

Marit Øilo og Ketil Kvam

Dentale keramer – typer og egenskaper

Utviklingen innen dentale keramer har vært formidabel i senere år. Vi har nå fått en rekke ulike produkter tilgjengelige. Materialene er til dels svært avanserte, og det krever kunnskap for å håndtere dem riktig og ikke minst å velge hvilket materiale som er best egnet i ulike situasjoner. Denne artikkelen gir en oversikt over ulike typer dentale keramer, samt en beskrivelse av klassifisering, mekaniske egenskaper og fremstillingsmetoder. De nye zirkoniamaterialene er beskrevet spesielt.

Utviklingen av odontologiske materialer går fort og det er vanskelig å følge med på utviklingen. I dag gjelder dette kanskje aller mest for dentale keramer som har hatt en spesielt rask utvikling de siste tiårene. Utviklingen styres i stor grad av materialprodusentene. Produktinformasjonen er ikke alltid like lett å forstå, og en kan få inntrykk av at alle nye produkter er «universalprodukter». Hvilke produkter som skal benyttes i de forskjellige situasjoner kan være uoversiktlig. Denne artikkelen gir en oversikt over de moderne keramene som er tilgjengelig i dag, hva de kan brukes til og hva de ikke bør brukes til.

Keramer generelt

Keramer er stive og sprø materialer som består av forbindelser av metall- eller halvmetall-atomer og ikke-metall-atomer, stort sett oksygen (1, 2). Disse atomene danner kjemiske bindinger med hverandre til molekyler, bundet sammen ved elektroniske tiltrekningskrefter (ioniske bindinger), eller ved å dele på elektroner seg imellom (kovalente bindinger). Dette

blir til sterke faste stoffer med ulike gitterstrukturer av molekyler som står fastlåst mellom hverandre (figur 1). Dette gjør materialene svært motstandsdyktige mot kompresjon. Derimot er de ikke like motstandsdyktige mot strekkrefter. De tåler normalt 10–15 ganger mer kraftbelastning i trykk enn i strekk. De er også motstandsdyktige mot kjemisk påvirkning og er lite utsatt for korrosjon.

Keramer består ofte av en blanding av en sammenbindende glassfase, som har en uryddig, såkalt amorf gitterstruktur og krystaller som har en ryddig, altså krystallinsk struktur. Andre keramer er helt krystallinske, det vil si uten glassfase, slik som zirkoniumdioksidbaserte keramer eller ren aluminiumoksid. Ulike keramer har ulik grad av systematisering av gitterstruktur. En velorganisert krystallinsk gitterstruktur er sterkere og mer stabilt enn en uryddig og mer tilfeldig, amorf gitterstruktur (figur 2). Dentale keramer begunstiges av begge typer gitterstrukturer ettersom begge har spesifikke egenskaper som er nyttige. Materialgruppen dentale keramer kan variere fra materialer med så å si bare amorf struktur helt til materialer med utelukkende krystallinsk struktur.

Klassifisering

Navngivning og klassifisering av dentale keramer er forvirrende og uoversiktlig (3). Inndeling og begreper kan ofte være forskjellig i vitenskapelig litteratur, lærebøker og produktinformasjon. Inndelingen kan følge ulike klassifiseringer, etter innholdsstoffer, fremstillingsmetode, styrke eller bruksområde. Inndeling etter innholdsstoffer er historisk betinget og verken spesielt selvforklarende eller aktuell i dag (figur 3). Inndeling etter hvilken produksjonsmetode de er beregnet for, er også historisk ettersom samtlige keramtyper nå kan frem-

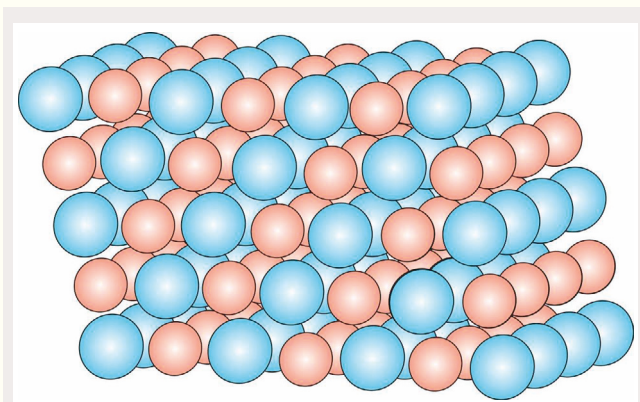
Forfattere

Marit Øilo, førsteamanuensis. cand. odont, ph.d.-spesialist i oral protetikk, Institutt for klinisk odontologi, Det medisinsk-odontologiske fakultet, Universitetet i Bergen, Norge
Ketil Kvam, senioringeniør, MSc. Nordisk Institutt for Odontologiske Materialer (NIOM), Norge

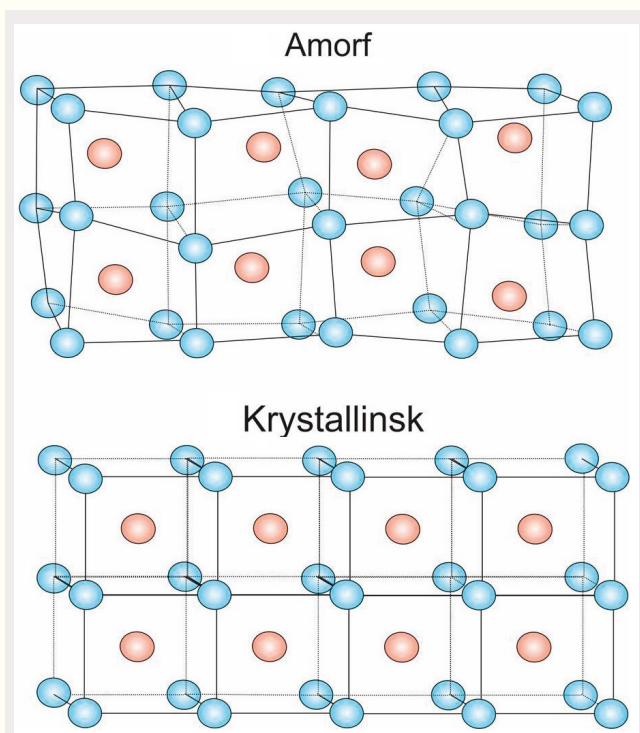
Artikkelen ble først trykket på dansk i Tandlægebladet no 12, 2016.

Hovedbudskap

- Forskjellige keramiske materialer egner seg til forskjellige kliniske situasjoner.
- Kjennskap til de forskjellige materialers muligheter og begrensninger vil øke sannsynligheten for å gjøre pasientene tilfredse med restaureringene.

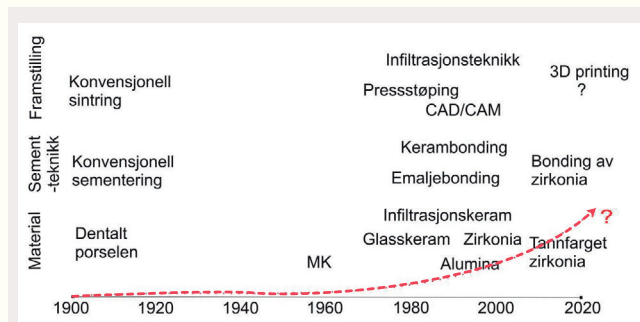


Figur 1. Eksempel på et keramisk stoff i gitterstruktur. De forskjellige atomene står låst i forhold til hverandre i en bestemt krystallstruktur, her som kubisk romsentrert struktur.



Figur 2. Samme kjemiske sammensetning kan få helt ulike egenskaper avhengig av gitterstrukturen i materialet. Amorft og ustrukturert gitterstruktur gir et mye svakere materiale enn et strukturert og ordnet krystallinsk gitter.

stilles digitalt ved bruk av dataassistert konstruksjon og produktjonsstyring, DAK/DAP, eller det mer brukte engelske begrepet, CAD/CAM-teknikk (4). Andel krystallstruktur gir en indikasjon på styrke og dermed bruksområde. Inndelingen etter krystallstruktur og bruksområde er dermed den som gjenstår som den mest hensiktsmessige inndelingen for klinisk bruk, noe som fremgår av den internasjonale standarden for dentale keramer, ISO 6872: 2015 Dentistry – Ceramic materials (5). Materialer med hovedsakelig amorf struktur benyttes til høyestetiske yttersjikt og kalles gjerne dekk-keramer. Disse kan i tillegg til å dekke kjernekeram eller metallkjerner i kroner eller broer, også benyttes



Figur 3. Oversikt over utviklingen og bruk av dentale keramer fra 1900 og til dagens situasjon. Den stiplede røde linjen indikerer bruken.

som fasadematerialer for bonding direkte til tann. Brenn-keramer, feltspatkeramer, porselen og silikatkeramer hører inn under denne materialgruppen. Keramer med hovedsakelig krystallinsk struktur (polykrystalline) benyttes som kjernematerialer til erstatning for metaller og kalles kjernekeramer (alumina og zirkonia). «Oksid-keramer» benyttes også ofte som navn på denne materialgruppen. Dette er imidlertid litt misvisende, da samtlige dentale keramer inneholder oksider i større eller mindre grad. Polykrystalline keramer eller høystyrke-keramer benyttes også hyppig i vitenskapelig litteratur for disse keramene. I tillegg finnes det en del materialer med både amorf og krystallinsk struktur som kan benyttes både som kjernematerialer beregnet for tolagsrestaureringer og som monolittiske restaureringer, som fremstilles til full-kontur uten yttersjikt. Disse kalles ofte for blandingsfase-keramer, forsterkede keramer eller hybridkeramer. I den videre beskrivelsen vil begrepene dekk-keramer benyttes om keramer som brukes til å dekke kjerner av metall eller keram samt til adhesivretinerte amorfe keramer uten kjernestruktur. For

Tabell 1. Oversikt over de mekaniske egenskapene til ulike dentale keramer (19, 30–32)

	Bøyestyrke (flexural strength) (MPa*)	E-modul (GPa**) (MPa*)
Dekk-keramer	70–450	66
Blandingsfase-keramer	350–700	100–200
Alumina	ca. 700	350
Zirkonia hard-maskinert	>1000	210
Zirkonia myk-maskinert	800–1000	210
Transludent/tannfarget zirkonia myk-maskinert	ca. 700	210

* megapascal; ** gigapascal

kjernekeramene benyttes navnene polykrystalline og blandingsfase-keramer. Disse keramene har en del ulike egenskaper som indikerer ulik bruk (tabell 1).

Dekk-keramene er svært sprø og skjøre, men kan fullt ut imitere utseende til både human emalje og dentin når det gjelder de estetiske egenskapene som farge, refleksjon, translucens og fluorescens. Kjerne-keramene er sterke og stive, men har til gjengjeld begrensinger i muligheten for å fremstille høy-estetiske restaureringer. Blandingsfase-keramene ligger et sted i mellom de to andre både med hensyn til styrke og estetikk, avhengig av andelen krystallinske partikler i blandingen.

I senere tid har en del materialprodusenter lansert produkter som gjerne kalles resinbaserte keramer, Resin Nano Ceramic, RNC, og som er påstått å være godt egnet til kroner. Disse materialene har en polymerbasert matris med et høyt innhold av keramiske fyllpartikler (nanopartikler). I styrke skiller de seg lite fra andre komposittmaterialer og må derfor behandles og benyttes som komposittmaterialer. LAVA Ultimate er et slikt eksempel som har vist seg ikke å være egnet som kronematerialer likevel, og produsenten 3M anbefaler nå dette kun til innlegg og midlertidige kroner ifølge produsentens nettside (6).

Dekk-keramer

Dagens dekk-keramer er en videreutvikling av de første odontologiske keramiske restaureringene. De var fremstilt av et materiale, tilsvarende husholdningsporselen, altså som en blanding av feltspat, kvarts og kaolin (leire)(7). Dette er fortsatt hovedinnholdet i de fleste dekk-keramer i dag, men materialet er videreutviklet slik at det ikke inneholder leire. Dekk-keramer er i hovedsak amorfe, men inneholder en del krystallinske partikler som gir farge, opasitet og fluorescens, med dette oppnås lettere rett farge og translusens. De har en bruddstyrke som ligger under normalt tyggetrykk og er dermed ikke sterke nok til å benyttes alene. Dersom det bindes til et fast underlag vil de oppnå mye høyere styrke, ved at disse to enhetene da vil opptre som en enhet. Det dannes en kjemisk binding mellom kjerne- og dekk-keram i 2-lagskroner som mellom metall og dekk-keram i MK-kroner (8, 9). Vi oppnår tilsvarende effekt med adhesiv sementering av fasetter og skallkroner til tannsubstans.

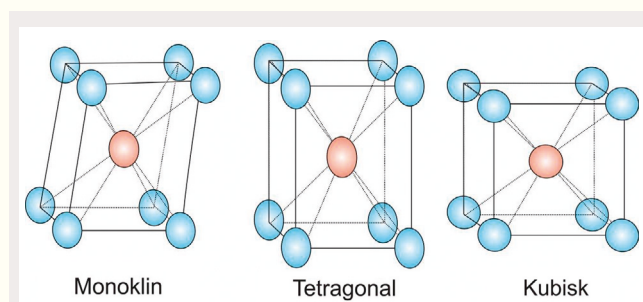
For å få god nok binding mellom keram og adhesivsement må den indre overflaten av restaureringen etses med flussyre. Dette vil skape en overflate som ligner etset emalje, ettersom glassfasen løses opp, og som dermed gir god mikromekanisk retensjon, samt en større overflate for kjemisk binding mellom keram og polymer. For å oppnå maksimal kjemisk binding må keramet forbehandles med silanisering. Silanet bindes kjemisk til hydrofile OH-grupper i overflaten på keramet og vender dermed sin hydrofobe del utover (10). Denne delen bindes kjemisk til den hydrofobe sementen. I tillegg vil silaniseringen senke overflatespenningen, slik at sementen flyter bedre utover overflaten og ned i ujevnheter, og på den måten gir bedre mekanisk retensjon.

Kjernekeramer

Blandingsfase-keramene består av 50–70 % krystallinske partikler innbakt i en amorf fase (11). Den amorfe fasen er en type glass, og materialgruppen kalles glasskeram eller infiltrasjonskeram, basert på hvilken framstillingsprosess som benyttes. Glasskeramene lages ved at en glassmasse varmes til høy temperatur, slik at de blir flytende (lav viskositet), nedkjøles til en temperatur som er gunstig for sterk kimdannning (kim er utfellinger av partikler som vil vokse til krystaller). Etter at kimene er dannet i tilstrekkelig mengde, heves temperaturen til den mest gunstige temperatur for krystallvekst. Slik blir det mange, små og finfordelte krystaller i glassmassen. Om en vil oppnå en bestemt styrke eller termisk ekspansjonskoeffisient på glasskeramet, kan en avslutte krystalliseringen på et bestemt tidspunkt og nedkjøle massen til romtemperatur. Massen knuses så til pulver og presses sammen og sintres til blokker eller emner (ingots) for pressforming eller CAD/CAM-teknikk. Sintring er en varmebehandling der en pulverblanding fortettes over tid ved en høy temperatur. Infiltrasjonskeramer formes i et porøst polykrystallinsk materiale av aluminiumoksid, zirkoniumdioksid eller en blanding av disse. Formingen utføres ved CAD/CAM-teknikk, og porene i restaureringen etterfylles med flytende glass (infiltrering).

Det finnes en rekke ulike produkter på markedet. Forskjellene mellom dem ligger i andel krystallinsk fase, type krystaller som benyttes og hvordan de fremstilles. De mest vanlige blandingsfase-keramene i de skandinaviske markedene i dag er glasskeramene IPS e.max® og Vita Suprinity®, og infiltrasjonskeramene InCeram® (12). Ettersom blandingsfase-keramene inneholder en del glassfase, kan også disse etses med flussyre og sementeres med adhesiv sement slik som dekk-keramene. Glasskeramene kan også presses utenpå polykrystalline kjernekeramer, som aluminiumoksid og zirkoniumdioksidbaserte materialer, med «lost-wax» pressformingssteknikk. Bindingen til det krystallinske kjernematerialet kan være svakere enn for dekk-keram til metall. Materialene er imidlertid mye sterkere i seg selv, og restaureringene kan også sementeres med konvensjonelle sementer dersom det er ønskelig.

De polykrystalline keramene består i hovedsak av bare én type krystallpartikler gjennom hele materialet (3, 4, 13, 14). Alumina (ren aluminiumoksid) og zirkoniabaserte materialer (zirkoniumdioksid med tilsetninger av andre oksider som yttriumoksid,



Figur 4. Krystallstrukturer: Zirkonia kan opptre i ulike former basert på hvordan atomene plasserer seg i forhold til hverandre i atomgitteret.



Figur 5. Monolittisk zirkoniakrone. Kronen på tann 26 har påmalt glasur bukkalt for bra estetikk, men høyglanspolert overflate okklusalt for å redusere attrisjon av antagonist.

magnesiumoksid eller ceriumoksid) er alternativer som brukes i dag. Zirkonia-baserte materialer er sterkere og har mange flere valgmuligheter med hensyn til farge i translucens enn alumina og sistnevnte er i ferd med å fases ut av kommersiell odontologisk bruk (15).

Det er blitt vanlig å benevne metalloksid-baserte materialer med endelsen «-ia» som for eksempel magnesia, yttria, ceria og altså zirkonia. Zirkonia er oksidet av metallet zirkonium, i form av zirkoniumdioksid, ZrO_2 . Det kan forekomme i tre ulike faser ved ulike temperaturintervaller (figur 4)(13). Ved lave temperaturer, under $1167\text{ }^\circ\text{C}$, er den stabile formen monoklin struktur. Dette ser ut som en skjev kube der to av vinklene er 90 ° og en er forskjellig fra 90 ° . I temperaturer mellom $1167\text{ }^\circ\text{C}$ og $2367\text{ }^\circ\text{C}$ er strukturen tetragonal der alle vinklene i enhetscellen er 90 ° , men avstanden mellom to plan er lengre enn de to andre i en kube. Over $2367\text{ }^\circ\text{C}$ blir strukturen kubisk der alle vinkler er 90 ° og med lik avstand mellom planene (16).

Ved nedkjøling fra en sintringstemperatur i det tetragonale faseområdet til romtemperatur vil ren zirkonia endre volum ved faseovergangen og sannsynligvis sprekke opp. Ved å tilsette ulike mengder stabiliserende oksider som for eksempel yttriumoksid vil materialet bli værende i tetragonal tilstand også etter nedkjøling. Dentalt zirkonia er tradisjonelt blitt tilsatt ca. 3 volumprosent yttriumoksid for å kunne forbli stabilt tetragonalt også ved brukstemperatur (13, 17). Tilstanden sies da å være i en metastabil tilstand. Det vil si at den kan endre seg over tid, ved at den tetragonale fasen gradvis omvandles til monoklin struktur. Dette kalles for aldring. Aldringsprosessen vil kunne fremskyndes av fuktighet og energi i form av varme eller fysiske krefter.

I senere tid har man begynt å tilsette større mengder med stabilisator for å øke andelen kubiske krystaller, som vil gjøre materialet mer gjennomskinnelig (translucent) (17). Disse materialene omtales ofte

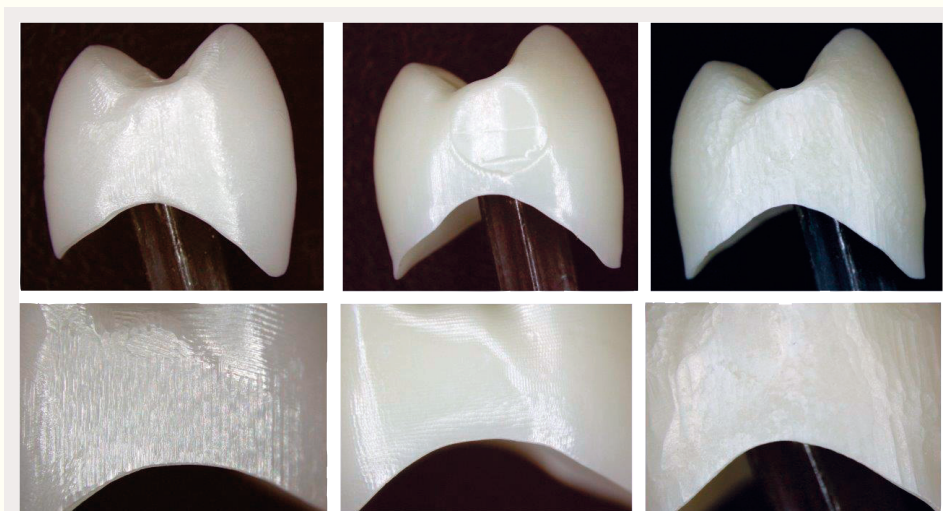
som «anteriort zirkonia» eller «kubisk zirkonia». I tillegg vil kornstørrelse og andre tilsetningsstoffer kunne påvirke farge og gjennomskinn. Endret kornstørrelse oppnås ved å manipulere sintringstid og sintringstemperatur.

Det er usikkert i hvilken grad dette vil påvirke aldringsprosessen og klinisk suksess i dentalt bruk, men bruddstyrken blir betydelig redusert i forhold til tradisjonelt zirkonia (tabell 1). Tannfarget og translucent zirkonia kan også benyttes uten et estetisk dekk-keram, i monolittiske restaureringer, også kalt fullkontur zirkonia (18–20). Dette gir sterke restaureringer med moderat estetikk, uten stort behov for prepareringsdybder (altså minimalt invasivt) og liten sannsynlighet for avskalling (figur 5). De kan også fremstilles med et tynt sjikt med dekk-keram i synlige partier. Dette gir bra estetikk uten at en behøver å slippe vekk unødvendig mye tannsubstans i ikke-synlige partier som palatinalt og okklusalt

Tradisjonell etsning med flussyre har ingen effekt på alumina og zirkonia ettersom de ikke inneholder glassfase. Det er imidlertid ifølge enkelte studier mulig å oppnå kjemisk binding til zirkonia ved bruk av MPD-holdige resiner (metakryloyloxydekyldihydrogenfosfat monomer) som kan binde seg kjemisk til oksygenet på overflaten (21–24). Dette krever at keramet er helt rent og at det er sandblåst med lavt trykk og små korn, slik at semen-ten flyter godt utover overflaten ifølge studiene. Andre studier tyder også på at det er mulig å forbedre bindingen mellom resin-



Figur 6. Kronekanter. Eksempel på en to-lags zirkoniakrone, frakturert i klinisk bruk etter mindre enn 3 år. En ser tydelig at det er flere mindre avskallingsdefekter i kronekanten. En av disse er bruddanvisningspunkt for den totale frakturen som har delt kronen i to.



Figur 7. Ulike typer fullkontur zirkoniakroner før polering eller glaserings (nærbilder i nederste rekke). De ulike fremstillingsprosessene resulterer i forskjellige overflater og kantkvalitet. Noen av produktene kan justeres i farge, mens andre bare kan fremstilles i den hvite fargen. Sporene etter maskineringsprosessen viser tydelig freseborets gang under formgivingen.

basert sement og zirkonia ved å varm-ette overflaten (Ruyter et al, upubliserte data). Dette er imidlertid et område med stort forskningsfokus for tiden, og vi kan forvente at nye metoder vil kunne gi sterkere og mer varig binding mellom sement og zirkonia i fremtiden.

Framstilling av dentale keramer

Keramiske dentale erstatninger kan fremstilles på mange ulike måter, men digitale teknikker blir stadig mer vanlige for alle typer materialer (25, 26). For å oppnå høy-estetiske og individuelle restaureringer må tannteknikeren fremdeles være en «design-kunstner» som legger opp ulike lag med dekk-keram for hånd slik at de imiterer dentin og emalje. Varmpressing av glasskeramer er fortsatt en hyppig brukt metode. Dette gir ensfargede restaureringer som må individualiseres etter behov ved påmaling av farget glassur eller ved å legge på et estetisk yttersjikt for hånd.

Zirkonia og alumina må alltid formes maskinelt. Dette kan gjøres på to måter. Det vanligste er å ta utgangspunkt i et delvis sintret keram som freses ut i en forstørret versjon og så fullsintret etter sliping, «soft machining» – «myk-maskinering». Dette er raskt og enkelt, men kan gi et materiale med noe ufullstendig sintring (fortetning). Eventuelle sprekker som oppstår under fre-singen vil ikke alltid tettes under sluttsintringen (figur 6). Det andre alternativet er å sintre blokker av zirkonia ved svært høyt og jevnt trykk og høy temperatur «hot isostatic pressing» (HIP) ved industrielle metoder. Disse blokkene kan så freses ut til kroner og broer i spesialdesignede maskiner, «hard machining» – «hard-maskinering». Fresingen er hard og tidkrevende og dermed kostbar, men til gjengjeld er produktet ferdig og klart til bruk etter fresing. Mikrosprekker kan imidlertid introduseres i overflaten og dermed redusere restaureringens levetid (27). Intens forskning pågår for å muliggjøre bruk av additive teknikker for alumina og zirkonia til dentale restaureringer, som for eksempel lasersintring for 3D-printing (28, 29).

Alle momenter ved fremstillingen, fra krystallstruktur, kornstørrelse og fremstillingsmetode er med på å bestemme styrken og kvaliteten på sluttproduktet. Det er store forskjeller mellom de ulike systemene tilgjengelig på markedet i dag (figur 7).

Konklusjon

Det er en rekke ulike keramer tilgjengelig for dentalt bruk. Alle har styrker og svakheter, men ingen produkter kan benyttes til alle formål. Zirkonia finnes i mange ulike kvaliteter. Kunnskap om materialene er viktig for å kunne bruke rett materiale til rett tid og for å håndtere dem rett. Både tannleger og tannteknikere må kontinuerlig holde seg oppdatert for å gi pasientene best mulig behandling.

English summary

Øilo M, Kvam K.

Dental ceramics – Classification and properties

Nor Tannlegeforen Tid. 2017; 127: 332–7

The development within dental ceramics has been formidable in recent years. We have a whole range of materials available. Some of these are highly advanced materials and requires knowledge and competence in order to use them correctly. This paper describes the different dental ceramics available today including a classification, mechanical properties and a description of processing techniques with emphasis on the new zirconia materials.

Referanser

1. Wachtman JB, Cannon W R, Matthewson MJ. Mechanical Properties of Ceramics. 2nd ed. Wiley, 2009.
2. Sakaguchi R, Powers J. Craig's restorative dental materials. (ed 13). Philadelphia, Elsevier, 2012.
3. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015; 28: 227–35.
4. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res. 2014; 58: 208–16.
5. International Organization for Standardization. Dentistry – Ceramic materials ISO 6872: 2015.
6. 3M. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative. http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/. (lest: mars 2016).
7. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996; 75: 18–32.
8. Naylor WP, King AH. Metal-ceramic technology. 2nd ed. Quintessence books, Hanover Park, IL, 2009.
9. Buonocore MG. Principles of Adhesive Retention and Adhesive Restorative Materials. J Am Dent Assoc. 1963; 67: 382–91.
10. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces – an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. J Oral Rehabil. 2007; 34: 622–30.
11. Øilo M, Strand G, Tvinnereim H. Keramer som tannrestaureringsmateriale. Nor Tannlegeforen Tid. 2005; 115: 322–8.
12. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater. 2004; 20: 441–8.
13. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater. 2008; 24: 289–98.
14. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008; 24: 299–307.
15. Øilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Fracture strength of different all-ceramic incisor crowns tested with a clinically relevant test method. Eur J Oral Sci. 2014; 122: 245–250.
16. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR: Phillips' science of dental materials. 11th ed. Saunders, St. Louis, Mo., 2013.
17. Denry I, Kelly JR. Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry. J Dent Res. 2014; 93: 1235–42.
18. 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.
19. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. Dent Mater J. 2015; 34: 910–7.

20. Johansson C, Kmet G, Rivera J, et al. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand.* 2014; 72: 145–153.
21. Kern M. Bonding to oxide ceramics – Laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater.* 2015; 31: 8–14.
22. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 268–74.
23. Aboushelib MN, Mirmohamadi H, Matinlinna JP, et al. Innovations in bonding to zirconia-based materials. Part II: Focusing on chemical interactions. *Dent Mater.* 2009; 25: 989–93.
24. Aboushelib MN, Matinlinna JP, Salameh Z, et al. Innovations in bonding to zirconia-based materials: Part I. *Dent Mater.* 2008; 24: 1268–72.
25. Touati B, Etienne J. CAD/CAM all-ceramic crowns: Clinical and laboratory considerations. *Quint Dent Technol.* 2002: 85–98.
26. Rekow ED: CAD/CAM in dentistry. *Alpha Omegan.* 1991; 84: 41–44.
27. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater.* 2013; 29: 85–96.
28. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012; 28: 3–12.
29. Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, et al. Additive CAD/CAM Process for Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2011; 20: 93–6.
30. Park S, Quinn JB, Romberg E, et al. On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dent Mater.* 2008; 24: 1477–85.
31. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater.* 2008; 24: 471–5
32. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 120–8.

Adresse: Marit Øilo, IKO, Årstadveien 19, 5009 Bergen. E-post: marit.oilo@uib.no

Artikkelen har gjennomgått ekstern faglig vurdering.

*Øilo M, Kvam K. Dentale keramer – typer og egenskaper. *Nor Tannlegeforen Tid.* 2017; 127: 332–7*