

Konspekt vlastností materiálov indikovaných pre výrobu provizórnych dentálnych náhrad

Alena Findrik Balogová¹, Ľuboš Chromý¹, Viktória Rajtúková¹, Andrea Sinčák Konečná², Jozef Živčák¹,
Radovan Hudák¹

¹Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Strojnícka fakulta, TUKE, Košice, ²Univerzita Pavla Jozefa Šafárika, Lekárska fakulta, Košice

Hľadanie vhodných materiálov i pracovných postupov k nahradeniu chýbajúcich zubov je stály proces, ktorý je úzko naviazaný na spoluprácu s mnohými ďalšími vednými odbormi, predovšetkým z oblasti chémie, fyziky a biológie. Nezastupiteľné miesto majú aplikované disciplíny, ktoré nové poznatky poskytnuté výskumom prevedú do klinickej praxe. Spolupráca zubného lekárstva s vedou o materiáloch nie je jednostranná. Klinické poznatky a skúsenosť a súčasne rastúce nároky na kvalitu zubného ošetrovania poskytujú dostatok impulzov pre základný i aplikovaný výskum. Predkladaný článok poskytuje prehľad používaných ako i nových technológií pre zhotovenie provizórnych náhrad, predkladá požiadavky na funkčnosť a mechanické vlastnosti. Zároveň poskytuje prehľad štúdií zameraných na testovanie mechanických vlastností týchto materiálov, za účelom zlepšenia odolnosti materiálov voči abrázii.

Kľúčové slová: *Provizórne dentálne náhrady, aditívna výroba, polymetylmetakrylát, mechanické vlastnosti*

Keywords: *Temporary dental prosthesis, additive manufacturing, polymethyl methacrylate, mechanical properties*

Úvod

V súčasnosti je vo väčšine zubných ambulancií štandardom provizórne ošetrovanie obrúsených zubov, predovšetkým ak je potrebná rozsiahla rekonštrukcia či časovo náročná predprotetická liečba poškodených zubov. Ďalším dôvodom môžu byť estetické požiadavky pacienta či citlivosť obrúsených zubov. V takých prípadoch zubný lekár posunie požiadavku na zhotovenie provizórnej náhrady na pracovisko zubnej techniky, kde zubný technik v krátkom časovom intervale zhotoví provizórnu náhradu s dôrazom na estetické požiadavky pacienta [23, 14].

Takéto provizórne náhrady sú však iba krátkodobým riešením v rozmedzí 2-6 mesiacov a je potrebné nahradiť ich trvalou fixnou náhradou.

Kontraindikácie sú zriedkavé a zahŕňajú odmietnutie v dôsledku psychického stavu, choroby, kedy pacient nie je schopný manipulovať s náhradou, alebo z dôvodu alergií [28].

Funkcia a typy provizórnych náhrad

Provizórne náhrady (korunky, mostíky) by mali spĺňať niekoľko základných funkcií a to najmä ochrannú a estetickú. Provizórne náhrady chránia mäkké a tvrdé tkanivá a tým zabezpečujú pacientovi komfort a zachovanie vzhľadu do doby nasadenia trvalej zubnej náhrady [24, 5, 8].

Druhou dôležitou funkciou je zabrániť infikovaniu baktériami. Pri odhalení zuboviny je potrebné minimalizovať prechod nebezpečných orálnych baktérií, ktoré by mohli spôsobiť zápal ďasna. Zmierňujú citlivosť na vonkajšie vplyvy (teplo, chlad, cukor) a zabraňujú posunu mäkkých tkanív, ktoré by mohlo spôsobiť komplikácie

pri nasadzovaní definitívnej zubnej náhrady. Rovnako dôležitou funkciou je zabránenie dislokácii okolitých zubov, čím sa minimalizuje nutnosť úpravy definitívnej zubnej náhrady. Použitím provizórnych zubných náhrad sa zabezpečuje udržanie dôležitých detailných informácií, v prechodnej fáze, pre návrh vhodnej definitívnej zubnej náhrady [28].

Z časového hľadiska je možné provizórne náhrady rozdeliť na krátkodobé, ktoré sa obvykle používajú 2 týždne a viac. Materiál na výrobu krátkodobých provizórnych náhrad je na báze akrylu, ako príklad dimetylmetakrylátové kompozity.

Stredne až dlhodobá aplikácia je na dobu niekoľkých mesiacov. Zhotoviť sa môžu nepriamo (napríklad sériovo vyrábané korunky) a priamo (individuálne tvarovanie a úprava). Používané materiály sú napríklad PMMA a Bis-GMA živica.

Za priame provizóriá sa považujú:

- predtvarované korunkové formy – používané materiály sú napríklad polykarbonát, acetát, hliník, nehrdzavejúca oceľ,
- kompozitná nedopolymerovaná korunka – možné individuálne tvarovať, po vhodnom vytvarovaní sa polymerizuje,
- dimethylakrylátový kompozit – proces zahŕňa vyplnenie priestoru daným materiálom, upraví sa tvar, nalakuje a následne polymerizuje [26].

Dočasné náhrady slúžia na ochranu štruktúr zuba, gingívy a okolitého tkaniva. Taktiež je ich cieľom predchádzať zvýšenému výskytu zubného kazu a pomáhajú zubnému lekárovi ľahšie hodnotiť paralelitu, estetiku, funkciu zuba a podobne. Medzi najviac požadované vlastnosti provizórnych náhrad patrí sila, retencia, okrajová presnosť, rozmerová stabilita, ľahké čistenie,

výroba aj oprava. Cieľom predkladanej štúdie je práve testovanie mechanických vlastností a požiadaviek 3D tlačných provizórnych náhrad [25]. Názornú ukážku 3D vytlačených provizórnych náhrad na tlačiarňi Formlabs (Admasys, USA).



Obrázok 1 3D vytlačené provizórna náhrada na 3D tlačnom dentálnom modeli

Konvenčné metódy výroby provizórnych náhrad

Priama výroba

Razidlová technika si vyžaduje, aby zub, ktorý bude ošetrovaný provizórnou náhradou, mal pred preparáciou svoj definitívny tvar. Ten totiž definuje tvar budúcej dočasnej zubnej náhrady. Pred preparáciou je potrebné zhotoviť odtlačok príslušného zubného oblúka hydrokolídnou odtlačkovou hmotou. Následne sa zub preparuje podľa všeobecných preparačných pravidiel do definitívneho tvaru podľa definitívnej náhrady, ktorá sa na zub indikuje. Po preparácii sa do zhotoveného odtlačku aplikuje živica, odtlačok sa nasunie na zubný oblúk a živica vyplní priestor, ktorý vznikol preparáciou. Tesne pred stuhnutím živice sa odtlačok sníma spolu s provizórnou náhradou. Ten sa následne z odtlačku vyberá. Môže sa definitívne polymerizovať polymerizačnou lampou. Prípadné defekty je možné upraviť kompozitným materiálom. Po vyleštení sa náhradu na pilierovom zube fixuje dočasným fixačným cementom [9].

Živicová náhrada je celoplášťová korunka alebo mostík, ktorá sa v dnešnom zubnom lekárstve používa ako dlhodobé provizórium. Nie je vhodná ako definitívne riešenie pre jej horšie mechanické vlastnosti v porovnaní s inými náhradami. Výnimku môžu tvoriť frontálne zuby, aj to len za určitých okolností. Pri indikácii živicovej náhrady ako definitívnej náhrady je potrebné prísne dodržanie schodíkovej preparácie. Ak je cervikálny okraj preparácie ukončený bez schodíka, hrozí, že zub bude

na náhradu pôsobiť ako klin a dôjde k fraktúre náhrady [17].

Na výrobu provizórnych náhrad sa používajú dentálne živice, ktoré sa spracúvajú rôznymi technologickými postupmi a to priamou modeláciou použitím živíc, ktoré tuhnú pôsobením tepla a tlaku. V dnešnom zubnom lekárstve sa najčastejšie živicové náhrady vyrábajú priamou modeláciou. Ochranné živicové náhrady je možné zhotoviť aj v zubnej ambulancii takzvanou razidlovou technikou. Používajú sa na to samopolymerizujúce živice, ktoré tuhnú za studena. Na trhu existujú aj prefabrikované živicové náhrady, dodávané v rôznych tvaroch a veľkostiach, ktoré zubný lekár môže po malých úpravách adaptovať na preparované zuby [3].

Technológia frézovania

CNC (Computer Numerical Control) frézovanie je v súčasnej dobe najrozšírenejší spôsob výroby zubných náhrad. Používa sa predovšetkým pre zhotovovanie celokeramických zubných náhrad, ale takisto k frézovaniu kovových konštrukcií a výrobe implantátov alebo k výrobe provizórnych koruniek a mostíkov.

Častejšie sa obrábacie frézy delia podľa počtu súčasne riadených osí:

3-osé obrábacie frézy (pohyb v osiach X, Y, Z),

4-osé obrábacie frézy (pohyb v osiach X, Y, Z + A = rotácia okolo osy X),

5-osé obrábacie frézy (pohyb v osiach X, Y, Z, A + B = rotácia okolo osy Y).

Najpoužívanejšie sú 5-osé obrábacie frézy, ktoré sa dajú využiť pre výrobu koruniek a mostíkov, ktoré sa nedajú vyrobiť 3-osovým obrábaním [3].

Nové trendy vo výrobe provizórnych náhrad

Aditívne technológie sú novými prístupmi nie len v priemysle, ale aj v dentálnej oblasti. Aditívnou výrobou alebo inak 3D tlačou sa obecné označuje výroba, ktorá je aditívna, nedochádza pri nej k odoberaniu materiálu, ale materiál naopak pribúda po jednotlivých vrstvách [1, 16].

V dentálnej medicíne sa aditívna technológia používa predovšetkým pre výrobu modelu čeľuste, ktorý sa využíva pri dokončovacích operáciách výroby zubných náhrad. Ďalšou aplikáciou je 3D tlač voskových modelov, ktoré sa používajú pri liacej a lisovacej technike. 3D tlač sa dá takisto využiť pre výrobu provizórnych náhrad, kovových konštrukcií alebo chirurgických šablón používaných pri zavedení implantátu. Prehľad najpoužívanejších technológií 3D tlače uvádza Tabuľka 1. Najčastejšie využívanými metódami pre výrobu provizórnych náhrad je technológia stereolitografie a Digital light processing (DLP), ktoré pre 3D tlač využívajú tekuté fotopolymérne materiály [6].

Technológie 3D tlače	Skratka	Materiál
Fused deposition modeling	FDM	ABS, vosk, polykarbonát, elastoméry
Stereolitografia	SLA	Fotopolyméry
Digital light processing	DLP	
Polyjet	PJ	
Selektive laser sintering	SLS	Polyamid, nylon, vosk, kovové prášky, keramické prášky
Selective laser melting	SLM	
Injekt based system	3DP	

Tabuľka 1 Prehľad najbežnejších technológií 3D tlače.

Stereolitografia (SLA)

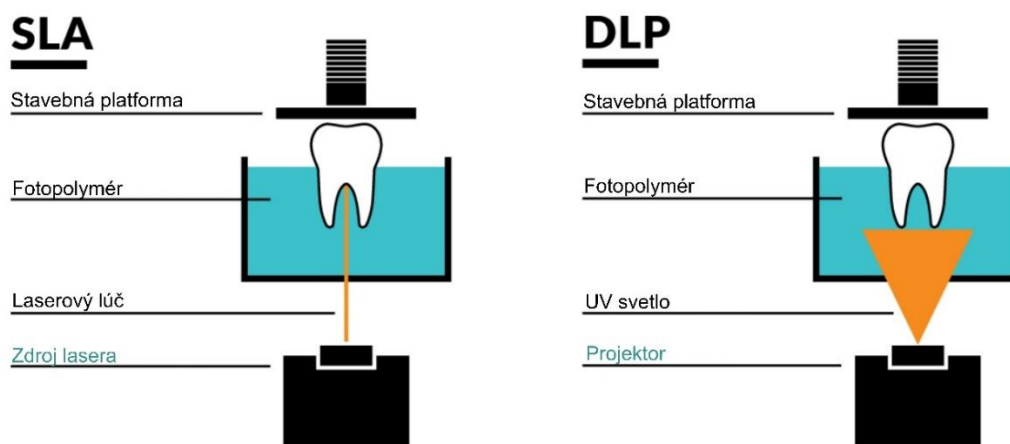
Metóda SLA je založená na vytvrdzovaní jednotlivých vrstiev materiálu pomocou ultrafialového (UV) žiarenia z laseru. Po vytvrdnutí vrstvy je stavacia platňa znížená o výšku vrstvy a stieraciou lištou je nanosená živica zarovnaná na požadovanú hrúbku. Takto sa postupuje až do získania celej súčasti. Po 3D tlači je výrobok odobratý z podpornej štruktúry a upravený v UV komore, kde sa mu dodáva integrita povrchu či farba. Ako materiál sa používa tekutá živica (fotopolymér). Za výhody SLA sa môže považovať vysoká presnosť a kvalitný povrch výrobku. Nevýhodou je vysoká cena zariadenia i materiálu, potreba miestnosti s UV protektormi na oknách a s osvetlením bez

UV žiarenia, pomalá výroba a nutnosť následného opracovania v UV komore.

Digital light processing (DLP)

DLP je metóda podobná metóde SLA. Hlavným rozdielom je spôsob osvetľovania fotopolyméru, namiesto laseru sa používa digitálny projektor. Ďalším rozdielom je pohyb nosnej dosky, ktorá sa pohybuje smerom nahor, čo oproti SLA prináša výhodu menšieho množstva potrebného materiálu a rýchlejšiu 3D tlač, pretože sa premieta celá vrstva naraz. Naopak nevýhodou je obmedzenie presnosti metódy DLP rozlíšením projektoru a veľkosti pixelu. Ďalšie výhody a nevýhody sú rovnaké ako pri SLA.

Princíp spomínaných technológií ako aj rozdiely medzi nimi sú znázornené na obr. 2.



Obrázok 2 Technológie 3D tlače SLA a DLP. Technológie 3D tlače používané pre výrobu dočasných náhrad [26].

Materiály

V posledných rokoch došlo k významnému pokroku vo vývoji provizórnych dentálnych materiálov, hlavne čo sa týka zdokonalenia základného chemického zloženia, čo umožnilo vyrábať komerčné produkty s vhodným klinickým, mechanickým, a taktiež estetickým efektom [13, 4].

Namiesto vláknových kompozitov sa začali používať časticové kompozity, hlavne vďaka výhodnejším vlastnostiam ako sú nízka hustota, väčšia tvrdosť, oteruvzdornosť, väčší modul pružnosti v ťahu, tvarová stálosť pri zvýšených teplotách a menšie polymerizačné zmrštenie. Prvé

materiály polymérnych kompozitov využívané pre dentálne účely boli materiály na báze polymetylmakrylátu (PMMA), napr. polyetylmakrylát, polyvinyletylmakrylát alebo polybutylmakrylát. Neskôr, približne v 50. rokoch, sa začali používať výplňové živice s anorganickým plnivom, čo sa dá považovať za začiatok používania časticových kompozitov. V súčasnosti sa na výrobu dentálnych provizórnych náhrad používajú živice na báze dimetakrylátov, napr. bisfenol A-glycidyl dimetakrylát (Bis-GMA). Medzi ďalšie používané kompozity na báze dimetakrylátu, patrí uretán dimetakrylát (UDMA) [4, 7].

- polymetylmakryláty – tradičný materiál,
- kompozitné plasty – technológia sklenených vlákien, ktoré slúžia ako výstuha,

c) akrylátové a bis-akrylátové plasty – polymerizácia chemicky, svetlom alebo teplom.

Hlavnou zložkou plastových materiálov sú polyméry. Vývoj ich použitia v stomatológii začal v prvej polovici 20. storočia. Metylmetakryláty boli používané kvôli svojej transparentnosti a možnosti farbenia a leštenia, ale nespĺňali požadované mechanické vlastnosti. Aj napriek tomu je polymetylmetakrylát (PMMA) základom protektických plastov. V priebehu nasledujúcich rokov sa začali využívať ďalšie druhy polymérov, napr. polyamidy, epoxidy, vinylakryláty, silikóny. Plastové materiály sa najviac používajú pri výrobe základov zubných náhrad, umelých zubov do protéz, provizórií i definitívnych náhrad a ako zložky výplňových materiálov.

Najčastejšie využívaným materiálom pre vytvorenie provizórnych náhrad je polymetylmetakrylát – PMMA. Jeho relatívna ľahkosť spracovania a opracovania, biokompatibilita a dobré estetické vlastnosti viedli k zvýšenej prijateľnosti tohto materiálu pacientom. Napriek tomu, že sa tento materiál využíva pomerne často, má aj množstvo nevýhod. Medzi tieto nevýhody patrí zmršťovanie, polymerizácia, náchylnosť k mikrobiálnej kolonizácii z orálneho prostredia, alergické reakcie, degradácia mechanických vlastností v priebehu času a nízka odolnosť voči opotrebeniu v ľudských slinách [10].

Vlastnosti materiálov používaných na provizórne náhrady

Každý materiál, z ktorého má byť zhotovená zubná náhrada, by sa mal svojimi vlastnosťami čo najviac priblížiť vlastnostiam nahradzovaného tkaniva. V ideálnom prípade by sa mali zhodovať vlastnosti mechanické, fyzikálne, chemické i estetické. Každý dentálny materiál navyše musí spĺňať požiadavky na biokompatibilitu [26].

Medzi ďalšie požadované vlastnosti dentálnych kompozitov patrí dostatočne nízka viskozita, ktorá umožňuje vyplniť dutiny, ďalej regulovateľná polymerizácia, oteruvzdornosť, súčiniteľ teplotnej rozťažnosti (podobný hodnote súčiniteľa zubnej skloviny), nízke polymerizačné zmrštenie, dobrá odolnosť proti tečeniu, opotrebovaniu a absorpcii vody. Žiadaná viskozita sa môže dosiahnuť pridaním nízkoviskózného monoméru avšak pridanie takéhoto monoméru zvýši polymerizačné zmrštenie, ktoré je v prípade nízkoviskózných monomérov väčšie. Polymerizačné zmrštenie závisí na funkčnosti a molekulovej hmotnosti monoméru. Normalizovať polymerizačné zmrštenie náhrady je možné vypočítaním zmrštenia na mol funkčných metakrylátových skupín jednotlivých monomérov, ktoré zreagovali a tak vytvorili žiadanú zmes. Výsoká hodnota polymerizačného zmrštenia je značnou limitáciou materiálu a môže viesť k defektom materiálu a ku podstatným komplikáciám pri restoratívnych účeloch, kedy hrozí zvýšené riziko vzniku zubného kazu [18, 21].

Mechanické vlastnosti dentálnych materiálov určujú odolnosť zubnej náhrady proti pôsobiacim silám pri hryzení a žuvaní potravy. Musia byť také, aby nedošlo

k deformácii či prasknutiu náhrady. Ďalším mechanickým pôsobením je poškodzovanie povrchu náhrad tvrdými časticami v potrave.

K zníženiu mechanických vlastností prispieva aj degradácia dentálneho materiálu. Okrem straty mechanických vlastností, spôsobuje degradácia uvoľňovanie látok z dentálneho kompozitu, ktoré môžu mať dráždivé účinky a môžu tak spôsobovať alergické reakcie. Preto je dôležité poznať procesy degradácie v dentálnych kompozitných materiáloch a následne identifikovať uvoľňujúce sa látky [18, 21].

V niektorých prípadoch sa dentálna náhrada pacientovi poškodí aj pri pôsobení minimálnej sily. Príčinou deštrukcie náhrady je v tomto prípade únavové porušenie. Dentálne náhrady sú totiž v ústnej dutine namáhané cyklicky a po dlhú dobu. K lomu dôjde v dôsledku kumulácie deformácií. K iniciácii trhliny dochádza v mieste koncentrácie napätia, ktoré sa nachádza obvykle na povrchu [27].

A. Odolnosť voči abrázii

Abrázia je poškodzovanie v dôsledku kontaktu dvoch povrchov. Povrch zubných náhrad je namáhaný pôsobením abrazíva, ktoré sa pohybuje pozdĺž funkčných plôch. Dochádza k postupnému zdrsňovaniu povrchu, úbytku materiálu a zmene tvaru a veľkosti náhrady. Abrázivné častice sa vyskytujú v strave či zubných pastách, výraznú abráziu môže spôsobiť takisto protiahly zub. Odolnosť proti abrázii je ovplyvniteľná tvrdosťou materiálu. Tabuľka 2 zobrazuje hodnoty tvrdosti jednotlivých materiálov používaných v dentálnej oblasti [11].

Materiál	Tvrdosť
Sklovina	350 HV
Dentin	60 HV
Akrylát	20 HV
Amalgám	100 HV
Porcelán	450 HV
Co-Cr zliatina	420 HV

Tabuľka 2 Orientačné hodnoty tvrdosti jednotlivých materiálov

B. Biologické vlastnosti

Každý materiál umiestnený do ústnej dutiny nesmie byť dráždivý ani toxický, nesmie pôsobiť karcinogénne ani alergicky. Testovanie materiálov a jeho vyhodnocovanie odpovedá príslušným normám (ČSN EN ISO 10993-1: *Biologické hodnotenie prostriedkov zdravotníckej techniky*). Pokiaľ materiál spĺňa všetky požiadavky, môže sa nazývať biokompatibilným. Biokompatibilita je definovaná ako schopnosť materiálu vyvolať primeranú biologickú odpoveď pri danej aplikácii v organizme.

C. Mechanické vlastnosti

Pevnosť v ohybe sa dá určiť trojbodovým ohybom na univerzálnom testovacom stroji. V rôznych štúdiách bola na určenie pevnosti v ohybe dočasných materiálov, resp. dočasných náhrad, použitá práve táto metóda. Pevnosť v ohybe dočasných materiálov môžu ovplyvňovať rôzne faktory, napr. sliny, zložky potravín alebo nápoje a interakcie medzi nimi. Zmeny, ktoré nastanú na materiáli, ktorý je vystavený rôznym teplotám, by sa mali hodnotiť pri dlhodobom používaní materiálu. Z tohto dôvodu sa používa tzv. tepelné cyklovanie. Tepelné cyklovanie je proces, ktorý spôsobuje starnutie materiálu a simuluje zmeny v orálnom prostredí. Pre testovanie sa väčšinou používa 2500 cyklov, čo predstavuje približne tri mesiace klinického používania [22, 19].

Kadiyala a kol. [12] sa vo svojej štúdii zamerali na vyhodnotenie pevnosti v ohybe troch, resp. štyroch najčastejšie používaných materiálov, ktoré sa používajú na výrobu dočasných zubných náhrad – autopolymerizované PMMA, tepelne vytvrdené PMMA, autopolymerizované Bis-GMA, svetlom vytvrdené UDMA. Bolo vyhotovených 40 vzoriek v tvare hranola s rozmermi 25 mm x 2 mm x 2 mm.

Vzorky boli uložené v umelých slinách po dobu 14 dní a následne vystavené tepelnému cyklovaniu. Vzorky boli vložené do dvoch vodných kúpeľov s regulovanou teplotou v rozsahu od 5 °C (studený kúpeľ) až do 55 °C (horúci kúpeľ), pričom sa uskutočnilo celkom 2500 cyklov.

Štúdiou bolo zistené, že najväčšiu pevnosť v ohybe mal materiál Bis-GMA, s priemernou hodnotou pevnosti v ohybe 102,98 MPa. Najmenej pevným materiálom, s priemernou pevnosťou v ohybe 60,01 MPa, bol UDMA. Kadiyala a kol. ďalej vo svojej štúdii uvádzajú, že podľa Medzinárodnej organizácie pre normalizáciu Amerického národného normalizačného inštitútu (ANSI) musí mať dočasná, resp. trvalá zubná náhrada pevnosť v ohybe minimálne 50 MPa. To znamená, že nimi testované materiály, spĺňajú podmienky a je možné ich používať na výrobu zubných náhrad [12].

Nejatidanesh a kol. [19] vo svojej štúdii skúmali sedem materiálov, ktoré sa používajú na výrobu dočasných a trvalých zubných náhrad. Ich cieľom bolo porovnať pevnosť v ohybe. Vyhotovili taktiež desať vzoriek z každého materiálu, t. j. 70 vzoriek v tvare hranola, s rozmermi 25 mm x 2 mm x 2 mm. Použité materiály boli Acropars (etylmetakrylát), Duralay (metylmetakrylát), Protemp 3 Garant (Bis-GMA), Tempron (etylmetakrylát), TempSpan (Bis-GMA), Trim (vinyletyl metakrylát), Unifast LC (metylmetakrylát). Vzorky boli uložené v umelých slinách pri teplote 37 °C po dobu 14 dní a potom boli vystavené tepelnému cyklovaniu 2500 cyklov pri teplote od 5 °C do 55 °C. Skúšky na ohyb sa vykonali trojbodovým ohybom na univerzálnom testovacom stroji. Silu, pri ktorej sa vzorka prelomila, prepočítali na pevnosť v ohybe. Štúdiou bolo zistené, že najlepšiu pevnosť v ohybe mal materiál Bis-GMA, a teda TempSpan a Protemp 3 Garant.

Najmenšia pevnosť v ohybe bola zistená pri vinyletylmetakryláte, a to 21,81 MPa, čo znamená, že podľa ANSI tento materiál nespĺňa pevnostnú podmienku a nie je možné ho použiť pre výrobu zubných náhrad. Na výrobu by sa nemohli použiť ani materiály Acropars a Unifast LC [19].

Na základe štúdií, ktoré spravili Kadiyala a kol., Nejatidanesh a kol. je zrejmé, že ich skúšky na ohybovú pevnosť majú podobné závery. Kompozitný živicový materiál Bis-GMA vykazuje najväčšiu pevnosť v ohybe ako ostatné materiály. Je to z dôvodu, že je zložený z multifunkčných monomérov, ktoré sú navzájom zosieťované a tým vykazujú vyššiu pevnosť. Taktiež obsahujú anorganické nano plnivé, ktoré zvyšujú pevnosť materiálu. Zároveň má hydrofóbnu povahu, teda zaisťuje minimálnu absorpciu nie len vody a iných tekutín (napr. slín). Tepelne vytvrdené PMMA živice sú v poradí druhé najpevnejšie materiály. Je to spôsobené tým, že tepelná polymerizácia eliminuje prebytočné zvyškové monoméry čo vedie k vyššiemu stupňu polymerizácie, a tým sa zvyšuje pevnosť materiálu. Prítomnosť malého množstva zvyškových monomérov spôsobuje zvýšenú absorpciu vody, napr. pri umiestnení v umelých slinách, ako vo vyššie spomínaných štúdiách.

Balkenhol a kol. [2] sa vo svojej štúdii zamerali, okrem pevnosti v ohybe, aj na ohybový modul. Pri výskume použili štyri typy materialov a to Cool Temp natural (samovytvrdzovací bis-akrylát), Luxatemp AM Plus (samovytvrdzovací bis-akrylát), Luxatemp AM Plus Solar (bisakrylát s dvojitém vytvrdzovaním – samovytvrdzovanie + svetlovytvrdzovanie), Trim (isobisakrylát v kombinácii s PMMA).

Z každého materiálu vyhotovili 10 vzoriek v tvare hranola s rozmermi 25 mm x 2 mm x 2 mm, pričom každá vzorka bola v tvarovacej forme uložená do inkubátora na 10 minút pri teplote 37 °C. Následne boli vzorky uskladnené na rôzne dlhý čas (skupiny 2 až 5), skupina 6 bola vystavená termocykleniu (5000 cyklov pri teplotách od 5 °C do 55 °C) a skupina 1 bola testovaná okamžite. Mechanická skúška bola vykonaná trojbodovým ohybom na univerzálnom testovacom zariadení.

Štúdiou zistili, že materiály používané na výrobu dočasných zubných náhrad (mostíkov a koruniek), okrem materiálu Luxatemp AM Plus Solar, vykazujú malú mechanickú pevnosť 10 minút po príprave. Avšak v prípade materiálov Luxatemp AM Plus a Luxatemp AM Plus Solar došlo k vyrovnaniu mechanických vlastností s pribúdajúcim časom uskladnenia. Materiál Trim nespĺnil podmienky na pevnosť v ohybe ani v tejto štúdii. Balkenhol a kol. vo svojej štúdii tvrdia, že príčinou slabých mechanických vlastností tohto materiálu môže spôsobovať prítomnosť hlavného monoméru prítomného v náhrade, konkrétne prítomnosť iso-butylmetakrylátu, ktorý vytvára lineárne polymérne skupiny bez tvorby sieťovania, čo znižuje celkovú pevnosť materiálu [2].

Poonacha a kol. [9] vo svojej štúdií vyhodnocovali a porovnávali pevnosť v ohybe a modul pružnosti troch materiálov, ktoré sa používajú na výrobu dočasných korúnok. Konkrétne použili samovytvrzovaciu živicu na báze metylmetakrylátu, samovytvrzovaciu živicu na báze bisakrylu, svetlom tvrdnú živicu na báze uretán dimetakrylátu. Celkom vyrobili 135 vzoriek v tvare hranola s rozmermi 25 mm x 2 mm x 2 mm. Následne zobrali 15 vzoriek z každého materiálu a rozdelili ich do skupín. Prvá skupina bola skladovaná pri izbovej teplote v normálnych atmosférických podmienkach, druhá skupina bola uložená v umelých slinách po dobu 24 hodín pri izbovej teplote a normálnych atmosférických podmienkach a tretia skupina bola uložená v umelých slinách po dobu 7 dní pri izbovej teplote a normálnych atmosférických podmienkach. Mechanickú skúšku vykonali trojbodovou ohybovou metódou.

Výskumom zistili, že došlo k zníženiu pevnostných vlastností živicového materiálu na báze metylmetakrylátu po 24 hodinách skladovania v umelých slinách. Pevnostné vlastnosti sa ďalej neznižovali a zostali konštantné aj po 7 dňoch skladovania v umelých slinách. Naopak, pri živici na báze bisakrylu došlo k zvýšeniu pevnostných vlastností po 24 hodinách skladovania v umelých slinách, pričom po 7 dňoch skladovania k ďalšiemu navýšeniu nedošlo. Živica na báze uretán dimetakrylátu znížila svoje pevnostné vlastnosti po 24 hodinách v umelých slinách, ale zvýšila ich po 7 dňoch v umelých slinách.

Pri porovnaní modulu pružnosti došli k záveru, že živica na báze metylmetakrylátu vykazovala najvyššie moduly pružnosti počas celej doby uskladnenia, nasledovala živica na báze uretán dimetakrylátu a najmenšie moduly pružnosti vykazovala živica na báze bisakrylátu [22].

Lee a kol. vo svojej štúdií [15] skúmali tuhosť a pevnosť materiálov, ktoré sa používajú na výrobu dočasných náhrad. Ich cieľom bolo porovnať trojdielnu zubnú náhradu pri namáhaní rôznym zaťažením. V štúdií použili tri najčastejšie používané materiály a to živicu na báze polyetylmetakrylátu, samovytvrzovaciu živicu na báze bisakrylátu a živicu na báze bisakrylátu s dvojitém vytvrzovaním.

Vyhodnocovanie mechanických vlastností rozdelili na 2 časti. Pevnosť v ohybe a ohybový modul testovali na vzorkách v tvare hranola s rozmermi 3 mm x 3,2 mm x 32 mm. Po výrobe boli vzorky umiestnené v prostredí so 100 % vlhkosťou a teplotou 37 °C po dobu 24 hodín. Skupinu 30 vzoriek rozdelili do 3 podskupín, kde každých 10 vzoriek bolo zaťažovaných iným zaťažením. Následne boli podrobené štvorbodovej ohybovej skúške.

Tuhosť testovali na mostíku, ktorý pozostával z druhého premolára, a prvého a druhého molára z pravej dolnej časti zubného radu. Vytvorili dokopy 30 vzoriek tohto typu, ktoré boli uložené v rovnakých podmienkach ako vzorky v tvare hranola (prostredie so 100 % vlhkosťou, teplota 37 °C, doba uskladnenia 24 hodín). Vzorky

rozdelili rovnako v prípade hranolov. Pri mechanickej skúške bola vzorka umiestnená na odliatok z akrylovej živice a následne pôsobili na vzorku centrálnym vertikálnym zaťažením.

Štúdiou zistili, že hranolové vzorky z polyetylmetakrylátu sa pri zaťažení 0,5 a 5 mm/min nezlomili, ale pri zubnej náhrade z rovnakého materiálu došlo k poškodeniu už pri zaťažení 5 mm/min. Zároveň zistili, že polyetylmetakrylátová živica mala spomedzi ostatných testovaných materiálov najnižšiu tuhosť. Vzorky vyrobené zo samovytvrdiviteľnej bisakrylovej živice nevykazovali významné zmeny ohybového modulu, pevnosti v ohybe ani tuhosti, v závislosti od zaťaženia. Bisakrylová živica s dvojitém vytvrzovaním mala naopak oveľa vyššiu pevnosť v ohybe aj tuhosť. V prípade tohto materiálu taktiež nedošlo k významným zmenám mechanických vlastností s pridávaným zaťažením. V závere svojej štúdie tvrdia, že hoci väčšina porúch na vzorkách vznikla v oblasti premolára, tak v prípade vzoriek vyrobených z bisakrylovej živice s dvojitém vytvrzovaním, došlo k zlomeniu vzorky na niekoľko kúskov, čo znamená, že tento materiál je o čosi krehkejší oproti ostatným [15].

Záver

V dentálnej oblasti je pokrok vo vývoji a aplikácií nových materiálov a techník rýchly. Materiály sa prispôbujú požiadavkám, ktoré sú nevyhnutné pre ich čo najvhodnejšie využitie v dentálnej praxi. Provizórne náhrady musia spĺňať požiadavky na mechanické a chemické vlastnosti, preto je testovanie týchto materiálov neodmysliteľnou súčasťou ich konečnej aplikácie. Medzi najčastejšie testované vlastnosti patrí odolnosť voči abrázii, pretože tomuto javu je materiál v ústnej dutine vystavený najviac. Testovanie vlastností materiálov je nevyhnutné, či už ide o konvenčné metódy výroby alebo o využitie nových technológií. Oba spôsoby výroby musia spĺňať požiadavky pre správnu aplikáciu a funkčnosť zhotovenej dočasnej zubnej náhrady.

Summary

The search for suitable materials and working procedures to replace missing teeth is an ongoing process that is closely linked to cooperation with many other scientific disciplines, especially in the fields of chemistry, physics and biology. Applied disciplines have an irreplaceable place, which will transfer new knowledge provided by research into clinical practice. The cooperation of dentistry with materials science is not one-sided. Clinical knowledge and experience, as well as growing demands on the quality of dental treatment, provide sufficient impetus for basic and applied research. The presented article provides an overview of used and new technologies for the production of temporary replacements, presents requirements for functionality and mechanical properties. It also provides an overview of studies aimed at testing the mechanical properties

of these materials, in order to improve the abrasion resistance of materials.

Podakovanie

Predkladaná práca bola vypracovaná za podpory projektu KEGA 040TUKE-4/2019 a VEGA 1/0179/19 Táto publikácia vznikla vďaka podpore v rámci Operačného programu Integrovaná infraštruktúra pre projekt „Centrum medicínskeho bioaditívneho výskumu a výroby (CEMBAM), kód ITMS2014+: 313011V358, spolufinancovaný zo zdrojov Európskeho fondu regionálneho rozvoja. Dosiahnuté výsledky vznikli v rámci riešenia projektu č. 2018/14432:1-26C0, ktorý je podporovaný Ministerstvom školstva, vedy, výskumu a športu SR v rámci poskytnutých stimulov pre výskum a vývoj zo štátneho rozpočtu v zmysle zákona č.185/2009 Z.z. o stimuloch pre výskum a vývoj.

Literatúra

- Andonović, V., Vrtanoski, G.: Growing rapid prototyping as a technology in dental medicine. *Mech Eng Sci J* 2010, 29, s. 31–39.
- Balkenhol M., Mautner M.C., Ferger P., Wöstmann B.: Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems (2008). DOI: 10.1016/j.jdent.2007.10.001.
- Bittner, J.: Protetická technologie. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1989. ISBN 80-7013-013-X.
- Burns D. R., Beck D. A., Nelson S. K.: Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* (2003). DOI: 10.1016/s0022-3913(03)00259-2
- Burns, D. R., Beck, D. A., Nelson, S. K.: A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 90 (2003), s. 474-497
- Dawood, A., Marti, B., Sauret-Jackson, V. et al. *3D printing in dentistry*. Br Dent J 219, 521–529 (2015). <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- Freilich, M.A.: Fiber-Reinforced composites: in clinical dentistry. Chicago: Quintessence publishing, 2000, 106 s. ISBN 08-671-5373-3.
- Gough, M.: A review of temporary crowns and bridges. *Dent Update*, 21 (1994), s. 203-207
- Hubálková, H., Krňáková, J.: Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-581-9.
- Huining, X., et al.: The Mechanical Properties of a Poly (methyl methacrylate) Denture Base Material Modified with Dimethyl Itaconate and Di-*n*-butyl. *International Journal of Polymer Science*, 2015, 1687-9422, <https://doi.org/10.1155/2015/561012>.
- Jooste, C., et al.: Comparison of the clinical abrasion resistance of six commercially available denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997, 0022-3913, [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(97\)70202-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(97)70202-6).
- Kadiyala K. K., Badisa M. K., Anne G., Anche S. C., Chiramana S., Muvva S. B.: Evaluation of Flexural Strength of Thermocycled Interim Resin Materials Used in Prosthetic Rehabilitation (2016). DOI: 10.7860/JCDR/2016/20020.8566
- Kadiyala K. K., Badisa M. K., Anne G., Anche S.C., Chiramana S., Muvva S. B.: Evaluation of Flexural Strength of Thermocycled Interim Resin Materials Used in Prosthetic Rehabilitation (2016). DOI: 10.7860/JCDR/2016/20020.8566
- Karaokutan, I., et al.: In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *The Korean Academy of Prosthodontics*, 2015, 2005-7806, doi: 10.4047/jap.2015.7.127
- Lee J., Clark S. R., Tantbirojn D., Koriath T. V. P., Hill A. E., Versluis A.: Strength and stiffness of interim materials and interim fixed dental prostheses when tested at different loading rates (2020). DOI: 10.1016/j.prosdent.2020.10.008
- Liu Q., Leu M. C., Schmitt S. M.: Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol* 2006, 29, s. 317–335.
- Mazánek, J.: Zubní lékařství: pro studující nestomatologických oborů. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-247-5807-7.
- Moszner, N., Ulrich S.: New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science* (2001). DOI: 10.1016/s0079-6700(01)00005-3
- Nejatidanesh F., Momeni G., Savabi O.: Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics (2009). DOI: 10.1111/j.1532-849X.2009.00473.x
- Norton, M.: 3D printing and dentistry. Burkhart, 2018. <https://www.burkhartdental.com/3d-printing-dentistry/>
- Peutzfeldt, A.: Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences* (1997). DOI: 10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x.
- Poonacha V., Poonacha S., Salagundi B., Rupesh P. L., Raghavan R.: In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown materials used in fixed prosthodontics (2013). DOI: 10.4317/jced.51136
- Razzoog, M. E., et al.: Techniques of Fabrication of Provisional Restoration: An Overview. 2011, *International Journal of Dentistry*, 1687-8728, <https://doi.org/10.1155/2011/134659>.
- Shillingburg, H. T., Sumiya, H., Lowell, D. W., Jacobi, R., Brackett, S. E.: Provisional restorations. *Fundamentals of fixed prosthodontics* (3rd ed.), Quintessence, Chicago (1997), s. 225-256.
- Suralik, K. M., Sun, J., Chen, Ch., Lee, J. S.: Effect of Fabrication Method on Fracture Strength of Provisional Implant, 09/2020. Instron: Universal testing systems.
- Wang, L., et al.: Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11 (3), Sept 2003. <https://doi.org/10.1590/S1678-77522003000300002>
- Yukitaka, M.: Stress concentration. *Metal Fatigue (Second Edition)*, 2019, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813876-2.00002-9>.
- Zicha A.: Částečně snímatelné náhrady, *Karolinum* 1998, ISBN 80-7184-638-4.