

Zavod za stomatološku protetiku  
 Stomatološkog fakulteta u Zagrebu  
 v. d. predstojnik Zavoda doc. dr D. Nikšić i  
 Zavod za oralnu kirurgiju  
 Stomatološkog fakulteta u Zagrebu  
 predstojnik Zavoda prof. dr I. Miše

## Akrilati u stomatološkoj i kirurškoj protetici

D. NIKŠIĆ, I. MIŠE, K. KRALJEVIĆ

Tokom posljednjih tridesetak godina, koliko traje razvoj i primjena akrilatnih masa u stomatološkoj protetici, bilo je mnogo sugeriranih varijacija u pogledu tehnike izrade, te je došlo i do pojave mnogih novih materijala kojima je baza akrilna kiselina. Mnogi istraživači područja stomatoloških materijala istraživali su fizikalna i kemijska svojstva akrilatnih masa proizvedenih pod različitim laboratorijskim uvjetima, kao i mogućnosti i efekte njihove kliničke primjene. Danas akrilatne mase zauzimaju važno mjesto kao restorativni materijal u stomatološkoj i kirurškoj protetici. Međutim, usprkos velikim prednostima koje nam u protetskim radovima općenito pružaju sintetski materijali, a naročito akrilatne mase, postoje intenzivna traženja, a i ne rijetki zahtjevi (Harris<sup>1</sup>), za pronalaženje materijala boljih fizikalnih i kemijskih odlika, koji bi se mogli primjenjivati u kliničke svrhe.

Postoji mnogo organskih sintetičkih masa, no one se mogu primjenjivati kao restorativni materijal u usnoj šupljini samo ako ispunjavaju određene uvjete. Phillips i sur<sup>2</sup> smatraju da takav materijal treba ispunjavati slijedeći niz uvjeta:

a) Mora biti translucentan te posjedovati mogućnost bojadisanja ili pigmentiranja, kako bi mogao pružiti dovoljno vjernu sliku i imitaciju tkiva koje zamjenjuje.

b) U takvoj masi ne smije doći do promjene boje, niti u usnoj šupljini niti izvan nje.

c) U materijalu ne bi smjelo doći do ekspanzije, kontrakcije ili savijanja u toku rada ili u toku upotrebe.

d) Masa mora biti dovoljno čvrsta.

e) Materijal bi trebao da bude nepropustan prema vlažnom mediju usne šupljine, kako ne bi postao nehigijenski ili neugodnog okusa ili mirisa.

f) Hrana i ostali materijali ne smiju se lijepiti ili prijanjati za takav materijal.

g) Masa mora biti netoksična, bez okusa i mirisa te potpuno netopiva u vlažnom mediju usne šupljine, kao i u bilo kojoj tvari koju pacijent uzima kroz usnu šupljinu.

h) Treba da bude male specifične težine i dobar vodič topline.

i) Mora se s lakoćom reparirati ako dođe do loma, a reparatura ne smije zahtijevati komplicirani postupak ili skupu aparaturu.

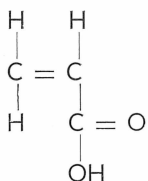
Na žalost, niti jedna sintetička organska masa koja se danas upotrebljava u stomatološkoj i kirurškoj protetici, ne ispunjava u potpunosti te uvjete.

Danas su, međutim, akrilatne mase još uvijek u mnogim područjima stomatološke i kirurške protetike materijal koji ima ogromnu prednost pred ostalim materijalima, koji bi ih eventualno mogli zamijeniti. Stoga su autori odlučili da dadu kraći pregled fizikalnih i kemijskih svojstava akrilatnih masa te pozitivnih i negativnih strana njihove primjene.

## FIZIKALNA I KEMIJSKA SVOJSTVA

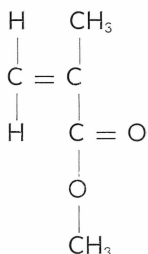
Većina organskih sintetičkih masa koje se upotrebljavaju u stomatološkoj protetici pa tako i akrilatne mase, formiraju se u polimere polimerizacijom koja je poznata pod imenom **aditivna polimerizacija**.

Sve akrilatne mase kemijski su derivati akrilne kiseline:



AKRILNA KISELINA

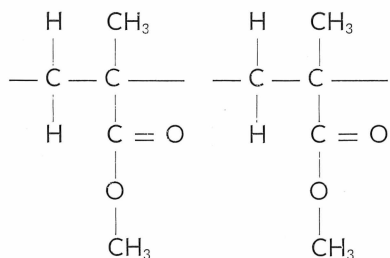
Preko akrilne kiseline dolazimo i do akrilatne umjetne mase, koja se upotrebljava u stomatološkoj i kirurškoj protetici, a koju predstavlja polimer polimeriziran od monomera (jednog mera tj. jedne molekule) metil metakrilata:



METIL METAKRILAT

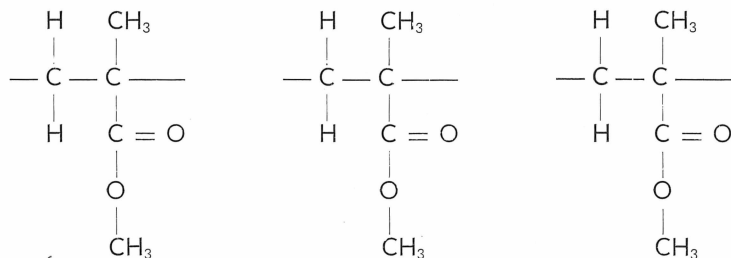
Kad je proteza od akrilatne mase već polymerizirana, takva akrilatna masa predstavlja polimer koji nastaje polymerizacijom. Pojam polimer nam označava više molekula, tj. više mera, spojenih u lanac.

Ako u jednoj molekuli metil metakrilata, koja posjeduje dvostruke veze između ugljikovih atoma, dođe do otvaranja dvostrukih veza, počima reakcija polymerizacije i preko tih veza formira se lanac molekula, tj. polimer. Ako jedna molekula metil metakrilata (monomer) stupi u reakciju sa još jednom molekulom monomera, dobivamo dvije molekule spojene zajedno ili dimer (dva mera):



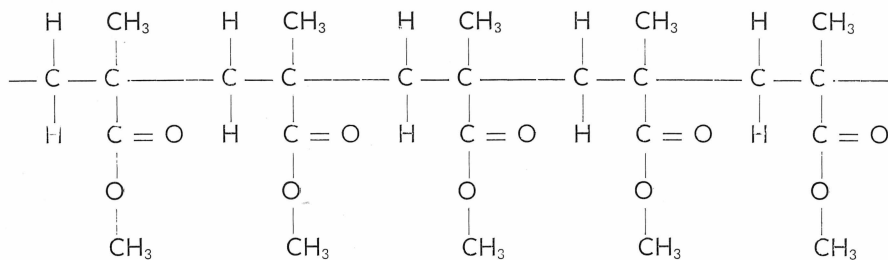
DIMER

Ako stupe u reakciju tri molekule monomera, dobivamo trimer:



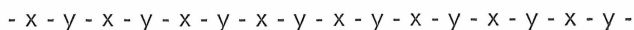
TRIMER

Ako pak stupi u reakciju mnogo molekula monomera metil metakrilata, dobivamo polimer metil metakrilata, tj. polimetil metakrilat:



POLIMER (POLIMETIL METAKRILAT)

Ukoliko, međutim, dođe do spajanja dvaju ili više različitih monomera, dolazi do procesa koji je poznat pod imenom kopolimerizacija. Pri tome je važno spomenuti da monomeri mogu biti kopolimerizirani samo u slučaju kad su ispunjeni određeni uvjeti. Naime, dva monomera koji kopolimeriziraju, moraju biti topljivi jedan u drugome i moraju polimerizirati u isto vrijeme. Na taj se način kopolimerski lanac formira od obiju monomernih jedinica, koje se pojavljuju zajedno u lancu molekula. Ako se kao primjer uzmu dva različita monomera umjetnih masa, nazovimo ih simbolima x i y pa ako su pomiješani u jednakim dijelovima i polimeriziraju istovremeno i u istoj mjeri, razumije se da kopolimer može biti:



Tako je stvoren kopolimer čija se svojstva razlikuju od svojstava prvog i drugog polimera. Monomeri mogu biti pomiješani i u nekom drugom omjeru, na primjer jedna trećina monomera x i dvije trećine monomera y pa će se dobiti kopolimer svojstava različitih od prijašnjeg. Molekularna težina kopolimera ili polimera, koji se formirao aditivnom polimerizacijom, bit će jednaka ukupnom zbroju mera u molekularnom lancu. To je u uskoj vezi sa čvrstoćom i tvrdoćom polimera. Pretpostavljamo, naime, da tekući monomer ima konzistenciju tekućine, stoga što su molekule dovoljno male i lako se kreću jedna oko druge. Kad započne polimerizacija molekule se međusobno povezuju, teže se kreću, viskozitet mase raste, dok ne postanu tako dugačke da polimer postane krut, budući da polimer stvara mrežu polimernih lanaca. Iz toga proizlazi da se produžavanjem polimerskog lanca, tj. povećanjem molekularne težine, povećava čvrstoća i tvrdoća umjetne mase.

Akrilatne mase dolaze u promet obično u obliku praška (djelići polimera) i tekućine (monomer).

Monomer (metil metakrilat) je prozirna tekućina, s temperaturom ključanja na  $100,8^{\circ}\text{C}$ . Nakon što polimerizira, ona formira transparentnu bistru masu. Specifična težina je 1,19. Lako je hlapljiv i upaljiv pa stoga treba posudu s monomerom držati uvijek zatvorenu i udaljenu od plamena.

Polimer se sastoji od sitnih zrnaca ili kuglica. Zrnca polimera su transparentna i impregnirana pigmentom, koji se nalazi nalijepljen na zrcima. Budući da svjetlo penetriira polimeriziranu masu proteže, pigment ga reflektira i na taj način osigurava ispravnu boju i osjenčenja.

Polimerizacija može nastati pomoću dviju metoda — dovođenjem temperature i na normalnoj sobnoj temperaturi. U polimeru uvijek ima kemikalije koju nazivamo inicijator, obično je to benzoil peroksid  $(\text{C}_6\text{H}_5\text{COO})_2$ , bez obzira na to je li masa namijenjena za polimerizaciju temperaturom ili hladnu polimerizaciju tj. polimerizaciju na sobnoj temperaturi. Kad se inicijator aktivira nekim oblikom energije, kao na primjer temperaturom, započinje polimerizacija. Ukoliko se polimerizacija vrši na sobnoj temperaturi monomeru se dodaje aktivator (obično dimeti-p-toluidin). Kad se monomer u kom se nalazi aktivator pomiješa sa polimerom, aktivira se inicijator u polimeru pa može započeti polimerizacija na sobnoj temperaturi. Međutim, da monomer ne bi sam započeo polimerizirati, njemu se često dodaje kao inhibitor hidrokinon. Rose, Joginder Green<sup>3</sup> su istraživali efekte hidrokinon inhibitora,

amin promotora i peroksid katalizatora na stupanj polimerizacije polimetil metakrilata. Stupanj polimerizacije uspoređivali su sa određenim rastom temperature i trajanjem njene najviše tačke. Autori su primijetili da vrijednosti katalizatora benzoil peroksida koje rastu ili promotora dimetil-p-toluidina skraćuju vrijeme procesa, a povećavaju visinu polimerizacijske temperature, koja nastaje uslijed vezanja polimetil metakrilat - metil metakrilata. Nasuprot tome, više vrijednosti inhibitora hidrokinona u monomeru produžuju vrijeme procesa i snižavaju maksimalnu visinu temperature. Isti autori su eksperimentalno dokazali da se stupanj polimerizacije autopolimerizirajućih akrilatnih masa snažno mijenja sa veličinom djelića polimera, pri čemu sitan prah povećava vrijednost stupnja polimerizacije. Stabilnost boje i mogućnosti bojadisanja ispitivali su mnogi autori (Woelfel i sur<sup>4</sup>, Chevita rese i sur<sup>5</sup>, Strain<sup>6</sup>). Ograničeni broj materijala koji se upotrebljavaju za bojadisanje sintetskih masa iz kojih se izrađuju totalne proteze, su uobičajene supstancije koje se upotrebljavaju u hrani, lijekovima, kozmetičkim preparatima te medicinskim i dentalnim preparatima. Tashma<sup>7</sup> opisuje jednostavni postupak za bojenje somatoproteza, sa širokom skalom boja.

Prva faza tehničke izrade akrilatne mase sastoji se u miješanju tekućine monomera i praška polimera. Te dvije komponente miješaju se u takvom omjeru da tekućina bude zasićena praškom. Obično se smjesa ostavi kraće vrijeme u zatvorenoj posudi da ne bi došlo do ishlapljivanja monomera. Nakon izvjesnog vremena masa postaje po konzistenciji slična tijestu i u tom stanju plastičnosti lako se modelira i oblikuje u formu proteze ili zuba. Prema tome, mješavina prolazi razne konzistencije: najprije dobiva izgled vlažnog pijeska, zatim postaje mekana kao tijesto (moment kad se stavlja u kivetu), potom žilava kao koža i napokon potpuno stvrdne (Suvini<sup>8</sup>).

U slučaju polimerizacije akrilatne mase uz dovođenje temperature, uobičajeni je postupak slijedeći: dobro zatvorena kiveta u kojoj je akrilatna masa ispunila prostore negativa modela proteze, stavlja se u vodu, koja se zagrijava postepeno do temperature polimerizacije, koja se nalazi na cca 70°C. Na toj visini temperatura se nalazi otprilike jedan sat, nakon čega se povisuje do tačke vrijenja. Tek nakon jednog sata, kiveta se ostavlja da se polagano hladi. Nakon izvjesnog vremena, kad je već kiveta potpunoma hladna, može se pristupiti oslobađanju proteze iz njenog sadrenog kalupa. Budući da akrilatna masa pokazuje tendenciju kontrahiranja, mnogi autori nastojali su u svojim radovima pridonijeti rješenju tog problema, kako bi se ta negativna pojava izbjegla ili smanjila. Treba vrlo pažljivo kontrolirati i tehničku stranu polimerizacije, jer i pri najmanjoj nepažnji mogu nastati dimenzionalne promjene pa i poroznost materijala, što može imati neugodnih reperkusija za pacijente nosioce totalnih proteza.

#### DIMENZIONALNE PROMJENE

Woelfel, Paffenbarger i Sweeney<sup>9</sup> su istraživali dimenzionalne promjene koje se pojavljuju u protezama u toku procesa izrade te su utvrdili da su sve proteze pokazale određeno iskrivljenje. Isti autori smatraju da se najveće linearne dimenzionalne promjene zbivaju u području stražnjeg prijesjeka proteze, u vrijeme kad se polimerizirana proteza vadi iz sadrenog modela.

Konvencionalne akrilatne mase kod kojih su primijenili uobičajenu tehniku kompresije kivete bile su jednako tako stalne u dimenziji kao i ispitivane specijalne mase. Woelfel, Paffenberger i Sweeney (cit. po Stanfordu<sup>10</sup>) kliničkim su ispitivanjima dokazali da bi proteze trebale da budu podložene svakih 3 do 5 godina zato što dolazi do promjena na tkivima, a ne zbog dimenzionalnih promjena u protezi. Moore<sup>11</sup> je također zaključio da sve proteze izrađene iz sintetskih masa pokazuju dimenzionalne promjene, koje nastaju u toku postupka izrade. Sa gledišta same retencije, akrilatna masa polimerizirana temperaturom je najbolja od testiranih materijala (Hamrick<sup>12</sup>). Hladno polimerizirajuće proteze imaju slabiju retenciju, a proteze od lijevanog metala i od kaučuka najmanju. Studiju o preciznosti priljublivanja proteza koje su izrađene od različitih materijala, izradili su Peyton i Anthony<sup>13</sup> i došli su do rezultata da su proteze od autopolimerizirajućeg akrilata bile najpreciznije, a kad su duže vrijeme bile deponirane u vodi relativno su se najmanje mijenjale, kao rezultat smanjenih napetosti koje se formiraju u kiveti kod polimerizacije temperaturom kao posljedica hlađenja. U prethodnom radu Anthony i Peyton<sup>14</sup> evaluirali su tačnost priljubljenosti proteza načinjenih od različitih materijala iz kojih su proteze izrađene raznim metodama pa su najtačnije prijanjanje ustanovili kod proteza od autopolimerizirajućih akrilata, što su pripisali manjoj napetosti, koja je posljedica niže temperature tokom polimerizacije. I u jednom i u drugom radu, premda ispitivane proteze koje su polimerizirane temperaturom nisu tako dobro prijanjale uz podlogu kao prethodne, autori su ih ocijenili kao klinički dobre i prihvatljive. Mirza<sup>15</sup> je, međutim, iznio da je kliničko prijanjanje autopolimerizirajućih proteza bilo jednako tako dobro kao kod proteza polimeriziranih temperaturom.

Sörensen i Ryge<sup>16</sup> su ispitivali pojavu trajne deformacije sintetičkih masa pod raznim opterećenjima kod raznih temperatura i zaključili da vrijednosti odstupanja rastu sa temperaturom i opterećenjem, a sve se mase na temperaturama od 21—34° C uglavnom oporavljaju nakon primijenjenog opterećenja.

Termičku ekspanziju vlažnih proteza od sintetskih masa, kod povišeneja temperature od sobne na temperaturu usne šupljine, Woelfel, Paffenberger i Sweeney<sup>17</sup> izmjerili su linearno od 0,17 do 0,07%, međutim, ove male dimenzionalne promjene nemaju praktičnog značenja, jer se klinički ne može utvrditi njihov efekat na retenciju i funkciju proteze.

U želji da se smanje dimenzionalne promjene, Smith i sur<sup>18</sup> su izradili tehniku polimerizacije autopolimerizirajuće akrilatne mase u vodi, pod kompresijom zraka, smatrajući da su radovi izrađeni na taj način mnogo precizniji i da pokazuju manju poroznost nego proteze polimerizirane temperaturom.

Poznato je da akrilati apsorbiraju vodu i da su slabo otporni na udarce (Smith<sup>19</sup>). Ispitivanje proteza izrađenih od akrilatnih masa, koje su nosili pacijenti i koje su bile pohranjene u toku 18 mjeseci u vodi, pokazalo je da su i u jednom i u drugom slučaju proteze ekspandirale. Međutim, Woelfel, Paffenberger i Sweeney<sup>4</sup>, koji su ta istraživanja vršili, smatraju da su promjene bile toliko male, da nisu imale nikakvog praktičnog značenja.

Schipee<sup>20</sup> je izmjerio porast vertikalne dimenzije okluzije te je došao do zaključka da on može biti smanjen za oko 50%, ako se stvori specijalnim od-

vodima mogućnost da višak mase u kiveti izlazi iz kivete nakon konačnog zatvaranja.

Usporedbom priljublivanja metalnih i akrilatnih baza, *Lundquist*<sup>21</sup> je utvrdio da su metalne baze u području nepčanog svoda imale manju diskrepancu nego najbolje priljubljene test proteze izrađene iz akrilatne mase.

Pokušavajući komparirati pojavljivanje fraktura proteza izrađenih iz dvaju različitih materijala *Grant*<sup>22</sup> je dobio rezultate koji su pokazivali, da je kod proteza izrađenih iz akrilatnih masa sa porculanskim zubima, bilo devet puta više frakturiranih proteza, nego kod proteza izrađenih od vinilnih masa, sa zubima također od vinilne mase. Taj rezultat je posve razumljiv, kad se ima na umu da se u prvom slučaju radilo o mehaničkoj vezi između proteze i zubi, a u drugom slučaju o kemijskoj vezi.

## PRIMJENA AKRILATNIH MASA

Upotreba akrilatnih masa veoma je široka. Ne samo da se razne akrilatne mase upotrebljavaju kao materijal za izradu totalnih ili parcijalnih proteza i za izradu zubi (*Kafalias i sur*<sup>23</sup>, *Phillips*<sup>24</sup>, *Sweeney i sur*<sup>25</sup>, *Wiland*<sup>26</sup>), već se one upotrebljavaju i za izradu kirurških proteza (*Converse*<sup>27</sup>, *Lam*<sup>28</sup>, *Strain*<sup>29</sup>). Osim toga akrilatne mase svojim svojstvima omogućuju da se i dalje traže mogućnosti njihove primjene u stomatologiji. Tako je na primjer *Converse*<sup>27</sup> izradio i predložio upotrebu epitelijne inlay tehnike pomoću akrilatnih masa, a *Lam*<sup>26</sup> je prikazao ekstenziju izrađenu od mekane akrilatne mase, kojom je nadgradio opturator, kako bi postigao veću stabilnost i retenciju proteze.

Orofacijalne proteze spadaju među teže konstrukcije, naročito kad su potrebni elastični rubovi (*Strain*<sup>29</sup>), pa stoga *Converse*<sup>27</sup>, koji naglašava da je kirurška protetika neophodan pomoćnik rekonstruktivne kirurgije u mnogim vrstima deformacija i malformacija čeljusti, smatra neophodnom usku kolaboraciju kirurga i protetičara u liječenju mnogih vrsti orofacijalnih defekata.

U kirurškoj protetici izrađuju se od akrilatnih masa resekcijske proteze, epiteze, šine i otvarači. Kod resekcijskih proteza suština problema je u funkciji, a ona ovisi o retenciji, dok je kod epiteze bit problema u pokrivanju defekta iz estetskih razloga, a to ovisi o retenciji i prilagođivanju okolnom miljeu. Budući da kod resekcijske proteze postoji nekoliko konstruktivnih rješenja, retentivni nastavak i proteza mogu biti kruti, ili oboje iz elastične akrilatne mase, ili može biti elastičan retentivni nastavak, a proteza izrađena od krute akrilatne mase. Kod epiteze, međutim, postoje dvije mogućnosti kod samog tijela epiteze neovisno o retenciji, dok za retenciju postoje u pravilu isti principi kao i kod resekcijske proteze, s time što se ponekad služimo i pomoćnim retencijama izvan lica i usne šupljine. Tijelo epiteze može se izraditi od tvrdog akrilata s tim da se boja pokuša približno prilagoditi koži. To se postiže miješanjem raznih boja akrilata, kao što radimo kod Jacket krune. Samo ovdje ne nijansiramo već postizemo jednoličnu boju. Nakon toga se epiteza bojadiše na pacijentu posebnim akrilatnim bojama. Tako se sasvim prilagodi boji kože. Najteže je odrediti sjaj epiteze, jer ako je sasvim bez sjaja, odmah se primjećuje, ali se isto tako lako primjećuje i ako joj se da jak jed-

nolični sjaj. Pravilni sjaj postiže se doziranim lakiranjem. Loša strana proteze izrađene iz tvrdog materijala je u tome, što ni minimalno ne slijedi pokrete okolnog tkiva. Kod funkcije mimičke muskulature uslijed toga nastaje između proteze i živog tkiva praznina koja se više ili manje da uočiti. Prema tome, za prilagođivanje funkciji mimične muskulature bolja je epiteza od mekanog akrilata, jer su kod nje praznine između rubova epiteze i živog tkiva u funkciji minimalne ili ih uopće nema. Problem je međutim kod tih epiteza prilagođavanje boje proteze boji okolne kože. Rade se iz specijalnih mekih akrilata, koji imaju veliku skalbu boja i kod kojih se mješanjem boja mogu postići zadovoljavajući rezultati. Dakle, ovdje što se tiče boje treba izvršiti nijansiranje prije nego što se epiteza polimerizira temperaturom isto kao i kod akrilatne krune, a to je dosta teško i nesigurno, jer se ne radi samo o dvije-tri nijanse kao kod Jacket krune, već o nizu nijansa i nizu detalja.

Sve ostale naprave (šine, otvarači) u kirurškoj protetici izrađuju se iz običnog tvrdog akrilata. Iznimku čine samo neke naprave u preoperativnom razdoblju.

U traženju daljnje mogućnosti primjene akrilatnih masa Campaign<sup>30</sup> je predložio izradu specijalne žlice od akrilata kojom se otkriju sačuvani zubi u fronti, tako da se glavni dijelovi otiska uzimaju pastom za funkcionalni otisak, a otisak zubi elastičnom masom.

Krikos<sup>31</sup> preporuča autopolimerizirajući akrilat, radi njegovih odlika, za uzimanje otiska kod pinlay tehnike u svrhu fiksacije otiska parapulpalnih kolčića. Beeson<sup>32</sup> naglašava da upotreba brzovezujućih akrilata u razvoju tehnike modeliranja u ustima omogućuje velik korak naprijed, budući da eliminira potrebu za pozitivom na sadrenom modelu i artikulatom.

Usprkos tome što je bilo izvršeno obilno istraživanje kemijskih i fizikalnih svojstava sintetskih masa za proteze, ima iznenađujuće malo informacija o karakteristikama materijala, koji su izrađeni za specifičnu upotrebu u izradi krunica i mostova. U tom području ispitivali su Kafalias, Swartz i Phillips<sup>23</sup> sintetičke mase u pogledu tvrdoće, otpornosti na abraziju, stabilnost boja i tolerancije tkiva. Među ostalim materijalima tkivo je pokazivalo relativno dobru toleranciju prema akrilatnim masama, no one su se pokazale slabo otpornima na abraziju zubnom četkicom. Ipak, autori naglašavaju da je klinička značajnost primijećenih slabosti diskutabilna.

Sweeney i sur<sup>25</sup> također su dokazali da su mehaničke odlike akrilatnih zubi niske u komparaciji sa mehaničkim odlikama drugih materijala koji se upotrebljavaju u restaurativne svrhe u usnoj šupljini.

Umjetne mase koje se najviše upotrebljavaju, tj. polimetil metakrilat i kopolimeri u kojima je metil metakrilat veći sastavni dio, imaju mnoge odlike koje ih čine materijalima atraktivnim za proizvodnju zubi. Reakcija monomera u nepolimeriziranoj proteznoj bazi formira sa akrilatnim zubima idealnu kemijsku vezu između protezne baze i zubi, no Phillips<sup>24</sup>, osim slabe otpornosti na abraziju i male tvrdoće uobičajenih masa za izradu fasetiranih i Jacket krunica, navodi i pomanjkanje adekvatne veze tj. spoja sa zlatnom legurom kao podlogom. U namjeri da poboljšaju neka svojstva, kao što su otpornost na abraziju, sintetskim masama su dodavana staklena vlakna i razna druga punila. Isto tako se pristupilo ispitivanju fizikalnih svojstava nekih novijih



proizvoda, međutim, ta ispitivanja dovela su do mišljenja (Phillips<sup>24</sup>) da su ispitivani proizvodi bili bolji u jednom dijelu svojstava, no ipak lošiji prema drugim komercijalnim masama u nekim drugim karakteristikama. Na primjer Phillips<sup>24</sup> navodi da epoksi mase imaju jaču adheziju prema zlatnoj leguri nego druge sintetičke mase, ali s druge strane, epoksi mase tendiraju snažnijem upijanju vode i imaju smanjenu stabilnost boje. Interesantan je rad Willanda<sup>15</sup> u kojem on opisuje tehniku retrakcije gingivnih tkiva prije uzimanja konačnog otiska, što on postiže upotrebom modificirane akrilatne priremene krunice sa retrakcijskim ovratnikom.

## REAKCIJA TKIVA

Woelfel i sur<sup>33</sup> i Means<sup>34</sup> upozoravaju na opasnost od nestručnog podlaganja proteza te ujedno Woelfel<sup>33</sup> opisuje ekstenzivnu resorpciju mandibule kod žene koje je proteza bila nestručno podlagana u toku 8 godina.

Veliki broj pacijenata ima totalnu ili parcijalnu protezu ispod koje imaju razvijenu inflamatornu papilarnu hiperplaziju. Cijelo tvrdo nepce ili samo jedan njegov dio može biti pokriveno difuznim multiplim papilama (Fairchild<sup>35</sup>). Struja zraka uperena prema tome tkivu, razdvaja papile i otkriva između njih fisure različite dubine. Za ovakvu inflamatornu hiperplaziju, koja se često razvija u tkivu koje se nalazi u području komorice za negativni tlak, patolozi uglavnom ne smatraju da je neoplastigena, usprkos tome što je Hoebaek<sup>36</sup> iznio četiri slučaja karcinoma ispod zračne komorice. Podaci koje je dobio Fairchild<sup>35</sup> upućuju da etiologija inflamatorne hiperplazije ne mora biti bakterijska, već se može pripisati reagiranju materijala u toku polimerizacije, tehničari uzimanja otiska nepčanog svoda i neprikladnoj upotrebi materijala za otisak.

Schmitz<sup>37</sup> je ispitivao 125 pacijenata koji su pokazivali znatnu inflamatornu papilarnu hiperplaziju te je došao do zaključka da je proliferacija hiperplastičkog tkiva nastala zbog lošeg prijanjanja proteza, kao efekat iritacijskih trenja uzrokovanih klizanjem i ljuľljanjem.

Akrilatne mase koje služe za izradu mostova ispitivao je Podshadley<sup>38</sup> i utvrdio da u slučaju priljubljenosti materijala uz sluznicu u prvih šest mjeseci dolazi do pojave koja je mikroskopski karakterizirana kao parakeratoza, dok su nakon tog intervala tkiva pokazivala dobru toleranciju.

Fuchs<sup>39</sup> upozorava na opasnost razvoja bakterija kod upotrebe mekih akrilata, međutim, kliničkim pretragama to nije utvrđeno. On naglašava i to da je dezinfekcija takvih materijala relativno teška.

U pogledu bakteriostatskih svojstava, Bahn i Michalsen<sup>40</sup> testirali su različite materijale, tako da su dodavali bakteriostatske agense autopolimerizirajućim akrilatima te su utvrdili da se najveći dio bakteriostatskih agensa dodanih akrilatnoj masi pokazao neefikasnim, osim u mješavinama koje su sadržavale supstituirani benzil amonijum klorid, propilen glikol i bornu kiselinu i koje su pokazale bakteriostatska svojstva u odnosu na test organizma kao i fungistatičko djelovanje na *C. albicans*. Autopolimerizirajući akrilat pokazao se bakteriostatski inertnim, dok su se bakteriostatičnima pokazali samo

inkompletni polimeri, kao što je na primjer metol metakrilat, u kome postoji visoka koncentracija rezidualnog monomera.

Postoji jasna potreba daljnjih istraživanja inkorporacije bakteriostatskih agensa u akrilatnu masu, međutim, s time se javlja i problem, kakva će biti reakcija flore usne šupljine na stalnu prisutnost bakteriostatskog akrilata, koliko će trajati bakteriostatičnost u masi totalne proteze, kao i problem toksičnosti bakteriostatske mase na tkiva usne šupljine.

#### S a d r ž a j

Autori daju opsežan prikaz stanja na polju akrilatnih masa razmatrajući fizikalne i kemijske osobine akrilatnih masa, kao i njihove prednosti i mane u okviru upotrebe u stomatološkoj i kirurškoj protetici. Osim toga, autori navode veći broj radova, koji o tom problemu postoje u svjetskoj literaturi.

#### S u m m a r y

##### USE OF ACRYLATES IN DENTAL PROSTHETICS

An extensive survey of the use of acrylates is given and their physical and chemical properties, advantages and shortcomings in dental and surgical prosthetics discussed. Several works written on the problem in the world literature are mentioned.

#### Z u s a m m e n f a s s u n g

##### AKRYLATE IN DER PROTHETISCHEN STOMATOLOGIE

Die Autoren bringen eine ausführliche Darstellung der Arkylat-Massen, ihrer chemischen und physikalischen Eigenschaften, als auch ihrer Vor- und Nachteile für die Anwendung in der prothetischen und chirurgischen Stomatologie. Ein Schriftennachweis aus der Weltliteratur ist beigegeben.

#### L I T E R A T U R A

1. HARRIS, E.: J. Pros. Den., 11:673, 1961
2. PHILLIPS, R. W., SKINNER, E. W.: Elements of Dental Materials, W. B. Saunders Comp., Philadelphia-London, 1965
3. ROSE, E. E., JOGINDER, L., GREEN, R.: J. A. D. A., 56:375, 1958
4. WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G. C., SWEENEY, W. T.: J. A. D. A., 62:644, 1961
5. CHEVITARESE, O., CRAIG, R. G., PEYTON, F. A.: J. Pros. Den., 12:711, 1962
6. STRAIN, J. C.: J. Pros. Den., 11, 1961
7. TASHMA, J.: J. Pros. Den., 17:303, 1967
8. SUVIN, M.: Zubna protetika, školska knjiga, Zagreb, 1956
9. WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G. C., SWEENEY, W. T.: J. A. D. A., 61:413, 1960
10. STANFORD, J. W.: J. A. D. A., 72:1464, 1966
11. MOORE, F. D.: J. Pros. Den., 17:222, 1967
12. HAMRICK, J. E.: J. Pros. Den., 12, 1962
13. PEYTON, F. A., ANTHONY, D. H.: J. Pros. Den., 13:269, 1963
14. ANTHONY, D. H., PEYTON, F. A.: J. Pros. Den., 12:67, 1962
15. MIRZA, F. D.: J. Pros. Den., 11:848, 1961
16. SRENSSEN, S. E., RYGE, G.: J. Pros. Den., 12:1079, 1962
17. WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G. C., SWEENEY, W. T.: J. A. D. A., 67:489, 1963
18. SMITH, D. E., LORD, J. L., BOLENDER, C. L.: J. Pros. Den., 18:103, 1968
19. SMITH, D. C.: J. Pros. Den., 12:1066, 1962
20. SCHIPPÉE, R. W.: J. Pros. Den., 11:1080, 1961

21. LUNDQUIST, D. O.: J. Pros. Den., 13:102, 1963
22. GRANT, W. F. D.: J. A. D. A., 61:578, 1960
23. KAFALIAS, M. C., SWARTZ, M. L., PHILLIPS, R. W.: J. Pros. Den., 13:1087, 1963
24. PHILLIPS, R. W.: J. Pros. Den., 14:554, 1964
25. SWEENEY, W. T., YOST, E. L., LEE, J. G.: J. A. D. A., 56:833, 1958
26. WILAND, L.: J. Pros. Den., 14:975, 1964
27. CONVERSE, J. M.: J. Pros. Den., 13:571, 1963
28. LAM, R. V.: J. Pros. Den., 13:387, 1963
29. STRAIN, J. C.: J. Pros. Den., 11:790, 1961
30. CAMPAGNA, S. J.: J. Pros. Den., 20:196, 1968
31. KRIKOS, A. A.: J. Pros. Den., 20:235, 1968
32. BEESON, P. E.: J. Pros. Den., 13:493, 1963
33. WOELFEL, J. B., KREIDER, J. A., BERG, T.: J. A. D. A., 64:763, 1962
34. MEANS, C. R.: J. Pros. Den., 14:1086, 1964
35. FAIRCHILD, J. M.: J. Pros. Den., 17:232, 1967
36. HOBBAEK, A.: Acta Radiol., 22:259, 1949
37. SCHMITZ, J. F.: J. Pros. Den., 14:1034, 1964
38. PODSHADLEY, A. G.: J. Pros. Den., 19:51, 1968
39. FUCHS, P.: DZZ, 21:163, 1966
40. BAHN, A. N., MICHALSEN, R. C.: J. Pros. Den., 11:237, 1961