

Innlegg i keramer Asbjørn Jokstad

Innlegg laget i konvensjonelle feltspat-porselener har vært kjent i mange år. Allerede i 1839 beskrev Murphy i England en teknikk basert på brenning av porselenspulver i en folie som hovedsakelig bestod av palladium. Innlegg laget i konvensjonell feltspatporselen har imidlertid aldri blitt populære. For det første passet innleggene sjelden i kaviteten, fordi alle keramer vil krympe under brenning. Et annet problem har vært at alle dentale sementer inntil nylig har vært vannløselige, hvilket resulterte i en relativt rask oppløsning av sementen, kantmisfarginger, sekundærkaries eller at innlegget løsnet. Videre var risikoen for frakturer stor når porselenet ikke ble understøttet av sementen. Et siste problem var den markante slitasjen på antagonisttenner som konvensjonelle feltspatporselener kunne forårsake. Det tidligere indikasjonsområdet for porselen var derfor hovedsakelig som innlegg i fronttennes facialflater (Jones, 1985; Qualtrough et al., 1990).

Det er usikkert om det er utslag av en historisk tilfældighet, men samtidig med at kompositt plast ble introdusert som innleggsmateriale ble det utviklet keramer til det samme formålet. Flere nyvinninger som aluminiumrik porselen (McLean & Hughes, 1965), krympfri porselen (Cerestore, Johnson & Johnson Company, 1983), samt glasskeramer som hydroksylapatitt (Hobo & Iwata, 1985) og Dicor (Grossmann, 1985) ble introdusert. Vel så viktig var utviklingen av lav-viskøse sementer basert på kompositte plast som avstivet keraminleggene ved sementering, samt ulike metoder for å optimalisere bindingen mellom keramet og sementen. Viktige fremskritt her var reintroduksjonen av etsning av overflatene med fluss-syre, samt fremstillingen av mikrosandblåsere og utviklingen av ulike forbindelser til silanisering av overflatene.

Det finnes i dag flere keramer som produsenten anbefaler brukt til innlegg (Tabell 1). Felles for produktene er at de alle er lansert kommersielt først de siste 10 årene.

Sammensetning

Keramer er en gruppe ulike uorganiske ikke-metalliske stoffer som er lite oppløselig i vann og som inneholder minst 30% krystallinsk struktur. Innen gruppen finner man blant annet materialene glasskeram og porselen. Glass er et amorft materiale, det vil si det finnes ingen krystaller i strukturen. Glass består av grunnstoffene silisium og oksygen, som danner ulike siloksan-forbindelser, samt ulike metallioner som aluminium, natrium, kalium og kalsium. Dersom deler av et glass krystalliserer, kalles materialet et glasskeram. I et glasskeram består krystallene av de samme bestanddelene som glassmatrisen. Hvis krystallene har en annen kjemisk sammensetning enn glassmatrisen, benevnes materialet et porselen. Det vanligste krystallet i dentalt porselen var tidligere kvarts, mens det i dag er aluminiumoksyd eller leucit, et kalium--aluminium-silikat.

Mekaniske og fysikalske egenskaper

Ved sammenlikninger av mekaniske og fysikalske målinger gjort i ulike studier må man være klar over at variasjoner i de eksperimentelle betingelsene vil gi store avvik i måleresultatene (Jones, 1983). Det er også vanskelig å vurdere den kliniske relevansen av målingene og av eventuelle forskjeller mellom ulike materialer. Generelt anses bøyestyrken som mer klinisk relevant enn trykkstyrken.

Tensjonsstyrken for keramer er relativt dårlig. Fyllinger med store trekk og bøysspenninger vil derfor frakturere. Videre er den kritiske frakturgrensen for porselen ca. 0.1% nedbøyning. Relativt tynne porselensinnlegg kan forsterkes på to måter, enten ved å

forbedre elastisitetsmodulen eller ved økt tykkelse på innlegget. Et tredje moment er overføring av kreftene til underliggende vev, noe som stiller store krav til sementen.

Produktene som blir anvendt kan klassifiseres etter hvilket forsterkningsprinsipp som er brukt (Tabell 2). Keramer fremstilt i et tannteknisk laboratorium vil oppnå bare ca. 10%-20% av styrken av et keram som blir fremstilt under strengt kontrollert fremstillingsbetingelser (Jones, 1983). De sterkeste keramene er derfor de industrielt fremstilte keramene Vita Cerec Mark I og Mark II.

Glassinfuserte keramer (In-Ceram) er sterkere enn andre keramer (Tabell 2). Dette er et resultat av at krystallandelen i materialet er betraktelig høyere enn ved andre fremstillingsprosesser. I motsetning til konvensjonell fremstilling av keramer sintres først krystallene sammen, før godset blir infiltrert med glass.

Et annen forsterkningsprinsipp er dispersjonsherding med ulike krystaller som aluminiumoksyd, zirconiumoksyd, magnesium-aluminium og leicit. Leucit er små (4 μm) kalium-aluminium-silikatkrystaller som kan vokse frem i et feltspatglass under bestemte prosesser. En jevnt fordelt høy konsentrasjon av leucitkrystaller forsterker porselenet med 20%. Det er usikkert hvilken betydning denne forsterkningen har på lenger sikt.

En ny porselensstype er sk. hydrotermalt keram, f.eks Duceram FLC. Fordelen med dette materialet er at keramet sintres ved lavere temperaturer, slik at man får mindre krympning ved avkjøling.

Fremstilling

Den tradisjonelle fremstillingsprosessen av innlegg har basert seg på sintring av porselen. Idag er det utviklet flere alternative fremstillingsmetoder (Tabell 3). De prefabrikerte keramene blir frest enten ved hjelp av DAK-DAP (Cerec), kopifresing (Celay) eller for hånd. IPS Empress fremstilles ved at voksmønstret av innlegget investeres og brennes ut ved 850° C. En keramstav med korrekt valgt farge blir først varmet opp og deretter presset inn i formen i løpet av 30-45 min. Innlegget blir deretter sandblåst og polert. Støpte keraminnlegg blir laget tilnærmet likt, men her gjennomgår støpegodset flere temperatursykluser som initierer krystallvekst i glassmatrisen. En fordel med disse metodene er at innlegg kan modelleres direkte i munnen, og unngå avtrykk, modeller, okklusjonsinnslipninger og tannteknikeromkostninger (Jäger et al., 1988).

Sintret porselen er den tradisjonelle måten å fremstille kroner og innlegg på. Imidlertid kan de fysikalske egenskapene i stor grad påvirkes av ulike trinn under fremstillingsprosessen. Styrken påvirkes av kondenseringsteknikken av porselensmassen, samt tiden for brenning og hastigheten på temperaturforandringer i ovnen. Det samme vil brennetemperaturen samt mengden porøsiteter i godset gjøre. Porøsiteter begrenses ved hjelp av vakuum under brenning, ved erstatning av luft med gass i ovnen, eller ved at godset blir satt under trykk under avkjølingen. Til tross for optimaliserte fremstillingsteknikker er det usikkert om konvensjonelle feltspatporselener har tilfredsstillende kliniske kvaliteter på lenger sikt.

Preparering

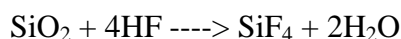
For keraminnlegg er en vanlig anbefalt okklusal tykkelse ca. 1.5 mm, dog minimum 1 mm ved MO og DO prepareringer. Ved vanlig MOD prepareringer er idealdybden 2.5 mm og minimums-dybdene 1mm ved smale og 1.5 mm ved brede prepareringer (7). Innlegg laget i konvensjonell feltspatporselen må være over 2 mm. for å reduserer risikoen for statisk utmatting og fraktur (8). Også Christensen (9) påpeker at innlegg ikke skal være tynnere enn 1 mm. Dog hevder forfatteren at innleggene ikke bør være tykkere enn 2 mm, og i så tilfelle

anbefales det å legge en underfylling i glassionomersement (9). Tilsvarende anbefalinger er gitt av andre, men med dimensjonene minimum 2 mm., og maksimum 3 mm tykkelse (10). Alle mål gjelder fra bunnen av sentralsulcus til det pulpale gulv.

Overflate-bearbeiding

Keraminnlegg skal enten sandblåses eller etses med syre for å øke overflatearealet. Vanlige anbefalte syrer er fosforsyre, som oftest 37%, ammonium-bifluorid (Dicor) eller flussyre, varierende mellom 4.9% (IPS Empress) og 9.5% (Mirage).

Flussyre, HF, løser selektivt opp glassmatrisen slik at krystallene i keramet frilegges. Jo høyere andel krystaller i keramet, jo dårligere virkning har etsningen. Hi-Ceram med en høy andel aluminiumoksid-krystaller i forhold til glassmatrise må etses med 35% flussyre i 90 sekunder. In-Ceram-keramene, som har enda høyere andeler krystallfase, blir i enda mindre grad påvirket av flussyre. Produsenten anbefaler i stedet for å sandblåse overflaten. Under etsning med flussyre reagerer silikater i glassmatrisen med flussyre og danner silisiumtetrafluorid under avspaltning av vann. Reaksjonen er:



Silisiumtetrafluorid er en meget giftig gass. I tillegg er flussyre sterkt etsende på hud og slimhinner. Flussyrebehandling av keraminnlegg bør derfor bare foregå under kontrollerte former i tannteknikerlaboratoriet, og bare unntaksvis på tannlegekontor. Det er helt unødvendig å bruke flussyre for å fjerne kontaminasjon av organisk materiale etter innprøving av innlegget m.m. Vanlig 10% fosforsyre kan benyttes til dette formål. Ekstra bruk av flussyre utover det som blir angitt av produsenten vil tvertimot redusere overflatearealet på etseflaten.

Enkelte produsenter anbefaler også at de indre flatene deretter behandles med en silanforbindelse. Silanforbindelser er substanser med bifunksjonelle grupper som impregnerer og binder seg til siloksaner i glassmatrisen, og som kopolymeriserer med monomergrupper i plastmatrisen i kompositt plast. Lav andel glassmatrise i keramet resulterer i at en silanisering gir liten gevinst i økt bindingstyrke. Det er ulik praksis om silaniseringen skal gjøres på laboratoriet eller i klinikken, hvilket delvis skyldes at det brukes ulike silanforbindelser, men også på grunn av manglende kunnskaper om kjemi. Alle silanforbindelser er mer eller mindre ustabile, spesielt ved høy luftfuktighet. All silanisering bør derfor gjøres umiddelbart før applisering av sement.

Keramer påvirkes i liten grad av syrer. et unntak er flussyre, som løser opp silikatforbindelsene i glassmatrisen. Dett benyttes under fremstillingen av innlegg for å øke overflatearealet mot sementflatene. Flussyre er kraftig etsende på hud og slimhinne. I tillegg dannes silisiumtetrafluorid, som er en meget giftig gass. Etsning av keramer bør derfor bare utføres under god ventilasjon og kontrollerte betingelser.

Det er unødvendig å gjenta flussyrebehandlingen på klinikken etter at innlegget har blitt prøvd i kaviteten. eventuell kontaminasjon med organisk materiale fjernes med et mindre toksisk syre, som f.eks fosforsyre. en eventuell reetsning med flussyre kan faktisk virke mot sin hensikt ved at overflatearealet reduseres. Etter etsningen må overflaten silaniseres på nytt.

Røntgenopasitet

En produsent påpeker at deres keramer til kroner og innlegg ikke er røntgenopakt, hvilket

produsenten hevder er ønskelig "for å kunne følge med en eventuell sekundærkariesutvikling under restaureringen." Dette argumentet strider med den vanlige oppfatningen om at røntgenopasiteten på innlegg og sementeringsmaterialer bør være minst like god som emalje for å avdekke overheng eller sekundærkaries på røntgenbilder. Vanlige mål for røntgenopasitet er densitometrisk verdi målt på røntgenbildet (D), hvor lave verdier på røntgenopasitet angir høy røntgenopasitet. Et annet mål er ekvivalent prosent røntgenopasitet (RO) med 1 millimeter aluminium, hvor høye verdier angir stor røntgenopasitet. Det er publisert flere målinger av materialer benyttet i fremstillingen av innlegg

Passform

Passformen på keraminnlegg påvirkes av flere faktorer som for eksempel fremstillingsmetode og materiale (Tabell 9). Generelt er passformen dårligere for innlegg fremstilt med DAK-DAP sammenlignet med andre typer keraminnlegg. Også andre faktorer som prepareringsformen (Hickel & Künzelmann, 1990), type investiment (McIntyre, 1992), operatøren (Molin & Karlsson, 1992) påvirker passformen. Det er også vist at tannteknikeren kan ha større betydning enn eventuelle materialforskjeller for passform (Dietschi et al. 1992).

I de fleste studiene er passformen bare untaksvis målt andre steder enn okklusalt (Tabell 9). Det er usikkert om det er forskjeller i passform okklusalt og proksimalt. Her må det skilles mellom målinger gjort av sementfugebredden og målinger gjort av marginal diskrepans. Sementfugebredden målt for eksempel i scanning elektronmikroskop vil være betydelig mindre enn målinger gjort av den absolutte marginale diskrepans, det vil si kombinasjonen av sementspalte pluss over- eller underskudd. Enkelte viser dårligere absolutt marginale diskrepans og mindre sementfugebredde okklusalt enn proksimalt (Thordrup et al., 1994; Dietschi et al., 1992), eller ingen forskjell (Thordrup et al., 1994).

Den mest utbredte DAK-DAP konseptet er Cerec-metoden, som ble patentert i midten av åtti-tallet av WH Mörmann og M Brandestini. Dagens DAK-DAP konsept produserer innlegg med relativt brede sementfuger, spesielt i de gingivoaksiale hjørner. En forbedret presisjonen er oppnådd ved å endre software-delen i systemet, men spesielt i de gingivoaksiale hjørnene forblir spalten stor (Inokoshi et al. 1992). Ved å avrunde vinklene oppnås en noe forbedret tilpasning (Hickel & Künzelmann, 1990). Innlegg fremstilt med DAK-DAP kan ofte ha horisontale overskudd proksimalt på grunn av upresis markering av den gingivale prepareringsgrense proksimalt (Lösche & Roulet, 1981; Thordrup et al., 1994). Den dårlige passformen på innlegg fremstilt med DAK-DAP skyldes mye begrensninger i hardware-komponentene i systemet. En kamera-oppløsning på 256x256 piksler fordelt over et område på 1.4 mm, diamantkorn-størrelser på slipeenheten på 100-200 µm, samt gradvis slitasje på slipeenhet-aksene resulterer i at den teoretisk minste bredde på sementfugen blir 55-60 µm. I tillegg vil operatørfaktorer som ukontrollert tykkelse på kontrastpulver og upresis definisjon av prepareringsgrensene påvirke passformen.

Innlegg med dårlig passform, som for eksempel innlegg fremstilt med DAK-DAP, er i større grad enn andre typer tannfargede innlegg avhengig av en sement med gode kliniske egenskaper for å oppnå et vellykket resultat.

Kliniske resultat

De kliniske resultatene er presentert i tabellene 5-8.

Ved fremstilling av Dicor og Optec HSP blir fargen lagt på til slutt, og eventuelle

justeringer bør gjøres før den avsluttende glansbrenning. I teori burde innleggene prøves grovbrent, hvilket neppe blir gjort i praksis. Konsekvensen er at man for disse innleggstypene finner relativt dårlig farge score (Molin & Karlsson, 1992).

Under 60-tallet ble det første aluminiumoksyd-rike porselenet utviklet (McLean & Hughes, 1985). Fordelen med materialet var en 20% forbedret strekkstyrke, men ulempene var økt skrumpning på grunn av den høyere brenntemperaturen. Den andre ulempen var tap av translucens. For å oppnå en akseptabel translucens måtte derfor porselenet lamineres med en konvensjonell type porselen. Prinsippet ble benyttet da Johnson & Johnson lanserte Cerestore-porselenet i 1983. I fremstillingsprosessen ble det benyttet modellmaterialer og ovner som kompenserte for skrumpningen under brenning. Produktet tilfredstilte imidlertid ikke kravene til kliniske egenskaper og Cerestore ble derfor inndratt. Patentet ble senere solgt til Inotek som etter å ha erstattet en del av aluminiumoksydkrystallene med magnesium-aluminiumoksyd- selger materialet under navnet Alceram. Det er imidlertid uklart hva som skiller de kliniske egenskapene på dette materialet fra det tidligere Cerestore-materialet.

Korrosjon

En viktig svakhet med keramer er såkalt statisk utmatning eller stresskorrosjon, som oppstår i små uregelmessigheter på overflaten. I et fuktig miljø dannes hydroksylioner som angriper siloksanbindingene slik at det oppstår sprekker. Prosessen fortsetter inntil sprekken når en viss kritisk størrelse før en spontanfraktur oppstår. Enkelte kritikere til bruken av porselen som innleggsmateriale hevder dette også vil skje med dagens porselener etter 5 til 7 år. Dessverre er det foreløpig ikke publisert noen kliniske studier av porselensinnlegg etter så lang tids observasjon.

Korrosjonssprekkene oppstår som regel på innsiden av innleggene, fordi det her er flere ujevnheter. Problemet er forsøkt løst med laminering av innsiden med metall eller metallfolie. I disse innleggene ser man et tynt gullsjikt på de indre flatene av innlegget. Det finnes imidlertid ingen kliniske data om disse to innleggstypene i litteraturen.

Tabell 1. Kommersielt tilgjengelige keramer anbefalt til fremstilling av innlegg.

<u>Produkt</u>	<u>Produsent</u>	<u>Introduisert</u>
Alceram	(tidl. Cerestore) Innotek	1983
Biodent	DeTrey Dentsply	
Ceramco II	Johnson & Johnson	
CeraPearl	Kyocera Bioceram Group	1985
Cerinate	Den-Mat Corp.	1986
Cosmotec	G-C Dental Ind.	
Dicor	De Trey Dentsply	1984
Dicor MGC	De Trey Dentsply	1992
Duceram	Ducera	1987
Duceram FLC	Ducera	1992
In-Ceram	Vita Zahnfabrik	1990
IPS Empress	Ivoclar/Vivadent AG	1990
Micro-Bond	Nobelpharma	1987
Mirage	Chameleon Dent Prod.	1986
Mirage II	Chameleon Dent Prod.	1991
Optec HSP	Jeneric/Pentron	1987
Vintage Lamina	Shofu Dental	
Vita Cerec MkI	Vita Zahnfabrik/Siemens	
Vita Cerec MkII	Vita Zahnfabrik/Siemens	1992
Hi-Ceram	Vita Zahnfabrik	1988
Vitadur-N	Vita Zahnfabrik	
Vitadur Alfa	Vita Zahnfabrik	1993

Tabell 2. Forsterkningsprinsipp i ulike kommersielle keramprodukter

<u>Teknikk</u>	<u>Produkt</u>	<u>Bøye- styrke (MPa)</u>
Slip-sintret	In-Ceram	350-520
Aluminiumoksyd	Hi-Ceram	140-180
Magnesiumoksyd	Alceram	
Mica(Glimmer)	Dicor	115-150
Oxyapatit	CeraPearl	
Leucit	Biodent	100
	Optec HSP	105-170
	IPS Empress	110
Zirconiumoksyd	Mirage	
	Mirage II	
Konvensjonelle	Vitadur-N	90-150
Ukjent	Cerinate	
	Ceramco II	60
	Cosmotec	
	Vita Cerec Mk I	
	Vita Cerec Mk II	150
	Duceram	110
	Duceram FLC	110
	Micro-Bond	85
	Vintage Lamina	118
	Vitadur Alfa	90-120

Tabell . Materialer benyttet i posteriore innlegg, inndelt etter røntgenkontrast.
 Røntgenkontrast angitt i grad av radiopacitet (D) eller prosent ekvivalent til 1 mm Al. Fra:
 Goshima & Goshima, 1991; Willems et al., 1991; El-Mowafy et al. 1991; Akerboom et al.,
 1993; El-Mowafy et al., 1994. (forfatterne ikke inkludert i referanselisten)

	<u>D</u>	<u>%</u>
Dentin	1.3	105-107
Emalje	.9	210-250
Keramer		
Dicor MGC		220-240
IPS Empress		120
Mirage		120
Vita Cerec MkI		80-120

Tabell . Fordeler og ulemper med fremstilling av innlegg i keram kontra kompositt plast

Kompositt plast enklere tannteknisk, keram krever høy tekniskkompetanse for god kvalitet

Kompositt plast mer solid under innprøving før sementering

Kompositt plast kan lettere justeres og modifiseres før sementering

Kompositt plast kan poleres in situ

Kompositt plast gir mindre slitasje på antagonist

Kompositt plast er lettere å reparere

Kompositt plast har kjemisk binding til sementen

Innlegg i keram har noe bedre tilpasning i kaviteten

Innlegg i keram har utvist noe bedre kliniske resultater

Tabell 3. Fremstillingsprosess av ulike kommersielle keramprodukter

	Brenntemp	Anbefalt ovn
1. Frest		
Vita-Cerec MkI		
Vita-Cerec MkII		
Dicor MGC		
2. Presset		
IPS Empress	1050	Programat EP 500
3. Støpt		
CeraPearl	870	
Dicor	920	Dicor keramiseringsovn
Alceram	1300	ja
4. Slip-sintret		
In-Ceram	1120	Inceramat
5. Sintret		
Biodent	1000	Biodent Multimat/Systemat
Ceramco II	916	Phoenix Furnace
Cerinate		
Duceram	950	Ingen spesiell
Duceram LFC	660	Ingen spesiell
Hi-Ceram	1170	Vita Vacumat
Micro-Bond	980	Ingen spesiell
Mirage		ja
Mirage II		ja
Optec HSP	950-980	Ingen spesiell
Vintage Lamina	970	Ingen spesiell
Vitadur Alfa	960	Vita Vacumat
Vitadur-N	960	Vita Vacumat

Tabell 4. Kliniske studier av innlegg fremstilt i støpt keram.

Cerapearl 1 studie

Christensen et al. 1991

Etter 2 år ble 40 innlegg sementert med en ukjent sement evaluert indirekte på gipsmodeller, i SEM og på fargebilder. Det ble gjort sammenlikninger mellom Cerapearl og Cerinate, Mirage, Dicor, Estilux CVS og Brilliant D.I. 16 innlegg (39%) ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år, som var dårligere enn gjennomsnitt. Etter 2 år var andelen perfekte innlegg dårligere enn alle de andre materialene.

Dicor 6 studier

Cavel et al. 1988

Etter 6 mnd. ble 31 innlegg sementert med Dicor LA resin evaluert etter USPHS kriteriene. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 6 mnd. Etter 6 mnd var andelen perfekte innlegg: misfarging 100%, kantmisfarging 100%, fyllingsovergang 100%.

Bessing & Molin 1990

Etter gj.sn 11 mnd (1-22 mnd) ble 37 innlegg sementert med Dicor LA resin (8), Dicor Zincphosphate cement (9) eller Fuji I glassionomer (20) evaluert etter CDA kriteriene. Ett innlegg sementert med ZnP-sement ble revidert pga fraktur etter 11 mnd. Etter 11 mnd var andelen perfekte innlegg mht misfarging 46%, overflate 86%, anatomi 43%, og fyllingsovergang 67%.

Bolten & Mönkmeyer 1987

Under en periode på 2 år ble 400 innlegg sementert med en kompositt plastsement og evaluert etter vanlige kliniske kriterier. Ingen innlegg ble revidert på grunn av fraktur, men mer detaljerte kliniske data ble ikke rapportert.

Stenberg & Matsson 1993

Etter 2 år ble 25 innlegg i 20 pasienter sementert med en glassionomersement evaluert etter USPHS kriteriene. To innlegg ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år.

Broome et al. 1994

Etter 2 år ble 12 av 14 innlegg sementert med Dicor LA Cement evaluert etter USPHS kriteriene, og indirekte i SEM. Ett innlegg ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år. Marginale brudd økte etterhvert som sementfugen eroderte. Etter 2 år var det brudd okklusalt på 12% av innleggene, men det ble ikke observert kantmisfarging eller sekundærkaries.

Christensen et al. 1991

Etter 2 år ble 40 innlegg sementert med Dicor LA Cement evaluert indirekte på gipsmodeller, i SEM og på fargebilder. Det ble gjort sammenlikninger mellom Dicor og Cerinate, Mirage, Cerapearl, Estilux CVS og Brilliant D.I. Tre innlegg (6%) ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år, som var bedre enn gjennomsnitt. Etter 2 år var andelen perfekte innlegg mht anatomi, overflate og slitasje bedre enn gjennomsnittet.

Haas et al. 1992

I 5 år ble 30 innlegg sementert med Tulux Cement evaluert hver 6 mnd etter vanlige kliniske kriterier og røntgenbilder. To innlegg ble revidert på grunn av randspalter i løpet av 2 år.

Alceram Foreligger ingen kliniske data

Tabell 5. Kliniske studier av innlegg fremstilt i sintret keram

Biodent Foreligger ingen kliniske data**Cerinate 2 studier**

Christensen et al. 1991

Etter 2 år ble 40 innlegg sementert med en ukjent sement evaluert indirekte på gipsmodeller, i SEM og på fargebilder. Det ble gjort sammenlikninger mellom Cerinate og Mirage, Cerapearl, Dicor, Estilux CVS og Brilliant D.I. Ti innlegg (26%) ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år, som var dårligere enn gjennomsnitt. Etter 2 år var andelen perfekte innlegg mht anatomi og slitasje bedre enn gjennomsnittet.

Leinfelder et al. 1992

Etter 2 år ble 82 innlegg sementert med Microfill Pontic C, Dual cement og en eksperimentell sement fra Vivadent evaluert. Det ble ikke rapportert hvor mange innlegg som ble revidert i løpet av 2 år. Bredden på sementspalten var 216 µm. Dybden etter 2 år var 70-80 µm. Det var korrelasjon mellom dybden på substansstapet og bredden på sementspalten.

Duceram 1 studie

Haas et al. 1992

I 3 år ble 30 innlegg sementert med Tulux Cement evaluert hver 6 mnd etter vanlige kliniske kriterier og røntgenbilder. Tre innlegg ble revidert på grunn av randspalter i løpet av 3 år.

Hi-Ceram 1 studie

Haas et al. 1992

I 3 år ble 30 innlegg sementert med Microfill Pontic C evaluert hver 6 mnd etter vanlige kliniske kriterier og røntgenbilder. Fire innlegg ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 8 mnd, og to innlegg på grunn av sekundærkaries i løpet av to år.

Micro-Bond Foreligger ingen kliniske data**Mirage 5 studier**

Jensen 1988

Etter 2 år ble 219 innlegg av opprinnelig 310 innlegg i 56 pasienter sementert med Chameleon Dual Cement evaluert etter USPHS kriteriene. Tretten innlegg ble revidert på grunn av utilstrekkelig proksimalkontakt eller kontur (8), åpne spalter (3), sekundærkaries (1) og fraktur ved sementeringen (1). Etter 2 år var andelen perfekte innlegg mht farge 91%, kantmisfarging 85%, anatomi 100% og fyllingsovergang 90%.

Qualtrough et al. 1989

Etter 6 mnd ble 48 innlegg sementert med en ukjent sement evaluert. To klasse 1 fyllinger ble revidert på grunn av . Mange influerende faktorer på holdbarheten ble identifisert.

Christensen et al. 1991

Etter 2 år ble 40 innlegg sementert med Mirage Dual evaluert indirekte på gipsmodeller, i SEM og på fargebilder. Det ble gjort sammenlikninger mellom Mirage og Cerinate, Cerapearl, Dicor, Estilux CVS og Brilliant D.I. Fem innlegg (12%) ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år. Etter 2 år var andelen perfekte innlegg mht anatomi, overflate og slitasje bedre enn gjennomsnittet.

Höglund et al. 1992

Etter 2 år ble 118 innlegg sementert med hhv Mirage Dual (59) eller Fuji I glassionomer (59) evaluert etter USPHS kriteriene. Ett (Mirage Dual-festet og 9 fuji-festede innlegg ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år. Frakturane var fortrinnsvis adhesive brudd ved sement-porselen grensen. Etter 2 år var andelen perfekte innlegg mht kantmisfarging 90%. De andre kriteriene varierte etter type sement, dvs anatomi hhv 83% & 68%, fyllingsovergang 69% & 25% og kantmisfarging 38% & 10%.

Broome et al. 1994

Etter 2 år ble 12 av 14 innlegg sementert med Mirage FLC evaluert etter USPHS kriteriene, og indirekte i SEM. Ingen misfarging eller sekundærkaries ble observert. Marginale brudd økte etterhvert som sementspalten eroderte. Etter 2 år var det brudd okklusalt på 9% av innleggene.

Mirage II Foreligger ingen kliniske data

Optec HSP 2 studier

Haas et al. 1992

I 3 år ble 30 innlegg sementert med Tulux Cement evaluert hver 6 mnd etter vanlige kliniske kriterier og røntgenbilder. To innlegg ble revidert på grunn av fraktur etter 8 mnd, tre ble revidert på grunn av sekundærkaries, og ett innlegg ble revidert på grunn av randspalter i løpet av 3 år.

Molin & Karlsson, 1992

Etter gjennomsnitt 8 mnd (1-32 mnd) ble 205 innlegg i 57 pasienter sementert med ulike typer kompositte plastsementer evaluert etter CDA kriteriene. Elleve innlegg utviste uakseptable CDA-score, men ingen innlegg ble revidert i løpet av 8 mnd. Etter 8 mnd var andelen perfekte innlegg mht misfarging 7%, overflate 14%, anatomi 24%, og fyllingsovergang 67%. Store forskjeller ble registrert mellom de 10 operatørene.

Vitadur N 1 studie

Thordrup et al. 1994

Etter 1 år ble 14 innlegg sementert med CEREC Dual cement evaluert etter CDA kriteriene. Andelen perfekte innlegg var mht misfarging 65%, overflate 85%, anatomi 100%, og fyllingsovergang 8%. 1 innlegg hadde frakturert. I tillegg ble det observert en frakturlinje på 1 innlegg, og mikrofrakturer proksimalt på to innlegg. Postoperativ hypersensitivitet ble observert på 4 pasienter.

Tabell 6. Kliniske studier av innlegg fremstilt i slip-infiltrert sintret keram.

In-Ceram 1 studie

Pröbster & Diehl, 1992

Etter 1 til 21 måneder ble 82 innlegg i 19 pasienter sementert med en ukjent sement evaluert. Ingen feil ble registrert.

Tabell 7. Kliniske studier av innlegg fremstilt i presset keram.

IPS Empress 2 studier

Krejci et al. 1992

Etter 1.5 år ble 10 innlegg i 10 pasienter sementert med Heliobond ble evaluert etter USPHS kriteriene, og indirekte i SEM. Andelen perfekte innlegg var mht farge 90%, kantmisfarging okklusalt 80%, kantmisfarging proksimalt 50%, fyllingsovergang 80% og kontur 100%. Ingen innlegg hadde feilet. I SEM ble det ved 200x registrert defekter mellom tann og sement på 3% ved 0-tid og 33% etter 1.5 år, og sementunderskudd på hhv 11% og 35%.

Studer et al. 1992

Etter gjennomsnittlig 18+6 mnd ble 130 innlegg i 35 pasienter sementert med Porcelite evaluert. Overlevelses-estimatet etter 2 år var 98%. 3 innlegg hadde feilet på grunn av spalter, 2 av disse også pga anatomi.

Tabell 8. Kliniske studier av innlegg fremstilt i frest keram.

Vita-Cerec-MkI 11 studier

VanMeerbeek et al. 1992

Etter 6 mnd ble 8 innlegg sementert med Microfill pontic C, og 8 med Duo Cement evaluert. Alle innlegg fungerte bra. Sammenligninger ble gjort mellom freste Dicor/MGC luting cement, Cerec/Microfill Pontic C, Cerec/Coltene Duo cement og P50/3M luting cement. Det ble registrert en signifikant bedre kvalitet på sementfugen på de to siste kombinasjonene. Dårligst sementfuge ble registrert for kombinasjonen Dicor/MGC luting cement.

Magnusson et al. 1991

Etter 6- 24 mnd ble 301 innlegg i 103 pasienter sementert med Dual Cement evaluert etter CDA kriteriene. 98% av innleggene ble vurdert som akseptable.

Sjögren et al. 1992

Etter 12-24 måneder ble 72 pasienter behandlet av 8 tannleger evaluert. 83% av innleggene viste akseptabel kanttilpasning.

Thordrup et al. 1994

Etter 1 år ble 15 innlegg sementert med CEREC Dual cement evaluert etter CDA kriteriene. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 1 år. Etter 1 år var andelen perfekte innlegg mht misfarging 30%, overflate 55%, anatomi 63%, og fyllingsovergang 8%. Postoperativ hypersensitivitet ble observert på 5 pasienter.

Hofmann et al. 1990

Etter 16±7 mnd ble 58 innlegg, 11 sementert med Brilliant, 24 med Microfill Pontic C, og 23 med Heliomolar evaluert i SEM. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 16 mnd. Det ble observert minst substans tap av Heliomolar.

Isenberg et al. 1990, Isenberg et al. 1991, Leinfelder et al. 1992

Etter 2 år ble 48 innlegg sementert med Microfill Pontic C eller Dual Cement evaluert etter USPHS kriteriene og indirekte i SEM. Bredden på sementspalten var 169 µm. Dybden etter 2 år var 70-80 µm. Det var korrelasjon mellom dybden på substans tapet og bredden på sementspalten.

Bienik & Brauner 1992b

Etter gjennomsnittlig 30 mnd ble 216 innlegg sementert med Microfill Pontic C og 76 med Duo Cement evaluert. To innlegg ble revidert på grunn av sensibilitet og to innlegg på grunn av fraktur i løpet av 30 mnd.

Haas et al. 1992

I 3 år ble 30 innlegg sementert med Tulux Cement evaluert hver 6 mnd etter vanlige kliniske kriterier og røntgenbilder. To innlegg ble revidert på grunn av fraktur, og to på grunn av sekundærkaries i løpet av 2 år.

Pallesen 1994

Etter 3 år ble 16 innlegg i 16 pasienter sementert med Kulzer Cerec Duo evaluert etter USPHS kriteriene. Ett innlegg ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 3 år. Etter 3 år var andelen perfekte innlegg mht misfarging 81%, Det var stor variasjon i sementtap, som ble registrert på 28% og dette skjedde hurtigst i starten. Slitasje på antagonist ble målt til 200-300 µm. Overskudd av sement proksimalt ble registrert på 22% ved 0-tid og ved 9% etter 3 år.

Hürzeler et al. 1991

Etter 3.5 år ble 12 innlegg i 10 pasienter sementert med DI-Cement evaluert i SEM. Innlegg var laget med prototyp Cerec i 1985. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 3.5 år. Adaptasjonen var meget god mellom innlegg og emalje (85%) og porselen (97%).

Mörmann & Krejci 1992, Mörmann et al. 1990, Götsch et al. 1990

Etter 3 år ble 13 innlegg i 1 pasient sementert med Heliomolar evaluert. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 3 år.

Etter 3 år ble 94 innlegg i 30 pasienter sementert med Microfill Pontic C evaluert etter USPHS kriteriene. Etter 3 år var andelen perfekte innlegg mht misfarging 59%, overflate 76%, anatomi 91%, og fyllingsovergang 63%.

Etter 5 år ble 4 innlegg i 4 pasienter sementert med Heliomolar eller Duo Cement evaluert etter USPHS kriteriene, og i SEM. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 5 år. I to innlegg ble det observert en frakturlinje, men ingen av delene var mobile.

Vita-Cerec-MkII Foreligger ingen kliniske data

Dicor MGC 5 studier

VanMeerbeek et al. 1992

Etter 6 mnd ble 8 innlegg sementert med MGC luting composite evaluert i SEM. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 6 mnd. Sammenligninger ble gjort mellom freste Dicor/MGC luting cement, Cerec/Microfill Pontic C, Cerec/Coltene Duo cement og P50/3M luting cement. Det ble registrert en signifikant bedre kvalitet på sementfugen på de to siste kombinasjonene. Dårligst sementfuge ble registrert for kombinasjonen Dicor/MGC luting cement. Det ble observert mikrofrakturer og spalter langs enkelte innlegg.

Bienik & Brauner 1992b

12 innlegg sementert med MGC luting composite ble evaluert.

Isenberg et al. 1991, Essig et al. 1991

Etter 2 år ble 118 Vita-Cerec og Dicor MGC innlegg sementert med 3 ulike dualsementer evaluert etter USPHS kriteriene. Tre innlegg ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 2 år. Sementspalten varierte mellom 0-140 µm, gjennomsnitt 116 µm.

Heymann et al. 1992

Etter 2 år ble 21 av opprinnelig 50 innlegg i 28 pasienter sementert med MGC luting composite evaluert etter USPHS kriteriene, og indirekte på gipsmodeller. Ingen innlegg ble revidert i løpet av 2 år. Etter 2 år var andelen perfekte innlegg mht misfarging 100%, kantmisfarging 100%, overflate 100%, anatomi 95%, og fyllingsovergang 81%.

Pallesen 1994

Etter 3 år ble 16 innlegg i 16 pasienter sementert med Kulzer Cerec Duo evaluert etter USPHS kriteriene. Ett innlegg ble revidert på grunn av fraktur i løpet av 3 år. Korpusmisfarging ble registrert på 19%. Det var stor variasjon i sementslitasje, som ble registrert på 28% og dette skjedde hurtigst i starten. Slitasje på antagonist ble målt til 200-300 µm. Overskudd av sement proksimalt ble registrert på 22% ved 0-tid og ved 9% etter 3 år.

Tabell 9. Passform mellom innlegg og tann langs den okklusale prepareringsgrensen, vist etter type innlegg.

Sintret					
	0-70			Biodent	Hahn 1990
					Reich et al 1990
50	10-132 vitro	-		Ceramco II	Dietschi et al., 1992
216		vivo	ukjent	Cerinate	Leinfelder et al. 1992
	50-90	vitro	Tulux	Duceram	Haas et al. 1992
	30-170	vitro	Microfil Pontic C	Hi-Ceram	Haas et al. 1992
38	0-216 vitro		Mirage DC	Mirage	Jäger et al., 1990
178		vivo	Mirage FLC	Mirage	Broome et al. 1994
	35-80	vitro	Tulux	Optec HSP	Haas et al. 1992
52	30-67	vitro	-	Vitadur-N	Thierfelder et al. 1991
50	9-98 vitro	-		Vitadur-N	Dietschi et al., 1992
34	0-224 vitro		Mirage DC	Vitadur-N	Jäger et al., 1990
150	40-625	vitro	Cerec Kulzer	Vitadur-N	Thordrup et al. 1994
Støpt					
78	62-101	vivo	Dual Cement	IPS Empress	Krejci et al. 1992
95	25-310	vitro	Dicor LA	Dicor	Jäger et al., 1990
65				Dicor	Lacy et al. 1988
71		vivo		Dicor	Soom 1987
	10-70			Dicor	Hahn 1990
90	10-425	vivo	Fuji p		van Dijken & Hörstedt 1994
129	30-450	vivo	Fuji p		van Dijken & Hörstedt 1994
97	10-400	vivo	Mirage p		van Dijken & Hörstedt 1994
115	20-410	vivo	Mirage o		van Dijken & Hörstedt 1994
67	0-140	vivo	Fuji p		van Dijken & Hörstedt 1994
74	0-210	vivo	Fuji p		van Dijken & Hörstedt 1994
86	20-150	vivo	Mirage p		van Dijken & Hörstedt 1994
60	0-200	vivo	Mirage o		van Dijken & Hörstedt 1994
68				Dicor	Fuzzi et al. 1991
144			Dicor LA	Dicor	Broome et al. 1994
	75-160	vitro	Tulux	Dicor	Haas et al. 1992
Frest					
	140-290	vitro	ukjent	Cerec-MkI	Fett et al. 1991
169		vivo	ukjent	Cerec-MkI	Leinfelder et al. 1992
	60-140	vitro	Duo Cement	Cerec-MkI	Haas et al. 1992
	0-267			Cerec-MkI	Hickel & Künzelmann, 1990
118	6-683			Cerec-MkI	Rose et al., 1990
	50-300			Cerec-MkI	Hahn 1990
205	85-675	vitro	Cerec Kulzer	Cerec-MkI	Thordrup et al. 1994

116				Dicor MGC	Isenberg et al. 1991
142	vitro	MGC luting		Dicor MGC	Bronwasser et al
198	vivo	MGC luting		Dicor MGC	Bronwasser et al
121	35-440				Peters & Bienik
146	30-340				Inokoshi et al. 1992
					Isenberg 1992
					Sturdevant et al. 1991
		Heliomolar		Vita Celay	Siervo et al. 1994

Referanser:

Barho R, Hahn R, Weigner R, Löst C. Dentalkeramische Einlagefüllungen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1993;103:996-999.

Bessing C, Molin M. An in vivo study of glass ceramic (Dicor) inlays. Acta Odontol Scand 1990;48:351-357.

Bienik KW, Marx R. Zur marginalen Adaptation von computerunterstützt erstellten keramischer Restaurationen. ZWR 1992a;101:696-700.

Bienik KW, Brauner A. Klinische evaluation von computergestützt erstellten ästhetischen Zahnrestorationen aus Keramik. ZWR 1992b;101:940-943.

Bienik KW, Spiekermann H. Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - eine kritische Bewertung. Quintessenz 1993;44:529-542.

Biffar R, Mielke R. Zur Ranschlussgenauigkeit von gesinterten metallkeramischer Verbundinlays und -teilkronen. ZWR 1992;101:441-7.

Bolten D, Mönkmeyer U. Glaskeramik:Seitenzahnrestorationen. Phillip Journal 1987;6:343-344.

Bronwasser PJ, Mörmann WH, Lutz F. Marginale Adaptation von Cerec-Dicor-MGC-Restaurationen mit Dentinadhäsiven. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1991;101:162-9.

Broome JC, Troiani LK, Leinfelder KF. Two-Year Clinical Evaluation of Ceramic Inlays. IADR program and abstracts 1994, Abstract #713.

Cavel WT, Kelsey WP, Barkmeier WW, Blankenau RJ. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. Quintessence Int 1988;19:257-262.

Christensen GJ, Brown TA, Babb R. Accuracy of fit of direct-firing porcalin inlays. J Prosthet Dent 1969;22:46-53.

Christensen RP, Christensen GJ, Vogl S, Bangerter V. 2-year clinical comparison of 6 inlay systems. IADR program and abstracts 1991, Abstract #2360.

Dietschi D, Maeder M, Holz J. In vitro evaluation of marginal fit and morphology of fired ceramic inlays. Quintessence Int 1992;23:271-278.

Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy milling Ceramic Inlays From Resin Analogs: A Practical Approach With the CELAY System. Int J Prosthodont 1994;7:134-42.

Essig ME, Isenberg BP, Leinfelder KF, Mueninghoff LM. An in vivo evaluation of Duo-

cured cements with CAD/CAM ceramic inlays. IADR program and abstracts 1991, Abstract #244.

Fett HP, Mörmann WH, Krejci I, Lutz F. The effects of short bevels and silanization on marginal adaptation of computer-machined mesio-occlusal inlays. *Quintessence Int* 1991;22:823-829.

Fuzzi M, Luthy H, Wohlwend A, De Febo G, Carnevale G, Caldari R. Marginal Fit of Three Different Porcelain Onlays Bonded to tooth: An In Vitro Study. *Int J Periodontol Restor Dent* 1991;11:303-315.

Grossmann DG. Cast glass ceramics. *Dent Clin North America* 1985;29:725-739.

Götsch T, Mörmann WH, Krejci I, Lutz F. Cerec Ceramic Inlays Clinically Assessed Using Modified USPHS Criteria. IADR program and abstracts 1990, Abstract #425.

Haas M, Arnetzl G, Wegscheider WA, König K, Bratschko RO. Klinische und werkstoffkundliche Erfahrungen mit Komposit- Keramik- und Goldinlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47:18-22.

Hahn R, Löst C. Marginal adaptation of ultrasonically shaped ceramic inlays. IADR program and abstracts 1993, Abstract #569.

Hahn R. Experimentelle Untersuchungen zur reproduzierbaren Passgenauigkeit keramischer Einlagefüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:653-656.

Herder SM, Roulet JF. Marginale Adaptation von adhäsiv befestigten Dicor-Inlays in vivo. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1988;43:904-8.

Heymann HO, Wilder AD, Sturdevant JR, Roberson TM, Bayne SC. 2-year clinical performance of Cerec CAD/CAM-generated MGC inlays. IADR program and abstracts 1992, Abstract #814.

Hickel R, Künzelmann KH. Der einfluss der Kavitätenpräparation auf die Randspaltebreite bei Cerec-Inlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:675-677.

Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restoration material. Theoretical considerations. *Quintessence Int* 1985;16:135-141.

Hofmann N, Klaiber B, Heners M. Okklusale randschlussqualität von Cerec-inlays nach mehrmonatiger tragedauer. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:289-292.

Hürzeler MB, Fett HP, Mörmann WH. Marginal adaptation of Cerec-CAD-CAM inlays after 3.5 years. In: Mörmann WH (ed). *Proceedings of the International Symposium on computer Restorations*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1991, 417-424.

Höglund C, Van Dijken J, Olofsson AL. A clinical evaluation of adhesively luted ceramic

inlays. *Swed Dent J* 1992;16:169-171.

Inokoshi S, Van Meerbeek B, Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. *J Dent* 1992;20:171-177.

Isenberg BP, Essig ME, Mueninghoff LM, Leinfelder KF. Clinical evaluation of CEREC CAD/CAM restorations. IADR program and abstracts 1990, Abstract #1597.

Isenberg BP, Essig ME, Leinfelder KF, Mueninghoff LM. Clinical evaluation of CEREC CAD/CAM restorations emphasizing marginal integrity. IADR program and abstracts 1991, Abstract #1345.

Isenberg BP, Essig ME, Leinfelder KF. Three years Clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *J Esthetic Dentistry* 1992;4:173-176.

Jensen ME. A two-year clinical study of posterior etched-porcelain resin-bonded restorations. *Am J Dent* 1988;1:27-33.

Jones DW. Development of dental ceramics- an historical perspective. *Dent Clin North America* 1985;29:621-43.

Jones DW. The strength and strengthening mechanism of dental ceramics. In: *First International symposium on Ceramics*. Chicago: Quintessence Publ Co, 1983;83-141.

Jäger K, Meier H, Harder P. Direktes Porzellan-Inlay. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1988;98:501-6.

Jäger K, Henz B, Wirz J, Graber G. Marginale passgenauigkeit befestigter adhäsiver keramikinlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100:1304-1323.

Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glassceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int* 1992;23:181-186.

Lacy AM, Zhang K, Koh A, Wiltshire WA, Watanabe L. Marginal Leakage Around CI II Resin and Dicor Inlays. IADR program and abstracts 1988, Abstract #669.

Leinfelder KF, Miracle RL, O'Neal SJ. Critical Interfacial Gaps for Ceramic Resin Inlays. AADR program and abstracts 1992, Abstract #56.

Lösche GM, Roulet JF. A coloured varnish to improve the finish of Cerec inlays. In: Mörmann WH (ed). *Proceedings of the International Symposium on computer Restorations*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1991, 481-9.

Magnusson et al. 1991

McIntyre. IADR program and abstracts 1992, Abstract #1403.

- McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-257.
- Molin M, Karlsson S. A clinical evaluation of the Optec inlay system. *Acta Odontol Scand* 1992;50:227-233.
- Mörmann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1985;95:1118-29.
- Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F, Gotsch T. CAD-CAM ceramic inlays and onlays: A case report after 3 years in place. *J Am Dent Assoc* 1990;120:517-520.
- Mörmann WH, Krejci I. Computer-designed inlays after 5 years in situ:clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int* 1992;23:109-115.
- Pallesen U. Kliniske erfaringer med nyere systemer til fremstilling af keramiske indlæg. *Tandlægebladet* 1994;98:308-309.
- Pröbster L, Diehl L. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int* 1992;23:25-31.
- Qualtrough JW, Wilson NH, Smith GA. The porcelain inlay:A historical view. *Oper Dent* 1990;15:61-70.
- Qualtrough JW, Wilson NH, Smith GA. An assessment of a porcelain inlay system. *IADR program and abstracts* 1989, Abstract #749.
- Reiss B, Walther W. Überlebensanalyse und klinische Nachuntersuchungen von zahnfärbenden Einlagefüllungen nach dem CEREC-Verfahren. *ZWR* 1991;100:329-32.
- Rose D, Platzer U, Roth KF. Untersuchungen zur Kompositfuge bei computererstellten Keramikinlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:677-679.
- Schmalz G, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und Veneers wissenschaftlich anerkannt? *Zahnärztl Mitt* 1994;10:1116-8.
- Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R. The CELAY System: A comparison of the fit of Direct and Indirect Fabrication Techniques. *Int J Prosthodont* 1994;7:434-39.
- Siervo S, Pampalone A, Siervo P, Siervo R. Where is the gap ? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. *Quintessence Int* 1994;25:773-9.
- Sjögren G, Bergmann M, Molin M, Bessing C. A clinical examination of ceramic (CEREC) inlays. *Acta Odontol Scandinavica* 1992;50:171-178.
- Soom U. Glaskeramik. Spezialanwendung: nichtmetallische gegossene Füllungen im Seitenzahngbiet. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1987;97:1408-1414.

Stenberg R, Matsson L. Clinical evaluation of glass ceramic inlays (Dicor). *Acta Odontol Scandinavica* 1993;51:91-97.

Studer S, Lehner C, Schärer P. Glass-ceramic inlays and onlays made by IPS-Empress. First clinical results. IADR program and abstracts 1992, Abstract #1144.

Sturdevant JR, Heymann HO, Wilder AD, Roberson TM, Bayne SC. Composite Cement thickness of CEREC CAD/CAM Ceramic inlays. IADR program and abstracts 1991, Abstract #245.

Thordrup M, Isidor F, Hørsted-Bindslev P. A one-year clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays. *Scand J Dent Res* 1994;102:186-192.

Thordrup M, Isidor F, Hørsted-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent* 1994;22:147-153.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems B, Noack Mj, Braem M, Lambrechts M, Roulet JF, Vanherle G. Marginal adaptation of four tooth coloured inlay systems in vivo. *J Dent* 1992;20:18-26.

Ziemiński TL, Wendt SL, Leinfelder KF. Wear of Dicor and Cerinate porcelain in the proximal contact area. IADR program and abstracts 1993, Abstract #220.

Korrektur sendes til:

Asbjørn Jokstad, Klinikk for Protetikk og Bittfunksjon, Universitetet i Oslo, Boks 1109 Blindern, N-0317 Oslo 3.