



Mehanička svojstva metal-keramičkih sistema nikel-hrom i kobalt-hrom legura

Mechanical properties of metal-ceramic systems from nickel-chromium and cobalt-chromium alloys

Nemanja Mirković

Vojnomedicinska akademija, Klinika za stomatologiju, Beograd

Apstrakt

Uvod/Cilj. Jačina metal-keramičkog međuspoja i modul elastičnosti legure jasno određuju potencijal njene primene, jer od te dve osobine zavisi očuvanje integriteta keramike u toku mastikacije. Istraživanje je sprovedeno sa ciljem da se utvrdi jačina metal-keramičkog međuspoja i modul elastičnosti legura kobalt-hrom u izradi metal-keramičkih zubnih nadoknada u odnosu na do sada najčešće korišćene legure nikel-hrom. **Metode.** Istraživanje je obavljeno po tipu eksperimentne studije. Izrađeno je po šest metal-keramičkih uzoraka legure nikel-hrom (Wiron99) i legure kobalt-hrom (Wirobond C) prema preporukama proizvođača i uputstvima datim u standardu ISO 9693: 1996. Korišćen je test savijanja sa opterećenjem u tri tačke do momenta loma keramike. Sila potrebna da dovede do loma keramike zabeležena je na univerzalnoj mašini za testiranje materijala (Zwick, tip 1464), koja se kretala brzinom od 0,05 mm/min. **Rezultati.** Rezultati ovog ispitivanja ukazali su na značajne razlike između jačine metal-keramičkog međuspoja ($p < 0,01$) i modula elastičnosti ($p < 0,001$) legura nikel-hrom i kobalt-hrom, pri čemu legure kobalt-hrom imaju veće vrednosti oba ispitivana parametra. **Zaključak.** Kobalt-hrom legure za metal-keramiku mogu uspešno zameniti nikel-hrom legure, naročito za izradu metal-keramičkih mostova velikog raspona, zbog velike otpornosti na savijanje.

Ključne reči:

legure, stomatološke; keramika; metali; nikel; hrom, legure; kobalt; elastičnost.

Abstract

Background/Aim. Metal-ceramic bond strength and alloys' elastic modulus clearly determine the potential of alloy application, because the ceramic integrity during mastication depends on these two characteristics. The aim of this study was to evaluate metal-ceramic bond strength and elastic modulus of cobalt-chromium alloys in making porcelain-fused-to-metal restorations, regarding the application of the most frequent nickel-chromium alloy. **Methods.** The research was performed as an experimental study. Six metal-ceramic samples were made from nickel-chromium alloy (Wiron 99) and cobalt-chromium alloy (Wirobond C), according to the manufactures manuals and instructions from ISO 9693: 1996. Three-point bending test was performed up to the ceramic fracture. The fracture load was measured on an universal testing machine (Zwick, type 1464), with cross-head speed of 0,05mm/min. **Results.** The results of this study confirmed the significant differences between the metal-ceramic bond strength ($p < 0.01$) and elastic modulus ($p < 0.001$) of nickel-chromium and cobalt-chromium alloys, where cobalt-chromium alloys showed higher values for both tested parameters. **Conclusion.** Cobalt-chromium metal-ceramic alloys can successfully replace nickel-chromium alloys, especially for fabrication of long-span metal-ceramic bridges due to the great flexural strength.

Key words:

dental alloys; ceramics; metals; nickel; chromium alloys; cobalt; elasticity.

Uvod

Legure za metal-keramiku (metal-keramičke zubne nadoknade), najčešće su korišćene legure u stomatologiji i čine oko 70% svih legura za izradu zubnih nadoknada¹. Prema hemijskom sastavu mogu se podeliti na plemenite i bazične legure. Bazične legure za metal-keramiku predstavljene su javnosti posle naglog povećanja cene zlata 1968. godine i

dan danas dominiraju na tržištu. Njima pripadaju legure nikla i legure kobalta, a u novije vreme i legure titana, koje se još uvek razvijaju i usavršavaju.

Popularnost bazičnih legura se zasniva prvenstveno na neporedivo nižim cenama u odnosu na plemenite legure, pri čemu cena jednog grama legure može biti i do 40 puta niža²⁻⁴. Druga povoljna osobina bazičnih legura jeste visok modul elastičnosti koji omogućava izradu veoma rigidnih metalnih kons-

trukcija. Velika krutost metalne konstrukcije štiti keramiku od oštećenja, jer keramika kao veoma krt materijal može podneti tek neznatnu deformaciju pre nego što dođe do njenog loma². Sledeća dobra osobina bazičnih legura jeste njihov visok interval topljenja (iznad 1300 °C), čime se sprečava deformacija metalne konstrukcije prilikom sinterovanja keramike, jer su temperature sinterovanja znatno ispod intervala topljenja legure. Loša osobina bazičnih legura jeste njihova mala gustina u odnosu na plemenite legure, što smanjuje njihovu livnost i otežava dobijanje kvalitetnih odlivaka. Izliveni objekti se teško obrađuju zbog velike tvrdoće bazičnih legura. Uspostavljanje metal-keramičkog međuspoja kod bazičnih legura je tehnički osetljivije, sa manjom jačinom međuspoja u odnosu na plemenite legure⁵. Ipak, uz tačno pridržavanje svih tehničkih procedura izrade, mogu se dobiti metal-keramički mostovi i krune visoke otpornosti i dugog funkcionalnog veka u toku mastikacije.

Biokompatibilnost nikl-hrom legura je faktor koji se mora uzeti u obzir prilikom izbora legure za metal-keramiku. Osnovnu masu ovih legura čini nikl (61–81%) i hrom (11–27%), a ostatak najvećim delom molibden i volfram (2–5%). U pojedinim legurama se mogu naći i berilijum, aluminijum, gvožđe, kalaj, niobijum, cerijum, silicijum, mangan, bor i titan^{2,5}. Sastav ostatka legure varira u zavisnosti od proizvođača legure. U jednom broju evropskih zemalja legure nikl-hrom se postepeno izbacuju iz upotrebe zbog mogućeg senzibilizirajućeg i kancerogenog dejstva nikla i toksičnog dejstva berilijuma na nosioce zubnih nadoknada (bolesnike) i one koji izrađuju nadoknade (zubne tehničare)^{1,6–10}. Alergija na nikl se može ispoljiti lokalno u vidu alergijskog stomatitisa ili gingivitisa, ili udaljeno u vidu eritema, ekcema ili ekzorijacija najčešće na šakama i stopalima. I zubni tehničari su izloženi potencijalnoj opasnosti od kancerogenog dejstva nikla prilikom obrade i livenja dentalnih legura, kao i opasnosti od toksičnog dejstva berilijuma¹.

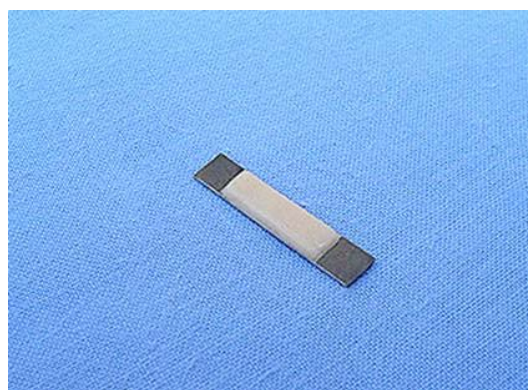
Savremeni razvoj stomatološke struke nameće zamenu legura nikl-hrom legurama kobalt-hrom koje ne sadrže nikl i berilijum kao potencijalno najštetnije metale bazičnih legura. Ipak, legure nikl-hrom su kod nas i dalje najčešće korišćene legure za izradu metalne supstrukture metal-keramičkih nadoknada.

Sa aspekta otpornosti metal-keramičke nadoknade, najvažnija osobina koju treba da poseduju legure za metal-keramiku jeste njihova sposobnost da sa keramikom ostvare dovoljnu jačinu metal-keramičkog međuspoja. Nedovoljna jačina metal-keramičkog međuspoja ima za posledicu lom ili odvajanje keramike od legure, čime zubna nadoknada gubi na funkcionalnoj i estetskoj vrednosti^{11–13}. Druga važna osobina ovih legura jeste njihov modul elastičnosti. Visok modul elastičnosti smanjuje savijanje metalne konstrukcije i omogućava izradu metal-keramičkih mostova velikog raspona (mostovi sa tri ili četiri međučlana)^{14,15}.

Polazeći od pretpostavke da su kobalt-hrom legure za metal-keramiku biološki puno bezbednije za bolesnike i zubne tehničare od nikl-hrom legura, cilj ovog rada bio je da uporedi jačinu metal-keramičkog međuspoja i veličinu modula elastičnosti ove dve legure i na osnovu toga podrži preporuku za širu upotrebu kobalt-hrom legura u izradi metal-keramičkih kruna i mostova.

Metode

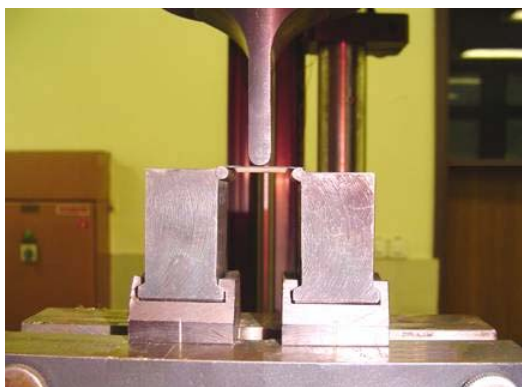
Ispitivanjem je bila obuhvaćena nikl-hrom legura tipa Wiron 99 firme Bego (Bremen, Nemačka) i kobalt-hrom legura tipa Wirobond C istog proizvođača. Metalni uzorci su izrađeni na standardan način, postupkom topljenja legure elektroindukcijom i livenjem iste u centrifugalnom aparatu za livenje tipa Fornax G firme Bego. Najpre su izrađeni modeli uzoraka od polipropilenske folije dimenzija 30 × 5 × 0,5 mm koji su, postupkom ulaganja u vatrostalnu masu Bellavest T firme Bego i kasnijeg topljenja i livenja legura, pretvoreni u metalne uzorke istih dimenzija. Celokupna procedura je izvedena po preporuci proizvođača. Keramička masa VMK 95 firme Vita (Bad Säckingen, Nemačka), naneta je na metalne uzorke u širini od 5 mm, dužini od 15 mm i debljini od 1,2 mm. Korišćena je savremena keramička peć Vita „Vacumat 2500“, čiji programi omogućavaju da se poštuju preporuke proizvođača u pogledu temperature, vremena i vakuumskih uslova pečenja pojedinih slojeva keramike (opaker, dentin i glazura). Na opisan način su dobijeni metal-keramički uzorci koji su podvrgnuti određivanju jačine metal-keramičkog međuspoja i modula elastičnosti (slika 1).



Sl. 1 – Metal-keramički uzorak pripremljen za mehaničko testiranje

Za svaku ispitivanu leguru izrađeno je po šest uzoraka. Jačina metal-keramičkih međuspojeva određena je korišćenjem transverzalnog defleksionog testa sa opterećenjem u tri tačke. To je najčešće korišćeni test za procenu čvrstoće metal-keramičke veze^{16–20}. Test je prihvaćen i od strane međunarodne organizacije za standardizaciju i opisan u standardu ISO 9693: 1996²¹.

Metal-keramički uzorci su ispitivani na univerzalnoj elektromehaničkoj mašini za ispitivanje materijala Zwick tip 1464 (Ulm, Nemačka), primenom kontinuirano rastuće sile, sve do vrednosti koja je dovela do pucanja ili odlubljenja keramike od legure (slika 2). Uslovi mehaničkog testiranja su bili sledeći: opseg sile do 100 N, rastojanje između oslonaca 22 mm, dijametar oslonaca 3 mm, dijametar potiskivača 6 mm, brzina aplikacije 0,05 mm/min, brzina pisača 60 mm/min. Vrednost sile u momentu oštećenja metal-keramičkog međuspoja se direktno očitava sa ekrana aparata.



Sl. 2 – Metal-keramički uzorak u alatu za mehaničko testiranje

Jačina metal-keramičkog međuspoja je određena korišćenjem sledećeg izraza:

$$S = \frac{3Pl}{2dt^2}$$

u kojem P označava maksimalnu silu u momentu oštećenja metal-keramičkog međuspoja, l rastojanje između tačaka oslonca, d širinu i t debljinu metala uzorka²²⁻²⁴.

Izračunat je i modul elastičnosti uzorka po obrascu:

$$E = \frac{Pl^3}{4ydt^3}$$

u kojem je y defleksija (ugib) metala pri opterećenju uzorka, koja se očitava sa dobijenog grafikona.

Istraživanje je obavljeno po tipu eksperimentne studije. U statističkoj obradi je korišćen deskriptivni statistički metod, a rezultati su predstavljeni kao srednja vrednost i standardna devijacija. Značajnost razlika između pojedinih obeležja posmatranja utvrđena je Studentovim *t* testom i prihvatana na nivou od 0,05 i većem.

Rezultati

Rezultati određivanja jačine metal-keramičkog međuspoja legura nikl-hrom i kobalt-hrom prikazani su u tabeli 1. Utvrđene su statistički značajne razlike između legura Wiron 99 i Wirobond C u pogledu minimalnih, maksimalnih i srednjih vrednosti jačine metal-keramičkog međuspoja, pri čemu

legura Wirobond C ima veću jačinu metal-keramičkog međuspoja.

Rezultati određivanja modula elastičnosti metal-keramičkih uzoraka prikazani su u tabeli 2. Statistički značajne razlike utvrđene su i u pogledu modula elastičnosti ispitivanih legura. Legura na bazi kobalta (Wirobond C) ima značajno veći modul elastičnosti od legure na bazi nikla (Wiron 99). Pored srednje vrednosti modula elastičnosti ispitivanih legura, značajne razlike su nađene i kod njegovih minimalnih i maksimalnih vrednosti.

Diskusija

Klinička trajnost metal-keramičkih zubnih nadoknada zavisi, u prvom redu od kvaliteta veze legure i keramike – jačine metal-keramičkog međuspoja. Izrada klinički prihvatljive nadoknade zahteva korišćenje legure i keramike koje su međusobno hemijski kompatibilne. Hemijska kompatibilnost legure i keramike označava metal-keramičku vezu dovoljno jaku da se odupre prolaznom i rezidualnom naponu materijala, kao i silama žvakanja u ustima bolesnika. Očuvanju integriteta keramike doprinosi i modul elastičnosti legure koji određuje njenu otpornost na savijanje; što je veći modul elastičnosti manje je savijanje metalne konstrukcije pod opterećenjem i manja je mogućnost pucanja keramike koja je vrlo osetljiva na sile savijanja.

Pravilniji naziv za modul elastičnosti je modul krutosti, jer što je modul elastičnosti veći, to je materijal krući, odnosno manje elastičan. Ipak, modul elastičnosti je veličina sa isuviše dugom tradicijom da bi bila napuštena ili preinačena u „modul krutosti“¹.

Da bi se uporedila jačina metal-keramičkog međuspoja i modul elastičnosti legura nikl-hrom i kobalt-hrom u našem radu je korišćen test savijanja sa opterećenjem u tri tačke, ISO/FDIS 9693:1999 (E)²⁵. Prema ovom standardu, minimalna propisana jačina veze legure i keramike iznosi 25 MPa. Vrednosti veće od 25 MPa smatraju se klinički prihvatljivim. Sila koja dovodi do pucanja ili odvajanja keramike od legure mora imati veće vrednosti, da bi zubna nadoknada izrađena od iste legure i keramike izdržala kasnija opterećenja u ustima.

Tabela 1

Jačina metal-keramičkog međuspoja legura Wiron 99 i Wirobond C iskazana u megapaskalima (MPa)

Grupa uzoraka	Broj merenja	\bar{x}	SD	SE	Min	Maks
Wiron 99	6	40,38	0,57	0,23	39,34	41,52
Wirobond C	6	44,10*	0,50	0,20	43,72*	45,85*

* $p < 0,01$

Tabela 2

Modul elastičnosti legura Wiron 99 i Wirobond C iskazan u gigapaskalima (GPa)

Grupa uzoraka	Broj merenja	\bar{x}	SD	SE	Min	Maks
Wiron 99	6	1210,07	9,42	3,84	1175,58	1212,36
Wirobond C	6	1315,72*	9,59	3,93	1304,23*	1327,03*

* $p < 0,001$

Dobijeni rezultati mehaničkog testiranja metal-keramičkih međuspojeva jednom livenih legura podudaraju se sa rezultatima ispitivanja drugih autora. Naime, vrednosti jačine metal-keramičke veze u literaturi se kreću od 20 MPa do 60 MPa, kod različitih metal-keramičkih sistema (kombinacija legure i keramike)^{17,24}. Lenz i sar.¹⁶ su ispitivali jačinu veze tri različite nikl-hrom legure i šest različitih kobalt-hrom legura sa različitim keramičkim masama. Vrednosti za jačinu veze kod nikl-hrom legure su se kretale od 45,4 MPa do 52,1 MPa. Interesantno je da su ispitivali i leguru Wiron 99 koju smo i mi koristili. Naša vrednost za jačinu metal-keramičke veze je nešto niža i iznosila je 40,38 MPa sa standardnom devijacijom od 0,57 MPa. Lenz i sar.¹⁶ su dobili vrednost od 52,1 MPa sa standardnom devijacijom od 2,8 MPa.

Kobalt-hrom legure u njihovom ispitivanju pokazale su veću jačinu veze sa keramikom (od 46,4 MPa do 56,4 MPa). I u našem radu legura Wirobond C ostvarila je jaču vezu sa keramikom od 44,10 MPa u poređenju sa 40,38 MPa kod legure Wiron 99. Dobijeni rezultati su vrlo bliski rezultatima koje su dobili Yilmaz i Dincer³, koji su ispitivali jačinu metal-keramičke veze legure Remanium CS (kod nas se često koristi) i dobili srednju vrednost od 46,6 MPa. U našem radu je nađena statistički značajno veća jačina metal-keramičkog međuspoja kod kobalt-hrom legura. To se može objasniti drugačijim hemijskim sastavom ove dve legure, pri čemu oksidi kobalt-hrom legure ostvaruju čvršću vezu sa oksidima prvog sloja keramike²⁶⁻²⁹.

Modul elastičnosti (Youngov modul) neplemenitih dentalnih legura ima najčešće vrednosti blizu 200 GPa. Modul elastičnosti legure Wiron 99 iznosi 205 GPa, a legure Wirobond C 210 GPa. Dentalna keramika koja se prilikom sinterovanja veže za leguru znatno povećava njen modul elastičnosti. Trifunović i sar.²³ su ispitivali modul elastičnosti metal-keramičkih uzoraka četiri tipa kobalt-hrom legura i

dobili vrednosti u rasponu od 366,4 GPa do 1251,8 GPa. Naši rezultati pokazuju da veći modul elastičnosti imaju uzorci izrađeni od kobalt-hrom legure, koji iznosi 1315,72 GPa. Kod uzoraka od nikl-hrom legure modul elastičnosti iznosi 1210,07 GPa.

Statistički značajne razlike u modulu elastičnosti i legura nikl-hrom i kobalt-hrom mogu se objasniti drugačijim sastavom i mikrostrukturom legura. Izrazita dendritska mreža kobalt-hrom legura, sa intermetalnom karbidnom fazom, daje ovim legurama izuzetno visok modul elastičnosti i veliku čvrstoću i tvrdoću. Kobalt-hrom legure su zato u literaturi opisane kao superlegure (*superalloys*). One omogućavaju izradu obimnih i složenih, ali istovremeno i gracilnih metalnih konstrukcija, koje mogu podneti velika opterećenja¹⁻³. Eventualni nedostatak kobalt-hrom legura može biti njihova velika tvrdoća, koja otežava obradu izlivenih objekata od strane zubnih tehničara. Međutim, tvrdoća nikl-hrom legura je približna tvrdoći kobalt-hrom legura, pa se u praktičnom radu prilikom obrade ovih legura ne osećaju veće razlike.

Zaključak

U pogledu mehaničkih svojstava, kobalt-hrom legure za metal-keramiku mogu se primeniti kao uspešna alternativa legurama nikl-hrom.

Unapređena jačina metal-keramičkog međuspoja legura kobalt-hrom pruža veću sigurnost prilikom izrade složenih metal-keramičkih konstrukcija i smanjuje rizik od mogućeg oštećenja keramike.

Visok modul elastičnosti kobalt-hrom legura omogućava izradu dugih i gracilnih metalnih konstrukcija sa smanjenom mogućnošću njihovog savijanja pod opterećenjem.

Legura Wirobond C se može preporučiti za izradu metal-keramičkih mostova velikog raspona, zbog veće otpornosti na savijanje od legure Wiron 99.

L I T E R A T U R A

1. *Stamenković D*, editor. Dental materials. Belgrade: Zavod za udžbenike i nastavna sredstva; 2003. (Serbian)
2. *Craig RG, Powers JM, Wataba JC*, editors. Dental Materials – Properties and Manipulations. 7th ed. St. Louis: Mosby; 2000.
3. *Yilmaz H, Dincer C*. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent* 1999; 27(3): 215–22.
4. *King AW, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J*. The mechanical properties of milled and cast titanium for ceramic veneering. *Int J Prosthodont* 1994; 7(6): 532–7.
5. *Craig RG*, editor. Restorative Dental Materials. 10th ed. St. Louis: Mosby; 1997.
6. *Grković M, Teodosijević M*. Dental technical materials – knowing dental prosthetic materials. Belgrade: Zavod za udžbenike i nastavna sredstva; 1989. (Serbian)
7. *Roach MD, Wolan JT, Parsell DE, Bumgardner JD*. Use of x-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. *J Prosthet Dent* 2000; 84(6): 623–34.
8. *Huang HH*. Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys. *J Biomed Mater Res* 2002; 60(3): 458–65.
9. *Bezzon OL, Ribeiro RF, Rollo JM, Crosara S*. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent* 2001; 85(3): 299–304.
10. *al-Hiyasat AS, Bashabsheb OM, Darmani H*. Elements released from dental casting alloys and their cytotoxic effects. *Int J Prosthodont* 2002; 15(5): 473–8.
11. *Ozcan M, Niedermeier W*. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont* 2002; 15(3): 299–302.
12. *Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY*. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90(1): 31–41.
13. *Ozcan M*. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003; 30(3): 265–9.
14. *McLean JW*. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II. Chicago: Quintessence Publishing company; 1980.
15. *Hesby DA, Kobes P, Garver DG, Pelleu GB Jr*. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. *J Prosthet Dent* 1980; 44(3): 291–3.
16. *Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schaffer A*. Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater* 1995; 6(1): 55–64.

17. Galindo DF, Ercoli C, Graser GN, Tallents RH, Moss ME. Effect of soldering on metal-porcelain bond strength in repaired porcelain-fused-to-metal castings. *J Prosthet Dent* 2001; 85(1): 88–94.
18. Scolaro JM, do Valle AL. Bonding ceramic to metal: a comparison using shear test. *Rev Fac Odontol Bauru* 2002; 10(1): 57–62.
19. Almilhatti HJ, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. *J Dent* 2003; 31(3): 205–11.
20. Hammad LA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent* 1996; 75(6): 602–8.
21. JUS.ISO 9693: 1996. Materials for metal-ceramic dental restorations. Belgrade: JUS; 1996. (Serbian)
22. Trifunović M, Von Fraunhofer JA, Davies EH. Transverse bond strength studies of base metal alloy-porcelain system. *Surf Technol* 1976; 4: 485–92.
23. Trifunović DM, Gligić M, Todorović AB. Study of Co-Cr-Mo alloys in metal-ceramics. *Stomatol Glas Srb* 1991; 37(4): 369–74. (Serbian)
24. Garbelini WJ, Henriques GEP, Troia Junior M, Mesquita MF, Dezan CC. Evaluation of low-fusing ceramic systems combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy. *J Appl Oral Sci* 2003; 11(4): 354–60.
25. ISO/FDIS 9693: 1999 (E). Metal-ceramic dental restorative systems. London. New York: ISO; 1999. Available from: <http://www.iso.org/en/CatalogueListPage.CatalogueList?>
26. Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. II. Nonprecious alloys. *J Dent Res* 1977; 56(9): 1053–61.
27. Mackert JR Jr, Parry EE, Hashinger DT, Fairhurst CW. Measurement of oxide adherence to PFM alloys. *J Dent Res* 1984; 63(11): 1335–40.
28. Horasawa N, Marek M. The effect of recasting on corrosion of a silver-palladium alloy. *Dent Mater* 2004; 20(4): 352–7.
29. Johnson T, van Noort R, Stokes CW. Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dent Mater* 2006; 22(4): 330–7.

Rad je primljen 28. XII 2006.