

---

# Komposit och ljushärdning – en översikt

ULF ÖRTENGREN

Ljushärdande komposit är per idag det dominerande materialet vid direkt fyllningsterapi. Detta främst beroende på kompositmaterialens estetiska egenskaper, fördelen av en adhesiv förankring samt mindre avverkning av tandsubstans. Lyckandefrekvensen för kompositfyllningar, även posteriort, är idag också likartad med amalgamets<sup>1, 2</sup>. Antalet material, liksom antalet ljushärdningslampor växer ständigt. Trots alla nya material är dock fortfarande mycket av grunden i kompositmaterialen likartad med tidigare. Detta kapitel skall försöka ge en kort översikt beträffande kunskapsläget vad avser kompositmaterial samt ljushärdning.

## Komposit

### Uppbyggnad

Komposit är ej ett unikt material inom tandvården utan betecknar ett material bestående av 2 faser, ej lösta i varandra. En fas består av en sammanbindande/stressupptagande komponent medan den andra fasan består av ett förstärkningselement<sup>3</sup>. Dentala kompositmaterial består av en metakrylatbaserad polymermatris och inkorporerade fillerpartiklar eller fibrer som förstärkningsmaterial. Dominerande monomerer är fortfarande den aromatiska Bis-glycidyl-dimetakrylat (Bis-GMA), tillsammans med uretan-dimetakrylat (UEDMA) och trietylen-glykol-

dimetakrylat (TEGDMA), men även andra metakrylater förekommer<sup>3</sup>. UEDMA är, på grund av sin alifatiska (raka) struktur, inte så rigid som Bis-GMA och tillsatsen av den förstnämnda har ökat i moderna kompositerna, främst på grund av en förmodad ökning av konversionsgraden (antalet omsatta dubbelbindningar)<sup>3</sup>. Även en ökning av fillerhalten möjliggörs. TEGDMA, eller andra metakrylater med lägre molekylvikt, är tillsatta främst för att möjliggöra inblandning av tillräcklig mängd filler<sup>3</sup>. Monomerna är bi- eller multifunktionella (har reaktiva bindningar åt två eller flera håll) för att skapa ett tvärbundet, tredimensionellt nätverk. Utvecklingen av monomerer återspeglas i förekomsten av en del nyare material som innehåller multifunktionella SiO<sub>2</sub>-baserade monomerer med funktionella metakrylatgrupper (ormocerer) eller andra funktionella grupper till exempel siloraner<sup>4</sup>. Användningen av multifunktionella monomerer minskar polymerisationskrympningen, som hos kompositmaterial med bifunktionella monomerer kan uppgå till 1.5-5 vol%<sup>5</sup>. En annan effekt är att halten restmonomerer förmodas minska och därmed läckaget av lågmolekylära restmonomerer efter polymerisation. Detta kan leda till mer stabila material med lägre degradering och bibehållna mekaniska och fysikaliska egenskaper över tid<sup>2</sup>. Fillerhalten i moderna kompositmaterial ligger mellan 57 och 70 %/volym<sup>3</sup>. Fillerpartikelstorleken har i moderna material minskat jämfört med tidigare och många av de moderna kompositerna är i dag att beteckna som mikrohybrid eller nanohybrid material. (V.g. se kapitlet Plastfyllningar og nanoteknologi s. 101). Utvecklingen beror bland annat på ökade estetiska krav kombinerat med bra mekaniska egenskaper.

Fiberkompositerna används för närvarande i mindre utsträckning inom tandvården trots förbättrade mekaniska och fysikaliska egenskaper jämfört med dentala fillerkompositerna. Eftersom fibrerna kan orienteras kan materialet ges speciella hållfasthets-egenskaper beroende på fiberriktningens förhållande till belastningsriktningen. Fibrerna kan dessutom packas tätt vilket ger låg eller mycket låg krympning. För direkt fyllningsterapi har

dock denna typ av komposit hanteringsmässiga begränsningar. Inom protetiken har fiberarmerade konstruktioner med glas- eller kolfibrer visat sig användbara vid fasta och avtagbara konstruktioner<sup>6</sup>. Övriga viktiga tillsatser i kompositmaterial är inhibitorer, initiatorer, aktivatorer, stabilisatorer samt färgämnen. Inhibitorer tar upp de fria radikaler som spontant bildas i ett kompositmaterial under lagring och bestämmer således materialet lagringstid men har även en funktion vid polymeriseringen då de styr polymerisationshastigheten initialt.

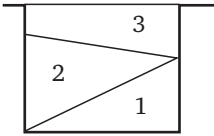
### Ljushärdning

Dental kompositmaterial har sedan början av 80-talet främst härdats med hjälp av blått ljus (våglängd 380-500 nm). Detta ger ett gott resultat förutsatt att ljusets väg från spets till material är kort och att tiden för polymerisation är tillräcklig (den tid som kompositfabrikanten uppger rekommenderas). Även färgen på kompositen och dess chroma är av betydelse, varför således en gul och mörk komposit (ex. B4 enl. VITA skalan) kräver något längre tid för att nå samma polymerisationsgrad som en ljusare (ex. A2). Kamferkinon (guldfärgad) är den vanligast använda initiativator men även phenylpropadion (PPD) förekommer, främst i mycket vita kompositer. Initiativatorerna reagerar på det blå ljusets våglängd och bildar de fria radikaler som är förutsättningen för additionspolymerisation. Radikalerna reagerar med metakrylatgruppens dubbelbindning varvid en kedjereaktion startar och ett tredimensionellt nätverk bildas av tvärbundna växande polymerkedjor. Polymerisationen avstannar när två växande kedjor med var sin fria elektron reagerar med varandra under bildandet av en kovalent bindning (terminering). Reaktionen kan dock avstanna tidigare om vatten tillförs, syre inhiberar reaktionen (vilket främst sker på ytan) eller avståndet till nya monomerer är för stort. Då monomererna är di- eller multifunktionella talar man om polymerisation i termer av konversionsgrad („degree of conversion“) men också som antalet omsatta monomerer (om-

sättningsgrad). Den tidigare betecknar antalet dubbelbindningar som vid polymerisation konverteras till enkelbindningar (ca. 70-75 % vid ljushärdning om förutsättningarna är optimala)<sup>3</sup>. Förutsättningar som polymerisationstid, avstånd till ljusledarspets, intensitet mm är viktiga för polymerisationen. Omsättningsgraden betecknar antalet omsatta monomerer efter polymerisation. Ca. 3 % restmonomerer har beräknats finnas kvar i materialet men kan vara något högre beroende på polymerisation, material etc.<sup>3</sup>

De lampor som vanligen används vid ljushärdning är av typen QHT (Quartz-tungsten-halogen) eller LED (Light emitted diod) typ men även plasmalampor och laser förekommer (dock i liten utsträckning). QHT-lampan är den som varit längst i bruk och har fördelarna av att vara beprövad, ha ett brett våglängdsspektrum (härdar därmed alla komposit) men är energiineffektiv då mängden värme som bildas är stor i förhållande till ljusmängden. LED-lamporna utnyttjar energin mer effektivt och dess smalare våglängdsområde förmodas ge en bättre och snabbare polymerisation<sup>3</sup>. Dock kan problem uppstå på grund av det smala våglängdsområdet om en komposit med initiators PPD skall användas. I dessa fall bör lamp- och kompositfabrikanterna tillfrågas om kompatibiliteten. Ett annat problem som kan observeras med vissa LED-lampor är uppkomst av koncentriska ringar med ljusare och mörkare fält. Dessa uppkommer vid ett ökat avstånd mellan spets och material vilket gör att man bör vara observant och hålla spetsen så nära ytan som möjligt. Våglängdsområdet ligger i området 380-500 nm (QHT) eller ≈430-490 (LED). Ljusintensiteten från lampan („power density“) skall vara över 350 mW/cm<sup>2</sup>, vilket bör kontrolleras regelbundet med en ljusmätare. Vidare är polymerisationstiden viktig, vilken påverkar den så kallade „energy density“. Med „energy density“ menas polymerisationstiden × „lampans intensitet“, vilken har stor betydelse för konversionsgraden och materialegenskaperna hos den färdiga produkten<sup>7</sup>.

Ett resultat av polymerisationen är den krympning som sker i



**Figur 1.** Exempel på uppbyggnad av en kompositfyllning enligt skikttekniken.

kompositen. Detta skapar en spänning såväl i materialet, som i bindningen till tanden och i tanden självt<sup>5,8</sup>. Resultatet kan bli en sämre bindning mellan tand och komposit samt besvär med uppkomna spänningar i tanden. Spänningens storlek är beroende av ett flertal faktorer som incereringsteknik, ljushärdning, samt materialet självt. Som exempel på det sistnämnda kan nämnas att kompositerna med hög E-modul (styvhet) i förbindelse med hög volymkontraktion skapar en hög spänning<sup>5</sup>. Material med något lägre E-modul och prepolymeriserade „kluster“ har däremot visat sig utveckla mindre spänningar<sup>9</sup>. En viss reducering av spänningen sker vanligtvis via en viskoelastisk deformation i materialet samt genom vattenuptag. Appliceringstekniken av kompositmaterialet är en mycket viktig faktor, och det rekommenderas generellt en skiktteknik med max 1.5 mm tjocka lager lagda i snedplan vid klass II såväl som vid klass I fyllningar (Fig. 1). Detta för att minska C-faktorn (kvoten mellan bunden respektive fri yta) och därmed spänningen<sup>8</sup>. Beträffande ljushärdningen, har en hög intensitet visat sig ge högre konversionsgrader men med detta kan också följa en ökad spänningen på grund av ökad tvärbinding. Asmussen & Peutzfeldt fann dock, att hög ljusintensitet från lampan kan ha positiv effekt på krympningen om nivån på „energy density“ hålls konstant<sup>7</sup>. Försiktighet vad gäller en applikation av resultatet generellt på grund av olikheter i monomerstrukturen mellan olika material tillrådes dock<sup>7</sup>.

Två tekniker har föreslagits för att motverka krympspänningen, dels härdning under lägre tid med lägre intensitet, dels med en ökande ljusintensitet under en given tidsperiod. Detta skulle förskjuta den så kallade „gelpunkten“ och ge materialet tid att relaxera<sup>5,8</sup>. Det kan konstateras att problemet med polymerisationskrympningen är svårt att komma tillrätta med i dagsläget

och det finns för närvarande inga riktigt bra lösningar hante-ringsmässigt. Varje tandläkare bör dock vara uppmärksam på problemet och arbeta utifrån detta<sup>8</sup>.

Det har diskuterats om polymerisationsreaktionen, som är exoterm, tillsammans med den värme som utvecklas vid lamp-spetsen kan ge upphov till pulpapåverkan. Flytande kompositer har visat sig ge en större värmeökning jämfört med ordinära kompositer. Då dentinet har en isolerande förmåga har risken för pulpapåverkan ändå bedömts som liten, men tandläkare bör vara medvetna om det finns en risk vid mycket tunna pulpanära dentinväggar om en lampa med hög intensitet används<sup>10</sup>. För att ytterligare förbättra polymerisationsgraden har en förvärmning av kompositen föreslagits, då en ökad värme ger minskad visko-sitet samt ökad monomer och radikal mobilitet vilket leder till en ökad polymerisationsgrad<sup>11</sup>. Några generella slutsatser av detta bör dock ännu ej dras och om förvärmning används skall denna ske kontrollerat och kan ej utföras med alla kompositer, varför fabrikanter alltid skall tillfrågas<sup>11</sup>.

## Korta kliniska råd

- Kontrollera ljusintensiteten på lampan regelbundet.
- Härda i skikt och tänk på C-faktorn.
- Håll spetsen nära ytan vid härdning och använd rekomen-derad tid (kompositfabrikantens).
- Viktigt: Använd bra ögonskydd då det blå ljuset kan skada ögat. Detta gäller speciellt vid smalare våglängdsområden och hög intensitet.

## LITTERATUR

- 1 Opdam N, Bronkhorst E, Roeters J, Loomans B. A retrospective study on longevity of posterior composite and amalgam restora-tions. Dent Mater 2007; 23: 2-8.

- 2 Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004; 29: 481-508.
- 3 Anusavice K. Philips' science of dental materials. 11th ed. Kap 15. Philadelphia: WB Saunders Comp.; 1996: 71-2.
- 4 Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21: 68-74.
- 5 Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005; 21: 36-42.
- 6 Kangasniemi I, Vallittu P, Meyers J, Dyer S, Rosentritt M. Consensus statement on fiber-reinforced polymers: current status, future directions, and how they can be used to enhance dental care. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 209.
- 7 Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 417-21.
- 8 Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7: 79-88.
- 9 Kleverlaan C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and contact stress of dental composites. *Dent Mater* 2005; 21: 1150-7.
- 10 Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent* 2005; 33: 593-602.
- 11 Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res* 2005; 84: 663-7.

