

Marit Øilo

# Zirkoniumoksid

Zirkoniumoksidbaserte materialer (ofte kalt bare zirkonia) har de mekaniske egenskapene som skal til for å være velegnede som biomateriale. Basert på de gode resultatene fra laboratoriefunn ble det forventet at zirkoniumoksidbaserte restaureringer skulle holde minst like bra som metall-keramrestaureringer. De kliniske erfaringer så langt, lever dessverre ikke helt opp til de høye forventningene. Om dette skyldes ukjente svakheter i materialet, feil bruk, eller rett og slett bare nybegynnerfeil, er ikke klart. Denne presentasjonen diskuterer status for zirkoniumoksid som dentalt keram.

**M**ennesker har til alle tider forsøkt å benytte seg av materialer for å forbedre sin livskvalitet. I begynnelsen benyttet man relativt ukritisk de materialer man hadde for hånden. Dessverre er det slik at alle kunstige erstatninger til naturlig vev har svakheter. Prøving og feiling har gitt større kunnskap om hvilke materialer som egner seg best i forskjellige situasjoner. Keramiske biomaterialer er en materialgruppe som for tiden er viet stor oppmerksomhet på grunn av deres anvendelighet og vevsvennlighet, men også disse har sine begrensninger.

## Keramer som dentale materialer

Keramer er uorganiske forbindelser mellom et metallisk eller halvmetallisk grunnstoff og et ikke-metallisk grunnstoff. Et eksempel er metallet aluminium og ikke-metallet oksygen, som sammen danner keramet aluminiumoksid,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . Definisjonen inkluderer glass, porselen, keramikk, steingods, betong, salt og en hel rekke andre materialer. Keramer er generelt stive og sprø og tåler trykkbelastning bedre enn strekkbelastning. Den mikrostrukturelle oppbygningen av materialene, med ionebindinger mellom atomene, fører til at strekkbelastning gir sprekkdannelse med smale spisser. Dette gir høy spenningskonsentrasjon i sprekspissen. Ved

økt belastning vil sprekken vokse med selvforsterkende kraft gjennom materialet til total fraktur, eller det som kalles «katastrofalt brudd». En annen stor utfordring ved keramiske materialer er at det er umulig å lage et keramisk materiale helt uten defekter.

Keram, i form av leire, ble formet og brukt som husholdningsverktøy allerede i steinalderen, men ble først introdusert som materiale til bruk i munnhulen av en fransk apoteker som laget sitt eget gebiss i porselen på 1700-tallet (1, 2). Siden ble det vanlig å benytte protesetenner av porselen festet til forskjellige typer av protesebasis (Figur 1). Som kronemateriale ble porselen benyttet allerede rundt år 1900, i form av «jacketkroner». Keram fastbrent på metall som i metall-keramkroner (MK) eller porselens-gullkroner (PG), som ble introdusert i 1950-årene, har vist seg å være vellykket og er i dag det mest benyttede kronealternativet i verden (3, 4). Helkeramiske kroner fikk større anvendelse og popularitet da teknikken med å etse tannsubstans, og etter hvert også etsing av keramet, ble tatt i bruk på 80-tallet (5). Dette gir økt retensjon for resinbaserte sementer, slik at restaureringen bindes helt til underlaget. Den sterke bindingen bidrar til å redusere bøyebelastninger på restaureringene. Dermed øker holdbarheten på disse konstruksjonene.

Forskjellige metoder for å forsterke keramiske materialer har gjort det mulig å redusere frakturrisikoen (6, 7). Forbedringene har funnet sted på to felter. Den ene forbedringen har vært å redusere antall og størrelse på defekter i materialene ved hjelp av forbedrede fremstillingsteknikker. Den andre har vært å redusere betydningen av eventuelle feil ved utvikling av sterkere materialer. I utgangspunktet ble de eksisterende glassaktige feltspatiske keramene forsterket ved å øke andel krystallinsk fase i materialene. Etter hvert ble det utviklet materialer med utelukkende krystallinsk fase

### Forfatter

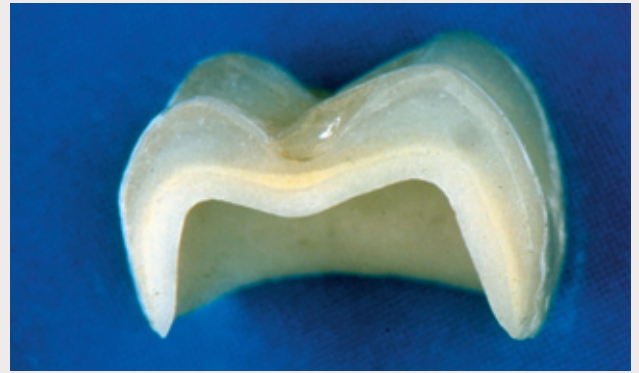
Marit Øilo, førsteamanuensis, dr. odont. Det medisinsk-odontologiske fakultet, Institutt for klinisk odontologi; Seksjon for protetikk, Universitetet i Bergen

### Hovedbudskap

- Zirkoniumoksid er egnet som dentalt keram
- Kliniske muligheter og begrensninger er ennå ikke helt avklart
- Forskjeller mellom de tilgjengelige dentale zirkoniumoksidmaterialene kan påvirke deres kliniske funksjon



**Figur 1.** Protese fra slutten av 1800-tallet med porselenstenner festet til protesebasis av metall. Protesen er fremstilt av forfatterens oldefar, som en del av hans svenneprøve som tanntekniker. Legg merke til hengselfestene som skulle kople overkjeveprotesen til underkjeveprotesen.



**Figur 2.** Eksempel på helkeramisk krone med kerne av aluminiumoksid med mangelfull understøttelse av tyggeknuter på grunn av jevn tykkelse på kjernene hele veien rundt. (Procera Alumina, Nobel Biocare AB, Sverige).

(polykrystalline). Høy-styrke polykrystalline keramer, som aluminiumoksid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) og zirkoniumoksid ( $\text{ZrO}_2$ ), kan erstatte metaller på flere bruksområder. Sistnevnte er nyeste tilskudd og ble introdusert som konstruksjonsmateriale med kallenavn «keramisk stål» i 1975 (8). Dette materialet ble først brukt som biomateriale i hoftelddproteser og siden som kjernemateriale i helkeramiske kroner, broer og implantatkomponenter (9, 10).

Utfordringen ved dentale protetiske restaureringer er at disse lages individuelt tilpasset til hvert enkelt kasus. Dette er en komplisert og tidkrevende prosess, som setter store krav til både materialet og fremstillingen. Mekaniseringen av fremstillingsprosessen, i form av CAD/CAM-utstyr (computer aided design/computer aided manufacturing), har forenklet den tanntekniske bearbeidelsen og gjort det mulig å produsere individuelt formede restaureringer av avanserte materialer til en akseptabel pris (11). De første generasjonene av CAD/CAM-programmene hadde problemer med å ta hensyn til behovet for understøttelse av det tannfargede dekk-keramet som blir lagt utenpå kjernen. Kjernene ble produsert i en kappe med jevn tykkelse rundt hele prepareringen (Figur 2). Problemet kunne unngås ved såkalt «dobbelskanning», der tanntekniker utformet en fysisk modell av restaureringen. Modellen ble skannet og overført til den digitale prepareringsmodellen. Dette var tidkrevende og vanskelig og ble kun gjort i spesielt krevende tilfeller, noe som trolig har medført en del uønsket avskalling av dekk-keramet fra tyggeknuter og incisalkanter. Programutviklingen for dentalt CAD/CAM-utstyr følger den raske utviklingen til dataprogrammer ellers. De siste programmene kan ifølge produsentene enkelt tilpasse tykkelse på alle vegger og bindeledd direkte ved den digitale design av restaureringen ([www.inlab.com](http://www.inlab.com), [www.3m.com](http://www.3m.com), [www.nobelbiocare.com](http://www.nobelbiocare.com)). I tillegg kan antagonist og nabotenner skannes og legges inn i riktig relasjon til de preparerte tenner, og på den måten vise hvor økt understøttelse er nødvendig.

### Zirkoniumoksid

Zirkoniumoksid er dannet av metallet zirkonium (Zr) og oksygen (O) og har mange av de egenskaper som skal til for å lykkes som et

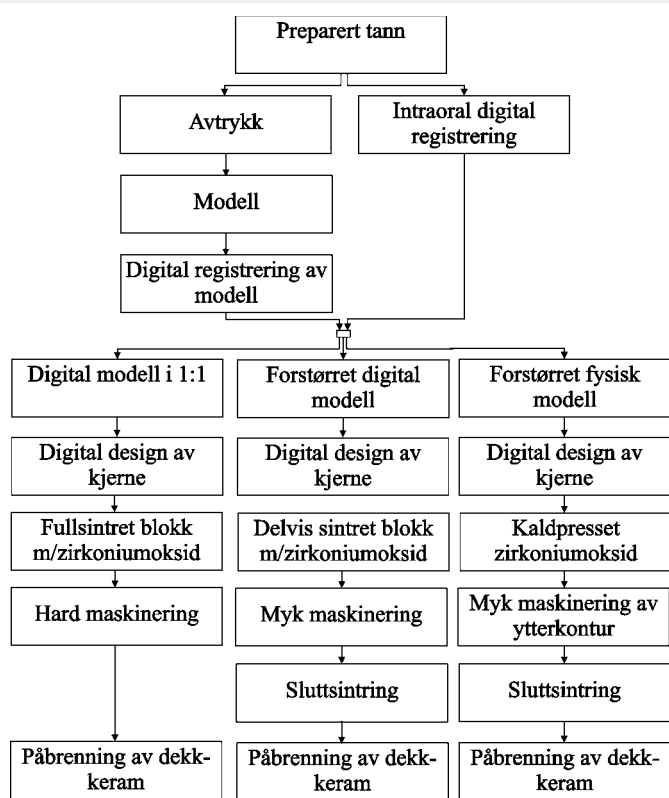
biomateriale (9, 10). Høy styrke, lang holdbarhet og lav løselighet tilsier at dette materialet skulle være perfekt på mange måter. Den hvite fargen er selvfølgelig også et stort fortrinn i odontologisk øyemed.

Zirkoniumoksid kan opptre i forskjellige krystallstrukturer; monoklin (*m*), kubisk (*c*) eller tetragonal (*t*). I naturlig form finnes zirkoniumoksid i monoklin krystallstruktur. Dette er et sprøtt og skjørt materiale som er ubrukelig til konstruksjonsformål. Ved å øke trykk og temperatur går krystallstrukturen over til tetragonal form. Ytterligere økning i trykk og temperatur gir en kubisk form på krystallstrukturen. Både den tetragonale og den kubiske krystallstrukturen danner sterke materialer, men ulempen er at krystallstrukturen reverseres til monoklin form ved nedkjøling. Zirkoniumoksid kan tvinges til å bli værende i den tetragonale strukturen i romtemperatur ved tilsetning av små mengder av stabiliserende stoffer, som for eksempel yttriumoksid, ceriumoksid eller magnesiumoksid. Dette materialet brukes i en rekke industrier og som dentalt keram. Ved å øke mengden stabiliserende stoffer kan man oppnå et stabilt materiale i den kubiske strukturen. Dette benyttes som kunstige diamanter i smykker, og som varmeisulator.

Den vanligste stabilisator for dentalt zirkoniumoksid er yttriumoksid (yttria). Materialet kalles da yttria-stabilisert tetragonalt zirkoniumoksid polykrystall (Y-TZP) og er et metastabilt materiale i tetragonal struktur. Det vil si at det er stabilt så lenge det ikke blir utsatt for mye spenning eller høy temperatur. En sprekke som oppstår ved bøyebelastning kan føre til at noen krystaller reverseres til monoklin struktur i spenningsområdet ved sprekkespissen (*t-m*-transformasjon) (12). Denne *t-m*-transformasjonen medfører en liten volumøkning i det påvirkede området, noe som kan hemme videre sprekkevekst. Zirkoniumoksid kalles ofte for et sprekkehemmende eller «selv-reparerende» materiale på grunn av denne egenskapen.

### Fremstilling

Restaureringer av zirkoniumoksid kan fremstilles på forskjellige måter (Figur 3). Blokker av zirkoniumoksid kan fremstilles av ma-



Figur 3. De ulike fremstillingsprosessene trinn for trinn fra preparering av tann til ferdig krone.

terialprodusent ved hjelp av høyt, jevnt trykk og høy varme (hot isostatic pressing, HIP), for å oppnå høyest mulig tetthet, sintringsgrad (fullsintret) og jevn kornstørrelse. Denne blokken slipes til individuelle dentale restaureringer. Materialet er svært hardt og slipingen er tidkrevende. Det kreves kostbart utstyr samt hyppig utskifting av bor og andre slitasedeler. Denne fremstillingsmetoden kalles «hard maskinering» (produktseksempler: Denzir, Cad Esthetics; DC Zircon, DCS President).

Et alternativ er å benytte en blokk av zirkoniumoksid som bare er delvis sintret og har en krittaktig struktur. Blokken kan enkelt slipes til ønsket form. Restaureringen må ettersintres etter formgivning. Ferdigsintringen medfører krymping, noe det må tas høyde for ved slipingen. Denne prosessen kalles «myk maskinering» (produktseksempler: LAVA, 3M ESPE; Procera Bridge Zirkonia, Nobel

Biocare AB; Vita In-Ceram YZ, Vident). Enkle kroner kan også fremstilles ved kaldpressing av zirkoniumoksidpulver direkte på en forstørret modell, etterfulgt av myk maskinering av den ytre konturen av kronen (produktseksempler: Procera Crown Zirconia, Nobel Biocare AB). Disse restaureringene må også ettersintres etter formgivning. Alle teknikker benytter digitalisert styring av modellfremstilling, design og maskinering (CAD/CAM). Zirkoniumoksid kan også brukes som forsterkende krystaller i andre keramer og i resinbaserte fyllingsmaterialer. Masseproduserte implantatkomponenter kan fremstilles enten ved hard eller myk maskinering i en kontrollert og standardisert prosess.

### Klinisk erfaring

Restaureringer med kjerne av zirkoniumoksid burde ha vært overlegne alle andre keramiske restaureringstyper, gitt materialers mekaniske egenskaper slik de fremkommer i laboratorieforsøk (Tabell 1). De få kliniske studier som er tilgjengelige, viser at dette ikke er tilfelle (10, 13, 14). Resultatene skiller seg ikke nevneverdig fra andre helkeramiske restaureringer når en måler andel vellykkede restaureringer (15–23, Tabell 2). De problemene som er beskrevet med kliniske zirkoniumoksidbaserte restaureringer, varierer både i omfang og i type blant studiene, slik at det er vanskelig å trekke noen pålitelige konklusjoner. Det kan være flere årsaker til at zirkoniumoksidbaserte restaureringer ikke kan oppvise bedre resultater i kliniske studier. For det første er det ikke publisert særlig mange kliniske studier med zirkoniumoksid-baserte restaureringer eller implantatkomponenter. De studier som finnes til nå har dessuten kort oppfølgings-tid, slik at dokumentasjonen er begrenset. Det kan også tenkes at disse første studiene ble gjort av operatørteam som ikke var spesielt øvet i å benytte det nye materialet. Resultatene kan ha blitt påvirket av dette, selv om den kliniske prosedyren er tilsvarende andre helkeramiske restaureringer med kjernekeram.

For det andre er det nesten ingen studier med zirkoniumoksidbaserte enkle kroner. Dette kan tyde på at forskerne har antatt at enkle kroner med kjerne av zirkoniumoksid skal være uproblematisk i klinisk funksjon, til tross for at dette mangler dokumentasjon. Broer har som regel flere komplikasjoner enn kroner, slik at den samlede suksessraten på restaureringer med zirkoniumoksid trolig hadde blitt høyere dersom enkle kroner også hadde blitt vurdert. De fleste tilgjengelige studier er basert på broer med tre til fem ledd og med pilar i hver ende.

For det tredje kan det være materialtekniske aspekter ved dentalt zirkoniumoksid som ennå ikke helt er klarlagt. Dette kan gjelde blant annet bruddstyrke, sprekkvekst, elastisitetmodul og forhold som har med design og fremstilling av restaureringer å

Tabell 1. Oversikt over en del generelle mekaniske egenskaper for ulike materialgrupper av dentale keramer. Verdiene er hentet fra informasjonsmateriell og produktdatablad fra produsenter

Materialgruppe	Bøyestyrke (MPa)	Bruddstyrke $K_{IC}$ (MPa $\sqrt{m}$ )	Elastisitetmodul (GPa)	Hardhet
Håndkondenserte silikatkeramer	70–120	0.5–2	22–80	300–600
Glasskeramer	120–450	1–3	60–100	500–600
Infiltrasjonskeramer	500–700	3–4	100–250	1000–1100
Aluminiumsoksid	500–900	3–6	375–418	1440–1600
Zirkoniumoksid	900–1400	5–13	200–300	1200–1400

Tabell 2. Oversikt over publiserte kliniske studier av zirkoniumoksidbaserte restaureringer. Noen studier med helkeramiske broer med andre kjernematerialer er tatt med for sammenlikning

Pas	Restaureringer	Materiale	Sement*	Tid**	Feilslag	Årsaker	Ref
8†	20 2–5 leddsbroer på implantat	10 Zirkoniumoksid hard mask. og 10 Infiltrasjons-keram m. 35% zirkoniumoksid	Trad.	1 år	33 %	33 % chipping	(15)
18	20 3–5 leddsbroer	Zirkoniumoksid hard mask.	Trad.	2,5 år	12 %	5,6 % pulpitt 5,6 % estetikk	(16)
45	57 3–5 leddsbroer posterior	Zirkoniumoksid myk mask.	Adh.	5 år	26.1 %	22 % sek. karies 15 % chipping 2,2 % fraktur	(17)
16	20 3-leddsbroer posterior	Zirkoniumoksid myk mask.	Adh.	2,5 år	25 %	25 % chipping	(18)
16	18 3–4 leddsborer posterior	Infiltrasjonskeram med 35 % zirkoniumoksid	Trad.	3 år	5,6 %	5,6 % rotfraktur	(19)
43	27 kroner 31 3-leddsbroer t.o.m. 5'ere	Lithiumdisilikat forsterket glasskeram	Adh.	4,1 år	0 % kroner 30 % broer	20 % fraktur 3 % chipping 6 % biolog. kompl.	(20)
16#	18 2–6 leddsbroer	Infiltrasjonskeram aluminiumoksid	Trad.	6,3 år	12 %	12 % fraktur	(21)
30	30	Lithiumdisilikat forsterket glasskeram	Adh.	2 år	7 %	7 % fraktur	(22)
18	20 3 leddsbroer Posterior	Infiltrasjonskeram Aluminiumoksid	Trad.	5 år	10 %	10 % fraktur	(23)

\* Tradisjonell (Trad.) eller adhesiv (Adh.) sementering

\*\* Gjennomsnittlig oppfølgingstid. Det var stor variasjon i spredningen blant studiene.

† Randomisert fordeling av material.

# Retrospektiv studie 16 tilfeldig utvalgte av 37 behandlete pasienter er undersøkt, men flere er tatt med i analysen på basis av journalnotater.

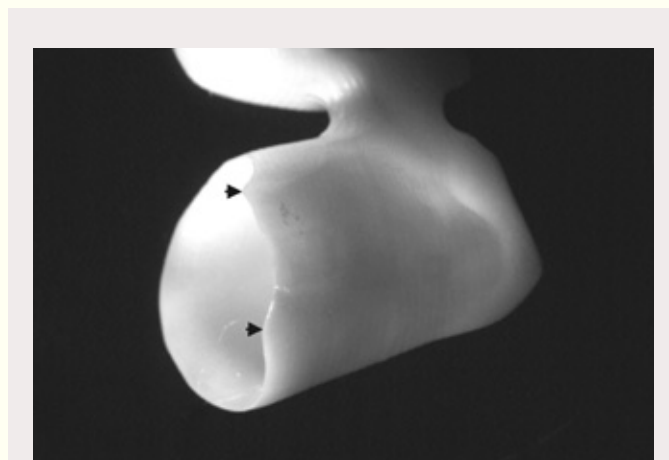
gjøre. Dagens anbefalinger for design og dimensjonering av helkeramiske restaureringer generelt, bygger på prinsipper om å unngå spenningsfokuserende, skarpe vinkler samt krav til dimensjonering og retensjon i forhold til de krefter som er til stede i munnhulen. Disse anbefalinger gjelder også for zirkoniumoksid, men de absolute minstekrav er ikke klare. De mekaniske egenskapene til zirkoniumoksid skulle tilsi at restaureringene kan tåle både svært tynne vegger og kantavslutning som en knivsegg. Dette er imidlertid ikke dokumentert, verken ved laboratoriestudier eller klinisk, og bør trolig unngås inntil videre.

### Bruddstyrke

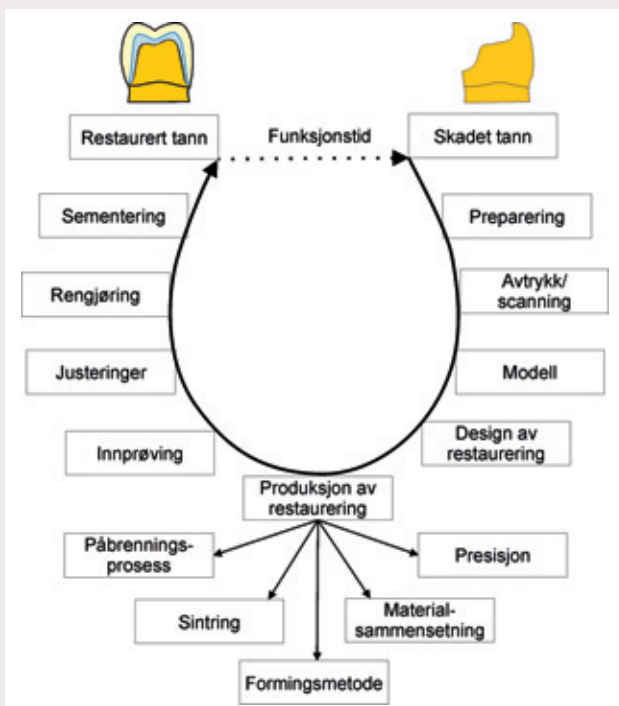
Effekten av *t-m*-transformasjon ved spenningspåvirkning er påvist i zirkoniumoksid. Dette har i materialstudier resultert i svært høye bruddstyrkeverdier. Det har imidlertid vist seg at evnen til å stoppe sprekkvekst påvirkes av mange faktorer, og det er usikkert om effekten er til stede i dentale restaureringer. Overdreven tro på materialets fortrefelighet kan ha ført til underdimensjonering av restaureringer og dermed frakturer (Figur 4). En rekke studier gir ulike anbefalinger med hensyn på dimensjonering av bindeledd i broer (24).

Det har også vært vist at mekanisk belastning fra for eksempel sandblåsing, eller sliping uten tilstrekkelig vannkjøling, kan gi høyere bruddstyrke på grunn av økt mengde monokline krystaller i det påvirkede området, noe som gir et komprimert sjikt i regionen (25–27). Det har derfor fra flere hold vært foreslått å sandblåse eller

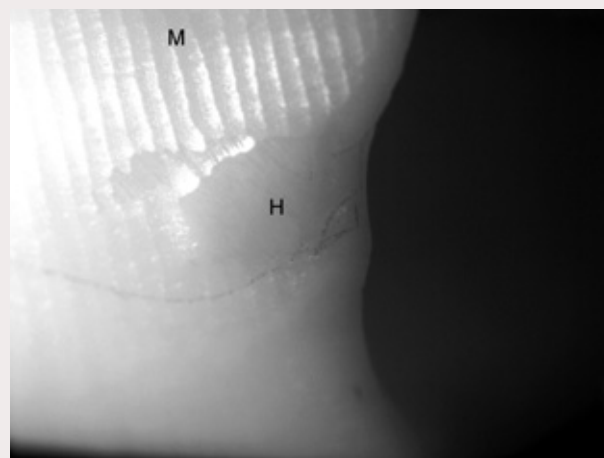
rue opp innsiden av restaureringen før sementering, for å oppnå høyere styrke. Ulempen ved dette er at for stor andel monokline krystaller i zirkoniumoksid kan gi økt sprøhet og fremskyndet aldring (28, 29). I tillegg er det vist at effekten av et eventuelt komprimert ytre sjikt forsvinner over tid eller ved oppvarming (30). Det er uvisst om påbrenning av dekk-keram på zirkoniumoksidkjerner fører til endringer i materialet på sikt. Oppvarming regnes imidler-



Figur 4. Forkastet zirkoniumoksid bro som har fått brudd i kanten i maskineringsprosessen. Pilene markerer start- og stoppsted for bruddet.



Figur 5. Restaureringens funksjonstid er avhengig av mange faktorer i fremstillingsprosessen. Det er ikke entydig hvilke faktorer som er mest avgjørende for sluttresultatet.



Figur 6. Mykmaskinert zirkoniumoksidkjerne ved gingivale kronkant. M indikerer området som er maskinelt slipt, H indikerer hånd-slipt område. Den grå stripen er metallforurensning fra sondespiss eller lignende.

tid som en kilde til fremskyndet aldring for ortopediske keramer, så det er rimelig å anta at dette også gjelder dentale keramer.

Zirkoniumoksid var tidligere ansett som et meget lovende materiale innen ortopedisk kirurgi, men en historie med mange brudd av hofteproteser på kort tid i 2001, førte til skepsis til zirkoniumoksid i dette miljøet (31). Det er siden vist at bruddene i denne perioden stammet fra noen produksjonsserier («batcher») som var sintret i en ovn med feil, uten at dette har forbedret materialets rykte. Hittil er det ikke rapportert om lignende tilfeller med dentalt zirkoniumoksid, men det kan ha flere årsaker. Dentale restaureringer produseres i stor grad hos mindre tannteknikerbedrifter. Blokker fra de forskjellige produksjonsseriene som er sintret hos materialprodusent, fordeles utover et stort marked og over lang tid. Tilbakesporing til enkeltserier blir dermed komplisert og tidkrevende. Enkelte produsenter opererer med sentraliserte produksjonsbaser og vil nok lettere kunne spore tilbake til bestemte produksjonsserier. Det er trolig mer nærliggende for tannteknikere å tenke på andre årsaker enn det rent materialtekniske i de fleste omgjøringskasus (32). Mange faktorer i prosessen kan forårsake feilslag når en krone eller bro produseres (Figur 5).

### Sprekkvekst

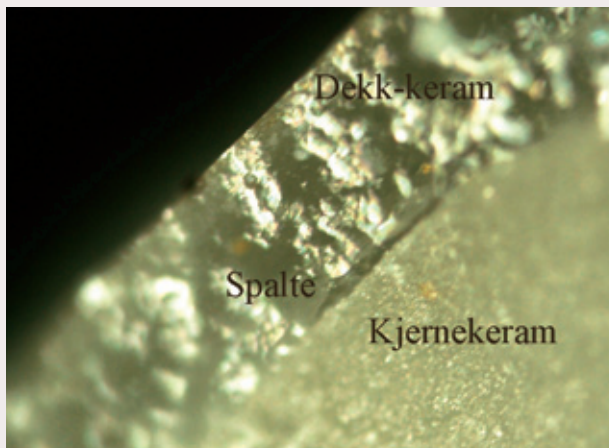
Materialprodusentene har presentert zirkoniumoksid som svært sterkt og usårbart. Dette kan ha resultert i skjødesløs håndtering fra både tanntekniker og tannleger (33). De forskjellige fremstillingsprosessene gir ferdige produkter med en del ulike egenskaper, selv når sammensetningen i utgangspunktet er svært lik. Materialene

laget for hard maskinering har høyere tetthet og sintringsgrad enn materialene fremstilt for myk maskinering som er sintret i to omganger. Ulempen er at den harde maskineringen kan introdusere mikrosprekker i restaureringen, noe som senere kan gi totale frakturer (34). Myk maskinering derimot, er lett og rask, men det kan tenkes at det også her oppstår sprekker som ikke tettes fullstendig i sluttsintringen. Ved begge metodene må det alltid utføres noe sliping for hånd før dekk-keramet brennes utenpå (Figur 6). Dette kan også føre til sprekker dersom sliping utføres med for stor kraft, slitte bor eller utilstrekkelig vannkjøling. Det er ikke entydig hvilken fremstillingsteknikk som er mest hensiktsmessig for dentale restaureringer. Begge metodene er kommersielt tilgjengelig i Skandinavia, men kliniske studier der de ulike produktene sammenlignes mangler.

### Elastisitetsmodul

Keramer er generelt stive og sprø (høy elastisitetsmodul). Det vil si at de tåler liten, eller ingen, deformasjon før brudd, i motsetning til de fleste dentale metallegeringer. Zirkoniumoksid tåler imidlertid større deformasjon enn for eksempel aluminiumdioksid, som er det keramet som kommer nærmest i bruddstyrke. De spesielle egenskapene ved zirkoniumoksid har gjort det vanskelig å utvikle godt tilpassede dekk-keramer med hensyn til elastisitetsmodul, termisk utvidelseskoeffisient og den kjemiske binding mellom kjerne og dekkende keram (Figur 7). Dette kan ha resultert i en del kliniske problemer i de tidligste kombinasjonene. Flere studier rapporterer om problemer med avskalling av dekk-keramet («chipping»).

I større broer kan det oppstå noe deformasjon ved belastning (35–37). Dette kan føre til at deler av dekk-keramet spretter av. Metall-kerambroer og implantatforankrede broer blir spesielt konstruert for stivhet for å unngå dette problemet. Det kan imidlertid tenkes at dette har vært neglisjert når det gjelder zirkoniumoksid, siden dette anses som et svært stivt materiale. Bro-utforming for helkeramiske broer har til nå vært tuftet på erfaringer fra metall-



Figur 7. Eksempel på utilfredsstillende binding mellom kerne og dekkende keram.

keramiske broer, men det er ikke gitt at dette er hensiktsmessig. Enkelte studier rapporterer imidlertid om få eller ingen problemer med avskalling. Det kan derfor være rimelig å anta at disse problemene kan være knyttet til enkeltprodukter eller det enkelte operatorteam.

### Fremtidsutsikter

Dentalt zirkoniumoksid vil trolig øke i popularitet. Langtidsresultater fra flere pågående brostudier vil gi mer informasjon om eventuelle begrensninger. Foreløpig er det ikke funnet noen tilfredsstillende måte å behandle restaureringenes innside for å øke retensjonen for adhesiv sementering, men dette er et tema med stort forskningsfokus.

I ortopedisk medisin jobbes det nå med å teste ut nye materialkombinasjoner med zirkoniumoksid. Disse kan være mer stabile og mindre følsomme for feil i produksjonsprosessen. Enkelte studier indikerer at zirkoniumoksid i kombinasjon med aluminiumdioksid kan gi bedre sprekkehemmende egenskaper enn de zirkoniumoksidmaterialene som til nå har vært brukt (38, 39). Dette kan være interessante materialer også for dentalt bruk. Det gjenstår å se om også andre mekaniske egenskaper ved denne typen keramer er fordelaktige for dentale restaureringer. Det har også vist seg at zirkoniumoksid som stabiliseres med andre oksider enn yttriumoksid, kan være egnet som biokeramer (40). Hittil er disse lite brukt som dentale materialer.

### English summary

Øilo M.

#### Zirconium oxide

Nor Tannlegeforen Tid 2008; 118: 360–6.

The mechanical properties of zirconium oxide (zirconia) should make it an ideal dental ceramic. It was expected that zirconia-based restorations would perform at least as well as metal-ceramic ones. The clinical reports of this material, however, demonstrate failure

rates that are similar to other ceramic materials with inferior mechanical properties. Whether these disappointing reports are the results of unknown material shortcomings, misuse, or just beginners' mistakes is not yet evident. A better understanding of the effects of the different steps in the manufacturing process may help us avoid some of the pitfalls in the future.

### Referanser

1. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 18–32.
2. Ring ME. *Dentistry: an illustrated history*. New York: Abrams; 1985.
3. Smith TB, Kelly JR, Tesk JA. In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J Prosthodont* 1994; 3: 138–44.
4. McLean JW. The metal-ceramic restoration. *Dent Clin North Am* 1983; 27: 747–61.
5. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 61–6.
6. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 59–64.
7. Claus H. [Vita In-Ceram, a new procedure for preparation of oxide-ceramic crown and bridge framework]. *Quintessenz Zahntech* 1990; 16: 35–46.
8. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703–4.
9. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1–25.
10. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299–307.
11. Rekow ED. CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. *J Can Dent Assoc* 1992; 58: 283, 7–8.
12. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24: 289–98.
13. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007; 51: 713–27.
14. Rekow D, Zhang Y, Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28: 362–8.
15. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006; 30: 45–53.
16. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehab* 2005; 32: 180–7.
17. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383–8.
18. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dentures: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237–44.
19. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 35–8.
20. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006; 37: 253–9.
21. Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 150–6.
22. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 469–75.
23. Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of

- posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 379–84.
24. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, P. VvS. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 702–9.
25. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2004; 71B: 381–6.
26. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426–33.
27. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9–18.
28. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150–4.
29. Ardlin BL. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590–5.
30. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; 24: 471–5.
31. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 27: 535–43.
32. Øilo M, Strand GV, Tvinnereim HM. Dental technicians' experiences with all-ceramic extra-coronal restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2006; 14: 174–8.
33. Øilo G, Tornquist A, Durling D, Andersson M. All-ceramic crowns and preparation characteristics: a mathematic approach. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 301–6.
34. 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.
35. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ. Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. *Compend Contin Educ Dent* 2000; 21: 649–52.
36. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74: 1253–8.
37. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 2004; 25: 2885–92.
38. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials* 2002; 23: 937–45.
39. Kim DJ, Lee MH, Lee DY, Han JS. Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y,Nb)-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> composite abutments for dental implant. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 438–43.
40. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater* 2007; 23: 1500–5.

Adresse: Årstadveien 17, N-5009 Bergen. E-post: Marit.Oilo@odont.uib.no

Artikkelen har gjennomgått ekstern faglig vurdering.