

# Staklokeramika u fiksnoj protetici - Dicor i Empress

## Glass-Ceramics in Fixed Prosthodontics

Ketij Mehulić<sup>1</sup>  
Jasenka Živko-Babić<sup>1</sup>  
Tomislav Ivaniš<sup>1</sup>  
Mirjana Kustec-Pribilović<sup>2</sup>  
Hanzi Predanić-Gašparac<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Zavod za fiksnu protetiku  
Stomatološkog fakulteta  
Sveučilišta u Zagrebu  
Gundulićeva 5, Zagreb  
<sup>2</sup>Privatna stomatološka  
ordinacija, Buličeva 8, Zagreb

### Sažetak

Staklokeramika je polikristalni materijal koji nastaje kontroliranim kristalizacijom staka. Zbog kemijske inertnosti, velike mehaničke čvrstoće, tvrdoće sličnoj prirodnoj caklini, zbog maloga kvrčenja tijekom obrade, izvrsne estetske, relativno jednostavne tehnike rada, te zbog ostalih fizičkih svojstava taj materijal daje velike mogućnosti uporabe u stomatologiji. Dicor sustav spada u skupinu ljevljive staklokeramike s kontroliranim rastom kristala unutar amorfne staklene matrice, koji nastaju tijekom naknadnoga procesa keramiziranja. Empress keramika je tlačiva staklokeramika u kojoj leucitni kristali već postoje u staklenoj matrici. Oba su keramička sustava visokokvalitetni rekonstrukcijski materijali indicirani za izradu samostalnih krunica, inleja i onleja, dok mostovi još uvijek nisu klinički prihvaćeni.

Ključne riječi: staklokeramika, Dicor keramika, Empress keramika

Acta Stomatol Croat  
1997; 149—155

PREGLADNI RAD  
Primljeno: 14. veljače 1997.  
Received: February 14, 1997.

### Uvod

Razvojem stomatološke znanosti i struke u ovom je desetljeću pronađen niz novih materijala i tehnika koje su uvelike unaprijedile rad, pogotovo u fiksnoj protetici. Nadomjestci koji su se prvotno rabili, kao što su potpuni metalni, akrilatni i ini, ubrzo su se pokazali estetski neprihvatljivima. Akrilati, koji su opravdali primjenu samo u prednjem dijelu usne šupljine, u postraničnom su segmentu pokazali loše osobine (preveliku elastičnost, trošenje i uporabi, primjenljivost za meke naslage, promjenu boje u ustima prouzročenu upijanjem tekućine i sastojaka plaka itd.), što je s gledišta funkcije ograničilo ili posve diskreditiralo njihovu primjenu (1-3).

Jedinstvena je kombinacija potrebnih osobina pronađena u keramici, biokompatibilnost na koju upućuje Weinkart (4) 1966., Duckeyne i Lemons (5) 1980., Anusavice (6) 1992., stabilnost i trajnost, Eichner (7) 1974., Craig (8) 1983., Voss (9) 1984., Grossman (10) 1985., Siebert (11) 1989., Morris i sur. (12) 1992., te optičke kvalitete, kao što su refleksija, translucencija, transparentija Suvina (13) 1987., učinile su je atraktivnom za mnoge protetske indikacije u kojima su se metali i akrilat pokazali neodgovarajućima.

U nizu istraživanja pronađeno je nekoliko keramičkih materijala i tehnika rada koje se danas rabe u stomatološkoj protetici, a koja pored izvrsne estetike imaju vrijednost tvrdoće približne vri-

jednostima cakline te je time izbjegnuta jedna od dotadašnjih glavnih nedostataka keramike, odnošenje cakline antagnista (14-16).

Jedan od takvih suvremenih keramičkih materijala jest i staklokeramika. Ona ima dva velika sustava: ljevljiva-Dicor, i tlačena Epmress staklokeramika (17-19).

### Staklokeramika

Staklokeramika je polikristalni materijal koji nastaje nadziranom kristalizacijom stakla. Kristali, reda veličine mikrometara, nastaju procesom temperiranja sveukupnog obujma stakla, stvaranjem klica i rastom kristala. Klice su ili latentno postojeće u staklu ili se dodaju kao netopljiv materijal u fino dispergiranoj podjeli mješavine (staklenoj amorfnoj matrici). Uslijed heterogene strukture i/ili izazivanja tlačnog naprezanja na granicama faza, u tim je sustavima moguće postići znatno veću čvrstoću i tako smanjiti mogućnost loma. Nekoć je kristalizacija bila osnovni problem u proizvodnji stakla. Poslije se uvidjelo da se na nju može utjecati određenim termičkim postupkom. Kod homogenoga temeljnog stakla, s pomoću uvjetovanih određenih odnosa, može nastati i prekoračenje kritičnih veličina klica, kada one počnu rasti i do nekontroliranih dimenzija. Vođena, usmjeravana kristalizacija razlikuje se od sporadičnoga rasta kristala nastankom velike mnočine klica ujednačenih, malih dimenzija ravnomjerno u sveukupnom obujmu stakla. Primarni proces svake upravljanje, ciljane kristalizacije u staklu jest razdvojiti mikrofaze pri dobivanju taline. Transformacija od stakla u staklokeramiku sastoji se od triju faza i to:

- prva faza: staklo se rastali, oblikuje i ohladi;
- druga faza: sastojci stakla se zagrijavaju do temperature nastanka klica, pri toj temperaturi i tijekom toga razdoblja nastaju klice kristala;
- treća se faza odlikuje daljnjim porastom temperature do temperature kristalizacije kada nastali kristali rastu, te tako od stakla nastaje staklokeramika.

Hlađenje, sada već staklokeramičkog objekta, jest sljedeća faza. Mora se provoditi potpuno kako ne bi nastale promjene u strukturi. Pri naglome hlađenju vanjski se dijelovi objekta znatno brže hlađe nego unutarnji, što zbog unutarnjeg vlačnog naprezanja može prouzročiti da se smanji čvrstoća ili da keramika pukne (20-23).

Poznati su tipovi staklokeramike koji sadržavaju kristale beta-spodumena, minerala koji sadrži litijaluminijev silikat u monoklinskoj kristalnoj formi, (LiAlSi<sub>2</sub>O<sub>6</sub>). Kristal tinjca u unutrašnjosti namumce su orijentirani i odgovorni za čvrstoću, te ojačavaju konačan materijal, što rezultira dvostruko većom savojnom čvrstoćom nego kod glinične keramike. Moffa (14) 1988. navodi statistički značajan porast savojne čvrstoće keramike pojačane aluminijevim oksidom.

Cahoon i Christensen (25) su 1956. godine dokazali kako mali dodatci MgO u Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sprječavaju diskontinuitet rasta zrna i omogućuju sinteriranje materijala gotovo teoretske gustoće. Smatra se da je veza keramike s Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ionske naravi. Tom tehnologijom staklo kao materijal postaje upotrebljivo uz ostalo i u dentalnoj tehnologiji.

Monolitna struktura staklokeramike omogućuje unutarnju čvrstoću. Dentalna keramika, koja se radi u potpuno keramičkim sustavima, mora imati savojnu čvrstoću po ISO standardizaciji 6872 (26). Savojna čvrstoća materijala koji se trenutačno nalaze na tržištu za keramičke krunice izmjerena je i u rasponu je spomenutoga standarda (27-29).

Modul elastičnosti, koeficijent ekspanzije i tvrdoća su veliki te zahtijevaju odgovarajuću debljinu keramičkoga materijala na okluzijskoj plohi (30,31).

### Dicor keramički sustav

Dicor sustav spada u kategoriju ljevljive staklokeramike. Za razvoj toga keramičkoga sustava zaslužan je Grossman godine 1970., a samu krunicu prvi je napravio Stookey, godine 1974. Izumom Nicor stakla dobivena je osnova za razvoj, a poslije i za uporabu Dicor keramike. Nicor staklo sadržava kristale fluorovog tinjca (K<sub>2</sub>Mg<sub>3</sub>Si<sub>8</sub>O<sub>2</sub>OT<sub>4</sub>). Zbog svoje prilagodljivosti i morfologije slične ploči Nicor staklo osigurava otpornost na pucanje, za što su dijelom zaslužni i dodatci drugih oksida, na primjer cirkonijevoga.

Dicor keramika se sastoji od SiO<sub>2</sub>, K<sub>2</sub>O, MgO, fluorida iz MgF, male količine Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> i ZrO<sub>2</sub>.

Ljevljiva je staklokeramika neporozna, homogena (32), s kontroliranim rastom kristala unutar amorfne staklene matrice. Kristali rastu i svojim rastom određuju karakteristike materijala (33,34). Dicor keramika ima veliku tlačnu čvrstoću (35), a gustoću (36) i tvrdoću (37) sličnu prirodnoj caklini. Time se uklanja loša strana keramike u smislu

trošenja cakline prirodnoga zuba. Biokompatibilnost je istražena i nisu pronađeni znaci toksičnoga djelovanja (38-40). Možda je najvažnije svojstvo te vrste keramike što se njome postiže prirodan izgled krunice te je zato dobar izbor za prednje zube. Translucencija je vrlo slična onoj koju pokazuje caklina zuba. Kristali tinjca djeluju na difrakciju te nastaje "kameleon učinak", zbog apsorpcije boje svoje okoline (41).

Dicor krunica izrađuje se "postupkom izgarenja voska", slično tehnici lijevanja metala. Voštana se krunica uloži u kivetu dvostrukoga ruba, i to u fosfatni uložni materijal. Pošto izgori vosak i kiveta se žari na 900 °C najmanje 30 minuta, staklo se centrifugalno lijeva pri temperaturi od 1370 °C. Objekt je u toj fazi predimenzioniran i još je zadržan u kivetu. Kiveta se otvori, objekt pjeskari zrcima Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, veličine 25 mikrometara. Zatim se krunica uloži u poseban uložni materijal i keramizira. Keramiziranje se provodi u specijalnoj peći 6 sati, na 1075 °C, pri čemu nastaju kristali, koji potom rastu te tako nastaje staklokeramika čija svojstva su određena svojstvima nastalih kristala (42).

Keramiziranjem staklo gubi transparentiju, ali je još translucetno, a čvrstoća je približno jednaka čvrstoći aluminijsko-oksidsne keramike.

Slijedi bojanje krunice. Često je potrebno nekoliko premaza kako bi se postigla željena boja, naposljetku, krunica se glazira. Premda je izrada Dicor krunica laboratorijski jednostavna, još je uvijek skuplja od konvencionalne krunice, a i površinsko koloriranje zahtijeva veliku spretnost tehničara (43).

Dicor krunice razultiraju izvanrednom estetikom, pogotovo u mladim osobama s translucetnim zubima. S druge strane, zubi starijih osoba, zubi s unutarnjim oštećenjima ili izrazitom demineralizacijom teže se oponašaju tom kermikom. Zbog opasnosti od loma vrlo su važni okluzijski odnosi (44).

Mnogobrojna ispitivanja rubne pukotine Dicor krunice *in vitro* dala su vrlo povoljne rezultate te iznose između 10-65 μm. Na žalost te je vrijednosti vrlo teško postići kliničkim radom. *In vivo* ispitivanja pokazuju veće rubne pukotine, koje se kreću između 36-85 μm, što su još uvijek vrijednosti koje samo 39% odstupaju od granične vrijednosti rubne pukotine od 100 μm koje preporučuje Spiekerman i koje su klinički prihvatljive (45). Holmes je 1986. ustvrdio da rubna prilagodljivost Di-

cor krunice nije statistički značajno različita od rubne prilagodljivosti krunice izrađene od zlatne legure tipa III (46).

Sorensen i Okamoto su 1987. usporedili tri keramička sustava i izvijestili o sigurnoj kliničkoj prihvatljivosti krunica Cerestore sustava, Dicor i Vitadur-N keramike (47).

Davis je 1988. usporedio rubnu prilagodljivost Cerestore i Dicor sustava te otkrio meziodistalnu rubnu neusklađenost Cerestore krunica, što nije pronađeno kod Dicor krunica (48).

Hummert godine 1992. navodi vrijednosti rubne pukotine protetskih radova izrađenih Dicor sustavom od 25-100 mikrometara (49).

Kelly i sur. (50) 1996. uspoređuju rubnu pukotinu metalkeramičke i Dicor krunice te navode približne vrijednosti za obje vrste nadomjestaka i to u rasponu od 30-60 μm. Međutim, rezultati ispitivanja Hunga i sur. (51) godine 1990. pokazali su da je prilagodljivost ruba metalkeramičke krunice bolja od ruba Dicor ili Cerestore krunica, što potvrđuje Degrange (52) 1990. i Morris (53) 1992.

Holmes i suradnici (54) su 1992. različitosti u prilagodbi ruba Dicor krunice, pronađene u prijašnjim istraživanjima, objasnili nesimetričnom preparacijom zuba. Adhezivni sustavi za pričvršćivanje nadomjestaka od Dicor keramike također mogu biti uzrokom različitostima u prilagodbi ruba krunice (55).

### Empress keramički sustav

Uvođenje ljepljive keramike na tržište nedvojbeno je bio napredak u razvoju dentalne keramike i pobudio je veliko zanimanje stručnjaka. Otprilike je istodobno na Protetskom odjelu Stomatološkog instituta u Zürichu prihvaćen postupak vrućega tlačenja keramike, koji je poslije, u suradnji s tvornicom "Ivoclar", razvijen do kliničke primjene. Pri tome se je vodilo računa o nizu svojstava koje suvremeni dentalni materijal mora imati, kao što su: tvrdoća, čvrstoća do loma, točnost prilagodbe, otpornost na trošenje, estetika i drugi (56,57).

Jakost atomskih veza osigurava veliku tvrdoću i čvrstoću Empress keramike. Istodobno jakost veze sprječava klizanje atomskih ravnina, jednih preko drugih što se događa kod metala. Uvjet da bi se dobila tražena čvrstoća na lom u Empress keramici jest harmonična prilagodba napečene keramike na sloj tlačene keramike. Toplinska rastezljivo-

st materijala za tehniku slojevanja, s obzirom na fazu hlađenja, niža je od toplinske rastezljivosti materijala za tehniku bojanja. Na taj način tijekom hlađenja - a nakon pečenja incizalnog sloja, na graničnoj površini prema osnovnoj keramici - ciljano tlačno naprezanje pri opterećenju neutralizira vlačno naprezanje. Nadalje, disperzivna struktura na faznim granicama uvjetuje nastanak napuknuća i time oslabljuje energiju loma. Na kraju, latentno moguća mikronapuknuća sa zaobljenim, "otupjelim vrhovima", kako je vidljivo na leucitu, mogu spriječiti daljnje širenje napuknuća.

Tom je tehnikom prenesena genijalna koncepcija antiknih svodova na mikropodručje i ostvareno strukturno pojačanje dentalne keramike.

Prema Ludwigu (58) 1991. čvrstoća mjerena opterećenjem pod kutem od 30° iznosi za Empress keramiku 335 N, a za Dicor 253 N. Čvrstoća pod osovinskom opterećenjem za Empress keramiku iznosi 2180 N, dok za Dicor 1553 N.

Savojna čvrstoća Empress keramike dobivena trotočkastim testom u ispitivanju Seghia i Sorensena (59) iznosi 127 MPa, a vrijednosti istoga testa u istraživanju autora Lehner i Scharer (citao po Ludwigu) iznose 182 MPa. Za Dicor keramiku vrijednost istoga testa po Seghiu i Sorensenu je 125 MPa, a po Lehneru i Schareru 114 MPa.

Pod naprezanjem keramika zadržava svoj oblik, dok se ne priješe određeni prag naprezanja kada veze naglo popuštaju i materijal puca. Zbog svoje krhkosti keramički materijali lošije podnose vlačna i torzijska naprezanja nego tlačna, jer vlačno naprezanje i torzija razvlače rubove pukotina i tako se one šire, a djelovanjem tlaka se zatvaraju (60).

Empress keramika može se upotrijebiti za izradu krunica (61), onleja (62) inleja, i fasete (63).

Osnovni sastav Empress keramike jest ljeđeži:  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{CeO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{BaO}$ ,  $\text{TiO}_2$  u određenim težinskim odnosima različitim za tehniku slojevanja i tehniku bojanja. Tehnika slojevanje ("Schicht" tehnika) indicirana je za krunice na prednjim zubima, na kojima prioritet ima estetski dojam. Krunica se tom tehnikom izradi u reduciranoj obliku u dentinskom materijalu izabrane boje, a zatim se nanose slojevi do njezina konačnog oblika. Tehnika bojanja ("Mal" tehnika) indicirana je za postranične krunice, fasete i inleje,

gdje su prioritet oblik i okluzija kao determinantne funkcije. Tom se tehnikom može postići izvrsna rekonstrukcija okluzijskih odnosa, naravno s prethodno preciznom reprodukcijom na voštanom modelu. Za tu se tehniku kao osnovni materijal rabe valjčici različite transparentcije (T I i II) ili opalescencije (O I i II).

Inleji i fasete zahtijevaju veću transparentciju, dok krunice moraju imati veći kapacitet. Postoji 15 osnovnih nijansa s kojima se može dobiti neograničen broj kombinacija boje. Na raspolaganju je, također, 8 intenzivnih boja za karakteriziranje površine.

Kuhn (64,65) je 1992. proučavao transparentciju inicizalnog brida Empress krunice i zaključio da nedostatak te osobine može nastati kao posljedica pogriješkaka u obradi, lošim pjeskarenjem uložnoga materijala, posebice u području ruba krunice, pri čemu je moguće da ostanu sitne čestice abraziva, zatim pri daljnoj obradi ugljik iz uložnog materijala može promijeniti boju nadomjeska.

Znatne različitosti toga sustava prema klasičnim postupcima u fiksnoj protetici utvrđene su nizom istraživanja (50). Kod potpuno keramičkih sustava translucencija je izražena i omogućuje gotovo savršenu imitaciju prirodnoga zuba, pri čemu je vrlo važna podloga. To znači da se boja prirodnoga zuba mora odrediti prije brušenja, kao bi se boje pravilno slagale do završetka krunice, tj. do konačnog sklada unutar zubnoga niza.

## Zaključak

Staklokeramika sa svoja dva velika sustava Dicor i Empress keramikom daje velike mogućnosti uporabe u stomatologiji. Estetska komponenta, koja je danas vrlo zahtjevna, može se potpuno zadovoljiti tim sustavima i to mnogo lakše nego s konvencionalnim tehnikama i materijalima do sada rabljenim u fiksnoj protetici. Abrazija zuba, koja je bila čest problem keramike napečene na metal, tim je sustavima svedena na minimum zbog vrijednosti tvrdoće sličnoj caklini. Uz ostala naprijed navedena dobra svojstva, može se zaključiti da su ti sustavi svakako terapija izbora u suvremenoj stomatologiji za samostalne krunice, onleje, inleje i fasete, naravno uz dužno poštovanje indikacija i tehnika rada.

## GLASS-CERAMICS IN FIXED PROSTHODONTICS

## Summary

*Glass-ceramic is a polycrystal material produced by controlled crystalization of glass. Due to chemical inertness great mechanical strength, hardness similar to natural enamel, little degree of growing during the process satisfactory esthetics, relatively simple application and other physical properties, this material offers great possibilities for use in prosthodontics.*

*The Dicor system belongs to the group of castable glass-ceramics with controlled growth of crystal within the amorphous glass matrix which appear during the additional process of ceramisation. Empress ceramic is a pressed glass ceramic in which leucite crystals are already present in the glass matrix. Both ceramic systems are considered to be of high quality reconstructive materials, indicated for reconstruction of crowns, inlay and onlay, while bridges have not yet been clinically accepted.*

**Key words:** *glass-ceramics, Dicor ceramics, Empress ceramics.*

Adresa za dopisivanje:  
Address for correspondence:

Dr.sc. Ketij Mehulić  
Zavod za fiksnu protetiku  
Stomatološki fakultet  
Gundulićeva 5  
10000 Zagreb  
Hrvatska

## Literatura

1. RICHTER W. Erfahrungen mit keramik-Facetten und Atz-Klebe-Tehnik ZWR 1986;95:806-810.
2. MEERBEEK BV, INOKOSHI S, WILLEMS G, NO-ACK MJ. Marginal adaptation of four tooth-coloured inlays systems *in vivo*. J Dent 1992;20:18-26.
3. ANUSAVICE KJ. Recent Developements is Restorative Dental ceramics. Dent Am Assoc 1993;124:72-84.
4. WEINKART P. Werkstoffkunde fuer Zahnärzte. Muenchen: C Hanser Verlag; 1966.
5. DUCKEYNE P, LEMONS JE. Bioceramics: Material Characteristics versus *in vivo* Behaviour. New York: The New York Academy of Science, 1988.
6. ANUSAVICE KJ. Degradability of Dental Ceramics. Adv Dent Res 1992;61:527-531.
7. EICHNER K. Laitfaden zahnaertztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Heidelberg: A Huething V, 1974.
8. CRAIG RG, O'BRIEN WJ, POWERS JM. Dental Materials. Properties and manipulation. St. Louis-Toronto-London: CV Mosby Co., 1983;288-295.
9. VOSS R, MEINERS H. Fortschritte der Zahnaertztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Muenchen: C Hanser Verlag, 1984.
10. GROSSMAN DG. Processing a dental ceramic by casting methods. Ceramic Eng Sci Proc 1985;6-19.
11. SIEBERT GK. Dentallegierungen in der zahnaertztlichen Prothetik. Muenchen-Wien: Hauser, 1989.
12. MORRIS HF, MANZ M, STOFFER W, WEIR D. Casting Alloys: The materials and "the Clinical Effects". Adv Dent Res 1992;6:28-31.
13. SUVIN M, KOSOVEL Z. Fiksna protetika, Zagreb: Školska knjiga, 1987.
14. Mc LEAN JW. Ceramics in clinical dentistry. Br Dent J 1988;12:164-187.
15. JACOBI R, SHILLINGBURG HT, DUNCANSON MG. A comparison of the abrasiveness of six ceramics surfaces and gold. J Prosthet Dent 1991;66:303-309.
16. KINGERY WD, VANDIVER PB. Ceramic masterpieces. Art, structure, technology. New York: The Free Press, 1986;7-36.
17. KREJCI I, KREJCI D, LUTZ F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1,5 years. Quintessence In 1992;23:181-186.
18. STRUB JR. Potpuni keramički sustavi. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:566-571.
19. ADAIR PJ, GROSSMAN DG. The castable ceramic crown. Int J Periodontol Rest Dent 1984;4:3-6.
20. ANDERSSON M, ODEN A. A new all-ceramic crown. Acta Odontol Scand 1993;51:59-64.
21. ANUSAVICE KJ, HOJJATIE B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behaviour of

- feldspathic porcelains. *J Prosthet Dent* 1991;70:1009-1013.
22. ANUSAVICE KJ, SHEN C, VERMOST B, CHOW B. Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. *Dent Mater* 1992;8:149-152.
  23. BAN S, ANUSAVICE KJ. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res* 1990;69:1791-1799.
  24. MOFFA JP. Porcelain Materials. *Adv Dent Res* 1988;1:3-6.
  25. CAHOON HP, CHRISTENSEN CJ. Sintering and grain growth of (-alumina. *J Am Ceram Soc* 1956;39:337-344. Gudbrand Q. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontol Scand* 1988;46:314-322.
  26. SKINNER EW. The science of Dental materials. Philadelphia-London: WB Saunders Co., 1954;169-179.
  27. CAMPBELL SD. A comparative strength study ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. *J Prosthet* 1989;62:476-479.
  28. SEGHI RR, DAHER T, CAPUTO A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater* 1990;6:181-184.
  29. OILO G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontol Scand* 1988;46:313-322.
  30. ANDERSSON M, ODEN A. A new all-ceramic crown. *Acta Odontol Scand* 1993;51:59-64.
  31. WARD MT, TATE WH, POWERS JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent* 1995;20:106-110.
  32. KERN M, SCHWARZBACK W, STRUB JR. Stability of all-porcelain bonded fixed restorations with different designs. an *in vitro* study. *J Prosthodont* 1992;5:108-113.
  33. TIMOSHENKO S. Theory of plates and shells. New York: McGraw-Hill, 1959.
  34. VINERS RF, SEMMELMAN JO, LEE PW, FONVILLE FD. Mechanism involved in Securing Dense, Vitrified Ceramics from Preshaped Party Crystalline Bodies. *J Am Cer Soc* 1958;41:304-309.
  35. MILLER A, LONG J, MILLER B, COLE J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;68:38-41.
  36. HINRICHS RE, BOWLES WF, HUGET EF. Apparent density and tensile strength of materials for facially butted porcelain margins. *J Prosthet Dent* 1990;63:403-407.
  37. MAYLOR WP, MUNOZ CA, GOODACRE CJ, SWARTZ ML, MOORE BK. The effect of surface treatment on the Knoop hardness of Dicor. *Int J Prosthodont* 1991;4:147-151.
  38. MARUYAMA T, KOH N, HINO T, MIYAUCHI S. Clinical use of a new castable glass ceramic material. *Int J Prosthodont* 1991;4:138-146.
  39. Anonymous. Corning develops new ceramic material. *Am Ceram Soc Bull* 1957;36:279-280.
  40. KERN M, KNODE H, STRUB JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int* 1991;22:257-262.
  41. GELLER W, KWIATKOWSKI SJ. The Willys glass crown: a new solution in the dark and shadowed zones of esthetic porcelain restorations. *Quint Dent Tech* 1987;11:233-242.
  42. DONG JK, LUTHY H, WOHLWEND A, SCHARER P. Heat-press ceramics technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5:9-16.
  43. WOHLWEND A, STRUB JR, SOHORES P. Metal Ceramic and All-Porcelain restorations.: Current Considerations. *Int J Prosthet* 1989;2:13-26.
  44. LANG SA, STARR CB. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1992;67:590-594.
  45. SPIEKERMAN H, MEIER M, RICHTER EJ, KUPPER H. Klinische Befunde bei Kronen aus Dicor-Glaskeramik. *Dtsch Zahnartzl Z* 1992;47:610-614.
  46. HOLMES JR. Marginal fit of castable ceramic Dicor (Master of Science Thesis), Chapel Hill: Department of Prosthodontics, University North Carolina, 1986.
  47. SORENSEN JA, ENGELMAN MJ, TORRES TJ, AVERA SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont* 1991;4:17-23.
  48. DAVIS DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1988;59:12-26.
  49. HUMMERT T, BARGHI H, BERRY T. Postcementation marginal fit of a new ceramic foil crown system. *J Prosthet Dent* 1992;68:766-770.
  50. KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
  51. HUNG SH, HUNG KS, EICK JD, CHAPPEL RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1990;63:26-31.
  52. DEGRANGE M. Coronal filling biomaterials. Criteria for selection. *Real Clin* 1990;1:9-26.
  53. Participants of CSP No. 147/242, Morris HF. Department of Veterans Affairs Cooperative Studies Project No. 242. Quantitative and qualitative evaluation of the marginal fit of cast ceramic, porcelain-shoulder, and cast metal full crown margins. *J Prosthet Dent* 1992;67:198-204.
  54. HOLMES JR, SULIK WD, HOLLAND GA, BAYNE SC. Marginal fit of castableceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;67:594-599.
  55. SADOUN M, ASMUSSEN E. Bonding of resin cements to an alumina ceramic: a new surface treatment. *Dent Mater* 1994;10:185-189.

56. BEHAM G. IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie. ZWR 1991;6:404-408.
57. Anonymus. Erfahrungen mit der Empress-Keramik die Herstellung von Inlay-und Onlayersatz. Dental Labor 1992;40:67-74.
58. LUDWIG K. Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen. Dental Labor 1991;5. Posebno izdanje.
59. SEGHI RR, SORENSEN JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995;8:239-246.
60. LENZ J, FRANZ G, KERTSCHIK M, SCHULZE-LUCKOW K, WEGNER H. Torison test for determination of shear bond strength of metal and ceramic. Phillip J 1990;7:31-38.
61. YOSHINARI M, DERAND T. Fracture Strength of All-Ceramic Crowns. Int J Prosthodont 1994;7:329-338,357.
62. Redaktion "dental-labor". Erfahrungen mit der Empress-Keramik die Herstellung von Inlay-und Onlayersatz. Dental Labor 1992;1:67-74.
63. DORFER C, MAYER T, PINTADO MR, DOUGLAS WH. *In-vitro*-wear of Marginal Areas of Empress-Inlays with Different Fitting Quality. J Dent Res 1994;73:371-374.
64. KÜHN T. Eine Gegenüberstellung zweier vollkeramischer Systeme. Teil1: Optec-hsp kontra IPS-Empress. Dental Labor 1992;8:1329-1334.
65. KÜHN T. Eine Gegenüberstellung zweier vollkeramischer Systeme. Teil2: Optec-hsp kontra IPS-Empress. Dental Labor 1992;9:1479-1483.