

Využití polymerů ve stomatologii

Mgr. Hana Cajsbergerová

Bakalářská práce
2015



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně

Fakulta technologická

Ústav inženýrství polymerů

akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Mgr. Hana Cajsbergerová**
Osobní číslo: **T12731**
Studijní program: **B2808 Chemie a technologie materiálů**
Studijní obor: **Chemie a technologie materiálů**
Forma studia: **kombinovaná**

Téma práce: **Využití polymerů ve stomatologii**

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se zaměří na polymery používané ve stomatologii a na jejich využití. Student vypracuje literární rešerši na dané téma, seznámí čtenáře s typy polymerů užívaných ve stomatologii, jejich výrobou, vlastnostmi, technologiemi zpracování a konkrétními aplikacemi. Práce bude také obsahovat požadavky na polymerní materiály užívané ve stomatologii a způsob jejich hodnocení.

Rozsah bakalářské práce:

Rozsah příloh:

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

Seznam odborné literatury:

VACEK, Mojmír a kol. Stomatologické materiály. Praha: Avicenum, 1980. 228s. IBSN 08-009-08

DUCHÁČEK, Vratislav. Polymery: výroba, vlastnosti, zpracování, použití. Vyd. 2. Praha: Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, 2006, 278 s. IBSN 978-80-7080-617-6.

Další zdroje z impaktovaných zahraničních časopisů a dle požadavků vedoucího práce.

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Alice Tesaříková Svobodová

Ústav inženýrství polymerů

Datum zadání bakalářské práce:

16. ledna 2015

Termín odevzdání bakalářské práce:

25. května 2015

Ve Zlíně dne 2. března 2015


doc. Ing. Roman Čermák, Ph.D.
děkan




Ing. Lubomír Beníček, Ph.D.
ředitel ústavu

Příjmení a jméno:

Obor:

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že

- beru na vědomí, že odevzdáním diplomové/bakalářské práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších právních předpisů, bez ohledu na výsledek obhajoby ¹⁾;
- beru na vědomí, že diplomová/bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému dostupná k nahlédnutí, že jeden výtisk diplomové/bakalářské práce bude uložen na příslušném ústavu Fakulty technologické UTB ve Zlíně a jeden výtisk bude uložen u vedoucího práce;
- byl/a jsem seznámen/a s tím, že na moji diplomovou/bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3 ²⁾;
- beru na vědomí, že podle § 60 ³⁾ odst. 1 autorského zákona má UTB ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- beru na vědomí, že podle § 60 ³⁾ odst. 2 a 3 mohu užít své dílo – diplomovou/bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen s předchozím písemným souhlasem Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše);
- beru na vědomí, že pokud bylo k vypracování diplomové/bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tedy pouze k nekomerčnímu využití), nelze výsledky diplomové/bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- beru na vědomí, že pokud je výstupem diplomové/bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považují se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá. Neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Ve Zlíně

.....

¹⁾ zákon č. 111/1998 Sb. o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších právních předpisů, § 47 Zveřejňování závěrečných prací:

(1) Vysoká škola nevdělečně zveřejňuje disertační, diplomové, bakalářské a rigorózní práce, u kterých proběhla obhajoba, včetně posudků oponentů a výsledku obhajoby prostřednictvím databáze kvalifikačních prací, kterou spravuje. Způsob zveřejnění stanoví vnitřní předpis vysoké školy.

(2) Disertační, diplomové, bakalářské a rigorózní práce odevzdané uchazečem k obhajobě musí být též nejméně pět pracovních dnů před konáním obhajoby zveřejněny k nahlížení veřejnosti v místě určeném vnitřním předpisem vysoké školy nebo není-li tak určeno, v místě pracoviště vysoké školy, kde se má konat obhajoba práce. Každý si může ze zveřejněné práce pořizovat na své náklady výpisy, opisy nebo rozmnoženiny.

(3) Platí, že odevzdáním práce autor souhlasí se zveřejněním své práce podle tohoto zákona, bez ohledu na výsledek obhajoby.

²⁾ zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, § 35 odst. 3:

(3) Do práva autorského také nezasahuje škola nebo školské či vzdělávací zařízení, užije-li nikoli za účelem přímého nebo nepřímého hospodářského nebo obchodního prospěchu k výuce nebo k vlastní potřebě dílo vytvořené žákem nebo studentem ke splnění školních nebo studijních povinností vyplývajících z jeho právního vztahu ke škole nebo školskému či vzdělávacímu zařízení (školní dílo).

³⁾ zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, § 60 Školní dílo:

(1) Škola nebo školské či vzdělávací zařízení mají za obvyklých podmínek právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla (§ 35 odst. 3). Odpírá-li autor takového díla udělit svolení bez vážného důvodu, mohou se tyto osoby domáhat nahrazení chybějícího projevu jeho vůle u soudu. Ustanovení § 35 odst. 3 zůstává nedotčeno.

(2) Není-li sjednáno jinak, může autor školního díla své dílo užít či poskytnout jinému licenci, není-li to v rozporu s oprávněnými zájmy školy nebo školského či vzdělávacího zařízení.

(3) Škola nebo školské či vzdělávací zařízení jsou oprávněny požadovat, aby jim autor školního díla z výdělku jím dosaženého v souvislosti s užitím díla či poskytnutím licence podle odstavce 2 přiměřeně přispěl na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložily, a to podle okolností až do jejich skutečné výše; přitom se přihlédne k výši výdělku dosaženého školou nebo školským či vzdělávacím zařízením z užití školního díla podle odstavce 1.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá využitím polymerních materiálů ve stomatologii. Podává informaci o požadavcích kladených na polymerní materiály a způsob jejich hodnocení. Jsou zde uvedeny používané materiály, jejich vlastnosti, výroba, zpracování a jejich konkrétní aplikace ve stomatologické ordinaci a laboratoři.

Klíčová slova: polymethylmetakrylát, dentální pryskyřice, otiskovací materiál, zubní náhrady.

ABSTRACT

Bachelor thesis deals with the use of polymeric materials in dentistry. It is focused on information about the demands placed on polymer materials and the method of evaluation. Used materials, their properties, production, processing and their specific applications in a dental office and laboratory are presented.

Keywords: polymethylmethacrylate, dental resins, impression material, dental prosthesis.

Na tomto místě bych ráda poděkovala Ing. Alici Tesařikové Svobodové za vstřícné vedení, poskytnutí odborných rad a připomínek, které přispěly k realizaci této práce. Poděkování patří také mé rodině a příteli za trpělivost a morální podporu v průběhu studia.

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

OBSAH

ÚVOD	10
1 HISTORICKÝ VÝVOJ PROTETICKÝCH MATERIÁLŮ	11
2 POŽADAVKY NA POLYMERNÍ MATERIÁLY A ZPŮSOB JEJICH HODNOCENÍ	12
2.1 ZPRACOVATELNOST	12
2.2 MECHANICKÉ VLASTNOSTI.....	12
2.3 FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI	13
2.4 CHEMICKÉ VLASTNOSTI	14
2.5 BIOLOGICKÉ VLASTNOSTI.....	15
3 POLYMERNÍ MATERIÁLY VE STOMATOLOGII	17
3.1 POLYMETYLMETAKRYLÁT (PMMA).....	17
3.1.1 Výroba a zpracování	19
3.1.2 Technologie zpracování	21
3.1.3 Vlastnosti PMMA	23
3.2 POLYAMIDY (PA).....	23
3.3 POLYESTERY	26
3.3.1 Polykarbonáty (PC).....	26
3.3.2 Polyetylentereftaláty (PET).....	27
3.4 POLYURETANY (PUR).....	27
3.5 EPOXIDOVÉ PRYSKYŘICE.....	28
3.6 ALGINÁTY	28
3.7 ELASTOMERY	29
3.7.1 Polyétery	29
3.7.2 Silikony	29
3.7.3 Polysulfidy	30
3.8 GUTAPERČA	30
3.9 ŠIRŠÍ VYUŽITÍ POLYMERŮ	31
4 APLIKACE POLYMERNÍCH MATERIÁLŮ VE STOMATOLOGII	32
4.1 POLYMERY POUŽÍVANÉ VE STOMATOLOGICKÝCH ORDINACÍCH.....	32
4.1.1 Otiskovací hmoty	32
4.1.2 Výplňové materiály	35
4.1.3 Provizorní materiály.....	36
4.1.4 Ortodontické zámky	37
4.1.5 Šicí materiály	37
4.2 POLYMERY POUŽÍVANÉ VE STOMATOLOGICKÝCH LABORATOŘÍCH.....	37
4.2.1 Zhotovení modelů	37
4.2.2 Dublovací materiály	39
4.2.3 Modelovací pryskyřice.....	39
4.2.4 Izolační prostředky	40
4.2.5 Pryskyřice na výrobu zubních náhrad	40
4.2.6 Pryskyřice na výrobu otiskovacích lžic.....	41
4.2.7 Korunkové pryskyřice C+B	41
4.2.8 Úprava povrchu lakováním	41

4.2.9	Polyamidové zubní náhrady	42
4.2.10	Polyesterové dokončovací pásy	42
4.2.11	Ústní chrániče.....	43
ZÁVĚR		44
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....		46
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK		56
SEZNAM OBRÁZKŮ		57
SEZNAM TABULEK.....		58

ÚVOD

Polymerní materiály se ve stomatologii používají v závislosti na jejich vlastnostech v průběhu zpracovávání a na očekávaných vlastnostech konkrétní aplikace. Protože se jedná o materiály, které budou v přímém kontaktu s živou tkání, je kladen vysoký důraz na jejich zdravotní nezávadnost. Materiály musí být dobře zpracovatelné, s přesnou vypočítací schopností o stavu v ústech, s hladkým povrchem, bez chuti, bez zápachu a nesmí docházet k jejich rozměrovým ani objemovým změnám, či k dráždění sliznice.

Polymery se používají především v protetické stomatologii. Své uplatnění nachází také v endodoncii a ortodoncii. Při výrobě zubních náhrad lze polymerní materiály rozdělit na pomocné a hlavní, přičemž pomocné jsou takové, které k výrobě zubní náhrady pouze přispívají, ale v jejím konečném výrobku obsaženy nebudou. Mezi pomocné materiály řadíme především otiskovací hmoty na bázi agaru, alginátu, silikonu, polyéteru a polysulfidu. Očekává se od nich dobrá přilnavost, viskozita, přiměřená doba tuhnutí, pevnost při vyjímání, přesnost otisku a zdravotní nezávadnost. Mezi hlavní materiály patří hlavně akrylové polymery, především polymethylmetakrylát, dále polyamidy a polykarbonáty. Kladou se na ně požadavky z hlediska pevnosti, odolnosti, rozměrové stability, nerozpustnosti a nenasákavosti, barevné stálosti a zdravotní nezávadnosti. V endodoncii se setkáváme s polymerem na přírodní bázi, gutaperčou.

Zubní náhrady se zhotovují při částečné nebo úplné ztrátě chrupu. Používají se snímatelné nebo fixní zubní náhrady. Celkové snímatelné zubní náhrady jsou tvořeny pryskyřičnými zuby vsazenými do individuálně vytvořeného modelu dásní. Náhrada se po vložení do úst přisaje podtlakem k dásním, zatímco částečné náhrady se musí přidržovat v ústech kovovými sponami, zásuvnými spoji či třmeny. Částečné snímatelné náhrady se používají v případě, pokud není možné nahradit chybějící zuby fixním můstkem nebo implantátem. Polymery se používají také k různým estetickým úpravám chrupu – fazet, inlejí, onlejí aj. [1 - 3].

Polymery v zubním lékařství musí splňovat požadavky nejen na funkční hledisko náhrady a její odolnost, ale také na estetický vzhled.

1 HISTORICKÝ VÝVOJ PROTETICKÝCH MATERIÁLŮ

K nejstarším protetickým materiálům patří zlato. Dokladem jsou archeologické nálezy „fixačních můstků“ ze 4. až 10. století před naším letopočtem. Pro můstky se také používaly „umělé“ zuby lidské nebo zvířecí, upevněné do úst ligaturami ze zlatých drátů, nebo fixované plechovými obroučkami. Materiálová kombinace zlata a umělých zubů vydržela až do novověku. První primitivní umělé porcelánové zuby byly použity až na počátku 18. století. První otiskovací hmotou byl zřejmě Pfaffův pečtní vosk. Koncem 18. století zhotovil snad první celoporcelánovou protézu Alexis Duchateau. Postupně se začaly objevovat první spony, okludory, kramponové zuby (ty se letovaly ke zlaté bázi protézy). Od roku 1848 se otiskovaly bezzubé čelisti gutaperčou a v roce 1856 připravil Charles Stent první kompoziční otiskovací hmotu [2 - 4].

V polovině 19. století se začíná ve větší míře používat jako protetický materiál kaučuk. V roce 1870 se objevují pokusy o jeho náhradu celuloidem nebo bakelitem (1900). Kaučuk však vydržel jako hlavní materiál až do 40. let 20. století a nahrazen byl teprve polymethylmetakryláty. V roce 1936 byla na trh poprvé uvedena bazální, teplem polymerující hmota Paladon určená pro báze snímatelných protéz, polymerovaná ve vulkanizačním kotli při teplotě 140°C a o 2 roky později korunková hmota Palapont v barvě zubů. Umělé pryskyřičné zuby Palodens používané do zubních náhrad jsou známy od roku 1940. V roce 1949 se začalo rozšiřovat používání rychle polymerujících metylmetakrylátových plastických hmot [3, 4].

Zvláštní kapitolou vývoje náhrad je používání elastických otiskovacích hmot. Už v roce 1925 popsal Alphous Poller užití agarů, ale až v roce 1940 se začaly používat alginátové otiskovací hmoty. K výraznému rozkvětu v této oblasti došlo až po roce 1950, kdy se začaly objevovat měkké plastické hmoty – silikonové, polysulfidové a později polyéterové otiskovací hmoty [4].

Od padesátých let minulého století umělé hmoty prodělávaly a stále prodělávají mnohostranný rozvoj. Z jednoduchých původních metylmetakrylátů jsme se postupně dočkali kvalitní inovace všech základních typů a objevu nových typů vhodných k volné modelaci, lití, až ke kompozitům, polymerujícím světlem.

2 POŽADAVKY NA POLYMERNÍ MATERIÁLY A ZPŮSOB JEJICH HODNOCENÍ

Na materiály používané ve stomatologii jsou kladeny vysoké nároky především z hlediska zdravotní nezávadnosti a biologické snášenlivosti, protože tyto materiály jsou v neustálém kontaktu s ústní dutinou. Musí být bez chuti a zápachu, musí mít dostatečnou přesnost při zpracování, objemovou stálost, pevnost v lomu, vhodné tepelné vlastnosti, chemickou odolnost, vazbu ke kovům, plastům a keramice, nerozpustnost a nenasákavost, snadné zpracování s možností oprav, příjemný vzhled a barevnou stálost. Důležitá je také dlouhodobá trvanlivost jejich vlastností a životnost. Na ostatní materiály a pomůcky, které se používají krátkodobě nebo jednorázově ke zhotovení výrobků, nemusí být kladeny tak vysoké požadavky jako na hmoty, ze kterých se zhotovují např. zubní náhrady. V ústní dutině se neustále mění podmínky prostředí v závislosti na stravovacích návycích. Trvanlivost zubních náhrad je tak ovlivněna změnami pH, teplot a mechanického zatížení, ke kterým neustále dochází. Použitý materiál by se měl co nejvíce podobat přirozeným vlastnostem tkání z hlediska mechanického, fyzikálního, chemického, biologického a estetického [2, 3].

2.1 Zpracovatelnost

Mnoho materiálů se dodává ve dvou či více složkách, jejichž smísením dochází k chemické reakci a výrazné změně vlastností. Sledují se také vlastnosti materiálu během skladování, před použitím, při míchání, tuhnutí a po zpracování, aby nedocházelo k degradaci např. vlhkem nebo světlem. Pro správné zpracování jsou důležité informace o způsobu míchání, míšícím poměru, viskozitě, barevném odlišení, rychlosti míchání a její době. Pokud by tyto charakteristiky byly časově či jinak namáhavé, mohou ovlivnit přijatelnost produktu [2, 4].

2.2 Mechanické vlastnosti

Vlastnosti látek závisí na jejich vnitřní struktuře. Pravidelným uspořádáním atomů a molekul jsou charakteristické krystalické látky, zatímco nepravidelným uspořádáním látky amorfni. Tyto látky se od sebe liší také svými vlastnostmi při zatížení. Krystalické látky jsou v tlaku tvrdší, pružnější a pevnější než látky amorfni. Amorfni látky při zahřívání měknou postupně a stávají se plastickými, zatímco krystalické mají výrazný bod tání, při němž náhle ztekutí.

Pevnost a pružnost charakterizují odolnost materiálu při opotřebení (např. kousáním), aby nedocházelo k jeho deformaci či lomu. Hodnotí se zkouškami pevnosti v tahu, tlaku, ohybu, zkrutu. Napětí, kterému jsou materiály vystaveny, roste pomalu a rovnoměrně. Materiál je schopen se pružně deformovat až do určitého zatížení. Po odstranění napětí se vrací do původního stavu i tvaru. Roste-li ale napětí dále přes mez průtažnosti (kluzu), zůstane i po odlehčení trvalá (plastická) deformace. Překročí-li napětí mez pevnosti, materiál se nevrátí, zdeformuje, praskne nebo se přetrhne [2, 3].

Tvrdoost podává informaci o odolnosti materiálu proti porušení povrchu vrypem, otěrem, řezáním apod. Při testování se do povrchu vtláče tělísko konstantního tvaru a velikosti. Z průměru vtisku se najde v tabulkách příslušné číslo tvrdosti. Zkouška tvrdosti podle Brinella se provádí tělesem kulového tvaru. Ke zkoušce tvrdosti podle Vickerse se používá jako zkušební těleso diamantový čtyřboký jehlan s vrcholovým úhlem 136° a metoda podle Rockwella využívá přímo měření hloubky penetrace kónického diamantu [2, 3, 5].

Elasticita a viskoelasticita jedná se o schopnost materiálu podrobit se elastickému namáhání. Pokud se po uvolnění napětí vrátí zpět do původního stavu, nazýváme materiál elastickým. Dochází-li k zotavení pomalu, nebo dojde-li k deformaci, označujeme ho viskoelastickým. Těchto vlastností se využívá u elastických otiskovacích hmot. Jejich trvalá deformace závisí na intenzitě napětí a době působení [3].

2.3 Fyzikální vlastnosti

Barva určuje vzhled výrobku. Závisí na vlastnostech materiálu, ze kterého je předmět zhotoven a na světelných podmínkách. K získání požadovaného odstínu se používají barevné pigmenty. Výsledný odstín odpovídá vlnové délce odraženého světla po pohlcení části záření pigmenty [6].

Dentální materiály musí odolávat rychlým **změněm teploty** v závislosti na přijímané potravě. Větší rozmezí teplotních změn pozorujeme při zpracování materiálů v laboratoři. Například polymerace plastů probíhá při teplotě okolo 100°C . Teplota se měří teploměry a k popisu tepelných charakteristik se používá diferenční skenovací kalorimetrie či diferenční termální analýzy. Z hlediska tepelné vodivosti jsou akrylátové pryskyřice špatnými vodiči tepla a na změnu reagují opožděně. Je snahou vyvíjet zubní materiály s optimální tepelnou vodivostí, které přiměřeně ovlivňují tkáň. Většina látek, při zahřívání expanduje a při ochlazování kontrahuje. Z tohoto důvodu se setkáváme při zpracovávání materiálů

s teplotními rozdíly a s tím spojenými změnami objemu. Významné jsou kontrakce vznikající polymerací akrylátů, otiskovacích hmot a kompozitních materiálů. Vznikající změny objemu se musí vyrovnat vhodným laboratorním postupem, stejně jako i změny provázející tuhnutí materiálů. U polymerů se mění koeficient tepelné roztažnosti při přechodu ze skelné fáze do elastické. Rozdíly v tepelných koeficientech zubní tkáně a materiálu může vést až k fraktuře v místě vazby. Snahou výrobců je tedy připravit materiály s minimálními objemovými změnami [2, 3, 7, 8].

2.4 Chemické vlastnosti

Chemické složení materiálů je hlavním faktorem, který určuje trvanlivost protetik v ústní dutině. Polymery musí být odolné proti rozpouštění, erozi a nesmí vyplavovat částice do slin. V tabulce 1 je uvedeno porovnání chemické odolnosti polymerů v různém prostředí.

Rozpustnost materiálů v ústech, kde se běžně mění pH od 4 do 8,5, může přispívat k degradaci materiálu. Dentální polymery jsou citlivé k hydrolytickým a hygroskopickým účinkům rozpouštědla v různé míře, v závislosti na jejich chemické struktuře. Sorpce vody polymery ovlivňuje velikost, mechanické vlastnosti a pevnost vazby k zubu. Znalost maximální absorpce vody a její difúzní koeficient jsou důležité při určování časové závislosti mechanických vlastností a hydroskopické expanze pryskyřic. Pryskyřice vhodná pro použití jako dentálního materiálu, musí podle normy ISO vykazovat sorpci vody nižší než $50 \mu\text{g}\cdot\text{mm}^{-3}$ a rozpustnost nižší než $5 \mu\text{g}\cdot\text{mm}^{-3}$. Zatímco fyzikální a mechanické vlastnosti mohou být významně ovlivněny účinky rozpouštědla, absorpce a vyluhování mohou představovat problém krátkodobého vylučování nezreagovaných částic a dlouhodobého vylučování produktů podléhajících degradaci v ústech [9, 10].

Vyluhování složek polymeru je spojeno s absorpcí vody a difúzí. Takto může dojít ke změně vlastností materiálu nebo k nežádoucímu dráždění okolních tkání. Vyluhování lze pozorovat např. u dočasně měkkých podkladových hmot. Jedná se o plastifikátory, které akrylátu dodávají pružnost. Jejich vyplavováním do slin začíná materiál tvrdnout. Testování rozpustnosti dentálních materiálů spočívá v uchování vzorků o daném tvaru a velikosti po určitou dobu ve vodě. Tyto testy slouží pouze k porovnávání materiálů a nejsou skutečným odrazem podmínek v ústech [2, 8, 11].

Tabulka 1: Porovnání chemické odolnosti polymerů [12].

1 – velká, 2 – střední, 3 – malá, KN – sklon ke korozi za napětí

Polymer	Stupeň odolnosti proti					
	vodě	roztokům solí	kyselinám	zásadám	oxidačním činitelům	rozpouštědlům
PMMA	2	1	2	2	2 až 3	3 KN
PA	2	2	3 KN	2	3	1 až 3 KN
PC	1	1	2 až 3	3	3	2 až 3 KN
PET	1	1	2	3	3	1 až 3
PU	2	2	3	2	3	1 až 3
PVC	1	1	1 až 2	1 až 2	2 až 3	1 až 3
Epoxidové pryskyřice	2	2	2	2	3	1 až 3
Polyesterové pryskyřice	1 až 2	1	1 až 2	3	3	1 až 2

2.5 Biologické vlastnosti

Všechny materiály umístěné v kontaktu s živou tkání musí prokazovat **zdravotní nezávadnost**. Nesmí působit toxicky, dráždivě, alergicky, karcinogenně ani teratogenně.

Materiály na bázi polymethylmetakrylátu a dimetakrylátu jsou spojovány s imunitními reakcemi sliznic v ústech. Problémy obvykle způsobuje nezpolymerovaný materiál. Podobně se vyznačují i některé kompozity. Materiály na bázi bis-GMA a UDMA vykazují cytotoxické účinky. Často diskutované je používání bisfenolu-A, který by mohl narušovat endokrinní systém a způsobovat změny v organismu. Jeho hlavní účinek je spojován se schopností napodobovat nebo blokovat přirozené hormony v organismu (androgeny, estrogeny). A expozice těmto látkám ve vývojových stádiích mohou způsobovat dysfunkce či abnormality reprodukčních orgánů v dospělosti [13–15].

Používáním plastových náhrad se snižuje kvalita prostředí ústní dutiny, především zvýšením počtu mikroorganismů. Aby se toto riziko snížilo, je důležité vyrábět homogenní protézy s hladkým povrchem a bez pórů. O míře kolonizace mikroorganismy rozhoduje také chemické složení materiálu. Polymerní materiál je pro ně zdrojem uhlíku, dusíku a jiných biogenních prvků. Metabolity nebo enzymy produkované mikroorganismy způsobují naleptávání povrchu protetik. Některé mikroorganismy naopak napadají jen změkčovadla nebo plniva.

Biologické zkoušky stanovují biologickou snášenlivost u všech materiálů, které přicházejí do styku s tkáněmi ústní dutiny, od otiskovacích hmot až po materiály zubních náhrad. Hodnocení jejich účinku se provádí nejprve na tkáňových kulturách (testy akutní toxicity, karcinogenní schopnosti aj.), poté na experimentálních zvířatech, a pokud jsou výsledky testů vyhovující, provádí se klinické testy na dobrovolnících. Zjišťuje se míra jejich vlivu na změnu pokožky nebo sliznic. Veškeré dentální hmoty před uvedením na trh musí projít zkouškami, které se týkají jejich vlastností, biologického působení a vlivu na životní prostředí. Mikrobiální odolnost polymethylmetakrylátu, polykarbonátu, epoxidových pryskyřic, silikonových pryskyřic a kaučuku je vysoká, polyamid a polyuretan odolávají méně [2, 3, 7, 8, 16, 17].

3 POLYMERNÍ MATERIÁLY VE STOMATOLOGII

Během vývoje stomatologie, jak u nás tak ve světě, byly zpracovávány různé materiály od kaučuku, celuloidu, bakelitu, vinylových materiálů až po objevení polymerovatelných metakrylátů. Ty byly zpočátku přijaty s nadšením pro svoji transparentci, možnost barvení a leštění, ale objevovaly se i jejich nedostatečné mechanické vlastnosti jako výrazná abraze, změna barvy a nespolehlivý krčkový uzávěr. I přesto je akrylát dodnes nejčastěji zpracovávaným protetickým materiálem. Dalšími typy používaných polymerů jsou vinylakryláty, epoxidy, polykarbonáty, polyamidy, silikony, epiminové pryskyřice. Nejprve se akrylátové materiály vyskytovaly bez plniv. Až v 60. letech 20. století byly představeny kompozitní hmoty s keramickým plnivem a v roce 1995 kompomery, které vykazovaly snazší manipulaci a uvolňovaly fluorové ionty.

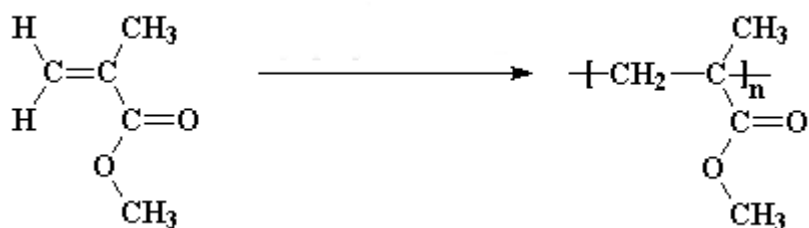
Polymery jsou velice důležitými materiály používanými v protetice. Nejčastěji se používají při zhotovení bází zubních náhrad, umělých zubů do protéz, plášťových korunek na frontální zuby, fazet do korunek a mezičlenů, pro provizorní ochranné korunky a můstky, jsou součástí výplňových materiálů, cementů, fazetovacích materiálů, epitéz, implantátů, otiskovacích a modelovacích hmot, dlah či ústních chráničů. Zhotovují se z nich i různé pomůcky např. individuální otiskovací lžice, nebo skusové šablony [18, 19].

Polymerní materiály lze rozdělit na akrylátové – z nichž nejdůležitější a nejpoužívanější je polymethylmetakrylát a na neakrylátové plasty, kterými se zkoušely nahradit akryláty. Některé z nich se u nás moc nepoužívají, z důvodu vyšších nároků na přístrojové vybavení nebo technologické zpracování.

3.1 Polymethylmetakrylát (PMMA)

Nejvýznamnějším polymerem používaným ve stomatologii je polymethylmetakrylát (PMMA). Má všechny potřebné vlastnosti pro stomatologické využití. Je snadno zpracovatelný i opravitelný v laboratoři, má dobré mechanické vlastnosti, je stálý v prostředí ústní dutiny, odolává botnání a lze ho obarvovat.

Methylmetakryláty (MMA) jsou schopny polymerovat díky vinylové dvojně vazbě. Jejím rozrušením se vytváří aktivní centrum, na němž se vážou další molekuly. Molekuly se aktivují po dodání energie – ozářením UV světlem, teplem nebo chemickými iniciátory. Používají se k tomu sloučeniny, které se rozpadají na radikály např. peroxidy nebo perkyseliny [19, 20].



Obr. 1: Polymerace metylmetakrylátu volnými radikály [21].

Polymerací se molekuly monomeru spojují do dlouhých řetězců polymeru. Ideálně by mělo při reakci dojít k vyčerpání veškeré výchozí látky, ale k úplné přeměně nikdy nedochází a zůstává tak vždy určité množství zbytkového monomeru. Vzniklý produkt polymerace je stejného chemického složení jako monomer, liší se skupenstvím a fyzikálními vlastnostmi. K zabránění samovolné polymerace monomeru během skladování se používají inhibitory např. fenoly a jejich étery, síra, kyslík nebo některé kovy [17–19].

Monomer je bezbarvá kapalina, charakteristického zápachu, s teplotou varu 100,3 °C. Mísí se s alkoholem, éterem, acetonem a chloroformem. Ve vodě je velmi málo rozpustný. Účinkem chemických iniciátorů, tepla nebo UV zářením přechází tekutý monomer v čirý, bezbarvý a tvrdý polymer. Z těchto dvou skupenství – tekutého monomeru a práškového polymeru lze zpracovat těsto, ze kterého se snadno tvarují zubní protézy. Rychlost polymerace a velikost vznikajících makromolekul ovlivňují rychlosti jednotlivých dílčích dějů, které se účastní polymeračního procesu. Průběh samovolné polymerace je za běžné teploty velice pomalý. V praxi se reakce urychluje využitím katalytického působení dibenzoylperoxidu, který se štěpí na benzoxylové radikály (rozkládá se při teplotě 70 °C). Polymerační proces se skládá ze tří dějů. První fází polymerace je iniciace, kdy dochází účinkem radikálu k porušení dvojné vazby monomeru. Další fází je propagace, kdy dochází k růstu polymerního řetězce a reakci ukončuje terminace, kdy se setkají dva radikály a růst řetězce se ukončí. Takovou polymeraci označujeme radikálovou. Změnou podmínek je možno ovlivnit elasticitu, pevnost a zpracovatelnost. Např. kopolymerací se styrenem nebo s akryláty je možno dosáhnout změkčení polymeru, zatímco pro dosažení vyšší tvrdosti se používá síťovacích činidel (glykoldimetakrylát). Polymerační stupeň lze regulovat množstvím přidaného dibenzoylperoxidu, s jehož rostoucím obsahem klesá polymerační stupeň [7, 19, 20, 22].

3.1.1 Výroba a zpracování

Pro přípravu snadno tvarovatelného polymeru je potřeba získat polymerní metakrylát v práškové podobě. Toho lze dosáhnout blokovou nebo suspenzní polymerací.

Nejčastějším způsobem přípravy je suspenzní polymerace. Ta se provádí rozptýlením monomerního metakrylátu ve vodném roztoku emulgátoru za tepelné polymerace. Intenzivním mícháním a dodáním látek zvyšujících stabilitu (škrob, polymetakrylát sodný) se dosáhne rozptýlení monomeru do kapiček. Takto vyrobené perličky o velikosti 20 – 60 μm se promyjí, usuší, třídí a barví.

Bloková polymerace se provádí přidáním dibenzoylperoxidu k monomeru a pomalým zahříváním dojde k polymeraci. Takto se získá blok polymeru, který je potřeba rozemlít a rozdrtit na jemný prášek [19].

PMMA je odolný vůči zředěným roztokům kyselin, zásad a solí. Botná a rozpouští se v různých rozpouštědlech (ketony, estery a chlorované uhlovodíky), v monomerním metakrylátu, benzenu, alkoholech s nižším počtem uhlíkových atomů, glycerolu, koncentrované kyselině mravenčí, kyselině chlorovodíkové, roztocích hydroxidu sodného a vodě. Ve vlhkém prostředí je schopen absorbovat vodu v množství přibližně 2,5 objemových %. Polymerace je exotermní reakcí, při níž dochází ke smrštění (přibližně 25%), které je potřeba vhodně vyrovnávat. Mezi formou a PMMA tak dochází k tvarovým nepřesnostem a vnitřnímu pnutí, které znemožňuje zpracovávat PMMA termoplasticky v laboratoři. Výchoziskem je zpracovávání dvou forem látky monomeru a polymeru, kterého se ve stomatologii především využívá. Způsob zpracování tkví ve smísení perličkového nebo mletého polymeru s monomerem, monomer MMA rozpustí PMMA a polymerací dojde k vytvrzení hmoty. Vývin tepla a koncentrace se při polymeraci zmenšují v závislosti na poměru monomeru a polymeru. Při běžně používaném poměru 1 : 3 až 1 : 4 (MMA : PMMA) se kontrakce snižuje na 5–7 %. U mletého polymeru je potřeba použít více monomeru, což vede i k větší kontrakci [7, 8, 19, 20].

Vytvořením směsi polymerního prášku a tekutého monomeru dojde k rozpuštění části polymeru v monomeru a vznikne viskózní těsto. Dibenzoylperoxid se dostane do styku s monomerem a dochází k polymeraci. U teplem polymerujících MMA je nutný přívod tepla, u rychle tuhoucích reakce probíhá při laboratorní teplotě. Reakce je výrazně exotermická. Při polymeraci 100 g monomeru dojde k uvolnění cca 84 kJ tepla. Při polymeraci za atmosférického tlaku nesmí teplota překročit bod varu monomeru, tedy 100 °C. Kyveta se za-

hřívá na 70 °C a zbylé teplo se uvolňuje při reakci. Pokud bychom chtěli reakci urychlit zvýšením teploty, musíme také zvýšit tlak vzduchu. Toho se využívá při polymeraci v tlakových nádobách, kde se zvýšením teploty urychlí polymerace až na 10 minut. Při současném zvýšení tlaku (do 0,6 MPa) zaručíme, že v daném teplotním rozmezí (do 120 °C) nedojde k vypěnění polymerního těsta. Obsah zbytkového monomeru při tepelné polymeraci je cca 1,5 %. Při samovolné polymeraci není riziko překročení teploty 100 °C tak výrazné. Ale je zde vyšší obsah zbytkového monomeru cca 3–10 %, který se však dá dodatečnou polymerací při 40 °C v tlakové nádobě snížit na 1–2 % [7, 19, 20, 22].

PMMA se ve stomatologii běžně zpracovává tepelnou polymerací. Problematické je dráždění měkké tkáně zbytkovým obsahem monomeru a je potřeba ho minimalizovat. Monomer může způsobovat zánětlivou či alergickou reakci ústní sliznice. Pro určení optimálních podmínek zpracování se sleduje koncentrace monomeru v závislosti na délce a teplotě polymerace. Čím více se přidává monomeru do směsi, tím je obsah zbytkového monomeru větší a větší je tedy i potenciál cytotoxicity. Změnou poměru monomeru a polymeru však dochází ke změně konzistence těsta, které může být příliš tuhé nebo řídké. Riziko cytotoxického účinku se dá snížit ponořením protézy do vody. Pro snížení obsahu zbytkového monomeru u samovolně polymerujících akrylátových pryskyřic se doporučuje ponořit protézy na 60 minut do 50°C vodní lázně. U teplem polymerujících pryskyřic se různou změnou polymeračních cyklů ukázalo jako ideální uchovávat protézy 7 hodin ve vodě při teplotě 70 °C a následně 1 hodinu při 100°C, aby bylo dosaženo maximální konverze zbytkového monomeru. Zbytkový monomer samopolymerujících plastů lze až 4x snížit ozařováním mikrovlnami. Srovnáním mikrovlnné polymerace s běžnou tepelnou polymerací, je mikrovlnná polymerace výhodnější z hlediska kratší doby polymerace a menšího obsahu zbytkového monomeru. Lze tedy říct, že akrylátové pryskyřice vzniklé samovolnou polymerací obsahují vyšší množství zbytkového monomeru než při tepelné polymeraci. Při tepelné polymeraci je obsah zbytkového monomeru vyšší nebo podobný jako při mikrovlnné polymeraci. Jedním z vysvětlení by mohlo být, že mikrovlnné záření vytváří vysokofrekvenční pohyb molekul monomeru zvýšením vnitřního tepla, což vede k větší konverzi monomeru v polymer. V tabulce 2 jsou uvedeny podmínky a typ polymerace bazálních materiálů [20, 22–27].

Tabulka 2: Typ a podmínky polymerace akrylátových bazálních materiálů [2, 24–26].

Polymer	Typ polymerace	Podmínky polymerace
PMMA – samopolymerující	chemicky	45 °C, 0,14 MPa, vodní lázeň
PMMA – zesílený gumou	tepelně	74,9°C, 9 hodin, vodní lázeň
PMMA – rychlovar	tepelně	100 °C, 20 min, vodní lázeň
PMMA – mikrovlny	mikrovlnný ohřev	3 min, 500W, mikrovlnný polymerátor
bazální plast – světlem	světelně	10 minut, světelný polymerátor

3.1.2 Technologie zpracování

Obecně lze plasty zpracovávat termoplasticky a chemoplasticky. Ve stomatologii se polymerní materiály nejčastěji zpracovávají těmito postupy:

Lisování – připravená akrylátová směs prášku a tekutiny tzv. těsto (v poměru 1 : 3 – monomer : polymer) se vtlačuje do dutiny formy v otevřené kyvetě a po jejím sevření dojde ke slisování materiálu. Podíl monomeru ve směsi ovlivňuje kontrakci při polymeraci, pružnost, elasticitu, pevnost a množství zbytkového monomeru. S rostoucím podílem monomeru se zvětšuje kontrakce, pružnost a množství zbytkového monomeru.

Injekční lisování – materiál je dodáván v kapslích. Monomer a polymer se promíchají v třepačce a vzniklé těsto se vstříkuje pod tlakem úzkým kanálkem do formy v dvoudílné kyvetě. Polymerace probíhá v lázni a kyveta je stále připojena ke vstříkovacímu zařízení, kterým se průběžně doplňuje úbytek polymeru ve formě, vzniklého polymerační kontrakcí. Délka trvání polymerace je cca 35 minut a následně probíhá ochlazování cca 20 minut (pro PMMA se nepoužívá, je vhodný pro zpracování vinylakrylových kopolymerů).

Licí technika – tekutý polymer se lije do připravené formy bez tlaku. Snahou je kompenzovat polymerační smrštění např. v polymerační nádobě.

Volná modelace – připravená hustá polymerní pasta se přímo modeluje do požadovaného tvaru. Hlavní využití má ve fixní protetice, při zpracování korunkových polymerů. Starší typy korunkových materiálů polymerujících teplem (hydropneumaticky) se dodávaly jako dvousložkové (prášek, tekutina) a barva výrobku se míchala ze základních barev. Nověji se používají jednosložkové pasty s předem připravenou barevnou směsí [19, 28].

Pro volné modelování a lití samopolymerujících (chemicky tuhoucích) materiálů se používají jednoduché hydropneumatické polymerátory, v nichž lze na 20–30 minut zvýšit tlak na 0,4–0,6 MPa a teplotu na 40 °C. U teplem polymerujících plastů se používají polymerátory s vlastním zdrojem tepla, ke kterým se přivádí stlačený vzduch. Polymerace v nich probíhá ve vodě, nebo v páře, po dobu 5–60 minut, při tlaku 0,6 MPa a teplotě do 160 °C. Pro volnou modelaci plastů polymerujících světlem se používají světelné polymerátory se zářením o vlnové délce od 465 do 488 nm. Doba ozařování je cca 30–90 sekund.

Tabulka 3: Využití a technologie zpracování polymerů ve stomatologii [2, 19, 27–29].

Polymer	Použití	Zpracování	Typ polymerace
bazální	báze snímatelných náhrad	lisování	tepelná, chemická, mikrovlnná
		lití	tepelná
		volná modelace	chemická
	opravy snímatelných náhrad	volná modelace	chemická
korunkové	celopryskyřičné korunkové náhrady	volná modelace	tepelná, světelná
	fazetování kovových konstrukcí	volná modelace	tepelná, světelná
	provizorní fixní náhrady	volná modelace	tepelná, chemická
		CAD/CAM	
ortodontické	snímatelné aparáty	volná modelace	chemická, světelná
	léčebné a rehabilitační pomůcky	volná modelace	chemická, světelná
pomocné	individuální lžice	volná modelace	chemická, světelná
	modelový a modelovací materiál	tepelné tvarování	chemická, světelná

Mikrovlnná polymerace bazálních plastů, je z hlediska zbytkového monomeru účinnější a z hlediska pórovitosti je podobná běžné tepelné polymeraci. Přehled o využití a technologickém zpracování polymerů ve stomatologii je uveden v tabulce 3 [19, 27–29].

3.1.3 Vlastnosti PMMA

Polymethylmetakrylát je čirý, bezbarvý, amorfní, lineární polymer, který propouští světlo z 92 %. Lze ho snadno obarvovat. Mechanické vlastnosti PMMA záleží na způsobu polymerace. U samovolně polymerujících MMA bývají vždy horší, což může ovlivňovat zbytkový obsah monomeru. Jeho snížením dodatečnou polymerací, dojde ke zlepšení mechanických vlastností. Pro představu uvádím některé charakteristické mechanické vlastnosti a jejich velikost: tvrdost 1,5–2,5 MPa, pevnost v tahu 63 MPa, tažnost 4 %, pevnost v tlaku 70–100 MPa, pevnost v ohybu 90–120 MPa. Teplota zesklnění je cca 105 °C a teplota rozkladu cca 190 °C. Koeficient tepelné roztažnosti je přibližně 8x vyšší než u zubní tkáně. [19, 20].

Teplem polymerující MMA si zachovávají barevnou stálost. Chemicky polymerující MMA (za použití katalyzátoru terciárního aminu a dibenzoylperoxidu) se silně zbarvují to lze ještě zvýšit pomocí UV záření. Proto se jako katalyzátory používají sulfony a přidávají se UV filtry. Díky tomuto se získávají jen slabě do žluta zbarvené polymery [19, 30].

PMMA mají schopnost ve vlhkém prostředí přijímat vodu a v suchém prostředí vysychat. Tyto změny se projevují změnou tvaru a případně popraskáním povrchu. Rozpustnost PMMA se dá snížit kopolymerací s bis-GMA, trietylglykol-dimetakrylátem (TEGDMA), uretan-dimetakrylátem (UDMA) ty poté méně absorbují vodu a nedochází u nich k povrchovému stříbření [7, 19, 20, 31].

3.2 Polyamidy (PA)

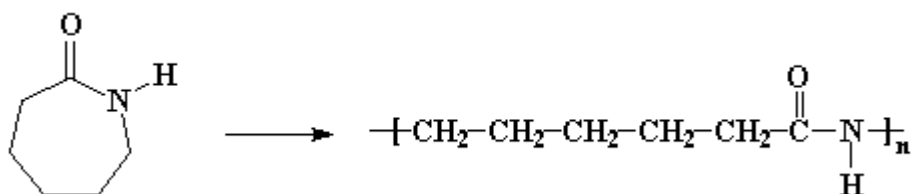
Polyamidy jsou lineární polymery charakteristické skupinou –CONH– v jejich řetězci, vznikající polykondenzační reakcí.

Výroba

Při polykondenzaci spolu reagují různé nízkomolekulární vícefunkční sloučeniny za vzniku makromolekuly a nízkomolekulárního vedlejšího produktu – vody.

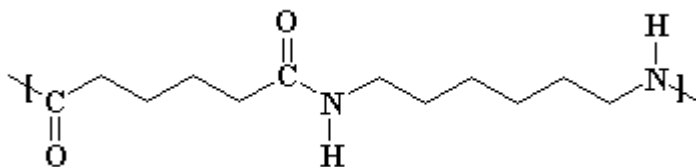
Polykondenzací cyklických aminů – laktamů vzniká např. kaprolaktam, označovaný jako polyamid 6 (PA–6) aj. Hydrolytická polymerace ϵ -kaprolaktamu se průmyslově provádí jeho zahříváním s malým podílem vody (5–10%) při teplotě 250–270 °C po dobu 12–24 hodin. Probíhá přitom jeho hydrolýza na kyselinu 6-aminokapronovou, která následně polykondenzuje za vzniku lineárního polyamidu. V laboratoři lze tuto polymeraci provést beztlakově, za použití katalyzátoru kyseliny 6-aminokapronové (6–7%), která se při těchto

teplotách neodpařuje. Postupně kondenzuje a tím se uvolňuje H_2O potřebná pro hydrolyzu kaprolaktamu [7, 32, 33].



Obr. 2: Schéma výroby polyamidu 6 z ϵ -kaprolaktamu [32].

Polykondenzace diaminů s dikarboxylovými kyselinami je zastoupena např. reakcí hexametyldiaminu s kyselinou adipovou za vzniku polykondenzátu označovaném jako polyamid 66 (PA-66). Při reakci nejdříve dochází ke vzniku soli z diaminu a kyseliny. Jejím zahříváním v metanolu na 220–230 °C se vytvoří oligomer rozpustný ve vodě a po jejím odstranění za teploty 270–280 °C dojde k dokončení polykondenzace. Z autoklávy se produkt se poté vytlačí dusíkem a zgranuluje. Polyamid 66 se vyrábí o polymeračním stupni 100 až 200 [7, 32, 33].



Obr. 3: Strukturní vzorec polyamidu 66 [32].

Vlastnosti

Polyamidy jsou bezbarvé, průhledné a pružné termoplasty. Teplota tání se pohybuje v rozmezí 140–260 °C podle druhu výrobku. Jsou značně nasákové vodou. Dříve se doporučovaly jako bazální plasty. Zpracovávaly se injekčním litím, ale jako hlavní materiály se ve stomatologii nerozšířily, především díky jejich vlastnostem jako jsou nasákovost, pružnost a nemožnost vyleštění hladkého povrchu.

Srovnáme-li vlastnosti polyamidu 66 s polyamidem 6, má vyšší teplotu tání, vyšší pevnost, nižší navlhavost a neobsahuje žádný monomer. Srovnání fyzikálních vlastností vybraných polyamidů uvádí tabulka 4 [7, 19, 34].

Tabulka 4: Srovnání některých fyzikálních vlastností polyamidů [7].

Vlastnosti	PA-6	PA-66
Hustota [kg m^{-3}]	1 120	1 130
Teplota tání [$^{\circ}\text{C}$]	215 až 220	250 až 260
Modul pružnosti v tahu [MPa]	1 300	1 700
Navlhavost [hmot. %]	11	10
Teplotní odolnost [$^{\circ}\text{C}$] (krátkodobě)	140 až 180	170 až 200
Relativní permitivita (při 1 kHz)	5	4

Drsnost povrchu zubních materiálů značně ovlivňuje hromadění zubního plaku, zbarvení náhrady, zdraví ústní dutiny, a komfort pacienta. Ke vzniku plaku dochází adhezí bakterií k zubnímu materiálu, která je značně ovlivněna drsností povrchu a volnou povrchovou energií. Drsný povrch je náchylnější k ulpívání bakterií než hladký. Proto je kladen důraz na dobře vyleštěný a hladký povrch. Ten je ovlivněn účinností leštění. Jako neúčinnější lešticí technikou se jeví konvenční laboratorní leštění ve srovnání s ordinačními lešticími soupravami [34–36].

Použití

V dnešní době se, díky novým technologiím zpracování, vyrábí nylonové snímatelné zubní protézy, které mají lepší vlastnosti z hlediska pružnosti a pevnosti a dovedou dobře odolávat mechanickému zatížení (mají vysokou pevnost v tahu a lomovou houževnatost). Protézy nemají kovové rámce ani spony čehož využívají především pacienti, kterým nevyhovuje kovová konstrukce, nebo kteří jsou citliví na zbytkový monomer MMA. Dochází k různým kombinacím polyamidu a kovu, kdy se polymer z estetických požadavků používá pro výrobu báze labiálních částí a kovové konstrukce pro zajištění pevnosti protézy. Po dlouhodobějším používání se projevují barevné změny povrchu [37, 38].

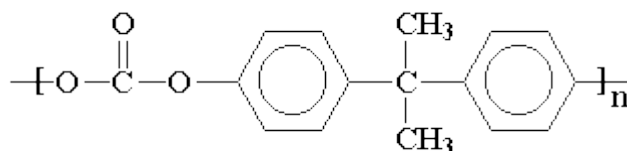
3.3 Polyestery

3.3.1 Polykarbonáty (PC)

Polykarbonáty jsou amorfní termoplasty, které se vyrábí polykondenzací. Obecně se jedná o polyestery kyseliny uhličitě a dihydroxysloučenin obsahujících fenolická jádra. Mají podobné vlastnosti jako polyamidy.

Výroba

Polykarbonáty se často vyrábí polykondenzací bisfenolu-A (4,4'-dihydroxy-2,2-difenylpropan) s fosgenem a sloučeninami, které reagují s chlorem (obvykle hydroxid sodný NaOH). Polykarbonát se z reakční směsi získává ve formě vloček. [39].



Obr. 4: Strukturální vzorec polykarbonátu [39].

Vlastnosti

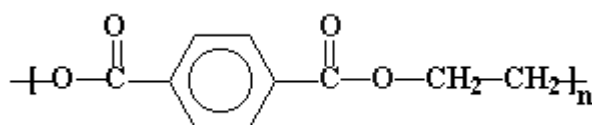
Polykarbonáty jsou čiré, průhledné, pevné, houževnaté a tepelně odolné. Mají výborné mechanické a dielektrické vlastnosti. Jsou stálé v rozmezí teplot od -70 °C do 140 °C, mají malou nasákavost, jsou rozměrově stabilní a snadno zpracovatelné. Na bisfenol-A, ze kterého se polykarbonáty vyrábí, je nahlíženo jako na nečistotu v nich obsaženou. Je přítomen ve velice nízkých koncentracích cca < 5 ppb. Jeho vylučování v organismu může způsobovat nežádoucí cytotoxické účinky. Ty byly prokázány i u některých polykarbonátových ortodontických zámeků, které vylučovaly ve vodě látky aktivující mitochondriální apoptózu [7, 40, 41].

Řadíme je mezi bazální stomatologické polymerní materiály. Zpracovávají se injekčním litím. Své uplatnění našly při výrobě konfekčních ochranných korunek a ortodontických zámeků, které se vyztužují skleněnými vlákny. Nedají se vyleštit do vysokého lesku [19, 34, 42, 43].

3.3.2 Polyetylentereftaláty (PET)

PET jsou lineární, krystalické i amorfny termoplasty s vynikající chemickou a mechanickou odolností, vynikající pevností v tahu, poměrně nízkou nasákavostí a jsou biokompatibilní. V závislosti na jejich chemické struktuře, podmínkách zpracování nebo přidaných látkách mohou být průhledné i neprůhledné.

Přítomnost esterové skupiny v hlavním řetězci je společným znakem polyesterů viz obrázek 5.

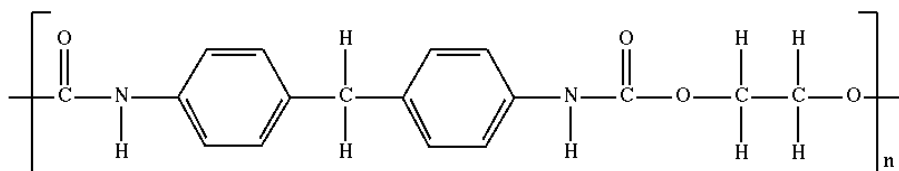


Obr. 5: Strukturální vzorec polyetylentereftalátu (PET) [44].

Aplikace polyesterů ve zdravotnictví nacházíme např. ve vybavení – skříně a komponenty, dentální nástroje, obaly, láhve, zkumavky, laboratorní vybavení a netkané zdravotnické textilie [40, 43, 44].

3.4 Polyuretany (PUR)

Vznikají polyadiční reakcí, při které dochází k postupnému spojování nízkomolekulárních látek, v přítomnosti katalyzátoru, do makromolekuly. Vedlejší produkt reakce nevzniká. Vyrábí se v přítomnosti iniciátoru adicí diizokyanidu a polyolu. Aby nedocházelo ke vzniku CO₂ a tím porézního elastomeru, musí reakce probíhat za sucha. To se zajišťuje přidáním složky, která naváže vodu.

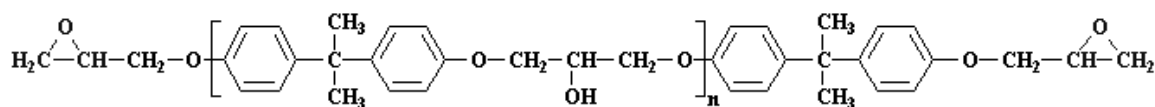


Obr. 6: Strukturální vzorec polyuretanu [45]

Používají se jako modelovací materiály, nebo při výrobě obličejových protéz (epitéz) společně s jinými materiály jako jsou akrylátové pryskyřice a silikony. Utěšňuje porézní silikonové materiály, zvyšuje odolnost proti přetržení protézy, celistvost okrajů a poskytuje hladký povrch [17, 46].

3.5 Epoxidové pryskyřice

Vznikají polyadící sloučenin obsahujících epoxyskupiny s diaminy. Chemický vzorec epoxidové pryskyřice zobrazuje obrázek 7.



Obr. 7: Schéma epoxidové pryskyřice [47].

Epoxidové pryskyřice jsou silně navlhavé. Dříve se díky homogennímu a hladkému povrchu doporučovaly jako materiály pro modelaci, ale nikdy se nerozšířily i přesto, že se jejich značná roztažnost podařila snížit plnidly.

V současnosti se používají k vyplnění kořenových kanálek jako tzv. sealery v kombinaci s gutaperčovými čepy. Sealery jsou vyrobeny na bázi epoxidové pryskyřice, dodávají se ve formě dvou past – báze a katalyzátoru, která se po smísení aplikuje do celého systému kořenových kanálek a hermeticky je uzavře [19, 34, 48].

3.6 Algináty

Algináty nazýváme soli kyseliny alginové. Kyselina alginová je polymerní sloučenina, která se získává z červených nebo hnědých mořských řas. Algináty jsou oblíbené otiskovací hmoty pro bezzubé i ozubené čelisti. Dají se snadno připravit a používat. Vyrobené otisky jsou relativně přesné. Algináty jsou pevné, pružné ireverzibilní materiály, které podléhají vzdušné vlhkosti. Ve vodě botnají nebo se naopak se na vzduchu odpařují. Při jejich zpracování je nutné otisk laboratorně zhotovit do 30–60 minut, neboť dochází k objemovým změnám. Dodávají se ve dvou složkách (prášek a tekutina), které se spolu mísí podle poměru uvedené výrobcem. Někteří výrobci udávají rozměrovou stabilitu až 100 hodin. Ve většině případů však dochází ke změnám rozměru již po prvních 24 hodinách a tyto změny jsou závislé na teplotě. Při nízkých teplotách ($-9\text{ }^{\circ}\text{C}$) byly změny nejvýraznější (1,96–4,73 % za 100 hodin). Alginátové směsi se skládají z alginátu sodného, draselného nebo trietanolamoniového, síranu vápenatého, fosforečnanu sodného a křemeliny. Bývají obarvovány a parfémovány [18, 49–51].

3.7 Elastomery

Jedná se o polymery s vysokou vratnou elastickou deformací. Používají se především k otiskování jako silikonové a polyéterové hmoty.

3.7.1 Polyétery

Polyétery jsou běžně používané materiály pro výrobu otisků ve fixní protetice, v implantologii i pro funkční otisky celkových i snímatelných náhrad. Dodávají se ve formě dvou past, které se spolu smísí ručně nebo pomocí míchací pistole. Pasta obsahuje tekutý polyglykoléter, směs plnidel (křemelina – SiO_2) a změkčovadla. Druhá pasta má katalytickou funkci, jedná se o směs esterů kyseliny sulfonové, změkčovadel (dioktylfthalát) a plniv (SiO_2). Vznikají polyadiční reakcí. Vynikají dobrou přilnavostí k povrchu, rozměrovou stabilitou, nízkým polymeračním smrštěním a dlouhou trvanlivostí při skladování. Otisky se před odesláním do laboratoře desinfikují ponořením do vodných roztoků. Vzhledem k jejich schopnosti přijímat vodu, může docházet k rozměrovým změnám otisku [18, 51, 52].

3.7.2 Silikony

Silikonové otiskovací hmoty rozdělujeme do dvou kategorií, podle způsobu chemické reakce a složení, na kondenzační C-silikony (polysiloxany) a polyadiční A-silikony (polyvinylosiloxany). Lze je skladovat při nízkých teplotách (10–15 °C). Mají výborné vlastnosti a jsou hydrofobní. Hydrofobní vlastnosti se výrobcům podařilo ovlivnit např. přidávkem aniontových tenzidů.

Kondenzační C-silikony

Vyrábí se formě pasty a tekutiny. Základní látkou je polymer polydimetylsiloxan s volnými hydroxylovými skupinami a příměsí plniv. Protože by reakce probíhala pomalu, přidávají se katalyzátory, které reagují s hydroxylovými skupinami polydimetylsiloxanu. Vedlejším produktem polykondenzace je alkohol. Jeho uvolňováním se snižuje sesítování a hmota se smršťuje (v závislosti na množství plniva). Změny objemu jsou způsobeny také ochlazením hmoty na teplotu okolí a závislé na použitém mísícím poměru. Otisky by se měly zpracovat do 24 hodin. Silikonové hmoty se dělí na 3 konzistence: tuhý tmel (putty), středně viskózní pasta (medium) a řídký krém (light) [50, 51, 53].

Polyadiční A-silikony

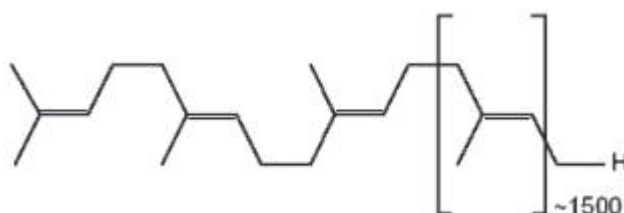
Vyrábí se ve formě dvou past. Základní pasta je složena z polydimetylsiloxanu s volnými vinylovými skupinami. Druhá pasta je složena z katalyzátoru (divinylpolysiloxan a organické platinové pojivo). Po smísení past dochází k sesítování (ve více funkční organohydrogenpolysiloxan, za vzniku etylových můstků). Viskozita pasty se dá ovlivnit množstvím plniva. Otisky lze zpracovávat nejdříve za 3 hodiny po zhotovení a udržují si dobrou stabilitu i po týdnech. K jejich rozměrovým změnám nedochází ani po vystavení účinku tepla [17, 50, 51, 53].

3.7.3 Polysulfidy

Používají se pro otiskování spíše výjimečně. Dodávají se ve formě dvou past. Pasta s polysulfidovou bází obsahuje plniva (viskozita je ovlivněna jejich množstvím). Druhá pasta obsahuje katalyzátor – oxid olovnatý, dále síru a oleje. K sesítování dochází polykondenzační reakcí, která probíhá pomalu a jako vedlejší produkt vzniká voda. Za negativní vlastnost je jim přisuzováno toxické působení oxidu olovnatého na tkáň [18, 53, 54].

3.8 Gutaperča

Gutaperča se ve stomatologii používá více než 150 let. Získává se ze šťáv stromů *Isonandra gutta*, *Palaquium gutta* a *Dichopsis gutta*. Z chemického hlediska se jedná o trans-izomer polyizoprenu, schéma viz obrázek 8. Srovnáním s přírodním kaučukem má menší elasticitu. Je inertním materiálem a má dobrou tkáňovou snášenlivost.



Obr. 8: Gutaperča poly-trans-1,4-izopren [55].

Používá se v endodoncii – k ošetření kořenových kanálků. Kanálky se plní dvěma způsoby. Buď se tenké gutaperčové čepy slepí dohromady speciální epoxidovou pryskyřicí, nebo se kanálky vyplňují přímo vstříknutím rozehřátou gutaperčou a k uzavření mikrospár se používá speciální epoxidová pryskyřice (sealer). Gutaperčové čepy obsahují gutaperču jako

matrix, oxid zinečnatý jako plnivo, menší množství vosku nebo plastu na zvýšení elasticity a sírany kovů na zvýšení rentgenového kontrastu. Zahříváním při teplotě 42–49 °C je možné ji převést do tekuté, lepkavé fáze a dalším zahříváním na teplotu 53–59 °C přechází do amorfnní tekuté fáze. Při ohřívání dochází ke zvětšení objemu [55, 56].

3.9 Širší využití polymerů

Další možné využití např. přírodních polymerů ve stomatologii by mohlo mít hedvábí. Má mnoho výhodných vlastností, přizpůsobivé mechanické vlastnosti, je stabilní v širokém rozmezí podmínek teploty a vlhkosti, je pevné a biokompatibilní. Hedvábí může být upraveno tak, aby vytvářelo různou morfologii (např. vlákna, hydrogely, nebo pokrývání jiných materiálů) v závislosti na aplikaci. Jejich potenciál využití ve stomatologických aplikacích je např. v parodontálním tkáňovém inženýrství či ve výrobě dentálních nití [57].

Stejně tak objev přípravy hydrofilního akrylového polymeru – poly(2-hydroxyethylmetakrylátu) tzv. HEMA, profesora Wichterleho, pro výrobu kontaktních čoček, významně přispěl k rozšíření polymerních aplikací v medicíně. HEMA se používá při výrobě HemaGelu (Apotex) v němž tvoří základní bázi. Jeho polymerní matrice s velkými makromolekulami zabraňuje průniku molekul přes pokožku. Molekuly zůstávají na povrchu rány a aktivní látka může účinkovat. Uplatnění nalézá také v ortodontii, kde se podařilo modifikovat skloionomerní cementy přidáním malého množství pryskyřice HEMA (15–20 %) do struktury materiálu, čímž dokázali zlepšit fyzikální vlastnosti a pevnost vazby cementu pro lepení ortodontických zámků [58, 59].

4 APLIKACE POLYMERNÍCH MATERIÁLŮ VE STOMATOLOGII

Polymery jsou velice důležitým materiálem používaným v zubním lékařství. Našly uplatnění v endodoncii, ortodoncii a protetice. Používají se při výrobě bází zubních náhrad, umělých zubů do protéz, plášťových korunek na frontální zuby a fazet do korunek i mezičlenů, pro provizorní ochranné korunky i můstky, jsou součástí výplňových materiálů, cementů, fazetovacích materiálů, pro obturátory a epitézy, implantáty, otiskovací a modelové hmoty či dlahy. Zhotovují se z nich i různé pomůcky, např. individuální otiskovací lžice, nebo skusové šablony.

Některé dentální materiály jsou zpracovávány pouze v ordinaci (otiskovací hmoty), některé především v laboratoři (formovací hmoty) a jiné na obou místech (kompozitní plasty) [53–55, 57, 59].

4.1 Polymery používané ve stomatologických ordinacích

4.1.1 Otiskovací hmoty

Otiskovací hmoty jsou základními pomocnými materiály používanými v protetice při výrobě zubních náhrad. Otisk slouží jako pracovní model pro zhotovení zubní náhrady a aby byl co nejpřesnější, je potřeba použít vhodnou otiskovací hmotu. Vlastnosti otiskovacích hmot se hodnotí z hlediska tvarové paměti, objemové stability, dobrých tekoucích vlastností, poddajnosti, hydrofilie, zpracovatelnosti a krátké doby tuhnutí. Otiskovací hmoty se dělí podle povahy na hmoty chemoplastické – tuhnoucí chemickou reakcí, nebo termoplastické – tuhnoucí ochlazením. Dále se dělí podle stavu vyjímání otisku z úst na tuhé – rigidní (sádra) a pružné – elastické (agarové, alginátové, silikonové, polysulfidové a polyéterové) hmoty.

Chemoplastické hmoty jsou dvousložkové materiály. Připravují se smísením prášku s vodou nebo smísením dvou past v poměru přesně stanoveném výrobcem [17, 18, 53-55].

Alginátové materiály

Algináty patří k často používaným otiskovacím hmotám v protetice a ortodoncii, především pro své viskoelastické vlastnosti. Otisky se používají pro zhotovování částečných a snímatelných zubních náhrad, pro předběžné otisky, ke zpracování individuálních otiskovacích lžic a provizorních můstků a korunek [49, 60].

Obchodní názvy alginátových otiskovacích hmot: YPEEN (SpofaDental), VIVAL NF (Ivoclar Vivadent clinical), ALGINAT (Orbis Dental), ALGINOPLAST (Heraeus Kulzer), AROMA FINE PLUS (GC), BLUEPRINT X-creme (Dentsply DeTrey), PALGAT (3M Espe), SILGINAT (Kettenbach), XANTALGIN (Heraeus Kulzer). POSITION PENTA (3M Espe)-A silikonová náhrada alginátu – která je vhodná pro všechny alginátové indikace.



Obr. 9: Alginátové otiskovací hmoty [60].

Silikonové materiály

Používají se pro otisky na korunky a můstky, otisky na inleje a onleje, na výplňové, funkční a situační otisky, otisky pro zhotovení provizorií, ke zjišťování tlakových míst, otisky protičelisti aj., technikami dvojího otiskování, dvojího míchání nebo jednodobého monofázového otisku [18, 61].

C-silikony – dodávají se ve formě pasty a tekutiny, které se spolu mísí. COLTEX, COLTOFLAX, RAPID, SPEEDEX (Coltene/Whaledent), OPTOSIL, XANTOPREN (Heraeus Kulzer), SILASOFT (Detax), STOMAFLEX (SpofaDental).

A-silikony – dodávají se ve formě dvou spolu mísitelných past. A SILIKON, ORBI SIL (Orbis Dental), AFFINIS, PRESIDENT (Coltene/Whaledent), AQUASIL (Dentsply DeTrey), DETASEAL (Detax), FLEXITIME (Heraeus Kulzer), HONIGUM, SILAGUM (DMG), IMPRINT, EXPRESS XT (3M Espe), PANASIL (Kettenbach), VIRTUAL (Ivoclar Vivadent clinical).



Obr. 10: Otiskovací materiál na bázi silikonu–A [61].

Polyéterové materiály

Používají se k přesnému otiskování technologií dvojího míchání pro otisky na korunky, můstky, inleje a onleje, funkční otisky a otisky implantátů.

Obchodní názvy polyéterových otiskovacích hmot: IMPREGUM F (3M Espe), PERMADYNE (3M Espe), SOFT MONOPHASE (3M Espe).

Otiskovací lžice

Konfekční a individuální – které se používají v případě, že běžné lžice neodpovídají tvarem nebo velikostí a otisk není dostatečně přesný pro výrobu zubní náhrady. Zhotovují se z plastů polymerujících světlem či chemicky anebo z termoplastických fólií. Lžice vyráběné z plastů pro jednorázové použití, bývají opatřeny výměnným kovovým držadlem a nehodí se pro přesné hlavní otisky, protože se tlakem při otiskování snadno deformují [62].

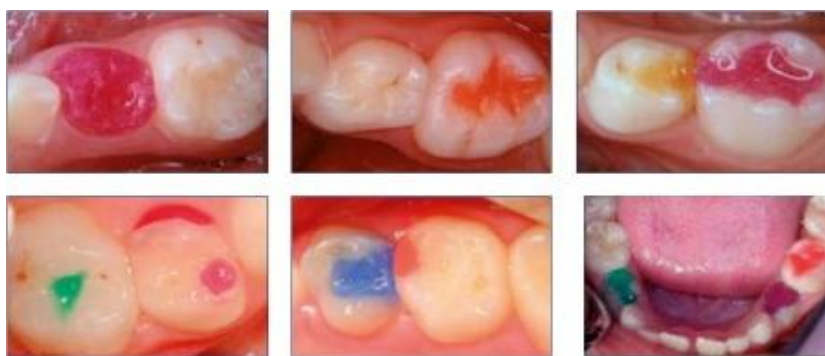


Obr. 11: Jednorázová otiskovací lžice pro horní a dolní čelist (Vita) a světlem polymerující materiál Acry Tray LC pro výrobu individuálních otiskovacích lžic [61, 63].

4.1.2 Výplňové materiály

Kompomery nazýváme materiály, které vznikly kombinací ionomerní reakce a volné radikálové polymerace. Polymeraci charakterizuje chemická i světelná iniciace a také acido-bazická reakce [18, 64].

Světlem polymerující jednosložkový výplňový materiál na bázi kompomerů, užívaný pro výplně mléčných zubů a dočasné výplně v trvalém chrupu, krčků, s uvolňováním fluoru, či protikazovým efektem – COMPOGLASS (Ivoclar Vivadent clinical), DYRACT (Dentsply DeTrey), F2000 kapsle (3M Espe), TWINKY STAR (Voco).



Obr. 12: Barevný výplňový materiál se třpytivým efektem Twinky Star [64].

Kompozity

Světlem polymerující kompozitní materiály (na bázi metakrylátu a silanem ošetřené keramiky) na přední a postranní zuby Obchodní názvy kompozitních výplňových materiálů: FILTEK (3M Espe), G-AENIAL (GC), GRADIA DIRECT (GC), HELIO, TETRIC (Ivoclar Vivadent clinical), ORBI (ORBIS Dental), SPECTRUM (Dentsply DeTrey), VENUS (Heraeus Kulzer). Materiál PROTEMP 4 (3M Espe) je bis-akrylický kompozit s nanoplniv, který se používá pro provizorní náhrady – korunky, můstky, inleje, onleje, fazety a dlouhodobé provizorní náhrady, které jsou pevné a hladké na povrchu [65].

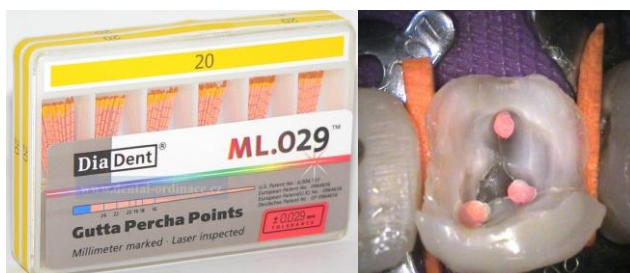


Obr. 13: Pohled na chrup před a po ošetření. Vpravo je vyleštěná výplň z nanohybridního zatékacího kompozitu G-aenial Universal Flo (GC) [65].

4.1.3 Provizorní materiály

Provizorní výplně – se používají k dočasnému uzavření kavit (dutin vzniklých vlivem zubního kazu) a po ošetření kořenů, za současného uvolňování fluoridů. Světlem polymerující výplň např. CLIP (Voco) – je směsí 2-hydroxyetyl metakrylátu a esteru akrylátu.

Pro ošetření kořenových kanálků se používají gutaperčové čepy tak, aby uvnitř kořene došlo k zaplnění celého systému.



Obr. 14: Gutaperčové čepy [56, 66].

Samotuhnoucí nebo světlem polymerující pryskyřice používané ke zhotovení **provizorních inlejí a onlejí**, korunek a můstků na bázi metakrylátů, bis-akrylátů jsou např. CRONMIX (Merz), LUXAREMP (DMG), PROTEMP (3M Espe), STRUCTUR (Voco), TEMPOFIT (Detax), VISALYS (Kettenbach) [56, 66].

Ochranné provizorní korunky

Používají se pro dočasnou opravu zubu před nasazením korunky. Vyrábí se světlem polymerující metakrylátové kompozitní korunky pro posteriorní úsek chrupu (složené z bis-GMA, DMA, SiO₂ a pigmentu), které se dají zastříhnout a dotvarovat. Jsou odolné proti opotřebování. Obchodní název výrobku: Protemp™ Crown (3M Espe).

Jinou alternativou jsou provizorní korunky pro přední a třenové zuby, které se vyrábí z polykarbonátu vyztuženého mikroskelnými vlákny. Korunky jsou lehce průsvitné a jejich velikost a tvar se dají snadno upravit i vyleštit [67].



Obr. 15: Provizorní korunky metakrylátové a polykarbonátové [67].

4.1.4 Ortodontické zámky

Vyrábí se z průhledného polykarbonátového kompozitu vyztuženého skelnými vlákny, uvnitř s kovovou drážkou. Díky zesílení skelnými vlákny má zámek lepší mechanické vlastnosti, vysokou pevnost v lomu a odolnost proti otěru. Obchodní název: ELEGANCE (Dentaurum) [42].



Obr. 16: Ortodontický zámek [42].

4.1.5 Šicí materiály

Chirurgické nitě se používají především z nevstřebatelných materiálů. Synteticky vyrobené monofilní nitě z polyvinyliden-difluoridu (PVDF) pod obchodním názvem Chiraflon, jsou z hladkého a dobře uzlitelného materiálu. Jiné materiály používané pro výrobu nití jsou např. polyamid-6, polypropylen nebo přírodní hedvábí [68].

4.2 Polymery používané ve stomatologických laboratořích

Zubní náhrady se vytváří v laboratoři nepřímo, za použití formovacích hmot. Nejprve se z otisku vytvořeného v ordinaci tzv. negativu, vytvoří model náhrady tzv. pozitiv. Poté se zhotoví forma (z formovacích hmot – sádrové, fosfátové nebo silikátové) a odstraněním modelu se získá dutý prostor. Tento prostor se pak vyplní hlavním materiálem a získá se protetický výrobek, který se ještě opracovává. Formovací hmota musí být pevná, přesná s hladkým povrchem a tepelně odolná [51].

4.2.1 Zhotovení modelů

Modelové hmoty

Modelové materiály na bázi polyuretanu se používají ke zhotovení modelů či pahýlů, jsou rozměrově stabilní s minimálním smrštěním. Např. hmota MIRAPONT (Hager & Werken) se dodává ve formě dvou tekutin. Je vhodným materiálem pro otisky ze silikonu, alginátu a vratného hydrokoloidu. MODRALIT (Dreve) se dodává jako báze, vytvrzovač a plnivo,

keré se spolu mísí – díky zvlášť přidávanému plnivu se dá účinněji zabránit polymeračnímu smrštění.

Modelová hmota na bázi polyéteru VESTOGUM (3M Espe) se používá pro výrobu modelu dásně a umožňuje sledovat, aby úpravami korunky nedocházelo k dráždění v oblasti parodontu (tkáň obklopující zub). Např. při vybrušování schůdku korunky podle kontur dásně. Dále se používá k získání přesnějších tvarů z estetického hlediska, či k formování mezizubního prostoru [18, 69].



Obr. 17: Modelovací hmota na bázi polyuretanu [69].

Dásňové hmoty na bázi silikonu–A se používají pro zachycení průběhu dásní, které poslouží pro přesné zhotovení implantátu. Obchodní názvy dásňových hmot: GI-MASK (Coltene/Whaledent), MASKA ESTHETIC (Detax).

Formy pro podstavce se vyrábí z elastické pryže a používají se pro tvarování podstavců při zhotovování modelů. Obchodní název výrobku: SPLIT CAST (ORBIS Dental) [69].



Obr. 18: Formovač podstavců [69].

4.2.2 Dublovací materiály

Dublováním se získává přesná kopie pracovního modelu, na kterém se modeluje a odlévá. Dublovací hmoty na bázi silikonu, polyéteru nebo reverzibilního termoplastického gelu pro odlévání zubních náhrad, mají vysoce elastické vlastnosti a základní model lze snadno vyjmout. Dublování se provádí ve dvou či třídílných plastových nádobkách, nebo s odnímatelným dnem a víkem tzv. kyvetách. Otvorem ve víku se vlévá roztavená dublovací hmota [17, 18, 51, 70].

Silikonové hmoty jsou chemicky tuhnutí materiály. Dodávají se dvousložkově (báze a tekutina). Jsou rozměrově stabilní a přesně zobrazují detaily. Obchodní názvy silikonových dublovacích hmot: DUBLISIL, SILIFORM (Dreve), Dublovací silikon (ORBIS Dental) – aditivně sesíťovaný polyvinsiloxan, HERAFORM (Heraeus Kulzer), SILATEC (DMG).

Reverzibilní dublovací hmota na bázi hydrokoloidního gelu typu agar-agar (agarsulfát lineárního polymeru galaktózy) se užívá pro přesné lité konstrukce a plastové odlitky. Zahříváním při teplotě 93–96 °C se gel mění v tekutou konzistenci. Teplota vhodná pro nalévání do kyvety je cca 40–54 °C. Obchodní názvy hydrokoloidních dublovacích hmot: CASTOGEL (Bego), dublovací hmota (ORBIS Dental), WIROGEL M (Bego) [70].



Obr. 19: Dublovací kyveta a hmota na bázi silikonu [70].

4.2.3 Modelovací pryskyřice

Polymethylmetakryláty se podle jejich použití rozdělují na korunkové nebo bazální. Mezi korunkové zařazujeme plášťové korunky, fazety korunek, inleje, onleje a umělé zuby. Mezi bazální řadíme báze snímatelných protéz a ortodontické aparáty.

Modelovací metylmetakrylátová pryskyřice (ve formě prášku a tekutiny), se používá ke zhotovení modelu náhrady. Dále také ke zhotovení korunek (teleskopických a kónusových) či provizorních korunek, lepených můstků, spojů, odlévaných modelů, k opravám pryskyřičných korunek a fazet aj. Jsou vysoce pevné v ohybu, tvrdé a objemově stabilní. Nanáší se postupně v tenkých vrstvách. Chemicky polymerující pryskyřice se vyrábí pod názvy PATTERN RESIN LS (GC), PALAVIT G (Heraeus Kulzer), DURACRYL (Spofadental) a světlem polymerující metakrylátová hmota VISIO FORM (3M Espe) [18, 51, 69].

4.2.4 Izolační prostředky

Slouží k izolaci, separaci a k zajištění hladkého povrchu protetických pryskyřic a kompozit. Vyrábí se na bázi alginátů (sádra proti pryskyřici, sádra proti silikonu) ISOLAT FILM (Dreve), AISLAR (Heraeus Kulzer), nebo na bázi silikonů OPTOSIL–kapalina (Heraeus Kulzer), VITAFOL H (Vita), NON-STICK SPRAY (Hager & Werken) – který je vhodný při zhotovování částečných a celkových pryskyřičných protéz (proti sádře).

Vyrábí se také různé silikonové snižovače povrchového napětí, které neutralizují povrch a umožňují uvolnění alginátových a silikonových dublovaných otisků např. HERA SWE 2000 (Heraeus Kulzer) [71].

4.2.5 Pryskyřice na výrobu zubních náhrad

Polymery na bázi metylmetakrylátu se dodávají dvousložkově ve formě prášku a tekutiny. Používají se pro výrobu celkových a snímatelných zubních náhrad, jejich renovaci a ke zhotovování přímých náhrad.

Pryskyřice **polymerující za studena (samopolymerující)**. Obchodní názvy licích pryskyřic DURACRYL PLUS (Spofadental), PREMACRYL PLUS (Spofadental) – používají se také jako bazální pryskyřice pro zhotovování ortodontických aparátů. PALADUR, PALAPRESS (Heraeus Kulzer), RESILIT-S (Erkodent), SELECTAPLUS (Dentsply De-Trey). PALAXPRESS (Heraeus Kulzer) se používá i pro vstříkování bází zubních náhrad.

Pryskyřice **polymerující za tepla** používané pro výrobu celkových i částečných zubních náhrad. Obchodní názvy: PALADON 65, PALADENT 20 (Heraeus Kulzer), SUPERACRYL PLUS (Spofadental) – používaný také pro výrobu ortodontických aparátů a SR IVOBASE (Ivoclar Vivadent technical) – s vysokou tvarovou přesností a nízkým obsahem zbytkového monomeru [72].

4.2.6 Pryskyřice na výrobu otiskovacích lžic

Methylmetakrylátové pryskyřice ve formě tekutiny a prášku, **polymerující za studena**. Jsou tvarově stabilní a vyrábí se v různých barvách. Používají se také pro výrobu základních a registračních destiček. Obchodní názvy materiálů: DURACROL (Sporfidental), C-PLAST (Candulor), FORMATRAY (KerrHawe), OSTRON T 100 (GC), PALAVIT L (Heraeus Kulzer), SR-IVOLEN (Ivoclar Vivadent technical).

UV nebo halogenovým **světlem polymerující materiály**: INDIVIDIDO LUX (Voco), LIGHT TRAY (Ivoclar Vivadent technical), LIGHT PLAST (Dreve), ORBI PROTRAY LC (ORBIS Dental), SUPERTEC (DMG), TRIAD (Dentsply DeTrey) [72].

4.2.7 Korunkové pryskyřice C+B

Používají se ke zhotovení korunek, můstků, fazet, inlejí, onlejí, dlahovacích konstrukcí a k fazetování fixních nebo snímatelných kovových konstrukcí. Zpracovávají se lisováním, volnou modelací nebo frézováním. Materiály, které jsou určeny pro volnou modelaci korunek na modelu nebo fazet na kovové konstrukci fixní náhrady se označují jako C+B. Někdy se přidávají do korunkových pryskyřic skleněné částice pro zvýšení odolnosti. Tyto pryskyřice jsou na bázi kompozit, zpracovávají se přímou modelací a polymerují teplem v hydropneumatickém polymerátoru nebo světlem např. VITA VM LC (Vita) [18, 73, 74].



Obr. 20: Světlem polymerující mikročásticový kompozit [73].

4.2.8 Úprava povrchu lakováním

Povrch částečných a celkových zubních náhrad, provizorních korunek, můstků a individuálních lžiček se upravuje lakováním, především proto, aby se dosáhlo jejich vyšší odolnosti. Laky jsou světlem tuhnoucí, jednosložkové na bázi methylmetakrylátu např. DRY COAT (DMG), NANO VARNISH, PLAQUIT (Dreve), PALASEAL (Heraeus Kulzer) [72].

4.2.9 Polyamidové zubní náhrady

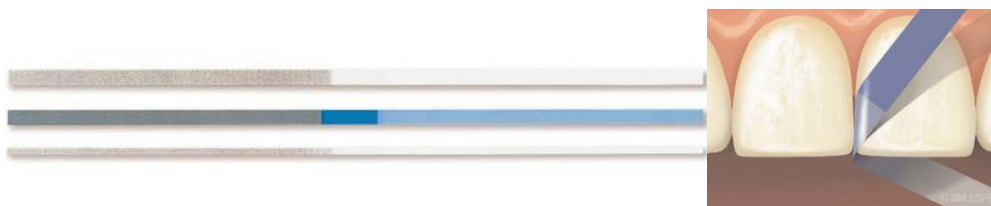
Polyamid se používá pro výrobu částečných snímatelných zubních náhrad přední části chrupu (technologie FLEXITE) a také pro celkové hybridní a totální náhrady (technologie DEFLEX). Polyamid je pružný (odolává nárazu a prasknutí) a nemusí se vyztužovat kovem, z tohoto hlediska je i estetický. Díky pevnosti lze tento materiál dobře opracovat a vyleštit, je přesný při zpracovávání. Materiál se dodává v kapslích a vstříkuje se pod tlakem do formy. Vstřikováním nedochází ke zvětšení objemu náhrady jako u klasického kyvetování a při tuhnutí nedochází ke kontrakci materiálu jako u polymethylmetakrylátu. Technologie Deflex se vyrábí i v kombinaci polyamidu s akrylem, která zaručuje o 50 % vyšší tvrdost [75, 76].



Obr. 21: Deflex automatická vstříkovací jednotka, kapsle a částečná snímatelná náhrada [76].

4.2.10 Polyesterové dokončovací pásy

Používají se pro dokončování a leštění aproximálních (bočních) ploch kompozitních materiálů, kompomerů aj. Tenké a pružné dokončovací pásy jsou potaženy oxidem hlinitým. Pásy se vyrábí s různými stupni hrubosti. Pro umožnění přístupu do aproximálních ploch jsou uprostřed přerušeny. Díky polyesterovému vyztužení jsou pásy odolné proti roztržení a nedráždí dásně [77].



Obr. 22: Polyesterové dokončovací pásy Sof-Lex™ [77].

4.2.11 Ústní chrániče

Ústní chrániče poskytují ochranu proti poranění chrupu a okolních částí. Rozdělují se na tři typy: konfekční – vyrábí se v různých velikostech a dále se neupravují, chrániče tvarovatelné v ústech a individuální chrániče.

Konfekční chrániče se obvykle vyrábí z kaučuku, elastomerů, polyetylenvinylacetátu nebo polyetyleny. Poskytují nízkou úroveň ochrany. V ústech nedrží pevně, mají větší rozměry a vytváří překážku při mluvení a dýchání.

Ústní chrániče, které se tvarují přímo v ústech, jsou složeny z materiálů jako tvarovatelný polyetylen, polyvinylacetát nebo polyvinylchloridové skořepiny, která se vyplňuje etylmetakrylátem (prášek a tekutina), vinylové skořepiny a akrylové pryskyřice nebo z etylvinylacetátu. Rozlišují se 2 typy chráničů: z termoplastického materiálu a z měkkého materiálu, který vyplňuje tuhou skořepinu. Tuhá skořepina kopíruje zubní oblouk. Slouží jako forma, která se vyplňuje měkkou plastikovanou akrylovou pryskyřicí nebo silikonovým kaučukem. Ta se poté vloží do úst a materiál uvnitř skořepiny ztuhne. Nevýhodou tohoto typu je nižší ochrana, objemnost, opotřebení opakovaným kousáním měkké vrstvy a jejím tvrdnutím. Termoplastické ústní chrániče, které se tvarují v ústech, se nejprve ponoří do vroucí vody (cca 45 sekund) a následně se ochladí ve studené vodě (několik sekund) a poté se vloží vytvarovat do úst.

Individuální ústní chrániče mají řadu výhod oproti ostatním chráničům. Mají lepší schopnost ochrany, lépe padnou, jsou pohodlné a pomaleji se opotřebovávají. Vyrábí se z kaučuku, polyuretanového kaučuku, silikonového kaučuku, uretanového kaučuku, akrylové pryskyřice a termoplastického vinylu, polyvinylacetátu nebo z polyetylenvinylacetátu. Individuální ústní chrániče se vyrábí více způsoby. Ze sejmutého otisku se vytvoří model, který se potáhne na vrchní straně silnou, čirou nebo barevnou fólií a ta se působením tepla a podtlaku velmi přesně vytvaruje. Mohou se také vyrábět z měkčené akrylové pryskyřice (prášek a tekutina) a zpracovávat se podobně jako zubní náhrady [78].

Vzhledem k tomu, že žijeme v tzv. „době plastové“ setkáváme se s polymery ve stomatologii s celou řadou jiných – běžných výrobků, kterými jsou např. skladovací krabičky na ortodontická rovnátka, operační rukavice, kelímky, špachtle na míchání, míchací silikonové kelímky, dávkovací láhve aj.

ZÁVĚR

Protetické materiály se vyvíjely přes zlato, porcelán, kaučuk, teplem polymerující polymethylmetakrylátové pryskyřice, rychle polymerující pryskyřice až po světlem polymerující PMMA kompozity. K otiskování se používaly gutaperča, Stentova otiskovací hmota, agarové, alginátové hmoty, silikonové, polysulfidové a polyéterové otiskovací hmoty. Právě plasty splňují celou řadu požadavků na protetický materiál. Jejich vlastnosti závisí hlavně na chemickém složení a na jejich fyzikálních, mechanických a biologických vlastnostech, od kterých se odvíjí jejich indikace a použití. Na všechny materiály používané v kontaktu s ústní dutinou jsou kladeny vysoké nároky z hlediska zdravotní nezávadnosti. Své uplatnění mezi protetickými materiály našly také polyamidy, polyestery a polyuretany.

PMMA je nejčastěji používaným protetickým materiálem. Je snadno zpracovatelný, díky možnosti smísení dvou forem látky – práškového polymeru rozpustného v tekutém monomeru. Ve vhodném míšicím poměru dochází k nízkému polymeračnímu smrštění. Má dobré mechanické vlastnosti, je nerozpustný ve vodě, odolává botnání, je barvitelný, biokompatibilní, stálý v prostředí ústní dutiny a vykazuje nízkou toxicitu. PMMA se pro jeho vynikající vlastnosti, dodnes nepodařilo překonat.

I přes to se dentální materiály a technologie neustále vyvíjí. Výhledem do budoucna by měla být snaha o zlepšení vlastností materiálů – jejich poměrné smrštění, odolnost vůči opotřebení, vylepšení pryskyřic používáním nanotechnologií, odstranění neopolymerovaného monomeru a jeho cytotoxických účinků na okolní tkáň, snaha o zavedení antimikrobiálních materiálů vedoucích ke snížení tvorby biofilmu a k zamezení vzniku sekundárního kazu, prodloužení životnosti materiálů a jejich degradace.

V posledních deseti letech se stal trendem výzkum nanotechnologií. Použití nanotechnologií v dentálních materiálech (např. zubní tmely a plniva) umožňuje dosažení lepších mechanických vlastností, vyšší odolnosti proti otěru, menšího smrštění, lepších optických a estetických vlastností. Používají se při výrobě světlem polymerujících kompozit a jejich spojovacích systémů, otiskovacích hmot, keramiky, povrchů zubních implantátů a biokeramiky. Nanokompozity se připravují například s přídavkem SiO_2 a hlinitokřemičitanů, které zvyšují tvrdost a lomovou houževnatost. Nanokompozity s nanočásticemi CaF_2 , byly vyvinuty s trvalým uvolňováním fluoridových iontů, vedoucích ke snížení výskytu sekundárního kazu. V otiskovacích hmotách jsou nanoplňiva začleněny do vinylpolysiloxanů, umožň-

ňují tak lepší tokové vlastnosti, lepší hydrofilní vlastnosti a vyšší přesnost při otiskování [79, 80].

Vědci předpokládají, že v blízké budoucnosti se budou nanomateriály používat ve větší míře, a v kombinaci s biotechnologií, laserem a digitálně řízenou chirurgií budou poskytovat vynikající péči o chrup. V dlouhodobém horizontu se předpokládá využívání biomimetického přístupu (napodobování přirozených procesů ve vývoji zubů) a nanotechnologií s použitím nanorobotů k opravě a přestavbě poškozené zubní skloviny [79–81].

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] ZUB ZA ZUBEM. Snímatelné zubní náhrady [online]. [cit. 2015-04-1]. Dostupné z: <http://www.zubzazubem.cz/snimatelne-zubni-nahrady-castecne-a-celkove/>
- [2] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 301 s. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-581-9.
- [3] BITTNER, Jiří. *Protetická technologie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1989, 148 s. ISBN 80-7013-013-X.
- [4] BITTNER, Jiří. *Stomatologické protézy I: učebnice pro zdravotní školy*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1982, 230 s.
- [5] ATeam. Zkoušky tvrdosti [online]. © 2005 [cit. 2015-04-16]. Dostupné z: www.ateam.zcu.cz/Zkousky_tvrlosti.pdf
- [6] JOHNSTON, William M. Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry* [online]. 2009, vol. 37, e2-e6 [cit. 2015-04-16]. DOI: 10.1016/j.jdent.2009.03.011. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571209000670>
- [7] DUCHÁČEK, Vratislav. *Polymery: výroba, vlastnosti, zpracování, použití*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Vydavatelství VŠCHT, 2006, 278 s. ISBN 80-7080-617-6.
- [8] FINK, Johannes Karl. *Reactive polymers fundamentals and applications: a concise guide to industrial polymers*. Second edition. s. 535. ISBN 978-1-4557-3149-7. Chapter 19 Acrylic dental fillers. [online]. Elsevier Inc, © 2013 [cit. 2015-02-21]. DOI: 10.1016/B978-1-4557-3149-7.00019-X A volume in *Plastics Design Library* 2013, s. 453–474. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978145573149700019X>
- [9] BOARO, Leticia C., Flávia GONÇALVES, Thayse C. GUIMARÃES, Jack L. FERRACANE, Carmem S. PFEIFER a Roberto R. BRAGA. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of “low-shrinkage” commercial resin composites. *Dental Materials* [online]. 2013, vol. 29, issue 4, s. 398-404 [cit. 2015-04-15]. DOI: 10.1016/j.dental.2013.01.006. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113000109#>
- [10] PRAKKI, Anuradha, Renato CILLI, Rafael Francisco Lia MONDELLI, Sid KALACHANDRA a José Carlos PEREIRA. Influence of pH environment on po-

- lymer based dental material properties. *Journal of Dentistry* [online]. 2005, vol. 33, issue 2, s. 91-98 [cit. 2015-04-15]. DOI: 10.1016/j.jdent.2004.08.004. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571204001307>
- [11] LANDUYT, K.L. Van, Tim NAWROT, B. GEEBELEN, J. De MUNCK, J. SNAUWAERT, K. YOSHIHARA, Hans SCHEERS, Lode GODDERIS, P. HOET a B. Van MEERBEEK. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental Materials* [online]. 2011, vol. 27, issue 8, s. 723-747 [cit. 2015-04-16]. DOI: 10.1016/j.dental.2011.05.001. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956411100131X#>
- [12] SOVA, Miloš a Josef KREBS. *Termoplasty v praxi*. Praha: Verlag Dashöfer, 1999-2001, 1 sv. (různé stránkování). ISBN 80-86229-15-7.
- [13] STOEVA, Iliyana, A. Kisselova, M. Zekova. Alergic contact stomatitis from Bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate during applications of composite restorations. A case report. *Journal of IMAB* [online]. 2008; vol. 14(2), s. 45-46. [cit. 2015-02-21]. Dostupné z: http://www.journal-imab-bg.org/statii-08/vol08_2_45-46str.pdf
- [14] JIMÉNEZ-DÍAZ, I., A. ZAFRA-GÓMEZ, O. BALLESTEROS, N. NAVEA, A. NAVALÓN, M.F. FERNÁNDEZ, N. OLEA a J.L. VÍLCHEZ. Determination of Bisphenol A and its chlorinated derivatives in placental tissue samples by liquid chromatography–tandem mass spectrometry. *Journal of Chromatography B* [online]. 2010, vol. 878, issue 32, s. 3363-3369 [cit. 2015-02-21]. DOI: 10.1016/j.jchromb.2010.10.021. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1570023210006665>
- [15] NAKAMURA, Daichi, Yukie YANAGIBA, Zhiwen DUAN, Yuki ITO, Ai OKAMURA, Nobuyuki ASAEDA, Yoshiaki TAGAWA, ChunMei LI, Kazuyoshi TAYA a Shu-Yun ZHANG. Bisphenol A may cause testosterone reduction by adversely affecting both testis and pituitary systems similar to estradiol. *Toxicology Letters* [online]. 2010, vol. 194, 1-2, s. 16-25 [cit. 2015-02-21]. DOI: 10.1016/j.toxlet.2010.02.002. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378427410000561>
- [16] COSTA, Carlos A. de Souza, Josimeri HEBLING, Débora L.S. SCHEFFEL, Diana G.S. SOARES, Fernanda G. BASSO a Ana Paula D. RIBEIRO. Methods to evaluate and strategies to improve the biocompatibility of dental materials and

- operative techniques. *Dental Materials* [online]. 2014, vol. 30, issue 7, s. 769-784 [cit. 2015-04-16]. DOI: 10.1016/j.dental.2014.04.010. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564114001213#>
- [17] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: propedeutika*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014, 569 s., xxvii s. obr. příl. ISBN 978-80-247-3534-4.
- [18] MCCABE, J a Angus WALLS. *Applied dental materials*. 9th ed. /. Ames, Iowa: Blackwell Pub., 2008, viii, 303 p. ISBN 978-1-4051-3961-8.
- [19] BITTNER, Jiří a Vladimíra KALOUSOVÁ. *Protetická technologie*. VOŠZ a SZŠ Hradec Králové. [online]. [cit. 2015-02-23]. Dostupné z: <http://ptc.zshk.cz/>
- [20] MLEZIVA, Josef a Jaromír ŠŇUPÁREK. *Polymery: výroba, struktura, vlastnosti a použití*. 2. přeprac. vyd. Praha: Sobotáles, 2000, 537 s. ISBN 80-85920-72-7.
- [21] Polymer Science Learning Center: Polymethylmethacrylate [online]. © 2005 [cit. 2015-02-22]. Dostupné z: <http://www.pslc.ws/mactest/pmma.htm>
- [22] LUNG, C.Y.K. a B.W. DARVELL. Methyl methacrylate monomer–polymer equilibrium in solid polymer. *Dental Materials* [online]. 2007, vol. 23, issue 1, s. 88-94 [cit. 2015-02-22]. DOI: 10.1016/j.dental.2005.12.004. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564105003635>
- [23] JORGE, Janaina Habib, Eunice Teresinha GIAMPAOLO, Ana Lúcia MACHADO a Carlos Eduardo VERGANI. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2003, vol. 90, issue 2, s. 190-193 [cit. 2015-02-24]. DOI: 10.1016/s0022-3913(03)00349-4. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391303003494>
- [24] HARRISON, A. a R. HUGGETT. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *Journal of Dentistry* [online]. 1992, vol. 20, issue 6, s. 370-374 [cit. 2015-02-24]. DOI: 10.1016/0300-5712(92)90031-7. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0300571292900317>
- [25] BLAGOJEVIC, V. a V. M. MURPHY. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *Journal of Oral Rehabilitation* [online]. 1999, vol. 26, issue 10, s. 804-808 [cit. 2015-02-24]. DOI: 10.1046/j.1365-

- 2842.1999.00456.x. Dostupné z:
<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1365-2842.1999.00456.x/full>
- [26] CLERCK, J.P. De. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1987, vol. 57, issue 5, s. 650-658 [cit. 2015-02-24]. DOI: 10.1016/0022-3913(87)90353-2. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391387903532>
- [27] COMPAGNONI, Marco Antonio, Debora Barros BARBOSA, Raphael Freitas de SOUZA a Ana Carolina PERO. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2004, vol. 91, issue 3, s. 281-285 [cit. 2015-01-31]. DOI: 10.1016/j.prosdent.2004.01.006. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391304000083#>
- [28] Způsoby zpracování PMMA, lisovací technika - Protetická technologie. [online]. [cit. 2015-02-23]. Dostupné z: <http://zdravotnictvi.studentske.cz/2010/10/43-zpusoby-zpracovani-pmma-lisovaci.html>
- [29] URBAN, Vanessa M., Ana L. MACHADO, Regina V. OLIVEIRA, Carlos E. VERGANI, Ana C. PAVARINA a Quezia B. CASS. Residual monomer of reline acrylic resins. *Dental Materials* [online]. 2007, vol. 23, issue 3, s. 363-368 [cit. 2015-01-31]. DOI: 10.1016/j.dental.2006.01.021. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564106000455>
- [30] LEPRINCE, Julian G., William M. PALIN, Mohammed A. HADIS, Jacques DEVAUX a Gaetane LELOUP. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials* [online]. 2013, vol. 29, issue 2, s. 139-156 [cit. 2015-04-12]. DOI: 10.1016/j.dental.2012.11.005. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112004629>
- [31] SIDERIDOU, Irimi, Dimitris S. ACHILIAS, Chrysa SPYROUDI a Maria KARABELA. Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomaterials* [online]. 2004, vol. 25, issue 2, s. 367-376 [cit. 2015-04-12]. DOI: 10.1016/s0142-9612(03)00529-5. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961203005295#>
- [32] Polymer Science Learning Center: Nylons [online]. © 2005 [cit. 2015-02-25]. Dostupné z: <http://www.pslc.ws/mactest/nylon.htm>

- [33] STOKLASA, Karel. *Makromolekulární chemie I*. Skripta UTB Zlín 2005.
- [34] VACEK, Mojmir a kol., *Stomatologické materiály*. Praha: Avicenum, 1980. 228s.
- [35] GUNGOR, Hasan, Mustafa GUNDOGDU a Zeynep Yesil DUYMUS. Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2014, vol. 112, issue 5, s. 1271-1277 [cit. 2015-02-24]. DOI: 10.1016/j.prosdent.2014.03.023. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391314002030>
- [36] NASSAR, Usama, Anne E. MEYER, Robert E. OGLE a Robert E. BAIER. The effect of restorative and prosthetic materials on dental plaque. *Periodontology* 2000 [online]. 1995, vol. 8, issue 1, s. 114-124 [cit. 2015-02-24]. DOI: 10.1111/j.1600-0757.1995.tb00049.x. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0757.1995.tb00049.x/pdf>
- [37] ITO, Masayasu, Alvin G. WEE, Takanari MIYAMOTO a Yasuhiko KAWAI. The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2013, vol. 109, issue 1, s. 5-8 [cit. 2015-02-25]. DOI: 10.1016/s0022-3913(13)60002-5. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391313600025>
- [38] HAMILTON, M.F., A.L.S. BORGES, A. OTTE, R. PINAL, M.T. CARVAJAL, A.F. ZANDONA a M.C. BOTTINO. Effect of nylon-6 nanofibers on the flexural strength of an experimental resin-based sealant. *Dental Materials* [online]. 2013, vol. 29 [cit. 2015-02-25]. DOI: 10.1016/j.dental.2013.08.074. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113002698#>
- [39] Polymer Science Learning Center: Polycarbonates [online]. © 2005 [cit. 2015-02-23]. Dostupné z: <http://www.pslc.ws/mactest/pc.htm>
- [40] SASTRI, Vinod R. *Plastics in medical devices: properties, requirements, and applications*. xvii, 305 pages. Chapter 7 - Engineering Thermoplastics: Acrylics, Polycarbonates, Polyurethanes, Polyacetals, Polyesters, and Polyamides. Pages 121–172. ISBN 145573201x. [online]. Elsevier Inc, © 2014 [cit. 2015-02-25]. DOI: 10.1016/B978-1-4557-3201-2.00007-0 Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781455732012000070>

- [41] KLOUKOS, Dimitrios, Era TAOUFIK, Theodore ELIADES, Christos KATSAROS a George ELIADES. Cytotoxic effects of polycarbonate-based orthodontic brackets by activation of mitochondrial apoptotic mechanisms. *Dental Materials* [online]. 2013, vol. 29, issue 3, s. 35-44 [cit. 2015-02-25]. DOI: 10.1016/j.dental.2012.10.004. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112004393>
- [42] BELdental, s.r.o: Dentaurum Elegance plastové zámky s kovovou drážkou [online]. © 2013 [cit. 2015-02-25]. Dostupné z: <http://www.beldental.cz/plastove-zamky-/3950-dentaurum-legance-plastove-zamky-s-kovovou-drazkou.html>
- [43] MCKEEN, Laurence W a Liesl K MASSEY. *Permeability properties of plastics and elastomers*. 3rd ed. Boston: Elsevier, WA, 2012, xi, s. 344. ISBN 9781437734690. Chapter 6 Polyesters [online]. Elsevier Inc, © 2012 [cit. 2015-04-15]. DOI: 10.1016/B978-1-4377-3469-0.10006-2 A volume in *Plastics Design Library* 2012, s. 89–106. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781437734690100062>
- [44] Polymer Science Learning Center: Polyesters [online]. © 2005 [cit. 2015-03-23]. Dostupné z: <http://www.pslc.ws/mactest/pet.htm>
- [45] Wikipedia contributors. Polyurethane [online]. *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. © 2015 [cit. 2015-04-27]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Polyurethane#/media/File:Polyurethane.png>
- [46] GRANT, Gerald T., Robert M. TAFT a Steven T. WHEELER. Practical application of polyurethane and Velcro in maxillofacial prosthetics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2001, vol. 85, issue 3, s. 281-283 [cit. 2015-01-31]. DOI: 10.1067/mpr.2001.114089. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391301922012#>
- [47] Polymer Science Learning Center: Epoxy Resins [online]. © 2005 [cit. 2015-01-30]. Dostupné z: <http://www.pslc.ws/mactest/epoxy.htm>
- [48] JANDA DENTAL a.s. ADSEAL – Sealer pro kořenové kanálky [online]. [cit. 2015-01-31]. Dostupné z: <http://www.janda-dental.cz/documents/adseal/cs/adseal-p%C5%99%C3%ADbalov%C3%A1%20informace.doc>
- [49] NALLAMUTHU, Navina A., Michael BRADEN a Mangala P. PATEL. Some aspects of the formulation of alginate dental impression materials—Setting cha-

- racteristics and mechanical properties. *Dental Materials* [online]. 2012, vol. 28, issue 7, s. 756-762 [cit. 2015-02-26]. DOI: 10.1016/j.dental.2012.03.012. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112000693#>
- [50] TODD, John A., Larry J. OESTERLE, Sheldon M. NEWMAN a W. Craig SHELLHART. Dimensional changes of extended-pour alginate impression materials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2013, vol. 143, issue 4, s. 55-63 [cit. 2015-02-27]. DOI: 10.1016/j.ajodo.2012.06.016. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540612008992#>
- [51] JORDA, David. *Protetická technologie*. Upravená vizuální učebnice pro studenty se sluchovou vadou [online]. © 2008 SŠ, ZŠ a MŠ pro sluchově postižené, Praha 5, Výmolova 169. [cit. 2015-02-27]. Dostupné z: <http://files.davidjorda-pt.webnode.cz/200000015-dacc5dbc6c/Proteticka%20technologie.pdf>
- [52] BHARADWAJ, A., R. MADAN a S. AGARWAL. Effect of Chemical Disinfection on Dimensional Stability of Polyether Elastomeric Impression Material. *Journal of Pierre Fauchard Academy (India Section)* [online]. 2012, vol. 26, issue 3, s. 132-136 [cit. 2015-02-28]. DOI: 10.1016/s0970-2199(12)63006-9. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0970219912630069?np=y#>
- [53] DAOU, Elie E. The elastomers for complete denture impression: A review of the literature. *The Saudi Dental Journal* [online]. 2010, vol. 22, issue 4, s. 153-160 [cit. 2015-04-15]. DOI: 10.1016/j.sdentj.2010.07.005. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/article/pii/S1013905210000672#>
- [54] RUEGGEBERG, Frederick A. a Shavon PASCHAL. Proportioning effect on physical and chemical properties of polysulfide impression material. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1994, vol. 72, issue 4, s. 406-413 [cit. 2015-04-15]. DOI: 10.1016/0022-3913(94)90561-4. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391394905614>
- [55] KOVÁČ, J a D. KOVÁČ. Gutaperča v zubnom lekárstve. *Czech Stomatology* [online]. 2011, roč. 111, č. 2, s. 23-28 [cit. 2015-01-30]. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=0d055e44-b141-44ef-b30f-31044b40da87%40sessionmgr4003&hid=4204>

- [56] Estetická stomatologie. Endodoncie [online]. © 2010 [cit. 2015-02-27]. Dostupné z: <http://www.stomatologieostrava.cz/provadene-zakroky/endodoncie/>
- [57] ZAFAR, Muhammad Sohail a Khalid H. AL-SAMADANI. Potential use of natural silk for bio-dental applications. *Journal of Taibah University Medical Sciences* [online]. 2014, vol. 9, issue 3, s. 171-177 [cit. 2015-02-25]. DOI: 10.1016/j.jtumed.2014.01.003. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S165836121400033X>
- [58] APOTEX. HemaGel historie [online]. © 2015 [cit. 2015-04-1]. Dostupné z: <http://www.hemagel.cz/historie>
- [59] BRYŠOVÁ, Alena a Pavlína ČERNOCHOVÁ. Adhezivní materiály pro lepení ortodontických zámků. *Orthodont-cz* [online]. 2004, ročník 13, číslo 2, s.1-9 [cit. 2015-04-1]. Dostupné Z: http://www.orthodont-cz.cz/modul/casopis_clanek/soubory/Clanek-Ortodoncie-02-2004-01.pdf
- [60] SpofaDental. YPEEN Alginátová univerzální otiskovací hmota [online]. © 2013 [cit. 2015-02-25]. Dostupné z: <http://www.spodental.com/cz/produkty/category-list/product-family-list/otiskovaci-materialy/alginatove-hmoty/ypeen/productfamily/Ypeen>
- [61] NWD ČESKO a.s. Silagum medium; Jednorázová otiskovací lžice [online]. © 2012 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: <http://www.nwd.cz/dentalni-servis/shop/k/otiskovani>
- [62] HEGDE, Chethan, Krishna PRASAD, Anupama PRASAD a Rakshith HEGDE. Impression tray designs and techniques for complete dentures in cases of microstomia—A review. *Journal of Prosthodontic Research* [online]. 2012, vol. 56, issue 2, s. 142-146 [cit. 2015-04-16]. DOI: 10.1016/j.jpor.2011.04.001. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1883195811000442>
- [63] Complete Dental: Acry Tray LC [online]. [cit. 2015-02-25]. Dostupné z: <http://eshop.completedental.cz/cs/svetlem-polymerujici/235-acry-tray-lc-.html>
- [64] VOCO GmbH. Twinky Star® The coloured restorative with glitter effect for deciduous teeth [online]. [cit. 2015-02-25]. Dostupné z: http://www.voco.com/in/product/twinky_star/TwinkyStar_VC_8400_1680_GB_0410_T.pdf

- [65] TERRY, Douglas A. What other biomaterial has so many uses: Flowables. *International Dentistry - Africa Edition* [online]. 2012, vol. 3, issue 1, s. 42-58 [cit. 2015-02-27]. Dostupné z: http://www.moderndentistrymedia.com/jan_feb2013/terry.pdf
- [66] Medical servis. Gutaperčové čepy [online]. 2013 [cit. 2015-02-27]. Dostupné z: <http://www.dental-ordinace.cz/gutapercove-cepy-kalibrovane-120ks>
- [67] Medical servis: Protemp Crown provizorní korunky [online]. 2013 [cit. 2015-02-27]. Dostupné z: <http://www.dental-ordinace.cz/protemp-crown-provizorni-korunky-5ks>
- [68] Chirmax. Chirurgické šicí materiály – přehled [online]. © 2001-2015 [cit. 2015-02-27]. Dostupné z: http://www.chirmax.cz/chirmax_multi/index.php?stranka_id=78
- [69] NWD ČESKO a.s. Materiál na modely Modralit-3K; Tvarovač podstavů Split Cast [online]. © 2012 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: <http://www.nwd.cz/dentalni-servis/shop/k/zhotoveni-modelu>
- [70] NWD ČESKO a.s. Dublisil kyveta; Siliform [online]. © 2012 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: <http://www.nwd.cz/dentalni-servis/shop/k/dublovani-vytvrzovani>
- [71] NWD ČESKO a.s. Izolační prostředky/tvarovací hmoty [online]. © 2012 [cit. 2015-04-2]. Dostupné z: <http://www.nwd.cz/dentalni-servis/shop/k/izolacni-prostredky-tvarovaci-hmoty>
- [72] NWD ČESKO a.s. Pryskeřice [online]. © 2012 [cit. 2015-04-02]. Dostupné z: <http://www.nwd.cz/dentalni-servis/shop/k/pryskyrice>
- [73] NWD ČESKO a.s. Vita VM LC hmoty [online]. © 2012 [cit. 2015-04-01]. Dostupné z: <http://www.nwd.cz/dentalni-servis/shop/d/vita-vm-lc-hmoty/13859>
- [74] KARTHICK, R., P. SIRISHA a M. Ravi SANKAR. Mechanical and Tribological Properties of PMMA-Sea Shell based Biocomposite for Dental application. *Procedia Materials Science* [online]. 2014, vol. 6, s. 1989-2000 [cit. 2015-04-16]. DOI: 10.1016/j.mspro.2014.07.234. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211812814005999>
- [75] Promedical centrum s.r.o. keramická zubní technika: Flexite systems [online]. [cit. 2015-03-25]. Dostupné z: <http://www.zubnitechnika.cz/index.php?n=11>

- [76] Complete Dental: Materiály Deflex [online]. © 2015 [cit. 2015-02-25]. Dostupné z: <http://www.completedental.cz/cs/materialy-deflex-id21>
- [77] 3M ESPE: Sof-Lex dokončovací pásky [online]. © 2015 [cit. 2015-02-25]. Dostupné z: http://solutions.3mcesko.cz/wps/portal/3M/cs_CZ/3M_ESPE-CEE/DentalManufacturers/Products/DentalRestorativeMaterials/ToothPolishing/ToothPolishingStrips/#tab2
- [78] MEKAYARAJJANANONTH, Trakol, Sheldon WINKLER a Parnupong WONGTHAI. Improved mouth guard design for protection and comfort. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1999, vol. 82, issue 6, s. 627-630 [cit. 2015-01-30]. DOI: 10.1016/s0022-3913(99)70001-6. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391399700016#>
- [79] SUBRAMANI, Karthikeyan, Waqar AHMED a James K HARTSFIELD. Nanobiomaterials in clinical dentistry. 1st ed. Waltham, MA: William Andrew, 2013, xxi, 519 p. Micro & nano technology series. ISBN 1455731277. Chapter 2 – Nanotechnology and Nanobiomaterials in Dentistry. [online]. [cit. 2015-04-28]. DOI: 10.1016/B978-1-4557-3127-5.00002-7. 2013, Pages 17–33. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781455731275000027>
- [80] JAIN, Shweta, Ashutosh Pal JAIN, Sourabh JAIN, Om Narayan GUPTA a Ankur VAIDYA. Nanotechnology: An emerging area in the field of dentistry. *Journal of Dental Sciences* [online]. 2013 [cit. 2015-04-28]. DOI: 10.1016/j.jds.2013.08.004. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1991790213001402>
- [81] JANDT, Klaus D. a Bernd W. SIGUSCH. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dental Materials* [online]. 2009, vol. 25, issue 8, s. 1001-1006 [cit. 2015-04-04]. DOI: 10.1016/j.dental.2009.02.009. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109001353>

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

%	procento
°C	stupeň Celsia
$\mu\text{g}\cdot\text{mm}^{-3}$	mikrogram na milimetr krychlový
μm	mikrometr
bis-GMA	bis-glycidylmetakrylát
CO ₂	oxid uhličitý
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
DMA	dimetakrylát
HEMA	hydroxyethylmetakrylát
kJ	kilojoule
MMA	methylmetakrylát
MPa	megapascal
nm	nanometr
PC	polykarbonát
PET	polyethylentereftalát
pH	vodíkový exponent; záporný dekadický logaritmus oxoniových kationtů
PMMA	polymethylmetakrylát
ppb	parts per billion
PUR	polyuretan
PVC	polyvinylchlorid
PVDF	polyvinyliden-difluorid
SiO ₂	oxid křemičitý, křemen
TEGDMA	triethylenglykol-dimetakrylát
UDMA	uretan-dimetakrylát

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Polymerace metylmetakrylátu volnými radikály [21].	18
Obr. 2: Schéma výroby polyamidu 6 z ϵ -kaprolaktamu [32].	24
Obr. 3: Strukturní vzorec polyamidu 66 [32].	24
Obr. 4: Strukturní vzorec polykarbonátu [39].	26
Obr. 5: Strukturní vzorec polyetylentereftalátu (PET) [44].	27
Obr. 6: Strukturní vzorec polyuretanu [45].	27
Obr. 7: Schéma epoxidové pryskyřice [47].	28
Obr. 8: Gutaperča poly-trans-1,4-izopren [55].	30
Obr. 9: Alginátové otiskovací hmoty [60].	33
Obr. 10: Otiskovací materiál na bázi silikonu–A [61].	34
Obr. 11: Jednorázová otiskovací lžice pro horní a dolní čelist (Vita) a světlem polymerující materiál Acry Tray LC pro výrobu individuálních otiskovacích lžic [61, 63].	34
Obr. 12: Barevný výplňový materiál se třpytivým efektem Twinky Star [64].	35
Obr. 13: Pohled na chrup před a po ošetření. Vpravo je vyleštěná výplň z nanohybridního zatékacího kompozitu G-aenial Universal Flo (GC) [65].	35
Obr. 14: Gutaperčové čepy [56, 66].	36
Obr. 15: Provizorní korunky metakrylátové a polykarbonátové [67].	36
Obr. 16: Ortodontický zámek [42].	37
Obr. 17: Modelovací hmota na bázi polyuretanu [69].	38
Obr. 18: Formovač podstavců [69].	38
Obr. 19: Dublovací kyveta a hmota na bázi silikonu [70].	39
Obr. 20: Světlem polymerující mikročásticový kompozit [73].	41
Obr. 21: Deflex automatická vstřikovací jednotka, kapsle a částečná snímatelná náhrada [76].	42
Obr. 22: Polyesterové dokončovací pásy Sof-Lex™ [77].	42

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Porovnání chemické odolnosti polymerů [12].....	15
Tabulka 2: Typ a podmínky polymerace akrylátových bazálních materiálů [2, 24–26]	21
Tabulka 3: Využití a technologie zpracování polymerů ve stomatologii [2, 19, 27–29].....	22
Tabulka 4: Srovnání některých fyzikálních vlastností polyamidů [7]	25