

Abstract

Tradisjonelle metakrylatbaserte fyllingsmaterialene får konkurranse av alternative materialer

Polymerbaserte tannfyllingsmaterialer dominerer markedet og viser til dels lang levetid. Den kliniske funksjonen avhenger av materialenes kjemiske og mekaniske egenskaper. De tradisjonelle metakrylatbaserte fyllingsmaterialene av typen mikrohøybrid får nå konkurranse av nye og alternative materialer hvor fyllstoff og resindel helt eller delvis er erstattet med nye forbindelser. Denne artikkelen omtaler tradisjonelle og nye fyllingsmaterialer og deres kjemiske og mekaniske egenskaper.

Emneord:
Dental materials;
composite resins;
filler

Moderne tannfargede fyllingsmaterialer

Hilde M. Kopperud, seniorforsker, Dr.scient.,
Nordisk Institutt for Odontologiske Materialer AS (NIOM as), Norge

Werner V. Finger, professor, dr.med.dent., ph.d.,
Tohoku University, Sendai, Japan

Preben Hørsted-Bindslev, lektor, Odontologisk Institut,
Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Aarhus Universitet, Danmark

Polymerbaserte tannfyllingsmaterialer er dominerende i restorativ behandling i Norden i dag (1,2). I enkelte av de nordiske land er bruk av kvikksølvholdige produkter forbudt, og dette inkluderer amalgam som da kun kan brukes unntaksvis. En lang levetid av tannrestaureringer forutsetter gode mekaniske og kjemiske egenskaper hos fyllingsmaterialet og god operativ teknikk, samt at pasientens kariessykdom stanses.

Regulatorisk faller tannfyllingsmaterialer inn under betegnelsen medisinteknisk utstyr og skal ha CE-merking i henhold til EU-direktivet om dette. Materialene kan også prøves etter kravene i de aktuelle ISO standardene. Standardene for polymerbaserte fyllingsmaterialer og glassionomersementer setter krav, avhengig av materialtype, til blant annet arbeidstid, herdetid, lysfølsomhet, herdedybde, bøyestyrke, kompresjonsstyrke, vannopptak og løselighet, farge og fargestabilitet, og røntgenopasitet (3-5).

Denne artikkelen omhandler kjemiske, fysikalske og kliniske egenskaper til ulike polymerbaserte fyllingsmaterialer med hovedvekt på resinbaserte komposittmaterialer.

Materialtyper

De polymerbaserte materialene finnes i forskjellige varianter. Med hensyn på sammensetningen er det en glidende overgang fra kompositter på ene siden, via kompomerer, resinforsterket glassionomer og til rene glassionomersementer på andre siden.

Fyllingsmaterialer av typen kompositt inneholder to hovedfaser: en organisk matrise og hovedsakelig uorganiske fyllpartikler (fyllstoff). Tradisjonelt består den organiske matrisen av ulike metakrylatmonomerer som polymeriserer under herding og danner et tredimensjonalt kryssbundet polymernettverk (Fig. 1a). En av de første monomerene som ble benyttet med suksess i kompositter, var Bis-GMA, også kalt Bowens monomer, i tillegg er monomeren TEGDMA vanlig brukt som en fortynnende komponent i det ureagerte materialet (6). Andre metakrylatmo-

monomerer er også mye brukt i de tradisjonelle komposittene, slik som UDMA og Bis-EMA. Monomerer med lavere viskositet gir mer håndterbare materialer i uherdet form. Fleksibilitet i strukturen til de store, mer viskøse, monomerene antas å gi bedre mekaniske egenskaper.

Såkalte »packable composites« (»packables«) skiller seg i liten grad fra vanlige kompositter i sin sammensetning, men har en stor mengde fyllstoff. De har høyere viskositet enn enkelte andre kompositter og skal ikke feste så lett til instrumentene, men kan ikke brukes til å bygge ut kontaktpunkt slik som man var vant med fra amalgam. Egenskapene til materialene er ellers omtrent som for universelle kompositter. Såkalte »flow« materialer (»flowables«) har vanligvis en mindre mengde fyllstoff og vil ha noe reduserte mekaniske egenskaper.

Mange eksisterende kompositter er fortsatt ganske like de første materialene som kom på markedet. Ønske om forbedrede egenskaper har drevet fram en utvikling av produktene. Dette har i de siste årene resultert i nye materialer som til dels har en annen kjemisk oppbygging enn de tradisjonelle komposittene, og i utvikling av nye komponenter (monomerer) for forbedring av eksisterende produkter. Noen eksempler er beskrevet nedenfor.

Nye monomerer

I disse materialene, for eksempel Surefil SDR, GC Kalore og Venus

Diamond, er den samme prinsipielle reaksjonskjemien beholdt som i tradisjonelle materialer, men nyutviklete monomerer er benyttet. Strukturen i monomerene er helt eller delvis hemmelige. Felles for disse tilfellene er at de nye monomerene er store og mer fleksible molekyler, mens endegruppene er av type metakrylat slik at polymerisasjonen skjer på den samme måten som for konvensjonelle materialer. Tradisjonelle monomerer kan derfor også brukes innblandet i disse materialene. Siden reaksjonskjemien er den samme som for andre metakrylatbaserte materialer, vil de samme bondingmaterialene kunne brukes. Lavere polymerisasjonsstress (pga. fleksible monomerer) og til dels mindre polymerisasjonskrympning (pga. store monomerer) er noen av fordelene som blir hevdet for disse materialene.

Ny reaksjonskjemi

Produktet Filtek Silorane skiller seg fra tradisjonelle metakrylatbaserte kompositter ved at det bygger på andre typer monomerer, og andre kjemiske reaksjoner for å danne polymernetverket i materialet (Fig. 1b). Polymernetverket dannes her ved en epoxyreaksjon. Produsenten hevder at dette skal gi mindre krympning av materialet under herding. Sammenliknet med en rekke materialer ser dette også ut til å være tilfellet målt i laboratoriet (7). Så langt er ikke langtid kliniske studier tilgjengelige, mens en ett-års studie ikke viser forbedret kanttilpasning for Silorane materialet

Polymerisering

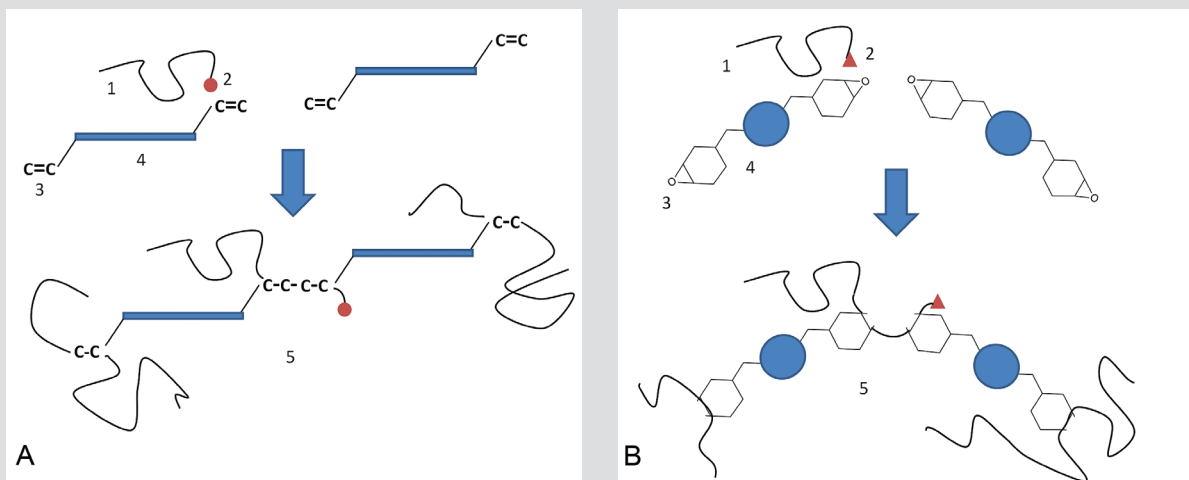


Fig. 1. A) Skjematisert reaksjon mellom en polymerkjede (1) med et aktivt punkt (2) og en C=C dobbeltbinding (3) på dimetakrylatmonomeren (4) og dannelsen av polymernetverket (5). **B)** Skisse av reaksjonen mellom en polymerkjede (1) med et aktivt punkt (2) og en epoksy-gruppe (3) i Silorane-monomeren (4) og dannelsen av polymernetverket (5).

Fig. 1. A) Schematic representation of the reaction between a polymer chain (1) with an active site (2) and a C=C double bond (3) on the dimethacrylate monomer (4), and the formation of a polymer network (5). **B)** Schematic representation of the reaction between a polymer chain (1) with an active site (2) and an epoxy group (3) in the Silorane-monomer (4), and the formation of a polymer network (5).

(8). Siden reaksjonskjemien i Silorane er helt forskjellig fra tradisjonelle kompositter, skal det kun benyttes med det tilhørende bondingmaterialet som er utviklet spesielt for dette produktet.

Fyllstoff

Den mest iøynefallende utvikling av komposittmaterialer i de senere år har likevel skjedd innenfor fyllstoffområdet. Inntil for ganske få år siden fantes det i følge den klassiske inndeling etter fillertype og -størrelse kun hybrid og mikrofiller plast. Nyinnførte komposittmaterialer markedsføres nesten utelukkende som »nanokompositt«. Nanoteknologi, som kanskje bedre beskrives med uttrykket »molecular engineering«, omfatter funksjonelle materialer eller strukturer med karakteristiske dimensjoner fra 0,1 til 100 nm (9). Tidligere hadde hybridkompositter typisk fillerstørrelser fra 5 til 30 μm for å oppnå en høy pakningsgrad. Mikrofill-kompositt inneholder SiO_2 partikler med en størrelse på ca 0,04 μm , eller 40 nm. I de nåværende mikrohybrid-kompositter er fyllstoffpartiklene blitt betydelig mindre i størrelse, en typisk fordeling ligger fra 0,04 til 3,5 μm og vil grense mot såkalte »nanokompositter«. De fleste nanokompositter kan man sammenfatte under begrepet nanohybrid. Det kan enten være mikrohybrid-kompositt tilsatt mindre mengder nanofiller (ofte av størrelse på ca 5 nm), eller nanohybrider med fylte prepolymerpartikler av nanostørrelse eller såkalte nano-clustere.

Glassionomerer (GI) er mer hydrofile materialer enn kompositene. De består av et glasspulver (silikat) og en organisk »polysyre« (ionomer) med reaktive syregrupper. Herdingen skjer her ved en syre-base-reaksjon, kjemisk initiert ved blanding av pulver- og væskekomponenten. Dersom silikatet i glassionomerene er fluorglass, kan materialet avgi fluor over tid. Glassionomerene kan forsterkes ved tilsatt av et polymernetverk (resinforsterket GI eller hybrid GI), vanligvis av tilsvarende type som for tradisjonelle metakrylater, men med mer hydrofile monomerer slik som HEMA og GDMA.

Kompomerer befinner seg sammensetningsmessig mellom kompositt og resinforsterket glassionomer. Liknende materialer kalles »giomer«, og ulike produsenter kan benytte forskjellige betegnelser på produkter som ikke skiller seg vesentlig fra hverandre. De har mekaniske egenskaper som nærmer seg kompositt, dvs. de er sterkere enn GI, men er samtidig noe polysyremodifisert og kan avgi fluor. Syre-base-reaksjonen i kompomerer er delvis forhåndsreagert, eller skjer over tid med tilførsel av vann fra munnhulen.

Aktivering og herding

Herdingen av de formbare tannfyllingsmaterialene vil kunne initieres på ulike måter for ulike materialer. Generelt snakker vi vanligvis om kjemisk herdende materialer og lysherdende materialer, samt dual-herdende materialer når begge metoder benyttes samtidig. For lysherdende forbindelser benyttes i all hovedsak initiatoren kamferkinon (CQ). Denne aktiveres når den absorberer lys med en bestemt bølgelengde (468 nm), og herdereaksjonene starter når materialet belyses med dette lyset (blått). Det er viktig

å merke seg at andre initiators kan kreve lys ved en annen bølgelengde for å initiere reaksjonen, og at det da kan være nødvendig å benytte en annen herdelampe. Et eksempel er initiatoren PPD (1-phenyl-1,2-propanedione) som aktiveres ved belysning rundt 390 nm (fiolett lys), og hvor en del LED-lamper med smalspektret lys ikke vil sende ut lys i dette bølgelengdeområdet.

LED-lamper benyttes i all hovedsak i dag, og med stadig sterkere intensitet på det utsendte lyset. Styrker på over 2000 mW/cm² er nå vanlig, mens en »gammeldags« halogenlampe ofte ga 400-500 mW/cm². Med den økte intensiteten på herdelyset kan man i en del tilfeller herde et materiale tilstrekkelig på kortere tid. I bruksanvisninger for lamper og kompositt kan man se en reduksjon i anbefalt herdetid fra 40 s tidligere, og nå helt ned i 5 s. Undersøkelser viser at de korteste herdetidene ofte gir en mindre herdedybde og at de i enkelte tilfeller kan gi en mindre herdedybde enn oppgitt verdi for materialet (Fig. 2). Nye materialer hvor det tillates legging i tykke sjikt og nye lamper hvor det anbefales kort herdetid, gjør at en utprøving av herdedybden for de materialer og lampekombinasjoner man benytter, er å anbefale for å sikre tilstrekkelig herding.

Herding av polymerbaserte fyllingsmaterialer medfører en oppvarming i og rundt kaviteten idet polymerisasjonsreaksjonen er eksoterm og dette kan medføre en potensielt skadelig oppvarming av pulpa. Mens oppvarmingen direkte inntil fyllingsmate-

Herdedybde

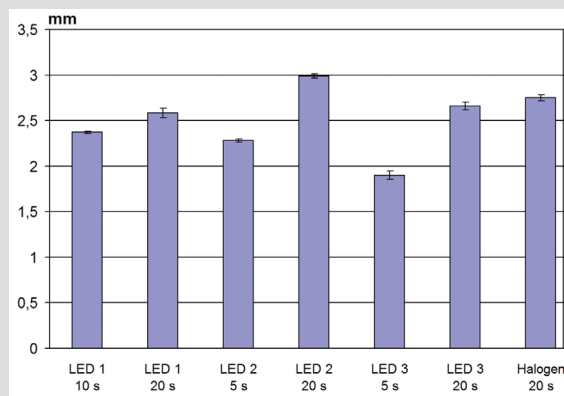


Fig. 2. Herdedybde (mm) for en universal kompositt målt for tre LED-herdelamper ved kort (lampeprodusentens anbefalte tid) og lang (komposittprodusentens anbefalte tid) herdetid, og for en halogenlampe (referanse). Data fra NIOM as.

Fig. 2. Depth of cure (in mm) for a universal composite recorded with three LED curing units with »short« (the lamp manufacturers' exposure recommendation) and »long« (the material manufacturers' exposure recommendation), and for a halogen lamp (reference). Data from NIOM as.

rialer kan være relativt stor, til over 60 °C, så vil et beskyttende dentinlag redusere temperaturstigningen i omkringliggende vev betydelig. Fyllingsmaterialet, lampetype og effekt, samt herdetid vil også innvirke på oppvarmingen.

Laboratorieundersøkelser

Så langt har man ikke lyktes i å simulere, i laboratoriet, de meget komplekse *in vivo* betingelser som fyllinger er utsatt for. I tillegg spiller også pasient- og tannlegefaktorer en viktig rolle, som ikke er tilstrekkelig kjent. Sekundærkaries og fyllings- eller tannfrakturer er de hyppigste årsaker for svikt av større tannfyllinger. Komplikasjoner relatert til spaltetdannelse er hypotetisk relatert til fyllingers kontraksjon, som avhenger av polymermaterialet, fyllingsmetode, kavitetens størrelse og ikke minst binding til kavitetene. Risikoen for fraktur kan på samme måte anses å være relatert til komposittens mekaniske egenskaper og av bindingen til kavitetene. Derfor er det velmotivert å undersøke nye komposittmaterialer *in vitro* med fokus på polymerisasjonskontraksjon og mekaniske egenskaper, belyst ved undersøkelser av 6 ulike nanokompositter og sammenlignes med konvensjonell mikrohybrid og mikrofill kompositt (Tabell 1).

KLINISK RELEVANS

I forsøg på at forbedre eksisterende produkter spesielt med hensyn til polymeriseringskontraksjon og -stress er der i de senere år markedsført kompositte plastmaterialer med nyudviklede monomerer. Der findes imidlertid endnu kun begrænset dokumentation for den kliniske betydning af disse ændringer. Der markedsføres ligeledes nye materialer, hvor betegnelsen nanohybrid eller nanokomposit indgår. Forskellen mellem mikrohybrid og komposit plast med nanopartikler er meget lille, hvorfor egenskaberne sandsynligvis klinisk vil være nogenlunde de samme. En anden tendens er udskiftning af halogenlamper til LED-lamper med en betydelig forøget lysstyrke. En deraf afledt reduktion i polymeriseringstid eller forøgelse i anbefalet polymeriseringsdybde kan dog i visse tilfælde medføre risiko for ufuldstændig polymerisering. Der har været udtrykt ængstelse for generelle bivirkninger grundet udsivning af hormonlignende stoffer fra plastfyldninger specielt bisfenol-A. Nylig publicerede oversigter over tilgængelig litteratur på området konkluderer, at der ikke er grundlag for denne ængstelse.

Undersøkte materialer

Materiale	Type	Code	Fabrikant	Sammensetning		
				Monomer	Fyllstoff	Vol %
Filtek™ Supreme XT	nanofilled	FIL	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	aggregated SiO ₂ /SrO ₂ clusters (0.8-1,4 µm) and non-agglomerated SiO ₂ (20 nm)	59.5
Grandio	nanohybrid	GRA	Voco, Cuxhaven, Germany	Bis-GMA, TEGDMA	Fluorosilicate glass, SiO ₂ (microfiller < 1 µm, spherical nanofiller < 5 nm)	71.4
Kalore	nanohybrid	KAL	GC Corporation, Tokyo, Japan	UDMA (DuPont), DMA, UDMA	Prepolymer (incl. 400 nm SrO ₂ and 100 nm lanthanoid fluoride). F-Al-silicate (700 nm), Sr-Ba-glass (700 nm), SiO ₂ (16 nm)	69
MI Flow	nanohybrid	MIF	GC Corporation, Tokyo, Japan	UDMA, DMA	Sr-glass, lanthanoid fluoride, SiO ₂ (average = 700 nm)	40
Tetric EvoCeram®	nanohybrid	TET	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein	DMA, prepolymer (copolymer)	Ba-glass, YbF ₃ , mixed oxide, prepolymer. Size of inorganic fillers: 40-3000 nm, mean 550 nm	53-55
Venus® Diamond	nanohybrid	VED	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany	TCD-DI-HEA, PE-crosslinker	Ba-Al-F-silicate glass < 20 µm SiO ₂ (5 nm)	64
Filtek™ Z250	microhybrid	Z250	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	SiO ₂ , ZrO ₂ , particle size 0,01-3,5 µm, average 0,6 µm	60
Durafill® VS	microfill	DUR	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	SiO ₂ (20-70 nm); prepolymer < 20 µm. SiO ₂ in prepolymer: 32 wt. %.	66

Tabell 1. Undersøkte materialer. Sammensetning ifølge fabrikanternes opplysninger.

Table 1. The materials investigated. Composition according to the manufacturers informations.

Polymerisasjonskontraksjon

Nanokompositter markedsføres ofte som »low-shrinkage« materialer uten at det foreligger tilstrekkelig dokumentasjon for påstanden. Tilsvarende som for de konvensjonelle komposittene så inneholder nanokompositter dimetakrylater. Under polymeriseringen reduseres de intermolekylære avstandene ved reaksjon av C=C dobbeltbindinger til C-C enkeltbindinger (Fig. 1). Krypningen medfører spenninger i materialet når gelfasen er oppnådd, dvs. når materialet gradvis mister flyteegenskapene og transformeres til et materiale med elastiske egenskaper. Med tiltagende post-gel-kontraksjon økes også polymerisasjonsspenningen, og komposittens elastisitetsmodul stiger veldig raskt. De kliniske konsekvenser kan være tann- og kavitetsdeformasjon, sviktende binding til kavitetsveggen, postoperativ sensibilitet og lekkasje.

En praktisk metode for evaluering av komposittens kavitetsadaptasjon er måling av spaltetdannelsen mellom fyllingsmaterialet og standardiserte dentinkaviteter med og uten bonding (10-12). På den måten får man et samlet bilde av effekten av polymerisasjonskontraksjon, spenning og elastisitetsmodul. Spaltebredden mellom de åtte undersøkte komposittmaterialene og dentin- eller Teflon-kaviteter, målt 15 min etter aktivering ved kavitetskanten uten bondingmaterialer vises i Fig. 3. Spaltebredden i Teflon er omkring dobbelt så stor som i dentinkaviteter uten adhesiv, som viser at dentin med »smear layer« besitter en viss adhesjonseffekt, men er ikke klinisk relevant. Spaltebreddene i begge kavitetsmaterialer er forøvrig relativt godt korrelerte.

Spaltebredde og antall spaltedefrie prøvelegemer

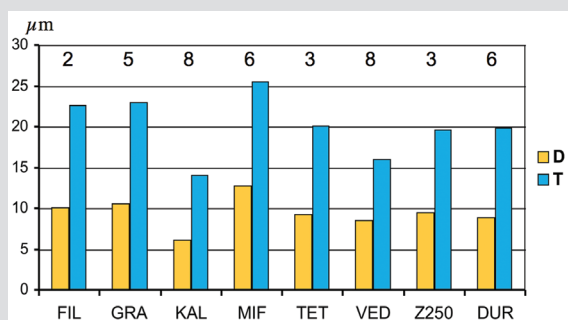


Fig. 3. Maksimal spaltebredde mellom ikke-bondet) restaurering og sylindrisk kavitet i dentin (D) eller Teflon (T). Tallene over søylene representerer antall spaltedefrie restaureringer (av 8 for hvert materiale) i dentinkaviteter der det er anvendt iBond SE. Gjennomsnittlig kavitetsdiameter er 4,2 mm.

Fig. 3. Maximum marginal gap width between non-bonded restorations in cylindrical dentin (D) and Teflon (T) cavities. Numbers above columns represent number of gap-free adhesively bonded (iBond SE) restorations in dentin cavities (of 8). Average cavity diameter: 4.2 mm.

Antall restaureringer uten spaltetdannelse etter binding med det samme selvetsende bondingmaterialet var ikke korrelert med verdiene for kantadaptasjon i ikke-bundne og adhesivt bundne kompositter (Fig. 3). Dette enkle forsøket viser at polymerisasjonskontraksjonen *per se* ikke beskriver kavitets- og kantadaptasjonen tilstrekkelig.

Siden slike kavitetsforsøk ikke er velegnet til å evaluere enkelt-materialers og teknikkparameternes innflytelse på den samlede effekt, er det nyttig å bestemme kontraksjonen, spenningen og elastisitetsmodulen separat. Polymerisasjonskontraksjonen bestemmes ofte ifølge Arkimedesprinsipp, en metode som ikke er praktisk relevant fordi den omfatter både pre- og post-gel kontraksjonen. Det er mer hensiktsmessig å måle post-gel kontraksjonen, altså den del av den samlede prosessen som medfører elastiske spenninger i materialet. Kontraksjonen og spaltebredden i ikke-bundne dentin- og Teflon-kaviteter viste god korrelasjon, som viser at spalte målinger under disse eksperimentelle forutsetninger reflekterer effekten av post-gel kontraksjonen, og derved kan være en enkel indikator for spaltetdannelse.

Mekaniske egenskaper

Komposittens stivhet, som beskrives med elastisitetsmodulen (E-modul), tiltar meget hurtig under polymeriseringen. Derfor må E-modulen anses for at være en viktig parameter med innflytelse på fyllingers adaptasjon til kavitetsvegger og kanter (13). Femten minutter etter aktiveringen var nanohybrid plast GRA med 71,4 vol % fyllstoff det stiveste materialet, mens mikrofiller DUR samt KAL, MIF, TET og VED viste betydelig mindre stivhet. Spesielt demonstrerte »flowable«-materialet MIF, at dens høye polymerisasjonskontraksjon og spenning kompenseres ved liten stivhet, som viser seg som ganske tilfredsstillende kantadaptasjon i bundne kaviteter. Av hensyn til komposittfyllingers mekaniske resistens skal derimot stivheten av plast være stor i det ferdig herdede materiale ettersom materialer med liten stivhet deformeres kraftigere under funksjonelle belastninger enn materialer med høy stivhet.

Strekkestyrke og bøyestyrke av komposittfyllinger er relativt godt korrelerte. Mikrofill-kompositt med hovedindikasjonen for restaurering av klasse 3 og 5 defekter, har lav styrke, mens de fleste mikrohybridens strekkstyrke er 2 til 3 gange høyere. Gruppen av de undersøkte nanokompositter hadde enten den samme eller bare litt lavere strekk- og bøyestyrke enn referansematerialet Z250 (mikrohybrid). Stor styrke er en viktig forutsetning for å hindre både fyllingers korpus- og kantfraktur.

Per definisjon er bruddseighet (fracture toughness) et mål for stressintensiteten ved spissen av et kjerv (crack), hvorfra revnen oppstår og forplanter seg nedover i et materiale (14). Feil på eller like under overflaten av restaureringen er utgangspunkter for »crack propagation« under funksjonelle belastninger. Lav bruddseighet anses for en av årsakene til abrasjon, fordi det antas, at abrasjonen er relatert til »subsurface microcracks«, som medfører små frakturer og substans tap av materialet (15). For de seks nanokompositter og to referansematerialer hadde alle

nanokomposittene signifikant høyere bruddseighet enn mikrofillkompositten, men hadde moderat mindre bruddseighet enn mikrohybrid-referansen. Bruddseighetsverdiene er kun svakt korrelerte med andre mekaniske parametre.

Hardhet av komposittmaterialer kan måles med ulike metoder. I de fleste tilfeller oppgir produsentene Vickers (VHN) eller Knoop (KHN) hardhetstall. Der er en god korrelasjon mellom trekk- og bøyestykke samt E-modul på den ene siden og KHN på den andre. I overensstemmelse med Li et al. (16) ble det konstatert en meget god sammenheng mellom KHN og elastisitetsmodulen. Derfor kan man med stor sannsynlighet gå ut fra at jo høyere overflatehardheten er, desto høyere er materialets stivhet.

Abrasjon av fyllingsmaterialer deles gjerne i antagonistabrasjon, fødemiddelabrasjon og abrasjon ved tannbørsting. Den siste typen kan enkelt undersøkes ved mekaniske bevegelser av en tannbørste. Ved laboratorieforsøk, hvor man børstet kompositt med kalsiumkarbonat »slurry« i vann, fant man stor forskjell mellom kompositttypene (17). Etter 50 000 børstesykler, tilsvarende ca fem års tannbørsting, viste mikrofillmaterialet DUR og mikrohybridkompositten Z250 omkring 200 μm substansstap, i motsetning til nanofillmaterialet FIL og nanohybridene GRA og VED hvor tapet var mindre enn 100 μm . Nanohybridene med prepolymer (KAL og TET) viste betydelig større substansstap. De fleste av de undersøkte komposittene viste kun svakt forhøyet overflateruhet ved avslutning av forsøket.

Generelt vil materialer med høyt fillerinnhold og samtidig liten avstand mellom nabopartikler beskytte fyllingene bedre mot abrasjon. Denne sammenhengen ligger til grunn for utviklingen av moderne mikrohybrid-kompositt, som ifølge kliniske langtidsundersøkelser yter betydelig motstand mot fødemiddelabrasjon. Kliniske observasjoner tyder på at nanokompositter har en praktisk tilstrekkelig høy motstand over for fødemiddelabrasjon, mens enkelte materialer med prepolymer partikler utviser noe mindre abrasjonsmotstand (18,19).

Pussing av komposittfyllinger utføres med forskjellige metoder og instrumenter, for eksempel pusseskiver, meget finkornede diamantinstrumenter, diamantpastaer og silikon- eller resinimpregnerte abrasiver. De undersøkte nanokomposittene og referansekompositten viste relativt lav ruhet (nesten alle mindre enn 0,15 μm overflateruhet, R_a) etter pussing med Sof-Lex-skiver eller forskjellige diamantpusseinstrumenter. Ifølge Bollen et al. (20) er en ruhet på 0,2 μm R_a en grenseverdi for kliniske akseptable overflater. Først ved større ruhet var det en tiltagende risiko for plakkakkumulering og misfarging.

Sammenfatning om egenskaper

Nanokomposittene er ikke nødvendigvis revolusjonerende nye produkter. Studier viser at egenskapene til kompositter av type mikrohybrid og nanohybrid er ganske like. Den generelle teknologiutviklingen bidrar også til utvikling og forbedring av dentale materialer. Med nanofill-kompositt, som inneholder både nanocluster og adskilte nanopartikler, har man funnet en lovende vei,

spesielt når det gjelder enkel pussing og permanent glatte overflater. Polymerisasjonskontraksjonen er ikke en kvalitetsparameter *per se*, men må vurderes i sammenheng med kontraksjonsspenningen og E-modulen. Forskjellen mellom mikrohybrider og de nyere kompositter som inneholder nanopartikler, er stort sett marginal, og indikasjonene for nanokompositter er hovedsakelig de samme som for mikrohybridmaterialer.

Utlekking og biokompatibilitet

Det er kjent at det skjer utlekking av monomerer, tilsetningsstoffer og degraderingsprodukter fra fyllingsmaterialer i vann, organiske løsemidler eller simulerte fysiologiske løsninger (21-24). Utlekkingen kan komme fra restmonomerer og andre frie forbindelser i det herdede materialet, samt fra enzymatisk og hydrolytisk degradering og til dels også mekanisk slitasje av fyllingsmaterialet. Laboratoriestudier viser at den største utlekkingen skjer raskt etter herding, og at mengden utlekket materiale avtar sterkt etter kun få timer. Enkelte *in vitro* undersøkelser viser målbare mengder monomer som lekker ut av kompositter selv etter 1 år (25), men disse studiene er gjort i etanol og kan skyldes en degradering av produktet heller enn utlekking av restmonomer. Det er fortsatt uavklart hvilke kliniske effekter en slik utlekking eventuelt vil kunne ha. *In vitro* cellestudier av utlekkingsprodukter fra dentale materialer (26) og av rene metakrylater (27,28) viser cytotoksiske effekter, selv ved lave konsentrasjoner (29). Likevel tilsier antall rapporterte bivirkninger at det er få negative helseeffekter av polymerbaserte fyllingsmaterialer (30).

Utlekking og påvirkning av substanser som kan etterligne kjønnshormoner (xenoøstrogener, hormonhermere) fra dentale materialer har blitt diskutert i mange år (31). Slike komponenter kan komme fra degraderingsprodukter eller fra tilsetningsstoffer. Bisfenol-A (BPA) er en gjenganger i disse diskusjonene da den utgjør kjernen i monomerer som Bis-GMA. Det viser seg at degradering til BPA er liten fra Bis-GMA. Nyere oversiktsartikler uttrykker at det ikke er grunn for engstelse for at negativ påvirkning fra BPA fra polymerbaserte dentale materialer skal overstige nytteverdien ved bruken av materialene (32,33).

Abstract (English)

Contemporary tooth-coloured filling materials

Tooth coloured materials dominate restorative treatments in the Nordic countries today. The most recent developments have concentrated on monomers and filler particles. The present article discusses composition of and results from laboratory studies on contemporary materials with specific focus on nano-composites and the clinical relevance of laboratory studies. Furthermore, polymerization by LED light curing units and the risk of release of hormone-like chemicals from composites are briefly discussed.

Referanser

1. Sunnegårdh-Grönberg K, van Dijken JW, Funegård 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: 673-8.
2. Nascimento MM, Gordan VV, Qvist V, Litaker MS, Rindal DB, Williams OD et al. Reasons for placement of restorations on previously unrestored tooth surfaces by dentists in The Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc* 2010; 141: 441-8.
3. International Organization for Standardization. Dentistry – Polymer-based restorative materials. ISO 4049: 2009.
4. International Organization for Standardization. Dentistry – Water-based cements – Part 1: Powder/liquid acid-base cements. ISO 9917-1: 2007.
5. International Organization for Standardization. Dentistry – Water-based cements – Part 2: Resin-modified cements. ISO 9917-2: 2010.
6. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 97-116.
7. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010; 26: 337-44.
8. Schmidt M, Kirkevang LL, Hørsted-Bindslev P, Poulsen S. Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Invest* DOI 10.1007/s 00784-010-0446.2.2010 Jul 20. Epub ahead of print.
9. Kopperud HM, Derand T. Plastfyllinger og nanoteknologi. In: Holmstrup P, ed. *Aktuel Nordisk Odontologi*. København: Munksgård Danmark, 2008; 101-10.
10. Asmussen E, Jørgensen KD. A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls. *Acta Odontol Scand* 1972; 30: 3-21.
11. Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dent Mater* 2002; 18: 203-210.
12. Takahashi H, Finger WJ, Wegner K, Utterodt A, Komatsu K, Wöstmann B et al. Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations. *Dent Mater* 2010; 26: 1166-75.
13. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 658-64.
14. Fujishima A, Ferracane JL. Comparison of four modes of fracture toughness testing for dental composites. *Dent Mater* 1996; 12: 38-43.
15. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000; 16: 33-40.
16. Li J, Li H, Fok AS, Watts DC. Multiple correlations of material parameters of light-cured dental composites. *Dent Mater* 2009; 25: 829-36.
17. Suzuki T, Kyoizumi H, Finger WJ, Kanehira M, Endo T, Utterodt A et al. Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dent Mater J* 2009; 28: 708-16.
18. Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 2006; 22: 689-92.
19. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 435-43.
20. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997; 13: 258-69.
21. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent* 1998; 26: 137-45.
22. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 687-95.
23. Michelsen VB, Lygre H, Skålevik R, Tveit AB, Solheim E. Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials. *Eur J Oral Sci* 2003; 111: 263-71.
24. Kopperud HM, Schmidt M, Kleven IS. Elution of substances from a silorane-based dental composite. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 100-2.
25. Polydorou O, König A, Hellwig E, Kümmerer K. Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 68-75.
26. Becher R, Kopperud HM, Al RH, Samuelsen JT, Morisbak E, Dahlman HJ et al. Pattern of cell death after in vitro exposure to GDMA, TEGDMA, HEMA and two comonomer extracts. *Dent Mater* 2006; 22: 630-40.
27. Schweikl H, Spagnuolo G, Schmalz G. Genetic and cellular toxicology of dental resin monomers. *J Dent Res* 2006; 85: 870-7.
28. Spagnuolo G, D'Antò V, Valletta R, Strisciuglio C, Schmalz G, Schweikl H et al. Effect of 2-hydroxyethyl methacrylate on human pulp cell survival pathways ERK and AKT. *J Endod* 2008; 34: 684-8.
29. Samuelsen JT, Holme JA, Becher R, Karlsson S, Morisbak E, Dahl JE. HEMA reduces cell proliferation and induces apoptosis in vitro. *Dent Mater* 2008; 24: 134-40.
30. Bivirkningsgruppen for odontologiske biomaterialer. Årsrapport 2009. Bergen: Uni Helse 2010 (http://helse.uni.no/upload/arssr_2009.pdf).
31. Olea N, Pulgar R, Pérez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A et al. Sonnenschein C. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environ Health Perspect* 1996; 104: 298-305.
32. Jacobsen N, Hensten A. Reproduksjonsskadelige stoffer i dentale plastmaterialer? *Nor Tannlegeforen Tid* 2010; 120: 748-52.
33. Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ. Bisphenol A and related compounds in dental materials. *Pediatrics* 2010; 126: 760-8.