

Polymerisering af plast med plasmalys

Anne Peutzfeldt, Alireza Sahafi og Erik Asmussen

En ny type polymerisationslampe kom for nylig på markedet: plasmalyslampe. Sammenlignet med konventionelle halogenlamper udsender plasmalyslamperne lys af relativt høj intensitet og inden for et relativt snævert bølgelængdeområde. Sidstnævnte skulle bevirke at den belysningstid der er nødvendig for at sikre tilstrækkelig polymerisering af et plastmateriale, kan reduceres betydeligt.

Formålet med nærværende arbejde var at sammenligne en række egenskaber ved plastfyldningsmaterialer der enten var blevet polymeriseret vha. en konventionel halogenlampe (XL 3000) eller med én af to forskellige plasmalamper (APOLLO 95E og 1000 PAC). Belysning med APOLLO 95E gav et større antal resterende dobbeltbindinger end belysning med XL 3000, hvorimod resultaterne med 1000 PAC afhang af plastfabrikatet. Plasmalamperne gav en polymerisationsdybde der var lig med eller mindre end den der blev opnået med halogenlampe, afhængigt af plastmaterialet. Bøjestykken var uafhængig af polymerisationslampe. I ét af to tilfælde var elasticitetsmodulen mindre ved belysning med APOLLO 95E end med XL 3000. Belysning med plasmalamperne gav samme eller mindre spaltetdannelse (væg til væg-kontraktion) som den konventionelle lampe. Polymerisering med den plasmalyslampe der blev anvendt i 3 sek., gav generelt dårligere egenskaber end den konventionelle lampe, mens den plasmalyslampe der blev anvendt i 10 sek., generelt klarede sig lige så godt som den konventionelle lampe.

Artiklen er baseret på en artikel som tidligere er publiceret i *Dental Materials* 2000; 16: 330-6.

Lyspolymeriserende plastmaterialer kom på markedet i 1970'erne. De første produkter blev polymeriseret vha. UV-lys, mens de nuværende versioner, som bekendt, polymeriseres vha. synligt lys. En fordel ved synligt lys er at der opnås større polymerisationsdybde på kortere tid (1). Til trods for dette er polymerisationsdybden blot nogle få mm og afhænger bl.a. af lysets intensitet (2,3), plastmaterialets farve (4) og belysningstiden (5). Dette betyder at det ofte er nødvendigt at bygge plastfyldninger op i lag og polymerisere hvert lag for sig. De lange belysningstider er til gene for patienten, u hensigtsmæssige ved behandling af børn, belastende for tandlægen og fordyrende for behandlingen pga. den ekstra behandlingstid. En mere effektiv polymerisationslampe vil således have klare fordele.

Sådanne lamper har nu set dagens lys i form af plasmalyslamperne (på engelsk »PAC«-lamper = *plasma arc curing*-lamper). Lyset afgives fra en plasma som er en gasblanding af ioniserede molekyler og elektroner. Plasmalamper er relativt dyre, men findes ikke desto mindre i flere udgaver. Plasmalamperne er karakteriseret ved at have et stort output inden for et temmelig snævert bølgelængdeinterval omkring 470 nm. Spørgsmålet er om den høje intensitet der leveres inden for nogle få sek., er tilstrækkelig til at forsyne plastet med optimale fysiske egenskaber. Adskillige undersøgelser har vist at høj polymerisationshastighed giver øget spaltetdannelse (6-9). Plasmalamper benytter sig netop af en høj polymerisationshastighed hvorfor man kunne forvente en stor polymerisationskontraktion.

Formålet med nærværende arbejde var at undersøge egnetheden af to plasmalamper ved bestemmelse af en række egenskaber ved polymeriseret plast.

Materiale og metode

I undersøgelsen indgik to plasmalamper (APOLLO 95E og 1000 PAC) og én konventionel halogenlampe (XL 3000) (Tabel 1). De undersøgte materialer er nævnt i Tabel 2. De målte egenskaber var 1) mængden af resterende dobbeltbindinger, 2) polymerisationsdybden, 3) bøjestykken og elasticitetsmodulen (E-modulen) samt 4) væg til væg-polymerisationskontraktionen.

Resterende dobbeltbindinger

Mængden af resterende dobbeltbindinger blev bestemt vha. et infrarødt spektrofotometer (Spectrum One D, Perkin Elmer, Beaconsfield, England). Ved at optage spektra af såvel upolymeriseret som polymeriseret plast kan man udregne hvor mange af methacrylatdobbeltbindingerne i det upolymeriserede plast der er tilbage i det polymeriserede plast (10). Plastmaterialerne blev polymeriseret med én af de tre lamper

Tabel 1. Liste over undersøgte polymerisationslamper og lampernes output.

Lampe	Producent	Output (mW/cm ²)
XL 3000	3M, St. Paul, Minnesota, USA	480
Apollo 95E	DMD, Fleury d'Aude, Frankrig	1370*
1000 PAC	American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas, USA	980

* If. producenten

som følger: XL 3000 i 40 sek., APOLLO 95E i tre sek. og 1000 PAC i 10 sek. De polymeriserede plastprøver blev opbevaret 24 timer i vand ved 37 °C inden spektrene blev optaget. Der var tre prøver i hver gruppe.

Polymerisationsdybden

Hver af 36 ekstraherede molarer blev forsynet med en cylindrisk præparation tværs igennem tanden i faciolingual retning (diameter = 3,5 mm). Hullerne blev fyldt med plast, dækket på begge sider af en matrice og belyst fra den ene ende med en af de tre polymerisationslamper som følger: XL 3000 i 20 eller 40 sek., APOLLO 95E i tre sek. og 1000 PAC i 10 sek. De fyldte tænder blev opbevaret ved stuetemperatur i fem min. Derefter blev tænderne slebet halvvejs gennem plastcylinderen okklusalt fra. Uppolymeriseret, blødt plast blev skrabet bort, og dybden af det polymeriserede, hårde plast blev målt. Der var fire tænder i hver gruppe.

Bøjestykke og E-modul

Plastmaterialerne blev fyldt i en messingform, dækket på over- og underside af en matrice og belyst to steder på hver af de to sider som følger: XL 3000 i 40 sek., APOLLO 95E i tre sek. og 1000 PAC i 10 sek. Plastbjælkerne (2×2×10 mm) blev herefter opbevaret i vand ved 37 °C i 24 timer. Bjælkerne blev slebet, målt op og derefter udsat for trepunktsbøjeprovning ved en belastningshastighed på 1 mm/min. (Instron 5566, Instron Ltd., High Wycombe, England). Bøjestykken og E-modulen blev udregnet på basis af seks prøver i hver gruppe (11).

Væg til væg-kontraktionen

På hver af 90 tænder blev en af rodoverfladerne slebet plan og forsynet med en cylindrisk *buttjoint* kavitet (diameter = 3,2-3,6 mm, dybde = 1,5 mm). Tænderne blev fordelt tilfældigt i 15 grupper, og kaviteterne blev behandlet if. fabrikantens anvisninger med ét af de fem dentinbindingssystemer der er vist i Tabel 3. Kaviteterne blev derefter fyldt med et plastmateriale (Tabel 2), dækket med en matrice og belyst med én af de tre polymerisationslamper som følger: XL 3000 i 40 sek., APOLLO 95E i tre sek. og 1000 PAC i 10 sek. De fyldte tænder blev opbevaret i vand ved stuetemperatur i 17-18 min. og derefter slebet og poleret. Spaltdannelsen blev undersøgt i lysmikroskop, og væg til væg-kontraktionen blev udregnet som den bredeste spalte i procent af kavitets diameter (12). Hver gruppe bestod af seks fyldninger.

Statistik

Resultaterne blev analyseret statistisk vha. variansanalyser og Newman-Keuls *multiple range test* (13) med P = 0,05 som signifikansniveau.

Tabel 2. Liste over anvendte fyldningsmaterialer

Materiale	Farve	Batchnr.	Sammensætning	Producent
Herculite XRV	A 3.5	612391	BisGMA, TEGDMA, filler	Kerr, Orange, Californien, USA
Apollo Restore	A 2	G8909	BisGMA-baserede dimethacrylater, barium glasfiller	DMD, Fleury d'Aude, Frankrig
Saremco Microhybrid	A 2	11.99-23	BisGMA, BisEMA, TEGDMA barium glasfiller	Saremco AG, Rebstein, Schweiz
Z100	A 3.5	19951128 5HM	BisGMA, TEGDMA, filler	3M, St. Paul, Minnesota, USA
Dyract AP	A 3	9807001145	Polymeriserbare resiner, TCB, strontium-fluoro-silicatglas	De Trey, Konstanz, Tyskland

Tabel 3. Liste over anvendte dentinbindingssystemer.

Navn	Batchnr.	Sammensætning	Producent
Optibond FL	Syre: 806166	Fosforsyre, vand	Kerr, Orange, Californien, USA
	Prime: 806078	HEMA, GPDM, MA-phtalate, ethanol, vand	
	Adhesive: 806220	BisGMA, HEMA, glyceroldimethacrylat	
Apollo Dentin Bond	Syre: D8329	Fosforsyre, vand	DMD, Fleury D'Aude, Frankrig
	Dentin Bond: I 8819	Methacrylater, acetone	
Saremco	Dentine Conditioner: 0301-24	HEMA, methacryloxyethylmaleat, maleinsyre, vand	Saremco AG, Rebstein, Schweiz
	Microbond D/E LC: 0301-24	BisGMA, BisEMA, TEGDMA, methacryloxyethylmaleat	
Scotchbond Multi-Purpose	Syre: 19951107 4CH	Fosforsyre, vand	3M, St. Paul, Minnesota, USA
	Primer: 19980121 7UA	HEMA, MA-carboxylsyre copolymer	
	Adhesive: 19971104 7JD	BisGMA, HEMA	
Prime&Bond NT	NRC: 9806000046	Organiske syrer, monomerer, vand	De Trey, Konstanz, Tyskland
	NT: 9806000253	Methacrylater, PENTA, amorft siliciumdioxid, cetylamin, hydrofluorid, acetone	

Resultater

Resultaterne er vist i Tabel 4-7.

Tabel 4 viser mængden af resterende dobbeltbindinger. For alle tre plastmaterialer gav belysning med APOLLO 95E flere resterende dobbeltbindinger end XL 3000, mens 1000 PAC gav flere, færre eller uændret antal dobbeltbindinger end XL 3000, afhængig af plastmaterialet.

Tabel 5 viser resultaterne af polymerisationsdybdemålingerne. En fordobling af belysningstiden fra 20 til 40 sek. med XL 3000 lampen gav øget polymerisationsdybde. For en given belysning polymeriserede Saremco Microhybrid til en større dybde end Apollo Restore, som til gengæld polymeriserede til en større dybde end Herculite XRV. For et givet plastmateriale resulterede belysning med APOLLO 95E i den ringeste polymerisationsdybde. Belysning med 1000 PAC gav større polymerisationsdybde end belysning med XL 3000 i 20 sek., men mindre dybde end belysning med XL 3000 i 40 sek.

Tabel 6 viser de målte bøjestykker og E-moduler. Saremco

Tabel 4. Mængden af resterende dobbeltbindinger (%).

Lampe	Plastmateriale	Belysningstid (sek.)	Middelværdi (s.d.)	
XL 3000	Herculite XRV	40	43,5 (0,1) d	
		Apollo 95E	3	46,2 (0,7) e
		1000 PAC	10	45,9 (0,6) e
XL 3000	Apollo Restore	40	42,9 (0,9) d	
		Apollo 95E	3	46,9 (0,2) e
		1000 PAC	10	42,5 (0,4) d
XL 3000	Saremco Microhybrid	40	38,8 (0,9) b	
		Apollo 95E	3	40,7 (0,3) c
		1000 PAC	10	37,6 (0,1) a

Værdier med samme bogstav var ikke statistisk signifikant forskellige ($P > 0,05$).

Tabel 5. Polymerisationsdybde (mm).

Lampe	Plastmateriale	Belysningstid (sek.)	Middelværdi (s.d.)
XL 3000	Herculite XRV	20	4,2 (0,3) b
		40	5,1 (0,2) d
Apollo 95E 1000 PAC		3	3,7 (0,2) a
		10	4,8 (0,1) cd
XL 3000	Apollo Restore	20	4,9 (0,3) cd
		40	5,6 (0,3) e
Apollo 95E		3	4,6 (0,2) c
XL 3000 1000 PAC	Saremco Microhybrid	40	6,7 (0,2) g
		10	6,2 (0,1) f

Værdier med samme bogstav var ikke statistisk signifikant forskellige ($P > 0,05$).

Microhybrid havde signifikant større bøjestykke end Apollo Restore, og Herculite XRV havde større E-modul end Saremco Microhybrid. For et givet plastmateriale var der ingen forskel i bøjestykke mellem de forskellige lamper, mens belysning med APOLLO 95E resulterede i en lavere E-modul for Herculite XRV end XL 3000 og 1000 PAC.

Tabel 6. Bøjestykke (MPa) og E-modul (GPa).

Lampe	Plastmateriale	Belysnings-tid (sek.)	Bøjestykke Middel- værdi (s.d.)	E-modul Middel- værdi (s.d.)
XL 3000	Herculite XRV	4×40	162 (36) abc	9,1 (0,4) ef
		4×3	184 (25) c	7,0 (0,5) d
Apollo 95E 1000 PAC		4×10	171 (18) bc	10,0 (0,8) f
XL 3000	Apollo Restore	4×40	136 (15) ab	8,0 (0,6) de
		4×3	126 (19) a	7,4 (0,4) d
XL 3000 1000 PAC	Saremco Microhybrid	4×40	184 (25) c	7,6 (1,3) d
		4×10	190 (17) c	8,2 (1,0) de

Værdier med samme bogstav var ikke statistisk signifikant forskellige ($P > 0,05$).

Tabel 7 viser resultaterne af spaltmålingerne. For en given belysning var der signifikant forskel mellem de forskellige kombinationer af dentinbindingssystem og plastmateriale; Optibond FL og Herculite XRV gav generelt den mindste væg til væg-kontraktion. For en given materialekombination var der ingen forskel mellem de tre forskellige lamper på nær ét tilfælde hvor væg til væg-kontraktionen var mindre med APOLLO 95E end med XL 3000.

Diskussion

I det foregående sammenlignedes en række egenskaber for plast polymeriseret med en konventionel halogenlampe og med to plasmalyslamper. For alle egenskaber kan diskussionen af resultaterne opdeles i to komponenter. Den ene komponent har med materialernes sammensætning at gøre, mens den anden har med polymerisationslamperne at gøre. Hvad sidstnævnte angår er den vigtigste parameter hvor meget lysenergi af rette bølgelængde der udsendes under belysningen. Denne energi udregnes som produktet af lampens output (Tabel 1) og belysningstiden, og den kan benævnes energitæthed (J/cm^2).

Resterende dobbeltbindinger

De fundne forskelle mellem materialerne kan forklares ved

Tabel 7. Væg til væg-kontraktion (%).

Lampe	Dentinbindings-system	Fyldnings-materiale	Middelværdi (s.d.)
XL 3000	Optibond FL	Herculite XRV	0,10 (0,03) a
	Apollo DB	Apollo Restore	0,24 (0,09) bcd
	Prime&Bond NT	Dyract AP	0,38 (0,12) d
	Scotchbond M-P	Z100	0,29 (0,08) cd
	Saremco	Saremco	0,36 (0,09) d
Apollo 95E	Optibond FL	Herculite XRV	0,04 (0,04) a
	Apollo DB	Apollo Restore	0,10 (0,06) a
	Prime&Bond NT	Dyract AP	0,38 (0,07) d
	Scotchbond M-P	Z100	0,22 (0,07) bc
	Saremco	Saremco	0,29 (0,07) cd
1000 PAC	Optibond FL	Herculite XRV	0,09 (0,05) a
	Apollo DB	Apollo Restore	0,15 (0,10) ab
	Prime&Bond NT	Dyract AP	0,31 (0,07) cd
	Scotchbond M-P	Z100	0,30 (0,07) cd
	Saremco	Saremco	0,38 (0,08) d

Værdier med samme bogstav var ikke statistisk signifikant forskellige ($P > 0,05$).

forskelle i monomersammensætningen (14). For et givet plast afhænger egenskaberne bl.a. af monomerens omsætningsgrad. En høj omsætningsgrad (dvs. få resterende dobbeltbindinger) øger materialets hårdhed og styrke (15,16) samt farvestabilitet (17). Derfor tilstræbes det normalt at få reduceret mængden af ureagerede dobbeltbindinger mest muligt. Omsætningsgraden af et givet plast påvirkes af energitætheden. Utilstrækkelig energitæthed giver mindre end maksimal omsætning (14).

Energitætheden ved belysningerne med de tre lamper kan beregnes ud fra outputværdierne i Tabel 1. XL 3000 i 40 sek.: 19,2 J/cm², APOLLO 95E i tre sek.: 4,1 J/cm², 1000 PAC i 10 sek.: 9,8 J/cm².

Resultaterne i Tabel 4 peger på at den energitæthed der blev opnået med APOLLO 95E i løbet af tre sek., ikke er tilstrækkelig til at give plastet optimale egenskaber. Forholdene omkring XL 3000 og 1000 PAC diskuteres i næste afsnit. Som det vil fremgå i det følgende afspejlede de fundne forskelle i mængden af resterende dobbeltbindinger sig i andre egenskaber.

Polymerisationsdybden

Som det er tilfældet med mængden af resterende dobbeltbindinger, afhænger polymerisationsdybden for et plastmateriale af mange faktorer. Forskellene mellem de tre undersøgte materialer kan skyldes forskel i farve, i mængden af filler og typen af filler (4,18,19). For et givet plast er de fundne forskelle mellem lamperne relateret til energitætheden (3,5). På tre sek. udsender APOLLO 95E således mindre energi (4,1 J/cm²) end XL 3000 gør på 20 sek. (9,6 J/cm²) og på 40 sek. (19,2 J/cm²). Dette kan forklare de mindre polymerisationsdybder der blev opnået med APOLLO 95E lampen. En sammenligning mellem XL 3000 og 1000 PAC viser at 1000 PAC på 10 sek. gav større polymerisationsdybde end XL 3000 gjorde på 20 sek. De tilsvarende værdier for energitæthed er henholdsvis 9,8 J/cm² og 9,6 J/cm². Denne forskel er formentlig for lille til at kunne forklare hele forskellen i de målte polymerisationsdybder.

En anden forklaring kan afledes af følgende resultat: For Herculite XRV gav 1000 PAC i 10 sek. samme dybde som XL 3000 i 40 sek., mens 1000 PAC gav ringere dybde end XL 3000 med Saremco Microhybrid. Lampernes effektivitet afhang således af plastet, et resultat der er i overensstemmelse med tidligere undersøgelser (18,20). Forudsætter vi at alle plastmaterialer benytter sig af campherquinon som fotoinitiator, kan forskellen tilskrives anvendelsen af forskellige aminer, der hver især danner komplekser med campherquinon med forskellige absorptionskarakteristika. De anvendte plastmaterialer blev ikke analyseret mht. amintypen, men kan ud-

mærket have haft forskellig kemisk sammensætning. Rygter vil vide at visse plast og dentinbindingssystemer ikke polymeriseres særlig godt, om overhovedet, med plasmalyslamper. Det tyder således på at det relativt snævre bølgelængdeinterval der udsendes fra plasmalamperne, ligger uden for campherquinon-aminkompleksernes maksimale følsomhed i disse materialer.

Polymerisationsdybden kan måles på flere måder, fx er bestemmelse af omsætningsgrad og hårdhed blevet anvendt foruden den »skrabemetode« som blev benyttet i nærværende undersøgelse (14,18,21). Af de foreliggende arbejder fremgår det at skrabemetoden overvurderer dybden af det optimalt polymeriserede materiale med en faktor på ca. 2. Værdierne i Tabel 5 skal derfor halveres for at nå frem til den maksimale tykkelse hvert lag bør have ved opbygningen af en plastfyldning.

Bøjestykke og E-modul

Tabel 6 viser at de tre plastmaterialer var forskellige mht. styrke og stivhed. Disse forskelle mellem materialerne skyldes hovedsageligt forskelle i mængden af filler, fillersammensætningen og kornstørrelsesfordelingen, samt i mindre grad forskelle i polymersammensætningen (22,23). Hvad bøjestykken angår var der ingen forskel mellem de tre lamper. Energitætheden var således tilstrækkelig for alle lamper til at give materialerne optimal bøjestykke. Mens der ingen forskelle var mellem 1000 PAC og XL 3000, blev E-modulen for Herculite XRV lavere efter belysning med APOLLO 95E end med XL 3000. Dette kunne tages som udtryk for at E-modulen er en mere følsom indikator for energitæthed end bøjestykke, hvilket også kan uddrages fx fra Vijayarahavan & Hsiao (24).

En anden forklaring kan søges i forskellen i polymerisationshastighed. Det kan tænkes at en meget hurtig produktion af polymerisationsradikaler, af steriske årsager, giver en polymerstruktur der er mindre forgrenet end en mere langsom produktion af radikaler ville gøre. En polymerstruktur der er mindre forgrenet, vil være mindre stiv end en mere krydsbundet struktur (25). Endelig kan forskellen i E-modul skyldes forskelle i omsætningsgrad. Af Tabel 4 fremgår at APOLLO 95E resulterede i relativt lav omsætningsgrad.

Væg til væg-polymerisationskontraktion

Som det er blevet vist flere gange tidligere, afhænger væg til væg-kontraktion og kanttilslutning af plastet og af det anvendte dentinbindingssystem (26). Hvad polymerisationslamperne angår, er der to faktorer som påvirker polymerisationen af et plastmateriale: omsætningsgraden og polymerisationshastigheden. En ikke-optimal omsætningsgrad vil alt andet lige reducere kontraktionen. Omsætningsgraden viste

sig at være relativt lille med APOLLO 95E. Ikke desto mindre blev spaltebredden kun signifikant mindre i ét tilfælde når APOLLO 95E sammenlignes med XL 3000. Mht. 1000 PAC afspejlede resultaterne fra målingerne af omsætningsgraden sig ikke i spaltmålingsresultaterne på en systematisk måde. For polymerisationshastighedens vedkommende vil en stor hastighed alt andet lige øge spalterne, da materialets flydeevne begrænses meget hurtigt (6,7). Det var derfor at forvente at de korte belysningstider som blev anvendt med plasma-lamperne, ville øge spaltedannelsen. Dette var imidlertid ikke tilfældet. Som nævnt var der kun statistisk signifikant forskel mellem lamperne i ét tilfælde. Hvad APOLLO 95E angår kan det anføres at en lav omsætningsgrad udlignes af en stor polymerisationshastighed, hvilket førte til spalter der, undtaget i ét tilfælde, ikke adskilte sig fra de spalter der blev målt med XL 3000 lampen. Dette argument kan imidlertid ikke anvendes for 1000 PAC. Fx målt med Saremco Microhybrid og 1000 PAC i 10 sek. lidt færre resterende dobbeltbindinger end med XL 3000. Sammenholdt med den store polymerisationshastighed måtte man således forvente øget spaltedannelse. Dette var dog ikke resultatet. Noget klart billede tegner sig altså ikke, og resultaterne er delvist i modstrid med tidligere rapporterede resultater (8,27). Det er på nuværende tidspunkt svært at give en tilfredsstillende forklaring på plasma-lampernes effekt på spaltedannelsen.

Generelt

Plasmalyslamperne blev introduceret med det formål at forkorte den tid som tandlægen bruger på at polymerisere plastfyldninger. Nærværende undersøgelse har vist at de egenskaber der opnås med to sådanne lamper, synes at være ret tæt på de egenskaber der opnås med en konventionel lampe. Ved anvendelse af APOLLO 95E er den polymerisationsdybde der kan opnås på tre sek., formentlig mindre end 4 mm. Idet det antages at kun ca. halvdelen af dette er optimalt polymeriseret, betyder det at en fyldning skal bygges op i lag der ikke overstiger 2 mm. Det er derfor usikkert hvorvidt den meget korte belysningstid per lag også vil reducere den samlede belysningstid for en stor fyldning. Ved anvendelse af en belysningstid på 10 sek. resulterede 1000 PAC lampen i egenskaber der kunne sammenlignes med dem der blev opnået på 20 eller 40 sek. med den konventionelle lampe. Dog var polymerisationsdybden for ét materiale dårligere end den dybde der blev målt efter belysning med den konventionelle lampe i 40 sek.

Med dette in mente bør man overveje et andet aspekt af anvendelsen af plasmalyslamper. Når en keramisk restaurering eller en plastrestaurering skal cementeres med en lyshærdende eller dualhærdende plastcement, skal lyset fra po-

lymerisationslampen trænge gennem restaureringen for at sikre binding og optimale egenskaber af plastcementen. Det er derfor essentielt at der udsendes tilstrækkeligt lys. Tandlægen bør være opmærksom på at den lysmængde der udsendes fra plastmalamperne i løbet af de anbefalede belysningstider, kan være mindre end ønsket til visse anvendelsesområder.

Forfatterne ønsker at takke fabrikanterne/forhandlerne for at have stillet materialer og polymerisationslamper til rådighed.

English summary

Polymerization of resin composites with plasma arc curing units

Newly developed curing units (plasma arc curing units) operate at relatively high intensity and are claimed to result in optimum properties of resin composites in a short curing time. This study was conducted to determine a number of characteristics of resin composites polymerized by plasma arc curing units. The investigated polymerization characteristics were: quantity of remaining double bonds, depth of polymerization, flexural strength and modulus, and wall-to-wall polymerization contraction. The investigated plasma arc curing units were APOLLO 95E and 1000 PAC. The conventional curing unit XL 3000 was used as baseline. Irradiation with APOLLO 95E resulted in a higher quantity of remaining double bonds than did XL 3000, whereas the results obtained with 1000 PAC depended on the resin composite. The depth of cure obtained with the plasma arc units was equal to or less than that obtained with the conventional unit, depending on the resin composite. The flexural strength did not depend on the curing unit. The flexural modulus resulting from curing with APOLLO 95E was less than that resulting from curing with XL 3000 for one of two resin composites. The wall-to-wall polymerization contraction was equal to or less with the plasma arc units than with the conventional unit. Plasma arc curing units make it possible to polymerize resin composite in much shorter time than conventional curing units. However, the polymerization characteristics associated with the units may be less than optimal.

Litteratur

1. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res* 1982; 61: 1184-7.
2. Friedman J, Hassan R. Comparison study of visible curing lights and hardness of light-cured restorative materials. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 504-6.
3. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 1993; 6: 91-5.
4. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship

- between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent Mater* 1986; 2: 80-4.
5. Cook WD, Standish PM. Cure of resin based restorative materials. II. White light photopolymerized resins. *Austr Dent J* 1983; 28: 307-11.
 6. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 1991; 99: 440-4.
 7. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995; 103: 322-6.
 8. Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, Erdilek N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater* 1997; 13: 344-52.
 9. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without »softstart-polymerization«. *J Dent* 1997; 25: 321-30.
 10. Peutzfeldt A. Quantity of remaining double bonds of diacetyl-containing resins. *J Dent Res* 1994; 73: 511-5.
 11. Asmussen E, Peutzfeldt A. Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. *Scand J Dent Res* 1990; 98: 564-7.
 12. Hansen EK. Visible light-cured composite resins: polymerization contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 329-35.
 13. Bruning JL, Kintz BL. Computational handbook of statistics. Glenview, IL: Scott, Foresman & Co.; 1977.
 14. Ruyter IE. Monomer systems and polymerization. In: Vanherle G, Smith DC, editors. Posterior composite resin dental restorative materials. The Netherlands: Peter Szulc Publishing CO.; 1985. p. 109-35.
 15. Asmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 484-9.
 16. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1985; 1: 11-4.
 17. Asmussen E. Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Odontol Scand* 1983; 41: 11-8.
 18. Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984; 156: 209-15.
 19. Schulein TM, Boyer DB, Chalkley Y. Bond strength and hardness of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res* 1984; 18: 789-96.
 20. Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 31-5.
 21. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987; 66: 727-30.
 22. Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater* 1989; 5: 346-9.
 23. Braem MJA, Davidson CL, Lambrechts P, Vanherle G. In vitro flexural fatigue limits of dental composites. *J Biomed Mater Res* 1994; 28: 1397-402.
 24. Vijayarayanan TV, Hsiao J. Flexural behavior of visible light-cured composites as a function of temperature under water immersion test conditions. *Dent Mater* 1994; 10: 347-52.
 25. Arima T, Hamada T, McCabe JF. The effects of cross-linking agents on some properties of HEMA-based resins. *J Dent Res* 1995; 74: 1597-601.
 26. Airoidi RL, Krejci I, Lutz F. In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed class I cavity preparations. *Quintessence Int* 1992; 23: 355-62.
 27. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent* 1998; 26: 695-700.

Forfattere:

Anne Peutzfeldt, lektor, dr.odont., Alireza Sahafi, tandlæge, og Erik Asmussen, professor, cand. scient., dr.odont.

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