

Staklokeramika

Ketij Mehulić

Zavod za stomatološku
protetiku Stomatološkog
fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Sažetak

Staklokeramika je polikristalni materijal koji nastaje kontroliranom kristalizacijom stakla. Tijekom kontrolirane, upravljane kristalizacije stakla nastaje dvofazni materijal; kristali i amorfna staklena matrica. Nastanak kristala, veličine nekoliko mikrometara, događa se kod postupka temperiranja sveukupnoga volumena stakla, stvaranjem klica i rastom kristala. Klice su ili latentno postojeće u staklu ili se dodaju kao netopljiv materijal u fino dispergiranoj podjeli mješavine (staklenej amorfnjoj masi). Postoje sustavi staklokeramike za laboratorijsku izvedbu i za strojno glodanje gotovih keramičkih blokica. Iskorištavanjem postupka lijevanja i vrućega tlačenja staklokeramike dobili su se materijali s izvrsnim mehaničkim i estetskim svojstvima za izradbu ne samo pojedinačnih krunica, inlaya, onlaya već i tročlanih mostova.

Ključne riječi: *staklokeramika, svojstva, indikacije.*

Acta Stomat Croat
2005; 477-481

PREGLEDNI RAD
Primljeno: 16. studenoga 2005.

Adresa za dopisivanje:

Ketij Mehulić
Zavod za stomatološku
protetiku
Stomatološki fakultet
Gundulićeva 5, 10000 Zagreb
Tel. 385 (0)1 4802112
e-mail: mehulic@sfzg.hr

Uvod

Staklokeramika je još jedan sustav u estetsko-me zbrinjavanju protetskih pacijenata, a bez metalne konstrukcije koja je bila nužna kao potpora do tada izrazito krhkoj keramici. Poseban je problem bila sanacija lateralnog segmenta zubnoga niza kod kojih su opterećenja izrazita.

Staklokeramika je nastala razvojem silikatne kemije, dobivanjem i razvojem stakla i njegove tehnologije. Staklo je kruta talina alkalijskih silikata, bogatih kremičnom kiselinom koja u sebi sadržava još jednu bazu, pa se prema toj bazi dijele na: natrijsko-kalcijsko, kalijsko-kalcijsko, aluminijsko staklo, a unošenjem različitih oksida u mineralnu staklenu talinu dobivaju se cinkova, baritna, borosilikatna i druga stakla. Kako bi se dobilo staklo koje odgovara određenim zahtjevima pojedini sastojci staklene smjese moraju biti u određenom količinskom odnosu. Sastavni se dijelovi smjese

tale, međusobno kemijski reagiraju i otapaju. Primarni proces svake upravljane kristalizacije u staklu jest razdvajanje mikrofaza. Nakon taljenja, talina se boji dodavanjem malih količina metalnih oksida, a ponekad (za upotrebu u stomatologiji) potrebno je i zamućenje te se dodaju oksidi kositra, cirkonija i dr., koji se u staklenoj masi izlučuju u obliku finih kristaliničnih čestica. Takvom kontroliranom kristalizacijom nastale su različite vrste staklokeramika. Neke od njih rabe se u medicini, poput: apatitno-mulitne (1), fluoroapatitne (2), litijeve staklokeramike (3), bioaktivno staklo (4,5), i druge. Za njezino otkriće zaslužan je Mc Cullock (1968.), a Stookey, (1974.) prvi ju je pokušao upotrijebiti kao zubni građivni materijal. No bilo je potrebno još dvadesetak godina intenzivnoga razvoja tehnologije materijala da nastanu dovoljno čvrsti sustavi za biološku uporabu. Danas je staklokeramika jedan od najčešće upotrebljivanih sustava potpune keramike. Omogućuje izvrsnu estetiku, daje dobru čvrstoću, osigurava

dugotrajnost nadomjestaka, posebice kada je riječ o onima u prednjem segmentu zubnoga niza. Uporaba tih materijala u postraničnom segmentu pokazala je stanovite granice. Za eliminaciju tih granica bilo je potrebno pronaći uzroke zbog kojih materijal puca pod većim opterećenjem kakvo postoji u žvačnome centru. Istraživanja u posljednja četiri desetljeća bila su usmjerena na poboljšanje čvrstoće i žilavosti, tj. modula elastičnosti. Istraživanje kliničkoga neuspjeha pokazuje da 90% pogrešaka nastaje zbog naprezanja (6,7). Naprezanja nastaju zbog razlike u koeficijentima termičke rastezljivosti kristala i amorfne matrice, te naprezanja koja nastaju zbog razlike u koeficijentima termičke rastezljivosti između jezgrenog i fasetnog materijala u dvoslojnim sustavima. Naprezanja nastaju ispod i na samom spoju tih dvaju materijala, zbog čega će nastati napuknuća koja će, ako se prošire do površine, biti uzrokom puknuću fragmenta keramike (8). Znači da je kritično naprezanje na veznoj površini nadomjestka, a ne na funkcijskoj. Drugi veliki problem čini porozitet koji također može biti inicijalno mjesto za nastanak napuknuća, a pod opterećenjem i propagacije tih napuknuća te konačno loma nadomjestka. Veća čvrstoća staklokeramike se postigla: određenom kristalnom fazom, nadzorom rasta i distribucije kristala, onemogućavanjem nastanka napuknuća (dodatnim žarenjem ili tlačenjem), skretanjem ili premošćavanjem napuknuća, te smanjenjem količine poroziteta (vacuum). Ujedno je važno istaknuti važnost preciznoga, strogo kontroliranoga tehnološkog postupka u zubotehničkom laboratoriju, i za vrijeme same izradbe i tijekom obradbe nadomjestka. Završna obradba površine osobito je važna u funkcijskoj trajnosti, posebice kada je riječ o tribološkim svojstvima nekog materijala. Nužna je i svakodnevna kontrola cijeloga uređaja. Taskonak (8) tvrdi da veća čvrstoća i žilavost u dvoslojnih keramičkih sustava nastaje zbog kristalizacije u fasetnome sloju, što očvršćuje sam fasetni sloj, zatim zbog kompresivnog rezidualnog naprezanja udruženo s termičkom ekspanzijskom anizotropijom, te zbog kompresivno rezidualnog naprezanja uzrokovanog viskozno elastičnom strukturalnom relaksacijom. U kiselom miljeu ili kod hidrolize hidroksilni i fluorovi ioni se polariziraju što materijal čini otpornijim. Tako se u usnoj šupljini stvara si-hidroksilni sloj koji zatvara mikrooštećenja i povećava čvrstoću tih materijala.

Staklokeramiku razlikujemo na onu za;

- laboratorijsku izradbu (npr. Dicor, Dentsply International, York, IPS Empress, Ivoclar Schaan Liechtenstein) i
- strojnu izradbu (npr. Dicor MGC).

Staklokeramika za laboratorijski tijek dijeli se na:

- ljevljivu, iskorištava tehniku izgaranja voska i centrifugalno lijevanje nadomjestaka (Dicor)
- tlačenu, iskorištava postupak vrućeg tlačenja, IPS Empress 1, IPS Empress 2, i eksperimentalna Empress.

Ljevljiva staklokeramika

Prvi ju je put opisao Grossman godine 1970. (Nicor staklo), a upotrijebio u fiksnoj protetici Stokkey godine 1974.. Sastoji se od kristala tetrasilicij fluorova tinjca ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$) i amorfne staklene matrice. Kristali su fleksibilni, slični ploči, stoga je Dicor otporan na pucanje. Kristali djeluju na difrakciju i zbog toga na apsorpciju boje svoje okoline pa nastaje kameleon učinak. Rubna pukotina u laboratorijskim ispitivanjima je 10-65 μm , no te je vrijednosti teško postići *in vivo* (36-85 μm) (9). Denry 2005. (10) uspoređuje laboratorijski (Dicor) od strojno rađene krunice (Dicor MGC) te dobiva veće vrijednosti žilavosti (1,96 MPa) kod laboratorijski izrađene krunice. Tinschert 2005. (11) tvrdi da strojna staklokeramika pokazuje manje varijacije i odstupanja od vrijednosti čvrstoće od onih izrađenih u laboratoriju. Industrijski dobiveni blokovi za tehniku glodanja strukturalno su postojaniji, premda tijekom same tehnike izvođenja mogu nastati napuknuća koja mogu kompromitirati materijal i nadomjestak.

Tlačena staklokeramika

Gotovo istodobno s postupkom lijevanja prihvaćen je i postupak vrućega prešanja staklokeramike, koji je u suradnji s tvornicom "Ivoclar" razvijen do kliničke uporabe. Prvi put ju je opisao Wohlwend.

IPS Empress 1 (E1) - leucitima ojačana staklokeramika ($KAlSi_2O_6$), udio kristala (veličine 1,7 μm)

je oko 35% volumena. Ojačanje je postignuto zbog razlike u koeficijentima termičke rastezljivosti leucita i staklene matrice. U kristalima postoji (nešto veće) tlačno naprezanje, a unutar matrice vlačno naprezanje. Zbog toga nastaje pretvorba visokih, kubičnih leucita u tetragonalne leucite, a u cijelome materijalu postoji blaga kompresija.

IPS Empress 2 (E2) ima litij disilikatnu jezgru ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Na periferiji glavne kristalne faze nalaze se kristali litijeva fosfata. Ukupni je udio kristala oko 60% volumena. Za slojevanje se upotrebljava apatitna staklokeramika. Kristalna faza postoji od početka, za razliku od Dicora kod kojega se stvara u naknadnome procesu keramiziranja. Litijevi su disilikatni kristali nakon postupka tlačenja elongirani, dužine 5,2 μm . Povećanje udjela kristalne sastavnice tvori zbijenu, gustu, zaključanu mikrostrukturnu sliku, što znatno pridonosi čvrstoći i žilavosti a ne utječe bitno na opacitet materijala (12). E1 i E2 su dva različita materijala. E1 ima iste vrijednosti žilavosti prije i poslije tlačenja. E2 ima vrijednosti žilavosti različite, što je u svezi s promjenom položaja litijevih disilikata tijekom tlačenja. Cattell je 2005. (13) ispitivao broj poroziteta nakon osnovnog i dodatnog tlačenja oba Empress materijala te zaključio da u dodatnom tlačenju izrazito rastu kristali litij disilikati (Empress 2), a smanjuje se količina i veličina pora u oba materijala.

Razvijene su dvije tehnike rada za oba Empress materijala: tehnika slojevanja za izradbu krunica u prednjem segmentu zubnoga niza, a E2 i za tročlane mostove distalno do drugoga premolara; tehnika bojenja za izradbu krunica u postraničnom segmentu, ljuski, onlay, onlay-a. Empress 2 ima bolja mehanička svojstva od Empress 1, homogenije je strukture, termičkih i triboloških svojstava sličnih caklini, bolje rubne prilagodbe (16 μm) (3). Tehnika slojevanja E2 jezgrenoga materijala ima savojnu čvrstoću 440 MPa. Pagniano 2005. (14) tvrdi da je E2 još za 75% čvršći u praksi. Žilavost je 3,1 MPa. Materijal za tehniku bojenja E2 ima savojnu čvrstoću 120 MPa.

Ekperimentalna Empress ima sastav sličan E2, savojna čvrstoća 352-600 MPa, (čime se približio In Ceramu, do sada najčvršćoj potpunoj keramici), žilavost 2,7-4,49 MPa. Dužine zrna te keramike su različite: srednja su 3,4 μm , mala zrna 1-4 μm , sferna zrna 1 μm , te najznačajnija elongirana zrna duži-

ne 10-12 i širine 2,5-4 μm . Isgro 2005. (15) uspoređuje kontrakciju E1, E2 i eksperimentalne E3 nakon višestrukoga pečenja te pronalazi E2 i E3 stabilnijima od E1. Luo 2005. (16) zaključuje da je izrazita čvrstoća E2 i E3 postignuta finim litijevim disilikatnim kristalima, zatim zaključanom mikrostrukturom i skretanjem napuklina.

Pričvršćenje nadomjestaka

Bolji vezni postupci rezultiraju boljom estetikom, potrebom za manjim brušenjem zuba, te osiguravaju bolje rubno zatvaranje krunice. Briga oko retencije i rezistencije nužne kod cementiranja konvencionalnim cementima vrsnijim postupcima i materijalima je manja. Materijali i postupci za pričvršćenje nadomjestaka mogu biti pasivni, tako da samo mehanički ispune prostor između nadomjestka i uporišnoga zuba, ili mogu biti aktivni te stvoriti mehaničku i kemijsku vezu između zuba i krunice (17). S pomoću takvih postupaka može se izbjeći brušenje svih ploha zuba, a trajnost određenih nadomjestaka, poput inlay mostova, produžiti. Pravilan tijek postupka pričvršćenja iznimno je važan za uspješnost cijele terapije. Jetkanjem se stvara hrapava površina i potkopana područja koja omogućavaju brtvljenje između cementa i zuba. Nagai 2005. (3) preporučuje jetkati nadomjestke izrađene od Empress keramike hidrofluornom kiselinom, a ne fosfornom. Može se upotrijebiti i ammonium biflorid. Većina potpuno keramičkih nadomjestaka mora biti jetkana te vezana na kondicioniranu površinu batrljka. Variolink II je proizveden istodobno kad i Empress 2. Ti se nadomjesci cementiraju adhezivno, Variolink 2 sustavom (Vivadent) ili Cem Kit (Ivoclar). Samo tehnika slojevanja E2 može bit cementirana stakloionomernim cementima. Provedeno je niz istraživanja o utjecaju trajnosti staklokeramičkih nadomjestaka o vrsti odabranoga cementa. Kondicioniranje poboljšava kakvoću veze, jer nastaje kondenzacija između SiO_2 u keramici i trimetoxil grupa u silan primeru, a ujedno se poboljšava vlaženje keramičke površine. Burke 2005 (17) upozorava na vlažnost podloge koja može uzrokovati nastanak napuknuća. Malament 2001. (18) uspoređuje trajnost Dicor krunica cementiranih cinkfosfatnim i stakloionomernim cementom te dokazuje da su dugotrajnije ove potonje. Rosenstiel 1993.,

Shehab 1995., Groten 1997., i Fleming 2003. ističu porast vrijednosti savojne čvrstoće kod krunica trajno pričvršćenih kompozitnim veznim sredstvima (19). Pagniano 2005. (14) preporučuje debljinu tih veznih sredstava 0,09-0,14 μ m. Sobrinho 1998. (20) isključuje druge cemente osim Variolinka 2 za pričvršćenje nadomjestaka izrađenih od E 2. Time se slaže i Bookhan 2005. (21). No ipak, zbog različitosti podataka o pričvršćenju staklokeramičkih nadomjestaka uporabom različitih pričvršnih sredstava te zbog različitosti i neujednačenosti provedbe ispitivanja, ostaje stanovita rezerva.

Trajnost staklokeramičkih nadomjestaka

Ovisi o mehaničkim svojstvima (determinirana su sastavom i mikrostrukturom materijala), tijekom izradbe u zubotehničkom laboratoriju, o kakvoći obradbe površine nadomjestka, veznome sredstvu i kakvoći provedenoga postupka (oprez na ranije skladištenje - prerano starenje materijala), stupnju higijene te o čestoti kontrolnih pregleda. Komplikacije: mogu se razlikovati rane i one nakon nekoliko godina. Najčešće nastaje: puknuće nadomjestka, manjkavo rubno zatvaranje (van Dijken tvrdi da više ovisi o umješnosti tehničara nego o vrsti materijala), sekundarni karijes, popuštanje veznoga sredstva (22). Demirel 2005. (23) ispituje utjecaj topikalne fluoridacije i limunske kiseline (2%) na Empress nadomjestke laboratorijski simulirajući dvogodišnju upotrebu. Zaključuje da je nastalo znatno nagrizanje glazirane površine nadomjestka. Zimmer 2004. (24) proučava trajnost E2 nakon 3 godine: sve su krunice zadovoljile (100% uspješnost), mostovi 72,4%. Chadwick 2004. (12) ispituje nakon 7 godina. 92% krunica bilo je u klinički zadovoljavajućem stanju, od toga 99% u razdoblju do 3,5 godine. Inlay, onlay 96% za 4,5 godina, a 91% za 7 godina, uzrok pucaanje. Kramer 2005. (25) ispituje nakon 8 godina te utvrđuje 92% inlaya uspješnim.

Zaključak

Fiksni nadomjestci izrađeni iz staklokeramike mogu se uspješno uporabiti za sanaciju pojedinačnim krunicama, inlayima, onlayima te tročlanim mostovima. Ti materijali pokazuju dobra mehanička svojstva i izvršnu estetiku.

Literatura

- FATHI H, JOHNSON A, VAN NOORT R, WARD JM. The influence of calcium fluoride (CaF_2) on biaxial flexural strength of apatite-mullite glass-ceramic materials. *Dent Mater* 2005; 21(9): 846-51.
- LORRISON JC, DALGARNO KW, WOOD DJ. Processing of an apatite-mullite glass-ceramics and an hydroxyapatite/phosphate glass composite by selective laser sintering. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16(8): 775-81.
- NAGAI T, KAWAMOTO Y, KAKEHASHI Y, MATSUMURA H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehab* 2005; 32: 598-605.
- DENRY IL, HOLLOWAY JA, NAKKULA RJ, WALTERS JD. Effect of niobium content on the microstructure and thermal properties of fluorapatite glass-ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 75(1): 18-24.
- KRAJEWSKI A, RAVAGLIOLI A, TINTI A, TADDEI P, MAZZOCCHI M, MARTINETTI R, FAGNANO C, FINI M. Comparison between the *in vitro* surface transformations of AP40 and RKKP bioactive glasses. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16(2): 119-28.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP, SWAIN WV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Mater* 2004; 20: 441-8.
- ALBAKRY M, GUAZZATO M, SWAIN WV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 15(1): 99-107.
- TASKONAK B, MECHOLSKY J, ANUSAVICE KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomater* 2005; 26: 3235-41.
- GOLDIN EB, BOYD III NW, GOLDSTEIN GR, HITTELMAN EL, THOMPSON VP. Marginal fit of leucite-glass presable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 2005; 93(2): 143-7.
- DENRY IL, HOLLOWAY JA. Effect of heat pressing on the mechanical properties of a mica-based glass-ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 15(1): 37-42.
- TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, ANUSAVICE KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, mica, and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28(7): 529-35.
- CHADWICK B. Good short-term survival of IPS Empress crowns. *Evid Based Dent* 2004; 5(3): 73. Comment on: *J Can Dent Assoc* 2002; 68(4): 233-7.
- CATTELL MJ, CHADWICK TC, KNOWLES JC, CLARKE RL. The crystallization of an aluminosilicate glass in the $\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$ system. *Dent Mater* 2005; 21(9): 811-22.
- PAGNIANO RP, SEGHI RR, ROSENSTIEL SF, WANG R, KATSUBE N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 93(5): 459-66.

15. ISGRO G, KLEVERLAAN CJ, WANG H, FEILZER AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent Mater* 2005; 21(6): 557-64
16. LUO XP, WATTS DC, WILSON NH, SILSONS N, CHENG YQ. Microstructure and mechanical property of a new IPS Empress 2 dental glass-ceramic. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2005; 40(2): 147-9.
17. BURKE FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update* 2005; 32(5): 251-4, 257-8, 260.
18. MALAMENT KA, SOCRANSKY SS, THOMPSON V, REKOW D. Survival of glass-ceramics and involved clinical risk: variables affecting long term survival. *Prac Proced Aesthet Dent* 2003; Suppl: 5-11.
19. ATTIA A, KERN MK. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 551-6.
20. SOBRINHO JC, CATTELL MJ, KNOWLES JC. Fracture strength of all-ceramic crowns. *J Mater Sci Mater Med* 1998; 9(19): 555-9.
21. BOOKHAN V, ESSOP AR, DU PREEZ IC. The bonding effectiveness of five luting resin cements to the IPS Empress 2 all ceramic system. *Sadj*. 2005; 60(3): 103-7.
22. VAN DIJKEN J. All-ceramic Restorations: Classification and Clinical Evaluations. *Compendium*. 1999; 20(12): 1115-34.
23. DEMIREL F, YUKSEL G, MUHTAROGULLARI M, CEKIC C. Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodont Restor Dent* 2005; 25(3): 277-81.
24. ZIMMER D, GERDS T, STRUB JR. Survival rate of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and bridges: three years results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004; 114(2): 115-9.
25. KRAMER N, FRANKENBERGER R. Clinical Performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 2005; 21: 262-71.