

Tandfarvede materialer til fremstilling af indlæg og kroner

I. Plastmaterialer

Anne Peutzfeldt

Det kosmetiske aspekt af tandplejen får større og større betydning, og nye tandfarvede materialer kommer til stadighed på markedet. I to artikler gennemgås anvendelsen af disse materialer i den indirekte teknik, først og fremmest til indlæg og kroner. Denne første artikel beskriver de kompositte plast der er beregnet til indlæg og kroner, mens en efterfølgende artikel vil beskrive fuldkeramiske materialer. I artiklerne diskuteres materialernes mekaniske egenskaber og binding til tandsubstans, og resultaterne af kliniske undersøgelser vedr. holdbarheden af forskellige typer af restaureringer vises. Til slut sammenlignes holdbarheden af de nyere typer af restaureringer med holdbarheden af mere konventionelle typer af restaureringer.

Denne og en efterfølgende artikel er baseret på et foredrag holdt ved symposiet »Alternatives to the Management of Carious Lesions« i Charleston, S.C., USA, og en artikel publiceret i Operative Dentistry 2001; Suppl. 6: 153-76.

For ikke alt for længe siden var antallet af restaureringsalternativer begrænsede. Valget mellem materialer og metoder var derfor som oftest ligetil. Situationen har ændret sig voldsomt i de senere år. Det kosmetiske aspekt af tandplejen bliver til stadighed vigtigere, og udviklingen har bragt adskillige tandfarvede materialer på markedet. Nu til dags har tandlægen således et væld af materialer og metoder at vælge mellem. For visse typer af restaureringer, fx guldindlæg, foreligger klinisk dokumentation. Andre materialer og teknikker er nye og lovende, men endnu ikke velafprøvede. De mange behandlingsalternativer gør det kompliceret at vælge den »rigtige« løsning, og det er ikke muligt én gang for alle at definere hvilken restaurering der er optimal i en given situation. Valget af materiale og teknik bør baseres på viden om materialernes egenskaber og begrænsningerne ved de forskellige materialer og teknikker.

Fig. 1 viser en klassificering af kosmetiske restaureringstyper. Denne artikelserie på to vil omtale de materialer der er beregnet til indirekte restaureringer, dvs. plastmaterialer (Del I) og keramiske materialer (Del II). Materialernes mekaniske og fysiske egenskaber samt bindingsevne til tandsubstans vil blive fremdraget. Dette giver en baggrund for at forstå de krav der stilles til fx kavitetudformning, håndtering af materialet og retentionsskabende foranstaltninger. Bortset fra almindelig klinisk erfaring opnås den bedste vurdering af et materiale vha. kontrollerede kliniske undersøgelser. Laboratoriemålingerne vil derfor blive suppleret med resultater fra kliniske undersøgelser.

Komposit plast

Komposit plast kom på markedet i midten af 1960'erne (1,2). Plastmaterialerne har siden gennemgået en stor udvikling.

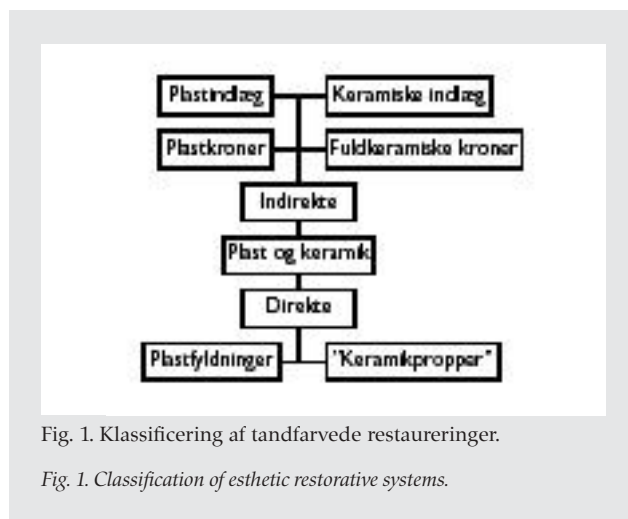


Fig. 1. Klassificering af tandfarvede restaureringer.

Fig. 1. Classification of esthetic restorative systems.

De plast der bruges mest i dag, er lyspolymeriserende, én-pasta-materialer der består af tre komponenter: 1) en resin baseret på forskellige relativt hydrofobe dimethacrylatmonomerer (fx BisGMA, UDMA og TEGDMA), og som også indeholder et initiatorsystem, 2) en uorganisk filler bestående af glas-, kvarts- eller zirkoniumoxidpartikler og/eller amorf SiO_2 og 3) en silanforbindelse der binder de forstærkende fillerpartikler til den polymeriserede resin (Fig. 2).

De fleste plast beregnet til indlæg har som oftest en sammensætning der ligner sammensætningen af fyldningsplast. Enkelte indlægsplast, fx SR-Isosit, har dog en sammensætning som mere ligner sammensætningen af krone- og bro-materialer.

Plastmaterialernes initiatorsystem består af en diketon og en amin. Den almindeligste diketon er camphorquinon. Ved belysning med blå lys absorberer camphorquinonen strålerne og nedbrydes ved reaktion med aminen under dannelsen af frie radikaler. Disse radikaler initierer polymerisationen som fortsætter under dannelsen af et krydsbundet tredimensionalt netværk (Fig. 3). Efterhånden som polymerisationen skrider frem, nedsættes diffusionshastigheden af de frie radikaler og de ureagerede dimethacrylatmolekyler. Dette forhindrer fuldstændig omdannelse af methacrylatdobbeltbindingerne. Mellem 25 og 50% af methacrylatgrupperne forbliver således ureagerede i polymeren (3,4), hvor de har en blødgørende virkning (5).

Plastindlæg

Ved at udsætte plastmaterialet for en ekstra hærdning, en efterhærdning, ud over den almindelige lyspolymerisering forestillede man sig at omsætningsgraden af methacrylat-

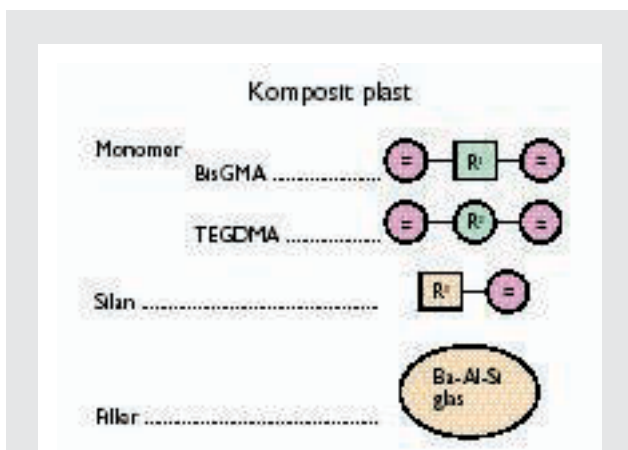


Fig. 2. De tre hovedkomponenter i komposit plast.

Fig. 2. The three main components of resin composites.

dobbeltbindinger ville stige, og at en række materialeegenskaber ville blive forbedret. Dette var én af grundene til at plastindlægsteknikken blev introduceret. En yderligere grund var at teknikken kompenserer for de negative virkninger af plastmaterialernes uvægerlige polymerisationskontraktion (6-8). Således er det kun kontraktionen af den plastcement der anvendes til cementering af indlægget, der vil kunne kompromittere indlæggets kanttilslutning. Endelig gør indlægsteknikken det nemmere at fremstille en restaurering som er optimal mht. anatomisk form og kontaktpunkter. Det var idéen og håbet at disse fordele ville opveje indlysende ulemper ved indlægsteknikken såsom en mere tandsubstanskrævende, tidskrævende og dyrere behandling. Fordele ved teknikken skulle bevirke at restaureringen fik længere holdbarhed, hvilket ville eliminere den umiddelbare prisforskel og virke tandsubstansbesparende i det lange løb.

Plastindlæg kan fremstilles enten ved brug af en direkte eller en indirekte teknik. Ved brug af den direkte teknik står tandlægen for såvel den kliniske som den laboratoriemæssige del af behandlingen. Indlægget bygges op direkte i kaviteten, lyspolymeriseres, fjernes fra kaviteten, udsættes for en ekstra polymeriseringsprocedure, pudses og poleres for til slut at blive cementeret.

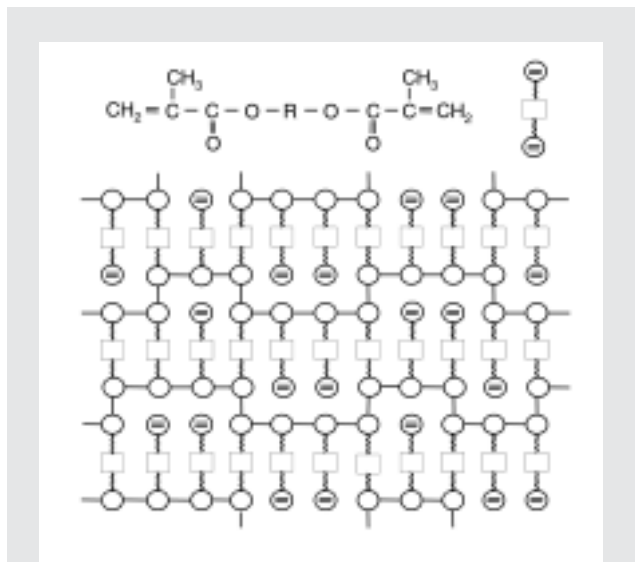


Fig. 3. Simplificeret gengivelse af et tredimensionelt dimethacrylatnetværk med 71% omsætning af methacrylatdobbeltbindingerne til krydsbindinger. \ominus : unreageret carbon-carbon dobbeltbinding; $-$: carbon-carbon enkeltbinding.

Fig. 3. Simplified representation of a three-dimensional dimethacrylate network having 71% conversion of the methacrylate double bonds to crosslinks. \ominus : unreacted carbon-carbon double bond; $-$: carbon-carbon single bond.

Ved brug af den indirekte teknik tager tandlægen et aftryk af den præparerede tand og fremsender dette til et dentallaboratorium, som så støber en model og fremstiller indlægget på denne. Efter polymerisering og pudning sendes indlægget retur til klinikken mhp. cementering i kaviteten. If. en modificeret teknik kan de enkelte faser dog udføres så hurtigt at tandlægen kan fremstille indlægget på klinikken mens patienten venter: Der tages et aftryk af kaviteten i et hurtigt-afbindende aftryksmateriale. Aftrykket støbes ud, ligeledes med et hurtigt-afbindende materiale, fx et a-siliconeaftryksmateriale. Plastindlægget bygges op på denne model, lyspolymeriseres og efterhærdes, pudses og poleres og er så klar til cementering. Som det er tilfældet med et direkte fremstillet plastindlæg, gøres restaureringen således færdig under ét, dog temmelig langt besøg. Da laboratoriet ikke involveres, spares udgiften hertil. Trods disse fordele ved direkte og indirekte, men klinikfremstillede plastindlæg synes disse to former for plastindlæg ikke at være særligt udbredte. Sammenlignet med laboratoriefremstillede plastindlæg kan der være flere årsager til den manglende popularitet: Det lange tandlægebesøg er anstrengende for såvel patient som tandlæge, og bygges indlægget op i munden i stedet for på en model, er det ikke nemt at opnå gode kontaktpunkter eller god form i det hele taget.

Plastindlæg kan polymeriseres på flere forskellige måder. Den nemmeste er udelukkende at anvende en almindelig intraoral lyspolymeriseringslampe, som det anbefales i EOS-systemet fra Vivadent. Det mest udbredte er at den initiale lyspolymerisering ved stue- eller mundtemperatur efterfølges af en ekstra hærkning i en lys- og varmeovn, fx D.I. 500 ovnen, der hører til Brilliant systemet fra Coltène. Visse indlægsplast, fx SR-Isosit fra Ivoclar, er imidlertid ikke lyspoly-

meriserende. Disse materialer hærdes under tryk ved høj temperatur.

Et af de første materialer der blev markedsført til indlægsteknikken, var netop SR-Isosit. Dette materiale var et mikrofilplast baseret på et krone- og bromateriale, som blev hærdet i et Ivomatapparat i 10 min. ved 120° C og et tryk på 6 bar. Indlæggenes indre flader blev sandblæst med aluminiumoxid for at opnå en ru og retentionsskabende overflade.

Kulzer introducerede et plastindlægssystem baseret på hydridplastet Estilux posterior CVS. Efter en initial lyspolymerisering blev indlæggene hærdet i en Dentacolor XS lysovn eller i en lille lysboks som skulle tilsluttes den konventionelle lyspolymeriseringslampe Translux.

Mange andre plastmaterialer er blevet markedsført eller afprøvet mhp. anvendelse som plastindlæg. Der er imidlertid ingen grund til at nævne alle plastindlægssystemerne, da alle kindtandsplast faktisk kan anvendes.

Efterhærdningens betydning

Effekten af efterhærdning er blevet målt i adskillige laboratorieundersøgelser. Tabel 1 viser den effekt af efterhærdning på omsætningsgraden af methacrylatdobbelbindinger der er blevet målt i diverse undersøgelser. Effekten er angivet i procent af den omsætningsgrad der blev opnået ved almindelig lyspolymerisering uden efterhærdning. Omsætningsgraden steg mellem 6 og 44%, og i alle undersøgelserne fandtes således en positiv effekt af efterhærdning på omsætningsgraden. At effekten varierede fra undersøgelse til undersøgelse kan skyldes flere forhold: Visse materialer er mere følsomme over for efterhærdning end andre, efterhærdningsomstændighederne var forskellige i de forskellige undersøgelser, og der blev anvendt forskellige metoder til

Tabel 1. Rapporterede procentiske stigninger i omsætningsgrader som konsekvens af efterhærdning.

Plast	% stigning i omsætningsgrad	Forfattere
Brilliant Enamel	6	Park & Lee, 1996 (9)
Brilliant	19	Kildal & Ruyter, 1994 (10)
Charisma	29	Kildal & Ruyter, 1994 (10)
Charisma	23	Peutzfeldt & Asmussen, 2000 (11)
EOS	14	Kildal & Ruyter, 1994 (10)
Estilux Posterior CVS	24	Kildal & Ruyter, 1994 (10)
Herculite	33	Ferracane & Condon, 1992 (12)
Herculite XRV	44	Bagis & Rueggeberg, 1997 (13)
Heliomolar	41	Ferracane & Condon, 1992 (12)
Occlusin	10	Cook & Johansson, 1987 (14)
Prisma APH	25	Kildal & Ruyter, 1994 (10)
Z100	24	Peutzfeldt & Asmussen, 2000 (11)

bestemmelse af omsætningsgraden. Det faktum at omsætningsgraden steg, beror på at 1) dimethacrylatmolekylerne kan diffundere og reagere selv i en fast polymer, og 2) den øgede fleksibilitet af polymerkæden som den forhøjede temperatur under efterhærdningen medfører, øger mobiliteten og dermed reaktiviteten af de ureagerede dobbeltbindinger. Afsætter man stigningerne i omsætningsgrad som følge af efterhærdning som funktion af omsætningsgraden uden efterhærdning, fås en signifikant korrelation mellem de to variabler (Fig. 4). Får man allerede under den initiale, konventionelle lyspolymerisering et plast med høj omsætningsgrad, er chancen for at to ureagerede dobbeltbindinger mødes og reagerer under en eventuel efterhærdning således mindre, end hvis den initiale lyspolymerisering er mindre effektiv og således resulterer i mange resterende dobbeltbindinger.

Tabel 2 viser effekten (i procent) af efterhærdning på en række fysiske egenskaber rapporteret i diverse undersøgelser. Det ses at der ikke er noget entydigt mønster: Efterhærdning forbedrede egenskaberne for visse materialer, men ikke for andre. En del af forskellen i følsomhed over for efterhærdning kan forklares ved forskelle i den temperatur og tid som blev anvendt under efterhærdningen. Der kan også være tale om forskelle mellem plastmaterialerne. Dette fremgår af Tabel 3. Omsætningsgraden steg signifikant for såvel Z100 som Charisma som følge af efterhærdning. Efterhærdningen førte ligeledes til en stigning i de mekaniske egen-

skaber af Charisma, men ikke af Z100. Denne forskel i følsomhed over for efterhærdning er ligeledes blevet fundet ved målinger af effekten af efterhærdning på sliddet af fire plastmaterialer (19).

Som tidligere nævnt kan efterhærdningen bestå i en ekstra

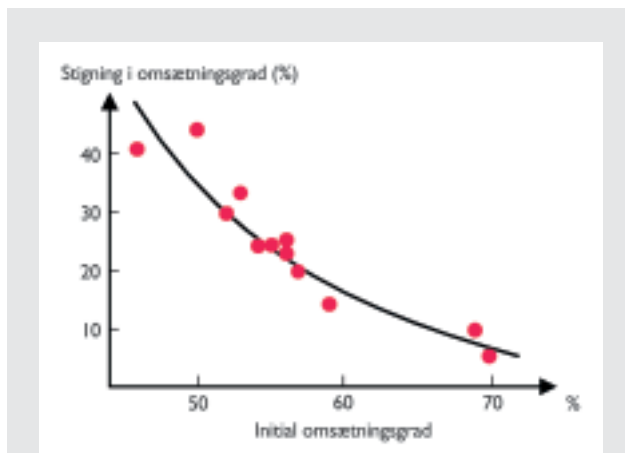


Fig. 4. Korrelation mellem omsætningsgraden af lyspolymeriseret plast og stigningen i omsætningsgrad som følge af en efterhærdning af det lyspolymeriserede plast ($P < 0,0005$).

Fig. 4. Correlation between degree of conversion of light-cured composite and increase in degree of conversion as a consequence of a secondary cure ($p < 0.0005$).

Tabel 2. Rapporterede procentiske ændringer af en række egenskaber som følge af efterhærdning af forskellige plastmaterialer.

Plast	Bøjestykke	Elasticitetsmodul	Diametral trækstyrke	In vitro-slidstyrke	Forfattere
Brilliant Dentin	4	20	÷	÷	Reinhardt, 1991 (15)
Brilliant Dentin	0	0	0	÷	Peutzfeldt & Asmussen, 1991 (16)
Brilliant DI	53	62	÷	÷	Kullmann, 1988 (17)
Brilliant DI	÷	÷	÷	÷	40 De Gee et al., 1989 (18)
Charisma	26	34	11	30	Peutzfeldt & Asmussen, 2000 (11)
Charisma	÷	÷	÷	46	Shinkai et al., 1994 (19)
Estilux Posterior CVS	36	41	0	÷	Peutzfeldt & Asmussen, 1991 (16)
Herculite	16	÷	÷	÷	Ferracane & Condon, 1992 (12)
Herculite	÷	÷	÷	32	Shinkai et al., 1994 (19)
Herculite	÷	÷	÷	66	De Gee et al., 1989 (18)
Heliomolar	60	÷	÷	÷	Ferracane & Condon, 1992 (12)
Heliomolar	÷	÷	÷	0	Shinkai et al., 1994 (19)
Occlusin	÷	4	13	73	Wendt, 1987 (20)
Occlusin	36	÷	41	÷	Cook & Johannson, 1987 (14)
Occlusin	÷	÷	÷	25	De Gee et al., 1989 (18)
Z100	0	0	0	0	Peutzfeldt & Asmussen, 2000 (11)
Z100	10	20	÷	÷	Ferracane et al., 1995 (21)

lyspolymerisering, i en varmebehandling eller i en lyspolymerisering under samtidig varmebehandling. Da der også udvikles varme i lyspolymeriseringsapparaterne (18), er det ikke klart hvilke af de tre typer af efterhærdning der har størst effekt. Resultater af bl.a. *Bagis* & *Rueggeberg* (13) understreger temperaturens indflydelse på efterhærdningens effekt (Fig. 5). Således havde efterhærdningstemperaturen meget større indflydelse end efterhærdningens varighed (13), hvilket også blev fundet i en undersøgelse af *Peutzfeldt* & *Asmussen* (Fig. 6) (11).

Effekten af efterhærdning er blevet undersøgt klinisk af *Wendt* & *Leinfelder* (22), der anvendte plastet *Occlusin* (Tabel

4). Plastindlæg blev fremstillet direkte i kaviteten og polymeriseret enten udelukkende med en lyspolymeriseringslampe eller med en supplerende varmebehandling. Efter tre år havde de efterhærdede indlæg bedre kanttilslutning end indlæg der kun var blevet lyspolymeriseret. Efterhærdningen havde dog ikke medført nogen forskel i slid mellem de to typer af plastindlæg.

Resultaterne af to laboratorieundersøgelser peger på at en positiv effekt af efterhærdning på plastmaterialernes fysiske egenskaber kun er midlertidig (18,21). På basis af de tilgængelige data kan det konkluderes at supplerende af konventionel lyspolymerisering med en efterhærdning øger plastets

Tabel 3. Effekten (i procent) af efterhærdning (én time ved 110 °C) på fem egenskaber af Z100 og Charisma (11).

Plast	Omsætningsgrad	Diametral trækstyrke	Bøjestykke	Elasticitetsmodul	In vitro-slidstyrke
Z100	24	0	0	0	0
Charisma	23	11	26	34	30

Tabel 4. Treårsresultaterne af en klinisk undersøgelse af klasse I og II plastindlæg (*Occlusin*) (22).

Type af restaurering	Antal restaureringer	Fejl (%)	Øvrige fund/kommentarer fra forfatterne
Indlæg, ÷ efterhærdning	30	0	Ingen forskel i slid
Indlæg, + efterhærdning	30	0	Efterhærdede indlæg havde bedre kanttilslutning

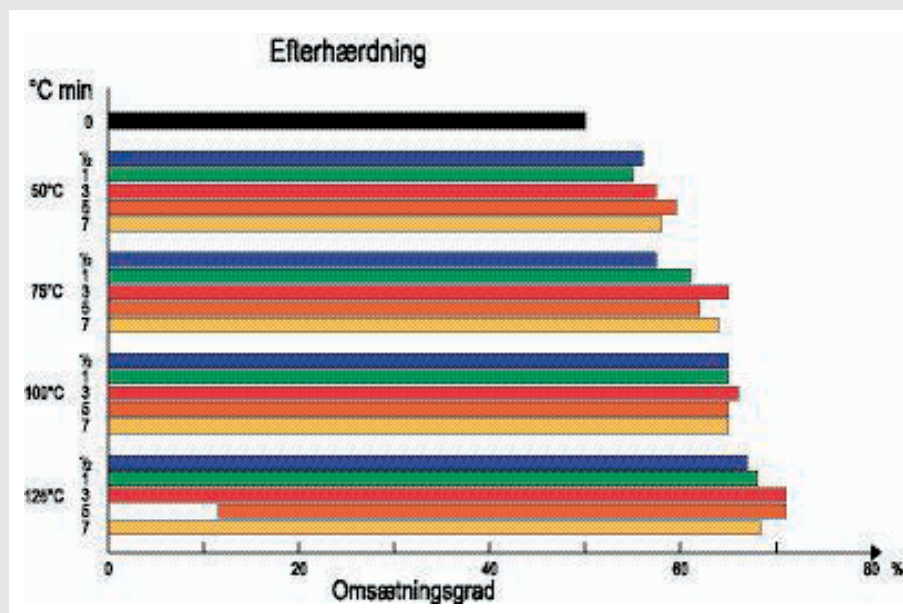


Fig. 5. Effekten af efterhærdningens varighed og temperatur på omsætningsgraden (13).

Fig. 5. Effect of duration and temperature of the secondary cure on the degree of conversion (13).

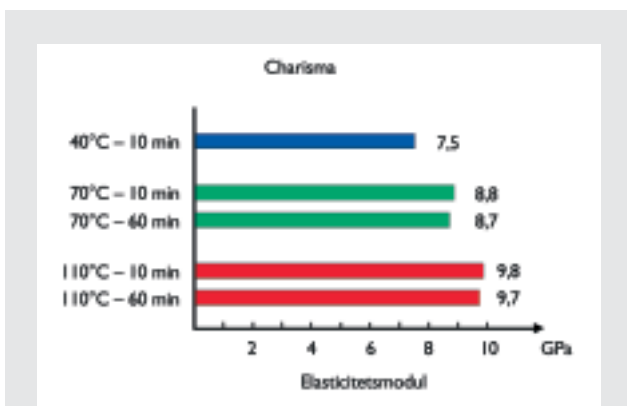


Fig. 6. Effekten af efterhærdningens varighed og temperatur på elasticitetsmodulen af Charisma (11).

Fig. 6. Effect of duration and temperature of the secondary cure on the flexural modulus of Charisma (11).

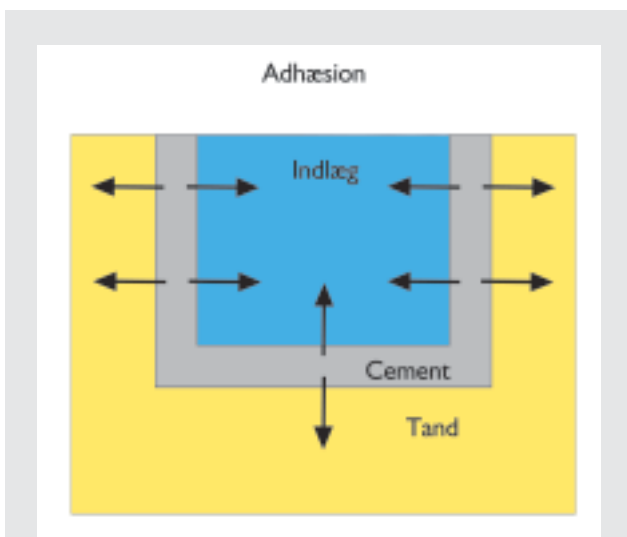


Fig. 7. Binding af et indlæg til tanden med en plastcement.

Fig. 7. Bonding of an inlay to the tooth with a resin cement.

omsætningsgrad, men ikke nødvendigvis dets fysiske egenskaber.

Cementerung af plastindlæg

Plastindlæg fastgøres til tanden vha. en plastcement. Som det fremgår af Fig. 7, skal cementen binde til såvel tand som indlæg. Binding til emalje og dentin opnås vha. syreætsningsteknikken og dentinbindingssystemer på samme måde som ved binding af plastfyldninger. Binding af cementen til indlægget kan skaffes ad mekanisk eller kemisk vej. Hvad den kemiske vej angår opstår bindingen ved kopolymerisering mellem monomeren i plastcementen og ureagerede dobbeltbindinger i polymeren på plastindlæggets overflade. Som vist i Tabel 1 reducerer efterhærdning antallet af resterende dobbeltbindinger i plastet (9-14). Den øgede omsætningsgrad indebærer imidlertid at der er færre dobbeltbindinger til rådighed for kopolymerisering med plastcements monomer, og at bindingspotentialt derved nedsættes. Haller *et al.* (23) fandt modstridende resultater ved måling af effekten af efterhærdning på bindingsstyrken mellem plastcement og tre plastindlægs materialer. I overensstemmelse med Kullmann (17) fandt Asmussen & Peutzfeldt (24) imidlertid at efterhærdning reducerede bindingsstyrken og bindingsenergien til ikke-sandblæste indlægsplast (Tabel 5). Skal man drage en konklusion på basis af de sparsomme data, må den blive at det er tilrådeligt at supplere den kemiske binding med en eller anden form for mekanisk forankring.

Hvad den mekaniske forankring angår, har man undersøgt effekten af diverse overfladebehandlinger på bindingen mellem plastcement og plastindlægs materiale (24-30). Det er således fundet at sandblæsning af indlægsoverfladen med 50 μm aluminiumoxid øger bindingen til plastcement signifikant (Tabel 6) (24,26,27,29). Flussyre anvendes ofte til ætning af porcelæn. Da flussyre også ætser fillerpartiklerne i glasfyldte hybridplast (30), har man undersøgt effekten af flussyrebehandling af plastoverfladen som retentionsskabende middel. Som vist i Tabel 7 er de fundne resultater indbyrdes modstridende. Effekten af flussyreætsning afhænger for-

Tabel 5. Effekten af efterhærdning af Z100 på omsætningsgraden samt på bindingsstyrken og bindingsenergien målt mellem polymeriseret Z100 og plastcement (24). Det polymeriserede plast var ikke blevet sandblæst. Forskellige bogstaver inden for hver egenskab angiver at de to middelværdier er signifikant forskellige.

Efterhærdning	Omsætningsgrad (%)	Bindingsstyrke (MPa)	Bindingsenergi (J/m^2)
Ingen	^a 54 \pm 3	^b 21 \pm 1	^b 9 \pm 2
110 °C, 10 min.	^b 64 \pm 2	^a 17 \pm 1	^a 5 \pm 1

Tabel 6. Effekten af sandblæsning af plastindlæg på bindingsstyrken mellem plastindlæg og plastcement.

Plast	Overfladebehandling	Bindingsstyrke (MPa)	Forfattere
Herculite XRV	Ingen	6±2	Stokes <i>et al.</i> , 1993 (26)
	Sandblæsning	13±3	
Triad inlay composite	Ingen	13±5	Latta & Barkmeyer, 1994 (27)
	Sandblæsning	27±6	
Brilliant	Ingen	4±3	Shortall <i>et al.</i> , 1996 (29)
	Sandblæsning	8±1	
Z100	Ingen	17±1	Asmussen & Peutzfeldt, 2000 (24)
	Sandblæsning	24±2	

Tabel 7. Effekten af flussyreætsning (HF-æts) af plastindlæg på bindingsstyrken mellem plastindlæg og plastcement.

Plast	Overfladebehandling	Bindingsstyrke (MPa)	Forfattere
Herculite XRV	Sandblæsning	26±10	Swift <i>et al.</i> , 1992 (25)
	Sandblæsning + HF-æts	18±8	
Herculite XRV	Ingen	6±2	Stokes <i>et al.</i> , 1993 (26)
	HF-æts	12±2	
	Sandblæsning	13±3	
	Sandblæsning + HF-æts	18±4	
Triad inlay composite	Ingen	13±5	Latta & Barkmeyer, 1994 (27)
	HF-æts	10±1	
Herculite XRV	Sandblæsning	10±1	Shortall <i>et al.</i> , 1996 (29)
	Sandblæsning + HF-æts	7±2	
Herculite XRV	Sandblæsning	16±3	Ejersbo & Peutzfeldt, 1994 (28)
	Sandblæsning + HF-æts	11±2	
Z100	Sandblæsning	15±2	Ejersbo & Peutzfeldt, 1994 (28)
	Sandblæsning + HF-æts	15±2	

mentlig af plastmaterialet og af flussyrekonzentrationen. Flussyre ser således ud til at være for aggressiv for visse plastmaterialer, fx Herculite XRV, og at resultere i en opløsning af de eksponerede glaspartikler. Da flussyre er et giftigt middel, og da dets effekt er tvivlsom, kan det ikke anbefales at flussyreætte plastindlæg.

Forbehandling af plastindlæg med silan er ligeledes blevet foreslået, idet silan også anvendes til forbehandling af porcelæn i bindingskabende øjemed (25,26,28,31). Undersøgelser har vist at silan enten har en positiv eller ingen effekt på bin-

dingsstyrken (Tabel 8). Selv om silan ikke i alle tilfælde øger bindingen på kort sigt, er det sandsynligt at silaniseringen modvirker en forringelse af bindingen på længere sigt. Det kan konkluderes at binding mellem plastindlæg og plastcement bedst opnås ved at plastindlægget sandblæses og silaniseres inden cementering.

Kliniske undersøgelser af plastindlæg

Plastindlæg har været genstand for adskillige kliniske undersøgelser. Desværre omfatter de færreste undersøgelser

Tabel 8. Effekten af silanbehandling af plastindlæg på bindingsstyrken mellem plastindlæg og plastcement.

Plast	Overfladebehandling	Bindingsstyrke (MPa)	Forfattere
Herculite XRV	Ingen	6±2	Stokes <i>et al.</i> , 1993 (26)
	Silan	13±4	
	Sandblæsning	13±3	
	Sandblæsning + silan	20±4	
Herculite XRV	Sandblæsning	26±10	Swift <i>et al.</i> , 1992 (25)
	Sandblæsning + silan	28±4	
Occlusin	Ingen	9±1	Heitmann & Asmussen, 1992 (31)
	Silan	17±2	
Herculite XRV	Sandblæsning	16±3	Ejersbo & Peutzfeldt, 1994 (28)
	Sandblæsning + silan	17±1	
Z100	Sandblæsning	15±2	Ejersbo & Peutzfeldt, 1994 (28)
	Sandblæsning + silan	16±2	

Tabel 9. Toårsresultaterne af en klinisk undersøgelse af plastfyldninger og plastindlæg (32).

Type af restaurering	Antal restaureringer	Fejl (%)	Øvrige fund/kommentarer fra forfatterne
Fyldning	43	7	Indlæggene havde signifikant bedre
Indlæg	45	4	»anatomisk form«

Tabel 10. Femårsresultaterne af en klinisk undersøgelse af klasse II plastfyldninger og plastindlæg (33).

Type af restaurering	Antal restaureringer	Fejl (%)	Øvrige fund/kommentarer fra forfatterne
Fyldning (Brilliant Dentin)	57	8	Ingen forskel i slid
Indlæg (Brilliant Dentin)	63	17	Ingen fordel ved plastindlæggene frem for plastfyldningerne

kontrolrestaureringer, som fx plastfyldninger, og de fleste undersøgelser har kun løbet i få år. I en undersøgelse af 43 plastfyldninger og 45 plastindlæg blev 90% af fyldningerne og 93% af indlæggene vurderet som værende acceptable eller fejlfri efter to år (Tabel 9) (32). Wassell *et al.* fulgte plastindlæg (direkte fremstillede) og plastfyldninger, alle af materialet Brilliant Dentin, gennem fem år (Tabel 10) (33). Fejlprocenterne på 17% for indlæggene og 8% for fyldningerne var ikke signifikant forskellige. Forfatterne konkluderede at der efter fem års funktionstid ikke var fordele ved plastindlæggene frem for plastfyldningerne, og at der var en tendens til at indlæggene holdt dårligere end fyldningerne.

For nylig er der publiceret to artikler med 11-års-resultater. I Palleesen & Qvists undersøgelse af plastindlæg (indirekte fremstillede) og plastfyldninger (Tabel 11) var der ingen signifikant forskel i fejlprocenterne mellem indlæg og fyldninger (34). Fejlprocenten var således 16% for fyldningerne og 17% for indlæggene efter en funktionstid på 11 år. De mest udbredte årsager til omlavninger var fraktur af restaureringen og sekundær caries. Van Dijken (35) fandt fejlprocenter på 18% for Brilliant D.I. indlæg (direkte fremstillede) og 27% for Fulfil plastfyldninger (Tabel 12). Forskellen i fejlprocent var ikke statistisk signifikant. Indlæggene var forbundet med bedre kanttilslutning og lav incidens af sekundær caries

Tabel 11. 11-års-resultaterne af en klinisk undersøgelse af klasse II plastfyldninger og plastindlæg (34).

Type af restaurering	Antal restaureringer	Fejl (%)	Øvrige fund/kommentarer fra forfatterne
Fyldning (Brilliant Dentin)	26	12	Årsager til fejl: 1. fraktur af restaurering 2. sekundær caries Ingen forskel i fejlfrekvens mellem plastindlæggene og plastfyldningerne
Indlæg (Brilliant Dentin)	24	17	
Fyldning (Estilux post. CVS)	25	20	
Indlæg (Estilux post. CVS)	26	12	
Indlæg (SR-Isosit)	27	22	

Tabel 12. 11-års-resultaterne af en klinisk undersøgelse af klasse II plastfyldninger og plastindlæg (35)..

Type af restaurering	Antal restaureringer	Fejl (%)	Øvrige fund/kommentarer fra forfatterne
Fyldning (Fulfil)	33	27	Ingen signifikant forskel i fejlrater mellem plastfyldningerne og plastindlæggene Plastindlæggene havde bedre kanttilslutning
Indlæg (Brilliant)	96	18	

sammenlignet med fyldningerne. Sammenholdt med resultaterne af tidligere kliniske undersøgelser fandt forfatterne til begge 11-års-undersøgelser at overlevelsesraten var acceptabel for såvel plastindlæggene som plastfyldningerne. Der synes dog at være en tendens til at plastindlæg har bedre kanttilslutning end plastfyldninger. Dette kunne tale for anvendelsen af indlæg ved restaurering af særlig store kaviteter og af kaviteter der strækker sig under emalje-cement-grænsen approksimalt.

Nye plastmaterialer til indirekte restaureringer

Inden for de senere år er en række kompositte plastmaterialer blevet markedsført til indirekte restaureringer med udvidede indikationsområder sammenlignet med konventionelle plastmaterialer: Artglass (Heraeus Kulzer), Belleglass HP (Kerr) og Targis (Ivoclar). Materialerne er ganske vist forskellige mht. sammensætning og håndtering, men alle tre er polymerbaserede materialer der lover nedsat slid af antagonist, nemmere og hurtigere anvendelse, og bedre reparationsmuligheder end keramiske restaureringer.

Artglass som blev lanceret i 1995 som et »polyglas«, indeholder 70 vægt% filler og 30 vægt% resin. Filleren består hovedsagelig af bariumaluminiumsilikatglas med en middelpartikelstørrelse på 0,7 µm og et vist indhold af amorft SiO₂. Det unikke ved Artglass består i indholdet af nye multifunk-

tionelle methacrylatmonomerer. Producenten anfører at indholdet af disse monomerer resulterer i en polymer med høj omsætningsgrad og høj grad af krydsbinding når Artglass polymeriseres med en såkaldt høj-intensitet-xenon-stroboskoplampe (UniXS). Artglass blev markedsført til metalfrie restaureringer (facader, indlæg, *onlays*, kroner) og til metalunderstøttede restaureringer (kroner og broer, Marylandbroer, implantatrestaureringer). Binding mellem Artglass og metal opnås med det såkaldte Kevloc system, hvilket indebærer applicering af en *primer* der indeholder acrylonitril, og af en urethanresin på den sandblæste metaloverflade inden applicering og polymerisering af Artglass.

Belleglass HP blev introduceret i 1996 af Belle de St. Claire. Den organiske matriks er baseret på konventionelle monomerer: urethandimethacrylat og alifatisk dimethacrylat. Materialet indeholder 78 vægt% bariumglas med en middelpartikelstørrelse på 0,6 µm (dentinmaterialerne) eller 74 vægt% borosilikatglas (emaljematerialerne). Det særlige ved Belleglass HP ligger i polymeriseringsmetoden: Belleglass HP polymeriseres under tryk (ca. 5 bar) ved øget temperatur (140° C) og ved tilstedeværelsen af nitrogen. Den høje temperatur anvendes mhp. at opnå en øget omsætningsgrad af monomeren. Der anvendes nitrogen for at undgå oxygeninhibition af polymeriseringen og for således at opnå øget omsætningsgrad og dermed bedre fysiske egenskaber såsom

slidstyrke. Det anføres endvidere at såfremt der fanges mindre luft i plastet vil det blive mere translucent. Belleglass markedsføres uden metalunderstøttelse til facader, indlæg/onlays og fortandskroner, med metalskelet som facade-materiale, og med et fiberskelet som bromateriale.

I 1996 lancerede Ivoclar Targis, en såkaldt ceromer (ceramic optimized polymer). Targis indeholder ca. 77 vægt% filler (57 volumen%) og 23 vægt% resin. Fillerdelen er trimodal og består af bariumglas med en middelpartikelstørrelse på 1 µm, en sfæroid silikatfiller med en middelpartikelstørrelse på 0,25 µm, såvel som amorft silikat (partikelstørrelse 0,015-0,050 µm). Resindelen består af konventionelle monomerer. Det hævdes at Targis opnår særligt gode egenskaber som følge af en »optimeret kemisk sammensætning« og en »optimeret polymeriseringsprocedure«. Den endelige polymerisering foregår således i et Targis Powerapparat ved ca. 97° C i 25 min. Targis markedsføres til facader og indlæg/onlays alene,

til indlæg/onlays, kroner og broer (tre led) på et skelet af fiberforstærket plast (Vectris) og til kroner og broer, inklusiv implantatrestaureringer, på et metalskelet.

Fig. 8 og Tabellerne 13-18 viser resultaterne af *in vitro*- og *in vivo*-undersøgelser af disse tre nyere plastsystemer. Freiberg & Ferracane (36) har sammenlignet Artglass med fyldningsplastet Charisma, og Fig. 8 viser de resultater der blev opnået når begge materialer var blevet polymeriseret med UniXS lampen. I overensstemmelse med producentens oplysninger fandt man at Artglass havde højere omsætningsgrad, øget sejhed, lavere elasticitetsmodul og mindre hårdhed end Charisma. Til gengæld, og i modstrid med producentens påstand, havde Artglass signifikant mindre slidstyrke end Charisma. Det konkluderes i undersøgelsen at det ikke er indiceret at udvide indikationerne for Artglass i forhold til konventionelle »indirekte« kompositte plast. Dyer & Sorensen (37) målte bøjestykke og sejhed på en række plast til indirekte brug. I Tabel 13 sammenlignes Artglass, BelleGlass og Targis med Concept, den amerikanske udgave af SR-Isosit. Concept havde lavere bøjestykke end Belleglass, men var til gengæld det sejeste af alle fire materialer. Knobloch *et al.* (38) målte omsætningsgrad og slid for de samme fire materialer. Tabel 14 viser at ingen af de nyere plastmaterialer havde så høj omsætningsgrad og så god slidstyrke som det gamle Concept. I endnu en undersøgelse af de samme fire materialer fandtes at ikke blot blev de nyere materialer slidt mere end Concept, de forårsagede også et større slid på emalje (Tabel 15) (39).

I en klinisk multicenterundersøgelse fremstillede 60 kroner af hvert af de tre materialer Targis, Artglass og Belleglass (Tabel 16) (40). Efter ét år i munden var kroner af alle tre materialer blevet slidt mere end tidligere fremstillede indlæg af Brilliant DI og Concept. Mange (42%) Artglass kroner, der var blevet cementeret vha. Denthesive II bindingssystemet, var løsnet fra tanden. Targis kronerne var tilbøjelige til at gå løs fra metalskelettet (28%). Det skal bemærkes at Artglass kronerne var blevet fremstillet uden metalskelet og altså ikke kunne løsnes fra et sådant! For alle tre fabrikater af kroner

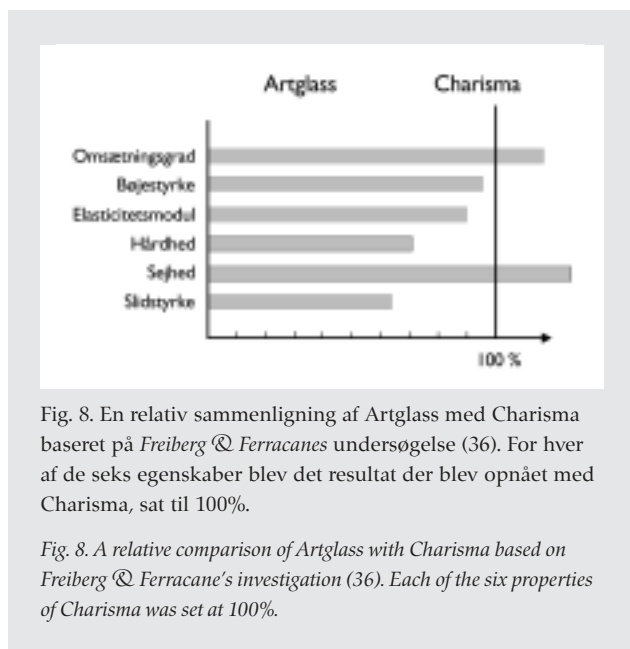


Fig. 8. En relativ sammenligning af Artglass med Charisma baseret på Freiberg & Ferracanes undersøgelse (36). For hver af de seks egenskaber blev det resultat der blev opnået med Charisma, sat til 100%.

Fig. 8. A relative comparison of Artglass with Charisma based on Freiberg & Ferracane's investigation (36). Each of the six properties of Charisma was set at 100%.

Tabel 13. Bøjestykke og sejlhed af plastmaterialer til indirekte brug (37).

Materiale	Bøjestykke (MPa)	Sejlhed (MN · m ^{-3/2})
Concept	130 ± 18	2,3 ± 0,2
Artglass dentin	132 ± 14	1,4 ± 0,2
Targis dentin	135 ± 14	1,9 ± 0,2
Belleglass	150 ± 16	2,0 ± 0,1

Tabel 14. Omsætningsgrad og slid af plastmaterialer til indirekte brug (38).

Materiale	Omsætningsgrad (%)	2-body slid ($\mu\text{m}/\text{omdrejning}$)
Concept	82	0,13
Belleglass	74	0,35
Artglass	54	0,46
Targis	48	0,46

Tabel 15. In vitro-abrasion og -attrition af plastmaterialer til indirekte brug og det tilsvarende slid af emalje (39).

Materiale	Abrasion (μm)	Attrition (μm)	Slid af emalje (mm^2)
Concept	3 \pm 1	22 \pm 17	2 \pm 1
Belleglass	10 \pm 8	32 \pm 7	4 \pm 1
Targis	23 \pm 8	54 \pm 19	4 \pm 1
Artglass	30 \pm 9	92 \pm 29	8 \pm 1

Tabel 16. Etårsresultaterne af en klinisk undersøgelse af plastmaterialer til indirekte brug (40).

Fænomen	60 kroner af hver af Targis, Artglass og Belleglass
Slid	Belleglass \leq Artglass < Targis Større end »første generationsmaterialerne«
Løsnet fra tanden	Artglass 42% (Denthesive II)
Løsnet fra metalskelettet	Targis 28% (OBS! Artglass blev anvendt uden metalskelet)
Postoperativ følsomhed	Høj frekvens for alle materialer
Antagonistslid	Ikke noget problem

Tabel 17. Toårsresultaterne af en klinisk undersøgelse af Artglass indlæg og kroner (41).

Fejl (%)	Årsager til fejl
20	Løsning af restaureringen (10%) Fraktur af restaureringen (5%) Pulpale skader (5%)

Tabel 18. Resultaterne af en klinisk undersøgelse af Artglass som facade bundet til et støbt guldskelet vha. Kevloc bindingssystemet (42). De 49 restaureringer der var med i undersøgelsen, havde siddet i munden 8-16 mdr.

Fejl (%)	Årsager til fejl
35	Facaden løsnet fra guldskelettet (70%) Fraktur/brud mellem »Artglass dentinlaget« og »Artglass incisallaget« (30%)

sås høj frekvens af postoperativ følsomhed. Materialerne gav ikke anledning til antagonistslid i særligt omfang, men når to Artglass kroner antagenerede, sås kraftigt slid af begge kroner. I en anden undersøgelse af 40 Artglass indlæg, *onlays* og kroner sås efter to år en frekvens af mislykkede restaureringer på 20% (Tabel 17)(41). Til trods for at Artglass restaureringerne erstattede mislykkede plastfyldninger, konkluderedes at frekvensen på 20% var uacceptabelt høj.

Som tidligere nævnt blev Artglass også markedsført som facademateriale til binding på metal vha. Kevloc systemet. I en klinisk undersøgelse af 49 Artglass facader bundet til metalskeletter af støbt guld, var 35% mislykkede efter 8-16 måneder (Tabel 18)(42). På baggrund af undersøgelsens resultat frarådede forfatterne brugen af Artglass til nævnte formål.

På basis af de just gennemgæede resultater kan det ikke forventes at indirekte restaureringer fremstillet vha. de nyere kompositte plast vil holde bedre end restaureringer fremstillet vha. de ældre udgaver af plast til indirekte anvendelse.

I den følgende artikel om keramiske materialer sammenlignes bl.a. holdbarheden af plastindlæg (og plastfyldninger) med holdbarheden af diverse keramiske indlæg.

English summary

Tooth-coloured materials for indirect use. I. Resin composites

The aesthetic part of dental care has become increasingly important, and new tooth-coloured materials are continually being marketed. This and a following article discuss tooth-coloured materials for indirect use. This first article focuses on resin composite, whereas article number two will focus on all-ceramic systems. Mechanical properties of the materials and bonding of the restorations to tooth structure are discussed. A review of the clinical success of the different types of restorations is given.

Litteratur

- Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US Patent 1962: 3,066,112.
- Bowen RL. Silica-resin direct filling material and method of preparation. US Patent 1965: 3,194,783 and 3,194,784.
- Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 490-6.
- Ruyter IE, Svendsen SA. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontol Scand* 1978; 36: 75-82.
- Asmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 484-9.
- Mörmann W, Ameye C, Lutz F. Marginale Adaptation, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiss. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982; 37: 438-41.
- Lutz F, Kreiji I, Mörmann W. Die zahnfarbene Seitenzahn-Restauration. *Phillip J* 1987; 4: 127-37.
- Burke FJT, Watts DC, Wilson NHF, Wilson MA. Current status and rationale for composite inlays and onlays. *Br Dent J* 1991; 170: 269-73.
- Park SH, Lee CS. The difference in degree of conversion between light-cured and additional heat-cured composites. *Oper Dent* 1996; 21: 213-7.
- Kildal KK, Ruyter IE. How different curing methods affect the degree of conversion of resin-based inlay/onlay materials. *Acta Odontol Scand* 1994; 52: 315-22.
- Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent* 2000; 28: 447-52.
- Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater* 1992; 8: 290-5.
- Bagis YH, Rueggeberg FA. Effect of post-cure temperature and heat duration on monomer conversion of photo-activated dental resin composite. *Dent Mater* 1997; 13: 228-32.
- Cook WD, Johannson M. The influence of postcuring on the fracture properties of photo-cured dimethacrylate based dental composite resin. *J Biomed Mater Res* 1987; 21: 979-89.
- Reinhardt KJ. Die extraorale Vergütung von Komposit-Inlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 46: 342-5.
- Peutzfeldt A, Asmussen E. Mechanical properties of three composite resins for the inlay/onlay technique. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 322-4.
- Kullmann W. Extraorale Photopolymerisation zur Optimierung physikalisch-technischer Merkmale von Füllungskunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988; 43: 383-6.
- Gee AJ de, Pallav P, Werner A, Davidson CL. Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. *Dent Mater* 1990; 6: 266-70.
- Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y. How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. *J Am Dent Ass* 1994; 125: 1467-72.
- Wendt SL. The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal dimensional stability. *Quintessence Int* 1987; 18: 265-71.
- Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater* 1995; 11: 354-8.
- Wendt SL, Leinfelder KF. Clinical evaluation of a heat-treated resin composite inlay: 3-year results. *Am J Dent* 1992; 5: 258-62.
- Haller B, Klaiber B, Tarenz O, Hofmann N. Zur Verbundfestigkeit zwischen Kompositinlay und Befestigungskomposit. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990; 45: 669-72.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. The effect of secondary curing of resin composite on the adherence of resin cement. *J Adhesive Dent* 2000; 2: 315-18.
- Swift EJ, Brodeur C, Vitko E, Pires JAF. Treatment of composite surfaces for indirect bonding. *Dent Mater* 1992; 8: 193-6.
- Stokes AN, Tay WM, Pereira BP. Shear bond of resin cement to post-cured hybrid composite. *Dent Mater* 1993; 9: 370-4.
- Latta MS, Barkmeyer WW. Bond strength of a resin cement to a cured composite inlay material. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 189-93.

28. Ejersbo M, Peutzfeldt A. Binding mellem plastindlæg og plastcement. *Tandlægebladet* 1994; 98: 339-40.
29. Shortall AC, Baylis RL, Wilson HJ. Composite inlay/luting resin bond strength – surface treatment effects. *J Dent* 1996; 24: 129-35.
30. Hummel SK, Marker V, Pace L, Goldfogle M. Surface treatment of indirect resin composite surfaces before cementation. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 568-72.
31. Heitmann T, Asmussen E. Reparation af plastrestaurationer. *Tandlægebladet* 1992; 96: 108-9.
32. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 391-7.
33. Wassell RW, Walls AWG, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *J Dent* 2000; 28: 375-82.
34. Pallesen U, Qvist V. Clinical evaluation of resin fillings and inlays: 11-year report. 4th Joint Meeting of CED/NOF, Warsaw, 2000: 101 (Abstract # 39).
35. Van Dijken JWV. Direct resin composite inlays/onlays: an 11-year follow-up. *J Dent* 2000; 28: 299-306.
36. Freiberg RS, Ferracane JL. Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite. *Am J Dent* 1998; 11: 214-8.
37. Dyer SR, Sorensen JA. Flexural strength and fracture toughness of fixed prosthodontic resin composites. *J Dent Res* 1998; 77: 160 (Abstract # 434).
38. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 432-8.
39. Sorensen JA, Dyer SR, Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear measurements of fixed prosthodontic composite systems. *J Dent Res* 1998; 77: 160 (Abstract # 432).
40. Christensen RP, Smith SL, Hein DK, Woolf SH. Clinical performance of 3 filled polymer crowns with and without substructures. *J Dent Res* 1999; 78: 309 (Abstract # 1631).
41. Pallesen U, van Dijken JWV. ART-glass inlay, onlay and crown restorations. A two-year evaluation. 84th Annual Meeting of NOF, Copenhagen, 2001: 51 (Abstract # O32).
42. Depew TE, Sorensen JA. A pilot clinical study on the Artglass system. *J Dent Res* 1998; 77: 900 (Abstract # 2150).

Forfatter

Anne Peutzfeldt, lektor, dr.odont.

Afdeling for Dentalmaterialer, Odontologisk Institut, Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Københavns Universitet