

Hammashoidon ja hammastekniikan komposiitit

Modernit täytemateriaalit ja kiinnityssementit perustuvat nykyisin hyvin usein reaktiivisiin metakrylaatteihin ja muihin monomeereihin, jotka valokovetuksen yhteydessä muodostavat kolmiulotteisen, kiinteän ja lujan matriksin. Jotta tällaisille polymeerisysteemeille saataisiin hammasteknisten ja hammaslääketieteellisten sovellusten kannalta riittävät biomekaaniset ominaisuudet (kuten kovuus, venytys- ja taivutuslujuus), on niissä silanoituina täytemateriaaleina esim. lasikuituja, erityyppisiä ja erikokoisia fillereitä. Komposiittien tulee luonnollisesti olla yhteensopivia kudosten kanssa. Tässä hammasteknisessä materiaalikatsauksessa valotetaan hammaslääketieteen komposiittien (yhdistelmämuovien) kirjoa ja keskeisiä kemiallisia sekä materiaalitek-nisiä ominaisuuksia hammastekniikan ammattilaisille.

Mistä komposiitit (yhdistelmämuovit) koostuvat?

Hammaslääketietessä käytetyt ns. yhdistelmämuovimateriaalit l. komposiitit koostuvat kovista epäorgaanisista filleripartikkeleista (täyteainepartikkeleista), jotka ovat silanoituneina kemiallisesti sidottuina resiniinimatriksin sisällä. Polymerisoitumaton komposiitti sisältää eräitä valittuja monomeereja (muodostavat resiniinimatriksin), initiaattorisysteemin, inhibiittorin ja väripigmenttejä halutun värisävyn aikaansaamiseksi. Komposiittiin elimellisesti kuuluvat filleripartikkelit ovat tyypillisesti kvartssia, zirkoniumdioksidia, bariumlasia ja/tai amorfista piidioksidia. Komposiitit saadaan kovetettua tavallisesti sinisen ja ultraviolettialueen valolla käyttäen riittävää valointensiteettiä. Näin saadaan aikaan polymeroitunut komposiitti, jolla on hyvät lujuusominaisuudet hammastekniikan ja hammaslääketieteen klinisten vaatimusten kannalta.

Kovettamattomat komposiitit sisältävät initiaattoreita, jotta monomeerien polymeroitumisreaktiot saadaan kontrolloidusti käynnistymään. Tällaisia initiaattoreita ovat tavallisesti kamforikinoni ja eräät amiinit. Komposiitit sisältävät myös kemiallisia inhibiittoreita, joita po-

meerit ovat lyhenteineen ja systemaattisine nimineen: bis-GMA (bis-fenoli-A-diglysidyylidimetakrylaatti; Kuva 2), EGDMA (etyleeniglykolidimetakrylaatti), TEGDMA (trietyleni-glykolidimetakrylaatti) ja UEDMA (uretaanidimetakrylaatti). Bis-GMA on olomuodoltaan hyvin viskoosia, lähes tervamaista. Sen ohentamiseen käytetään tavallisesti nk. ohennemonomeereja, esim. EGDMA tai TEGDMA (Taulukko 1).

Sanomalehtikirjoituksissa ja puhekielessä on virheellistä puhua 'muovi-paikoista'. Kuten tässä esityksessä tulee ilmi, on moderneista yhdistelmämuovil. komposiittitäytemateriaaleista suurin osa (n. 60-70 massa-%) itse asiassa epä-

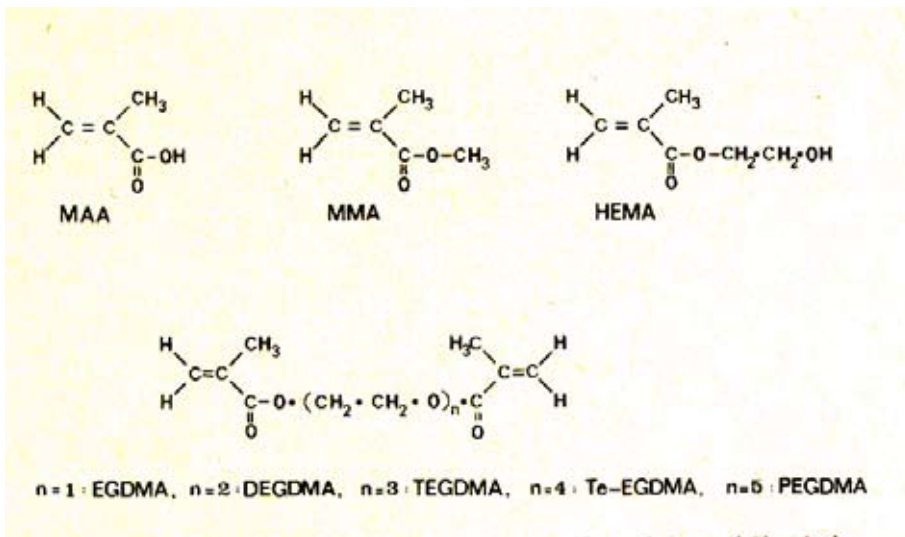
Taulukko 1: Hammaslääketieteen ja hammastekniikan komposiiteissa käytettyjä tyypillisiä monomeereja. Nimet englanninkielisiä, lyhenteet sellaisenaan käytössä (Eystein Ruyter, NIOM, 1990).

Methyl methacrylate	MMA
Tetrahydrofurfuryl methacrylate	THFMA
Ethyleneglycol dimethacrylate	EGDMA
Triethyleneglycol dimethacrylate	TEGDMA
1,4-butanediol dimethacrylate	1,4-BDMA
1,10-decanediol dimethacrylate	1,10-DDMA
1,6-bis(methacryloyloxy-2-ethoxy-carbonylamino)-2,4,4-trimethylhexane	UEDMA
Trimethylolpropane trimethacrylate	TMPTMA
1,6-hexanediol diacrylate	1,6-HDDA
bis(acryloyloxymethyl)-tricyclo(5.2.1.0 ^{2,6})decane	DMTCDDA

lymeroitumaton komposiitti tarvitsee varastointistabiilisutta varten. Komposiitteja tulee myös säilyttää viileässä ja valolta suojattuna jääkaapissa. Ne tulee ottaa huoneenlämpötilaan 20-30 min ennen käyttöä notkistumaan.

Komposiittien resiniinimatriksi koostuu nestemäisistä orgaanisista monomeereista (Kuva 1). Käytetyimmät mono-

orgaanisia fillereitä ja lasia - tarkkaan ottaen mineraaleja. Eikö tällöin pitäisi – edelleenkin yhtä virheellisesti – puhua ennemminkin 'kivi-paikoista'?! Hammaslääketieteessä virallisesti käytettyä, sinänsä oikeasuuntaisesti suomennettua, mutta jokseenkin kapulakielenomaista sanaa 'yhdistelmämuovi' ei tunneta polymeeriteknologiassa eikä luonnon-



Kuva 1. Hammasteknisten komposiittien resiniatriksissa olevia monomeerejä. Kuvassa: MAA = metyyliakryylihappo (engl. methylacrylic acid), MMA = metyyliakrylaatti i. metyyliakryylihapon metyyliesteri (methylmethacrylate), EGDMA = etyleeniglysidyylidimetakrylaatti (ethyleneglycidylidimethacrylate), DEGMA = dietyleeniglysidyylidimetakrylaatti (diethyleneglycidylidimethacrylate), TEGDMA = trietyleeniglysidyylidimetakrylaatti (triethyleneglycidylidimethacrylate), Te-EGDMA = tetraetyleeniglysidyylidimetakrylaatti (tetraethyleneglycidylidimethacrylate) ja PEGDMA = pentaetyleeniglysidyylidimetakrylaatti (pentaethyleneglycidylidimethacrylate). (Eystein Ruyter, NIOM, 1990).

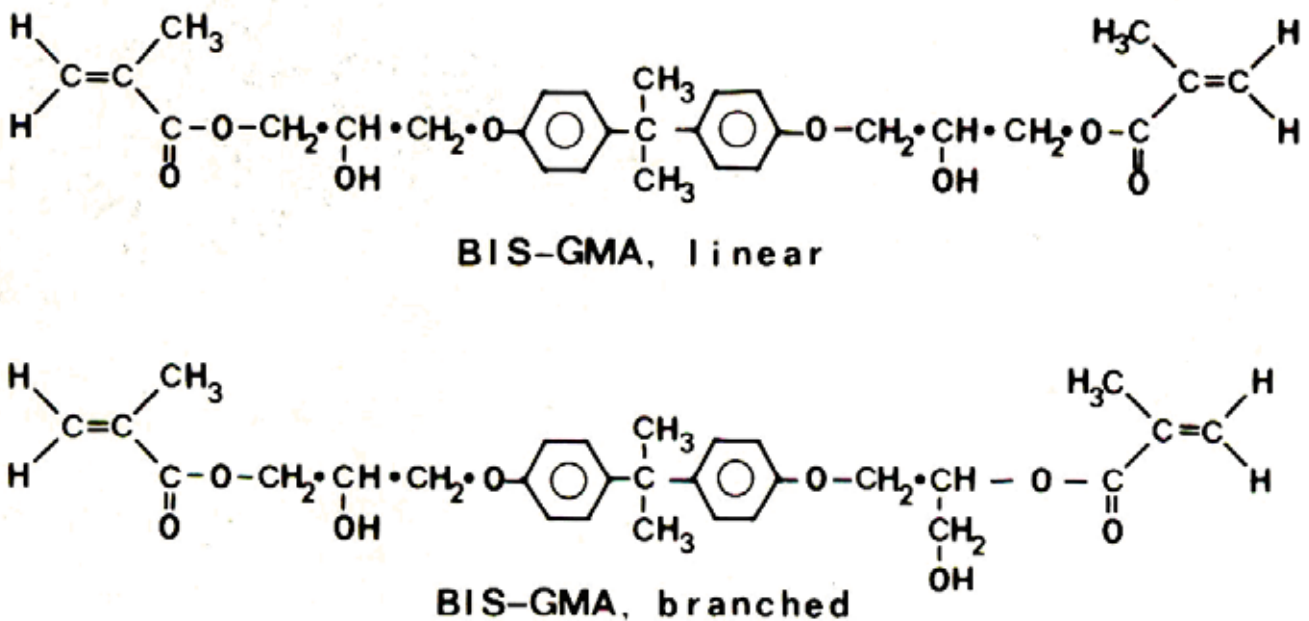
tieteissä. Kirjoittajan mielestä nykyään tulisi hammastekniikan ammattikielessäkin voida käyttää luontevasti suomenkieleen vakiintuneita termejä 'komposiittitaytemateriaalit', 'adhesiivit' (eikä 'sidosmuovit') ja 'komposiittisementit', joita tämä esitys suosii ja lukijoilleen suosittelee.

Mitä tarkoittaa polymeroituminen?

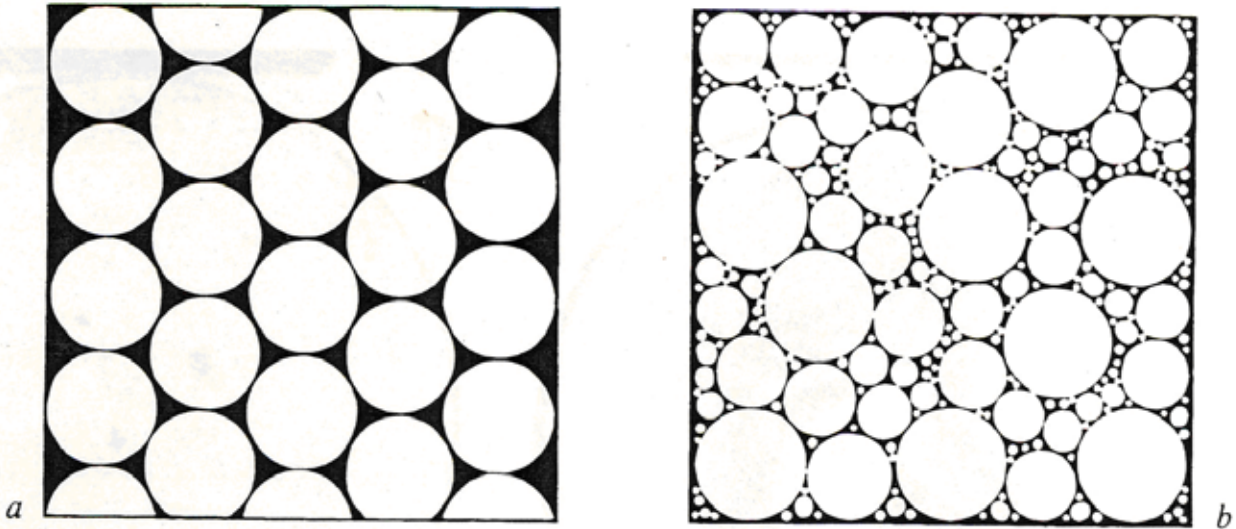
Polymerisoinnin eli 'kovettumisen' aikana dimetakrylaattimonomeerit, tarkemmin ilmaisten, niiden hiilihiilikaksoissidokselliset, $=\text{C}=\text{C}=\text{}$, päät liittyvät toisiinsa. Kaksoissidokset purkautuvat ja muuttuvat yksinkertaisiksi,

kovalenttisiksi ja samalla lyhyemmiksi hiili-hiilidoksiksi, $-\text{C}-\text{C}-$, josta ilmiöstä johtuu komposiittien kovetuskuistuminen. Reaktiossa dimetakrylaatit muodostavat 3-ulotteisen, voimakkaasti ristisilloittuneen molekyyliarakenteen. Kovetuskuistuminen on luokkaa 2-4 %, fillerit estävät kuitenkin tätä ilmiötä. Polymeroituminen etenee kontrolloidusti, samalla komposiittimassa tulee kuitenkin viskoosimmaksi. Tästä syystä vielä vapaat monomeerit saattavat estyä reagoimasta: komposiiteissa voi olla jopa 25-50 % sen sisältämien monomeerien dimetakrylaattiryhmistä osittain (tai kokonaan) reagoimattomina. Tämä vastaa ns. konversioasteena 75-50 %. Valmiiksi kovettuneessa hammaslääketieteen komposiiteissa on edelleen reagoimattomina n. 2-5 % sen alkuperäisistä monomeereistä.

Nykyään käytetään ennen kaikkea valokovetteisia (sinisen valon aallonpituudet) komposiitteja. Ne toimitetaan pastamaisina tai juoksevinä ja niissä olevien initiaattorien avulla niissä olevat monomeerit alkavat polymerisoida, jolloin siis komposiitit kovettuvat. Kliinisessä käytössä on myös kahtaiskovetteisia komposiitteja: ne kovettuvat valokovetuksella ja eräin itsestään käynnistyvin kemiallisin reaktioin. Valokovetteisilla komposiiteilla on yleensä rajoituneempi kovettumissyvyys ja mikäli komposiitti on väriltään hyvin tumma, se kovettuu vaikeammin syvissä kaviteeteissa.



Kuva 2. Hammaslääketieteen ja -tekniikan komposiittien keskeisin monomeerinen rakenneyksikkö bis-GMA voi esiintyä kahdessa molekyyliarakenteen muodossa: yllä bis-GMA:n lineaarinen i. suora molekyyli ja alla haaroittunut bis-GMA (Eystein Ruyter, NIOM, 1990).



Kuva 3. Filleripartikkelien osuuden vaikutus komposiittien kutistumiseen. a) Komposiitissa on vain yhdenkokoisia, suurehkoja fillereitä ja monomeerimatriksin osuus tilavuudessa on suuri. Tästä seuraa polymeroitaessa komposiitin havaittava kutistuminen. b) Komposiitissa on resiniinimonomeereja vähemmän ja sen sijaan runsaasti erikokoisia, hyvin pienikokoisia fillereitä täyttämässä 'tilaa': polymeroitumisen yhteydessä tämäntyyppinen komposiitti kutistuu vasemmanpuolista komposiittia selvästi vähemmän (J-F Roulet: Degradation of Polymers. Karger, Basel, 1987).

Hammaslääketieteen komposiittitäyte-materiaalityypit

Komposiitit voidaan luokitella viskositeetin ja fillerityypin (täytepartikkelityypin) perusteella. Fillerityypijaon perusteella on markkinoilla nykyään olemassa kaksi päätyyppiä: mikropartikkelikomposiitit ja hybridikomposiitit. Mikropartikkelikomposiittien fillereit koostuvat amorfisesta piidioksidista (SiO_2), ja filleripartikkelien keskimääräinen halkaisija on $0,04 \mu\text{m}$. Komposiittien filleripitoisuutta saatetaan haluta kasvattaa biomekaanisten ominaisuuksien parantamiseksi (Kuva 3). Tällöin komposiitivalmistaja voi sintrata filleripartikkelit halkaisijaltaan kokoluokkaa $0,07\text{--}0,2 \mu\text{m}$ oleviksi agglomeraateiksi. Vaihtoehtoinen lähestymistapa on käyttää komposiitissa amorfisen piidioksidin ohella hienonnettuja mikropartikkelikomposiittipartikkeleita. Kliinisen käytön kannalta tarpeellinen röntgenkontrasti saadaan aikaiseksi lisäämällä fillerien joukkoon atomipainoltaan raskaita siirtymämetallihalogenideja, kuten yttriumtrifluoridi (YF_3) tai ytterbiumtrifluoridi (YbF_3).

Valtaosa markkinoilla olevista hammaslääketieteen komposiiteista on hybridikomposiitteja, jotka määritelmänsä mukaan sisältävät osaksi kvartsi-, lasi- tai zirkoniumdioksidifillereitä (ZrO_2 eli zirkonia), halkaisijaltaan n. $1 \mu\text{m}$. Hybridikomposiitit sisältävät lisäksi amor-

fista piidioksidia. Näissä komposiiteissa fillerien osuus voi nousta $65\text{--}70 \text{ til-\%}$:iin. Niiden kliinisesti vaadittava röntgenkontrasti saadaan aikaan lisäämällä zirkoniumdioksidia, strontium- tai bariumlasia. Nykyajan teknologialla voidaan valmistaa pienemmän kokoluokan fillereitä kuin mikropartikkelit. Tällaiset nanokokoluokan filleripartikkelit ovat joko yksittäisiä, halkaisijaltaan $0,02\text{--}0,08 \mu\text{m}$ (eli $20\text{--}80 \text{ nm}$) tai agglomeroituneita, halkaisijaltaan $0,6\text{--}1,4 \mu\text{m}$ eli $600\text{--}1400 \text{ nm}$. Tätä kautta päädytään moderneihin ns. nanokomposiitteihin.

Komposiitit ja niiden viskositeetti

Hammaslääketieteen komposiitit voidaan ryhmitellä myös niiden juoksevyyden l. viskositeetin perusteella. Tällöin puhutaan ns. yleiskomposiiteista (universaalikomposiitit), juoksevista ns. flow-komposiiteista ja kondensoituvista komposiiteista. Täytemateriaalikomposiittien viskositeettia voidaan säädellä resiniinimatriksin monomeerien ja filleripartikkelien keskinäisiä massaosuuksia vaihtelemalla. Flow-komposiitit on suunniteltu varta vasten juoksevimmiksi, jotta niillä saadaan mm. kliinissä työskentelyssä parempi kontakti kaviteetin seinämiin. Kondensoituvat komposiitit ovat jähmeämpiä käsitellä. Tällaisten komposiittien esilämmitykseen on saatavissa erityisiä laitteita, joilla

komposiitit saadaan tarvittaessa työskentelyn ajaksi juoksevimmiksi.

Kemiallisesti mielenkiintoinen komposiittitäytemateriaalityyppi on ns. polyhappomodifioidut komposiitit, eli kompomeerit. Ne eroavat hybridikomposiiteista siten, että kvartsi- tai lasifilleri-partikkeleista osa on korvattu orgaaniseen happoon helposti liukoisilla fillereillä, jotka ovat kemiallisesti samantyyppiä kuin lasijonomeerissa. Tavanomaisen valokovetuksen jälkeen kompomeeri absorboi vettä syljestä, jolloin lasijonomeerin kemialliset kovettumisreaktiot käynnistyvät.

Hammastekniikan komposiitit

Hammasteknisessä työskentelyssä komposiitteja käytetään mm. eräiden metallisten tai nykyään yhä useammin lasikuituvahvisteisten tukirakenteiden täyspinnoituksessa. Eräistä käytössä olevista komposiiteista voidaan hammaslaboratoriossa valmistaa myös yksittäisiä laminaattikuoria, tukirakenteettomia kruunuja sekä onlay- ja inlay-rakenteita.

Käyttökohteita löytyy hammastekniikassa mm. kokonaan tai osittain pinnoitettavat lasikuituvahvisteiset sillat ja kruunut, kiinnikkeet, implanttien päälle rakenteet, teleskooppi- ja kartiokruunut sekä sidostettavat sillat.

Komposiitit paisuvat?

Useat hammaslääketieteen materiaalit absorboivat ajan myötä vettä syljestä. Komposiititkin absorboivat itseensä pienimolekyylistä vettä. Täten komposiitit ajan kuluessa laajenevat n. 0,2%. Ilmiötä kutsutaan hygroskooppiseksi laajenemiseksi (kreikaksi 'kosteaa' on 'hygros'). Hygroskooppinen laajeneminen riippuu komposiitissa käytettyjen monomeerien hydrofiilisyydestä (vesihakuisuudesta). Tiettyyn rajaan saakka laajenemisilmiöllä on onneksi suotuisa efekti. Laajeneminen poistaa polymerisaation aikana komposiitissa ja adhesiivisysteemissä tapahtuneita rakenteellisia jännityksiä ja esim. täytemateriaali liittyy kaviteetin seinämiin tiiviimmin.

Onko täysin kutistumattomia komposiitteja?

Hyvin tiheä komposiitti, jossa on hyvin runsaasti fillereitä mukana, kutistuu periaatteessa niukasti. Suuri hammashoidon tuotteiden valmistaja 3M ESPE on juuri tuonut markkinoille ”kutistumattoman taka-alueen täytemateriaalin”, jossa kovetuskuutuma on alle 1% ja joka on bioyhteensopiva. Uusi materiaali, nimeltään siloraani, perustuu epoksirenkaiden (l. glysidyylirenkaiden) avautumiseen: kolmirengasmaisessa epoksiryhmässä hiili-happi-hiili-sidos, -C-O-C-, katkeaa, ja avautuneet ryhmät polymeroituvat keskenään.

Ovatko hammashoidon komposiitit toksisia?

Voidaan todeta lukuisiin toksisuus-tutkimuksiin nojautuen, että käytössä olevat hammashoidon komposiittitäytemateriaalit eivät aiheuta ei-hyväksyttävää riskiä akuutteihin tai kroonisiin toksisuusvaikutuksiin. Polymerisoiduissa (kovettuneissa) komposiiteissa on vielä jonkin verran reagoimattomia metakrylaattiryhmiä. Niistä osa on komposiitissa edelleen vapaina monomeereina ja ne voivat diffundoitua komposiitin ulkopuolelle. Vapaat monomeerit ja mahdolliset esim. suurikokoisesta bis-GMA-molekyylistä lohjenneet, kemiallisesti vapautuneet molekyylinosat, joita vapautuu kuitenkin erittäin pieniä määriä, ovat syynä, että komposiitit ovat osoittaneet toksisia reaktioita laboratorio-olosuhteissa standardien mukaan suoritetuissa soluviljelykokeissa. Bis-GMA:sta saattaa kemiallisesti lohjeta ns. bis-fenoli-A tai sen johdannaisia ja

näillä saattaa olla ihmiskehon hormonasapainoa häiritsevä estrogeeninkaltainen efekti.

Ei ole kuitenkaan täyttä selvyyttä, olisiko niukoissa määrin vapautuvan bis-fenoli-A:lle tai sen kemiallisille johdannaisille altistumisella lopulta epäsuotuisaa vaikutusta ihmiskehon fysiologisiin toimintoihin. Toisaalta komposiittien pintakerroksissa saattavat reagoimattomat metakrylaattiryhmät muodostaa formaldehydia (HCHO), joskin nämä määrät ovat aivan olemattomia verrattuina syömissämme elintarvikkeissa esiintyvään pectiiniin, joka muuntuu myös vapaaksi formaldehydiksi elimistössä.

Entä allergiset reaktiot?

Monomeerikomponentit komposiittipinnoitemateriaaleissa, -täyteaineissa ja -sementeissä aiheuttavat allergisia reaktioita useammin hammaslaboratorio- ja hammashoitohenkilökunnalle kuin potilaille. Tämä johtuu luonnollisesti siitä, että hammasteknikot ja hoitohenkilökunta joutuvat käsittelemään polymerisoitumattomia komposiittimateriaaleja. Kaikkien akrylaattityyppisten monomeerien on raportoitu aiheuttavan allergiaa. Useimmiten kyseessä ovat viivästyneet yliherkkyysoireet. Potilailla saattaa esiintyä nokkosihottuman kaltaisia ihoreaktioita suun ja kaulan ympäristössä tai punajakälän (*lichen planus*) kaltaista muutosta limakalvoilla sementointihoitotoimenpiteiden ja komposiittitäyteaineiden käytön yhteydessä. Tällaiset reaktiot vähenevät vapaiden, reagoimattomien monomeerien vapautumisen vähetessä.

Eräät hammasteknikoidenkin työskentelymateriaalit ovat komposiittipohjaisia, joten kertakäyttösuojarahanskojen käyttö koko työskentelyn ajan on ensiarvoisen tärkeää. Hammashoitajilla kontaktiallergisiet reaktiot ilmenevät usein sormissa, jolloin oireina ovat erilaiset haavaumat, ihon halkeilu, punoitus ja ihottumat.

On syytä suhtautua luontevasti mutta samalla vakavasti käytettäviin materiaaleihin ja tutustua huolellisesti niiden käyttöohjeisiin ja käyttöturvallisuustiedotteisiin oikean, turvallisen työskentelytavan varmistamiseksi hammaslaboratorioissa.

Jukka Pekka Matinlinna

Dosentti
Turun yliopisto,
Hammaslääketieteen laitos
Vieraileva tutkija NIOM, Oslo

E-mail: jumatin@utu.fi
Puh. 02 333 51.
www.niom.no
www.med.utu.fi/dent/biomat

NIOM (www.niom.no), norjaksi 'Nordisk Institutt for Odontologiske Materialer' on pohjoismainen hammaslääketieteen materiaalien tutkimusinstituutti. Se on osa pohjoismaiden ministerineuvoston (www.norden.org) yhteistyömuotoja ja eräs sen suurimmista pohjoismaisista tutkimusinstituuteista. NIOM perustettiin yhteispohjoismaisella päätöksellä Osloon vuonna 1972.

Kirjallisuus

Dahl JE, Kopperud HM. Kompositfyllningar – succé eller fiasko? Tandläkartidningen 2008; 4: 68-69.

International Standardization Organization: ISO 4049: 2000. Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials.

KDM-dokumentti: Innehåll i dentala material. Dokumenttnumero 2006-123-4. Tammikuu 2006. Kunskapscenter för Dentala Material (KDM), Socialstyrelsen, Tukholma, Ruotsi.

KDM-dokumentti: Dentala kompositmaterial. Dokumenttnumero 2006-123-17. Maaliskuu 2007. Kunskapscenter för Dentala Material (KDM), Socialstyrelsen, Tukholma, Ruotsi.

KDM-dokumentti: Permanent cementering av oralprotetiska konstruktioner. Dokumenttnumero 2006-123-27. Toukokuu 2007. Kunskapscenter för Dentala Material (KDM), Socialstyrelsen, Tukholma, Ruotsi.

Roulet J-F. Degradation of Polymers. Karger, Basel, Sveitsi.1987.

Ruyter IE, Øysæd H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. J Biomed Mater Res 1987; 21: 11-23.

Øysæd H, Ruyter IE, Sjøvik Kleven IJ. Release of formaldehyde from dental composites. J Dent Res 1988; 67: 1289-1294.

IRIDIUM JA RODIUM - raskain ja kallein metalli

Artikkeli on julkaistu aiemmin Hammasteknikko -lehdessä 2/98

Platinan ja palladiumin lisäksi kuuluu ns. platinaryhmään neijä muutakin kemialliselta käyttäytymiseltään hyvin samanaista hopeanvalkoista metalleja: rodium, rutenium, iridium ja osmium. Nämä neijä metalleja ovat kaikki maankuoren harvinaisimpia alkuaineita niiden kunkin pitoisuuden ollessa korkeintaan 0,001 grammaa tonnissa. Niiden valmistuskin tapahtuu vain platinan ja palladiumin valmistuksen sivutuotteina; niillä ei ole ollenkaan omia raaka-ainelähteitä. Kaikilla niillä on kuitenkin tärkeitä, vaikkakin määrältään pieniä käyttökohteita.

Hammastekniikan kannalta näistä ovat tärkeimpiä rodium ja iridium. Rodium on myös kallein teknillistä käyttöä omaava metalli, kun taas iridium on raskain tunnettu alkuaine.

Keksittyään Kolumbiasta salakuljetusta raakaplatinasta vuonna 1803 palladiumin englantilainen lääkäri William H. Wollaston jatkoi tutkimuksiinsa platinan liuotusjäännösten parissa. Seuraavana vuonna 1804 hän ilmoittikin löytäneensä uuden metallin, jonka monet yhdisteet olivat ruusunpunaisia. Kreikan ruusua merkitsevän sanan rhodon mukaan hän antoi uudelle metallille nimen rhodium. Myöhemmin Wollaston suurta raakaplatinaerää puhdistessaan tuotti palladiumin ohella noin 7 kg rodiumia, jolle hän ei kuitenkaan löytänyt käyttöä.

Wollastonin työtoveri, englantilainen

kemisti Smithson Tennant tutki saman raakaplatinan liuotusjäännöksiä ja onnistui näistä vuonna 1803 erottamaan vielä kaksi uutta metallia. Toisen suolaliuokset ovat hyvin värikkäitä, ja Tennant antoiikin sille nimen iridium Kreikan mytologiassa esiintyneen jumalten siivekkään sanansaattajan ja taivasta ja maata yhteen sitovan sateenkaaren henkilöitymän Iriksen mukaan.

Wollastonin ja Tennantin antamat nimet ovatkin olleet pohjana näiden metallien nimille lähes kaikissa teollistuneissa maissa. Esimerkkeinä voidaan todeta englannin, saksan ja ranskan rhodium ja iridium; kreikan, espanjan, portugalin ja italian rodio ja iridio; venäjän rodij ja iridij; liettuan rodis ja iridis sekä japanin rojum ja irijium.

Rodiumia ja iridiumia esiintyy luonnossa yksinomaan platinan ja palladiumin seuralaisina kulta- ja platinahiekoissa sekä nikkeli-kuparimalmeissa. Tällä hetkellä keskeiset rodiumin ja iridiumin raaka-ainetuottajat ovat Etelä-Afrikka, Venäjä, Yhdysvallat ja Kanada. Koko maailman rodiumin tuotanto on viime vuosina ollut n. 12 - 15 tonnia ja iridiumin n. 1,5 - 2 tonnia vuodessa.

Rodiumin hinta on viimeisen noin 10 vuoden aikana vaihdellut voimakkaasti välillä 2 - 20 kertaa platinan hinta riippuen sen tärkeimmän käyttökohteen autojen pakokaasukatalysaattorien kysynnästä. Iridiumin hinta on puolestaan vaihdellut n. 20 - 100 %:n välillä platinan hinnasta.

Rodiumin tärkein käyttökohte on aina ollut platina-rodiumkatalysaattori, aluksi kemian teollisuudessa ja nyt

Iridium Rodium

Kemiallinen merkki	Ir	Rh
Tiheys, g/cm ³	22,65	12,41
Sulamispiste, °C	2454	1960
Kiehumispiste, °C	4530	3670

myös autojen pakokaasuille. Tähän käytetään 80 - 90 % rodiumista. Muita merkittäviä käyttökohteita ovat kovat ja korkeita lämpötiloja kestävät platina- ja palladiumseokset, joita käytetään mm. lasiteollisuudessa ja optisten kuitujen valmistuksessa sekä termoelementteinä ja kontaktimateriaaleina.

Iridiumin historiallisia käyttökohteita jo viime vuosisadalla olivat metrin ja kilon platina-iridiumprototyypit sekä Thomas Alva Edisonin ensimmäiset hehkulamput, joissa hän käytti platinairidiumhehkulankaa. Nykyään noin puolet iridiumista käytetään kloori-alkalielektrolyysin elektrodeihin sekä katalysaattoreihin; muita tärkeitä käyttökohteita ovat puolijohdekiteiden valmistus ja suihkumoottoreiden sytytys-elektrodit.

Hammaslääketieteessä rodiumin ja iridiumin käyttö on määrällisesti vähäistä mutta tärkeää. Molempia käytetään raekoon pienentämiseksi ja siten lujuuden lisäämiseksi mm. kulta-palladiumseoksissa, joissa tällöin on vajaat 1 % rodiumia tai iridiumia. Platina-iridiumseokset ovat erittäin kovia, lujia ja kulutusta kestäviä ja niitä samoin kuin harvinaisempia iridium-osmiumseoksia käytetään joissakin hammaslääkärien instrumenteissa.

KIRJALLISUUTTA:

S. Engels, A. Nowak: Kemian keksintöjä. Alkuaineiden löytöhistoria, Helsinki 1992.

J. Kinnunen: Platina, metalleista jaloin. Suomen Kemistilehti A 44 (1971), ss. 119 - 131. Ädelmetaller, Time-Life Books, 1985.

Platinum 1985, Johnson Matthey, London 1985.

Platinum 1987, Johnson Matthey, London 1987.

Platinum 1994, Interim Review, Johnson Matthey, London 1994.