

Hilde Molvig Kopperud, Gaute F. Johnsen, Sébastien Lamolle, Inger S. Kleven, Hanne Wellendorf og Håvard J. Haugen

Effekt av kort herdetid på kjemiske og mekaniske egenskaper til kompositter

Målet med denne studien var å undersøke om de nyere LED dentale herdelamper oppnår tilstrekkelig herding av kompositter med korte herdetider. Denne undersøkelsen vurderte utvalgte mekaniske og kjemiske egenskaper som en funksjon av herdetiden på to kommersielle dentale komposittmaterialer herdet med tre forskjellige LED-lamper. Dette er et sammendrag av en studie nylig publisert i tidsskriftet *Dental Materials* (1).

Komposittene Filtek Z250® og Tetric EvoCeram® ble lysherdet med LED-herdelampene bluephase 16i®, LEDemetron II® og Mini LED®. Kontrollprøver ble herdet med en halogenlampe (VCL 400®). Slitasjemotstand/slitasje etter simulert tannpuss, omsetningsgrad, herdedybde og mengde av restmonomerer ble målt etter ulike herdetider.

Funn fra denne studien viste at korte herdetider med høyintensitets-LED-lamper kan gi lavere herdedybde og økt innhold av restmonomerer i komposittene, begge såkalte «bulk»-egenskaper til materialene. Overflateegenskapene som slitasjemotstand og omsetningsgrad i overflaten ble ikke påvirket av de korte herdetidene i samme grad.

Denne studien viser at redusert eksponeringstid med høyintensitetsherdelamper (LED) kan resultere i komposittfyllinger med redusert herdedybde og økt lekkasje av restmonomerer.

Komposittmaterialer spiller nå en dominerende rolle i moderne restorativ tannbehandling (2). Komposittmaterialenes levetid påvirkes både av deres mekaniske og kjemiske egenskaper, samt tannlegens teknikk og erfaring (3). Kompositter herdes hovedsakelig ved bruk av egnet herdelampe med synlig lys, av og til kombinert med ultrafiolett stråling. Konvensjonelle kvarts-wolfram-halogen herdelamper var tidligere vanlige, men bruken av lys-emitterende diode(r) (LED) har hatt en jevn økning det siste tiåret. Nyvinninger i LED-teknologien har resultert i mer effektive herdelamper med høyere lysintensitet, dvs. høyere energiavgivning. Dette har ført til at enkelte produsenter hevder at man kan bruke svært korte belysningstider for å oppnå optimal gjennomherding av komposittfyllinger. Den anbefalte belysningstid for lysherdende kompositter har tidligere vært opp til 40 s, mens nå annonserer enkelte produsenter at de nyeste LED-herdelampene kan gi akseptabel herding etter kun 5 s. Tidligere studier har slått fast at kortere belysningstider vil påvirke materialeegenskapene til kompositter i negativ retning, men få studier har evaluert herdetider under 10 s (4–6).

Det foreligger begrenset dokumentasjon om effekten av redusert herdetid på kompositters slitasjemotstand, herdegrad, og restmonomerinnhold. Forfatterne har ikke funnet noen studier som evaluerer ovennevnte karakteristika samtidig, selv om de i kombinasjon utgjør viktige kliniske egenskaper. Det er ukjent hva slags biologisk påvirkning, hvis noen, en kort eller redusert herdetid kan ha på pasienten, både med

Forfatter

Hilde Molvig Kopperud, laboratorieleder, dr.scient. NIOM
Gaute F. Johnsen, ph.d-stipendiat spesialistkandidat, tannlege.
Avdeling for biomaterialer, Institutt for klinisk odontologi,
Universitetet i Oslo

Sébastien Francis Michel Taxt-Lamolle, ph.d. Avd. for
biomaterialer, Institutt for klinisk odontologi, Universitetet i Oslo
Inger S. Kleven, overingeniør. NIOM

Hanne Wellendorf, overingeniør. NIOM

Håvard J. Haugen, fagleder, professor, ph.d. Avd. for
biomaterialer, Institutt for klinisk odontologi, Universitetet i Oslo

Denne artikkelen er basert på tidligere publisert originalartikkel: Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dent Mater.* 2013; 29: 824–34. Det er gitt tillatelse til bruk av figurer og tabeller.

Hovedbudskap

- Tannleger anbefales å bruke tilstrekkelig lange herdetider også ved bruk av høyintensitetsherdelamper for å sikre tilstrekkelig herding og minimere risikoen for monomerutlekkning.

tanke på uønsket slitasje og utlekket materiale fra polymermatriksen og fyllstoffpartiklene. Klinisk vil tap av komposittsubstans kunne føre til raskere behov for fyllingsrevisjon blant annet på grunn av retensjon av plakk (og sekundærkaries) og redusert okklusjonshøyde og tap av kontaktpunkt.

Målet med dette prosjektet var å vurdere mekaniske og kjemiske egenskaper som funksjon av herdetid hos to kommersielle polymerbaserte fyllingsmaterialer, Filtek Z250 (3M ESPE) og Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), herdet med tre forskjellige LED-lamper. Slitasjemotstand, omsetningsgrad, herdedybde og restmonomernivåer ble evaluert.

Materiale og metode

Studien ble utført som et samarbeid mellom Nordisk institutt for odontologiske materialer AS (NIOM) og Avdeling for biomaterialer, Odontologisk fakultet, Universitetet i Oslo. Denne undersøkelsen ble delvis finansiert av Helsedirektoratet, Oslo, Norge (ref. 05/6346).

To polymerbaserte lysherdende kompositt-materialer med farge «A3» ble inkludert i studien: Filtek Z250 («Z250», Batch nr 20060919 og N248789, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) og Tetric EvoCeram («TEC» Batch nr J25696 og N78433, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Sammensetningen av de to materialene fremgår i tabell 1 og er basert på informasjon fra produsentene i sikkerhetsdatabladene og bruksanvisninger. Studien omfattet tre LED-herdelamper, alle med blått lys som anbefalt for herding av gjeldende materialer (468 nm): bluephase 16i («BP», Ivoclar Vivadent), LEDemetron II («DII», Kerr, Orange, CA, USA) og Mini LED («Mini», Satelec, Merignac, Frankrike). En halogenlampe ble brukt som kontroll: VCL 400 («VCL», Kerr).

Tabell 1. Sammensetningen av de to komposittmaterialene som ble testet

Produkt (Produsent)	Organisk matrise (resin)	Fyllstoff
Filtek Z250 (3M ESPE)	Trietylglykol dimetakrylat (TEGDMA) <1–5 %, Bisfenol-A-glycidyl dimetakrylat (Bis-GMA) <1–5 %, Bisfenol-A polyetylglykoldieter dimetakrylat (Bis-EMA) 5–10 %, Uretan dimetakrylat (UDMA) 5–10 %	Zirkonia/silika; 60 % vol. uorganisk fyllstoff; Partikkelstørrelse 0,01 til 3,5 µm
Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent)	Dimetakrylater (17–18 vekt-%), Bisfenol diglycidylmetakrylat (Bis-GMA) 5–10 %, Uretan dimetakrylat (UDMA) 5–10 %	Bariumglass, ytterbiumtrifluorid, blandingsoxid, prepolymer, 82–83 vekt-% (75–76 vekt-% eller 53–55 vol-% uorganisk fyllstoff); Partikkelstørrelse av uorganisk fyllstoff 40 til 3000 nm, med gjennomsnitt 550 nm

To herdetider ble anvendt i eksperimentene (tabell 2). En «kort» herdetid ble valgt på grunnlag av herdelampeprodusentens anbefalinger om minimum belysningstid. Denne tiden var enten 5 eller 10 sekunder, avhengig av herdelampen og materialet. En «lang» herdetid ble valgt i samsvar med anbefalingene fra produsentene av komposittene og ble satt til 20 s for begge materialene, samt for kontroll-lampen.

Restmonomeranalyse ble utført med væske-kromatografi (HPLC) (Agilent 1100 Series LC med Zorbax Eclipse XDB-C8 kolonne, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA) med to detektorer: ultrafiolett spektrometri (UV-DAD) og massespektrometri (MS Ion Trap, begge fra Agilent Technologies). Metoden i ISO 20795-1: 2008 Dentistry – Base polymers – Part 1: Denture base polymers var førende for prøvepreparering og analyse (7). Herdedybden ble målt i henhold til ISO 4049: 2000 Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials (8). Dempet totalrefleksjon Fouriertransformasjons infrarød spektroskopi, ATR-FTIR (100 Spectrum, Perkin Elmer, Waltham, MA, USA), ble brukt til å analysere omsetningsgraden av monomerer (prosent av reagerte metakrylatgrupper) i hvert materiale på overflaten til de herdete komposittprøvelegemene. Skanning elektronmikroskopi (SEM, Phillips XL-30, Eindhoven, Nederland) ble utført på polerte overflater til de to komposittene med to forstørrelser (1000x og 4000x). Slitasjemotstanden til de to materialene ble evaluert etter tannbørsteslitasje (abrasjon) ifølge retningslinjer for Abrasivity test procedure i ISO 11609: 2010 (9). Prøvene ble montert i en jigg og børstet 30.000 ganger med en tannbørste med flat bust (Oral-B P-40, Oral-B, USA) og en standardisert tannpastaløsning (ISO 11609). Alle prøvene ble målt med et 20x objektiv (Nikon, Japan) på et profilometer (Sensofar PL 2300, Terrassa, Spania).

Tabell 2. Herdelamper og herdetider

Herdelampe, Produsent	Type	Lysleder og diameter på spiss	Herdetid (sekunder)	Forkortelse
bluephase 16i, Ivoclar Vivadent	LED	8 mm Power Booster ^a	5 ^c	BP-5
			10 ^c	BP-10
L.E.Demetron II, Kerr	LED	8 mm Turbo tip ^b	5	DII-5
			20	DII-20
Mini L.E.D., Satelec	LED	7,5 mm ^c	10	Mini-10
			20	Mini-20
VCL 400, Kerr	Kvartswolframhalogen	11 mm (straight) ^d	20	VCL-20

^a High Power, dvs. konstant maksimum irradians (1600 mW/cm²)

^b PLS (Periodic Level Shifting) pulset lys (800–1400 mW/cm²)

^c Fast Curing mode, dvs. konstant maksimum irradians (1100 mW/cm²)

^d Irradians: > 550 mW/cm²

^e Tetric EvoCeram: 5 s, Filtek Z250: 10 s

Statistisk analyse ble utført ved hjelp av programvaren SigmaPlot 11 (Systat Software Inc., San Jose, USA).

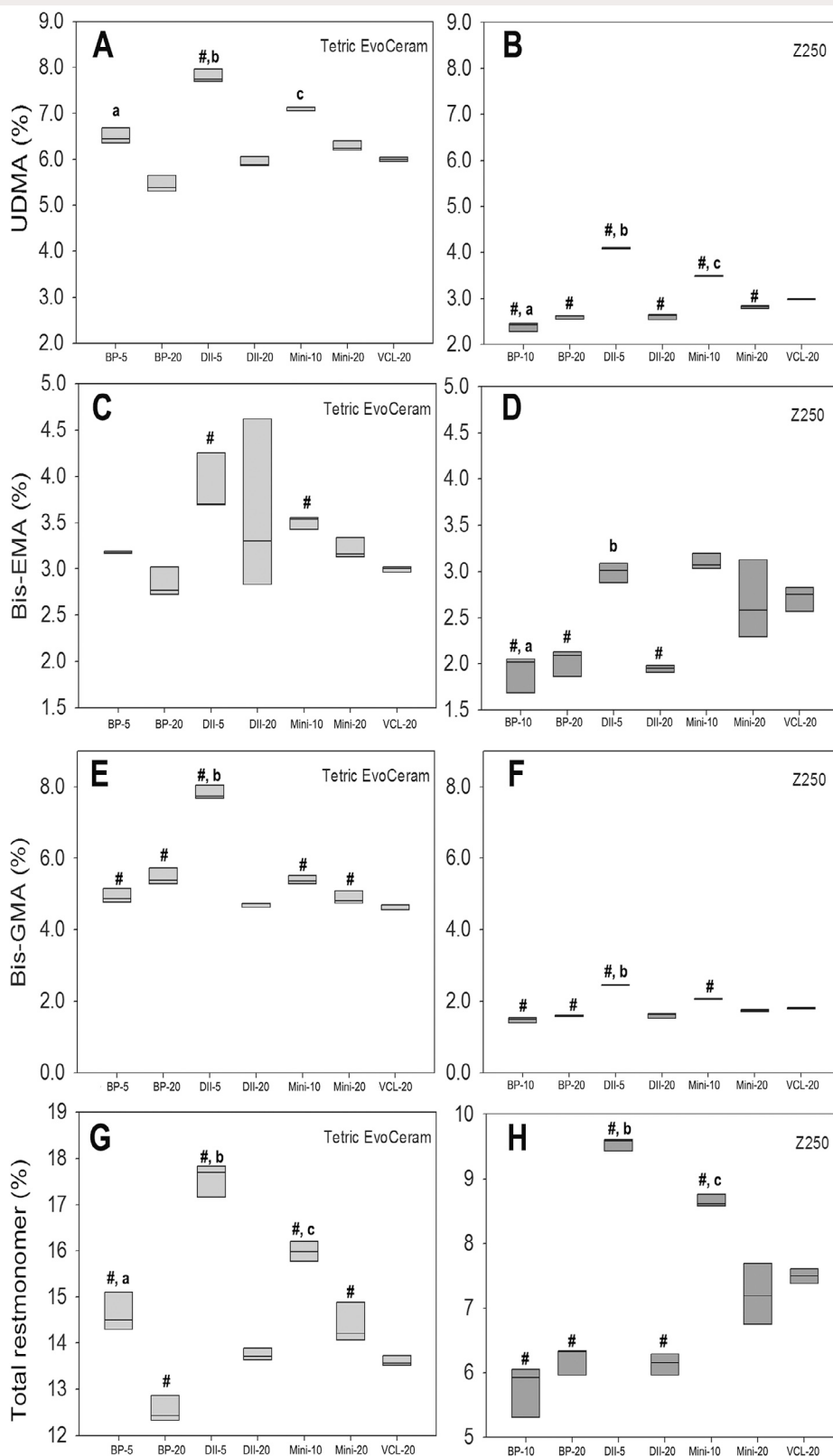
Resultater

Figur 1A–F viser mengden av restmonomer av henholdsvis UDMA, Bis-EMA og Bis-GMA for hver av komposittene. Den totale mengden av restmonomerer for hvert materiale ses i figur 1G og H. Denne mengden er beregnet som summen av de enkelte restmonomerene. De individuelle og samlede mengdene av restmonomerer var signifikant større for materialet TEC enn for Z250.

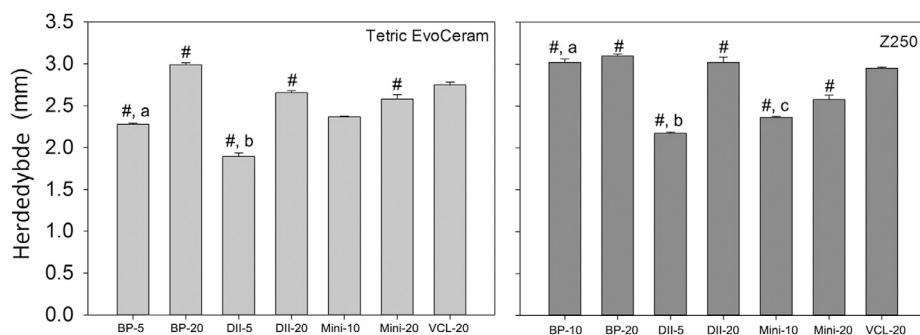
De totale verdiene av restmonomer i materialet TEC var lavere når den lange belsningstiden ble brukt, i forhold til den korte herdetiden for de enkelte herdelampene. Korte herdetider (5 eller 10 s) for alle LED-lampene ga signifikant høyere verdier av total restmonomermengde enn lang herdetid (20s) med kontroll-lampen (VCL-20). Kun lang herdetid med bluephase 16i (BP-20) resulterte i en lavere mengde total restmonomer enn det som ble oppnådd med halogenlampe.

Når det gjaldt materialet Z250, ga korte herdetider med Mini LED og LEDemetron II-lampene større verdier av total restmonomer enn lange belsningstider og herding med halogenlampe (VCL-20). Både korte og lange herdetider med bluephase 16i lampe ga signifikant lavere verdier av alle restmonomerer sammenlignet med halogenlampe. Når Z250 ble herdet med bluephase 16i, ble det registrert en tendens mot større restmonomermengder for lang herdetid (BP-20) enn for kort herdetid (BP-10), men det ble imidlertid ikke funnet en statistisk signifikant forskjell på mengden av total restmonomer.

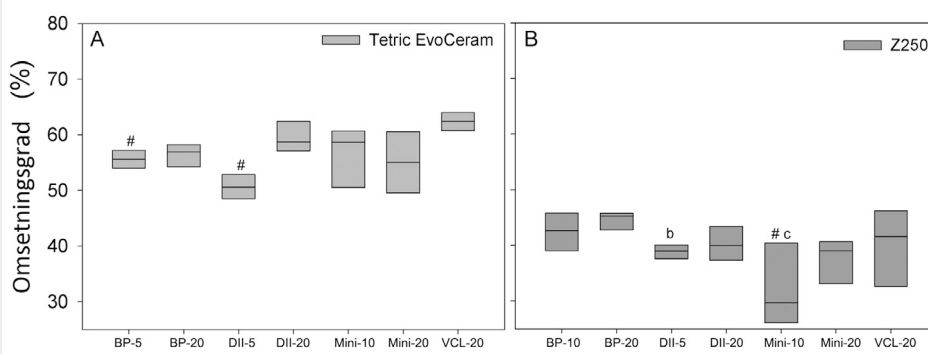
Herdedybdresultatene til komposittmaterialene for de forskjel-



Figur 1. Restmonomermengder (vektprosent av organisk matrise) for UDMA, Bis-EMA, Bis-GMA og total mengde i materialene Tetric EvoCeram og Filtek Z250 herdet med forskjellige herdetider og herdelamper (#: $p < 0,05$ mot VCL-20 (kontroll), a: $p < 0,05$ mot BP-20, b: $p < 0,05$ mot DII-20, og c: $p < 0,05$ mot Mini-20).



Figur 2. Herdedybde (mm) etter ISO 4049 for komposittene Tetric EvoCeram og Filtek Z250 herdet med forskjellige herdetider og herdelamper (#: $p < 0,05$ mot VCL-20 (kontroll), a: $p < 0,05$ mot BP-20, b: $p < 0,05$ mot DII-20, og c: $p < 0,05$ mot Mini-20).



Figur 3. Omsetningsgrad målt i overflaten for komposittene Tetric EvoCeram (A) og Filtek Z250 (B) herdet med forskjellige herdetider og herdelamper (#: $p < 0,05$ mot VCL-20 (kontroll), a: $p < 0,05$ mot BP-20, b: $p < 0,05$ mot DII-20, og c: $p < 0,05$ mot Mini-20).

lige herdelampene kan ses i figur 2. Herdedybden varierte med komposittmateriale, herdelampe og herdetid. Den største forskjellen i herdedybde var på mer enn 1 mm mellom kombinasjonene TEC-DII-5 og Z250-BP-20. Alle de korte herdetidene ga signifikant lavere herdedybde enn de lange herdetidene med samme lampe og materiale. Signifikans er vist i figuren.

Uavhengig av komposittmateriale fant man at den minste herdedybden var ved bruk av LEDemetron II med kort herdetid (DII-5) og den dypeste herdingen fikk man ved belysning med blue-phase 16i og 20 s herding (BP-20). Generelt sett hadde Z250 signifikant større herdedybde enn TEC når materialene ble herdet under de samme betingelsene.

Omsetningsgraden i materialenes overflate var forskjellig for de to komposittene, vist i figur 3. Alle verdier for Z250 hadde signifikant lavere grad av omsetning enn TEC. Det ble imidlertid ikke funnet statistisk signifikant forskjell mellom korte og lange herdetider for hver enkelt lampe, med unntak av materialet TEC herdet med LEDemetron II og Mini LED.

En rekke parametre ble målt i den profilometriske evalueringen etter slitasjetesten med tannbørste og tannpasta. Resultatene fra volumtap er presentert i figur 4. Volumtapet fra slitasjetesten

kom også tydelig fram i de enkelte profilometrene (figur 5). Furer formet av tannbørsten var godt synlige på alle bildene. Sammenlignet med kontrollen (VCL-20, median: $0,260 \mu\text{m}^3$) (figur 4B) hadde Z250 økt slitasjemotstandsevne målt i volumtap. Redusert eksponeringstid påvirket ikke motstanden mot mekanisk børstning, med unntak fra når materialene ble herdet med Mini-10 (median: $0,027 \mu\text{m}^3$) hvor et signifikant høyere volumtap ble observert i forhold til Mini-20. For Z250 syntes forskjellen i volumtap å avhenge mer av type herdeenhet som ble brukt (LED vs halogen) enn eksponeringstid.

Variasjonen i volumtap for TEC herdet med de ulike metodene var liten og viste få signifikante forskjeller. Kun DII-5 (median: $0,106 \mu\text{m}^3$) og DII-20 (median: $0,096 \mu\text{m}^3$) hadde signifikant større volumtap enn kontrollen herdet med halogenlampe (figur 4A).

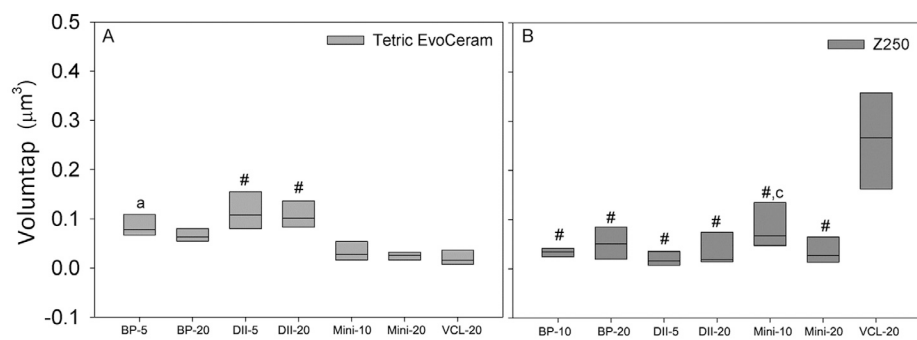
Figur 6 viser SEM-bilder av de to komposittene tatt ved to forskjellige forstørrelser. Materialet Z250 (figur 6 A og C) har tilsynelatende en mer homogen fordeling av partikkelstørrelser, mens

TEC (figur 6B og D) har en kombinasjon av større aggregater og mindre partikler.

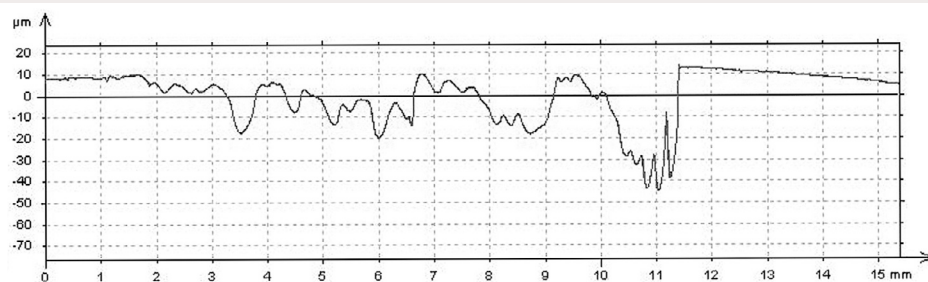
Diskusjon

Resultatene fra denne studien viste at selv om overflateegenskapene til komposittene ikke ble påvirket av korte polymeriseringstider i særlig grad, så kan egenskapene til materialene som en helhet, dvs. *bulk*-egenskapene, få redusert kvalitet. Dette øker risikoen for monomerutlekking og/eller defekter i selve materialet, noe som potensielt kan være skadelig for pasientene.

Metakrylatmonomerer kan forårsake uønskede reaksjoner hos pasient (10) og cytotoxiske effekter er blitt demonstrert i in vitro-studier (11). Selv om in vivo-situasjonen ikke er fullstendig kartlagt, indikerer enkelte studier at det kan oppstå eksponering for monomerer fra kortvarig utlekking eller som kontaminering under selve behandlingen (12). Lite restmonomer i kompositten vil minimere risikoen for uheldige bivirkninger. Den totale mengden av restmonomer i materialet TEC var mer enn det dobbelte av mengden i Z250 (Figur 1G og H). Dette indikerer et større potensial for utlekking av monomer fra TEC enn fra Z250.



Figur 4. Volumtap etter slitasje for komposittene Tetric EvoCeram og Filtek Z250 herdet med forskjellige herdetider og herdelamper (#: $p < 0,05$ mot VCL-20 (kontroll), a: $p < 0,05$ mot BP-20, b: $p < 0,05$ mot DII-20, og c: $p < 0,05$ mot Mini-20).



Figur 5. 2-dimensjonal ruhet skannet med profilometer: et tydelig volumtap er synlig. Liknende riller/spor ble observert i alle profilometri-bildene og indikerte at slitasjen var større i enkelte områder (se ved 11 mm).

Av de to undersøkte materialene var det kun Z250 som inneholdt TEGDMA, men rester av denne monomeren ble ikke registrert i analysen av den herdede kompositten. Dette er i tråd med produsentens opplysninger om at «mesteparten av TEGDMA har blitt erstattet» med andre monomerer (Technical Product Profile, Z250 Universal Restorative System, 3M ESPE). I tillegg kan dette tyde på en nesten fullstendig omsetning av TEGDMA som igjen kan forklares med en økt polymerisasjon på grunn av høy mobilitet av denne mindre monomeren (13). Rester av alle de andre monomerene ble funnet i begge materialer. Dette skyldes en ufullstendig polymerisering, noe som også kom fram i resultatene fra omsetningsgradanalysen (figur 3).

Det var en tydelig korrelasjon mellom lav herdedybdeverdi (figur 2) og høy verdi av det samlede restmonomerinnholdet (figur 1G og H). Disse resultatene understreker viktigheten av riktig herding av dentale kompositter for å redusere risikoen for utlekking av allergene monomerer. Som det fremgår i figur 2 vil en forlenget herdetid ha en stor effekt på herdedybde for visse kombinasjoner av herdelampe og komposit. Ved å øke herdetiden vil man i hovedsak få en økt herdedybde (14) og dermed et mer gjennomherdet materiale.

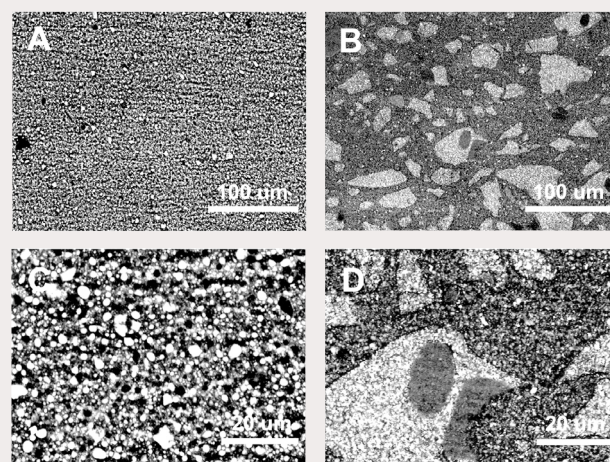
Produsenten oppgir at TEC oppnår en herdedybde på 2 mm ved herding i 20 s med en herdeenhet med intensitet på minst 500 mW/cm^2 (dvs. $\geq 10 \text{ J/cm}^2$), eller 10 s hvis intensiteten er større enn 1100 mW/cm^2 (dvs. $\geq 11 \text{ J/cm}^2$). Produsenten av Z250 angir 2,5

mm herdedybde ved belysning i 20 s med en lampe med en høy intensitet innenfor det synlige spektrum.

Alle resultatene fra herdedybdetesten var innenfor kravene til ISO 4049, som beskrives som «ikke mer enn 0,5 mm under angitt verdi av produsenten». Imidlertid var herdedybden med DII-5 (6 J/cm^2) i grenseland for begge materialene og likedan var tilfellet med Mini-10 (11 J/cm^2) ved herding av Z250. De lavere herdedybden i disse tilfellene kan forklares med lavere avgitt energi. Det var tydelig at forskjellen i intensitet mellom lampene hadde en sterkere innflytelse på herdedybden i komposittene ved korte tider, ettersom lamper med mindre intensitet ikke avga nok energi for optimal herding ved de korteste herdetidene. Dette er i overensstemmelse med andre studier (5, 6).

Herdedybden for TEC var generelt lavere enn for Z250, i tråd med prosentens informasjon.

Spennet på fyllpartikkelstørrelse er ikke veldig forskjellig for de to materialene (tabell 1) ifølge dokumentasjon fra produsentene, henholdsvis $0,04\text{--}3,0 \text{ }\mu\text{m}$ og $0,01\text{--}3,5 \text{ }\mu\text{m}$. Den gjennomsnittlige fyllpartikkelstørrelsen var derimot oppgitt kun for ett materiale, og partikkelstørrelsesfordeling var ikke kjent for noen av materialene. SEM-bilder av de to komposittene før abrasiv slitasje er



Figur 6. Skanning-elektronmikroskopiske bilder av overflaten til de to komposittene (A og C: Filtek Z250, B og D: Tetric EvoCeram) ved to forstørrelser (1000× A og B, 4000× C og D).

vist i figur 6. Z250 hadde en mer ensartet partikkelfordeling enn TEC som hadde fyllpartikkel-agglomerater/sammenhopninger eller pre-polymeriserte fyllpartikler som kunne sees som de større lysere områdene i bildet. Disse forskjellene kan påvirke lysspredningen og gjennomtrengningsdybden av herdelys i materialet, og derved herdedybde og polymerisasjonsgraden inne i materialet, noe som ble observert ved variasjonene i restmonomerinnholdet for de to materialene.

FT-IR-analyse gir informasjon om de ulike kjemiske bindingene i materialer og kan benyttes til kvantitative analyser av omsetningsgraden av dentale polymerbaserte kompositter (15, 16). En høyere omsetningsgrad ble beregnet for TEC enn for Z250 (figur 3). Dette kan virke motstridende med tanke på de målte herdedybdene og restmonomerinnhold, men understreker imidlertid at ulike teknikker brukes for å måle henholdsvis bulk- og overflateegenskaper. Fyllpartiklene i TEC omfattet også pre-polymeriserte partikler; ca. 7 vektprosent. De pre-polymeriserte fyllpartiklene er en forherdet komposit, dvs. organisk matrise og uorganisk fyllstoff, som males til en ønsket kornstørrelse (Scientific Information, Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent). De pre-polymeriserte fyllpartiklene kombineres så med flere uorganiske fyllpartikler og monomerer som tilsammen utgjør den endelige komposittpastaen. En årsak til en høyere omsetningsgrad i TEC enn i Z250 kan være en økt polymerisering på grunn av pre-herdingen av disse pre-polymerene. Fordelingen av fyllstoffpartiklene sett i SEM-bilder (figur 6) viste en tilsynelatende større inter-partikulær avstand i Z250 enn i TEC. Dette kan gi en dypere gjennomtrengning av herdelys inn i materialet, og vil følgelig gi en større herdedybde enn for herding av TEC, selv om omsetningsgraden på overflaten av Z250 var mindre enn for TEC. Det har vist seg at størrelsen og formen på fyllstoffpartiklene ikke påvirker omsetningsgraden i overflaten til eksperimentelle kompositter når partikkelstørrelsen er større enn bølgelengden på herdelyset (16).

Slitasje kan være vanskelig å måle, både klinisk og i laboratoriet, og en rekke metoder finnes for in vitro-analyse (17, 18). En årsak til forskjellen i slitasje av de to komposittene kan være forskjellig type, størrelse og mengde fyllstoffpartikler i de to materialene. I tillegg inneholdt Z250 zirkoniumdioksid, mens TEC inneholdt noen organiske fyllstoffpartikler (pre-polymer) og dermed noe mindre uorganisk fyllstoff (53–55 volum-% for TEC og 60 volum-% for Z250). Således er det vanskelig å konkludere om effekten av fyllstoffene på slitasjemotstand. Resultater fra andre studier varierer, men i en studie av overflateruhet etter tannbørsting på 16 forskjellige kompositmaterialer ble det ikke funnet noen korrelasjon mellom de gjennomsnittlige partikkelstørrelsene og overflateruhet (19). Johnsen et al. antydte nylig i en undersøkelse at de mest slitesterke fyllingsmaterialer bør bestå av middels fillerinnhold (75 vektprosent), og at partiklenes størrelse ikke er så kritisk som tidligere rapportert (17).

Tolkningen av data fra slitasjetesten var ikke entydig, selv om signifikante forskjeller avhengig av herdetid kunne måles for enkelte av parameterne. Det målte volumtapet viste ikke en generell trend når korte og lange herdetider ble sammenliknet. Boks-

plottene som representerer abrasiv slitasje viser både store og små interkvartile områder (figur 4). En mulig forklaring kan være at ISO-slipetestprosedyren bruker en tannbørste for abrasjon av prøvelegemene. Dette kan gi en tilfeldig bøyning av bustfibre som igjen kan resultere i enkelte dype riller/furer fra individuelle fibre som vist i varierende grad i de profilometriske bildene (figur 5). Figur 6 viser at TEC har større fyllstoffpartikkel-agglomerater enn Z250, selv om størrelsspennet på partiklene i materialene er tilnærmet like (tabell 1). I tråd med Johnsen et al. (17) synes ikke en slik forskjell å påvirke det totale volumtapet av de to materialene (figur 4A og B). Imidlertid ble det observert større profilvariasjoner for TEC enn for Z250 (ikke vist her). Dette er i henhold til funn fra Topcu et al. (20) som fant at materialer med større partikler viste mer overflateruhet, forklart ved løsning av de enkelte fyllstoffpartiklene fra overflaten under slitasjetesting.

Konklusjon

Resultatene av denne studien viser at korte herdetider med LED høyintensitetsherdelamper kan gi redusert herdedybde og økt innhold av restmonomer i dentale kompositter. Den sterkeste effekten ble sett for herdelampen med 5 sekunders herdetid og puls-modus. Omsetningsgraden i overflaten til materialene ble imidlertid ikke påvirket i samme grad. Effekten på slitasjemotstanden var mindre tydelig, men indikerte ikke at kortere herdetider resulterte i økt slitasje. Basert på resultatene i denne studien, anbefales tannleger å bruke tilstrekkelig lange herdetider selv ved bruk av høyintensitetsherdelamper for å sikre tilstrekkelig herdedybde og minimere risikoen for monomerutlekking.

English summary

Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ.

Effect of short curing time on chemical and mechanical properties of dental composites

Nor Tannlegeforen Tid. 2014; 124: 356–62.

The latest LED dental curing devices claim sufficient curing of restorative materials with short curing times. This study evaluates mechanical and chemical properties as a function of curing time of two commercial composite filling materials cured with three different LED lamps.

The composites were Filtek Z250 (3M ESPE) and Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent) and the LED curing devices were blue-phase 16i (Ivoclar Vivadent), L.E.Demetron II (Kerr) and Mini L.E.D. (Satelec). Control samples were cured with a QTH-lamp (VCL 400, Kerr). The wear resistance after simulated tooth brushing, degree of conversion, curing depth, and amounts of residual monomers were measured after different curing times.

The results of this study show that short curing time with high-intensity LEDs may influence the bulk properties of the materials, resulting in lower curing depth and increased residual monomer content. The measured surface properties of the materials, degree of conversion and wear resistance, were not affected by short

curing times to the same extent. This study demonstrates that reduced exposure time with high intensity LEDs can result in composite restorations with inferior curing depth and increased leaching of monomers. Dentists are recommended to use sufficient curing times even with high intensity LEDs to ensure adequate curing and minimize the risk of monomer leaching.

Referanser

1. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dent Mater.* 2013; 29(8): 824–34.
2. Vidnes-Kopperud S, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Factors influencing dentists' choice of amalgam and tooth-colored restorative materials for Class II preparations in younger patients. *Acta Odontol Scand.* 2009; 67(2): 74–9.
3. Sunnegardh-Gronberg K, van Dijken JW, Funegard U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *J Dent.* 2009; 37(9): 673–8.
4. Rencz A, Hickel R, Ilie N. Curing efficiency of modern LED units. *Clin Oral Investig.* 2012; 16(1): 173–9.
5. Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater.* 2003; 19(6): 531–41.
6. Ilie N, Hickel R, Watts DC. Spatial and cure-time distribution of dynamic-mechanical properties of a dimethacrylate nano-composite. *Dent Mater.* 2009; 25(3): 411–8.
7. ISO 20795–1. Dentistry – Base polymers – Part 1: Denture base polymers. Geneva: International Organization for Standardization. 2008.
8. ISO 4049. Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: International Organization for Standardization. 2000.
9. ISO 11609. Dentistry – Dentifrices – Requirements, test methods and marking. Geneva: International Organization for Standardization. 2010.
10. Kanerva L, Alanko K, Estlander T. Allergic contact gingivostomatitis from a temporary crown made of methacrylates and epoxy diacrylates. *Allergy.* 1999; 54(12): 1316–21.
11. Samuelsen JT, Dahl JE, Karlsson S, Morisbak E, Becher R. Apoptosis induced by the monomers HEMA and TEGDMA involves formation of ROS and differential activation of the MAP-kinases p38, JNK and ERK. *Dent Mater.* 2007; 23(1): 34–9.
12. Michelsen VB, Kopperud HB, Lygre GB, Björkman L, Jensen E, Kleven IS, et al. Detection and quantification of monomers in unstimulated whole saliva after treatment with resin-based composite fillings in vivo. *Eur J Oral Sci.* 2012; 120(1): 89–95.
13. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent Mater.* 2001; 17(2): 178–83.
14. Pilo R, Cardash HS. Postirradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater.* 1992; 8(5–6): 299–304.
15. Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *J Dent Res.* 1984; 63(8): 1093–5.
16. Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials.* 2005; 26(24): 4932–7.
17. Johnsen GF, Taxt-Lamolle SF, Haugen HJ. Wear model simulating clinical abrasion on composite filling materials. *Dent Mater J.* 2011; 30(5): 739–48.
18. Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent mater.* 2012; 28(9): 961–73.
19. Heintze SD, Forjanic M. Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro. *Oper Dent.* 2005; 30(5): 617–26.
20. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res B.* 2010; 92B(2): 470–8.

Adresse: Hilde Molvig Kopperud, NIOM, Sognsveien 70A, 0855 Oslo.
E-post: hilde.kopperud@niom.no

Artikkelen har gjennomgått ekstern faglig vurdering.

Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effekt av kort herdetid på kjemiske og mekaniske egenskaper til kompositter. *Nor Tannlegeforen Tid.* 2014; 124: 356–62.

KI. 0000 på utgivelsesdato
www.tannlegetidende.no