

# Muovit hammasprotetiikassa

Kirjoittajat: Pekka Vallittu, HLT, HT, dosentti, yliassistentti,  
Turun yliopiston hammaslääketieteen laitos,  
proteesiosasto, Biomateriaaliprojekti  
Tapani Lastumäki HT- opiskelija,  
Helsingin ammattikorkeakoulu,  
hammasteknisen koulutuksen osasto,  
Turun yliopiston hammaslääketieteen laitos,  
Biomateriaaliprojekti

**H**ammasprotetiikan teknologias-  
sa käytetään paljon muoveja  
niin teknisten töiden materiaa-  
leina kuin myös apuaineina eri-  
laisissa työvaiheissa. Yleisim-  
min käytetyt muovit ovat akrylaatteja,  
joiden rakenteessa on eri tavoin ristiin-  
sitoutuneita vyöhykkeitä. Ristiinsitoutu-  
misen asteella on tärkeä merkitys esi-  
merkiksi proteesien korjauksissa ja pro-  
teesihampaan kiinnittämisessä pohjale-  
vyakrylaattiin. Esimerkiksi proteeseja  
valmistettaessa saatetaan puhua pro-  
teesihampaiden ja pohjamateriaalin vä-  
lisestä kemiallisesta sidoksesta. Onko  
tällaista sidosta todellisuudessa olemas-  
sa? Entä mikä on happi-inhibiitiokerros  
ja mitä tarkoitetaan jäännösmonomee-  
rilla? Näihin kuin myös muihinkin ham-  
masteknikoiden mieltä askarruttaviin  
kysymyksiin haetaan vastauksia tässä  
muoveja käsittelevässä artikkelissa.

## Mitä muovi on?

Muovi on orgaanisista eli hiiltä sisältävistä  
molekyyleistä muodostunut molekyyli-  
verkosto. Muovi koostuu suurimmaksi  
osaksi polymeeriketjuista ja erilaisista  
lisäaineista kuten pehmittimistä, täyte-  
aineista, stabilisaattoreista, väriaineista,  
voiteluaineista ja antistaateista. Moleky-  
ylejä, joilla on kyky muodostaa kovalent-  
tisia sidoksia toistensa kanssa kutsutaan  
monomeereiksi (kreik. mono = yksi,  
meros = osa). Monomeerien liittyessä  
toisiinsa muovi kovettuu ja muodostuu  
polymeeri eli suurikokoinen molekyyli.  
Muovin polymeeriketjut voivat olla

joko lujasti toisissaan kiinni voimak-  
kaiden ristsidosten avulla (kertamuovit)  
tai polymeeriketjut voivat olla heikoil-  
la sidoksilla toistensa lomissa ilman ko-  
valenttista ristsidoskiinnitystä (kesto-  
muovit). Ristiinsitoutumisen voimak-  
kuus vaikuttaa merkittävästi muovin  
ominaisuuksiin ja muokattavuuteen.  
Nämä tekijät ovat erityisen tärkeitä  
hammasproteettisissa rakenteissa, joilta  
vaaditaan kestävyuden ja suun olosuh-  
teisiin sopivuuden lisäksi helppoa työs-  
tettävyyttä sekä mahdollisuutta korjaa-  
miseen

## Kestomuovit

Sellaisia muoveja, joiden polymeeriket-  
tujen välillä ei ole ristsidoksia, kutsutaan  
kestomuoveiksi. Kestomuovit koostuvat  
linearisista polymeeriketjuista, mikä  
tarkoittaa, että ketjut eivät ole kovalent-  
tisesti kiinni toisissaan. Lineaarinen po-  
lymeeriketju syntyy vain, jos monomee-  
rissa on yksi reaktiivinen C=C-sidos. Jos  
C=C-sidoksia on useampia muodostuu  
polymeeriketjujen välille kertamuoveil-  
le ominaisia ristsidoksia. Kestomuoveille  
on tyypillistä kovettumisen jälkeinen  
muokattavuus. Kestomuoveja voidaan  
kin pehmittää lämmittämällä, jonka jäl-  
keen muovia pystytään muotoilemaan  
uudelleen. Tämän lisäksi kestomuoveja  
pystytään liuottamaan kohtuullisen hy-  
vin. Kovettumisen jälkeinen muokatta-  
vuus perustuu juuri edellämainittuun li-  
neaariseen polymeerirakenteeseen. Po-  
lymeeriketjut pääsevät esimerkiksi läm-  
män tuoman energian seurauksena liu-

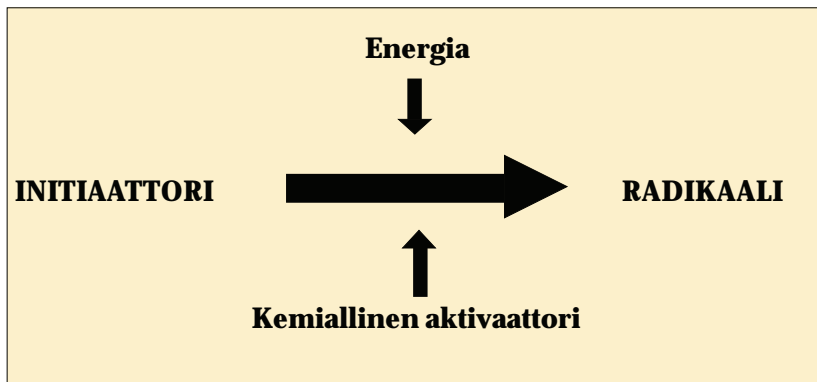
kumaan vapaasti toistensa lomissa, il-  
man että polymeeriketjut hajoavat.  
Hammasteknologisista muoveista tyy-  
pillinen kestopolymeeri on polymetyyli-  
limetakrylaattijauhe (PMMA).

## Kertamuovit

Jos monomeerissa on kaksi tai useam-  
pia reaktiivista C=C-sidosta, on muodos-  
tuneen polymeerin polymeeriketjut  
kiinni toisistaan kovalenttisten ristsidos-  
ten avulla. Tällaisia polymeereja nimitet-  
tään kertamuoveiksi. Kertamuoville on  
nimensäkin mukaan tyypillistä, että sitä  
ei voida muovailta uudestaan kovettu-  
misen jälkeen. Tämä johtuu kovalentti-  
sista ristsidoksista, jotka pitävät poly-  
meeriketjut tiukasti toisissaan kiinni ja  
estävät ketjujen liikkumisen vaikka  
muovia kuumennettaisiinkin. Ristsido-  
sten mahdollistaman kolmiulotteisen  
verkkorakenteensa johdosta kertamu-  
ovit ovat jäykkiä ja lujia ja kestävät läm-  
mittämistä paremmin kuin kestopolymeerit.  
Kun kertamuovia kuumennetaan riittä-  
västi hajoavat polymeeriketjut. Tällais-  
ta polymeeriketjujen hajoamisreaktiota  
nimitetään muovin depolymerisoitumi-  
seksi. Esimerkkinä kertamuoveista voi-  
daan mainita liimoissakin käytettävä  
epoksi.

## Muovien kovettuminen

Muovien kovettuminen monomeereis-  
ta polymeereiksi perustuu monomee-  
reissa olevien hiiliatomien väliin kak-



(kuva 1)

soissidoksiin (C=C-sidos). Polymeroituminen voi olla joko ketjuuntumalla tapahtuvaa *additiopolymeroitumista*, jossa lukuisat pienet monomeerimolekyylit liittyvät toisiinsa kaksoissidosten kohdalta tai vaiheittain tapahtuvaa *kondensaatiopolymeroitumista*, jossa molekyylit sisältävät useita reaktiokykyisiä atomiryhmiä. Kondensaatiopolymeroitumisreaktion sivutuotteena syntyy aina pienimolekyylisiä aineita, kuten vettä tai ammoniakkia. Hammaslääketieteessä yleisimmin käytössä oleva polymerisointireaktio on tyypiltään additioreaktio. Additioreaktiossa muodostuu kaksoissidoksen avautuessa molekyylit, jonka hiiliatomilla on yksi vapaa elektronipari. Tämä vapaa elektronipari muodostaa toisten monomeerien kanssa lujia kovalenttisia sidoksia ja muodostuu polymeeriä. Vaihetta, jossa monomeerien hiiliatomien välinen kaksoissidos avataan, kutsutaan polymeroitumisreaktion *initiaatiiovaiheeksi*. Kaksoissidos voidaan avata aineella, joka reagoi tehokkaasti C=C- sidoksen kanssa. Tällaista ainetta, jolla on vapaa elektronipari kutsutaan vapaaksi radikaaliksi (Kuva1).

Yksi yleisesti käytetyistä vapaista radikaaleista on bentsoyyliradikaali, joka muodostuu bentsoyyliperoksidiä kuumentamalla. Kun radikaali on avannut monomeerin C=C-sidoksen, muodostuu monomeerista itsestään radikaali ja polymeroitumisreaktio jatkuu propaganaatiiovaiheena. Propaganaatiiovaihe jatkuu teoriassa niin kauan kuin monomeereja riittää. Käytännössä näin ei kuitenkaan tapahdu, koska monomeereissa olevat epäpuhtaudet ja reaktionhidastajat, joita kutsutaan inhibiittoreiksi, rajoittavat polymeroitumista. Muodostuneen polymeeriketjun pituutta kuvataan käsitteellä *polymeroitumisaste*. Polymeroitumisaste ei siis tarkoita sitä, kuinka paljon

polymeeriin jää kovettumatonta monomeeriä, vaikka näin usein virheellisesti sanotaankin. Polymeroituminen loppuu *terminaatiovaiheella*, jossa polymeeriketjujen välillä tapahtuu muun muassa vetyatomien siirtymistä ja polymeeriketjuun muodostuu uudestaan yksi hiiliatomien välinen kaksoissidos.

#### Hammasprotetiikan teknologiassa käytettävät polymeerit

Kun lähtöaineena ovat monomeerit ovat kaikki samanlaisia, muodostuu *homopolymeeriä*. Mikäli monomeerit ovat erilaisia saadaan tulokseksi sekapolymeeriä eli *kopolymeeriä*, joita on useita eri tyyppisiä sen mukaan, miten monomeeriyksiköt sijaitsevat toisiinsa nähden. Sekoittamalla erilaisia monomeereja keskenään voidaan valmistaa monomeerisekoituksia, joilla on esimerkiksi haluttu viskositeetti. Tällainen monomeerisekoitus on esimerkiksi hammaslääketieteessä käytetty BISGMA-monomeerin (bishydroksimetakryloksifenyylipropaani) ja TEGDMA-monomeerin (trietyleeniglykolidimetakrylaatti) yhdistelmä. BISGMA-monomeeri on viskositeetiltaan hyvin jäykkää mutta sekoittamalla siihen TEGDMA-monomeeriä saadaan sekoituksen viskositeetti alenemaan ja käyttökelpoisempi monomee-

riseos. Kovettuneessa kopolymeerissa BISGMA- ja TEGDMA-monomeerit ovat kiinni toisissaan kovalenttisilla sidoksilla.

Hammaslääketieteessä käytetyt monomeerit sisältävät yhden tai useamman metakrylaattiryhmän, jossa on monomeerin aktiivinen C=C-sidos. Koska yleisesti käytetään kahden tai useamman monomeerin sekoituksia, ovat hammaslääketieteelliset polymeerit kopolymeereja. Proteesien pohjalevypolymeerit ovat yleisimpiä hammasalan muoveja ja tyypillisiä kopolymeereja.

#### Proteesipohjalevypolymeerit

Levyproteesien valmistuksessa käytettäviä muoveja on syytä kutsua proteesipohjalevypolymeereiksi eikä akryyliksi, joka on hyvin epätarkka nimi kyseessä oleville muoveille. Jos muoveja halutaan jaotella polymeroimistavan mukaan kuten hammasprotetiikan teknologiasa on tapana, voidaan käyttää termejä kylmäakrylaatti ja keittoakrylaatti. Tällöinkin on muistettava, että akrylaatti on yleisnimi kaikille akrylaattiryhmän sisällyville muoveille. Lisäksi on hyvä tietää, että puhuttaessa monomeereista, tarkoitetaan niillä kaikkia kovettumattomia muoveja eikä pelkästään proteesipohjalevyn valmistukseen käytettävää monomeerinesteä, joka on itseasiassa useiden monomeerien seos. Kovettunut monomeerineste on puolestaan kopolymeeri.

Tavanomainen proteesipohjalevypolymeeri valmistetaan kestopolymeeristä PMMA- jauheesta, joka sekoitetaan kahdesta tai useammasta monomeeristä sekoitetun nesteen kanssa (Taulukko1). Kesto- ja kertamuovien sekoituksen pohjalevypolymeerista tekee juuri monomeerinesteeseen sekoitettu *dimetakrylaatti* (DMA), joka mahdollistaa polymeeriketjujen ristiinsitoutumisen polymeroinnin aikana. Yleinen proteesipohjalevypolymeerien monomeerinesteeseen sekoitettu dimetakrylaatti on etyleeniglykolidimetakrylaattia (EGDMA),

JAUHE	NESTE
Initiaattori (bentsoyyliperoksidi) Väripigmentit (FeO <sub>x</sub> ja CdS <sub>x</sub> )	MMA, EGDMA monomeerit Aktivaattorit (Dimetyyliparatoluidiini tai barbituurihappo + Cu <sup>++</sup> )
Röntgenvarjoaineet	Inhibiittori (hydrokinoni) Plastisoija (dibutyyliftalaatti) Iskulujuuden lisääjä (polybutadieeni)

Taulukko 1. Esimerkki proteesipohjalevymateriaalin jauhe- ja nesteosan koostumuksesta.

jota monomeerinesteessä on noin 10 prosenttia.

Jauheesta ja nesteestä sekoitettavien pohjalevypolymeerien lisäksi on markkinoilla myös joitakin pastamuodossa olevia valo- tai mikroaaltokovetteisia pohjalevypolymeereja. Näissäkin pastoissa on yhtenä komponenttina PMMA-jauhehiukkanen. PMMA-jauhehiukkaset on kuitenkin sekoitettu korkean viskositeetin monomeerimatriksiin, joka on esimerkiksi *uretaanietyylidimetakrylaattia* (UEDMA). UEDMA-monomeerissa on kaksi reaktiivista C=C-sidosta ja verrattuna MMA-monomeriin on UEDMA:sta polymeroitu polymeeri voimakkaasti ristiinsidottu. Tämä aiheuttaa eräitä ongelmia proteesin korjauksessa, mikä tullaan käsittelemään kappaleessa, joka käsittelee muovin liittämistä muoviin.

### Fasadi- ja inlaypolymeerit

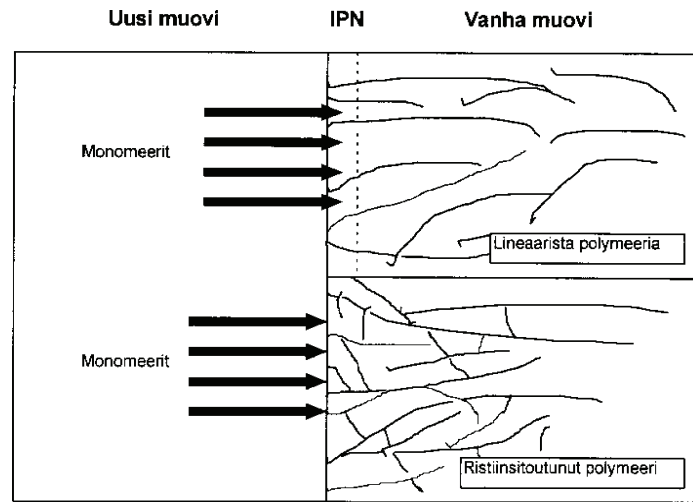
Hammaslaboratorioissa käytettävät fasadimuovit ovat tyypillisiä useiden monomeerien sekoituksia, joihin on lisätty epäorgaanisia lujitehiukkasia. Rakenteeltaan ne ovat samankaltaisia kuin vastaantotolla paikkaushoidossa käytettävät yhdistelmämuovit. Koska fasadimuovien monomeerit ovat pääsääntöisesti dimetakrylaatteja, on polymeroitunut fasadimuovi voimakkaasti ristiinsidottu ja näin ollen tyypiltään kertamuovia. Voimakkaan ristiinsitoutumisen takia kovettuneeseen fasadimuoviin on vaikea kiinnittää uutta muovia. Tämän lisäksi voimakkaasti ristiinsidottu muovi on haurasta.

### Muovin kiinnittyminen muoviin

Hammaslääketieteellisissä hoitotoimenpiteissä joudutaan usein kiinnittämään uutta muovia vanhaan muoviin. Tällainen tilanne esiintyy muun muassa proteesin korjaamisen ja proteesihampaan kiinnittämisen yhteydessä sekä fasadin, kuitulujitteisen sillan tai inlayn valmistamisen yhteydessä. Hammaslääkärin vastaantotolla muovin kiinnittämisen tarvetta esiintyy lisäksi muovisementtien käytön ja muovipaikan korjaamisen yhteydessä.

OPAAKKIMASSA	DENTIINI-, KAULA- JA KIILLEMASSAT
55 p% MMA 44p% UEDMA	70 p% UEDMA 17 p% DDDMA 10 p% TEGDMA

Taulukko 2. Erään fasadipolymeerin (Dentacolor, Kulzer, Saksa) koostumus.



Kuva 2. IPN-kerroksen muodostuminen uuden ja vanhan muovin väliin on tärkein hammaslääketieteellisessä teknologiassa käytetty menetelmä kiinnittää polymeerit toisiinsa.

Muovin kiinnittyminen muoviin on riippuvainen useasta eri tekijästä. Kiinnittymiseen vaikuttavat luonnollisesti korjattavan muovin ja korjausmuovin rakenne. Voimakkaasti ristiinsitoutuneeseen muoviin on huomattavasti vaikeampaa liittää uutta muovia kuin kestomuovituotteeseen. Lisäksi muovien liittämiseen vaikuttaa korjattavan muovin ikä ja polymeroitumisen täydellisyys. Proteesihampaiden ja proteesipohjamateriaalin kohdalla kiinnittymiseen vaikuttaa myös monomeerien diffuusio muovihampaaseen. Diffuusio on puolestaan riippuvainen ajasta, lämpötilasta, paineesta ja muovin ristiinsitoutumisen voimakkuudesta.

### Kemiallinen kiinnittyminen

Uusi muovi voi kiinnittyä jo kovettuneeseen muoviin periaatteessa kahdella eri tavalla. Uuden muovin monomeerien ja vanhan muovin välille voi syntyä lujia kovalenttisia sidoksia polymeroitumisen seurauksena. Koska kyseessä on vahvojen kemiallisten sidosten syntyminen, voidaan tällaisessa tapauksessa puhua kemiallisesta kiinnittymisestä. On kuitenkin erittäin tärkeää muistaa, että kemiallinen kiinnittyminen edellyttää aina reagoimattomien C=C-sidosten olemas-

saoloa vanhan muovin pinnassa. Tällaista reaktiivista pintaa ei käytännössä esiinny hammasteknologiassa muualla kuin fasadimuovien kohdalla, jolloin uutta muovia lisätään välittömästi kovetettua muoviin päälle. Tällöin kovetettua muoviin pinnassa on tahmea, ns. happi-inhiitiokerros, jonka johdosta uuden ja vanhan muovin välille saadaan kemiallinen sidos.

Kemiallisesta kiinnittymisestä on usein puhuttu myös proteesien korjauksien sekä uusien proteesien valmistuksessa proteesihampaiden ja pohjamateriaalin kiinnittämisen yhteydessä. Korjattavien muovipintojen ja proteesihampaiden monomeerinesteellä kostuttamisen on virheellisesti uskottu lisäävän kemiallista kiinnittymistä. On totta, että polymeroitumisreaktion vaillinaisuuden takia polymeeriin jää aina reagoimattomia C=C-sidoksia. Teoriassa näitä reagoimattomia sidoksia on siis myös korjattavissa proteeseissa jonkin verran. Käytännössä näiden reaktiivisten sidosten määrä on kuitenkin niin pieni sellaisen vanhan muovin pinnassa, jota on jouduttu hiomaan tai jonka pinta on jo kiillotettu kuten koko- ja osaproteeseissa, ettei kemiallisia sidoksia pääse käytännössä muodostumaan.

### IPN-mekanismi

Toinen menetelmä kiinnittää uusi muovi vanhaan muoviin on IPN-mekanismi (interpenetrating polymer network), joka perustuu molekyylylitasen nanomekaaniseen kiinnittymiseen. Jotta IPN-kiinnittyminen voi tapahtua, on ainakin osan vanhasta muovista sisällettävä line-

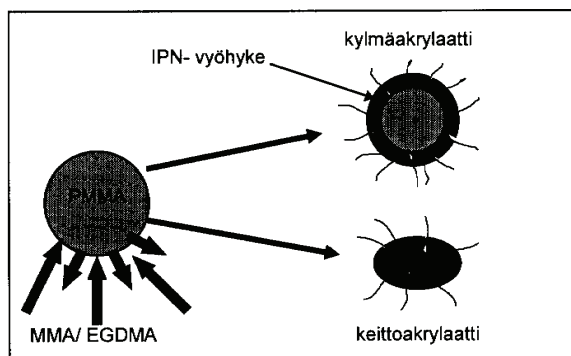
aarista polymeeriä eli kestopuovia, jonka pinta liukenee huomattavasti helpommin kuin kertamuovin pinta uuden muovin monomeereilla. IPN-mekanismissa uuden muovin monomeerit tunkeutuvat vanhan muovin lineaarista polymeeriä olevan rakenteen sisään ja kiinnittyvät polymeeriketjujen väliin kovettumisen aikana. Uuden ja vanhan muovin rajapintaan muodostuu IPN-kerros, joka kiinnittää muovit toisiinsa. Mikäli vanha muovi on voimakkaasti ristiinsidottu kuten esimerkiksi fasadimuovit ovat, ei IPN-kerrosta muodostu yhtä helposti kuin lineaariseen polymeeriketjurakenteeseen (Kuva 2).

Käytännössä niin proteesien korjauksissa kuin myös uusien proteesien valmistamisessa on IPN-mekanismilla merkittävä rooli. Niinpä onkin tärkeää käsitellä niitä seikkoja, jotka tulee erityisesti huomioida niin korjauksissa kuin uusien töidenkin valmistuksessa, jotta IPN-mekanismi tulisi hyödynnettyä mahdollisimman hyvin.

### Korjausakrylaatin kiinnittyminen pohjalevymateriaaliin

Haljenneen proteesin korjauksessa joudutaan korjausakrylaatti kiinnittämään yleensä tavanomaiseen jauheesta ja nesteestä valmistettuun keittoakrylaattiin. Tällainen keittoakrylaatista valmistettu pohjalevypolymeeri on vain heikosti ristiinsidottu ja siinä on aina jonkin verran alkuperäisen PMMA-jauhehiukkasen lineaarista polymeerirakennetta jäljellä. Kun karhennettua korjauspintaa kostutetaan monomeerineesteellä, tunkeutuvat monomeerit vanhan muovin, tässä tapauksessa keittoakrylaatin sisään, ja muodostavat kovettuessaan IPN-mekanismiin perustuvan kiinnityksen uuden ja vanhan muovin välillä. Monomeerien tunkeutumista vanhan muovin sisään ja samalla korjausakrylaatin kiinnittymistä keittoakrylaatista valmistettuun proteesipohjalevyyyn voidaan lisätä pidentämällä monomeerineesteellä tapahtuvaa korjauspinnan kostuttamisaikaa. On osoitettu, että kolmen minuutin monomeerineesteellä kostuttaminen aikaansaa ihan teellisen IPN-kiinnityksen vanhan proteesipohjalevymateriaalin ja korjausakrylaatin välille.

Monomeerien tunkeutumiseen proteesiakrylaatin sisään vaikuttaa myös se, onko kyseessä kylmäakrylaatista vai keittoakrylaatista valmistetun proteesin korjaus. Kylmäakrylaattiin monomeerit tunkeutuvat paremmin kuin keittoakrylaattiin koska akrylaattien rakenteiden



Kuva 3. Kaavakuva PMMA-jauheesta ja monomeerineesteestä (MMA/EGDMA) valmistetusta proteesipohjalevypolymeeristä. Kylmäakrylaatin monomeerineeste tunkeutuu ainoastaan PMMA-jauhehiukkasen pintakerrokseen ja muodostaa IPN-vyöhykkeen. Keittoakrylaatin monomeerit tunkeutuvat kylmäakrylaatin monomeereista poiketen koko PMMA-jauhehiukkasen sisään ja muodostavat suuremman IPN-vyöhykkeen, joka kattaa koko PMMA-jauhehiukkasen.

ristiinsitoutuminen on erilainen. Rakenteiden ero johtuu paljolti akrylaattien aineosien erilaisista sekoitusajoista, mikä vaikuttaa ristiinsitoutumiseltaan erilaisten vyöhykkeiden syntyymiseen kovettuneessa muovissa (Kuva 3).

Monomeerit liuottavat PMMA-jauhehiukkasia sekoituksen aikana ja monomeeriosan kovettuessa muodostuu polymeeri, jossa on alkuperäistä PMMA-jauhehiukkasia, monomeerineesteestä kovettunutta polymeerimatriksia ja näiden rajapinnassa oleva IPN-kerros. Keittoakrylaattitaikein muodostumisen aikana, joka kestää huoneen lämpötilassa 15 - 45 minuuttia, monomeerit ehtivät tunkeutua lähes kokonaan tai kokonaan PMMA-jauhehiukkasen sisään ja kestopuovisesta PMMA-jauhehiukkasesta tulee polymeroitumisen jälkeen osittain ristiinsidottu IPN-rakenne, joka sisältää myös lineaarisia kestopuovimolekyylejä. Toisin kuin keittoakrylaatin monomeerit, kylmäakrylaatin monomeerit eivät ehdi tunkeutua PMMA-jauhehiukkasen sisään ennen monomeerin kovettumista. Tämän takia polymeroituneessa kylmäakrylaatissa on kestopuovisen PMMA-jauhehiukkasen ympärillä osittain ristiinsidottu IPN-vyöhyke.

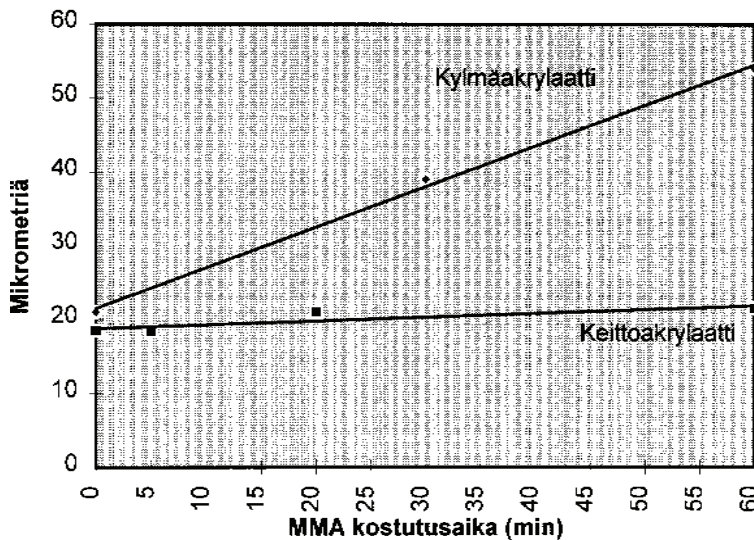
Akrylaattien tyyppin lisäksi korjausakrylaatin monomeerien tunkeutumiseen vaikuttaa myös vanhan muovin jäännösmonomeerin määrä. On huomattava, että jäännösmonomeeria sisältävään polymeerimatriksiin monomeerit tunkeutuvat paremmin kuin IPN-kerroksellisiin jauhehiukkasiin (Kuva 4). Näin siitäkin huolimatta, että polymeerimatriksi on ristiinsitoutunut. Tämä ei kuitenkaan merkitse sitä, että jäännösmonomeerin määrää pyrittäisiin tietoisesti

kasvattamaan, jotta korjaus olisi myöhemmin helpompaa.

Mikäli korjausta vaativa proteesi on valmistettu dimetakrylaateista, kuten esimerkiksi Triad ja Microbase, on korjausakrylaatin kiinnittäminen vanhaan akrylaattiin ongelmallista. Tämä johtuu pääasiallisesti siitä, että voimakkaasti ristiinsidottuun UEDMA matriksiin ei saada muodostumaan kunnollista IPN-kerrosta tavanomaisilla kylmäpolymeerituilla tai valokovetteisilla korjausakrylaateilla. Kiinnittyminen saadaan kuitenkin jotenkin aikaan UEDMA matriksissa olevien alunperin lineaaristen PMMA-jauhehiukkasen ja korjausakrylaatin välille. Tällainen sidos ei kuitenkaan koskaan ole yhtä luja kuin tavanomaisen jauhe-neste-akrylaatin ja korjausakrylaatin välillä. UEDMA-akrylaatin ja korjausakrylaatin välistä sidosta onkin pyritty lisäämään erällä liuottimilla, jotka sisältävät yleensä MMA:ta. Näitä aineita kutsutaan *bonding*-aineiksi, mutta niiden vaikutuksesta ei aina ole luotettavaa näyttöä.

### Proteesihampaan kiinnittyminen pohjalevyyen

Polymeerinen proteesihammas on koostumukseltaan monifaasinen. Hammas koostuu PMMA-jauhehiukkasista, niitä ympäröivästä ristiinsidotusta IPN-kerroksesta, voimakkaasti ristiinsidotusta polymeerimatriksista ja väripigmenteistä. Laadukkaassa proteesihampaassa matriksiosan ristiinsitoutumisas-tetta on vähennetty kiinnityspinnan alueelta verrattuna inkisaalikärjen tai okklusaalipinnan alueeseen. Proteesin pohjalevypolymeerin monomeerit kiinnittyvät vähiten ristiinsidottuun osaan, joka on jauhehiukkasen ydinosa. Tämä



Kuva 4. Korjausakrylaatin monomeerit tunkeutuvat paremmin vanhaan kylmäakrylaattiin kuin vanhaan keittoakrylaattiin. IPN-kiinnityminen saadaan tämän takia helpommin aikaan korjausakrylaatin ja kylmäakrylaatin kuin korjausakrylaatin ja keittoakrylaatin välille.

on voitu osoittaa SEM-mikroskooppitutkimuksilla.

Koska proteesihampas kiinnittyy pohjalevyyn pääasiallisesti IPN-mekanismilla, ei kemiallista kiinnittymistä hampaan ja pohjalevyn välillä muodostu. Näinollen kemiallisen sidoksen pitäminen yhtenä päämekanismina proteesihampaan ja pohjalevypolymeerin välillä on virheellistä. Sen sijaan menetelmät, kuten esimerkiksi hampaan pinnan kostuttaminen monomeerineesteellä, joilla kemiallista kiinnittymistä on yritetty parantaa vaikuttavatkin itseasiassa IPN-kiinnittymiseen. Tämä johtuu IPN-kiinnittymisen taustalla olevasta monomeerien diffuusiosta, johon vaikuttavat eri tekijät.

Erytisen tärkeä monomeerien diffuusiota lisäävä tekijä on polymeroitumislämpötila. Tämän perusteella onkin helppo ymmärtää, että korkeammassa lämpötilassa tapahtuva polymerointi edistää monomeerien diffuusiota, jolloin monomeerit tunkeutuvat proteesihampaan sisään ja hammas kiinnittyy paremmin pohjalevyyn. Juuri tämän seikan johdosta keittoakrylaattiin saadaan proteesihampas tarttumaan selvästi paremmin kuin kylmäakrylaattiin. Kylmäakrylaatin polymeroitumislämpötilan kohottamisella voidaan kuitenkin lisätä hampaan ja pohjalevymateriaalin välistä sidoslujutusta. Sopiva polymeroitumislämpötila kylmäakrylaateille on 55°C, jolloin saavutetaan riittävä monomeerien diffuusio ja IPN-sidos (Kuva 5 ja Kuva 6).

Lämpötilan lisäksi proteesihampaiden kiinnittymiseen pohjalevymateriaaliin vaikuttaa myös monomeerien vaikutusaika hampaan pintaa vasten ennen polymeroitumista. Hampaan pinnan kostutusaika monomeereilla on keittoakrylaattia käytettäessä pidempi kuin kylmäakrylaateilla. Tämän vuoksi hampaiden pinnat tulisikin aina kostuttaa monomeerineesteellä, jos käytetään kylmäakrylaattia. Vain näin voidaan varmistaa, että monomeerien diffuusio on riittävä ja hampaan ja pohjalevymateriaalin välinen IPN-kiinnitys hyvä.

Proteesihampaan kiinnittymistä pohjamateriaaliin on perinteisesti yritetty parantaa myös erilaisilla hampaan pohjaan poratuilla retentioilla. Käytännössä mekaanisten retentoiden merkitys on

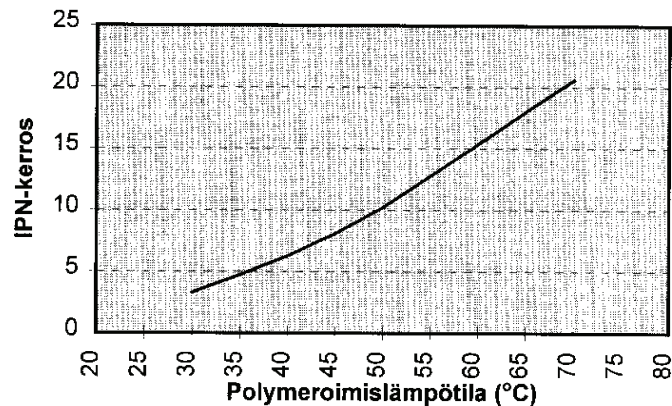
kuitenkin vähäinen ja niiden mahdolliset kiinnitystä lisäävät ominaisuudet perustuvat lähinnä IPN-kiinnityspinnan lisääntymiseen. Hampaisiin tehtävät retentiot saattavat kuitenkin myös vähentää IPN-kiinnityksen kannalta suotuisaa hampaan pintaa. Näin tapahtuu erityisesti silloin, kun hampaaseen porataan retentioreikä tai retentioreikiä, joihin keittoakrylaatti ei välttämättä pääse tunkeutumaan riittävän hyvin. Mikäli hampaan kiinnityspinnoille halutaan tehdä lisäretentioita, on suositeltavaa hioa hampaaseen kaksi uraa retentioreiän sijasta.

Tiivistettynä voidaan sanoa, että tärkeimpiä proteesihampaan ja pohjalevymateriaalin välistä kiinnittymistä parantavia seikkoja ovat hampaan pinnan kevyt poraus PMMA-jauhehiukkasten paljastamiseksi, hampaan pinnan puhtaus, hampaan pinnan riittävän pitkä monomeerineesteellä kostuttaminen ja riittävän korkean lämpötilan käyttäminen akrylaatin polymeroinnissa.

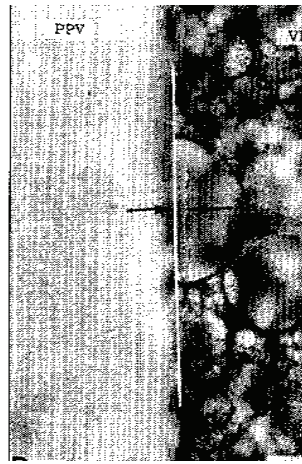
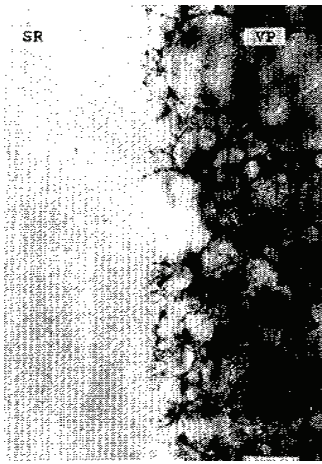
#### Fasadimuovin kiinnittyminen kuitulujitteiseen runkoon

Erilaisten kuitulujitteiden tuleminen osaksi hammasproteettiikkaa on tuonut mukanaan uusia asioita, jotka koskevat nimenomaan uuden muovin liittämistä vanhaan muoviin. Kuitujen kiinnittymisestä fasadimuoviin ja valmistusteknisten vaiheiden vaikutuksesta kuitujen ja fasadimuovin sidokseen on suhteellisen vähän sellaista tutkittua tietoa, joka on helposti siirrettävissä käytäntöön. Fasadimuovin ja kuiturungon välistä kiinnittymistä käsitellään seuraavaksi osittain vielä julkaisemattomiin tutkimuksiin perustuen.

Tällä hetkellä Suomen ja Euroopan markkinoilla on suurelta osin käytössä



Kuva 5. Proteesipohjalevyakrylaatin polymeroitumislämpötilan kohottamisella voidaan lisätä monomeerien diffuusiota proteesihampaan sisään ja parantaa hampaan kiinnittymistä.



Kuva 6. Korkeamman polymeroimislämpötilan 1ja pitemmän monomeerien vaikutus-ajan johdosta, keittoakrylaattilla saavutetaan proteesihampaaseen sidos, jossa monomeerien diffuusio proteesihampaaseen on niin voimakasta, ettei selvää IPN-rajapintaa voida erottaa. (vasemmanpuoleinen kuva) Kylmäakrylaatin ja proteesihampaan välillä on puolestaan erotettavissa selvä IPN-kerros (mustat nuolet), kun polymerointi on suoritettu 50 asteessa ja hampaan pintaa ei ole kostutettu monomeerinesteellä (oikeanpuoleinen kuva).

kolmen eri valmistajan ( Ivoclar Vectris, Liechtenstein; Jeneric/Pentron FibreKor, USA ja StickTech Stick/ StickNet, Suomi) kuituja. Näistä kolmesta kuitumerkistä ovat Vectris ja FibreKor valmiiksi impregnoituja, dimetakrylaatteja sisältävällä monomeeriseoksella. Kuitujen kovettamisen jälkeen on kuituja ympäröivä muovivaines ristiinsitoutunutta kertamuovia. Kyseisestä seikasta saattaa aiheutua ongelmia etenkin silloin, kun tahmea happi- inhibiitokerros menetetään eikä muovin kerrostus ole vielä valmis. Tällaiseen ongelmaan saatetaan törmätä erityisesti pitkien kuitulujitteisten siltarunkojen valmistuksessa, kun runkoa joudutaan työstämään ennen varsinaisen fasadimuovien kerrostamista. Viimeistään tilanteeseen, jossa kertamuovia liitetään kertamuoviin, joudutaan sementoituessa tällaista puhtaasti kertamuovirakenteista kuitulujitteista siltaa tai kruunua potilaan suuhun.

Stick- kuidut poikkeavat kahdesta muusta kuitumerkistä eniten esi- impregnoinnin suhteen. Stick- kuidut ovat esi- impregnoitu huokoisella polymeerilla, joka sisältää kestomuovisia rakenteita. Tutkimusten mukaan näyttäisikin siltä, että juuri kyseisten kestomuovien olevien alueiden johdosta on Stick- kuituista valmistettujen silt- ja kruunurunkojen pintaan mahdollisuus liittää fasadimuovia myös silloin, kun ns. happi- inhibiitokerros on menetetty. Tällöin voidaan hyödyntää jo aikaisemmin käsitel-

tyä IPN- kiinnittymistä, koska kuiturunko sisältää myös IPN- kiinnityksen kannalta suotuisia kestomuovisia vyöhykkeitä. IPN- kiinnityksen aikaansaamiseksi on kuitenkin huomioitava tiettyjä käytännön seikkoja, joista tullaan kertomaan enemmän Metakrylaattien sidostaminen hammaslääketieteessä- nimisen tutkimuksen julkaisun yhteydessä.

Kuitulujitteisiin hammasproteettisiin töihin sisältyy siis olennaisena osana fasadimuovien liittäminen toisiinsa, mikä toisinsanoen tarkoittaa kertamuovien liittämistä kertamuoviin. Näyttäisikin siltä, että eri fasadimuovimerkeillä on huomattavan suuria eroja niin korjattavuutensa kuin myös kestävyytensä suhteen. Lisäksi vaikuttaa vahvasti siltä, ettei kaikkien fasadimuovien kohdalla tule suorittaa esimerkiksi korjauksia valmistajien suosittelemia sidosaineita käyttäen. Näitä mielenkiintoiseksi osoittautuneita tuloksia tullaan käsittelemään tarkemmin jo edellä mainitussa tutkimuksessa myöhemmin syksyllä.

### Jäännösmonomeeri

Monomeerien polymeroitumisreaktio ei ole koskaan täydellistä, sillä polymeeriin jää aina hieman kovettumaton- ta monomeeria, jota kutsutaan jäännösmonomeeriksi ( englanniksi residual monomer). Jäännösmonomeeri voi olla mitä tahansa monomeeria, kuten MMA:ta, UEDMA:ta tai BISGMA:ta. Proteesipohjalevyissä käytettävät kylmät keittoakrylaatti poikkeavat polyme-

roimistavoiltaan niin paljon toisistaan, että näitä kahta eri tavoin polymeroitavaa materiaalia tarkasteltaessa saadaan paras käsitys jäännösmonomeereista hammaslääketieteellisissä polymeereissa. Vaikka seuraavaksi käsitelläänkin pääasiallisesti näitä kahta akrylaattia esimerkkeinä, on hyvä tietää, että kaikki seuraavassa kuvatut seikat jäännösmonomeerien määrästä ja vapautumisesta koskevat yleisesti ottaen kaikkia hammaslääketieteellisiä polymeereja.

Jäännösmonomeerin määrää polymeerissa voidaan mitata esimerkiksi kromatografisella HPLC-menetelmällä, jolla osittain luotetusta polymeeriverkostosta uutettujen jäännösmonomeerien määrät analysoidaan. Jäännösmonomeerien määrät voidaan ilmaista esimerkiksi ppm:nä (parts per million = miljoonasosa) tai painoprosenteina (%). Tavanomaisen jauhe-neste keittoakrylaatin jäännösmonomeeripitoisuudet ovat alle 1 p%. Polymeroimislämpötilalla, polymeroimissyklillä ja polymeroimisajalla on tärkeä merkitys jäännösmonomeerien määrään. Mikäli keittoakrylaatti polymeroidaan ainoastaan 70 asteen lämpötilassa kauankin aikaa, jää kovettuneeseen muoviin 2,5-3,2 p% jäännösmonomeeria. Jos sen sijaan polymeroimissykliin lisätään lyhytkin lämpötilan kohotus 100 asteeseen, saadaan näin jäännösmonomeerin määrä alenemaan noin 0,3 p%:iin. Mikäli polymerointi suoritetaan ainoastaan 100 asteen lämpötilassa, on polymerointiajan oltava yli 30 minuuttia, jotta päästäisiin alle 1 p%:n jäännösmonomeeripitoisuuksiin. Kylmäakrylaatteja käytettäessä jäävätkin jäännösmonomeeripitoisuudet selvästi korkeammiksi kuin keittoakrylaateilla työskenneltäessä (3,5-6 p%). Kylmäakrylaattien jäännösmonomeeripitoisuuksia voidaan kuitenkin jonkin verran alentaa kohottamalla polymeroimislämpötilaa.

Pohjalevypolymeerissa oleva jäännösmonomeeri heikentää pohjalevyyä ja lisää pohjalevyn vedenimemiskykyä, minkä takia pohjalevy värjäytyy nopeammin ja sen pintaan muodostuu hammaskiveä. Lisäksi jäännösmonomeeri vapautuu pohjalevystä proteesin käyttäjän suuhun ja siirtyy tätä kautta elimistöön, josta se poistuu munuaisten kautta metakryylihapoksi hydrolysoituneena. Tätä ennen osa suuhun joutuneesta jäännösmonomeerista on kuitenkin hapettunut formaldehydiksi, mikä aiheuttaa proteesin käyttäjälle lisääntymisen itse jäännösmonomeerin aiheuttaman altistuksen

lisäksi. Mikäli proteesin käyttäjä on jo altistunut näille aineille tai vain niiden lähisukuisille aineille, voi jäännösmonomeeri aiheuttaa allergisen reaktion.

Jotta ongelmilta vältyttäisiin, on tärkeää käyttää kaikkia niitä keinoja hyväksi, joilla jäännösmonomeerin määrää voidaan vähentää proteeseissa. Tämän takia on suositeltavaa käyttää proteesien pohjalevyateriaalina mieluummin keittoakrylaattia kuin kylmäakrylaattia. Lisäksi keittoakrylaatin polymeroimislämpötilan tulee saavuttaa 100 asteen lämpötila ja kylmäakrylaatin polymeroimislämpötilan ainakin 55 astetta. Polymeroimislämpötilojen ohella jäännösmonomeerimäärää vähentää oleellisesti valmiiden proteesien säilyttäminen vedessä 2-4 päivää ennen käyttöönottoa.

#### KIRJALLISUUTTA

Fletcher AM, Purnajeva S, Amin WM. The level of residual monomer in self-curing denture-base materials. *J Dent Res* 1983;62:118-120.

Ruyter IE, Svendsen SA. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1980;43:95-104.

Ruyter IE, Öysaed H. Conversion in denture base polymers. *J Biomed Mater Res* 1982;16:741-754.

Stafford GD, Brooks SC. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. *Dent Mater* 1985;1:135-138.

Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1994;72:639-643.

Vallittu PK. Bonding of acrylic resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. *Acta Odontol scand* 1995;23:99-104.

Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and release into water of denture polymethyl methacrylate. *Dent Mater* 1995;11:338-342.

Vallittu PK. The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontol Scand* 1996;54:188-192.

Vallittu PK, Ruyter IE. Swelling of polymethyl(methacrylate) resin at the repair joint of the resin. *Int J Prosthodont* 1997;10:254-258.

Vallittu PK, Ruyter IE. The swelling phenomenon of acrylic polymer teeth and the interface with the denture base polymer. *J Prosthet Dent* 1997;78:194-199.

Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Polymerization time and temperature affects the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci* 1998

# Hammasteknikko-lehti etsii päätoimittajaa

Neljä kertaa vuodessa ilmestyvä HAMMASTEKNIKKO-lehti etsii päätoimittajaa.

Päätoimittaja vastaa lehden artikkelitrafikista ja suunnittelee tulevien numeroiden sisällön yhdessä lehden julkaisutoimikunnan kanssa. Päätoimittaja toimii julkaisutoimikunnan puheenjohtajana. Päätoimittajalle maksetaan kulukorvausta.

Ota haaste vastaan ja lähde kehittämään omaa alaasi haastavalla ja antoisalla tavalla.

Lisätietoja antaa päätoimittaja Tapio Suonperä, puh. 050 540 5902.

Vapaamuotoiset hakemukset ja vihjeet (pätevistä päätoimittajaehdokkaista) tulee lähettää osoitteella:

**Suomen Hammasteknikkoseura ry/**

**Hammasteknikko-lehti**

Ratamestarinkatu 11 A

00520 HELSINKI

Email: shts@co.inet.fi.