

Cirkonijeva keramika u stomatološkoj protetici

Jasenka Živko-Babić
Andreja Carek
Marko Jakovac

Zavod za stomatološku
protetiku Stomatološkog
fakulteta Sveučilišta u
Zagrebu

Sažetak

Keramički materijali opravdavaju sve češću uporabu u restauraciji oštećenoga žvačnog sustava. Čisti keramički sustavi rabe se u izradbi inleja, krunica i mostova manjih raspona. Cirkonijev dioksid je poznat polimorf. Dodatkom magnezijeva ili itrijeva oksida u određenom postotku, ZrO_2 je potpuno ili djelomično stabiliziran i time je omogućena njegova uporaba u stomatološkoj protetici. Tetragonski cirkonski polikristal (TZP) stabiliziran s 3mol% itrija ima izvanredna mehanička i estetska svojstva i ima sve veću uporabu u restauraciji endodontski saniranih zuba, izradbi krunica i mostova CAD/CAM sustavom. Očekivati je da će taj keramički materijal nadomjestiti kovinsko-keramičke nadomjestke i u sanaciji gubitka većega broja zuba.

Ključne riječi: cirkonij, mehanička svojstva, tetragonski cirkonski polikristali (TZP), djelomice stabilizirani dioksid (PSZ), aluminijoksidna keramika pojačana cirkonijevim oksidom (ZTA).

Acta Stomat Croat
2005; 19-23

PRETHODNO PRIOPĆENJE
Primljeno: 23. ožujka 2004.

Adresa za dopisivanje:

Prof. dr. sci. Jasenka Živko-
Babić
Zavod za stomatološku
protetiku
Stomatološki fakultet
Gundulićeva 5, 10000 Zagreb
tel: 01 4802 135
fax: 01 4802 159

Uvod

Cirkonij kao dragi kamen poznat je još od davnina. Nazivak cirkon potječe od arapske riječi *zargon*, što znači zlatna boja. Njemački kemičar Klapproth otkrio je cirkonijev oksid, odnosno dioksid (ZrO_2), godine 1789. (1). Za uporabu cirkonijeva dioksida kao materijala u velikoj su mjeri zaslužni Garvie i sur. jer su dokazali kako najbolje iskoristiti tetragonsko-T monoklinsku-M faznu transformaciju djelomice stabiliziranog cirkonijeva dioksida da se dobije izrazito čvrst i otporan materijal (2). ZrO_2 postoji u mnogo oblika i veličina i poznato je mnogo načina obradbe, od hladne do toplinske. Čist cirkonijev dioksid upotrebljava se samo u industriji.

Cirkonij je stabilan u oksidirajućoj i blago reducirajućoj atmosferi. Inertan je prema bazama i ki-

selinama na sobnoj temperaturi, s iznimkom prema HF. Na temperaturi iznad $2200^\circ C$ reagira s ugljikom, dušikom i vodikom. Ne reagira s uložnim materijalima do $1400^\circ C$. No reaktivnost cirkonijeva dioksida jako ovisi o vrsti i količini stabilizatora (3).

Struktura i svojstva cirkonijeva dioksida

Cirkonijev dioksid poznat je polimorf koji se pojavljuje u tri oblika: monoklinskom, kubnom i tetragonskom. Na sobnoj temperaturi ZrO_2 postoji samo u monoklinskom obliku. Ta je faza stabilna do temperature od $1170^\circ C$ kada prelazi u tetragonski, djelomice stabilan oblik, a iznad $2370^\circ C$ u kubnu fazu. Hlađenjem ispod temperature od $1070^\circ C$ također nastaju alotropske promjene iz tetragonskog u mono-

klinski oblik, u temperaturnom intervalu od oko 100°C. Transformacijom ZrO_2 tijekom hlađenja povećava se volumen od 3 - 4 % i nastaje promjena oblika. Naprezanje prouzročeno povećanim volumenom uzrokuje nastanak pukotina u keramici od čistoga cirkonijeva dioksida i ona se jednostavno raspadne pri sobnoj temperaturi nakon sinteriranja na temperaturama između 1500 i 1700°C. Da bi se stabilizirao ZrO_2 je dodano nekoliko različitih oksida (ZrO_2 -CaO, ZrO_2 -MgO, ZrO_2 - Y_2O_3) (1, 4-6). Stabilizacija u prvome redu znači snižavanje temperature transformacije iz T- u M-fazu. Oksid kao stabilizator djelomice ili potpuno sprječava transformaciju i istodobno je čimbenik transformacijskog očvršćenja keramičke strukture na osnovi cirkonija. Dodavanjem stabilizirajućih oksida kao što su CaO, MgO, CeO_2 ili Y_2O_3 čistom cirkonijevu dioksidu dobiva se višefazni materijal poznat kao djelomično stabilizirani dioksid (PSZ). Matrica PSZ-a je na sobnoj temperaturi kubne strukture s monoklinskim i tetragonskim precipitatima. Garvie i Nicholson su pokazali kako se mogu poboljšati mehanička svojstva PSZ-a homogenom i ravnomjernom raspodjelom monoklinske faze u kubnoj matrici (7). Ruff i sur. su godine 1929. dokazali da je moguće stabilizirati kubnu-C fazu na sobnoj temperaturi ako se cirkonijevu dioksidu doda manja količina CaO (cit. Piconi i Maccauro,1). Veća količina stabilizatora, poput MgO, inducira kubnu kristalnu strukturu tijekom taljenja, koja nakon hlađenja više ne prelazi u monoklinsku fazu (3).

Dodatak manje od 10 tež% stabilizatora cirkonijevu oksidu uvjetuje veliku gustoću keramičkih čestica. Na taj način nastaje transformacijom ojačani cirkonij ili tetragonski cirkonijevi polikristali (TZP) (3, 8, 9). Izrazito mali kristali ometaju transformaciju iz T- u M- fazu tijekom hlađenja. Transformacijom ojačani cirkonij izrazito je čvrst i otporan na lom (10, 11). Zbog tih svojstava opterećenje toga materijala može inducirati faznu transformaciju tetragonskih kristala u monoklinske s odgovarajućom promjenom volumena. TZP ima najbolja svojstva do 500°C.

Ovisno o vrsti stabilizatora, MgO ili Y_2O_3 , nastaju dvije potpuno različite mikrostrukture. Dodatak MgO dovodi do razmjerno grubozrnate strukture (veličina čestica 50-100 μ), poznate kao Mg-PSZ. Čestice su pretežno kubnoga oblika s finim precipi-

tatima tetragonske faze. Garvie i sur. su zapazili da se tetragonski metastabilni precipitati, koji su ravnomjerno raspršeni u kubnoj matrici, mogu transformirati u monoklinsku fazu kada se smanji tlačenje matrice. To se događa pri nastanku i rastu pukotina u matrici, koja se tada deformira (2). U tome slučaju naprezanje koje nastaje povećanim volumenom, a izazvano je kristalnom transformacijom, djeluje nasuprot naprezanju koje pospješuje širenje pukotine. Materijal postaje otporniji zbog manjka energije koja se gubi svladavajući tlačne sile povećanjem volumena, a u vezi je sa širenjem pukotina tijekom transformacije iz T u M fazu. Takvi tetragonski metastabilni precipitati mogu nastati dodatkom 8% mol MgO u ZrO_2 . Tetragonska metastabilna faza može nastati u matrici i tijekom kontroliranoga hlađenja.

Postoje dvije osnovne vrste Mg-PSZ. Prva (MS) je izvanredno otporna na lom, izrazito čvrsta i razmjerno otporna na termički šok. Najbolja temperatura primjene je ispod 800°C, s minimalnim termocikliranjem. Druga (TS) vrsta izvanredno je otporna na termički šok, manje čvrsta ali žilavija. Najbolje se obrađuje na temperaturi iznad 600°C .

Dodatak Y_2O_3 kao stabilizatora poboljšao je svojstva cirkonijeva dioksida u uporabi. Glavna značajka itrijsko-cirkonijske keramike jest finostruktura, (čestice <1 μ), a poznata je kao Y-PSZ i kao tetragonski cirkonijevi polikristali (TZP). Ako se radi o PSZ, materijal je višefazan, a TZP je jednofazan ili skoro jednofazan materijal. TZP materijal koji sadrži približno 2-3% mol Y_2O_3 isključivo sadrži čestice tetragonskog oblika. Tetragonska faza TZP-a koja se zadržava pri sobnoj temperaturi ovisi o količini itrijeva oksida, veličini zrna, te o jakosti pritiska matrice na njih. Lin i sur. su zapazili da aluminijsko-silikatna matrica u TZP-u uništava na granicama zrna ione itrija uzrokujući gubitak stabilnosti tetragonske faze (12). Cirkonijev dioksid s većom koncentracijom Y_2O_3 potpuno je stabiliziran, ali manje istezljiv od djelomično stabiliziranog i teško ga se oblikuje (13).

Manje je otporan na termički šok od Mg-PSZ. Najbolja temperatura uporabe je ispod 500°C.

Na visokim temperaturama (>900°C) cirkonij stabiliziran Y_2O_3 sklon je deformacijama zbog suspenzije netopivih čestica i velikoga stupnja propusnosti kisika što rezultira pužanjem toga materijala

(3, 12, 14, 15). O postupku dobivanja toga keramičkog materijala prvi izvješćuju Rieth sa sur.(10), a zatim Gupta sa sur.(11).

Uspješna uporaba ZrO_2 tražila je nov sastojak koji će kubnu fazu zadržati nepromijenjenom i otpornom na visokim temperaturama. Miješanje ZrO_2 i 5 mol% Er_2O_3 stabilizira cirkonijevu mikrostrukturu i time povećava otpornost na deformacije i pužanje pri visokim temperaturama. Mikrostruktura ZrO_2 - Er_2O_3 sastoji se od stabilnih i metastabilnih tetragonskih precipitata koji termičkom obradom prelaze u strukturu tetragonskih lamela, veličine nanometra. Stabilizirani ili djelomično stabilizirani oblici cirkonija djeluju kao površinske termičke barijere (16).

Postoji nekoliko poznatih keramičkih materijala pojačanih lantalovim fosfatom i cirkonijevim dioksidom (17, 18). Osim njih i PSZ-a sve veću uporabu u stomatologiji ima aluminijoksidna keramika pojačana cirkonijevim oksidom (ZTA) (14, 19-22). Dodatak ZrO_2 čini staklom infiltriranu aluminijoksidnu In-Ceram keramiku žilavijom. Tako npr. In-Ceram Zirkonij (ICZ) sadržava 33 tež% djelomično stabilizirana cirkonijeva oksida koji pridonosi većoj vlačnoj čvrstoći i lomnoj žilavosti i 16% CeO_2 (23).

Cirkonijeva keramika ima bolja mehanička svojstva od ostalih biomaterijala, primjerice od aluminijoksidne keramike (9, 23-27). Ima najveće vrijednosti čvrstoće do loma ($\sigma = 913 - 1000$ MPa) ali i Weibull modula ($m = 18.4$) (9, 26-33), što joj osigurava veću kliničku trajnost negoli In-Ceram keramici, koja unatoč velikoj čvrstoći do loma ima znatno manju vrijednost Weibullova modula. Naime, to znači da se lom u In-Ceram keramici može dogoditi i pri manjim opterećenjima. Youngov modul ZrO_2 keramike istog je reda veličine kao i neplemenitih slitina (33).

ZrO_2 keramika ima izrazito veliku tvrdoću (HV 1200), savitljivosnu čvrstoću od 1000-1300 MPa (pokusi savijanja u tri točke) i lomnu žilavost od 9-10 MPa. Velike vrijednosti mehaničkih svojstava posljedica su čistoće praha ZrO_2 , određene veličine i raspodjele čestica, industrijskoga sinteriranja, vrućeg izostakčkog prešanja (HIP) i fino-zrnate metastabilne mikrostrukture (34). HIP pojačani ZrO_2 otporan je na žvačne sile i do 1000 N. Vanjsko opterećenje uzrokuje faznu transformaciju i povećanje volumena do 4%. Ta dimenzijska promjena tlačenjem sprječava

va širenje napuklina i time očvršćuje materijal. Tzv. očvršćujuće pretvorbom još je jedan od razloga izvanrednih mehaničkih svojstava TZP-a (9, 35). Pjeskarenje ima isti pozitivan učinak. Galvanizacija kovinske površine cirkonijevim dioksidom smanjuje otpuštanje iona kovine(36). Termocikliranje poboljšava vezu kompozita i cirkonijeve keramike (37).

Biokompatibilnost ZrO_2 slična je titanovoj (23). Y-PSZ kao usadak pokazuje isti postotak oseointegracije kao i titan (34). Kao prvi sloj oko voštanog objekta, cirkonijev dioksid smanjuje reakciju titana s uložnim materijalom. Istodobno znatno smanjuje debljinu površinskog reakcijskog sloja na titanskom odljevu (38).

Uporaba i obradba cirkonijeva dioksida

Cirkonijev dioksid kao biomaterijal rabi se u medicini za izradbu glavica kod potpune izmjene kuka, a u stomatologiji u izradbi krunica, inleja, onleja, mostova, usadaka, odnosno konfekcijskih kolčića i matrica (9, 20, 25, 31, 39-45). Razlozi porasta zanimanja za uporabu cirkonijeva dioksida kao gradivnoga materijala u protetici jesu njegova dobra kemijska, mehanička i estetska svojstva te dimenzijska stabilnost.

Sivo-plavo obojenje zubnih struktura kod kovinskih nadogradnji i neestetski dojam krunice uklonjen je uporabom nekovinskih keramičkih kolčića i individualnih keramičkih nadogradnji (9, 20, 35, 42-45).

Industrijski izrađeni keramički materijali u obliku blanketa ili valjčića imaju veću čvrstoću do loma od onih koji su izrađeni u zubnom laboratoriju (27). Zato su prikladniji za kliničku uporabu premda strojna obradba (CAM/CAD) može izazvati površinske i subpovršinske napukline (46). Cirkonijev dioksid često se s obzirom na obradbu naziva bijeli, crni i zeleni (47). Cirkonijeva keramika nastaje postupkom ili reakcijskog sinteriranja ili HIP procesom, tj. vrućim izostatičkim tlačenjem materijala (48). U postupku reakcijskog sinteriranja najprije nastaje oksidacija intermetalnih faza ($ZrSi_2$) pri čemu nastaju $ZrSiO_2$ i SiO_2 kao amorfna matrica. Sinteriranjem ZrO_2 i SiO_2 oblikuju se valjčići crnoga cirkonijeva dioksida. Oksidacijska reakcija uvjetuje rast čestica i ekspanziju koja nadopunjuje skvrčavanje kao posljedicu sinteriranja materijala. HIP postupak pod-

razumijeva izradbu keramičkih valjčića sinteriranjem materijala pod visokim tlakom i na visokim temperaturama. Taj postupak umanjuje poroznost materijala i time osigurava velike vrijednosti čvrstoće i translucenciju cirkonijeve keramike. Nema dodatnog sinteriranja ni infiltriranja.

Tako dobivena sirovina obrađuje se CAD-CAM sustavom rada. To podrazumijeva brušenje zuba kao za kovinokeramičku krunicu. Batrljak poprima konusni oblik s nagibom brušenja od 5-15 %. Optičkim 3D-skenerom snimi se zub, izabere se temeljna boja i boja zuba. Valjčić se strojno obradi unutar jednoga sata s točnošću reproduciranih detalja od 1 nanometar i fasetira jednom od dentalnih keramika. Cementira se kao i svaka druga keramička krunica. Cirkonijeva keramika ne reagira na proteine u slini, zato se plak slabo taloži na tim krunicama (49).

Bijeli ZrO₂ obrađuje se temeljnom obradbom. Predimenzionirani skelet krunice ili mosta struže se iz keramičkoga presinteriranog poroznog bloka. Dodatnim sinteriranjem objekt kontrahira 20-30%, čime se postižu optimalne dimenzije nadomjestka. Taj se postupak naziva i Cercon obradba (13). Dimenzijska stabilnost Cercon substrukture zadržava se i tijekom napečenja keramičkih slojeva i glaziranja.

Prva klinička uporaba Y-TZP ZrO₂ za izradbu mosta učinjena je prije točno deset godina. Protetski rad se oblikuje tzv. tvrdom obradbom. Industrijski sinterirana keramička blanketa struže se u omjeru 1:1, jer je materijal dimenzijski stabilan. Iskuša se u ustima i fasetira keramičkim materijalom te glazira.

Infiltrirani tip cirkonijeve keramike sastoji se od Al₂O₃/ZrO₂. Tzv. bijelom obradbom skelet se struže iz bijeloga valjčića, a zatim infiltrira lantalovim staklom.

Malo je literaturnih podataka o postotku uspjeha cirkonijeve konstrukcije i fasetnoga materijala. Y-TZP ZrO₂ ima termički koeficijent manji od konvencionalne gliničke keramike. Zato je potrebno pronaći keramički materijal s prilagođenim termičkim koeficijentom. Do tada cirkonijeva keramika ima indikaciju za krunice i tročlane mosne konstrukcije.

Cirkonijeva keramika jedan je u nizu estetskih gradivnih materijala od kojeg se ubuduće, osim optimalne estetike, očekuje funkcijska trajnost u sanira-

nju gubitka većega broja zuba polukružnim konstrukcijama.

Literatura

- PICONI C, MACCAURO G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
- GARVIE RC, HANNINK RH, PASCOL RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703-4.
- www.zro2.com/Top-About-ZrO₂.htm. Pristupila 22. 9. 2003
- COVACCI V, BRUZZESE N, MACCAURO G, ANDREASSI C, RICCI GA, PICCONI C, MARMO E, BURGER W, CITTADINI A. *In vitro* evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20: 371-6.
- KOSMAČ T, OBLAK Č, JEVIKAR P, FUNDUK N, MARION Lj. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 304-13.
- www.lrms.upenn.edu/frechrh/zro2.htm. Pristupila 22. 9. 2003.
- GARVIE RC, NICHOLSON PS. Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *J Amer Ceram Soc* 1972; 55: 152-7.
- CLAUSSEN N. Microstructural design of zirconia-toughened ceramics (ZTC). In: Claussen N, Ruhle M, Heuer AH (ed.) *Advances in ceramics. Science and Tehnology of Zirconia II*. Columbus. The American Ceramic Society 1984; 12: 325-51.
- LUTHARDT R, MUSIL R. CAD-CAM gefertigte Kronenger,ste aus Zirkonoxid-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 52: 380-4.
- RIETH PH, REED JS, NAUMANN AW. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. *Bull Am Ceram Soc* 1976; 55: 717.
- GUPTA TK, BECHTOLD JH, KUZNIČKIE RC, CADOFF LH, ROSSING BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci* 1978; 13: 1464.
- LIN Y-J, ANGELLINI P, MECARTNEY ML. Microstructural and chemical influences of silicate grain-boundary phases in yttria-stabilized zirconia. *J Amer Ceram Soc* 1990; 73: 2728-35.
- ARIKO K. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2003; 70: 114-23.
- ISO TC 150/SC 1. Implants for surgery-ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP) . ISO/DIS 13356, 1995.
- PROBSTER L, DIEHL J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int* 1992; 23: 25-31.
- www.grc.nasa.gov/WWW/RT2002/5000/5130farmer.html. Pristupila 22. 9. 2003.
- www.ceramicjournal.org/issues/v80n7/abs/1677.html. Pristupila 22. 9. 2003.

18. SEGHI RR, DENRY IL, ROSENSTIEL SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 145-50.
19. CHONG K-H, CHAI J, TAKAHASHI Y, WOZNIAC W. Flexural Strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Core Materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 183-8.
20. MORGANO SM, MILOT P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 70: 11-6.
21. MARX R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 48: 229-36.
22. McLAREN EA, WHITE SN. Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkoniumoxide-Aluminiumoxidbasis für Kronenkapfen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor. *Quintessenz Zahntech* 2000; 26: 709-22.
23. GUAZZATO M, ALBAKRY M, SWAIN MV, IRONSIDE J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339-46.
24. CLARKE IC, WILLMANN G. Structural ceramics in orthopaedics. U: Cameron HU, (ur.) Bone implant interface. St. Louis: Mosby-Year Book Publ, 1994.
25. SCHULTZE-MOSGAU S, SCHIEPHAKE H, RADE-SPIEL-TRÖGER M, NEUKAM FW. Osseointegration of endodontic endosseous cones. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89: 91-8.
26. KAPPERT HF, KNIP U, WEHRSTEIN A, KMITTA M, KNIP J. Festigkeit von Zirkonoxid verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 683-5.
27. TINSCHERT J, NATT G, JOREWITZ A, FISCHER H, SPIEKERMANN H, MARX R. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000; 55: 610-6.
28. www.youngsmoulus.com. Pristupila 30. 9. 2003.
29. TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, ANUSAVICE KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-35.
30. MARX R, FISCHER H, WEBER M, JUNGWIRTH F. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 56: 90-8.
31. NATT G, MARX R, SPIEKERMANN H, TINSCHERT J. Metallfreie Frontzahnbrücken aus Hochleistungskeramik. *Dent Labor* 1999; 47: 999-1010.
32. ARDLIN BT. Transformation toughened zirconia for dental inlays crowns and bridges chemical stability and effect of low temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2001; 18: 590-5.
33. KENDALL KMcN, ALFORD N, TAN SR, BIRCHALL JD. Influence of toughness on Weibull modulus of ceramic bending strength. *J Mater Res* 1996; 1: 120.
34. BOSETTI M, VERNE E, FERRARIS M, RAVAAGLIOLI A, CANNAS M. *In vitro* characterisation of zirconia coated by bioactive glass. *Biomaterials* 2001; 22: 987-94.
35. CHRISTEL P, MEUNIER A, DORLOT JM. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. *Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior*. *Ann NY Acad Sci* 1988; 523: 234-56.
36. HSU HC, YEN SK. Evaluation of metal ion release and corrosion resistance of ZrO₂ thin coatings on the dental Co-Cr alloys. *Dent Mater* 1998; 14: 339-346.
37. WEGNER SM, GERDES W, KERN M. Effect of Different Artificial Aging Conditions on Ceramic-Composite Bond Strength. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 267-72.
38. LUO X-P, GUO T-W, OU Y-G, LIU Q. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. *Dent Mater* 2002; 18: 512-5.
39. FISCHER H, EDELHOFFER D, MARX R. Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 53: 874-57.
40. KOHAL R-J, PAPAVALIIOU G, KAMPOSIORA P, TRIPODAKIS A, STRUB JR. Three-Dimensional Computerized Stress Analysis of Commercially Pure Titanium and Yttrium-Partially Stabilized Zirconia Implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 189-94.
41. TOKSAVUL S, TURKUN M, TOMAN M, USER A. Multidisciplinary approach to clinical application of zirconia ceramic post and core: a case report. *Abstract Book of 27th Annual Conference of the EPA, Geneva, 2003*; 55.
42. ZALKIND M, HOCHMAN N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with posts and cores. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 702-5.
43. ZALKIND M, HOCHMAN N. Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 730-2.
44. JEONG SM, LUDWIG K, KERN M. Investigation of the Fracture Resistance of Three Types of Zirconia Posts in All-Ceramic-and -Core Restoration. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 154-8.
45. ASSIF D, GORFIL C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 565-7.
46. FISCHER H, YILDIRIM M, SCHMITZ F, MARX R. Festigkeitsminderung von Zirkonoxid-Abutments infolge der Bearbeitung? *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 54: 443-5.
47. MEYER L. Zirkonoxid - aber welches: grün, schwarz, weiss oder gehipt?. *Sažeci 6. Simpozija o materijalima, Basel, 2003*: 10.
48. BINDER JR. KaVo Everest HPC: Eine neuartige, reaktionsgesinterte Dentalkeramik. *Sažeci 6. Simpozija o materijalima, Basel, 2003*: 11.
49. MILLEDING P, CARLÉN A, WENNERBERG A, KARLSSON S. Protein characterisation of salivary and plasma biofilms formed *in vitro* on non-corroded and corroded dental ceramic materials. *Biomaterials* 2001; 22: 2545-55.