

Uticaj redukcije rezidualnog monomera na kvalitet akrilatnih stomatoprotetskih materijala

Milena Kostić¹, Nebojša Krunic¹, Ljubiša Nikolić², Vesna Nikolić², Stevo Najman³, Ivan Kostić³, Jelena Rajković³, Miodrag Manić⁴, Dušan Petković⁴

¹Odeljenje za stomatološku protetiku, Klinika za stomatologiju, Niš, Srbija

²Tehnološki fakultet, Univerzitet u Nišu, Leskovac, Srbija

³Institut za biomedicinska istraživanja, Medicinski fakultet, Univerzitet u Nišu, Niš, Srbija

⁴Mašinski fakultet, Univerzitet u Nišu, Niš, Srbija

Izvod

Materijal poli (metil metakrilat) (PMMA) često se koristi u stomatologiji. Bez obzira na različite načine iniciranja polimerizacije akrilatnih materijala, konverzija monomera u polimer nikada nije potpuna, pa jedna količina neizreagovalog metil metakrilata (MMA), nazvana rezidualni monomer (RM), zaostaje u strukturi zubne proteze. RM u stomatološkim akrilatnim materijalima negativno utiče na njihova mehanička svojstva i biološku prihvatljivost. Cilj istraživanja bio je ispitivanje mogućnosti redukcije količine rezidualnog monomera i sagledavanje njenog uticaja na napon gnječenja i površinsku strukturu akrilatnih materijala. Postpolimerizacioni tretmani i potapanje uzoraka u vodenou kupatilu indukovali su redukciju količine RM u hladno polimerizovanim akrilatima, poboljšanje njihovih mehaničkih svojstava i homogenizaciju površinske strukture. Nakon polimerizacije toplo polimerizovanih akrilata nivo konverzije monomera u polimeru je visok, tako da postpolimerizacioni tretmani radi poboljšanja kvaliteta materijala nisu bili potrebni.

Ključne reči: Akrilati • Rezidualni monomer • Postpolimerizacija • Napon gnječenja • Površinska struktura

Dostupno na Internetu sa adrese časopisa: <http://www.ache.org.rs/HI/>

Poli(metil metakrilat) (PMMA) predstavlja materijal čija je upotreba u stomatologiji veoma rasprostranjena. Najčešće se koristi se za izradu baza pločastih zubnih proteza, ortodontskih aparata i privremenih zubnih nadoknada. PMMA nastaje adpcionom polimerizacijom metil metakrilata (MMA). Reakcija polimerizacije PMMA se može izazvati zagrevanjem smeše monomera i polimera u vodenom kupatilu, hemijskom aktivacijom na sobnoj temperaturi korišćenjem određenih aktivatora kao što je dimetil-p-toluidin, kao i mikrotalasnom ili svetlosnom energijom [1]. Bez obzira na izabranu metodu inicijacije polimerizacije u akrilatnim materijalima, konverzija molekula monomera u polimer nikada nije potpuna i izvesna količina neizreagovalog MMA, poznatog kao rezidualni monomer (RM), zaostaje u strukturi polimera [2,3]. Količina RM zavisi od vrste akrilatnog materijala, kao i od vremena trajanja i načina pokretanja polimerizacionog procesa [4,5].

Monomer zaostao u strukturi akrilata negativno utiče na mehanička svojstva materijala, kao što je tvrdoća, otpornost na pritisak i savijanje i smanjuje tačku ostakljivanja akrilatnih polimera [6–9]. RM se vremenom

Prepiska: M. Kostić, Klinika za stomatologiju, Bulevar dr Zorana Đinđića 52, 18000 Niš, Srbija.

E-pošta: kosticmilena@sbb.rs

Rad primljen: 3. novembar, 2010

Rad prihvaćen: 8. februar, 2011

STRUČNI RAD

UDK 678.744.33:66.017

Hem. Ind. 65 (2) 171–177 (2011)

doi: 10.2298/HEMIND101103008K

oslobađa u pljuvačku, a akrilatni materijali njegov gubitak kompenzuju apsorpcijom vode čime postaju fleksibilniji i rezilijentniji [10]. Pored toga, zaostali monomer uzrokuje i veliku poroznost materijala [11]. RM osloboden u pljuvačku može uzrokovati inflamatorne reakcije mekih oralnih tkiva [12–14]. Retko mogu nastati i sistemska oštećenja organizma [15].

Teško je odrediti individualni nivo tolerancije na prisustvo RM (0–45 mg RM/g PMMA, ISO 1567:1999). S obzirom na dokazane neželjene efekte nepolimerizovanog monomera u strukturi akrilatnih stomatoprotetskih nadoknada, treba težiti maksimalnom smanjenju njegove količine.

Cilj rada bio je ispitivanje mogućnosti smanjenja količine rezidualnog monomera primenom odgovarajućih postpolimerizacionih tretmana, kao i ispitivanje efekata redukcije na napon gnječenja i izgled površinske strukture akrilatnih materijala.

MATERIJAL I METODE

Ispitivani materijal obuhvatio je 2 toplo i 2 hladno polimerizovana akrilatna materijala (tabela 1). Modeli uzoraka su prvo bitno napravljeni u stomatološkom roze vosku (Vomogal-S, Galenika, Srbija). Korišćenjem kalupa od kondenzacionih silikona (Galesil, Galenika, Srbija), vosak je zamjenjen testom akrilata. Hladna polimeri-

Tabela 1. Ispitivani akrilatni materijali
Table 1. Tested acrylic resins

Vrsta akrilata	Proizvođač	Način polimerizacije	Odnos prah/tečnost, g/ml
Vertex Self Curing (VSC)	Vertex Dental B.V., Holandija	Hladno polimerizovani	17:10
Vertex Regular (VR)		Toplo polimerizovani	22:10
Triplex Cold (TC)	Ivoclar- Vivadent, Lihtenštajn	Hladno polimerizovani	13:10
Triplex Hot (TH)		Toplo polimerizovani	23,4:10

zacija odvijala se na sobnoj temperaturi, bez pritiska, tokom 15 min. Topla polimerizacija obavljena je u vodenom kupatilu (GFL, Nemačka), u ključaloj vodi, u trajanju od 60 min. Da bi se obezbedila dimenzionala stabilnost uzorka akrilata korišćene su specijalne metalne kivete. Nakon polimerizacije u vodenom kupatilu kivete sa uzorcima toplo polimerizovanih akrilata postepeno su hlađene tokom 30 min. Proces hlađenja završen je u vodenom kupatilu na temperaturi od 22 ± 1 °C.

Način polimerizacije

Testiranje 4 akrilatna materijala obavljeno je:

P – neposredno nakon završene polimerizacije,

TPP – nakon 30 min dodatne polimerizacije u ključalom vodenom kupatilu, unutar metalnih kiveta (topla postpolimerizacija),

MTPP – nakon dodatne polimerizacije direktnim izlaganjem uzorka mikrotalasima snage 500 W, u mikrotalasnoj peći (LG LRM 2060 Stainless Steel Microwave Oven, Koreja). Vreme ekspozicije bilo je ograničeno na 3 minuta, kako bi se izbegla deformacija i diskoloracija uzorka (mikrotalasna postpolimerizacija) i

PV – nakon potapanja uzorka akrilata u vodu temperature 22 ± 1 °C, u trajanju do 30 dana.

Određivanje prisustva RM

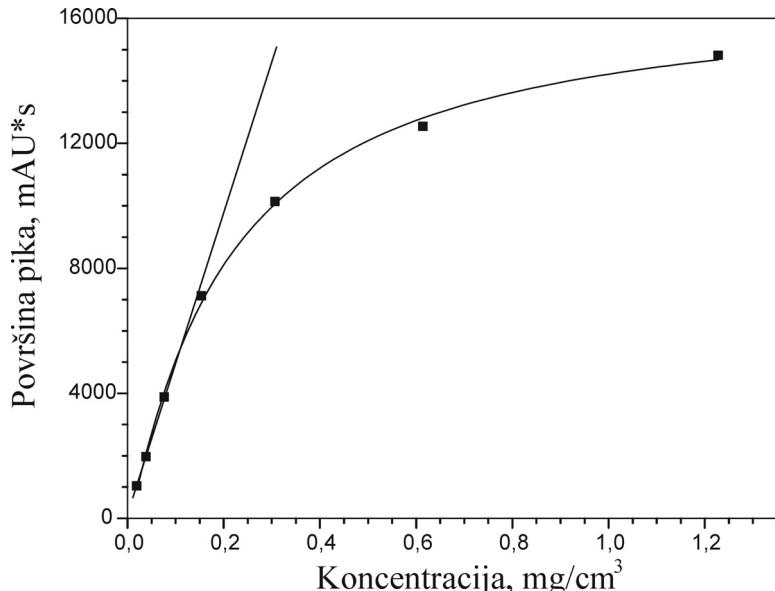
Svaka od 4 eksperimentalne grupe sastojala se od 7 uzoraka jednakih dimenzija ($2\times1,5\times0,2$ cm). Količina RM u svakoj eksperimentalnoj grupi merena je neposredno nakon polimerizacije (P), nakon TPP i MTPP i posle 1, 2, 7 i 30 dana potapanja u vodeno kupatilo sobne temperature.

Uzorci akrilata su u mikseru (Ultimate Chopper, Austrija) samleveni do praha. Zatim je usledila njihova ekstrakcija metanolom na sobnoj temperaturi.

Za određivanje količine RM korišćena je tečna hromatografija pod visokim pritiskom (HPLC). Korišćen je uređaj Agilent 1100 Series (SAD) sa DAD detektorom i analitičkom kolonom XDB Zorbax CN $4,6\times250$ mm, 5 µm. Kao eluent je upotrebljavana smeša acetonitrila i vode 70/30 v/v. Protok mobilne faze iznosio je $1\text{ cm}^3/\text{min}$, a zapremina injektiranja uzorka $10\text{ }\mu\text{l}$. Kolona je termostatirana na 25 °C. Talasna dužina detekcije bila je 205 nm.

Površina pika na hromatogramu proporcionalna je količini ispitivane supstance. Identifikacija monomera vršena je na osnovu retencionog vremena monomera kao standarda i UV spektra svakog pika.

Kalibraciona kriva je dobijena pomoću serije standardnih rastvora MMA koncentracije od 0,0192 do 1,228



Slika 1. Kalibraciona kriva za određivanje sadržaja RM (retenciono vreme, $R_t = 3,143$ min, talasna dužina detekcije $\lambda = 205$ nm).
Figure 1. The calibration curve for determination of RM content (retention time, $R_t = 3.143$ min, wave length of detection $\lambda = 205$ nm).

mg/cm³. Korišćen je MMA čistoće 99% (Fluka, SAD). Postoji linearni deo zavisnosti površine pika od količine RM do 0,15 mg/cm³ odnosno do površine pika 7000 mAU s (miliapsorptivna jedinica puta sekund) (slika 1).

Data je jednačina prave (1) za linearni deo zavisnosti:

$$A = 144,096 + 46156,7c \quad (1)$$

gde je A površina pika (mAU s), a c koncentracija MMA (mg/cm³), i za koju je koeficijent linearne korelacijske R = 0,9988. Iz jednačine (1) dobija se jednačina (2) iz koje se može izračunati tražena koncentracija:

$$c = \frac{A - 144,096}{46156,7} \quad (2)$$

Granica detekcije MMA u rastvoru iznosila je 0,5 µg/cm³.

Ispitivanje mehaničkih svojstava akrilatnih materijala

Ispitivanje mehaničkih svojstava akrilatnih materijala obavljeno je pritiskivanjem u hidrauličnoj presi. Sila pritiska određivana je pomoću mernog pretvarača za silu – HBM U2A 100 kN (Nemačka), a deformacija materijala pomoću induktivnog pretvarača puta – HBM W50 (Nemačka), sa mernim pojačivačem DMC 9012, Nemačka.

Evidentirano je ponašanje akrilata pod dejstvom pritisne sile. Pri određenom naponu dolazi do početka plastične deformacije ispitivanog materijala (napon gnječenja). Daljim porastom sile, materijal se plastično deformisao bez preloma, te se precizno nije mogla utvrditi njegova pritisna čvrstoča. Iz tih razloga je napon gnječenja uzet kao faktor upoređenja mehaničkih svojstava

kod uzoraka ispitivanih akrilata.

Svaka od 4 eksperimentalne grupe sastojala se od 4 uzoraka materijala, kod kojih je napon gnječenja meren neposredno nakon polimerizacije i nakon postpolimerizacionih postupaka. Dimenzije uzoraka iznosile su 2 cm × 2 cm × 0,5 cm.

Analiza površinske strukture akrilatnih materijala

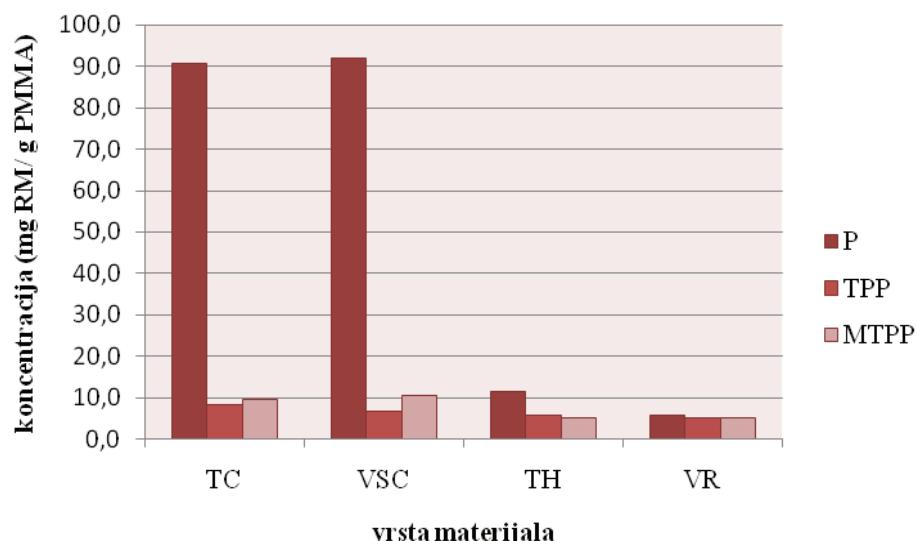
Površinska struktura materijala je analizirana pomoću skenirajuće elektronske mikroskopije (SEM). Od svake vrste ispitivanog materijala napravljeno je po 4 uzorka dimenzija 1 mm × 2 mm × 3 mm. Uzorci su sušeni na kritičnoj tački CO₂ i fiksirani na specijalnim nosačima. Zatim su presvučeni slojem zlata u jonskom raspršivaču metodom raspršivanja i analizirani na skenirajućem elektronskom mikroskopu JSM-5300 (JEOL, Japan).

REZULTATI

Prisustvo RM dokazano je u svim ispitivanim materijalima. U toplo polimerizovanim detektovana je značajno manja količina RM u odnosu na hladno polimerizovane akrilate. Nakon dodatne tople polimerizacije u vodenom kupatilu i mikrotalasne postpolimerizacije uočeno je značajno smanjenje količine RM u uzorcima hladno polimerizovanih akrilata (slika 2).

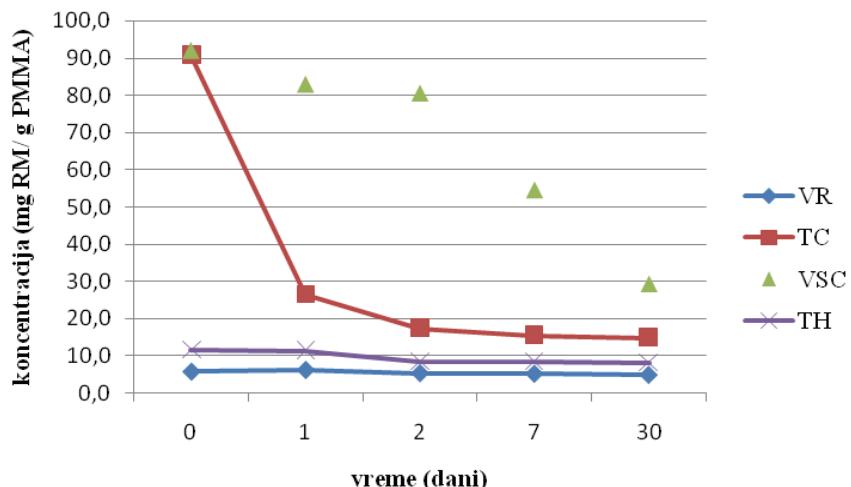
Potapanje uzoraka hladno polimerizovanih akrilata u vodu sobne temperature dovelo je do smanjenja količine RM, srazmerno dužini perioda odlaganja (slika 3).

Rezultati ispitivanja mehaničkih svojstava akrilata prikazani su na slici 4. Dobijene vrednosti pokazuju bolja mehanička svojstva hladno polimerizovanih akrilata nakon postpolimerizacionih tretmana, što se posebno odnosi na uzorce TC.

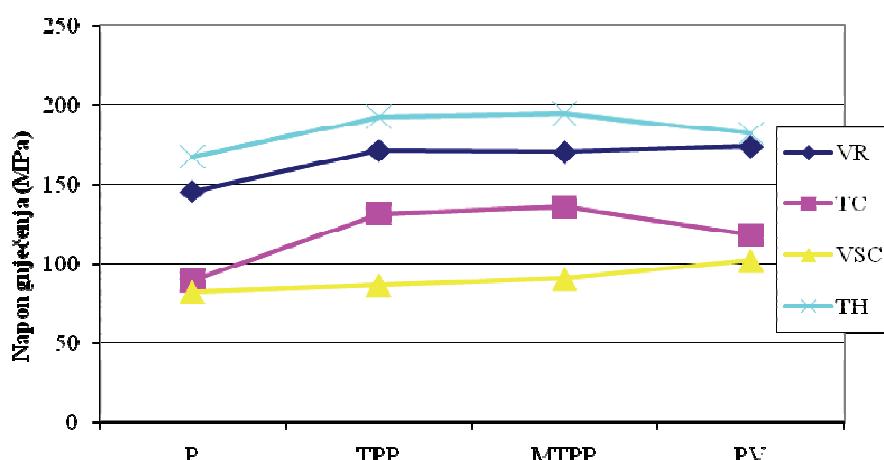


Slika 2. Redukcija količine RM postpolimerizacijom tretmanima. P – polimerizacija; TPP – topla postpolimerizacija; MTPP – mikrotalasna postpolimerizacija; VSC – Vertex Self Curing; TC – Triplex Cold; TH – Triplex Hot; VR – Vertex Regular.

Figure 2. Reduction of RM content after postpolymerization treatments. P – polymerization; TPP – hot postpolymerization; MTPP – microwave postpolymerization; VSC – Vertex Self Curing; TC – Triplex Cold; TH – Triplex Hot; VR – Vertex Regular.



Slika 3. Zavisnost redukcije količine RM od dužine perioda potapanja uzorka u vodeno kupatilo na sobnoj temperaturi.
Figure 3. The RM content reduction dependence on duration of samples immersion into water bath at room temperature.



Slika 4. Napon gnječenja akrilatnih materijala nakon polimerizacije (P), postpolimerizacionih procedura (TPP i MTPP) i potapanja u vodeno kupatilo u trajanju od 30 dana (PV).
Figure 4. Pressure yield stress of acrylic resins after polymerization (P), postpolymerization procedures (TPP and MTPP) and after immersion into water bath for 30 days (PV).

Površine hladno polimerizovanih akrilata mikroskopski analizirane neposredno nakon pripreme materijala pokazale su zrnastu i nehomogenu strukturu (slika 5a). Topla i mikrotalasna postpolimerizacija zaravnale su i tako smanjile ukupnu površinu ispitivanih akrilata (slike 5b i 5c). Nakon odlaganja u vodeno kupatilo, površine hladno polimerizovanih materijala izgledale su kao das u prekrivene slojem filma ispod koga su se mogle videti brojne granule. Materijal je pokazao nizak stepen poroznosti (slika 5d).

Površine toplo polimerizovanih akrilata su nakon polimerizacionog ciklusa bile potpuno ravne, te dodatni tretman nije bio potreban (slika 6).

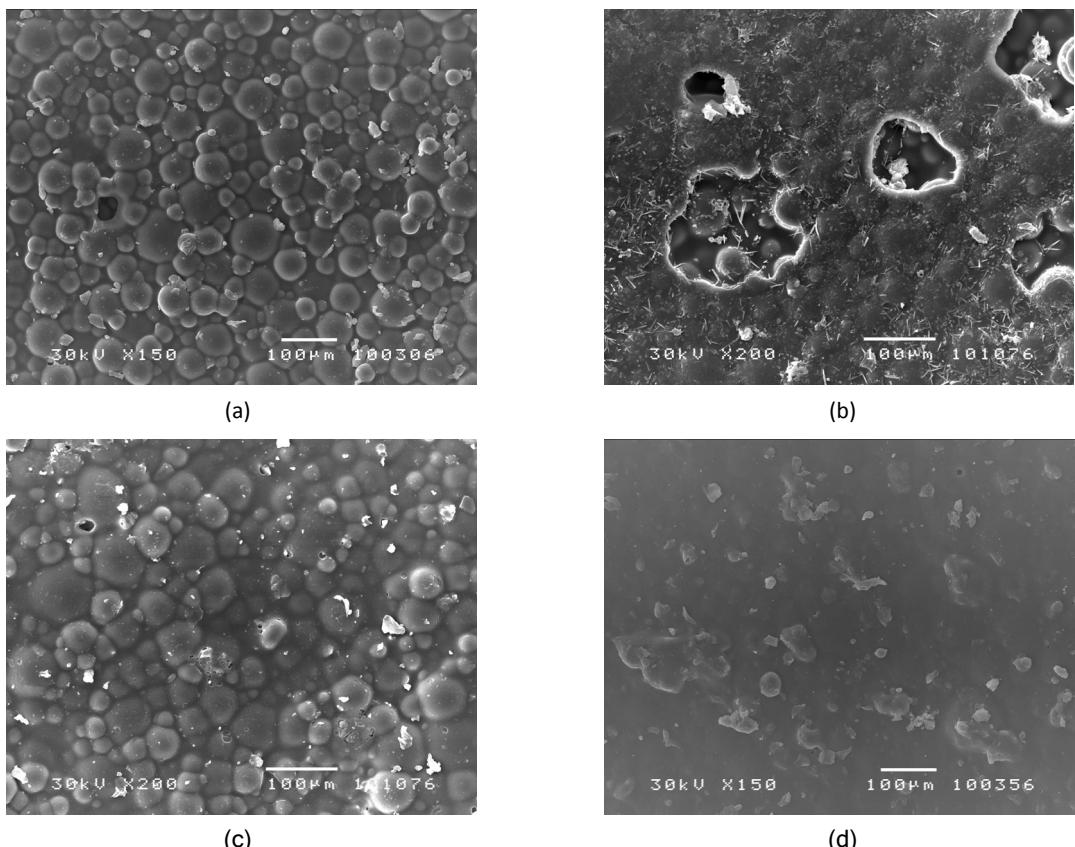
DISKUSIJA

Veća količina RM zaostala je u uzorcima hladno polimerizovanih (90,9 i 92,1 mg RM/g PMMA) u poređenju

sa toplo polimerizovanim akrilatima (5,8 i 11,6 mg RM/g PMMA), što je u saglasnosti sa rezultatima objavljenim u literaturi [3,16,17].

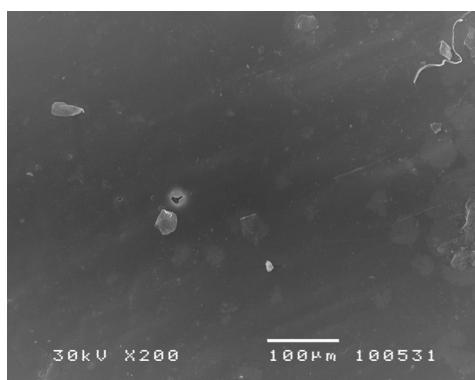
Manja količina RM u toplo polimerizovanim akrilatnim materijalima može se objasniti njihovom pripremom na višim temperaturama, naročito ukoliko su one bliske vrednosti tačke ostakljivanja PMMA (od 97 do 115 °C) [18,19]. Potpunija polimerizacija rezultat je veće mobilnosti molekula na višim temperaturama [20,21]. Stepen polimerizacije takođe zavisi i od dužine trajanja polimerizacije. Sa porastom dužine polimerizacionog ciklusa smanjuje se i količina RM [22,23].

Blagojević i Murphy su dokazali da mikrotalasno zračenje hladno polimerizovanog akrilata smanjuje nivo RM za približno 25% [24]. Zagrevanje materijala mikrotalasnim zračenjem povećava stepen konverzije monomera u polimer. Redukcija količine RM može, takođe,



Slika 5. Površina hladno polimerizovanog akrilata (TC) a) neposredno nakon polimerizacionog ciklusa (P), b) nakon tople postpolimerizacije (TPP), c) nakon mikrotalasne postpolimerizacije (MTPP) i d) nakon potapanja u vodeno kupatilo sobne temperature u trajanju od 30 dana (PV).

Figure 5. Surface structure of TC a) immediately after polymerization cycle (P), b) after hot postpolymerization (TPP), c) after microwave postpolymerization (MTPP) and d) after immersion into water bath at room temperature for 30 days (PV).



Slika 6. Površina toplo polimerizovanog akrilata (VR) nakon polimerizacionog procesa bila je ravna, tako da postpolimerizacioni tretmani nisu bili potrebni.

Figure 6. The surface of heat polymerized acrylic resin (VR) was flat after polymerization process and additional postpolymerization treatments were not necessary.

biti i posledica njegovog isparavanja u mikrotalasnoj peći [25].

Postpolimerizacionim tretmanima postignuto je relativno mala redukcija količine RM u uzorcima toplo polimerizovanih akrilata.

Redukcija količine RM do nivoa tolerancije, nakon potapanja uzorka hladno polimerizovanih akrilata u

vodeno kupatilo, rezultat je ekstrakcije malih molekula iz polimerne strukture. Sa povećanjem temperature vode srazmerno se povećava i redukcija RM [20,26,27]. Dobijeni rezultati su u saglasnosti sa nalazima Vallitu i sar. [28]. Kada i sar. smanjenje količine RM objašnjuju njegovom hidrolizom do metakrilne kiseline [29]. Količina RM se u uzorcima toplo polimerizovanih akrilata u

lata nakon potapanja u vodeno kupatilo sobne temperature nije značajno smanjila. Potencijalno toksičan efekat toplo polimerizovanih akrilata, koji se ogleda u promenama na sluzokoži usne duplje u kontaktu sa ovom vrstom materijala, verovatno je posledica dejstva drugih komponenti u njegovom sastavu. Njihova detekcija biće predmet budućih istraživanja. Intenzivnije oslobođanje RM iz uzoraka hladno polimerizovanih akrilata može se objasniti njegovom većom inicijalnom koncentracijom i poroznjom strukturu ove vrste materijala.

Postpolimerizacioni tretmani doveli su do poboljšanja mehaničkih svojstava hladno polimerizovanih akrilata, što se može objasniti redukcijom količine RM. Istraživanja Vergani i sar. takođe dokazuju da mikrotalasna postpolimerizacija značajno poboljšava mehanička svojstva hladno polimerizovanih akrilata [26]. Manji porast dobijenih napona gnječenja kod toplo polimerizovanih akrilata verovatno je posledica većih vrednosti izmernih neposredno nakon polimerizacionog ciklusa, kao i manjeg udela RM u strukturi akrilatnih polimera.

Neravna površina ispitivanih hladno polimerizovanih akrilata čini ih adherentnijim za infektivni materijal i ostatke tkiva u usnoj duplji. Nakon postpolimerizacionih tretmana i potapanja uzoraka akrilata u vodeno kupatilo, površine materijala su se zaravnale što je, verovatno, uzrokovano dodatnom konverzijom molekula monomera i taloženjem komponenti iz vodene sredine na površinu materijala. Postpolimerizacioni tretmani smanjuju adherentnost i poroznost površine akrilata čime povećavaju njihovu biokompatibilnost.

Površinska struktura toplo polimerizovanih akrilata na dobijenim elektromikrografima nakon polimerizacionog ciklusa izgledala je ravna i slabo porozna, te dodatna postpolimerizaciona procedura nije bila potrebna.

Rezultati istraživanja ukazuju da postpolimerizacioni tretmani i potapanje stomatoprotečkih nadoknada od hladno polimerizovanih akrilata u vodenu sredinu pre njihove predaje pacijentu redukuju količinu RM poboljšavajući i biološka i mehanička svojstva ove vrste materijala.

ZAKLJUČAK

Postpolimerizacioni tretmani u vodenom kupatilu na 100 °C i u mikrotalasnoj peći smanjuju količinu rezidualnog monomera u hladno polimerizovanim akrilatima. Potapanje nadoknada od hladno polimerizovanog akrilata u vodu sobne temperature smanjuje količinu rezidualnog monomera upravno srazmerno sa vremenom odlaganja. Smanjenje količine neizreagovalog monomera pozitivno utiče na mehanička svojstva i homogenizuje površinu hladno polimerizovanih akrilata. Radi poboljšanja bioloških i mehaničkih svojstava materijala, preporučuje se potapanje stomatoprotečkih nadoknada od hladno polimerizovanih akrilata u vodenu sredinu, najmanje 1–7 dana pre njihove predaje pacijentu.

S obzirom na visok stepen biokompatibilnosti, prête-hodna priprema stomatoprotečkih nadoknada od toplo polimerizovanog akrilata nije neophodna.

Zahvalnica

Ovaj rad je urađen u okviru projekta ON 145072, koji finansira Ministarstvo za nauku i tehnološki razvoj Republike Srbije.

LITERATURA

- [1] J.A. Bartolini, D.F. Murchison, D.T. Wofford, N.K. Sarkar, Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques, *J. Oral Rehabil.* **27** (2000) 488–493.
- [2] P.K. Vallitu, I.E. Ruyter, S. Buykuilmaz, Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers, *Eur. J. Oral Sci.* **106** (1998) 588–593.
- [3] V.M. Urban, A.L. Machado, R.V. Oliveira, C.E. Vergani, A.C. Pavarina, Q.B. Cass, Residual monomer of relining acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments, *Dent. Mater.* **23** (2007) 363–368.
- [4] G. Bayraktar, B. Guvener, C. Bural, Y. Uresin, Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins, *J. Biomed. Mater. Res. B* **76** (2006) 340–345.
- [5] J.H. Jorge, E.T. Giampaolo, A.L. Machado, C.E. Vergani, Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review, *J. Prosthet. Dent.* **90** (2003) 190–193.
- [6] F.M. Huang, K.W. Tai, C.C. Hu, Y.C. Chang, Citotoxic effects of denture base materials on a permanent human oral epithelial cell line and on primary human oral fibroblasts *in vitro*, *Int. J. Prosthodont.* **14** (2001) 439–443.
- [7] J.H. Jorge, E.T. Giampaolo, C.E. Vergani, A.L. Machado, A.C. Pavarina, I.Z. Carlos, Citotoxicity of denture base resins: effect of water bath and microwave postpolymerization heat treatments, *Int. J. Prosthodont.* **17** (2004) 340–344.
- [8] G. Bayraktar, O. Duran, C. Bural, B. Guvener, Effects of water storage of E-glass fiber reinforced denture base polymers on residual methyl methacrylate content, *J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater.* **70** (2004) 161–166.
- [9] N. Krunic, M. Kostic, M. Andelkovic, Acrylic resins—still irreplaceable materials in prosthetic dentistry, *Acta Stomatol. Naissi.* **23** (2007) 747–752.
- [10] C.Y. Lung, B.W. Darvell, Methyl methacrylate monomer-polymer equilibrium in solid polymer, *Dent. Mater.* **23** (2007) 88–94.
- [11] A. Dogan, B. Bek, N.N. Cevik, A. Usanmaz, The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption, *J. Dent.* **23** (1995) 313–318.
- [12] S.Y. Lung, B. W. Darvell, Minimization of inevitable residual monomer in denture base acrylic, *Dent. Mater.* **21** (2005) 1119–1128.

- [13] D.J. Lamb, B. Ellis, D. Priestley, The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin, *J. Dent.* **11** (1983) 80–88.
- [14] M.R. Cimpan, L.I. Cressey, N. Skaung, A. Halstensen, S.A. Lie, B.T. Gjeertsen, R. Matre, Patterns of cell death induced by eluates from denture base acrylic resins in U-937 human monoblastoid cells, *Eur. J. Oral Sci.* **108** (2000) 59–69.
- [15] A.M. Fletcher, S. Purnaveja, W.M. Amin, G.M. Ritchie, S. Moradians, A.W. Dodd, The level of residual monomer in self-curing denture-base materials, *J. Dent. Res.* **62** (1983) 118–120.
- [16] C. Sipahi, J. Ozen, A.U. Ural, M. Dalkiz, B. Beydemir, The effect of two fibre impregnation methods on the cytotoxicity of glass and carbon fibre-reinforced acrylic resin denture base material on oral epithelial cells and fibroblasts, *J. Oral Rehabil.* **33** (2006) 666–673.
- [17] J.S. Shim, D.C. Watts, Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle, *Dent. Mater.* **15** (1999) 296–300.
- [18] K. Takahara, H. Saito, T. Inoue, Physical aging in poly(methyl methacrylate) glass: densification via density fluctuation, *Polymer* **40** (1999) 3729–3733.
- [19] M. Mudarra, R. Diaz-Calleja, J. Belana, J.C. Canadas, J. Sellares, M.J. Sanchis, Sublinear dispersive conductivity in polymethyl methacrylate at temperatures above the glass transition, *Polymer* **45** (2004) 2737–2742.
- [20] J.H. Jorge, E.T. Giampaolo, C.E. Vergani, A.L. Machado, A.C. Pavarina, I.Z. Carlos, Effect of post-polymerization treatments on citotoxicity of two denture base acrylic resins, *J. Appl. Oral Sci.* **14** (2006) 203–207.
- [21] J.H. Jorge, E.T. Giampaolo, A.L. Machado, A.C. Pavarina, I.Z. Carlos, Biocompatibility of denture base acrylic resins evaluated in culture of L929 cells, Effect of polymerisation cycle and post-polymerisation treatments, *Gerodontology* **24** (2007) 52–57.
- [22] C.Y. Lung, B.W. Darvell, Methyl methacrylate monomer-polymer equilibrium in solid polymer, *Dent. Mater.* **23** (2007) 88–94.
- [23] V. Blagojevic, V.M. Murphy, Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study, *J. Oral Rehabil.* **26** (1999) 804–808.
- [24] N. Yunus, A. Harrison, R. Huggett, Effect of microwave irradiation on flexural strength and residual monomer levels of acrylic resin repair material, *J. Oral Rehabil.* **21** (1994) 641–648.
- [25] C.E. Vergani, R.S. Seo, A.C. Pavarina, J.M. dos Santos Nunes Reis, Flexural strength of autopolymerizing denture relining resins with microwave postpolymerization treatment, *J. Prosthet. Dent.* **93** (2005) 577–583.
- [26] N.H. Campanha, A.C. Pavarina, E.T. Giampaolo, A.L. Machado, I.Z. Carlos, C.E. Vergani, Citotoxicity of hard chairside relining resins: Effect of microwave irradiation and water bath postpolymerization and water bath postpolymerization treatments, *Int. J. Prosthodont.* **19** (2006) 195–201.
- [27] P.K. Vallitu, V. Miettinen, P. Alakuijala, Residual monomer content and its release into water from denture base materials, *Dent. Mater.* **11** (1995) 338–342.
- [28] T. Koda, H. Tsuchiya, M. Yamauchi, S. Ohtani, N. Takagi, J. Kawano, Leachability of denture-base acrylic resins in artificial saliva, *Dent. Mater.* **6** (1990) 13–16.

SUMMARY

INFLUENCE OF RESIDUAL MONOMER REDUCTION ON ACRYLIC DENTURE BASE RESINS QUALITY

Milena Kostić¹, Nebojša Krunic¹, Ljubiša Nikolić², Vesna Nikolić², Stevo Najman³, Ivan Kostić³, Jelena Rajković³, Miodrag Manić⁴, Dušan Petković⁴

¹Department of Prosthodontics, Clinic of Dentistry, Niš, Serbia

²Faculty of Technology, University of Niš, Leskovac, Serbia

³Institute of Biomedical Researches, Faculty of Medicine, University of Niš, Niš, Serbia

⁴Faculty of Mechanical Engineering, University of Niš, Niš, Serbia

(Professional paper)

Poly (methyl methacrylate) (PMMA) is a material widely used in dentistry. Despite the various methods used to initiate the polymerization of acrylic resins, the conversion of monomer to polymer is not complete thus leaving some unreacted methyl methacrylate (MMA), known as residual monomer (RM), in denture structure. RM in dental acrylic resins has deleterious effects on their mechanical properties and their biocompatibility. The objective of the work was to test the residual monomer reduction possibility by applying the appropriate postpolymerization treatment as well as to determine the effects of this reduction on pressure yields stress and surface structure characteristics of the acrylic resins. Postpolymerization treatments and water storage induced reduction of RM amount in cold-polymerized acrylic resins improved their mechanical properties and the homogenized surface structure. After the polymerization of heat-polymerized acrylic resins the post-polymerization treatments for improving the quality of this material type are not necessary.

Keywords: Acrylic resins • Residual monomer • Postpolymerization • Pressure yields stress • Surface structure