

Kjetil Reisegg, Christian Schriwer og Marit Øilo

Zirkonia som dentalt keram

Zirkonia vert stadig meir vanleg i odontologisk bruk. Det er langt sterkare enn andre dentale keram og kan brukast i staden for metall på stadig fleir indikasjonar. Denne artikkelen gjev ein oversikt over zirkonia som dentalt keram og tek føre seg korleis materialet er modifisert i seinare år for å oppnå best mogleg fysiske og estetiske eigenskapar. Bruk, moglegheiter og avgrensingar vert diskutert.

Zirkonium (Zr) er eit grunnstoff. Det er eit metall, gråkvitt på farge, mjukt og formbart. Zirkonium vert aldri nytta i odontologien i rein form (1–3). Ein finn det derimot i zirkoniumdioksid (ZrO_2). Denne kjemiske sambindinga vert kalla zirkonia og er eit keramisk materiale. Her vert dei ulike atoma fastlåste i høve til kvarandre med kovalente bindingar og ionebindingar i eit spesielt nettverk eller krystallstruktur. Dette vert oppnådd ved sintring av pulver til fast form ved høgt trykk og høg temperatur. Zirkonia i rein form finst i tre ulike variantar (figur 1). I romtemperatur har det ein monoklin krystallstruktur (3, 4). Denne strukturen er sprø, svak og ueigna til dental bruk. Ved oppvarming under trykk til over $1170^\circ C$ skjer ei omdanning til tetragonal krystallstruktur. Ved ytterlegare oppvarming mot og over $2370^\circ C$ inneheld strukturen meir kubisk struktur. Om ein ikkje gjer anna enn å varma opp materialet, vil strukturen gå tilbake til monoklin form under nedkjøling. Med denne endringa følgjer også ein ekspansjon på 3–4 %, noko som gjer materialet ustabil. Det kan sprekkast opp i småbitar. Tilsetjing av stabilisator, til dømes kalsiumoksid (CaO), ceriumoksid (CeO_2), magnesiu-

moksid (MgO , også kalla magnesia) eller yttriumoksid (Y_2O_3 , også kalla yttria) vil stabilisera materialet og hindra omdanning ved nedkjøling. Det vil dermed kunne behalda sin ønskelege tetragonale struktur, sjølv i romtemperatur. Yttria er mykje nytta i dentale keram, derav namnet yttriastabilisert tetragonal zirkonia polykrystall (Y-TZP).

Y-TZP og sprekkstoppeffekten

Ein spesiell eigenskap med Y-TZP er at det har ein «sprekkstoppeffekt». Dersom det oppstår ein sprekk i materialet, vil denne kunne avgrensa seg sjølv. Dette skjer ved at materialet går frå tetragonal til monoklin form i området rundt sprekkspissen. Med denne transformasjonen skjer også ein liten volumekspansjon av molekyla, noko som stabiliserer området ved å auka presset rundt sprekkspissen. Det auka presset hindrar sprekkene i å utvikla seg vidare. Det er uvisst om dimensjonen på dentale konstruksjonar er stor nok til at sprekkstoppeffekten slår inn.

Y-TZP sine estetiske eigenskapar

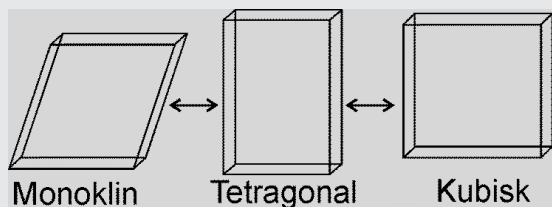
Y-TZP er kvitleg og opakt, noko som kan få dentale restaureringar til å framstå som lite livaktige. Difor er det utvikla dentale zirkoniaprodukt med høgare translusens, ofte kalt «anteriør» zirkonia (5, 6). Dette oppnår ein ved å auka temperaturen i sintringsprosessen. Slik får ein større krystallkorn, større del krystallar med kubisk form og færre porer i materialet. Desse tre faktorane bidreg alle til auka translusens. Diverre

Forfattere

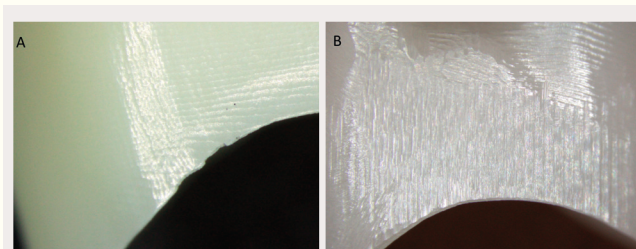
Kjetil Reisegg, instruktørtannlege. Institutt for klinisk odontologi, Det medisinsk-odontologiske fakultet, Universitetet i Bergen
Christian Schriwer, tannlege, spesialist i oral protetik, ph.d.-kandidat. Institutt for klinisk odontologi, Det medisinsk-odontologiske fakultet, Universitetet i Bergen
Marit Øilo, tannlege, ph.d., spesialist i oral protetik, førsteamanuensis. Institutt for klinisk odontologi, Det medisinsk-odontologiske fakultet, Universitetet i Bergen

Hovedbudskap

- Zirkonia er veileigna til bruk i kroner og små til middels store bruer.
- Nye zirkoniamaterial er betre tilpassa dei estetiske krava til tannerstatningar enn fyrste generasjon zirkonia.
- Full-konturdesign kan være ein tannsparande måte å restaurera svekka tenner på, med låg risiko for avskaling eller slitasje.
- Auka translusens gjev svakare zirkoniamaterial.



Figur 1. Dei ulike molekylstrukturane zirkonia kan opptre i. Faseendringa frå tetragonal til monoklin krystallstruktur kallast t-m transformasjon. Endringa kan oppstå spontant eller som eit resultat av stress og medfører ei lokal volumendring.

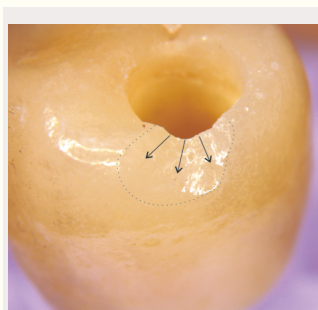


Figur 2. Døme på kronekantar på fullkontur zirkoniakroner frå ulike produsentar. Ein ser tydeleg spora frå fresinga på restaureringane. A) Mjukmaskinert Y-TZP materiale med tydelege kantdefektar frå fresinga B) Eit hardmaskinert og HIP'et Y-TZP-materiale med få eller ingen kantdefektar.

gjer større del kubiske krystallar også at materialet vert meir ustabil, noko som igjen krev auka mengd stabilisator (yttria) (7, 8). Dette går ut over brotstyrken til materialet, mellom anna ved å minska evna til sprekkstoppeffekt. Brotstyrken på dei nye, translusente produkta varierer frå 700–1000 MPa avhengig av produkt og produsent (8), mot 1200–1400 MPa på tradisjonell zirkonia. Ytterlegare estetisk forbetring oppnår ein ved å endra grunnfargen på zirkoniamaterialet. Dette skjer ved å infiltrera materialet med ulike fargeoksid i fargebad før ferdigsintring. Det er framleis usikkert i kva grad innfarging påverkar styrke og haldbarheit på zirkoniakroner (9, 10).

Low temperature degradation (LTD)

På vegen frå zirkonia-emne til ferdig produkt vert materialet utsett for ei rekke påkjenningar. Det vert maskinfrest, varmebe-



Figur 3. Døme på avskalling av dekk-keram ved randcrista på ei implantatkrone

handla og påbrend dekk-keram. Deretter vert det plassert i ei fuktig munnhole, kor det vert utsett for tyggebelastning og store variasjonar i temperatur og pH. Alt dette kan påverka molekylstrukturen over tid, og ein får det som vert kalla «low temperature degradation» (LTD) og fase-transformasjon frå tetragonal til monoklin struktur (11–13). Yttriastabilisator fø-

rebyggjer denne prosessen. Det er usikkert om bruk av zirkonia utan dekk-keram er meir utsett for LTD eller om dei nye, translusente materiala er mindre motstandsdyktige mot LTD (14–16).

Framstillingsmetodar

I dag vert dei fleste dentale keramiske konstruksjonar framstilt gjennom CAD/CAM-teknikk («computer aided design» og «computer aided manufacturing») altså at ein først designar produktet med digitale program, deretter fresar det i ein automatisert prosess (16, 17). Prosessen varierer noko mellom ulike produkt. Dette er dei to mest vanlege prosessane:

Hardmaskinering

Ved hardmaskinering gjennomgår materialet ein prosess for å oppnå tettast mogleg materialstruktur før det vert frest til endeleg restaurering. Denne prosessen vert kalla «hot isostatic pressing» (HIP'ing) (3). Det føregår ved at pulver eller porøse, delvis sintra utgåver av materialet vert utsett for høgt trykk og varme i ein inert atmosfære av argongass. Trykket vert utøvd likt frå alle kantar. Dette gjev ein struktur tilnærma fritt for porer og andre svakheiter, og det reduserer faren for LTD. Resultatet er eit svært sterkt materiale. Ulempa er at materialet er tungt å maskinfresa, med lang arbeidstid, slitasje på verktøyet og dermed høg pris som resultat.

Mjukmaskinering

Dette går ut på å først maskinfresa materialet i delvis sintra tilstand. Ettersom materialet då vil vera meir porøst, nesten krittaktig, vil det vera lettare å arbeida med. Etter fresing må det gjennomgå sluttsintring, med varme- og trykkbehandling ved 1350–1550°C. Det går då frå porøs til tett struktur. Samstundes krympar det om lag 20%, noko det er tatt høgde for i utformingsprogrammet.

Det vert hevda at hardmaskinering er ei tøff påkjenning som kan gje mikrosprekkar og såleis svekka materialet (18, 19). På den andre sida vert det hevda at mjukmaskinering vil gje dårlegare marginal tilslutning og lågare materialstyrke (figur 2). Førebels er det ikkje gjort tilstrekkeleg forskning til å underbygga den eine eller andre påstanden.

3D-printing (additiv teknologi)

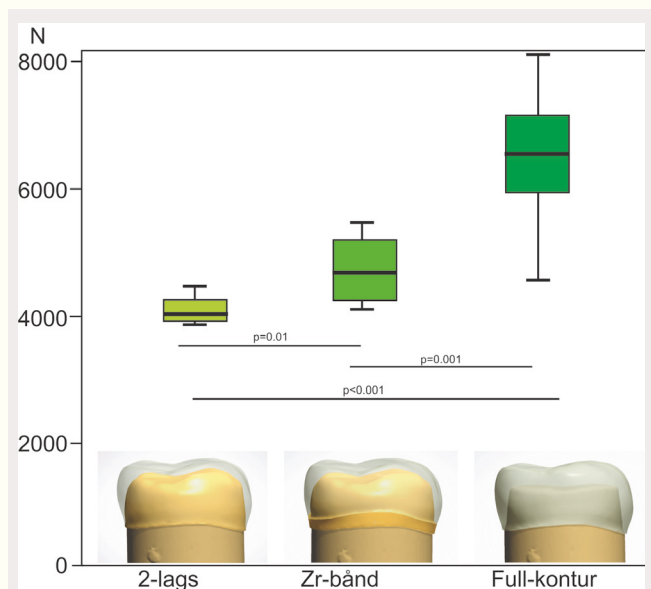
Additiv framstilling (3D printing) av keram til dentale kroner og bruer er under utprøving, men er førebels dårleg dokumentert (20, 21). Truleg vil ein kunne 3D-printa ei porøs krystallinsk restaurering og sidan infiltrera denne med flytande glass eller resin. Additive teknikkar for framstilling av bioaktivt keram til beinrekonstruksjon, «scaffolds», er rimeleg vellukka (22). Det er ein kompleks prosess å formgje keramisk pulver med additive teknikkar, og dermed svært komplisert å forma dei presist nok for vårt bruk. Likevel kan ein forventa at desse problema vil kunne løysast i nær framtid. Additive teknikkar kan redusera materialkostnad, materialsvinn og produksjonstid betydeleg.

Kronedesign; tradisjonelle 2-lagskroner og fullkonturkroner

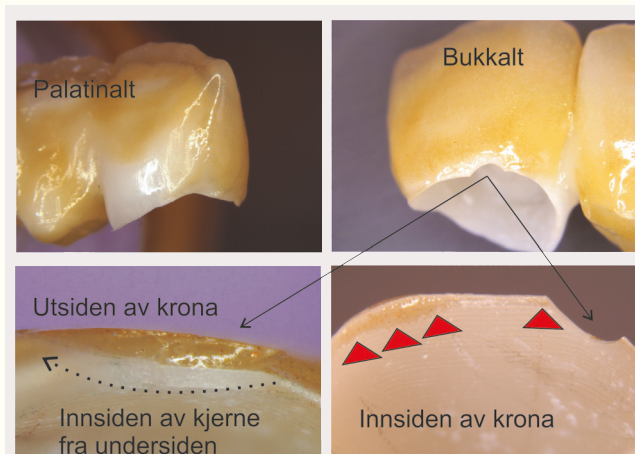
Tidlege utgåver av CAD/CAM-programvaren hadde avgrensa moglegheit for varierende tjukkeleik på kjernekeramet. Resultatet vart at dekk-keramet ikkje vart tilstrekkeleg understøtta, noko som gav auka frakturfare (figur 3). Dette var spesielt vanleg ved randrista og store tyggeknuter (23, 24). Sidan er teknologien utvikla vidare og kjernematerialet kan formast svært nøyaktig, med tilstrekkeleg understøtting og meir uniform tjukkeleik på dekk-keramet. Ein kan også velja vekk heile yttersjiktet og berre nytta kjernemateriale i konstruksjonen. Dette vert gjerne kalla fullkonturkroner eller monolittisk zirkonia (25–27). Deretter kan ein gjera innfarging på overflata for å oppnå meir livaktig og naturleg utsjånad. Ein får ikkje den same estetikken som ved bruk av dekk-keram, men teknikken kan nyttast ved behov for ekstra styrke. Eit anna alternativ er å laga fullkonturdesign i ikkje-synlige område og to-lags design i synlige område. Dette kan gjerast ved å designa krona med rom for ein bukkal fasade, for sidan å leggja dekk-keram her. Sjølv et lite cervikalt band i zirkonia vil gje større styrke på krona enn om dekk-keramet går heilt til kronekanten (figur 4)(25). Dette vil også minska faren for at dekk-keram legg seg på innsida av krona, noko som er eit vanleg problem med 2-lagskroner (figur 5)(28).

Prepareringsutforming for zirkonia

Keram tåler trykkbelastning langt betre enn strekkbelastning. Difor handlar preparering til heilkeramiske restaureringer mykje om å redusera strekkbelastning. Ein prøver å eliminera skarpe overgangar. Incisalkantar og randrista skal vera lett avrunda, men ikkje så mykje at det går ut over motstandsforma. Analysar av kronar som har frakturert i klinisk bruk, viser at brotet som oftast startar cervikalt i kronekanten (28–32). Studiar viser at redusert høgd på dei aksiale veggane fører til auka stressnivå nær kantane



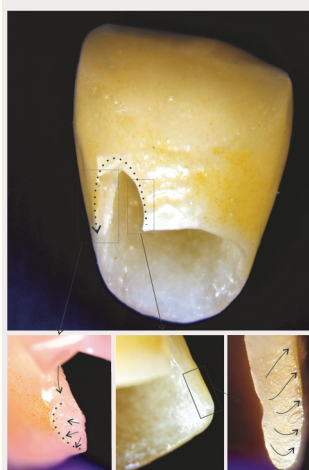
Figur 4. Brotstyrken vert statistisk signifikant høgare dersom heile eller delar av zirkoniakrona er utført i fullkonturdesign [44].



Figur 5. Døme på ei bru der det knakk av eit lite halvmåneforma skal cervikalt på bukkalflata ved innprøving. Kronekanten var om lag 0,13 mm tjukk, og det var glasur på innsida av kjernematerialet på fleire punkt (raude trekantar). Frakturen sin retning er markert med ei stipla, svart pil.

på restaureringa (33). Redusert aksial høgd kan såleis vera ein risikofaktor for fraktur. Det same gjeld for ujamne, svingete prepareringsgrenser (28, 33). På ein pasient med gingivale retraksjonar og høge papillar vil gingivalranden ha ei kurva utforming. Om ein då preparerer langs gingivalranden, vil restaureringa få ein skarp kurvatur approksimant. Dette gjev auka stress og frakturfare. Det vert ei avveging mellom hygienisk/estetisk utforming på den eine sida og redusert frakturfare på den andre sida.

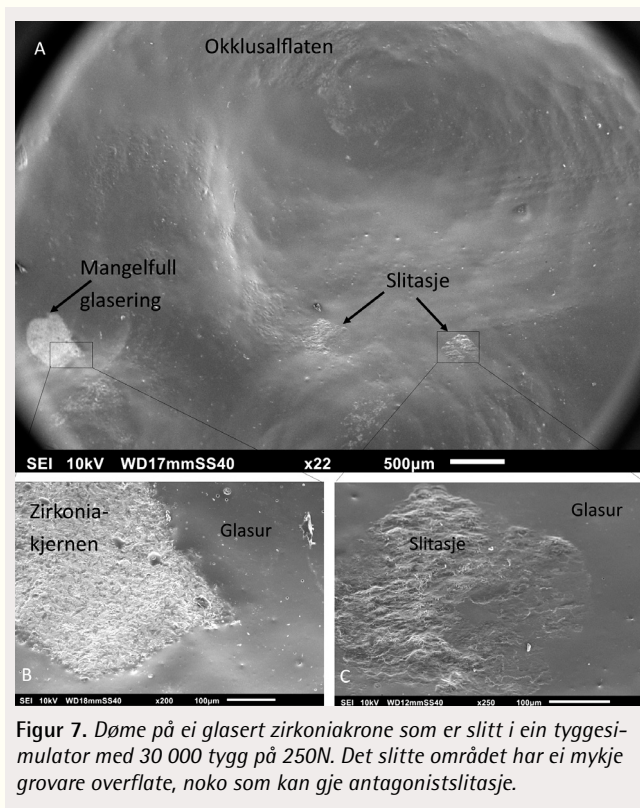
Det vert hevda at zirkonia er så sterkt at ein ikkje treng konkavpreparering (chamfer) (11). Ein planpreparering (slice eller fjær) sparar tannsubstans. Likevel finst det gode argument for å laga ein liten konkavpreparering (28). Tynne kronekantar er meir utsette for små defektar som kan føra til totalfraktur (figur 6). Dette gjeld spesielt ved mjukmaskinerte restaureringar, ettersom utforminga skjer medan materialet er i den skjøre krittfasen. Ei konkavpreparering vil vera lettare å finna igjen under den tann-tekniske framstillinga. Om restaureringa skal stå i den estetiske sona, bør ein fjerna tilstrekkeleg tannsubstans til at ein kan ha dekk-keram heilt til kronekanten der denne er synleg.



Figur 6. Døme på ei glasert zirkoniakrone som knakk ved innprøving. Brotet starta cervikalt ved ein liten defekt på innsida av krona og danna ein halvmåneforma fraktur i kronekanten. Kronekanten var svært tynn i dette området.

Klinisk erfaring med zirkonia

Fleire store meta-analysar viser til at zirkoniabaserte restaureringar har like høge suksesseratar som metall-keram

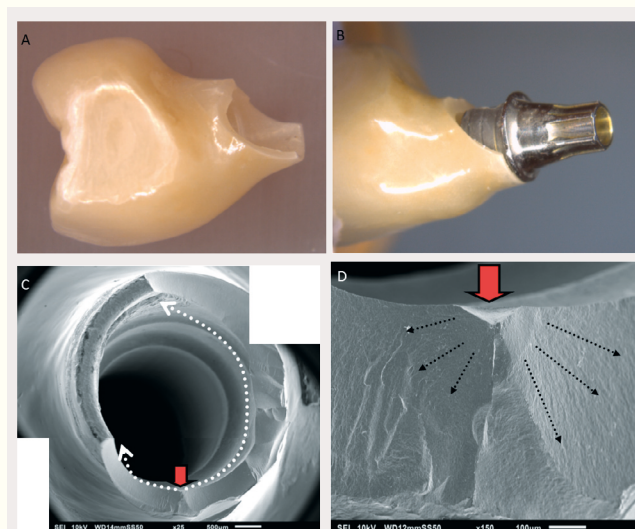


Figur 7. Døme på ei glasert zirkoniakrone som er slitt i ein tyggesimulator med 30 000 tygg på 250N. Det slitte området har ei mykje grovare overflate, noko som kan gje antagonistslitasje.

miske kroner og bruer i fronten (34–37). I sidesegmenta viser tolags zirkoniarestaureringar lågare suksesserater enn metall-keram både for kroner og bruer. Dei biologiske komplikasjonane er like, men 2-lags zirkonia har i enkelte studiar svært høge avskallingsrater («chipping») og løsningsrater. Det er verd å merka seg at desse tala bygger på kliniske studiar med få pasientar, relativt kort oppfølgingstid og eldre framstillingsprinsipp. Nokre er basert på materiale som ikkje lenger er i kommersielt bruk og mange nytta uniform tjukkeleik på kjernekeramet i staden for anatomisk oppbygging og støtte for dekk-keramet. I seinare tid er det dessutan vorte klart at nedkjølingstida etter sintring av dekk-keram må aukast for å minska interne spenningar mellom dei to laga. Det er berre nokre få studiar som har vurdert fullkonturkroner. Basert på det låge talet med kjernefrakturar i tidlegare studiar med 2-lagskroner, kan ein gå ut ifrå at fullkonturkroner og -bruer vil ha få tekniske komplikasjonar. Dei biologiske komplikasjonane er truleg også færre, då ein kan nytta meir tannsparende preparering ved framstilling. Zirkonia gjev ikkje meir antagonistslitasje enn andre keram så lenge overflata er polert (38–40). Ei grovslipt eller justert zirkoniaoverflate vil derimot gje mykje antagonistslitasje. Det er difor særst viktig å polera okklusalfata ved behov for justeringar. Det same gjeld om glasur eller dekk-keram vert slitt av overflata (figur 7).

Zirkonia for implantat

Zirkonia kan også nyttast til implantat, distansar og suprakonstruksjonar. Til no er det avgrensa med dokumentasjon på kor vellukka desse er klinisk (41, 42). Kliniske observasjonar viser at det gjerne vert for svakt i sidesegmenta, fordi høgda på supra-



Figur 8. Døme på ei implantatkroner i zirkonia der kronen og distansen er framstilt som ei eining («one-piece»). Distansen har knekt frå den tynne kanten heilt cervikalt der krona kvilar på metallet. Retninga på sprekkvekst er markert med stipla piler. Restaureringa har stor høgde i høve til diameteren cervikalt, noko som gjev svært stor belastning ved den smale halsen ned mot metallet ved horisontal kraftpåverknad.

konstruksjonen ofte gjev ugunstige belastningsforhold (figur 8). Zirkoniakroner på implantat har noko høgare komplikasjonsrater enn metall-keramiske suprakonstruksjonar (43, 44). Dette gjeld spesielt frakturar av både kjerne og yttersjikt. Utfordringa med suprakonstruksjonar i zirkonia er storleiken, då implantatbaserte restaureringar gjerne er lange og tjukke. Dette gjeld særleg om ein vel å la distansane vera ein del av sjølve restaureringa i staden for å ha separate distansar. Det kan oppstå restspenningar i dei store kerammassene under sintring, eller ved oppvarming og nedkjøling under påbrenning av keram (45, 46). Dette kan gje spontane frakturar sjølv utan ytre belastning. Vidare er det vanskelig å få optimal passform på store implantatarbeid, spesielt ved mjukmaskinering, der konstruksjonen skal sintrast etter freising. Dersom brua ikkje passar optimalt, vil ho sprekkja om ho pressast ned på rigide implantat. Fleire teknikkarar nyttar difor små titanhylser i overgangen mellom distansen og implantatet. Hylsene vert sementerte inni zirkoniabrua med resinbasert sement for å optimalisera tilpassinga.

Konklusjon

Zirkonia har på kort tid vorte eit av dei mest brukte materiala i dentale restaureringar. Det har overlegne mekaniske eigenskapar samanlikna med tidlegare dentale keram. Det har framleis avgrensingar, ikkje minst estetiske, men materialet er under stadig utvikling. Ein kan forventa ytterlegare forbetringar i eigenskapar og framstillingsmetodar, der 3D-printing truleg vil vera eit realistisk alternativ innan få år. Omsyn til materialets eigenskapar ved preparering og handtering vil auka motstand mot aldring og brot.

English summary

Reisegg K, Schriwer C, Øilo M.

Zirconia in dentistry

Nor Tannlegeforen Tid. 2017; 127: 324–9

Dental zirconia has rapidly become a popular dental material for fixed dental prostheses. Zirconia has mechanical properties that exceeds all previous dental ceramics. New material development techniques have resulted in zirconias with higher translucency and more tooth-like colors, which reduces the need for aesthetic veneering of the core. There are still uncertainties regarding fractures, chipping of veneering ceramic and aesthetics that remains to be evaluated clinically.

Referansar

1. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1): 1–25.
2. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009; 4: 130–51.
3. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008; 24: 289–98.
4. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24: 299–307.
5. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater*. 2014; 30: e419–24.
6. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014; 30: 1195–203.
7. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *J Am Ceram Soc*. 2009; 92(9): 1901–20.
8. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J*. 2015; 34: 910–7.
9. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*. 2007; 23: 1018–29.
10. Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent*. 2015; 114: 98–102.
11. Åkesson J, Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *J Oral Rehabil*. 2009; 36: 516–23.
12. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *J Prosthet Dent*. 2014; 112: 1377–84.
13. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, et al. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater*. 2012; 8: 1213–20.
14. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2017; 117: 303–9.
15. Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HW, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dent Mater*. 2016; 32: 394–402.
16. Rekow ED. CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. *J Can Dent Assoc*. 1992; 58: 283, 7–8.
17. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc*. 2006; 137 Suppl: 5S–6S.
18. Quinn GD, Ives LK, Jahanmir S. Machining cracks in finished ceramics. *Key Eng Mat*. 2005; 290: 1–13.
19. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage—a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H*. 2005; 219: 233–43.
20. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont*. 2011; 20: 93–6.
21. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014; 93: 1235–42.
22. Mota C, Puppi D, Chiellini F, Chiellini E. Additive manufacturing techniques for the production of tissue engineering constructs. *J Tissue Eng Regen Med*. 2015; 9: 174–90.
23. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*. 2013; 29: 307–16.
24. Alhasanyah A, Vaidyanathan TK, Flinton RJ. Effect of core thickness differences on post-fatigue indentation fracture resistance of veneered zirconia crowns. *J Prosthodont*. 2013; 22: 383–90.
25. Øilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar. *J Prosthet Dent*. 2016; 115: 630–6.
26. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013; 57: 236–61.
27. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012; 28: 449–56.
28. Øilo M, Quinn GD. Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 53: 93–103.
29. Øilo M, Hardang AD, Ulsund AH, Gjerdet NR. Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. *Eur J Oral Sci*. 2014; 122: 238–44.
30. Øilo M, Gjerdet NR. Fractographic analyses of all-ceramic crowns: a study of 27 clinically fractured crowns. *Dent Mater*. 2013; 29: e78–84.
31. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont*. 2006; 19: 185–92.
32. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater*. 2005; 21: 920–9.
33. Øilo M, Kvam K, Reisegg K, Gjerdet NR. The Effects of Margin Curvature on Load at Fracture of Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont*. 2015; 28: 357–9.
34. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2014; 27: 33–43.
35. Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013; 110: 455–61.
36. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015; 31: 603–23.
37. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater*. 2015; 31: 624–39.
38. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *Int J Prosthodont*. 2015; 28: 149–51.
39. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent*. 2015; 43: 133–9.

40. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int.* 2013; 44: 393–405.
41. Apratim A, Eachempati P, Krishnappa Salian KK, Singh V, Chhabra S, Shah S. Zirconia in dental implantology: A review. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015; 5: 147–56.
42. Özkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.* 2011; 37: 367–76.
43. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23 Suppl 6: 22–38.
44. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 119–30.
45. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, et al. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneers crowns. *Dent Mater.* 2013; 29: 181–90.
46. Lohbauer U, Amberger G, Quinn GD, Scherrer SS. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010; 3: 623–9.

Adresse Kjetil Reiegg. IKO, Årstadveien 19. 5009 Bergen. E-post: Kjetil.Reiegg@uib.no

Artikkelen har gjennomgått ekstern faglig vurdering.

Reiegg K, Schriwer C, Øilo M. Zirkonia som dentalt keram. *Nor Tannlegeforen Tid.* 2017; 127: 324–9.