

Moderna tandfärgade fyllningsmaterial

SAMMANFATTAT De traditionella metakrylatbaserade fyllningsmaterialen av typen mikrohybrid får nu konkurrens av alternativa material. Denna artikel behandlar de traditionella och nya fyllningsmaterialens kemiska och mekaniska egenskaper.

Accepterad för publicering 4 november 2010

Polymerbaserade tandfyllningsmaterial dominerar vid restaurativ behandling i Norden [1, 2]. I några av de nordiska länderna är det förbjudet att använda kvicksilverhaltiga produkter och detta inkluderar amalgam som då bara kan användas undantagsvis. En lång livslängd på tandrestaureringar förutsätter goda mekaniska och kemiska egenskaper hos fyllningsmaterialet och god operativ teknik samt att patientens kariessjukdom stoppas.

Tandfyllningsmaterial faller under beteckningen medicinteknisk utrustning och ska ha CE-märkning enligt EU-direktiv. Materialen kan också prövas efter kraven i de aktuella ISO-standarderna. Standarderna för polymerbaserade fyllningsmaterial och glasjonomercement ställer krav, beroende på materialtyp, på bland annat arbetstid, härdningstid, ljuskänslighet, härdjup, böj och tryckhållfasthet, vattenupptagning och vattenlöslighet, färg och färgstabilitet samt radiopacitet [3–5].

Denna artikel behandlar kemiska, fysikaliska och kliniska egenskaper hos olika polymerbaserade fyllningsmaterial med huvudvikt på resinbaserade kompositmaterial.

MATERIALTYPER

De polymerbaserade materialen finns i olika varianter. När det gäller sammansättning finns en

glidande övergång från kompositerna å ena sidan, via komponenter, resinförstärkta glasjonomercement och till rena glasjonomercement å andra sidan.

Fyllningsmaterial av typen komposit innehåller två huvudfaser: en organisk matris och huvudsakligen oorganiska fillerpartiklar. Traditionellt består den organiska matrisen av olika metakrylatmonomerer som polymeriserar under härdning och bildar ett tredimensionellt tvärbundet polymernätverk (figur 1 a). En av de första monomerer som användes med framgång i kompositerna var Bis-GMA, också kallad BOWENS monomer. Dessutom används monomeren TEGDMA ofta som en förtunnande komponent i det oreagerade materialet [6]. Andra metakrylatmonomerer används också i stor utsträckning i de traditionella kompositerna, som UDMA och Bis-EMA. Monomerer med lägre viskositet ger mer hanterbara material i ohärdad form. Flexibilitet i strukturen hos de stora, viskösare monomererna antas ge bättre mekaniska egenskaper.

Så kallade »packningsbara kompositerna« skiljer sig i liten grad från vanliga kompositerna i sin sammansättning, men har en stor mängd fillerpartiklar. De har högre viskositet än vissa andra kompositerna och fastnar inte så lätt på instrumenten. De kan dock inte användas för att bygga ut kontaktpunkten, som man har varit van vid med amalgam. Materialegenskaperna är annars ungefär som för universella kompositerna. Så kallade flytande kompositerna (flowables) innehåller vanligtvis en mindre mängd fillerpartiklar och har något sämre mekaniska egenskaper.

Många av dagens kompositerna är fortfarande rätt lika de första materialen som kom ut på marknaden. En önskan om förbättrade egenskaper har drivit fram en utveckling av produkterna. Detta har under de senaste åren resulterat i nya material som delvis har en annan kemisk uppbyggnad än de traditionella kompositerna. Det har också utvecklats nya komponenter (monomerer) för att förbättra befintliga produkter. Några exempel finns beskrivna här nedan.

Nya monomerer

I dessa material, till exempel Surefil SDR, GC Kalore och Venus Diamond, har man behållit samma principiella reaktionskemi som i tra-

Hilde Molvig Kopperud
senior forskare, dr
scient, Nordisk Institutt
for Odontologiske Mate-
rialer AS (NIOM as),
Norge

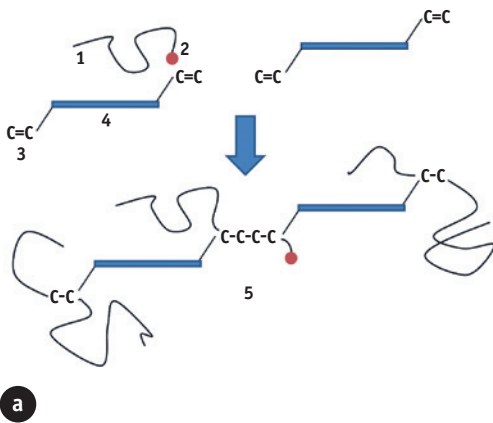
E-post: hilde.
kopperud@niom.no

Werner J Finger
prof, dr med dent,
Ph D, Tohoku University,
Sendai, Japan

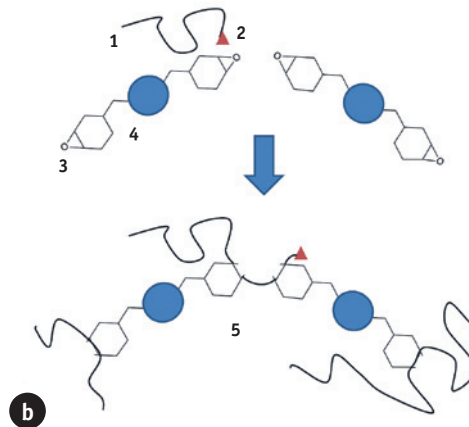
**Preben Horsted-
Bindslev**

lektor, Odontologisk
Institut, Det Sundheds-
videnskabelige Fakultet,
Århus Universitet, Dan-
mark

»Många av dagens kompositerna är fortfarande rätt lika de första materialen som kom ut på marknaden.«



Figur I
a) Schematisk reaktion mellan en polymerkedja (1) med en aktiv punkt (2) och en C=C dubbelbindning (3) på dimetakrylatmonomeren (4) och bildandet av polymernätverket (5).



b) Skiss av reaktionen mellan en polymerkedja (1) med en aktiv punkt (2) och en epoxigrupp (3) i Siloranemonomeren (4) och bildandet av polymernätverket (5).

ditionella material, men använt nyutvecklade monomerer. Strukturen i monomererna är helt eller delvis hemliga. Gemensamt för dem är att de nya monomererna är stora och mer flexibla molekyler. Ändringsgrupperna är av typen metakrylat, så att polymerisationen sker på samma sätt som för konventionella material. Traditionella monomerer kan därför också användas inblandat i dessa material. Eftersom reaktionskemin är densamma som för andra metakrylatbaserade material, kan samma bondingsmaterial användas. Lägre polymerisationsstress (på grund av flexibla monomerer) och delvis mindre polymerisationskrampning (på grund av stora monomerer) är några av fördelarna som förs fram för dessa material.

Ny reaktionskemi

Produkten Filtek Silorane skiljer sig från traditionella metakrylatbaserade kompositmaterial genom att det bygger på andra typer av monomerer och andra kemiska reaktioner för att bilda polymernätverket i materialet (figur 1 b).

Polymernätverket bildas här genom en epoxi-reaktion. Tillverkaren hävdar att detta ska ge mindre krympning av materialet under härdning. Jämfört med en rad material ser det vid laboratoriemätningar ut att stämma [7]. Än så länge finns inga kliniska långtidsstudier tillgängliga. En ettårsstudie visar dock inte någon förbättrad kantanpassning för materialet Silorane [8]. Eftersom reaktionskemin i Silorane är helt olik den i traditionella kompositmaterial ska den endast användas tillsammans med det tillhörande bondingsmaterialet, som är utvecklat speciellt för denna produkt.

»Den mest iögonfallande utvecklingen ... har ändå skett på området fyllningspartiklar.«

Fillerpartiklar

Den mest iögonfallande utvecklingen av kompositmaterial under senare år har ändå skett på området fyllningspartiklar. Tills för enbart några få år sedan fanns det enligt den klassiska indelningen efter fillertyp och fillerstorlek bara hybrid- och mikrofillkomposit. Nyttillkomna kompositmaterial marknadsförs nästan uteslutande som »nanokomposit«. Nanoteknik, som kanske bättre beskrivs med uttrycket »molecular engineering«, omfattar funktionella material eller strukturer med karakteristiska dimensioner från 0,1 till 100 nm [9]. Tidigare hade hybridkompositmaterial normalt fillerstorlekar från 5 till 30 µm för att få en hög packningsgrad. Mikrofillkomposit innehåller SiO₂-partiklar med en storlek på cirka 0,04 µm, eller 40 nm. I de nuvarande mikrohybridkompositerna har storleken på fyllningspartiklarna blivit betydligt mindre. En typisk fördelning ligger från 0,04 till 3,5 µm och gränsar mot så kallade »nanokomposit«. De flesta nanokompositmaterial kan man sammanfatta under begreppet nanohybrid. Det kan antingen vara mikrohybridkomposit med mindre mängder nanofiller (ofta av en storlek på cirka 5 nm), eller nanohybrider med prepolymeriserade partiklar av nanostorlek eller så kallade nanokluster.

Glasjonomerer (G1) är mer hydrofila material än kompositerna. De består av ett glaspulver

»Undersökningar visar att de kortaste härdningstiderna ofta ger ett mindre härd djup ...«

(silikat) och en organisk »polysyra« (jonomer) med reaktiva karboxylsyragrupper. Härdningen sker genom en syra-bas-reaktion, kemiskt initierad genom blandning av pulverkomponenten och vätskekomponenten. Om silikatet i glasjonomen är fluorglas kan materialet avge fluor över tid. Glasjonomererna kan förstärkas genom att man tillsätter ett polymernätverk (resinförstärkt GI eller hybrid-GI), vanligtvis av motsvarande typ som för traditionella metakrylater men med mer hydrofila monomerer som HEMA och GDMA.

Kompomerer ligger i sammansättning mellan komposit och resinförstärkt glasjonomer. Liknande material kallas »giomer« och tillverkare kan använda olika beteckningar på produkter som inte skiljer sig väsentligt från varandra. De har mekaniska egenskaper som närmar sig kompositens, det vill säga de är starkare än GI, men är samtidigt något polysyramodifierade och kan avge fluor. Syra-bas-reaktionen i kompomerer är delvis förreagerad, eller sker över tid med tillförsel av vatten från munhålan.

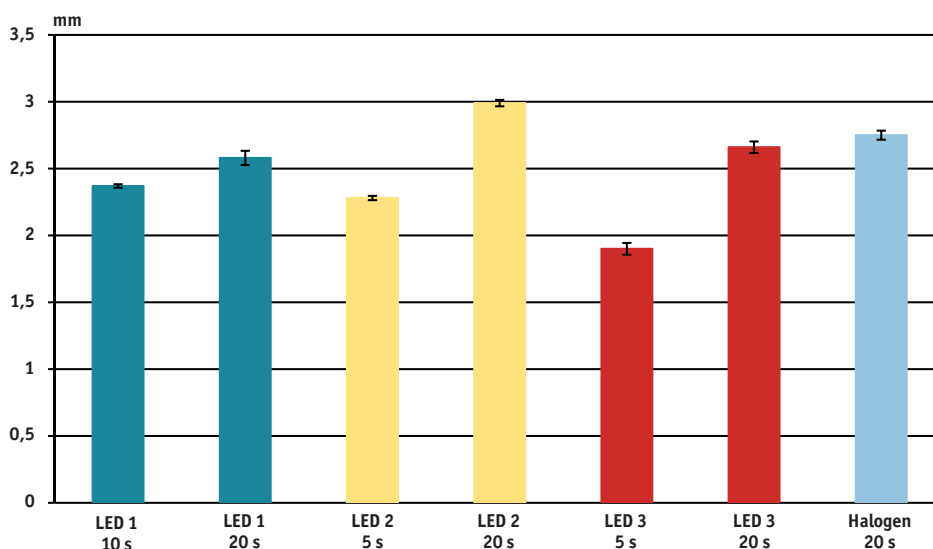
AKTIVERING OCH HÄRDNING

Härdningen av de formbara tandfyllningsmaterialen kan initieras på varierande sätt hos olika material. Generellt talar vi vanligtvis om kemiskt härdande och ljushärdande material, eller dualhärdande material när bägge metoder används samtidigt. Vid ljushärdning används framför allt initiators kamferkinon (CQ). Den aktiveras vid absorption av ljus med en bestämd våglängd (468 nm) och härdningsreaktionerna startar när materialet belyses med detta ljus (blått). Det

är viktigt att tänka på att andra initiatörer kan kräva ljus med en annan våglängd för att initiera reaktionen och att det då kan vara nödvändigt att använda en annan härdlampa. Ett exempel är initiators PPD (1-fenyl-1,2-propandion) som aktiveras med belysning omkring 390 nm (violet ljus). En del LED-lampor med smalt ljusspektrum skickar inte ut ljus i detta våglängdområde.

I dag används huvudsakligen LED-lampor, med allt starkare ljusintensitet. Styrkor på över 2 000 mW/cm² är vanligt, medan en »gammaldags« halogenlampa ofta gav 400–500 mW/cm². Med den ökade intensiteten på härdljuset kan man i vissa fall härdade ett material på kortare tid. I bruksanvisningar för lampor och komposit kan man se en minskning i rekommenderad härdningstid från tidigare 40 sekunder, till ända ner mot 5 sekunder. Undersökningar visar att de kortaste härdningstiderna ofta ger ett mindre härd djup och att de i enstaka fall kan ge ett mindre härd djup än vad som angetts för materialet (figur II). Nya material som tilläts appliceras i tjocka skikt och nya lampor där den rekommenderade härdningstiden är kort gör att man bör prova ut härdningsdjupet för de material- och lampkombinationer som används så att man är säker på att härdningen blir tillräcklig.

Härdning av polymerbaserade fyllningsmaterial innebär en uppvärmning i och omkring kaviteten eftersom polymerisationsreaktionen är exoterm. Detta kan medföra en potentiellt skadlig uppvärmning av pulpan. Medan uppvärmningen direkt intill fyllningsmaterialet kan vara relativt stor, till över 60 °C, minskar ett skyddan-



Figur II Härd djup (mm) för en universell komposit mätt för tre LED-härdlampor vid kort (lamptillverkarens rekommenderade tid) och lång (komposittillverkarens rekommenderade tid) härdningstid, och för en halogenlampa (referens). Data från NIOM.

TABELL 1. Undersökta material. Sammansättning enligt tillverkarnas uppgifter.

| Material | Typ | Kod | Tillverkare | Sammansättning | | |
|--------------------|-------------|------|---|--------------------------------|--|--------|
| | | | | Monomer | Fyllning | |
| | | | | | Sammansättning | Vol. % |
| Filtek™ Supreme XT | nanofill | FIL | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA | Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA | Aggregerade SiO ₂ /SrO ₂ kluster (0,8–1,4 µm) och icke aggregerad SiO ₂ (20 nm) | 59,5 |
| Grandio | nanohybrid | GRA | Voco, Cuxhaven, Tyskland | Bis-GMA, TEGDMA | Fluorsilikatglas, SiO ₂ (microfiller < 1 µm, sfärisk nanofiller < 5 nm) | 71,4 |
| Kalore | nanohybrid | KAL | GC Corporation, Tokyo, Japan | UDMA (DuPont), DMA, UDMA | Prepolymer (inkl. 400 nm SrO ₂ och 100 nm lantanoid fluorid). F-Al-silikat (700 nm), Sr-Ba-glass (700 nm), SiO ₂ (16 nm) | 69 |
| MI Flow | nanohybrid | MIF | GC Corporation, Tokyo, Japan | UDMA, DMA | Sr-glas, lantanoid fluorid, SiO ₂ (medelstorlek = 700 nm) | 40 |
| Tetric EvoCeram® | nanohybrid | TET | Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein | DMA, prepolymer (copolymer) | Ba-glas, YbF ₃ , blandad oxid, prepolymer. Storlek på oorganisk filler: 40–3000 nm, medelstorlek 550 nm | 53–55 |
| Venus® Diamond | nanohybrid | VED | Heraeus Kulzer, Hanau, Tyskland | TCD-DI-HEA, PE-tvåbindare | Ba-Al-F-silikatglas < 20 µm SiO ₂ (5 nm) | 64 |
| Filtek™ Z250 | mikrohybrid | Z250 | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA | Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA | SiO ₂ , ZrO ₂ , partikelstorlek 0,01–3,5 µm, medelstorlek 0,6 µm | 60 |
| Durafill® VS | mikrofill | DUR | Heraeus Kulzer, Hanau, Tyskland | Bis-GMA, UDMA, TEGDMA | SiO ₂ (20–70 nm); prepolymer < 20 µm. SiO ₂ i prepolymer: 32 wt.%. | 66 |

de dentinlager temperaturstigningen i omkringliggande vävnad betydligt. Fyllningsmaterialet, lamptyp och effekt samt härdningstid påverkar också uppvärmningen.

LABORATORIEUNDERSÖKNINGAR

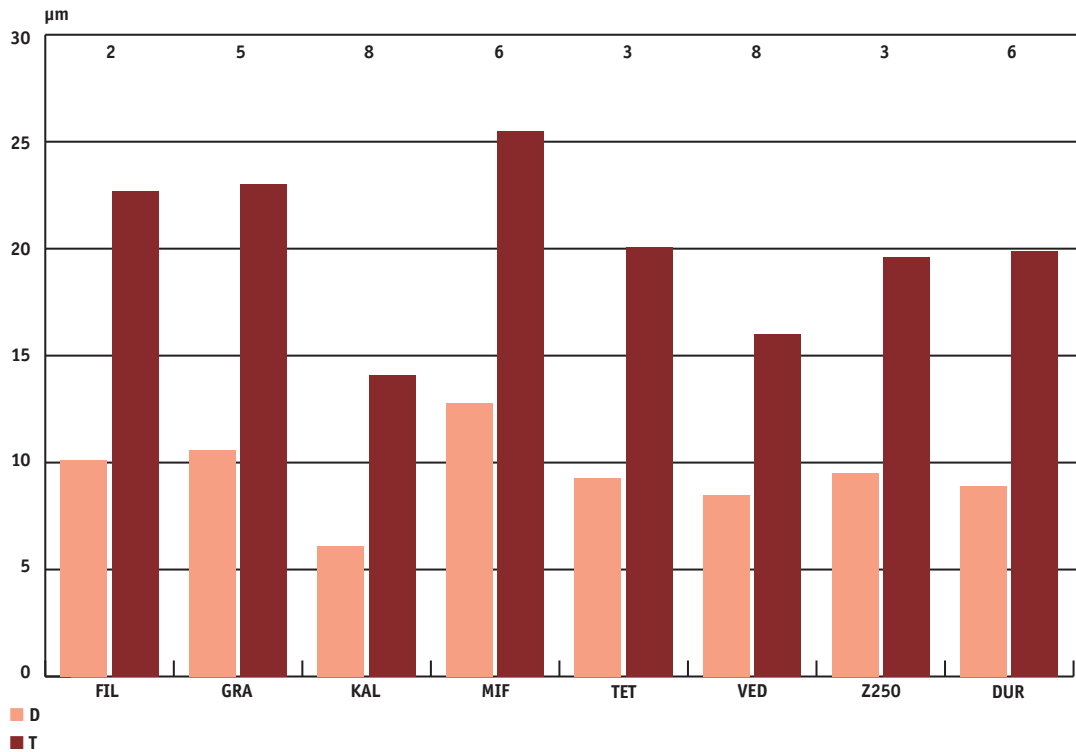
Så här långt har man i laboratorieförsök inte lyckats simulera de mycket komplexa *in vivo*-villkor som fyllningar utsätts för. Dessutom spelar patient- och tandläkarfaktorer en viktig roll, något som inte är tillräckligt utrett. Sekundärkaries och fyllnings- eller tandfrakturer är de vanligaste orsakerna till att större tandfyllningar ger vika. Komplikationer i form av spaltbildning är hypotetiskt relaterat till fyllningarnas kontraktion, som är beroende av polymermaterialet, fyllningsmetod, kavitetens storlek och inte minst bindningen till kaviteterna. Risken för fraktur kan på samma sätt anses relaterad till kompositens mekaniska egenskaper och till bindningen till kaviteterna. Därför finns det all anledning att undersöka nya kompositmaterial *in vitro* med fokus på polymerisationskontraktion och mekaniska egenskaper. Detta blir belyst i undersökningar av 6 olika nanokompositer och jämförs med konventionell mikrohybrid och mikrofillkomposit ovan (tabell 1).

Polymerisationskontraktion

Nanokompositer marknadsförs ofta som lågkrympande material utan att det finns tillräcklig dokumentation för påståendet. Liksom de konventionella kompositerna innehåller nanokom-

positer dimetakrylat. Under polymeriseringen reduceras de intermolekylära avstånden genom reaktion av C=C dubbelbindningar till C-C enkelbindningar (figur 1). Krympningen medför spänningar i materialet när gelfasen är nådd, det vill säga när materialet gradvis mister flytegenskaperna och transformeras till ett material med elastiska egenskaper. Med tilltagande post-gelkontraktion ökas också polymerisationsspänningen och kompositens elasticitetsmodul stiger mycket snabbt. De kliniska konsekvenserna kan vara tand- och kavitetsdeformation, försvagad bindning till kavitetens väggen, postoperativ sensibilitet och läckage.

En praktisk metod för bedömning av kompositers adaptation till kaviteten är att mäta spaltbildningen mellan fyllningsmaterialet och standardiserade dentinkaviteter med och utan bonding [10–12]. På det sättet får man en samlad bild av effekten av polymerisationskontraktion, spänning och elasticitetsmodul. Spaltbredden mellan de åtta undersökta kompositmaterialen och dentin- eller Teflon-kaviteter, mätt vid kavitetens kanta 15 minuter efter ljusaktivering utan bondingmaterial visas i figur III (se nästa sida). Spaltbredden i Teflon är cirka dubbelt så stor som i dentinkaviteter utan adhesiv. Detta visar att dentin med »smear layer« har en viss adhesionseffekt, men är inte kliniskt relevant. Spaltbredderna i båda kavitetensmaterialen är för övrigt relativt bra korrelerade. Antalet restaureringar utan spaltbildning efter bindning med samma självetsande bondingmaterial var



Figur III
Maximal spaltbredd mellan icke-bondade fyllningar och cylindriska kaviteter i dentin (D) eller Teflon (T). Siffrorna över kolumnerna representerar antal spaltfria restaureringar (av 8 för varje material) i dentinkaviteter där det har använts iBond SE. Genomsnittlig kavitetsdiameter är 4,2 mm.

inte korrelerat med värdena för kantadaptation i icke-bundna och adhesivt bundna kompositer (figur II). Detta enkla försök visar att polymerisationskontraktionen *per se* inte beskriver kavitets- och kantadaptationen tillräckligt.

Eftersom dessa kavitetsförsök inte är lämpliga för att bedöma enstaka materials- och teknikparametrars inflytande på den samlade effekten, är det lämpligt att bestämma kontraktionen, spänningen och elasticitetsmodulen separat. Polymerisationskontraktionen bestäms ofta enligt Arkimedes princip, en metod som inte är praktiskt relevant eftersom den omfattar både pre- och post-gelkontraktionen. Det är lämpligare att mäta post-gelkontraktionen, alltså den del av den totala processen som medför elastiska spänningar i materialet. Kontraktionen och spaltbredden i icke-bundna dentin- och Teflon-kaviteter visade god korrelation. Det visar att spaltmätningar under dessa experimentella förutsättningar speglar effekten av post-gelkontraktionen vilket kan vara en enkel indikator för spaltbildning.

Mekaniska egenskaper

Kompositernas styvhet, som beskrivs med elasticitetsmodulen (E-modul), tilltar mycket snabbt

under polymeriseringen. Därför måste E-modulen anses vara en viktig parameter med inflytande på fyllningars adaptation till kavitetsväggar och kanter [13]. Femton minuter efter ljusaktivering var nanohybridplast GRA med 71,4 volymprocent fyllning det styvaste materialet, medan mikrofiller DUR samt KAL, MIF, TET och VED uppvisade betydligt mindre styvhet. Speciellt demonstrerade »flowable«-materialet MIF att dess höga polymerisationskontraktion och spänning kompenseras med liten styvhet, vilket visar sig som tämligen tillfredsställande kantadaptation i bundna kaviteter. Av hänsyn till kompositfyllningars mekaniska resistens ska däremot styvheten hos plast vara stor i det färdighärdade materialet eftersom material med liten styvhet deformeras kraftigare under funktionella belastningar än material med hög styvhet.

Drag- och böjhållfasthet hos kompositfyllningar är relativt gott korrelerade. Mikrofillkomposit med huvudindikationen klass III- och v-defekter har låg styrka, medan de flesta mikrohybridens draghållfasthet är 2–3 gånger högre. Gruppen av undersökta nanokompositer hade antingen samma eller bara något lägre drag- och böjhållfasthet än referensmaterialet Z250 (mikrohybrid). Hög styrka är en viktig förutsättning

för att förhindra både bulk- och kantfrakturer i fyllningar.

Per definition är brottseghet (fracture toughness) ett mått på stressintensiteten vid spetsen av en spricka (crack), varifrån sprickan uppstår och fortplantar sig ner igenom ett material [14]. Defekter på eller strax under ytan på restaureringen är utgångspunkter för spricktillväxt under funktionella belastningar. Låg brottseghet anses vara en av orsakerna till abrasion, eftersom man antar att abrasionen är kopplad till mikro-sprickor under ytan, vilka medför små frakturer och substansförlust av materialet [15]. När det gäller de sex nanokompositerna och två av referensmaterialen hade alla nanokompositerna signifikant högre brottseghet än mikrofillkompositen, men hade moderat mindre brottseghet än mikrohybridreferensen. Brottseghetsvärdena är endast svagt korrelerade med andra mekaniska parametrar.

Hårdhet hos kompositmaterial kan mätas med olika metoder. I de flesta fall anger tillverkarna Vickers (VHN) eller Knoop (KHN) hårdhetstal. Det är en god korrelation mellan drag- och böj-hållfasthet samt E-modul å den ena sidan och KHN å den andra. I överensstämmelse med Li et al [16] konstaterades ett mycket gott samband mellan KHN och elasticitetsmodulen. Därför kan man med stor sannolikhet utgå ifrån att ju högre ythårdheten är, desto högre är materialets styvhet.

Abrasion av fyllningsmaterial indelas ofta i antagonistabrasion, livsmedelsabrasion och abrasion genom tandborstning. Den sista typen kan enkelt undersökas genom mekaniska rörelser av en tandborste. Vid laboratorieförsök, där man borstade komposit med kalciumkarbonat i vatten, fann man stor skillnad mellan komposittyperna [17]. Efter 50 000 borstcykler, motsvarande cirka fem års tandborstning, visade mikrofillmaterialet DUR och mikrohybridkompositen Z250 omkring 200 µm substansförlust. Däremot var förlusten för nanofillmaterialet FIL och nanohybriderna GRA och VED mindre än 100 µm. Nanohybriderna med prepolymer (KAL och TET) visade betydligt större substansförlust. De flesta av de undersökta kompositerna visade endast svagt förhöjd ytråhet när försöket avslutades.

Generellt sett skyddar material med högt filernehåll och samtidigt litet avstånd mellan grannpartiklar fyllningarna bättre mot abrasion. Detta samband ligger till grund för utvecklingen av moderna mikrohybridkompositer, som enligt kliniska långtidsundersökningar ger betydande motstånd mot livsmedelsabrasion. Kliniska observationer tyder på att nanokompositer har ett praktiskt tillräckligt högt motstånd mot livsmedelsabrasion, medan vissa material med prepolymer partiklar uppvisar ett något lägre abrasionsmotstånd [18, 19].

Putsning av kompositfyllningar sker med oli-

ka metoder och instrument, till exempel puts-skivor, mycket finkorniga diamantinstrument, diamantpastor och silikon- eller resinimpregnerade abrasiver. De undersökta nano- och referenskompositen visade relativt liten råhet (nästan alla mindre än 0,15 µm ytråhet, R_a) efter putsning med Sof-Lex-skivor eller olika diamantputsinstrument. Enligt Bollen et al [20] är en råhet på 0,2 µm R_a ett gränsvärde för kliniskt acceptabla ytor. Först vid större råhet var det en ökande risk för plackackumulering och missfärgning.

Sammanfattning om egenskaper

Nanokompositerna är inte nödvändigtvis nya revolutionerande produkter. Studier visar att egenskaperna hos kompositer av typerna mikro- och nanohybrid är rätt lika. Den generella teknikutvecklingen bidrar också till utveckling och förbättring av dentala material. Med nanofillkomposit, som innehåller både nanokluster och åtskilda nanopartiklar, har man funnit en lovande väg, speciellt när det gäller putsning och permanent släta ytor. Polymerisationskontraktionen är inte en kvalitetsparameter i sig, men måste bedömas i samband med kontraktions-spänningen och E-modulen. Skillnaden mellan mikrohybrider och de nyare kompositerna som innehåller nanopartiklar är i stort sett marginell och indikationerna för nanokompositer är huvudsakligen desamma som för mikrohybridmaterial.

LÄCKAGE OCH BIOKOMPATIBILITET

Det är känt att det sker läckage av monomerer, tillsättningsämnen och degraderingsprodukter från fyllningsmaterial i vatten, organiska lösningsmedel eller simulerade fysiologiska lösningar [21–24]. Läckagen kan komma från restmonomerer och andra fria ämnen i det härdade materialet samt från enzymatisk och hydrolytisk degradering och delvis också från mekaniskt slitage av fyllningsmaterialet. Laboratiestudier visar att det största läckaget sker snabbt efter härdningen och att mängden utläckt material avtar kraftigt efter endast några få timmar. Enstaka *in vitro*-undersökningar visar mätbara mängder monomer som läcker ut ur kompositer även efter ett år [25]. Dessa studier är dock gjorda i etanol och läckaget kan bero på en degradering av produkten och inte läckage av restmonomer. Det är fortfarande inte utrett vilka kliniska effekter dessa läckage eventuellt kan ha. *In vitro*-cellstudier av läckageprodukter från dentala material [26] och av rena metakrylater [27, 28] visar cytotoxiska effekter, även vid låga koncentrationer [29]. Ändå säger antalet rapporterade biverkningar att det är få negativa hälsoeffekter av polymerbaserade fyllningsmaterial [30].

Läckage och påverkan av substanser som kan efterlikna könshormoner (xenoöstrogener, hor-

»Med nano-fillkomposit ... har man funnit en lovande väg, speciellt när det gäller putsning och permanent släta ytor.«

Artikeln är översatt från norska av Nordisk Översättergrupp, Köpenhamn.

monhjärmare) från dentala material har diskuterats i många år [31]. Dessa komponenter kan komma från degraderingsprodukter eller från tillsatsämnen. Bisfenol-A (BPA) återkommer ständigt i dessa diskussioner eftersom den utgör kärnan i monomerer som Bis-GMA. Det visar sig att degradering till BPA är liten från Bis-GMA. Senare översiktsartiklar uttrycker att det inte finns anledning till oro för att negativ påverkan från BPA från polymerbaserade dentala material ska överstiga nyttovärdet av materialen [32, 33].

ENGLISH SUMMARY

Contemporary tooth-colored filling materials
 Hilde B Molvig Kopperud, Werner Finger and Preben Hørsted-Bindslev
Tandläkartidningen 2011; 103 (1): 88-94

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.

REFERENSER

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/s00784-010-0446-2. 2010 Jul 20. Epub ahead of print.
9. Kopperud HM, Derand T. *Plastfyllinger og nanoteknologi.* Aktuel Nordisk Odontologi 2008, s 101-110. Munksgaard Danmark, København, 2008.
10. Asmussen E. 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: 203-10.
12. Takahashi H, Finger WJ, Wegner K, Utterodt A, Komatsu K, Wöstmann B, Balkenhol M. 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 A, 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, Hisamitsu H, Komatsu M. 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 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, Kümmmerer 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, Lilleas EM, Dahl JE. 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, Rengo S. 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.* Uni Helse 2010 (http://helse.uni.no/upload/arsr_2009.pdf).
31. Olea N, Pulgar R, Pérez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, Pedraza V, Soto AM, 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.

SKÖNT:

NÄR DET KOSTAR MINDRE ATT LIGGA PÅ TOPP

Precisionsfräst implantatbro med proteständer
där allting ingår.

Helkäke vinklad skruvkanal:

16.125 kr

Helkäke rak skruvkanal:

14.125 kr

Priset inkluderar: Precisionsfräst bro, temporär cylinder, labbanalog, protetikskruv, proteständer och tandtekniskt arvode. Erbjudandena kan ej kombineras med andra erbjudanden, avtal eller rabatter och gäller tom. 2011-05-30



ATT DET FINNS EN FLEXIBEL PARTIALPROTES 7800 KM NÄRMARE DIG

FRÅN 899 KR

Våra Valplast-protiser produceras i Sverige och leveranssträckorna blir kortare. Betydligt snabbare, enklare och miljövänligare än om du beställer från Kina. (Som ligger ungefär 7800 km bort räknat från Shanghai). Leveranstid 5 arbetsdagar. Ring oss så skickar vi kartonger och returpostlappar

