
Frakturer i keramer: forskning og klinisk erfaring

MARIT ØILO, KETIL KVAM & JOHN E. TIBBALLS

Fractures in dental ceramics: research and clinical experience

Summary

The main problem with ceramics as biomaterials is that they are brittle. One focus of research and development has been on improving the materials' fracture strength and thereby increasing the clinical success rates for dental, all-ceramic restorations. The most advanced dental ceramics should, according to *in vitro* testing, be able to withstand human mastication forces. Still, fractures occur more often than we like. Comparison of clinical observations and *in vitro* trials seeks to explain how and why these fractures occur. Fractographic analysis is a methodology used to investigate unexpected failures. Fractures in a brittle material leave tell-tale features on the fracture surfaces that can reveal both the origin of the fracture and the direction of crack propagation through the structure. Until very recently, fractography has only been applied to dental ceramics to a very limited extent. The method has revealed that fractures which occur *in vivo* usually start in the cervical margin, while fractures that have been produced *in vitro* usually start occlusally. This explains the discrepancy between fracture load *in vitro* and clinical fracture rates. Through simulation *in vitro* of clinical fracture behavior, we gain an understanding that suggests different strategies for tooth preparation and crown design.

Keywords: Dental ceramics, fracture analysis, clinical success, fracture strength, crown preparation design.

Introduksjon

De fleste mennesker får behov for odontologiske biomaterialer i løpet av livet. Det er derfor store økonomiske og helsemessige gevinster å hente på optimalisering av disse materialene. Materialer som skal benyttes til å erstatte tannsubstans må tåle mange ulike typer belastninger. De skal fungere over tid i et fuktig miljø med dynamiske belastninger, temperatursvingninger og endringer i pH-verdi. Det benyttes tre ulike typer faste materialer til å erstatte og reparere tenner: polymere materialer (plast), metaller og keramiske materialer. Alle tre har fordeler og ulemper. Det er bindingene mellom atomene i disse materialene som er avgjørende for deres mekaniske, kjemiske og fysiske egenskaper. Det er også disse som avgjør hvordan de kan benyttes i odontologien.

De polymere materialene har et vidt spekter av bruksområder fordi de kan tilpasses mange ulike funksjoner, fra fleksible polyamidproteser (nylon) til stive komposittfyllinger som kan herdes på plass i munnen. Polymere materialer er utsatt for slitasje og endringer i egenskaper over tid. I tillegg er det risiko for allergi og andre uønskede reaksjoner på enkelte av komponentene, spesielt i uherdet tilstand. Metallene er på grunn av elektronskyene i metallbindingen duktile, men likevel sterke og varige. Ulike legeringer benyttes for å oppnå ønskede egenskaper som styrke, stivhet, korrosjonsresistens og farge. Metaller er imidlertid alltid grå, sølv- eller gullfargede og kan dermed virke skjemmende. Keramene er i hovedsak bundet sammen av sterke kjemiske bindinger (kovalente og ioniske). Materialene som dannes er stive og sprø. De tåler høye belastninger når de blir utsatt for kompresjon, men ved strekking eller bøying kan de sprekke ved langt lavere belastninger. Keramene er imidlertid mer kjemisk stabile over tid enn metallegeringer, er biokompatible og samtidig estetisk velegnet til å imitere tannsubstans (1-3).

Keramer som odontologisk biomaterial

Det er mange år siden tannleger begynte å interessere seg for å benytte keramiske materialer for å gjenskape tenner (3). Hovedproblemet med disse materialene har alltid vært at de frakturerer i klinisk bruk og dermed har kortere levetid enn metallalternativer (Fig. 1) (4-5). Det er lagt ned store ressurser på å forbedre keramene til odontologisk bruk, og det finnes i dag en rekke høyspesialiserte keramiske materialer med mange indikasjonsområder (2). Med vanlig porselen som utgangspunkt ble det gjort endringer i sammensetning for å tilpasse fargen bedre til tannsubstans. Etter hvert ble ulike forsterkningsmekanismer tilført for å gi mer holdbare restaureringer. Ulike krystallinske partikler ble tilsatt for å fungere som sprekkavledere eller sprekkhemmere. Ved å øke mengden krystallinske partikler fikk man økt bruddstyrke. Det ble nødvendig å endre selve fremstillingsprosessen for å kunne øke andelen krystallinske partikler til over 50 %. To materialtyper med høyt krystallinsk innhold ble utviklet av ulike produsenter, glasskeram fremstilt ved pressteknikk (Empress) og glassinfiltrert keram (InCeram). Disse materialene oppnådde med dette en markant bedre bruddstyrke enn tidligere materialer (6). Ulempen var at materialene ble mer



Figur 1. Eksempel på krone som er frakturert i klinisk praksis. Kronen sitter fortsatt på plass, men frakturen sees tydelig på grunn av misfarging. Foto: Kjell Ulsund.

opake og måtte dekkes av et keram med mindre andel krystallinske partikler, "dekk-keram", for å oppnå tilfredsstillende estetikk i synlige områder. De høykrystallinske materialene kalles "kjernekeramer" som en samlebetegnelse, selv om de også kan benyttes uten dette estetiske dekket.

Parallelt med utviklingen av materialene kom syreets- og adhesivteknikken. Muligheten for å benytte samme teknikk på de keramiske materialene og dermed oppnå limeffekt til både tannsubstans og restaureringsmateriale med resinsement, revolusjonerte bruken av keramer innen odontologi (7). Limeffekten gir styrke til restaureringen ved at tannrestaurerings-komplekset opptar tyggebelastningen som en enhet og dermed fordeler belastningen mellom tann, sement og restaurering. Det blir mindre belastning på det skjøre keramet og en forlenget klinisk funksjonstid. Ved denne oppdagelsen fikk de keramiske materiene utvidete indikasjonsområder, og de gamle materialene med liten andel krystallinske partikler ble igjen aktuelle, da styrken ikke lenger var like avgjørende i enkelttannrestaureringer med liten tykkelse.

Frakturer var likevel det mest hyppige kliniske problemet som ble observert ved bruk av keramer, og materialforskere fortsatte jakten på det "optimale keramet". På 1990-tallet klarte de første produsentene å fremstille et odontologisk keram med så å si bare krystallinske partikler av aluminiumoksid, (Al_2O_3 , Procera Alumina) (8). Dette materialet gjorde stor suksess, spesielt i Skandinavia, og var nærmest markedsledende inntil det neste materialet dukket opp. Zirkoniumdioksid, (ZrO_2 , zirkonia) består også av tilnærmet bare krystallinske partikler. Dette materialet kan vise til enda høyere bruddstyrke enn samtlige tidligere materialer (9-11). I laboratorietester viser en krone med zirkoniakjerne langt høyere bruddstyrkeverdier enn det som er målt ved maksimal bitekraft (12, 13). Materialet skulle derfor være velegnet til oral bruk. Ulempen med alumina og zirkonia er at de ikke kan oppnå samme limeffekt med adhesivteknikk som de andre nevnte keramene (14). Både alumina og zirkonia er typiske kjernekeramer og trenger som regel et dekk av lavkrystallinsk dekk-keram for å tilfredsstillende høye estetiske

krav. Zirkonia kan imidlertid fremstilles i en rekke ulike fargetoner og i ulik grad av translusens, slik at behovet for et slikt dekke er mindre enn for alumina. Zirkonia kan benyttes også helt uten et slikt dekke (Fig. 2). Dermed reduseres kravet til prepareringsdybder, og en kan spare verdifull tannsubstans. Zirkonia er til nå det eneste keramiske materialet som er sterkt nok til framstilling av broer med tre eller flere ledd.



Figur 2. Eksempel på en fullkontur zirkoniakrone på tann 16 uten annet dekke enn litt farget glasur. Prepareringen er utført omtrent som for en gullkone med ca. 0,5 mm tykkelse og en grunn konkavpreparering. Foto M. Øilo.

Kliniske erfaringer

Det har blitt utført mange kliniske studier som viser gode resultater med de ulike keramiske materialene (4,5). De beste studiene viser suksessrater som tilsvarende metall-keramrestaureringer (MK), men det er forbausende få studier som sammenlikner keramiske restaureringer med MK, eller ulike keramiske produkter med hverandre. Selv om frakturnratene har blitt dramatisk redusert siden

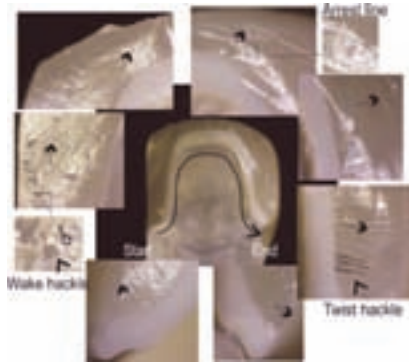
1970-årene, er det likevel frakturer som hyppigst oppgis som årsak til omgjøringer. Det kan være frakturer i selve kjernekeramet, men også avskalling av dekk-keram, der bruddet har gått i dette (kohe-sivt) eller i bindingsflaten (adhesivt) som rapporteres. Da ulike kri-terier er lagt til grunn for evaluering av restaurerings suksess, og verdiene av målinger ikke alltid er sammenliknbare, er det også store variasjoner mellom de ulike studiene.

En av de store ulempene ved de fleste tilgjengelige studier er at de ikke gjør noen videre vurdering av hvordan eller hvorfor fraktu-rene har oppstått. Det hadde for eksempel vært interessant å vite om de pasientene som opplevde fraktur av en keramisk restaure-ring også opplevde andre frakturer i tannsettet. Kanskje har de en eller annen form for uvane eller dysfunksjon som har gitt spesielt store belastninger akkurat på den ene tannen. Det kan også tenkes at enkelte restaureringer framstilles med en eller annen form for defekt, som for eksempel en mikrosprekk som har oppstått under produksjonsprosessen, en forurensning i keramet, en spesielt ujevn prepareringsgrense eller annet som kan ha svekket akkurat den re-staureringen. Dersom vi skal fullt utnytte potensialet i de keramiske materialene, må vi kartlegge hva som går galt.

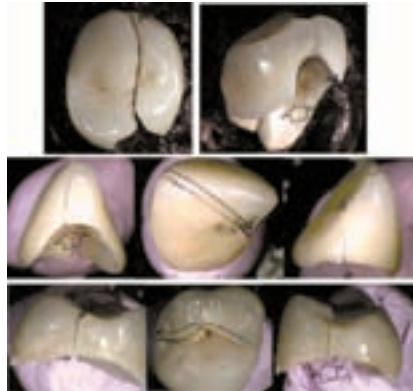
Frakturanalyser

Ved å samle inn frakturerte restaureringer og analysere dem med bruddmekaniske metoder slik en metallurg gjør med havarerte konstruksjoner, er det mye vi kan lære (15, 17). Bedrifter som ikke retter opp feil i produksjonen, vil få tap av marked og anseelse, med økonomiske konsekvenser. Innen odontologi har denne tan-kegangen vært fraværende. Vi har vært opptatt av hvor mange som har gått i stykker, men lite opptatt av hvorfor eller hvordan vi skal unngå at den neste restaureringen frakturerer. Vi har bare etterspurt sterkere materialer. Kostnader og ekstrabelastninger ved utskifting av restaureringer er det i hovedsak pasientene som har måttet bære, men også tannleger og tanntekniker taper på dette.

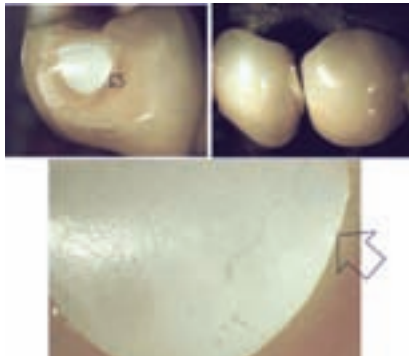
Figur 3. Fraktografiske spor i bruddflaten på en keramisk krone med aluminakjerne, observert i lysmikroskop. Sporene er lettest å lese i dekkkeram ettersom dette inneholder flere porer og defekter enn i kjernekeram. Bak en pore vil frakturere etterlate en liten hale som peker vekk fra startstedet "Wake hackle". Dette kan benyttes til å fastslå retningen på bruddet og til å finne utgangspunktet for frakturen. Andre spor som "Arrest lines" og "Twist hackle" viser også hvordan frakturen har beveget seg gjennom restaureringen. Pilene indikerer frakturetningen.



Figur 4. Typiske frakturmønstre for ulike kroner. Øverst: En halvmåneformet lingual fraktur. Frakturen over okklusalflaten er sekundær, trolig oppstått ved fjerning fra pilaren (stiplet pil). Midten: typisk fortannskrone med brudd fra en approximalflate til den andre over incisalkanten. Nederst: Typisk molarfraktur som går fra en approximalflate til den andre og følger okklusalfissuren. Stor pil indikerer startpunktet. Lang pil indikerer retning på frakturen.



Figur 5. En frakturert bro med zirkoniakjerne viser bruddstart mot det bukkale i mellomleddet.



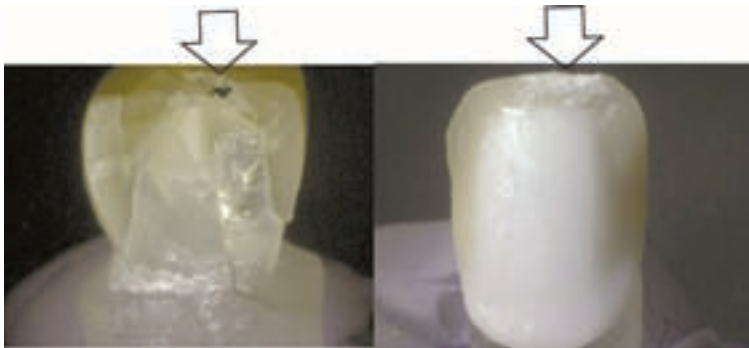
Sprø materialer etterlater spor i bruddflatene som kan “leses” for å slå fast hvor bruddet har oppstått og hvordan det har beveget seg gjennom konstruksjonen (Fig. 3) (18). Innsamlede kroner som har frakturert i klinisk bruk viser i de fleste tilfellene at frakturene starter cervikalt i det approssimale området (17). En del frakturer deler restaureringen i to tvers over okklusalflaten eller incisalkanten, mens andre deler av en liten halvmåneformet bit, som regel lingualt eller palatinalt (Fig. 4). Det er de samme mønstre vi ser på alle typer restaureringer og alle typer av keramiske materialer, også zirkoniakroner. Når det gjelder broer ser det ut til at frakturer som regel skjer i mellomledet, men det er svært få slike analyser som er utført. Frakturene starter imidlertid ikke alltid fra det mest linguale punktet på mellomledet (Fig. 5).

Laboratoriestudier

Når vi sammenlikner ulike keramiske materialer benytter vi ofte laboratoriestudier i mangel av kliniske data. Til dette benyttes gjerne enkle standardtester som bøyeprovning på stavformede eller skiveformede prøvestykker for å beregne bøyestyrken. I beste fall benyttes kroneformede prøvestykker som belastes okklusalt til brudd oppstår. Disse viser at bruddstyrken øker med økende andel krystallinske partikler og at zirkonia har høyest bruddstyrke. Basert på disse dataene skulle både alumina og zirkonia nærmest være uknuselige ved vanlig tyggekraft, mens keramer med lavere krystallinsk andel egentlig ikke skulle kunne brukes i det hele tatt. Når akseptable kliniske resultater med lav-krystallinske keramer oppnås, kan dette komme av limeffekten fra adhesivsementen som beskrevet i tidligere avsnitt. Hvorfor en zirkoniakrone frakturerer i klinisk bruk, er vanskelig å forklare basert på de tilgjengelige data.

Studier på normkroner baseres ofte på kroner som er sirkelrundede og med en jevntykk og plan prepareringsgrense (12,19,20). De belastes okklusalt med en stålkule eller tilsvarende til brudd oppstår. Studier der frakturanalyser er gjennomført og som presenterer

bilder av frakturerte kroner viser at frakturene starter okklusalt ved belastningspunktet (Fig. 6), altså helt ulikt til det vi ser ved de kliniske analysene. Dette betyr at man til nå ikke har klart å gjenskape en klinisk situasjon ved testing av keramiske kroner på laboratoriet, og at de dataene som finnes ikke kan benyttes til direkte sammenlikning med klinikk (17,21). Videre tyder dette på at belastningen som kronene har vært utsatt for klinisk, ikke er størst okklusalt, men cervikalt (16,17). Utfordringen nå er å utvikle laboratorietester som gjensker kliniske frakturer *in vitro*. Først da kan vi få data som kan benyttes til direkte sammenlikning mellom materialer og data som kan overføres til klinisk materialvalg, samt parametere som kan påvirke levetiden til keramiske restaureringer.



Figur 6. Typisk frakturmønster for kroner belastet i en laboratorietest. Frakturene starter okklusalt der kronen har blitt belastet med en stålkule. Denne figuren viser typisk kontaktskader på en krone av et litiumdisilikat-forsterket materiale (venstre) og en krone med kjerne av zirkonia (høyre). Denne typen brudd er ikke observert i noen av de frakturerte restaureringene vi har fått innsendt fra norske tannleger.

I et samarbeid mellom Universitetet i Bergen og NIOM er det nylig utviklet en laboratorietest der klinisk relevante brudd fremprovoseres ved å skape strekkbelastninger cervikalt på kroner (22). Denne testen har gitt frakturstart cervikalt og approksimalt slik det observeres klinisk. Videre tester med ulike designparametere er i gang. Det kan hende at en må tenke nytt med hensyn til prepareringsdesign

og utforming av kronene. Det er naturlig å anta at en må preparere dypere approksimalt for å øke tykkelsen, men da dette vil gå på bekostning av tannsubstans og pulpavitalitet, er det ikke ønskelig av biologiske hensyn. Dessuten er det ikke sikkert at det er dette som er mest hensiktsmessig. Det kan være tilstrekkelig å sørge for jevnest mulig prepareringsgrense, samt å lage den aksiale veggen i kjernematerialet tykkere på bekostning av dekk-keramet. Approksimalt kan dette gjøres uten å forringe estetikken vesentlig. Det kan også tenkes at det er cervikalt i den tynne kroneavslutningen at de fleste fremstillingsdefektene ligger. Dette er noe det jobbes med å belyse i de pågående studier. Når det gjelder broer, må vi avvente flere kliniske brudd før disse kan analyseres. Det er imidlertid tydelig at kronekantene og mellomleddene er de svakeste punktene.

Som tannlege må en passe på å ha jevne kronekanter og tilstrekkelig plass til mellomledd. I tillegg er det viktig å unngå å måtte slipe kronekanter og mellomledd for tilpasning og justering. Dette kan gi mikrosprekker som kan ende som en fraktur. Det kan også være en løsning å benytte finpolerte kjernekeram, uten dekk-keram approksimalt og palatinalt. Tykkelsen på kjernekeramet kan da økes, og styrken vil bli bedre i disse områdene.

Konklusjon

Tannleger og tannteknikere må lære av sine feil for å bli bedre. Det vil si at feilslag må analyseres grundig. Ved å finne ut hva som er årsak til kliniske frakturer, er det enklere å se hvor forbedringspotensialet ligger. Frakturanalyser er et hjelpemiddel for å forstå hvorfor og hvordan frakturer oppstår. Laboratoriestudier som gjenskaper klinisk virkelighet vil kunne gi oss data som kan benyttes til å forbedre design og teknikk i en klinisk hverdag. Slik det ser ut til nå, er det utformingen av prepareringsgrensen cervikalt og kronekanten approksimalt som har størst betydning.

Takk

Denne artikkelen ville ikke vært mulig uten hjelp fra de tannleger som har sendt inn sine frakturerte restaureringer. Vi er takknemlige og ønsker fortsatt flere. Legg ved informasjon om materialet i restaureringen, sement, tid siden sementering og om det er spesielle forhold som kan tenkes å ha forårsaket frakturen som traume, dysfunksjon, karies eller liknende, dersom denne informasjonen er tilgjengelig. Ikke send med pasientdata. Anonyme innsendinger er også velkomne. Dersom en av dine pasienter opplever at en keramisk restaurering frakturerer, send restaureringen til: Marit Øilo, Institutt for klinisk odontologi, Det medisinsk-odontologiske fakultet, UiB, Postboks 7804, 5020 Bergen.

REFERANSER

1. Øilo M, Strand G, Tvinnereim H: Keramer som tannrestaureringsmateriale. *Nor Tannlegefor Tid* 2005;115:322-328.
2. Kelly JR: Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:viii, 513-530.
3. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD: Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
4. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part i: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl 3:73-85.
5. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part ii: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl 3:86-96.
6. Anusavice KJ: Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993;124:72-84.
7. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G: Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent* 2000;28:163-177.

8. 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.
9. Denry I, Kelly JR: State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
10. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW: Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561-569.
11. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B: Zirconia-tzp and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999;7:113-119.
12. Snyder MD, Hogg KD: Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemp Dent Pract* 2005;6:54-63.
13. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM: Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32:451-457.
14. Kern M, Wegner SM: Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
15. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ: Fracture surface analysis of dental ceramics: Clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3:430-440.
16. Quinn GD, Hoffman K, Scherrer S, Lohbauer U, Amberger G, Karl M, Kelly JR: Fractographic analysis of broken ceramic dental restorations; Fractography of glasses and ceramics vi, John Wiley & Sons, Inc., 2012, pp 161-174.
17. Øilo M, Gjerdet NR: Fractographic analysis of all-ceramic crowns: A study of 27 clinically-fractured crowns. *Dent Mater* 2013;29:78-84.
18. Quinn GD: Fractography of ceramics and glasses Washington, National Institute of Standards and Technology, 2007.
19. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP: Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater* 2009;25:1122-1127.
20. Rekow ED, Zhang G, Thompson V, Kim JW, Coelho P, Zhang Y: Effects of geometry on fracture initiation and propagation in all-ceramic crowns. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:436-446.

21. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD: The slippery slope: Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater* 2012;28:41-51.
22. Øilo M, Kvam K, Tibballs J, NR G: Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns *Dent Mater* 2013;29:815-823.