentálních restorativních materiálech. Mikroby nejprve přilnou k povrchu materiálu, následuje bakteriální růst a kolonizace až dojde k vytvoření biofilmu, který je zodpovědný za obvyklá zubní onemocnění. Kompaktní biofilmová matrice chrání bakterie před antibiotickou léčbou. Biofilm obsahuje i kyselé organismy (*Streptococcus mutans*) a laktobacily, které vylučují kyselinu a postupně dochází k demineralizaci skloviny a dentinu. Tento proces většinou vygraduje v závažnou infekci nebo

celkové selhání zubní náhrady. Přídavkem kvartérních amoniových sloučenin nebo anorganických nanočástic do zubních materiálů se zabraňuje růstu bakterií. Mezi další antibakteriální látky patří kopolymery kyseliny akrylové, alkylmethakrylát a liposomy potažené pektinem. [47]

ZÁVĚR

Dentální materiály se staly nedílnou součástí stomatologie. Jsou využívány především za účelem opravy a náhrady chybějících částí v tvrdých a měkkých tkáních v ústech za účelem zlepšení žvýkací a estetické funkce.

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo poskytnout základní přehled o zubních materiálech a informace o jejich vlastnostech. Specifikace jejich složení a rozdělení je nezbytnou součástí pro zubní lékaře, kteří volí vhodný restorativní materiál pro pacienta. Významnou kapitolu předložené bakalářské práce představují kompozitní pryskyřice, které postupně nahrazují tradiční amalgámové výplně. Jedná se o výplně složené ze dvou fází, matricové a výztužné. Obsahují skelné částice, monomery a vazebné činidlo. Postupně bylo přiblíženo jejich složení, aplikace i mechanismus vytvrzování, který probíhá díky fotoinicíatoru. V další části práce jsou podrobně objasněny fyzikální, chemické a biologické vlastnosti dentálních materiálů. Práce se věnuje korozní problematice, popisuje příčiny vzniku a zároveň navrhuje možnosti, jak dosáhnout korozivzdornosti při aplikaci zubních materiálů. Jedny z nejdůležitějších vlastností jsou biokompatibilita a oseointegrace materiálu. Je nezbytné, aby při kontaktu živé tkáně s materiálem nedocházelo k lokálním nebo systémovým negativním účinkům. Proces oseointegrace, tedy spojení dentálního materiálu s kostní tkání, zajišťuje minimální riziko odmítnutí zubního materiálu a podporuje jeho stabilitu v čase. Poslední část práce pojednává o jednotlivých skupinách materiálů aplikovaných v současné stomatologii. Postupně byly popsány dentální cementy, kovové, kompozitní a polymerní materiály.

Moderní medicína se opírá o pokročilé dentální materiály zejména v oblasti rekonstrukční a implantologické terapie. Pokrok v materiálovém výzkumu a vývoj nových technologií rozšiřují možnosti jejich aplikace, čímž přispívají ke zvýšení efektivity a předvídatelnosti léčebných postupů.

POUŽITÁ LITERATURA

- [1] SCHRICKER, S.R. Composite resin polymerization and relevant parameters. Online. In: *Orthodontic Applications of Biomaterials*. Elsevier, 2017, s. 153-170. ISBN 9780081003831. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100383-1.00009-6>. [cit. 2025-06-08].
- [2] RIVA, Yori Rachmia a RAHMAN, Siti Fauziyah. Dental composite resin: A review. Online. *The 4th Biomedical Engineering's Recent Progress in Biomaterials, Drugs Development, Health, and Medical Devices*. 2019, roč. 2193, č. 1, s. 020011-1–020011-6. ISBN 978-0-7354-1944-5. Dostupné z: <https://doi.org/10.1063/1.5139331>. [cit. 2025-06-08].
- [3] *What's in Your Composite? Monomers Unmasked*. Online. 2021. Dostupné z: <https://dentalblog.3m.com/dental/whats-in-your-composite-monomers-unmasked-2/>. [cit. 2025-06-08].
- [4] PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Online. *European Journal of Oral Sciences*. 1997, roč. 105, č. 2, s. 97-116. Dostupné z: <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x>. [cit. 2025-06-08].
- [5] DU, Minhui a ZHENG, Ying. Degree of conversion and mechanical properties studies of UDMA based materials for producing dental posts. Online. *Polymer Composites*. 2008, roč. 29, č. 6, s. 623-630. ISSN 0272-8397. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pc.20420>. [cit. 2025-06-09].
- [6] MITTHRA, Suresh a VINAY KUMAR REDDY, Tirpuravaram. Role of Silorane composites in Dentistry- an Overview of the Composition and Properties. Online. *Indian Journal of Forensic Medicine and Toxicology*. 2020, roč. 14, č. 2, s. 1179-1183. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/346676693> [cit. 2025-06-12].
- [7] AGARWAL, Abhinay; KUNDGULWAR, Payal; JAIN, Atul; SHARMA, Rohit; ANSARI, Mohd.abbas et al. POLYMERIZATION OF COMPOSITE AND ASSOCIATED FACTORS. Online. *TMU J Dent*. 2020, roč. 7, č. 2, s. 33-35. Dostupné z: https://tmujdent.co.in/pdf/vol7issue2/vol_7_2-33-35.pdf. [cit. 2025-06-12].
- [8] *Initiation, Propagation, Termination*. Online. 2013. Dostupné z: <https://www.masterorganicchemistry.com/2013/09/06/initiation-propagation-termination/>. [cit. 2025-06-09].

- [9] MAZUMDAR, Paromita a CHOWDHURY, Deepshikha. *Assessment of Physical Properties of Dental Restorative Materials*. Online. John Wiley, 2021. Dostupné z: <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/9781119688044.ch2>. [cit. 2025-06-09].
- [10] An Overview on Properties of Dental Materials: A Literature Review. Online. *Kepes*. 2023, roč. 21, č. 4, s. 74-81. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/374590201>. [cit. 2025-06-09].
- [11] Část I.: Dělení dentálních slitin, fyzikální a chemické vlastnosti. Online. *Čes. stomat.* 2008, roč. 108, č. 2, s. 39–46. Dostupné z: <https://cspzl.dent.cz/pdfs/sto/2008/02/05.pdf>. [cit. 2025-06-09].
- [12] CHO, Kiho; RAJAN, Ginu; FARRAR, Paul; PRENTICE, Leon a PRUSTY, B. Gangadhara. Dental resin composites: A review on materials to product realizations. Online. *Composites Part B: Engineering*. 2022, roč. 230, č. 109495. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.109495>. [cit. 2025-06-09].
- [13] *Dental Materials and Their Selection*. Online. 3. Quintessence Publishing Co, 2002. Dostupné z: <https://library.unmas.ac.id/repository/E-FKG0170.pdf>. [cit. 2025-06-09].
- [14] *Chemical properties*. Online. Pocket Dentistry. 2015. Dostupné z: <https://pocketdentistry.com/1-8-chemical-properties/>. [cit. 2025-06-09].
- [15] Passivity of Some Dental Materials in Ringer’s Solution. Online. *Acta Stomat Croat.* 2003, roč. 37, č. 3, s. 257-260. Dostupné z: https://core.ac.uk/outputs/14377196/?utm_source=pdf&utm_medium=banner&utm_campaign=pdf-decoration-v1. [cit. 2025-06-09].
- [16] UPADHYAY, Deepti; PANCHAL, Manoj A.; DUBEY, R.S. a SRIVASTAVA, V.K. Corrosion of alloys used in dentistry: A review. Online. *Materials Science and Engineering: A*. 2006, roč. 432, č. 1-2, s. 1-11. ISSN 09215093. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2006.05.003>. [cit. 2025-06-09].
- [17] Korozní odolnost titanu ve stomatologických aplikacích. Online. *Čes. Stomat.* 2005, roč. 105, č. 1, s. 20–25. Dostupné z: <https://cspzl.dent.cz/pdfs/sto/2005/01/04.pdf>. [cit. 2025-06-09].
- [18] HUANG, Her-Hsiung. Surface characterization of passive film on NiCr-based dental casting alloys. Online. *Biomaterials*. 2003, roč. 24, č. 9, s. 1575-1582. ISSN 01429612. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00544-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00544-6). [cit. 2025-06-09].
- [19] Water Sorption and Solubility of an Experimental Dental Material: Comparative Study. Online. *Applied Medical Informatics*. 2011, roč. 29, č. 4, s. 27-33. Dostupné z: <https://ami.info.umfcluj.ro/index.php/AMI/article/view/356>. [cit. 2025-06-09].

- [20] *Dental Material – Biological Properties*. Online. My Dental Technology Notes. 2018. Dostupné z: <https://mydentaltechnologynotes.wordpress.com/2018/06/18/dental-material-biological-properties/>. [cit. 2025-06-09].
- [21] Dentální slitiny kovů Část II.: Biologické vlastnosti slitin. Online. *Čes. Stomat.* 2008, roč. 108, č. 3, s. 76–79. Dostupné z: <https://cspzl.dent.cz/pdfs/sto/2008/03/05.pdf>. [cit. 2025-06-09].
- [22] SHAHI, Shahriar; ÖZCAN, Mutlu; MALEKI DIZAJ, Solmaz; SHARIFI, Simin; AL-HAJ HUSAIN, Nadin et al. A review on potential toxicity of dental material and screening their biocompatibility. Online. *Toxicology Mechanisms and Methods*. 2019, roč. 29, č. 5, s. 368-377. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/15376516.2019.1566424>. [cit. 2025-06-09].
- [23] WATAHA, John C. Principles of biocompatibility for dental practitioners. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001, roč. 86, č. 2, s. 203-209. Dostupné z: <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.117056>. [cit. 2025-06-09].
- [24] ZAFAR, Muhammad S.; ULLAH, Rizwan; QAMAR, Zeeshan; FAREED, Muhammad A.; AMIN, Faiza et al. Properties of dental biomaterials. Online. In: *Advanced Dental Biomaterials*. Elsevier, 2019, s. 7-35. ISBN 9780081024768. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102476-8.00002-5>. [cit. 2025-06-09].
- [25] POKORNÁ, Eliška. *Dentální implantáty a důležité informace pro pacienty*. Online, Diplomová práce. Brno: Masarykova univerzita, 2018. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/k72px/Diplomova_prace.pdf. [cit. 2025-06-09].
- [26] REZA REZAIE, Hamid; BEIGI RIZI, Hassan; REZAEI KHAMSEH, Mojdeh Mahdi a ÖCHSNER, Andreas. *A Review on Dental Materials*. Online. *Advanced Structured Materials*. Springer International Publishing, 2020. ISBN 978-3-030-48930-4. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-48931-1>. [cit. 2025-06-10].
- [27] *I. Zubní výplně - základní informace*. Online. Zuby.cz. 2021. Dostupné z: <https://www.zuby.cz/a/i-zubni-vyplne-zakladni-informace>. [cit. 2025-06-10].
- [28] ST. JOHN, Kenneth R. Biocompatibility of Dental Materials. Online. *Dental Clinics of North America*. 2007, roč. 51, č. 3, s. 747-760. ISSN 00118532. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.003>. [cit. 2025-06-10].
- [29] *Dental Fillings: Types, Procedure, and Aftercare*. Online. Whitealigndentalcare. 2024. Dostupné z: <https://whitealigndentalcare.com/dental-fillings-types-procedure-and-aftercare/>. [cit. 2025-06-10].

- [30] Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. Online. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2015, roč. 36, č. 6, s. 400-405. Dostupné z: https://edmcclaren.com/store/1/Articles/cer_class_compendium_2015.pdf. [cit. 2025-06-10].
- [31] HO, Gary Willie a MATINLINNA, Jukka Pekka. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. Online. *Silicon*. 2011, roč. 3, č. 3, s. 109-115. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9078-7>. [cit. 2025-06-10].
- [32] AN UPDATE OF CERAMICS IN DENTISTRY. Online. *Int Journal of Clinical Dentistry*. 2009, roč. 2, č. 4, s. 3-27. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Richard-Noort/publication/286501096_An_update_of_ceramics_in_dentistry/links/57024adb08ae1924a7679c82/An-update-of-ceramics-in-dentistry.pdf. [cit. 2025-06-10].
- [33] RAGHAVAN, R. Narasimha. Ceramics in Dentistry. Online. In: *Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques*. IntechOpen, 2012, s. 204-224. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/sintering-of-ceramics-new-emerging-techniques/ceramics-in-dentistry>. [cit. 2025-06-10].
- [34] *Keramické korunky a fazety*. Online. Dsmile.cz. 2024. Dostupné z: <https://dsmile.cz/nase-prace/keramicke-korunky-fazety>. [cit. 2025-06-10].
- [35] WINGO, Kipp. A Review of Dental Cements. Online. *Journal of Veterinary Dentistry*. 2018, roč. 35, č. 1, s. 18-27. ISSN 0898-7564. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0898756418755339>. [cit. 2025-06-10].
- [36] LOWE, Robert A. Dental cements: an overview. Online. *Dent Today*. 2011, roč. 7, č. 2, s. 20-29. Dostupné z: https://henryschein.com.au/documents/PDFs/IntDent/20_lowe.pdf. [cit. 2025-06-10].
- [37] MITRA, S.B. Dental cements: formulations and handling techniques. Online. In: *Dental Biomaterials*. Elsevier, 2008, s. 162-193. ISBN 9781845692964. Dostupné z: <https://doi.org/10.1533/9781845694241.162>. [cit. 2025-06-10].
- [38] PEGORARO, Thiago A.; DA SILVA, Nelson R.F.A. a CARVALHO, Ricardo M. Cements for Use in Esthetic Dentistry. Online. *Dental Clinics of North America*. 2007, roč. 51, č. 2, s. 453-471. ISSN 00118532. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.003>. [cit. 2025-06-10].

- [39] *Odolnost dentálních materiálů vůči nástrojům a přístrojům dentální hygienistky*. Online, Bakalářská práce. Praha: Univerzita Karlova, 2022. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/180133/130339217.pdf?sequence=1>. [cit. 2025-06-10].
- [40] GIVAN, Daniel A. Precious Metals in Dentistry. Online. *Dental Clinics of North America*. 2007, roč. 51, č. 3, s. 591-601. ISSN 00118532. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.005>. [cit. 2025-06-10].
- [41] METALLIC MATERIALS FOR USE IN DENTISTRY. Online. *The Holistic Approach to Environment*. 2017, roč. 7, č. 1, s. 39-58. Dostupné z: <https://hrcak.srce.hr/file/249245>. [cit. 2025-06-10].
- [42] OLBRECHTOVÁ, Tereza. *Medicinální využití titanu a jeho slitin v oblasti ústní, čelistní a obličejové chirurgie a spondylochirurgie*. Online, Bakalářská práce. Pardubice: Univerzita Pardubice, 2024. Dostupné z: <https://theses.cz/id/2jb7t6/>. [cit. 2025-06-10].
- [43] PALKOVICOVA, Lubica; URSINYOVA, Monika; MASANOVA, Vlasta; YU, Zhiwei a HERTZ-PICCIOTTO, Irva. Maternal amalgam dental fillings as the source of mercury exposure in developing fetus and newborn. Online. *Journal of Exposure Science & Environmental Epidemiology*. 2008, roč. 18, č. 3, s. 326-331. ISSN 1559-0631. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/sj.jes.7500606>. [cit. 2025-06-10].
- [44] *SMART Amalgam Removal in Toronto*. Online. Atlasdental. 2025. Dostupné z: <https://www.atlasdental.ca/smart-amalgam-removal/>. [cit. 2025-06-10].
- [45] ZIMMERLI, Brigitte; STRUB, Matthias; JEGER, Franziska; STADLER, Oliver a LUSSI, Adrian. Composite materials: Composition, properties and clinical applications A Literature Review. Online. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2010, roč. 120, č. 11, s. 972-979. Dostupné z: https://old.swissdentaljournal.org/fileadmin/upload_sso/2_Zahnaerzte/2_SDJ/SMfZ_2010/SMfZ_11_2010/smfz_11_2010_research1.pdf. [cit. 2025-06-10].
- [46] KUMAR, Naresh; KHOSO, Noor Ahmed; SANGI, Laila; BHANGAR, Faisal a KALHORO, Feroze Ali. DENTAL RESIN-BASED COMPOSITES: A TRANSITION FROM MACROFILLED TO NANOFILLED. Online. *J Pak Dent Assoc*. 2012, roč. 21, č. 1, s. 39 - 44. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/236409457> [cit. 2025-06-10].
- [47] ROKAYA, Dinesh; SRIMANEEPPONG, Viritpon; SAPKOTA, Janak; QIN, Jiaqian; SIRALEARTMUKUL, Krisana et al. Polymeric materials and films in dentistry: An

- overview. Online. *Journal of Advanced Research*. 2018, roč. 14, č. 11, s. 25-34. ISSN 20901232. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jare.2018.05.001>. [cit. 2025-06-10].
- [48] DEB, S. Polymers in Dentistry. Online. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1998, roč. 212, č. 6, s. 453-464. Dostupné z: <http://pih.sagepub.com/content/212/6/453>. [cit. 2025-06-10].
- [49] AGOP- FORNA, Doriana; POPA, Paul Serban a POPA, Gabriel Valentin. PMMA IN DENTISTRY: A MODERN SOLUTION FOR SUSTAINABLE DENTAL RESTORATIONS. Online. *MEDICINE AND MATERIALS*. 2024, roč. 4, č. 2, s. 77-84. Dostupné z: https://medicineandmaterials.com/wp-content/uploads/MM_2024_010.pdf. [cit. 2025-06-10].
- [50] *Můstek z PMMA multicolor*. Online. Dentix. 2025. Dostupné z: <https://www.dentix.cz/pmma/>. [cit. 2025-06-10].
- [51] SALEHI-NIK, Nasim; REZAI RAD, Maryam; NAZEMAN, Pantea a KHOJASTEH, Arash. Polymers for oral and dental tissue engineering. Online. In: *Biomaterials for Oral and Dental Tissue Engineering*. 18. Elsevier, 2017, s. 25-46. ISBN 9780081009611. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100961-1.00003-7>. [cit. 2025-06-10].