

PROSJEKTOPPGAVE FOR DET INTEGRERTE MASTERGRADSSTUDIET I ODONTOLOGI

---

# HELKERAMISKE KRONER

---

AKTUELLE MATERIALTYPER OG KRITERIER FOR MATERIALVALG



---

**STUDENTER**

---

SILJE GJØLME THORVALDSEN

KAROLINE STØLEN

---

**VEILEDERE**

---

MARIT ØILO

HELENE MEYER TVINNEREIM

INSTITUTT FOR KLINISK ODONTOLOGI – PROTETIKK/BIOMATERIALER

DET MEDISINSK-ODONTOLOGISKE FAKULTET

UNIVERSITETET I BERGEN

JANUAR 2012

## INNHALDSFORTEGNELSE

---

Sammendrag .....	3
Abstract .....	4
Introduksjon .....	5
Material og metode.....	6
Keramer .....	7
Helkeramiske restaureringer.....	8
Materialegenskaper .....	10
Prepareringsteknikker .....	12
Framstillingsteknikker .....	13
Alumina .....	16
Zirkonia.....	18
Litiumdisilikatforsterkede glasskeramer .....	21
Translusens og optiske egenskaper.....	23
Slitasje på antagonist og krone .....	26
Sement og sementering .....	27
Klinisk erfaring.....	30
Konklusjon .....	35
Takk til .....	35
Referanseliste.....	36

## SAMMENDRAG

---

*Bakgrunn:* Odontologiske restaureringer har i de siste tiårene fått et økt fokus på estetikk. Dette har fremskyndet utviklingen av helkeramiske kroner og ulike dentale keramiske materialer. Det finnes en rekke ulike produkter på markedet og det kan derfor være vanskelig å vite hvilke du skal velge under ulike forutsetninger. Vi ønsket å sammenligne tre av de mest brukte keramiske materialene med hensyn til indikasjoner og begrensninger. Målet var å utarbeide en klinisk guide for valg av de ulike materialene.

*Materiale og metode:* Materialet til denne artikkelen er hovedsakelig hentet fra relevant litteratur i den medisinske databasen «PubMed». Søkeordene inkluderte blant annet: zirconia, alumina, lithium disilicate, glass ceramics, all ceramic crowns, translucency all ceramic crowns, dental ceramics. Vi har også sett i ulike lærebøker innen protetikk, materiallære samt bøker som går mer spesifikt inn på emnet helkeramiske restaureringer. I tillegg har vi gjennomført en intervjuundersøkelse med ulike tannteknikere samt diskutert oppgavens tema med erfarne tannleger.

*Resultater:* Etter en fylldig beskrivelse av de aktuelle keramiske materialene, presenterer vi et utvalg tannteknikeres synspunkt på bruken av disse. Det er vanskelig å finne klare svar på hvilke situasjoner de ulike keramiske materialene bør brukes, noe som gjenspeiles i at både tannleger og tannteknikere har forskjellige meninger. Over tid vil klinikere opparbeide seg forskjellige erfaringer og preferanser som vil bidra til å forme deres synspunkt. Det viktigste er at klinikerens selv gjør et bevisst valg, basert på bakgrunnskunnskap, produsentenes anbefalinger og informasjon, vitenskapelig dokumentasjon og sist men ikke minst klinisk erfaring.

## ABSTRACT

---

*Background:* In the last decades there has been an increase in the demand for aesthetic dental restorations. This has influenced the development of all-ceramic crowns and different dental ceramic materials. There are a lot of different commercially available ceramic products and therefore it can be difficult to know which product to choose in different scenarios. We wanted to compare three of the most commonly used ceramic materials with regard to indications and limitations. The aim was to make a clinical guide for when to use the different materials.

*Material and methods:* The material for this paper is mainly found by searching the medical database “PubMed” for relevant literature. The keywords included, among others: zirconia, alumina, lithium disilicate, glass ceramics, all ceramic crowns, translucency all ceramic crowns, dental ceramics. In addition several textbooks were used. We have also conducted an interview survey among dental technicians about the subject, and had interviews with experienced dentists.

*Results:* After a thorough description of the selected materials, we present the answers from the interview survey and the interviews. They show that opinions of both clinicians and the dental technicians are contradictory and there is no clear answer to our questions. Over time, clinicians acquire different experience and preferences which will contribute to ones point of view. Most important, the clinician has to make a conscious choice, based on background knowledge, manufacturers’ recommendations and information, scientific documentation and last but not least clinical experience.

## INTRODUKSJON

---

I odontologi har metall-legeringer vært bruk i mer enn hundre år og er kjent som forutsigbare og veletablerte kliniske materialer for restaureringer innen fast protetik (1). Metall-keram-kroner (MK-kroner) har lenge vært "gullstandard" og krever relativt lite spesialkunnskap for bruk, noe som har ført til en verdensomspennende aksept siden introduksjonen på 1950-tallet.

Odontologiske restaureringer har i nyere tid fått et større fokus på estetikk, noe som har framskyndet utviklingen av keramer til bruk i tannrestaureringer. Porselen er den første typen keram som ble brukt som dentalt materiale (2). Den franske apoteker og kjemiker Duchateau og den parisiske tannlegen Dubois de Chemant begynte på slutten av 1700-tallet å bruke porselen som dentalt rekonstruksjonsmateriale, som porselenstener til helproteser (3). Rundt 1900 kom den helkeramiske "jacketkronen" laget av feltspatkeram (4). På grunn av stort antall frakturer ble det etter hvert forsøkt å forsterke feltspatkeramet med forskjellige krystaller. På 1950-tallet kom teknikken for å binde et lag med feltspatkeram til en metallkjerne (MK). Dette ble en suksess fordi man klarte å kombinere metallens styrke med keramets estetikk. MK-kroner er fremdeles den mest brukte protetiske erstatningen i dag. Helkeramiske kroner fikk for alvor gjennomslag med syre-ets-teknikken på 1980-tallet (5). Denne teknikken gjorde det mulig å lime keramrestaureringer til den underliggende tannsubstans og ga dermed styrke til restaurering/tann-komplekset. Videre har høystyrkekeramer med tilstrekkelig bøyestyrke til å bli brukt uten andre understrukturer blitt utviklet for å erstatte metaller (4). Disse materialene er avanserte, vanligvis syntetiske keramer med en krevende fremstillingsmetode. Dette er krystallinske keramer (oksidkeramer) av typen aluminiumoksid (alumina,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) og zirkonium(di)oksid (zirkonia,  $\text{ZrO}_2$ ). Sistnevnte er det sterkeste keramiske materialet og kan benyttes i brokonstruksjoner. På 1980-tallet ble teknikken computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) introdusert i odontologien og har hatt stor betydning for fremstillingsprosessen ved å muliggjøre bruken av mer avanserte materialer i fast protetik.

Denne oppgaven er hovedsakelig et litteraturstudie, der målsettingen er å sammenligne bruksområder og egenskaper ved noen av de mest brukte helkeramiske materialene til kronerrestaureringer i Norge, samt lage en oversikt over hvilke materialer som benyttes når og hvor. Vi har valgt å se bort fra materialer som brukes i restaureringer som kun skal erstatte minimalt tanntap, som fasetter og skallkroner. Gjennom samtaler med tann teknikere og tannleger, klinisk erfaring og litteratursøk har vi valgt å fokusere på zirkonia, alumina og litiumdisilikatforsterkede glasskeramer og beskriver derfor disse materialene inngående.

## MATERIAL OG METODE

---

Materialet til oppgaven er hovedsakelig funnet ved søk i den medisinske databasen "PubMed". Søkeordene var blant andre: zirconia, alumina, lithium disilicate, glass ceramics, all ceramic crowns, translucency all ceramic crowns, dental ceramics. I tillegg ble det benyttet ulike lærebøker, både innen protetik og materiallære samt bøker som går mer spesifikt inn på emnet helkeramiske restaureringer.

Vi har foretatt en intervjuundersøkelse blant tannteknikerlaboratorier, hvor spørsmålsformen var av en åpen type, det vil si uten faste svaralternativer. Vi har også diskutert oppgavens tema med noen instruktørtannleger ved Klinikk for protetik, UiB, og fått høre om deres erfaringer og anbefalinger. I oppgavesammenheng har vi også deltatt på kurs omhandlende keramsystemet IPS e.max®, holdt av Ivoclar Vivadent (produsent av systemer for helkeramiske restaureringer).

# KERAMER

---

---

## DEFINISJON

---

Begrepet keram kommer fra det greske ordet "keramos" som betyr brent leire eller pottemakerleire (2). Keramer er uorganiske, ikke-metalliske materialer som består av en forbindelse mellom metaller eller halvmetaller og ikke-metaller, i et fast nettverk av små molekyler (f.eks.  $\text{SiO}_2$ ) kjedet sammen med hovedsakelig ionebindinger, men også kovalente bindinger (2, 6). Keramene fremstilles gjerne fra pulver der partiklene smeltes sammen ved høy temperatur og trykk (6). Strukturmessig opptrer keramer i krystallinsk eller amorf fase, eller i en kombinasjon av disse (2). I den krystallinske formen er atomene plassert på en regelmessig måte, mens den amorfe formen har en mer uregelmessig struktur som også kalles glassfase. Glass er definert som uorganiske smelteprodukter som er avkjølt uten at det er dannet krystaller. De fleste keramiske produkter inneholder varierende mengder av glassfase. Denne uregelmessige strukturen er vanligvis ikke så stabil som den krystallinske og lar seg blant annet lettere etse av enkelte syrer. Adhesivteknikk kan benyttes ved sementering av dentale restaureringer av keramiske materialer med minst 30 % glassfase (6). Den krystallinske fasen består av krystaller med regelmessig struktur der type og mengde avhenger av hvilket keram det er og hvordan keramet blir fremstilt (7). Krystallfaser med kvarts, leucitt, litiumdisilikat, alumina og zirkonia forsterker keramet og gjør det mer motstandsdyktig mot bøyekrefter og sprekkdannelse (frakturseighet). I tillegg kan keramer inneholde ulike andre fyllpartikler, som for eksempel alkalioksider som senker sintringstemperaturen, bariumoksider for røntgenkontrast og ceriumoksider for tannfluorescens (3). Mens krystallfasen som regel er opak, er glassfasen translusent. Sammen gir de optiske effekter lignende tannvev. Den kjemiske bindingen mellom molekylene i keramer er svært sterk og lite løselig. Dette gjør keramene harde, men sprø og de tåler dermed dårlig strekk og bøyebelastninger. Små sprekker vil lett forplante seg videre i materialet. Derimot tåler de godt trykkbelastning.

## HELKERAMISKE RESTAURERINGER

---

I vårt fagfelt deler vi keramene inn i to hovedgrupper, kjernekeramer og dekkeramer (tabell 1):

---

### KJERNEKERAM

---

*Kjernekeramer* er keramer som er utviklet for å erstatte metallkjernen i protetiske erstatninger (2, 6). Disse kan deles inn i to grupper; forsterkede keramer og krystallinske keramer.

Forsterkede keramer ble utviklet på 1960-tallet. Partikler av alumina ble tilsatt i feltspatisk glass for å øke bøyestyrken. Disse partiklene hindrer sprekkdannelser i å utvikle seg i materialet. Med tiden har det blitt utviklet stadig sterkere typer kjernekeram, med ulike forsterkende partikler, som for eksempel litiumdisilikat. På 1980-tallet kom glassinfiltrert alumina, der et enda større innhold av alumina ga et sterkere keram, som samtidig ble mer opakt. I nyere tid har man utviklet rene krystallinske keramer som kun består av krystallfasen av alumina eller zirkonia. Disse materialene er så å si helt uten glassfase og er de sterkeste dentale keramene som finnes per i dag. De krystallinske keramenes styrke og holdbarhet går på bekostning av deres translusens og må derfor dekkes av dekkeram for å oppnå akseptabel estetikk. Zirkonia kan høyglanspoleres og brukes uten dekke i ikke synlig området, mens alumina bør dekkes over hele ytterflaten (8).

---

### DEKKERAM

---

*Dekkeramer* er keramer som ligner tannsubstans, men som er relativt svake (2, 6). Dekkeramer brukes for å dekke en understruktur av kjernekeram eller metall. De kan dessuten brukes alene, limt til tannsubstans, som skallkroner og skallfasetter, innlegg eller onlays. Dekkeramene er silikatbaserte og vi kan dele de inn i to typer etter fremstillingsmåte: håndopplagte feltspatkeramer og pressede glasskeramer. Feltspatkeramet regnes som den mest estetiske typen av dentale keramer og brukes der det er høye krav til estetikk. Det har en relativt lav bøyestyrke (70-100 MPa). Glasskeramene er en type feltspatisk glass som danner krystaller av en bestemt størrelse og mengde ved varmebehandling. Den har i stor grad lignende egenskaper og bruksområder som feltspatkeramet, men har generelt høyere bøyestyrke (120-450 MPa) og færre porøsiteter samt jevnere kvalitet. På grunn av dekkeramenes relativt lave bøyestyrke er de avhengig av å være bundet til et sterkt underlag.



Materialgruppe	Bøyestyrke (MPa)	Frakturstyrke ( $K_{IC}$ MPa $\sqrt{m}$ )	Elastisitetmodul (GPa)	Hardhet
Håndsopplagte feltspatkeramer	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
Alumina	500 – 900	3 – 6	375 – 418	1440 – 1600
Zirkonia	900 – 1400	5 – 13	200 – 300	1200 - 1400

Tabell 1. Mekaniske egenskaper til de ulike gruppene av dentale keramiske materialer i følge produsentinformasjon. I tabellen er dekkeramene markert med rød (rad to og tre), mens kjernekeramene er markert med blå (rad fire, fem og seks) (4).

Suksessen til mange helkeramiske systemer er avhengig av styrken på bindingen mellom dekk – og kjernekeram (9). Siden den keramiske kjernen er klart sterkere enn materialene brukt til dekkeram vil bindestyrken mellom disse spille en viktig rolle. Tykkelsen på keramkjernen i forhold til dekkeramet er dominerende faktorer med tanke på å kontrollere startstedet for sprekkvekst og potensielle feilslag. Selv om det er ønskelig å øke tykkelsen av keramkjernen er det viktig å ikke gå på kompromiss med hverken kronens estetikk ved overkonturering eller tannens vitalitet ved for mye substansreduksjon. Selv om dekkeramet er brukt primært av estetiske grunner, har det også en viktig rolle for den kliniske funksjonen til restaureringen.

## MATERIALEGENSKAPER

---

Vi har tre materialgrupper til bruk i tannrestaureringer; metaller, polymerer og keramer (tabell 2). Disse har alle ulike egenskaper, som gjør at bruksområdene blir forskjellige. Dentale keramer har som tidligere nevnt lenge vært i bruk innen odontologien. I de siste tiårene har man opplevd en revolusjon med tanke på utvikling av nye kerammaterialer, med ulike egenskaper (10).

Denne materialgruppen er den som er mest egnet til å etterligne/erstatte tannstruktur i form, farge, translusens og glans (11).

<b>Metaller</b>	<b>Polymerer</b>	<b>Keramer</b>
Harde	Myke	Harde
Duktile	Fleksible	Sprø
Tunge	Lette	Lette
Opake	Translusente	Translusente
Elektrisk-/varmeledende	Varmefølsomme	Varmebestandige
	Isolatorer	Isolatorer

Tabell 2. Oversikt over odontologiske materialgrupper og deres egenskaper.

Generelt har keramene ønskede karakteristika som biokompatibilitet, fargestabilitet samt termisk konduktivitet og termisk ekspansjonskoeffisient lik naturlig tannsubstans (gunstig for å unngå at spalten mellom restaurering og tann blir blottlagt ved intraorale termiske forandringer) (tabell 3) (10, 11). Keramene har god evne til å motstå slitasje i munnhulen, og har lavere tendens til plakkdannelse enn både naturlige tenner og andre restaureringer (6, 10).

En annen fordel, som gjelder for glasskeramene, er røntgenkontrasten, som er lik dentinets radiografiske opasitet (10). Denne egenskapen gjør det lettere å diagnostisere forandringer på underliggende tannstruktur. Krystallinske keramer har høyere røntgentetthet, spesielt zirkonia som likner metall. Keramer har generelt lav løselighet i biologiske media (4). Likevel har utlekk fra keramiske materialer og cytotoksiske reaksjoner fra dentalt kerampulver blitt observert i cellekulturer.

Keramene er hovedsakelig bundet sammen ved hjelp av ionebindinger (6). I motsetning til metaller som er duktile og bøyelige, er keramene harde og sprø, med lav strekkstyrke og høy trykkstyrke. Frakturer i et keramisk materiale utbrer seg oftest fra sprekker, porer eller andre defekter i overflaten og gjerne fra innsidens overflate. Sprekkforplantningene i keramene kan

føre til plutselige brudd uten merkbar deformasjon på forhånd (4, 12). På grunn av keramenes egenskaper er det derfor et poeng å lage en jevn spenningsfordeling i restaureringen, nettopp for å unngå mikrodefektene som gir sprekkvekst (6).

De forskjellige keramiske materialene viser stor variasjon i grad av slitasje på antagonistene. Det er dessverre få kliniske studier som viser hvordan keramets overflate og antagonistslitasje henger sammen, men en glansbrent overflate sliter betraktelig mindre enn en ru overflate (3).

Fordeler	Ulemper
<p>Gode estetiske egenskaper</p> <p>Biokompatibelt</p> <p>Lav varmeledning</p> <p>Lav bakterieadhesjon</p> <p>Fargestabilt</p> <p>Abrasjonsresistens</p>	<p>Tendens til plutselige brudd (utmattelsesbrudd)</p> <p>Komplisert og teknikkfølsom fremstilling</p> <p>Slitasje av antagonist i forhold til metall</p> <p>Vanskelig å reparere</p>

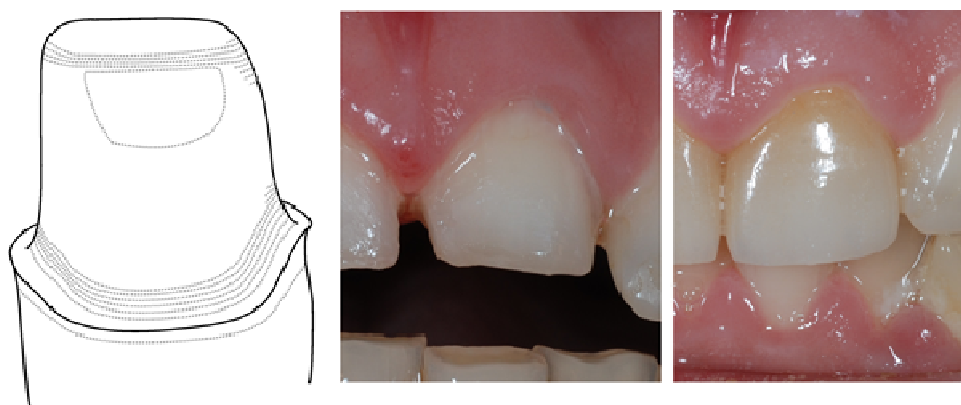
Tabell 3. Fordeler og ulemper ved bruk av keramer innen protetik.

## PREPARERINGSTEKNIKKER

---

Ved helkeramiske kroner er det nødvendig med en konkavpreparering (chamfer) fordi man behøver en tilstrekkelig tykkelse på keramet gjennom hele restaureringen, da styrken blir for lav ved tynne kanter. Materialet krever også at alle flater på prepareringen må være jevne dvs. ingen skarpe kanter eller hjørner (6). Overgangene mellom de ulike flatene må være krumme for å unngå spenningskontraksjoner. Opprettholdes disse kravene vil vi få en jevn spenningsfordeling i restaureringen og sannsynligheten for å unngå mikrodefekter, og dermed også sprekkvekst, minsker. CAD/CAM-teknikker kan i tillegg ikke frese til skarpe kanter inni kronene på grunn av dimensjon og utformingen på diamanten som benyttes. Det retinerende arealet på prepareringen blir mindre enn ved for eksempel planpreparering på grunn av de avrundede formene.

Dybde på konkavprepareringen avhenger av hvilken type restaurering man skal bruke (13). Skallkroner og fasetter som sementeres ved adhesivteknikk krever også mindre reduksjon av tannen (0,3-0,5 mm). Høystyrkekeramene krever derimot mer tannavvikelse slik at chamferen blir 0,8-1,5 mm dyp. Derimot vil man ved restaureringer som helt eller delvis har ett lag keram (for eksempel zirkonia og e.max) krever mindre reduksjon av tannsubstans enn kroner med dekkeram, der man må ta høyde for plass til porselensdekke (figur 1).

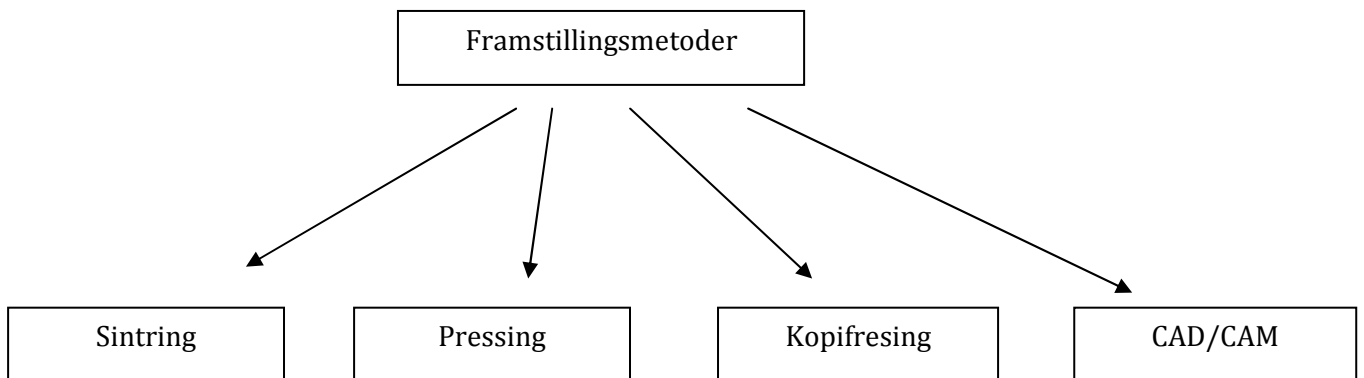


Figur 1. Tegningen til venstre viser en dyp konkavpreparering, mens bildet i midten viser en grunnere preparering til skallkrone. Bildet til høyre viser den sementerte restaureringen (13).

## FRAMSTILLINGSTEKNIKKER

---

Helkeramiske restaureringer kan framstilles ved ulike teknikker (figur 2) (3). Ut i fra produksjonsmetode kan de deles opp i fire undergrupper: sintring, pressing, kopifresing og CAD/CAM.



Figur 2. Ulike framstillingsmetoder for keramiske materialer.

---

### HÅNDOPPLEGGING/SINTRING

---

Her foregår brenningen direkte på modellen (3). Det første steget er å blande keramisk pulver med væske eller destillert vann for å produsere et formbart materiale, «slurry» (14). Slurryen legges så lagvis på understrukturen for å illudere anatomiske dimensjoner, farge og translusens til den naturlige tannen. Deretter varmes slurryen opp under vakuum til nær keramets smeltepunkt, og partiklene sintres. Sintring gjør materialet tettere, men fører også til skrumpning (2, 6).

---

### STØPING/PRESSING

---

Den planlagte restaureringen modelleres i voks på arbeidsmodellen og investeres i en kyvette (3). Voksen brennes ut ved høy temperatur, og det oppstår et hulrom hvor keramassen appliseres og presses på 1180°C (lost wax technique) (14).

---

## KOPIFRESING

---

En resinmodell av den planlagte restaureringen fremstilles (3). Kopifresemaskinen leser av modellen og freser ut en identisk restaurering i keram. Alle keramiske materialer kan i prinsippet fremstilles på denne måten, men den brukes vanligvis ikke i dag. Etter fresing må restaureringen bearbeides manuelt for å oppnå estetiske forbedringer.

---

## CAD/CAM

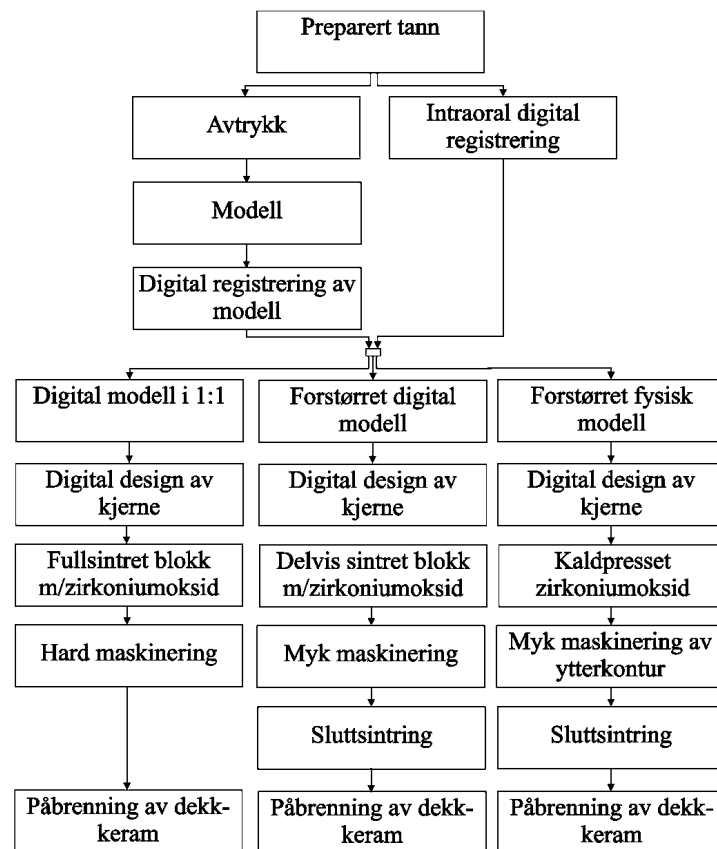
---

CAD/CAM (Computer aided design/computer aided manufacturing) er en teknikk hvor en benytter digitalisert styring av modellframstilling, design og maskinering (Figur 3) (15). Maskinering av kjernestrukturer ved hjelp av CAD/CAM har de siste årene vært økende og det finnes mange ulike systemer for denne teknikken (16). Felles for de fleste er at prosedyrene starter ved en datastyrt skanning av enten gipsmodellen eller det intraorale digitale avtrykket. Etter dette overføres den digitale informasjonen til et datasystem for bearbeiding (3). Den endelige formen gjenskapes deretter ved maskinell fresing av keramet.

Krystallinske keramer kan fremstilles på tre ulike måter (ulik fremstilling gir ulike sluttprodukter) (15);

- Hardmaskinering som vil si at kjernestrukturen freses direkte fra en fullsintret blokk av keramisk materiale. Keramblokken er sintret ved høyt og jevnt økende trykk fra alle sider samt høy temperatur (hot isostatic pressing, HIP). Fresingen er hard og tidkrevende og diamanten i fresemaskinen må skiftes ofte.
- Mykmaskinering der kjernestrukturen freses ut av en kun delvis sintret blokk av keramisk materiale (såkalt green-stage (3)) som ferdigsintres etter fresingen. Dette medfører en krympning av keramet som det må tas høyde for ved formgivingen av kjernestrukturen som freses ut av keramblokken. Fordelen med mykmaskinering er at maskintiden blir kortere og at slitasje av verktøyet blir mindre, ettersom materialet ikke er like hardt som ved sluttsintret form. Ulempen er at sintringen ikke blir like god som ved HIP.
- Kaldpressing (etterfulgt av myk maskinering). En slurry (oppløsning) av zirkonia eller alumina presses på en forstørret modell av prepareringen (kaldsintring). Ytterkonturen freses ved hjelp av CAD/CAM. Ferdigsintringen skjer også der etter fresingen og sintringskrympningen må tas høyde for ved formgivingen. Denne fremstillingsmetoden kan kun brukes for enkle kroner.

Fordeler ved bruk av CAD/CAM er at kjernekeramet fremstilles fra en industriell, prefabrikkert blokk som i høy grad minsker risiko for defekter i materialet (3). Det negative er samtidig at freseverktøyene som brukes kan gi opphav til mikrofrakturer og spenninger i materialet. Dette gjelder først og fremst fresing ut i fra ferdigsintrede blokker (hardmaskinering), men den kliniske relevansen for dette er uklar. Maskintiden ved disse fremstillingsmetodene, som ved kopifresing, varierer fra 0,5 – 2 timer per ledd.



Figur 3. De ulike datastyrte fremstillingsprosessene trinn for trinn fra preparert tann til ferdig krone (15).

## ALUMINA

---

Ønsket om å finne et sterkere keram enn de allerede eksisterende silikatbaserte keramene (feltspat- og glasskeram) var på 1990-tallet sterkt fokusert på bruken av alumina (17). Dette på grunn av McLean og Hughes forskning på 1960-tallet, som rapporterte at styrken av feltspatkeramer økte ved tilsetning av aluminiumsoksidpulver (18).

Introduksjonen av Cerestore (60 % alumina) i 1983 (Coors Biomedical) førte til et gjennombrudd for helkeramiske kroner med et økt indikasjonsområde (19). Keramkroner kunne nå også brukes i sidesegmentet. Produktet ble likevel trukket fra markedet etter noen år på grunn av problemer med kronefrakturer i tillegg til en komplisert fremstillingsprosess. Etter dette kom HiCeram-kroner fra Vita, med omtrent lik mengde alumina, men med en mindre komplisert laboratorieprosess som gjorde materialet mer forutsigbart. Da heller ikke dette viste seg å være sterkt nok til bruk i sidesegmentet ble det erstattet av produktet In-Ceram (Vita) i 1990. Denne kronen består av glassinfiltrert alumina (ca. 70 % alumina).

Teknikken som brukes for produksjon av helkeramiske kroner med kjerne av ren tettsintret alumina ble utviklet av Andersson og Odén (Procerasystemet (Nobel Biocare)) (17, 20). I 1993 presenterte Procera AllCeram-konseptet (21). AllCeramkronene består av en tettsintret aluminakjerne med dekkporselen. Kjernen inneholder mer enn 99,9 % alumina og viste seg å ha høyere bøyestyrke enn kroner av In-Ceram (20, 21).

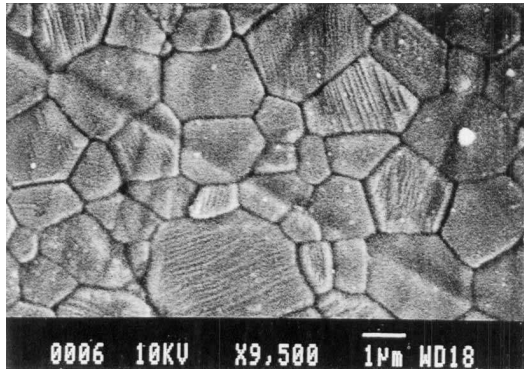
Alumina er det nest sterkeste keramet som finnes, med en bøyestyrke på 500 – 900 MPa (17). Det har stor overflatehardhet, høy elastisitetsmodul og høy styrke (3). Overlevelse etter 5-10 år viser en god prognose for aluminakroner, også i sidesegmentet (20).

Dentalt alumina dannes ved at kompakt aluminapulver ( $\text{Al}_2\text{O}_3 > 99,9 \%$ ) sintres ved  $1550^\circ\text{C}$  (21). Under sintringen vokser aluminapartiklene sammen til en kornlignende struktur med gjennomsnittlig kornstørrelse på  $4 \mu\text{m}$ . Under sintringsprosessen kontraherer alumina 15-20 % (22). Dette må man ta høyde for ved fremstilling av aluminakjernen.

For å oppnå optimal tetthet er det nødvendig å eliminere usammenhengende kornvekst (21). Porer følger korn grensene og blir ikke fanget inni kornene. Siden porene befinner seg ved korn grensene, er diffusjonsveien kort, noe som letter den endelige fjerningen av porøsiteter. En liten mengde magnesiumoksid ( $\text{MgO}$ ) tilsatt til alumina hindrer usammenhengende kornvekst og muliggjør at materialet kan sintres til nær full tetthet. Sintringen fører til en molekylær kondensering av oksidet som gjør overflaten høyresistent og fri for porøsiteter (figur 6) (22).



Man mangler dokumentasjon på bruk av alumina uten porselensdekke da det utelukkende har blitt framstilt med dekke av porselen. Det er derfor usikkert om materialet er polerbart og materialet bør trolig ikke brukes uten dekkeram både på grunn av estetikk, faren for antagonistslitasje og plakkretensjon.

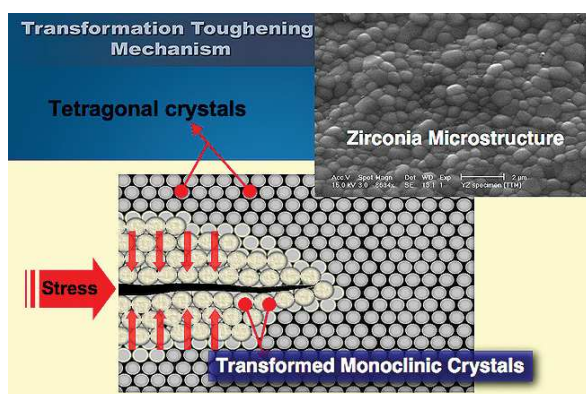


Figur 4. Scanning-elektron-mikrografiet viser et tverrsnitt av en sintret aluminakjerne som er polert og etsset (21).

## ZIRKONIA

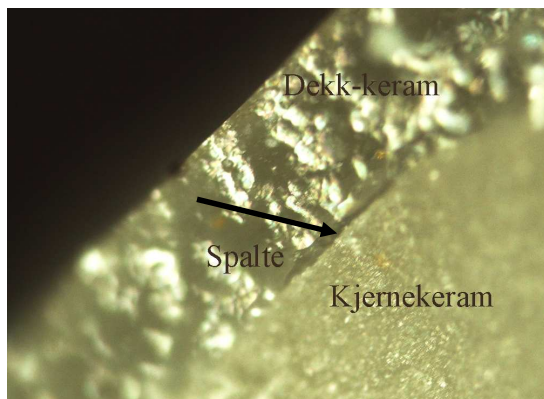
Zirkoniabaserte keramer har blitt brukt i andre industrier i flere år før de ble introdusert til odontologien (12). Zirkonia ble introdusert på 1990-tallet på grunn av dets gode mekaniske og kjemiske egenskaper. I dag blir det brukt både som kjernekeram i kroner og broer, som stifter, implantat og i kjeveortopediske brackets. Zirkonia er det sterkeste keramet som finnes med en bøyestyrke på 1000 – 1300 MPa, dannet av zirkonium, et metall som finnes naturlig i jordskorpen, samt oksygen (23)

Zirkonia er i sin rene form et materiale som opptrer i tre temperaturavhengige krystallstrukturer: monoklin (romtemperatur – 1170 °C), tetragonal (1170 °C – 2370 °C) og kubisk (2370 °C - smeltepunktet). Både den tetragonale og den kubiske krystallstrukturen danner sterke materialer, men ulempen er at den monokline formen favoriseres ved nedkjøling (5). Når stabiliserende oksider, som magnesium, cerium, yttrium eller kalsium tilsettes zirkonia beholdes den tetragonale fasen selv i romtemperatur (23). Ved å øke mengden av disse oksidene kan man oppnå et stabilt materiale i tetragonal struktur. Materialet er stabilt så lenge det ikke blir utsatt for stor spenning, eller høy temperatur (5). Som respons på mekaniske stimuli, som f.eks. strekkrefter ved en sprekks ytterpunkt, vil tetragonal zirkonia transformeres til den mer stabile monokline fase (t-m-transformasjon (figur 5)), noe som medfører en volumøkning på ca. 4 % (1). Denne volumøkningen avleder energi fra sprekken og hemmer videre sprekkvekst (12, 23).



Figur 5. Illustrasjon av mekanismene bak t-m-transformasjon av zirkonia (12).

Sammenliknet med alumina har zirkonia dobbelt så høy bøyestyrke, delvis på grunn av at zirkonia har lavere kornstørrelse ( $< 0,4 \mu\text{m}$  (14)) samt mekanismen t-m-transformasjon som hemmer sprekkvekst. Det har tidligere kun vært mulig å fremstille zirkonia i en melkehvit, opak farge, men nå tilbyr noen produsenter produkter som farges med ulike metallsalter for å oppnå ønsket tannfarge på kjernen (12). Fargen kan tilsettes etter at kjernen er frest ut, før den brennes eller man kan få blokker med allerede farget zirkonia. Farget zirkonia kan minimere behovet for en opaker (et lag med opak kerammasse som blokkerer ut fargen fra understrukturen). Dette kan gi bedre estetiske resultater på restaureringene ved at translusensen utnyttes bedre. Av estetiske grunner må materialet dekkes med feltspatkeram i synlige områder (figur 6).



Figur 6. Spalte i bindingen mellom dekk-keram og zirkonia

Zirkonias høye andel av krystallfase fører til at lite lys slipper gjennom, og dermed blir materialet opakt (3). Feltspatkeramet har mye lavere bøyestyrke og bruddstyrke og har derfor en tendens til å “chippe” eller frakturere ved bruk (24). Flere studier har vist chippingrater på ca. 15 % etter 3 til 5 år (12). Derfor er det en fordel å bruke høyglanspolert zirkonia uten porselensdekke der man har antagonistkontakt (8). Dette er slitasjevennlig da den abrasive effekten er lavere enn hos vanlig dekkeram. I tillegg er det vevsbesparende, da man ikke behøver tenke på plass til dekkeram (figur 7).



Figur 7. Zirkoniakroner med dekkporselen kun i den synlige (bukkkale) del av restaureringen. Tekniker utformer kjernen med en bukkal fasettpreparering for plass til dekkeramet. (Oratio. Foto: O. Davik, Dentalstøp).

I nyere tid har man utviklet fargede og mer translusente zirkoniamaterialer for å øke estetikken. Dette medfører at man kan lage kroner i monolitisk zirkonia (zirkoniakrone uten dekkeram), der man har gjennomgående høy styrke og unngår chippingproblematikken.

## LITIUMDISILIKATFORSTERKEDE GLASSKERAMER

---

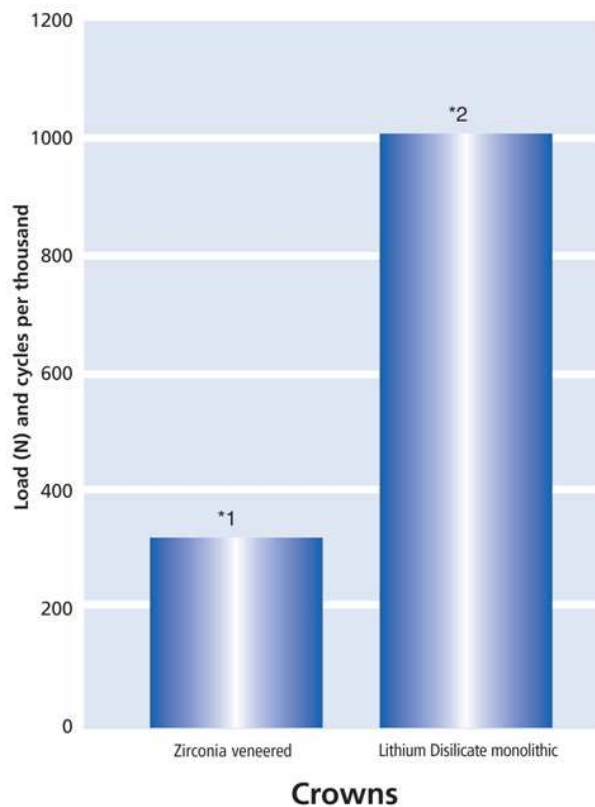
En videreutvikling av de tradisjonelle feltspatkeramene, via leusittforsterket glasskeram, førte produsentene fram til litiumdisilikatforsterket glasskeram (25). Litiumdisilikat er et glasskeram bestående av kvarts, litiumdioksid, fosforoksid, alumina, kalsiumoksid og andre komponenter. Dette er en sammensetning som skaper et termisk sjokkresistent glasskeram på grunn av den lave termiske ekspansjonen som skjer under fremstilling. Litiumdisilikat kan fremstilles både ved pressing og CAD/CAM-teknikk. Mikrostrukturen er litt ulik for de to ulike typene.

Produktet IPS e.max® (e.max) ble introdusert i 2005 som en forbedring av forgjengeren IPS Empress 2® (9). E.max består også av presset litiumdisilikat glasskeram, men dets fysiske egenskaper og translusens er forbedret gjennom en ulik brenningsprosess. Per dags dato (oktober 2011) har Ivoclar Vivadent patent på CAD/CAM-blokker og presspellets av litiumdisilikat, og er derfor enerådende på markedet med sitt produkt IPS e.max® (25). I denne oppgaven vil vi derfor sidestille uttrykkene litiumdisilikat og e.max.

Mikrostrukturen til presset e.max består av ca. 70 % nållignende litiumdisilikatkrystaller (krystallfase) i en glassmatriks. Krystallene har en lengde på omtrent 3 - 6 µm. Polyvalente ioner, oppløst i glasset, sørger for materialets ønskede farge og disse ionene er homogent fordelt i det enfasede materialet, noe som sørger for jevn fargepigmenteringen i mikrostrukturen.

Litiumdisilikat i CAD/CAM-blokkene er bare delvis krystallisert (40 % blodplateformede litiummetasilikatkrystaller, 0,2 – 1,0 µm), sammenlignet med keramet i presspelletsene. Dette sørger for at blokkene kan freses hurtig i den midlertidige krystallinske fasen (blue state). Etter endt fresing må materialet brennes for å oppnå sin fullstendig krystallinske fase, bestående av 70 % finkornede litiumdisilikatkrystaller i en glassmatriks. Lik den pressbare litiumdisilikat brukes fargede ioner, men materialet oppnår først sin ønskede farge og opasitet når litiummetasilikat blir omdannet til litiumdisilikat under den endelige brenningen.

Dette materialet har ikke eksistert i mange år og det finnes derfor få langtidsresultater for overlevelse. Det er imidlertid gjort laboratorieforsøk, blant annet med mekanisk munnstimulator, hvor monolitiske kroner av e.max CAD og zirkoniakroner med dekkeram ble sammenlignet. Feilslag ble betegnet som chipping av dekkeram eller fraktur av litiumdisilikat. Resultatene av disse testene var at de monolitiske litiumdisilikat-kronene (e.max CAD) utviste større styrke og tålte mye høyere kraft over langt flere tyggesykluser enn zirkoniakronene med dekkeram (figur 8).



Figur 8. Figuren viser materialoverlevelse ved syklisk utmattelsestesting for zirkonia med dekkeram og for monolitisk litiumdisilikat (26).

E.max kan brukes til enkle kroner og innlegg både i front og lateralsegment samt 3-leddsbroer i front- og premolarområdet. Ved fremstilling av en bro er det et absolutt krav at bindeleddene har en dimensjon på 4x4 mm. Dette utgjør ofte en utfordring med tanke på klinisk kronelengde, estetikk samt hygienisk utforming og er grunnen til at materialet sjelden brukes til broer.

Det finnes få vitenskapelige artikler om litiumdisilikatforsterkede keramer som ikke produsenten selv har forfattet eller medvirket i, i form av finansiert forskning. Dette medfører at informasjonen om materialet blir lite nyansert.

Det estetiske resultatet til en keramisk krone avhenger av dens evne til å harmonere med den naturlige tannen (27). Nøkkelfaktorene som tillater dette er farge, overflatetekstur og translusens, noe som er keramenes hovedfordel sett i forhold til andre materialer (9, 27). For å betegne et materials grad av gjennomsjennelighet brukes gjerne uttrykkene transparens, translusens og opasitet (28). At lysets gang gjennom materialet på en eller annen måte hindres, uansett årsak, betegnes ofte som lysstopp. Materialet vil da opptre som fullstendig opakt.

Hvis lys kan slippe gjennom et medium, kalles dette transmisjon. Avhengig av hvor mye lys som kan passere, klassifiseres materialet som opakt eller translusent. Translusens oppstår når en lysstråle som passerer gjennom materialet delvis blir spredt, reflektert og transmittert gjennom objektet (27). Translusive materialer slipper gjennom lys, men sprer lyset så mye at man ikke kan se gjennom det. Dersom man kan se gjennom materialet betegnes det som transparent. "Man kan se for seg at man har et glass fylt opp med vann. Dette glasset kan man se tvers gjennom - det er transparent. Med en gang man tar en dråpe melk i dette vannglasset, mister man muligheten til å se gjennom væsken, men væsken er likevel translusent, gjennomsjennelig for lys. I et opakt materiale vil ikke lys passere. Dette kan symboliseres med et glass fylt opp med melk". (Personlig meddelelse K. E Schneider, Ivoclar Vivadent)

I den naturlige tannen oppstår lysfargevirkninger som følge av lysets brytning i emaljen og i varierende grad også i mer eller mindre gjennomsjennelige partier innover i tannen (29). Siden emalje består av 97 % hydrokxyapatitt er det et svært translusent vev, med evne til å transmittere 70 % av lys (9). Dentin har evne til å transmittere opp til 30 % av lys.

Et materiale som skal erstatte tannvev bør kunne (28):

1. Bryte, absorbere og transmittere lys på samme måten som tannvev.
2. Reproducere et lysspekter fra restaureringen (spektralrefleks) som er så lik som mulig tannens egen sammensetning av lys.
3. Generere farge på tilsvarende måte som naturlige tenner.
4. Utvise tilsvarende fluorescens som resttannsettet.

Det finnes i dag ingen dentale biomaterialer som oppfyller alle disse kriteriene, men keramer er de materialene som best oppfyller de ønskede krav. Både komposit, glassionomersementer og

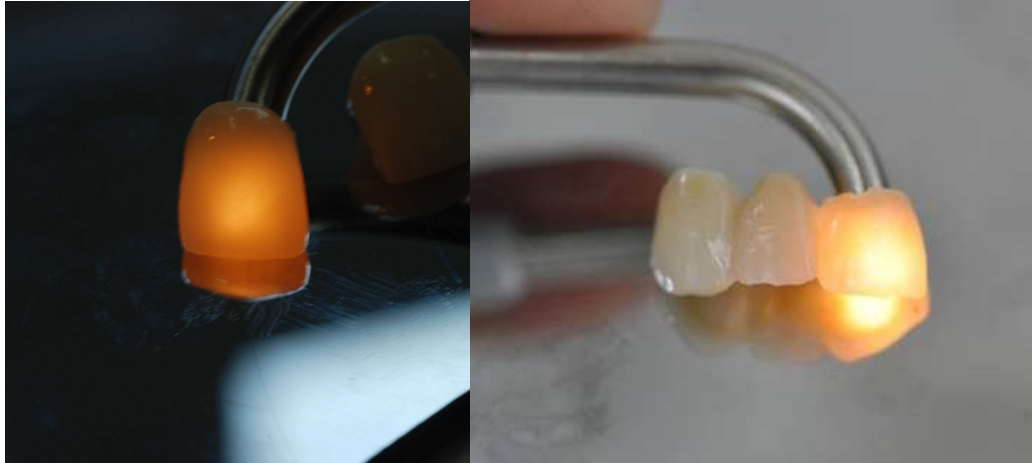
keramer blir farget med tilsetning av pigmenter, hovedsakelig metalloksider, som bryter og/eller absorberer lyset og dermed danner farge. Farger i keram fremkommer ved tilsetning av indiumoksid (gul), koboltoksid (blå), nikkeloksid (grå), jernoksid (brun), magnesiumoksid (rosa) og titanoksid (hvitt).

Flere lys- og fargefenomener som forekommer i det naturlige tannsettet må illuderes da materialene ikke fullt kan opptre som tannvev. Eksempelvis kan det benyttes et grå-blått materiale for å illudere den incisale translusens, samt brun-gule soner approksimalt for å skape lys- og skyggeeffekter. Dette gjør at kunstige tenner ikke endrer seg likt som naturlige tenner med variasjon i lysintensitet. Translusensen til et dentalt porselen er i stor grad avhengig av lysspredningen (30). Hvis størsteparten av lyset som går gjennom keramet blir spredt kraftig og reflekteres diffust, vil materialet virke opakt. Hvis bare deler av lyset blir spredt og det meste blir diffust transmittert vil materialet opptre translusent. Mengden av lys som blir spredt (absorbent, reflektert og transmittert) avhenger av ulike refraktære indekser mellom keramiske faser, hulrom og porøsiteter, høyt krystallinsk innhold og antall, størrelse samt kjemisk natur av krystallene (27, 30).

For maksimal spredning og høy opasitet kreves høy andel krystallinsk innhold, finfordelte partikler med en noe større størrelse enn lysets bølgelengde som i tillegg har brytningsindeks ulik matriksen. Denne effekten finner man hos zirkonia og alumina som dermed opptre relativt opake i synlig lys. Likevel har det blitt vist at kjerner i zirkonia med ulike farger utviser noe translusens (31). Det er dessuten signifikante forskjeller i translusens mellom de lyse og mørke fargetonene. Alumina og glasskeramer viser høyere translusens enn materialer inneholdende zirkonia (32). Det har også vist seg å være forskjeller når det gjelder translusens av zirkoniakjerner fra ulike produsenter, til tross for lik tykkelse på kjernen (27). E.max viser den klart høyeste translusensen av de tre materialene.

Tykkelsen på et kjernemateriale påvirker dets styrke samt optiske egenskaper (figur 9 og 10) (32). Transmisjon av lys gjennom keramet avhenger av tykkelse, krystallstruktur og antall brenninger (33, 34). Jo tykkere materiale, jo høyere opasitet (30). Graden av opasitet synes også å øke med økende keramstyrke. Jo mer translusent en keramkjerne er, jo mer vil tannens dypereliggende farger skinne gjennom (27). Derfor vil det reflekterte lyset fra en translusent restaurering domineres av den underliggende dentinfargen og dermed skape et naturlig resultat, forutsatt at underliggende tann ikke er misfarget. Det er i den sammenheng også et poeng å unngå bruk av en hvit/opak sement, for eksempel sinkfosfatsement, da dette vil påvirke det estetiske resultatet ved translusente restaureringer (3). Det er også vist forskjeller når det kommer til menneskets opplevelse av et materials translusens og farge (35). Et trent øye med lang erfaring i fargeutvalg har økt evne til å oppfatte ulikheter i dentale porselens translusens.





Figur 9. Gjennomskinn av lys fra fiberoptisk lampe. Aluminakronen (venstre) gir et varmere mer gyllent lys enn zirkoniakronen (høyre). Dette viser at det er ulike bølgelengder i lyset som slippes gjennom de ulike kronetyperne. Dette kan påvirke deres kliniske utseende, spesielt i situasjoner med misfargede pilarer. Zirkoniakronen virker mer translusent, men dette kan være en effekt av at kjernen er tynnere enn i aluminakronen.



Figur 10. Gjennomskinn på en zirkoniabro, med (høyre) og uten (venstre) dekkeram på.

## SLITASJE PÅ ANTAGONIST OG KRONE

Nyere forskning har sett på antagonistslitasje i sammenheng med valg av kronemateriale (36). Det er gjort forsøk hvor man sammenligner slitasje mellom metallkroner med porselensdekke, empres 2-kroner med porselensdekke og e.max press-kroner uten porselensdekke. Her viste e.max signifikant bedre slitasjeresistens enn de to andre kronetyper. Det ble ikke registrert forskjell i slitasje på antagonerende emalje mellom de tre ulike kronetyper. e.max viste seg derfor å være både resistent mot slitasje og samtidig slitasjevennlig mot antagonerende emalje, på lik linje med MK- og empreskronene.

Mange kan tro at zirkonia, på grunn av sin høye styrke, er svært abrasivt (8, 37). I følge 3M ESPE, produsentene av Lava™ All-Zirconia, stemmer ikke dette. Abrasiv effekt er hovedsakelig et resultat av overflateglattheten til materialet. Derfor er høyglanspolert zirkonia mindre abrasivt enn dagens dekkeramer (figur 11).



Figur 11. Forskjell på slitasje ved ulike overflatebehandlinger av zirkonia samt mellom monolitisk zirkonia og dekkeram (8).

## SEMENT OG SEMENTERING

---

For å sikre god langtidsprognose på faste proteser, må protesene ha et godt og holdbart feste på tannsubstans.

Den ideelle dentale sementen bør (11):

- Ha lav filmtykkelse for å muliggjøre fullstendig «seating» av den keramiske restaureringen
- Ha lang arbeidstid for effektiv blanding og applisering av sementen
- Ha kort stivningstid slik at de ultimate materialegenskapene oppnås raskt
- Ha høy trykkstyrke for å hindre fraktur av sementen under okklusal belastning
- Ha lav løselighet for å hindre utvasking, marginal spaltedannelse og mikrolekkasje til det orale miljøet
- Være sterk retinerende for å hindre tap av restaureringer ved bruk
- Være pulpavennlig

Keramiske konstruksjoner kan festes til underlaget ved hjelp av to ulike metoder: konvensjonell/klassisk sementering og adhesiv sementering (3).

---

### KLASSISK TEKNIKK:

---

Sementering med de tradisjonelle sementene som sinkfosfat- og glassionomerasement kan benyttes ved sementering av alumina - og zirkoniakroner (keramrestaureringer som ikke kan etses) da disse har tilstrekkelig styrke i seg selv (3). Produsentene av e.max opplyser at også dette materialet kan sementeres konvensjonelt, selv om det mister noe av styrken som kan oppnås ved adhesivretensjon, da det har en gjennomgående styrke på 400 MPa. Når man bruker tradisjonelle sementer oppnås styrke som mekanisk låsing mellom to motstående flater på prepareringen noe som forutsetter god retensjonsform (da sementen i seg selv har ingen "limeeffekt" slik som adhesivsementene) (37). I tillegg er det viktig med ruhet på de motstående flatene slik at sementkornene kan kile seg inn i disse ujevnheter og dermed gi økt motstand. Kreftene som protesen blir utsatt for blir overført til tannen via sementlaget. Det er også viktig å se til at passformen er god ved denne type sementeringsteknikk. God passform gir tynnere

sementlag, noe som øker styrken til det endelige resultatet. I og med at oksidkeramene påvirkes lite av syre er det foreslått andre metoder for å overflatebehandle disse (3). Det kan enten gjøres ved sliping, sandblåsing eller en kombinasjon. Sliping anbefales ikke da dette er en upresis teknikk som kan føre til sprekkdannelser og spenninger i keramet. Det er også stor usikkerhet rundt sandblåsingsteknikken da denne kan gi redusert kantpresisjon ved uforsiktig bearbeiding. Noen forsøk har også vist at sandblåsing gir en uheldig overflate for mekanisk retensjon av de tradisjonelle sementene samt at de trolig kan fremskynde materialenes aldringsprosess. Man kan anvende adhesivsementer også til oksidkeramene, men da vil ikke sementen bidra til økt styrke i forankringen (slik som for etsbare keramer). Adhesivsementen kan imidlertid ha en positiv estetisk effekt ved prepareringsavslutningen da den kan være translusent på farge, i motsetning til de tradisjonelle sementene som er opake og dermed vil gi en hvit kantlinje og hvitt gjennomsnitt på translusente kroner.

Sinkfosfat- og glassionomerasement stivner ved en syre-base-reaksjon og har en tendens til å forverre overflatesvakheter i den keramiske restaureringen på grunn av den økte surheten til sementene (9). Det anbefales å utvise stor forsiktighet ved bruk av resinforsterkede glassionomerasementer ved sementering av helkeram da de gjennom vannopptak kan ekspandere og være sprekkiniterende (3) Dette er imidlertid et tema med stor usikkerhet.

---

### ADHESIV TEKNIKK:

---

Keramrestaureringer som kan oppnå etsereleff ved etsing med flussyre (omfatter alle med glassfase), bør sementers med adhesivteknikk (3). Teknikken baseres på binding både mellom sement og restaurering og mellom emalje/dentin og sement. Kraftene som protesen blir utsatt for, blir overført til sjiktet mellom sement og protese og deretter til sjiktet mellom sement og tann. For at man skal få en binding mellom restaurering og sementen må de innvendige keramoverflatene behandles med flussyre (5-10 %). Dette skjer som regel på tannteknikerlaboratoriet. For å optimalisere bindingen, silaniseres keramene like før sementering. Grunnen til overflatebehandlingen er å gjøre den uorganiske keramoverflaten organisk, hydrofob og mer bindingsvillig til den hydrofobe adhesivsementen. Retinerende overflateujevnheter i keramet får man enten som et resultat av fremstillingsteknikken eller ved hjelp av sandblåsing. Bindingen mellom sement og emalje er optimal siden emaljen hovedsakelig er bygd opp av uorganisk materiale (vektprosent: 96 uorganisk, 1 organisk og vann), og ved lett etsing med syre (37 % fosforsyre) får man en ru og ujevn overflate med små mikroundersnitt som øker overflatearealet hvor sementen kan retinere, og man oppnår mikromekanisk låsing. Å

oppnå like sterk bindingen mellom sement og dentin kan derimot være litt mer problematisk. Når prepareringsgrensen ikke kan legges i emalje bør tannlegen vurdere en restaurering som ikke er avhengig av adhesjon (9). Dentin har en mer kompleks oppbygning og består av en betydelig større del organisk materiale (vektprosent: 70 uorganisk, 20 organisk og 10 vann) (3). Ved etsing løses uorganisk dentin opp og etterlater en høyere andel kollagen på overflaten. Overflateenergien til etset dentin er lavere enn for både emalje og uetset dentin (38). Et annet problem med dentinbinding er den permanente tubulære væskestrømmen som gjør det vanskelig å fukte med hydrofobe bondingvæsker. Graden av fyllerpartikler varierer mye og bestemmer både viskositet og translusens, samt grad av krymping ved herding (37). Adhesivsementene kan være både lys-, kjemisk- eller dualherdene (3). De lysherdende sementene brukes primært til sementering av tannfargede restaureringer som er så tynne at lyset kan passere gjennom (skallkroner og skallfasetter). De kjemisk herdende er indisert når du har restaureringer som er så tykke at lyset ikke kan passere gjennom (rotstifter og MK-restaureringer). De dualherdene bør brukes på restaureringer hvor lys bare delvis eller ikke kan passere. Sementering med adhesivsement er teknikkfølsom. Det er viktig med kontroll over fuktigheten, noe som best oppnås ved bruk av kofferdam.

Når det gjelder sementering er det svært viktig å følge bruksanvisning for materialene som benyttes. Komponentene i de ulike sementene er unikt satt sammen for å gi den styrken og kvaliteten som produsenten sier. Kompresjonsstyrken til resinsementer (320 MPa) er overlegen til sinkfosfatsement (121 MPa) (9).

Adhesiv sementering kan sørge for en spaltefri restaureringsavslutning, minimalisere mikrolekkasje og av den grunn redusere risikoen for sekundærkaries (11). I tillegg vil estetikken forbedres ved å bruke tannfargede transparente adhesivsementer sammenlignet med opake konvensjonelle sementer. Viktigst er det at adhesiv sementering ikke krever like stor grad av retinerende tannpreparering, og derfor kan man hindre fjerning av unødvendig mye frisk tannsubstans ved denne sementeringsteknikken. Adhesiv sementering er i dag den helt dominerende metoden for permanent forankring av keramiske konstruksjoner som er silikatbaserte.

## KLINISK ERFARING

---

Det kan være vanskelig å vite hvilke av de dentale keramene man skal velge når man har bestemt seg for å lage en restaurering i helkeram. Mange vender tilbake til materialer de selv har erfaring med og mange rådfører seg med sin faste tekniker. Dersom man forhører seg med ulike tannteknikere, får man som regel ulike svar ut i fra hva den enkelte tekniker har erfaring med og hvilket merke/hvilken type de fører på sitt laboratorie. Dette gjenspeiler seg også i samtaler med erfarne tannleger. I forbindelse med denne oppgaven har vi kontaktet fire ulike tannteknikerlaboratorier for å få deres synspunkt på dette emnet (to i Bergen, ett i Trondheim og ett i Oslo). Vi ønsket å få klarhet i hvilken trend de ser med tanke på hva tannleger ønsker og hva de selv mener om forskjeller og likheter mellom de tre materialene presentert i denne oppgaven. Dette er alle relativt store laboratorier med mange ansatte. Spørsmålene vi stilte var:

1. Hvordan er den prosentvise fordelingen av fremstilte zirkonia -, alumina - og litiumdisilikatrestaureringer (e.max) på ditt laboratorium i dag?
2. Hva kan du si om bruken av alumina etter zirkonia kom?
3. Hva kan du si om bruken av zirkonia etter at e.max kom?
4. Erstatte zirkonia alle bruksområdene til alumina?
5. Hva er din anbefaling med tanke på når og hvorfor man velger de ulike helkeramiske kronetyper:
  - 5.1 Er det forskjell på det estetiske resultatet?
  - 5.2 Er alle de tre restaureringsmaterialene sterke nok til å bli brukt i sidesegmentet? Hva med broer?
  - 5.3 Er alumina og e.max for translusent til å dekke eventuelle misfarginger på underliggende tannsubstans?
6. Hva er din erfaring med hensyn til omgjøringer/klager/reklamasjon på de ulike materialene?

Svarene vi fikk er samlet i tabell 4, der vi har valgt å kalle intervjuobjektene tanntekniker 1-4.

Spørsmål nr:	Tanntekniker 1	Tanntekniker 2	Tanntekniker 3	Tanntekniker 4
1.	25-30 % zirkonia (primært i molar, premolar og broledd), 5-10 % alumina (kun i front), 65 % e.max.	Så å si bare zirkonia. Dette på grunn av muligheten til å bruke fargede kjerner (cyrtina color scope) ser vi derfor ingen grunn til å ikke bruke det sterkeste materialet i alle restaureringer (zirkonia). Har gått helt bort fra dette.	99 % zirkonia. 0,99 % alumina. 0,001 % e.max (veldig nytt for oss ennå).	20 % zirkonia. 80 % e.max. Så å si ingen bruk av alumina.
2.	Av estetiske grunner bruker vi fortsatt alumina, men i mindre grad enn tidligere.		Kraftig redusert.	Så å si borte. Ingen grunn til å bruke alumina etter at zirkonia og e.max har kommet på banen.
3.	Bruken har avtatt noe, selv om det er det sterkeste av keramene. Vi ser at e.max tar mer og mer over mange av bruksområdene på grunn av dets mulighet til gjennomgående høy styrke (da man ikke trenger dekkeram).	Ingen forskjell hos oss. Føler at folk flest ber om zirkonia. E.max er kun et tilbud som importarbeid ved vårt laboratorie, men ønsker en tannlege e.max, så skal han få det.	Fortsatt veldig nytt på vårt laboratorie, så bruken av zirkonia er fortsatt ledende.	Zirkonia brukes helst ved større misfarginger. E.max kan brukes, men da må man bruke en «pøkk» (ingot) som er tett.
4.	Nei. Det er krevende å få god nok estetikk ved bruk av zirkonia, derfor har alumina fortsatt fortrinn ved estetiske erstatninger i front.	Ja.	Nei. Ren alumina er mer translucent og derfor bra dersom du har liten reduksjon av tannsubstans.	Ja, sammen med e.max erstatter den alle bruksområdene.
5.1.	Ja. Zirkonia er som nevnt et krevende materiale å jobbe med når det kommer til det estetiske resultatet.	Nei, zirkonia er et høyestetisk materiale på linje med de to andre.	I front er det mer aktuelt med alumina og e.max. Mange tannleger er misfornøyd med den hvite kanten gingivalt på zirkoniakronen.	E.max gir lettere et finere resultat på grunn av høyere translusens. Zirkonia kan også bli estetisk bra, men det er da viktig at teknikeren kjenner dekkporselenet som brukes.
5.2.	Nei. Alumina vil vi helst ikke bruke i sidesegmentet. Det hender likevel at vi bruker det der på grunn av estetikk. Bruker kun zirkonia i broer.	Når man har mulighet til å velge det sterkeste materiale, så ser vi ingen grunn til å velge et svakere. Vi bruker derfor zirkonia i stedet for alumina i sidesegmentene. E.max har vi liten erfaring med.	Alle materialene kan brukes i sidesegmentet, men anbefaler zirkonia på grunn av styrken. I sidesegmentet er det viktig å tenke på funksjon fremfor estetikk. Bruker zirkonia til broer.	Bruker helst zirkonia i sidesegmentet. E.max brukes ikke i broer.
5.3.	Alumina fås i ulike tettheter og klarer å skjule noe misfarging. Man kan bruke fluoreserende masse som bryter lyset slik at man kan kamuflere noe misfarging. Mener at hverken alumina eller zirkonia er egnet til å skjule sterke misfarginger.	Hverken e.max eller alumina er for translusente til å dekke misfarginger.	Både alumina og e.max skjuler nok dersom det ikke blir for tynt. Selvfølgelig er zirkonia mer dekkende på grunn dens opake kjerner.	Ja, ved kraftig misfarging.
6.	Har tidligere hatt mye omgjøring på alumina, særlig da det ble brukt i sidesegment. Få omgjøring av zirkonia og e.max, spesielt etter at man har lært seg dette med valg av materiale og okklusal utforming (unngå interferenser, flate okklusaler).	Alumina hadde mange reklamasjoner til å begynne med. Porselenet "chipper" av på grunn av for dårlig understøttelse. Det er slik nå at vi lager mest zirkonia, og materialet tåler mye ved riktig dimensjonering. Få omgjøring.	Lite omgjøring. Det største problemet er "chipping" av dekkporselen. Dette var et større problem før, da kjernen hadde en lik tykkelse over hele i stedet for å følge prepareringens anatomi og dermed gi nok understøttelse.	Lite omgjøring på zirkonia. E.max er et relativt nytt materiale som har blitt brukt på vårt kontor i ca. to år. Det er derfor litt tidlig å si noe om langtidresultatene, men det ser lovende ut.

Tabell 4. En oversikt av svarene fra våre tannteknikerintervju.

Det er vanskelig å oppsummere svarene vi fikk på en oversiktlig måte, både med tanke på vår bruk av åpen spørsmålsform samt at de har gitt relativt sprikende svar. Vi ser allerede på spørsmål 1 at de ulike laboratorienes svar skiller seg fra hverandre. Noen lager så å si bare zirkonia, mens andre hovedsakelig lager e.max. Det er stor forskjell i hvor lenge de ulike laboratoriene har brukt de ulike materialene og i hvilken grad de bruker dem. Felles for alle er at bruken av e.max er relativt nytt. For noen av teknikerne var dette så nytt at de ikke har erfaringer eller synspunkter å vise til når det gjelder bruken. Når det gjelder alumina var meningene delte. I den ene enden av skalaen har vi de som mener at alumina er overflødig nå som man har tilgang til et sterkere, og i deres øyne bedre materiale; zirkonia. I den andre enden har vi de som fortsatt velger alumina fremfor zirkonia når det gjelder høyestetiske restaureringer (i front). Her kommer vi også inn på hovedproblematikken med tanke på zirkonias bruksområde; om det er tilfredsstillende estetisk til bruk i front eller om styrken går på bekostning av estetikken.

De forskjellige synspunktene baserer seg trolig på ulik erfaring, preferanser, avtaler med produsenter etc., og viser at det rett og slett ikke finnes noe fasitsvar på bruken av de ulike materialene. Det er derfor viktig for tannlegen å ha dette i minne når man rådfører seg med tanntekniker. Teknikerens svar baserer seg ikke alltid på vitenskapelig dokumentasjon, og derfor er det en forutsetning at tannlegen har kunnskaper om det materialet de velger. Det likevel viktig å kunne samarbeide godt med tekniker både om valg av materiale, utforming og farge, for å sikre god kvalitet og god estetikk på det endelige resultatet. Etter sementering er det tannlegen selv som står ansvarlig for resultatet og da er det viktig at han kjenner materialet og at det blir brukt etter indikasjoner fra produsent.

Det viser seg tydelig at teknikerne anbefaler det systemet de er gode på og føler seg trygge på å bruke. Suksessfull bruk avhenger av klinikerens evne til å velge passende materiale, fremstillingsmetode, sementerings- og bondingprosedyre for å matche intraorale forhold og estetiske krav (9).



Generelt kan man si at man bør ta høyde for disse punktene ved valg av helkeramisk kronemateriale (figur 12):

### **Hvor i tannrekken kronen skal plasseres**

I front eller i lateralsegment? Her må man tenke på kraftpåvirkningen og velge et materiale som tåler belastningen, samtidig som estetikk er viktigere i front. Zirkonia er materialet med klart høyest styrke og foretrekkes derfor ofte i sidesegmentet.

### **Estetiske behov**

Er det behov for et mer translusent materiale, blir litiumdisilikat førstevalg blant de tre materialene. Den har høyere grad av translusens. Utviklingen av translusente zirkoniakjerner har ført til at dette materialet kan være et godt valg ved behov for høy estetikk.

### **Misfarging av underliggende tann**

Er fargen på underliggende tann svært mørk må man velge et opakt materiale. Her er både zirkonia og alumina mulige valg, der zirkonia er det med klart høyest styrke. Litiumdisilikat kommer også i ulike opasiteter og det mest opake kan i følge produsenten dekke alle typer misfarging, også metallstifter.

### **Mengde tannsubstans**

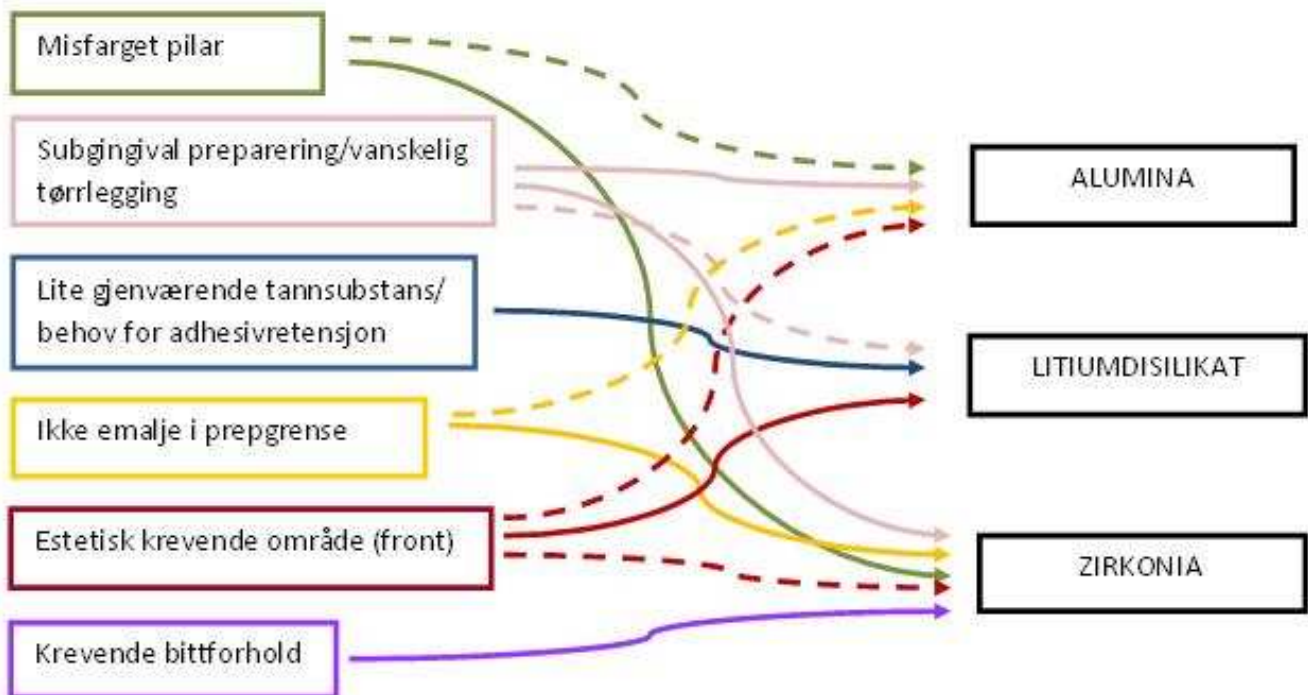
Ved lite gjenværende tannsubstans, og dermed suboptimal makroretensjon for kronen, kan det være indisert å bruke en kronetype som kan etses, slik at man oppnår adhesivretensjon. Da må man også ta stilling til om det er mulig å avslutte prepareringen i emalje, for god binding. I tillegg bør det være mulig å oppnå god tørrlegging (kofferdam).

### **Prepareringsavslutning**

Lokalisasjon av prepareringsavslutningen i emalje gir god effekt av adhesiv sementering. Binding til dentin medfører vanskeligere bonding og dermed mindre god effekt ved adhesivretensjon. Ved manglende emalje kan man dermed ikke basere seg på adhesivretensjon alene. Dersom prepareringsavslutningen ligger subgingivalt medfører dette vanskelige tørrleggingsforhold. Dette utelukker mulighet for adhesiv sementering som er svært fuktfølsomt.

## Krevende bittforhold

Det beste alternativet ved stor slitasje/bruxisme vil trolig være høyglanspolert zirkonia uten dekkeram i okklusjonen, da problemer med chipping av dekkeramet vil være ekstra uttalt i disse kasusene. Høyglanspolert zirkonia er også gunstig med tanke på antagonistslitasje i slike tilfeller.



Figur 12. Illustrasjon over kriterier for valg av keramisk materiale til kronprepareringer.

---

## KONKLUSJON

---

Da vi begynte med denne oppgaven ønsket vi å finne klare kliniske retningslinjer for bruken av de ulike keramiske materialene. Vi har i løpet av denne perioden erfart at det i litteraturen ikke er lett å finne entydige svar på problemstillingen. I tillegg har vi observert at klinikere og teknikere har sprikende meninger om emnet. Over tid vil en kliniker skaffe seg ulike preferanser og erfaringer. Bakgrunn, pasientgrunnlag, interesse innen fagfeltet osv. kan medvirke til ens synspunkt. Man må prøve og feile for å tilegne seg egen kunnskap. For å ta bevisste valg er det viktig at man har tilstrekkelig bakgrunnskunnskap om materialene. Man kan da basere seg på produsenters anbefalinger og informasjon, dokumentert vitenskap og sist men ikke minst egen klinisk erfaring.

Ivoclar Vivadent hadde inntil november 2011 patent på presspellets og CAD/CAM-blokker av litiumdisilikat. Veien videre blir spennende. Sannsynligvis vil flere produsenter tilby produkter av dette på markedet og man vil få økt materialdokumentasjon. Langtidsresultatene når det gjelder litiumdisilikat vil gi flere svar i framtiden.

Zirkonia er også et spennende materiale å følge videre. Videreutviklingen av materialet i form av mer translusente utgaver, som ikke behøver dekkeram, er et spennende område som trolig vil føre til et enda større bruksområde for materialet. På grunn av zirkonias overlegne styrke har materialet vært førstevalget blant de to krystallinske keramene i sidesegmentet. Utviklingen av fargede zirkoniakjerner i nyere tid, har minsket fordelene alumina hadde med tanke på estetikk. Blant både tannleger og tannteknikere ser det derfor ut til at trenden er at produkter av alumina forsvinner mer og mer. Dette funnet bekreftes også av at det finnes lite nyere forskning på materialet, sammenlignet med zirkonia og litiumdisilikat.

---

## TAKK TIL

---

Våre veiledere har med sin brede kunnskap og gode veiledning vært til stor hjelp gjennom hele skriveprosessen. Vi vil derfor rette den største takknemlighet til Marit Øilo og Helene Meyer Tvinnereim.

Vi vil også takke Martin Kleven ved Tannlab AS, Geir Davik ved Dentalstøp Tannteknikk AS, Øyvind Torkildsen ved Torkildsen, Thunes & Olsen AS og Art In Dent AS for at de tok seg tid til intervjuer.

## REFERANSELISTE

---

1. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia, a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010; 37: 641-652
2. Tvinnereim HM, Øilo M, Strand GV. Porselen og andre keramer. *Nor Tannlegefor Tid* 2005; 115: 824-7
3. Milleding P, Molin M, Karlsson S. Dentale helkeramer, i teori og klinikk. Gothia AB; 2005. ISBN 91-7205-441-1
4. Øilo M. High-strength dental ceramics. Potential Failure Indicators for Dental Zirconia [PhD-avhandling]. 2008
5. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 61-6
6. Øilo M, Strand GV, Tvinnereim HM. Keramer som tannrestaureringsmateriale. *Nor Tannlegefor Tid.* 2005; 115: 322-8
7. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Mosby; 2002. ISBN 0-7234-3215-5
8. Geis-Gerstorfer J, Schille C. Influence of surface treatment on wear of solid zirconia (LAVA). *J Dent Res.* 2011; 90: 3056
9. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 389-404
10. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 450-6
11. Matinlinna JP, Mittal KL. Adhesion aspects in dentistry. Brill; 2009. ISBN 978 90 04 17271 5
12. Giordano R, Sabrosa CE. Zirconia: Material background and clinical application. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31: 710-5
13. Øilo M. Kroneprepareringer og retensjonselementer. *Nor Tannlegefor Tid.* 2010; 120: 754-61
14. Hämmerle C, Sailer I, Thoma A, Hälg G, Suter A, Ramel C. Dental Ceramic. Essential aspects for clinical practice. Quintessence publishing; 2008. ISBN 9781850971818
15. Øilo M. Zirkoniumoksid. *Nor Tannlegeforeningen Tid* 2008; 118: 360-6
16. Fradeani M, Barducci G. Esthetic rehabilitation in fixed prosthodontics. Vol. 2: Prosthetic treatment: A systematic approach to esthetic, biologic and functional integration. Quintessence books; 2008. ISBN-13: 978-1850971719
17. Fradeani M, Predemagni M: Five-year follow-up with procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36: 105-113.
18. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965; 119: 251-67
19. Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 1983; 69: 1982-5

20. Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10,5 years: A prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 504-509
21. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51: 59-64.
22. Francischone CE, Vasconcelos LW. Metal-free esthetic restorations: Procera concept. Quintessence editorial; 2003. ISBN 978-85-87425-49-2
23. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008; 24: 299-307
24. Culp L, McLaren E A. Lithium disilicate: The restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31: 716-20, 722, 724-5
25. Ritter RB. Multifunctional uses of a novel ceramic - lithium disilicate. *JERD.* 2010; 22: 331-341
26. <http://www.ivoclarvivadent.us/emaxchangeseverything/index.php> (10.oktober 2011)
27. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro F, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2010; 104: 6-12
28. [www.jokstad.no/lysogfarge.pdf](http://www.jokstad.no/lysogfarge.pdf) (17.oktober 2011)
29. Gad M, Lund IC. Tannens gåtefulle skjønnhet. *Tannerstatningsestetikk i teori og praksis.* Oslo: J.W. Cappelen forlag AS; 2000. ISBN 82-02-19873-9
30. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 1: Core materials. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 4-9
31. Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE. Translucency of shaded zirconia core material. *J Prosthet Dent.* 2011; 105: 304-7
32. Chen Y-M, Smales RJ, Yip KHK, Sung W-J. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mat.* 2008; 24: 1506-1511
33. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 10-5
34. Brodbelt RHW, O'Brian WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelain. *J Dent Res.* 1980; 59: 70-5
35. Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton DG, Qian F. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *J Prosthodont.* 2010; 19: 187-193
36. Silva N, Thompspon VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers GM, Farah JW, Esquivel-Upshaw J. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *JADA.* 2011; 142: 4-9
37. Karlsson S, Nilner K, Dahl BL. *A textbook of Fixed Prosthodontics. The Scandinavian Approach.* Gothia; 2000. ISBN 91-7205-280-5
38. Pospiech P. All-ceramic crowns: Bonding or cementing? *Clin Oral Invest.* 2002; 6: 189-197