



Polimer kémiai alapfogalmak, fogászati polimerek

Dr. Bukovinszky Katalin, Dr. Szalóki Melinda,
Bakó József

Készült: 2015.05.31.

A tananyag elkészítését "Az élettudományi- klinikai felsőoktatás gyakorlatorientált és hallgatóbarát korszerűsítése a vidéki képzőhelyek nemzetközi versenyképességének erősítésére" TÁMOP 4.1.1.C-13/1/KONV-2014-0001 számú projekt támogatta. A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósult meg.



TARTALOMJEGYZÉK

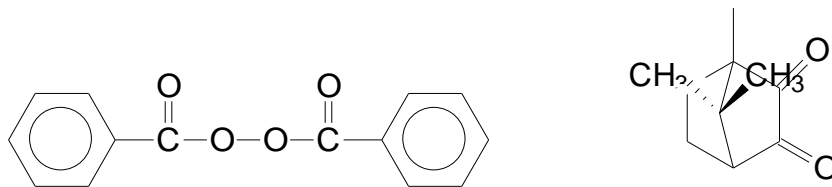
7. POLIMER KÉMIAI ALAPFOGALMAK, FOGÁSZATI POLIMEREK	3
7.1 Polimer kémiai alapfogalmak.....	3
7.2 Fogászati polimerek	5
7.2.1 Kompozitok (polimer bázisú tömőanyagok).....	5
7.2.1.1 Történet	6
7.2.1.2 Összetétel.....	7
7.2.1.3 Kompozitok osztályozása.....	13
7.2.1.4 Tulajdonságok	18
7.2.2 Fogsorok készítésére alkalmas polimerek és technikák	33
FELADATOK.....	Hiba! A könyvjelző nem létezik.
Felhasznált szakirodalom	41



7. POLIMER KÉMIAI ALAPFOGALMAK, FOGÁSZATI POLIMEREK

7.1 Polimer kémiai alapfogalmak

A polimerek olyan makromolekulák, amelyek sok monomer egységből épülnek fel. Az ismétlődő egységek lehetnek azonosak, ebben az esetben homopolimerekről beszélünk. Lehetnek eltérőek, ekkor kopolimerekről beszélünk. A 20-50 monomeregységből felépülő polimereket oligomereknek nevezzük. A polimerek moláris tömege a monomeregységek moláris tömegének összege. A monomerek polimerekké történő átalakulását a konverzió mutatja meg. A polimerizáció soha sem ad 100 %-os konverziót és általában zsugorodással jár. A polimerizációs láncreakció beindításához iniciátor molekula szükséges. A fogászatban a leggyakoribbak a benzoil-peroxid (BPO), kámforkinon (CQ).



1. ábra: BPO és CQ szerkezeti képlete

A benzoil-peroxid hőérzékeny molekula, vagyis hőközlés hatására bomlik reaktív gyökökké beindítva ezzel a polimerizációs láncreakciót. A benzoil-peroxid mellett tercier aminokat használva elérhetjük, hogy a polimerizáció hőközlés nélkül (önkötő) elinduljon. A kámforkinon fényérzékeny iniciátor. A polireakcióknak két típusát különböztetjük meg. A lépéses (step) és a lánc (chain) polimerizációt. A lépéses polireakciók két típusa a poliaddíciót és a

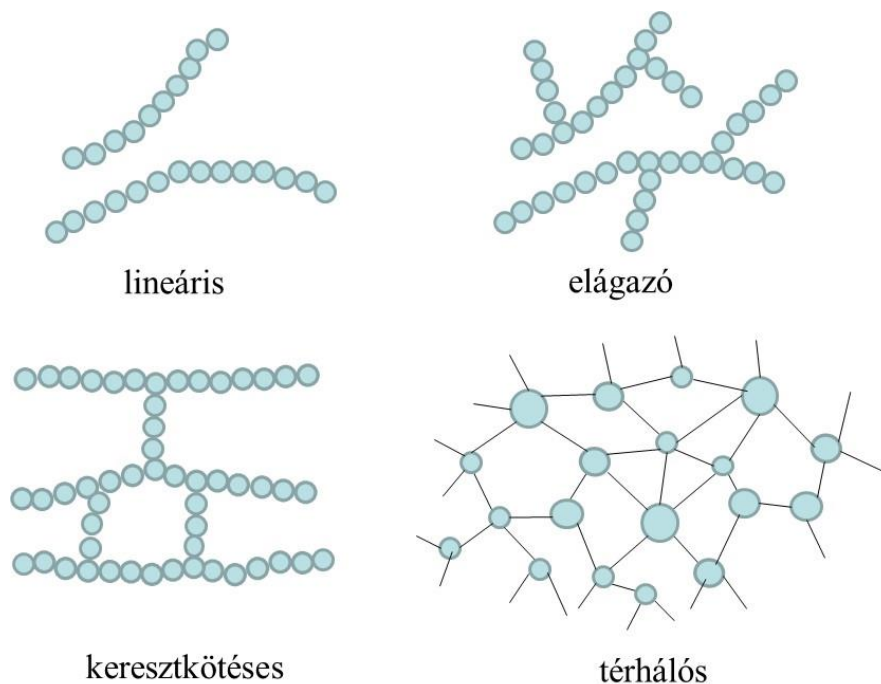
polikondenzáció. Mindkét esetben minden reakciólépésben stabil vegyületek képződnek, a különbség a két folyamatban csak annyi, hogy a poliaddíció nem jár melléktermék képződésével, míg a polikondenzációs folyamatban valamilyen kis molekulású melléktermék (víz vagy alkohol) lép ki. A lánc polimerizáció esetén a köztitermékek nagyon reaktív vegyületek, nem stabilak, nem preparálhatók ki, gyorsan tovább alakulnak. A polimerizációs láncreakció szakaszokra bontható. Az első lépés az iniciáció, amelyben az iniciátor molekulákból reaktív részecskék keletkeznek. A második lépés a láncnövekedés (propagáció), melyben a reakcióképes aktív centrumok a monomerekkel láncszerűen kapcsolódnak össze. A harmadik lépés a láncczáródás, amelyben a láncnövekedés megáll, az aktív centrumok megszűnnek. Mellékreakcióként meg kell említenünk a láncczátadást, amely reakció a képződő polimer molekulatömegét akár jelentősen is csökkentheti.

A fogászatban leggyakrabban használt monomerek a metil-metakriát (MMA), biszfenol-A-glicidil dimetakrilát (Bis-GMA), 2-hidroxi metakrilát (HEMA), uretán-dimetakrikát (UDMA), trietilén glikol dimetakrilát (TEGDMA) és trimetilolprópán- trimetakrilát (TMPTMA).



2. ábra: A fogászatban leggyakrabban használt néhány monomer

A polimerek térszerkezete lehet lineáris, elágazó, keresztkötéses és utóbbi három dimenziós változata, vagyis térhálós szerkezetű.



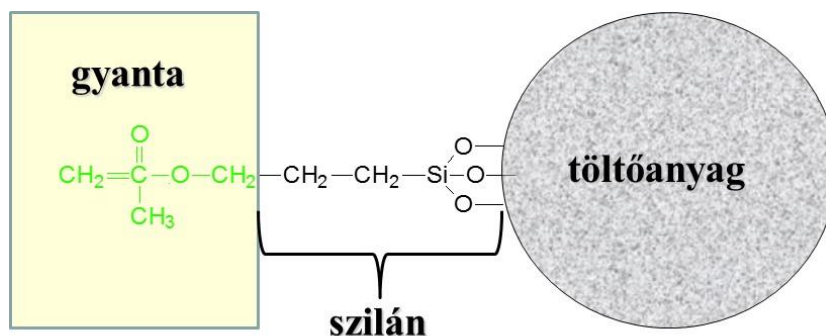
3. ábra: Polimerek lehetséges térszerkezete

A polimerek kristályszerkezetét tekintve lehetnek amorf és kristályos szerkezetűek. Az amorf polimerek, az üvegesedési hőmérséklet alatt üvegszerűek, gyakran átlátszóak. A kristályos polimerek szerkezetében valamilyen fokú rendezettség van. Legtöbb esetben a polimerek tartalmaznak amorf és kristályos részeket is, melyeknek arány a polimer típusa mellett a polimer előéletétől (termikus) is függ. A polimerek hő hatására eltérő módon reagálnak. A polimerek lehetnek hőre lágyuló (elasztomerek), hőre keményedő (termoreaktív, vagy duroplaszt) illetve szálképző anyagok. A hőmérséklet emelkedés hatására bekövetkező deformációt a polimerek termomechanikai görbéjén elemezhetjük.

7.2 Fogászati polimerek

7.2.1 Kompozitok (polimer bázisú tömőanyagok)

A tömőanyagok között talán a legnépszerűbb anyagcsalád. Szerkezetük összetett, három fő összetevőből áll. Alkotja egyrészt organikus polimer mátrix, amelybe a szerkezet megerősítése érdekében anorganikus, üveg részecskéket juttatnak. A két fő alkotó egymáshoz kapcsolása, kötődése érdekében szilán kapcsoló molekulákat alkalmaznak a gyártók, amelyet lényegében egy molekula réteggént, egyfajta bevonatként képzelhetünk el az üveg részecskék felszínén.



4. ábra: Kompozitok három fő alkotójának kapcsolata

A molekula nagyszerűsége, hogy egyaránt képes az üveghez és a polimer mátrixhoz kötődni, vagyis rajta keresztül valósul meg a két fő alkotó kémiai kapcsolása. Ezt az összetett szerkezetet magyarázza az anyag nevét adó szó; composition, mely összeállítást jelent.

7.2.1.1 Történet

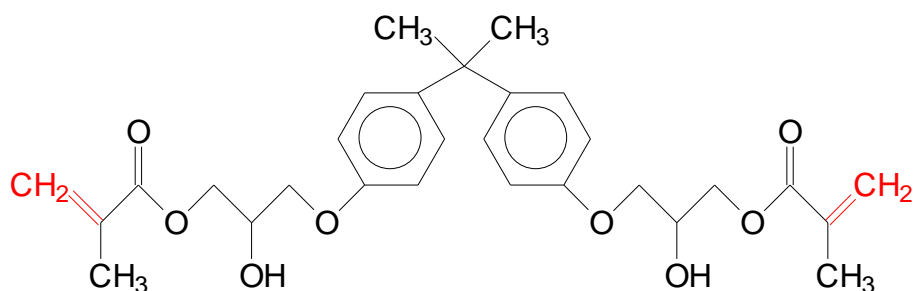
A kompozitok koncepciója az ötvenes években öltött testet az első gyanta bázisú tömőanyagokban. Ekkor az anyag még poli-metil-metakrilátot tartalmazott, később a hatvanas években fejlesztettek a gyantán, és cserélték le dimetakrilátra az eredeti polimetil-metakrilátot. Az első nevezetes dimetakrilát a bisz-fenol-A-glicidil-metakrilát (bisz-GMA) volt, mely azóta is sikeres alapösszetevő monomere a mai kompozitok gyantájának. Hetvenes évek közepére a piacon már megtalálhatóak az első UV fényre polimerizálódó változatai a tömőanyagoknak. A hetvenes évek végére további dimetakrilátok láttak napvilágot, melyek segítségével jobban tudták szabályozni a gyanta tulajdonságait, és az alkalmazhatóságot, mivel a bisz-GMA igen nagy viszkozitást adott a gyantának. A hetvenes évek végére a töltőanyag méretében is változtatásokat eszközöltek. A korábbi nagy, néha már látható méretű részecskéket apróbb töltőanyag részecskékké váltják le. Nem sokkal később rájöttek, hogy a túl nagy és a túl kicsi részecskék előnyeiket kombinálhatják egy anyagon belül is, így a nyolcvanas évek elejére megjelentek az első hibrid kompozitok, melyekben makro (10-50 μm) és mikro (40 nm) töltőanyagot alkalmaztak egyszerre. Ez a variáció nagy javulást hozott az anyag mechanikai és esztétikai tulajdonságaiban és kezelhetőségében is. A nyolcvanas évek közepére kifejlesztették az indirekt kompozitokat is. A nyolcvanas évek végére köztes méret tartományba eső részecskéket is keverték a kompozitokhoz, melyek a „minifill” és „midifill” elnevezést kapták, lényegében hibrid kompozitok voltak. A korábbi makro töltőanyaghoz (10-50 μm) képest a



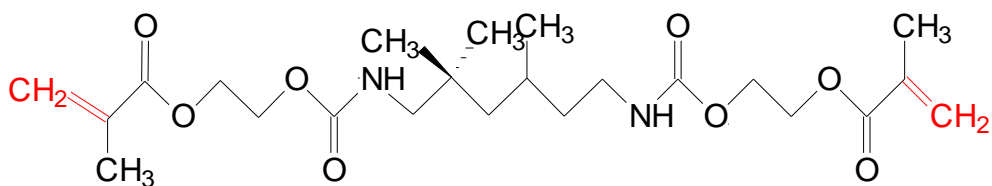
minifill kompozitokban 0.6-1 μm , a midifillekben 1-10 μm nagyságú töltőanyag részecskéket keverték a mikro töltőanyaghoz, ami valójában a mai nano méretű részecskékhez igen közel állt. A töltőanyag méretét tekintve, tehát eljut a nano mérettartományig a kétezres évekre, ami 5-100 nm nagyságú mérettartományt jelent, de gyakorlatban átlagosan 40-50 nm-es részecskékről van szó. A kilencvenes évek közepén egy gyakorlati, felhasználással összefüggő változás következett. Ennek köszönhetően a fogászati piacon megjelentek a folyékony kompozitok. Ettől kezdve a viszkozitás szempontjából két táborra oszthatóak a kompozitok folyékony és tömöríthető anyagokra. A kilencvenes évek közepére kezdtek elterjedni a mikrohibrid kompozitok, amelyekben (0.6-1 μm és 40 nm) részecskék vannak elkeverve. Ezeket a tömőanyagokat univerzális kompozitoknak is emlegetik, mivel egyaránt jól használhatóak a front és az őrlőfog régióban is. A hibrid kompozitok sikerén felbuzdulva a gyártók tovább növelték az egységnyi térfogatba juttatható részecskék számát, ami a nanotechnológiának köszönhetően megvalósítható volt. Lényegében a korábbi mikrohibrid kompozitokat fejlesztették tovább, aminek köszönhetően nano és nanohibrid kompozitokkal bővült a tömőanyag paletta. Bár az is igaz, hogy lényegesen a tulajdonságok nem javultak. A kétezres évek közepén a gyártókat leginkább a kompozitok zsugorodásának csökkentése érdekelte, ennek minimalizálására tettek lépéseket. Most a 2010. utáni időszakban újabb fejlesztések is zajlanak, melyek közül már megvalósult az önragasztó „self-adhesive” folyékony, egyelőre csak ragasztó cementek létrehozása.

7.2.1.2 Összetétel

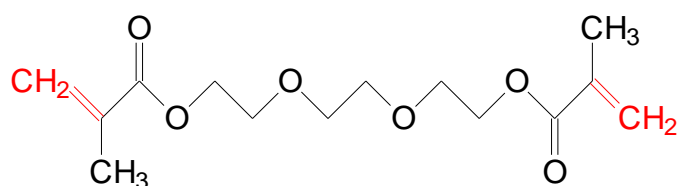
A polimerizálatlan mátrix dimetakrilátok keveréke, melyek telítetlen kettős kötéseket tartalmaznak, és szabadgyökös addíciós polimerizációban keresztkötésekkel stabilizált térhálós kopolimert formálnak.



Bisfenol A glicidil-dimetakrilát (Bisz-GMA)



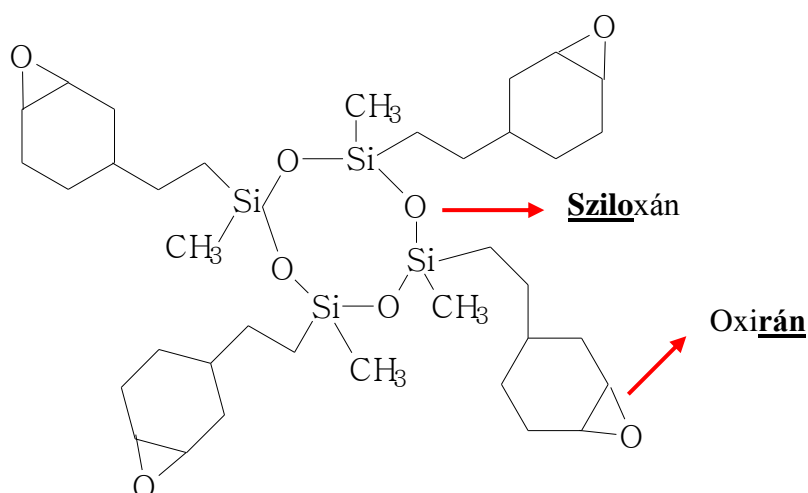
uretán-dimetakrilát (UDMA)



trietilénglikol-dimetakrikát (TEGDMA)

5. ábra: leggyakoribb dimetakrilátok szerkezeti képlete, pirossal jelölve a reakcióképes molekularészeket

A polimerizáció típusa azonban lehet ettől eltérő is, mint például kationos gyűrűfelnyílásos addíciós polimerizáció, amit a szilorán kompozitoknál lehet megfigyelni a különleges epoxi gyűrűt tartalmazó szilorán molekulának köszönhetően.



6. ábra: Szilorán molekula

Egyéb érdekes jelenséget is megfigyelhetünk egyes mai modern kompozitokban, mint például a fázis szeparáció jelenségét a hozzáadott dimer savaknak köszönhetően. Ennek során a mátrix

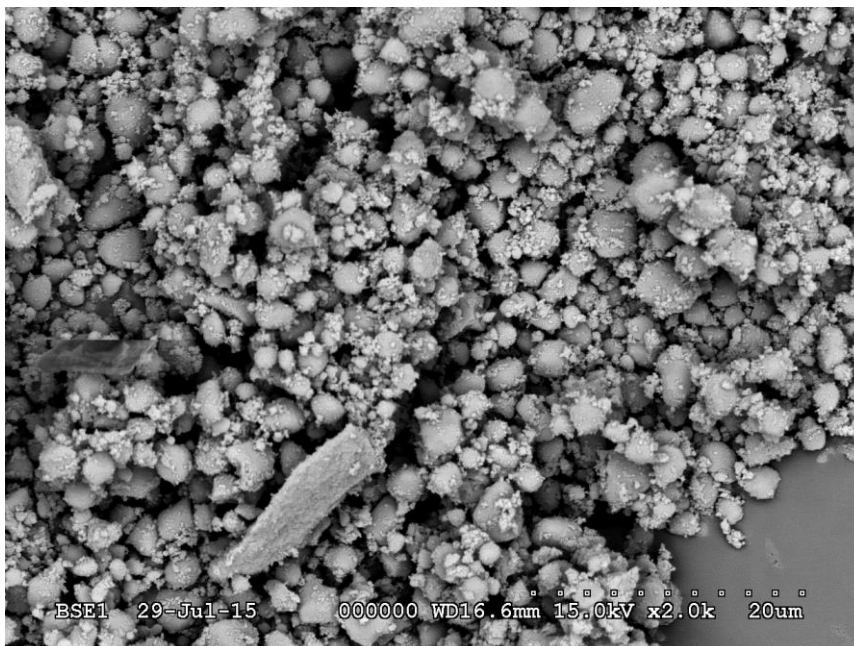


különféle monomerjei eltérő ütemben polimerizálnak, így a nagyjából azonos sebességgel polimerizáló elemek kisebb szigetek formájában elkülönülnek, a más sebességgel polimerizáló molekulák által formált szigetekről. Ez által heterogén polimer mátrix jön létre. E két utóbbi polimerizáció jó példája a mátrix zsugorodását csökkentő törekvésnek.

A mátrixot alkotó molekulák a polimer tulajdonságaira nagy hatása vannak. A két leggyakoribb mátrixalkotó molekulának bisz-GMA és uretán-dimetakrilát (UDMA) folyadék a molekulák nagy mérete miatt magas viszkozitású, ezt kisebb méretű molekulák hozzáadásával lehet csökkenteni, mint például trietilén-glikol-dimetakrilát (TEGDMA). Ennek a molekulának a vízben való oldhatósága igen nagy, ezért hidrofób karakterű monomerekkel kezdték helyettesíteni, mint például dekándiol-dimetakrilát (D₃MA), és a bisz-3-metakriloil-oxi-metil-triciklo-dekán (TCDMA). Egyéb helyettesítő molekulákat is alkalmaznak a bisz-GMA, vagy az UDMA helyett. Ilyenek lehetnek a bisz-EMA, a bisz-PMA, vagy a TMXDMA.

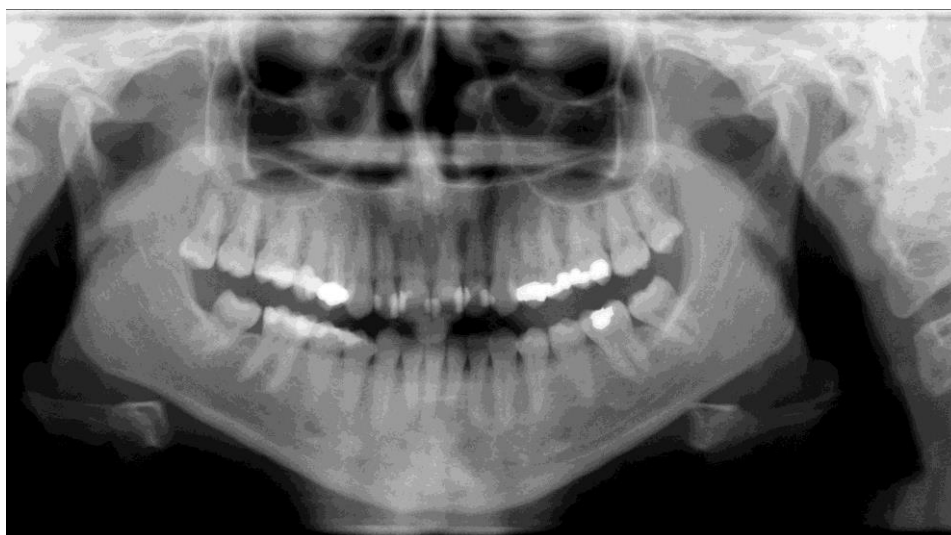
A mátrix által befolyásolt egyéb tulajdonságok a polimerizációs zsugorodás és feszültség, a hajlítási szilárdság, a higroszkópos expanzió, a kötési idő, a felhasználási idő és a színtabilitás. A mátrix körülbelüli aránya a mai tömőanyagokban átlagosan 10-60 V/V%.

A tömőanyag másik fontos alkotó eleme a töltőanyag. Találkozunk szférikus, irreguláris és rostos/rost formájú fillerrel (töltőanyaggal).



7. ábra: SEM felvétel Filtek Z550 tömőanyagból kinyert töltőanyagáról

Kémiaailag az üveg előállításához SiO_2 , Al_2O_3 , B_2O_3 , BaO , SrO , CaO , Na_2O , YbF_3 különböző arányú keverékét alkalmazzák. Az üvegbe épített nehézfémek (bárium, stroncium, itterbium, cirkónium) röntgen árnyékot és magas refraktív indexet (1,5-1,55) biztosítanak az anyagnak.



8. ábra: Röntgen felvételen jól látható a röntgen árnyékot adó nehéz fémek

Az YbF_3 fontos alkotó a fluorid leadás miatt is, de egyéb fluorid leadó sók és egyéb fluoro-szilikát üvegfajták is használatosak. A töltőanyag aránya 40-90 V/V% között változhat átlagosan



a kompozitokban. A töltőanyag felelős a kompozitokban a kopásállóságért, a keménységért, a radiológiai láthatóságért, a polírozhatóságért és egyéb optikai tulajdonságokért és a fluorid leadásért. De közreműködik a hajlítási szilárdság, a konzisztencia, a hőtágulás, vízben való oldhatóság és a biokompatibilitási tulajdonságok kialakításában is.

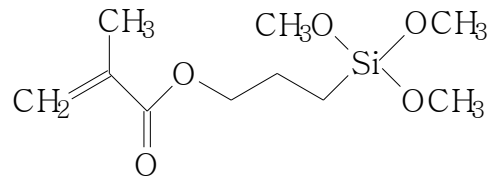
Az őrléssel előállított töltőanyag mérteloszlása elég nagy, mivel a nagyobb darabból letöredező részek méretét nehéz szabályozni. A mini és midi méretű töltőanyag részecskék előállításának ez az eljárás képezi az alapját, mellyel átlagosan $0,2-0,5 \mu\text{m}$ nagyságú és $2-25 \text{ m}^2/\text{g}$ fajlagos felületű töltőanyag állítható elő.

A másik ismert töltőanyag előállítási mód a láng pirolízis. Ennek segítségével már nano méretű töltőanyag állítható elő. A részecske méret átlagosan 40 nm de az eloszlása nem homogén. A fajlagos felület $50 \text{ m}^2/\text{g}$ ilyen eljárással előállított töltőanyag esetén. Az eljárás lényege, hogy közel 3000C° lángba porlasztanak szilícium tetra kloridot, vagy kvarc homokot, amely hőmérsékleten a megolvadt részecskék gömbölyded alakot vesznek fel, és a porlasztásnak köszönhetően igen kis méretben dermednek vissza. A nagy fajlagos felületnek köszönhetően a részecskék hajlamosak az összetapadásra, és az így kialakuló agglomerátumok befolyásolhatják a kompozit transzparenciáját.

A mai legmodernebb nano töltőanyag előállítási mód az úgynevezett szol-gél szintézis. Itt tetraalkil-ortoszilikátokból illetve fém aloxidok (Ti, Zr) keverékéből indulnak ki, melynek eredménye SiO_2 , TiO_2 , és ZrO_2 . Az átlagos részecske méret itt is 40nm körüli, de a részecske mérteloszlása igen egyenletes, úgynevezett monodiszperz rendszert alkotnak. Az eljárás viszonylag költséges, ezért úgynevezett organoszolt használnak a gyártók. Ez azt jelenti, hogy a kovasav vizes oldatából speciális körülmények között előállított részecskéket alkoholba, majd hidroxietil-metakrilátba diszpergálják, természetesen a felületüket előtte szilánnal vonják be.

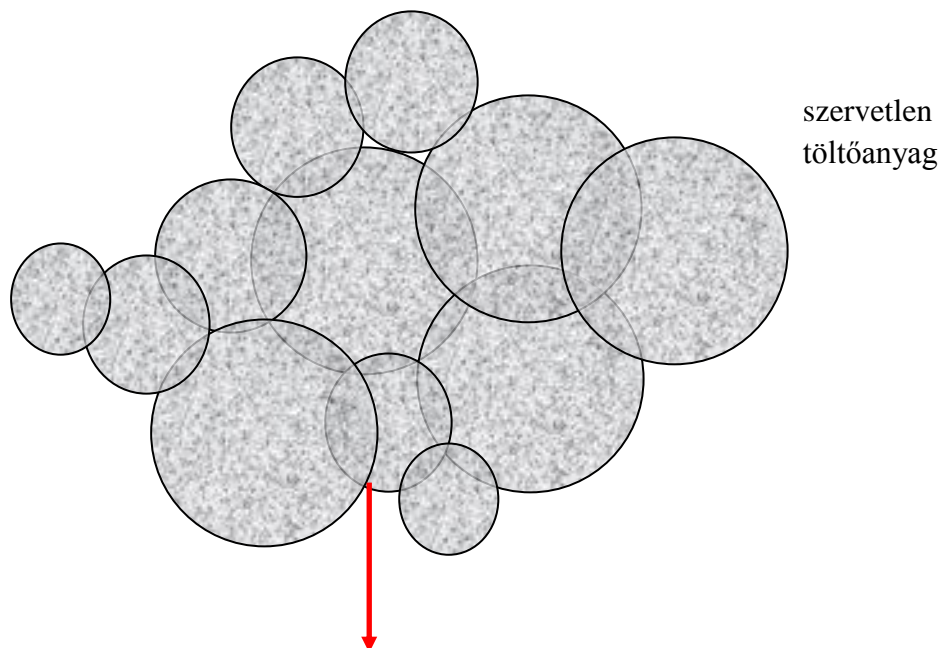
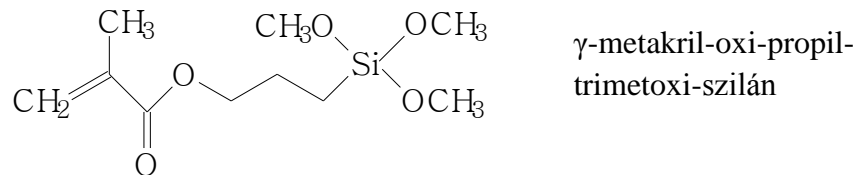
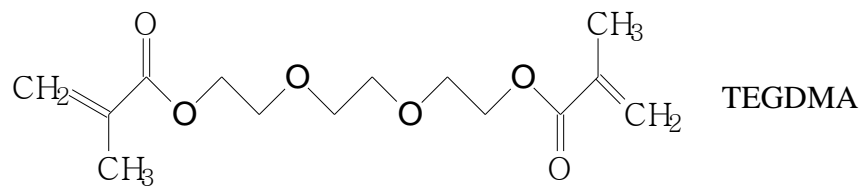
Érdekes módon nem csak anorganikus töltőanyagot találhatunk tömőanyagainkban, hanem úgynevezett előpolimerizátum részecskéket is. Ez lényegében egy megoldás a gyanta polimerizációs zsugorodásának csökkentésére. A gyártó előre polimerizált gyantát (mátrixot) őröl meg ($10-100 \mu\text{m}$) és adja a polimerizálatlan monomerekhez. Ennek a térfogata képezi a később polimerizáló kompozit állandó térfogatú részét a töltőanyaggal együtt. Általában az ilyen kompozitok zsugorodási értékei kedvezőbbek.

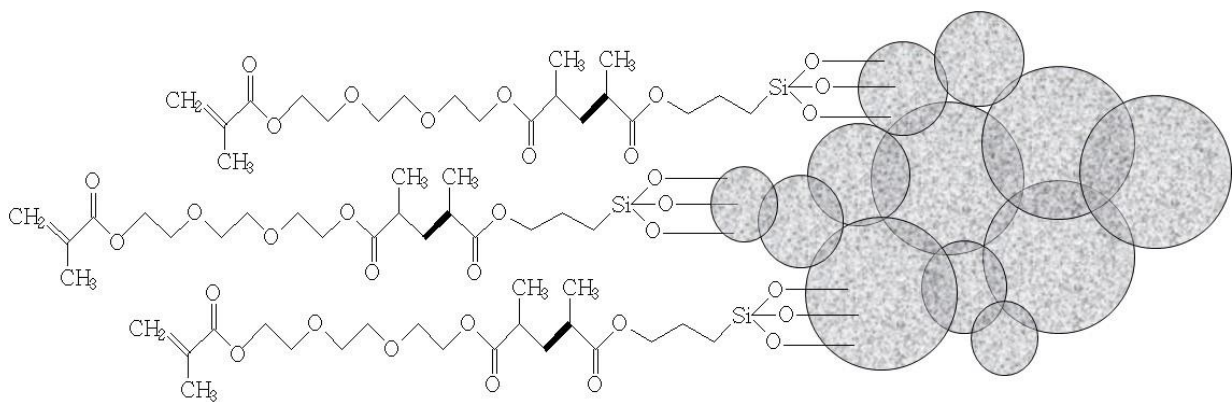
A harmadik fontos összetevő felelős a két egymástól eltérő karakterű összetevő az organikus mátrix és az anorganikus töltőanyag összekötéséért, melyet kapcsoló molekulának neveznek. A leggyakrabban használt típusa a γ -metakril-oxi-propil-trimetoxi-szilán



9. ábra: γ -metakril-oxi-propil-trimetoxi-szilán

Ezek olyan kettős természetű molekulák, melyek képesek az üveggel és a polimer molekulákkal is kémiai kötést létesíteni, és azokat összekapcsolni.





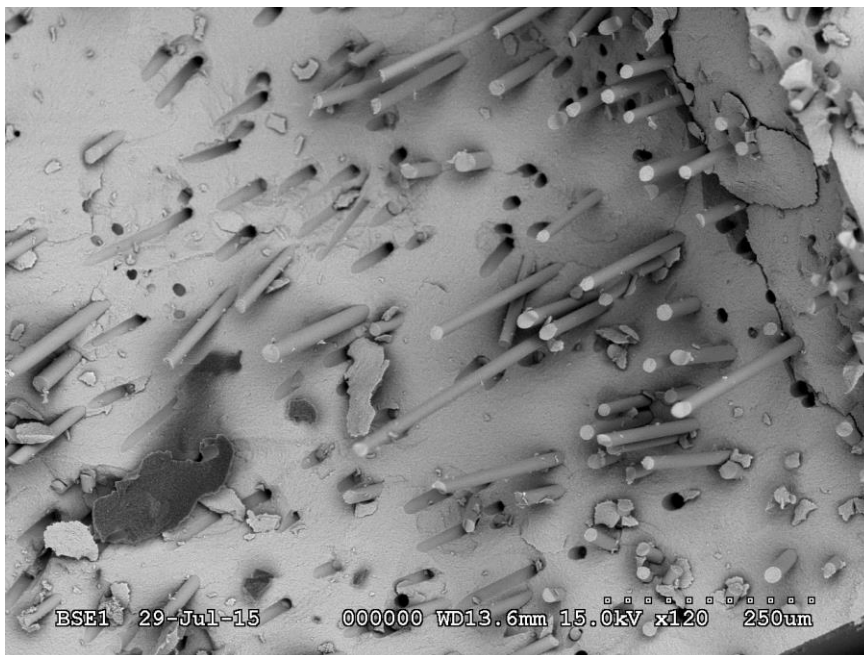
10. ábra: TEGDMA polimerizációja γ -metakril-oxi-propil-trimetoxi-szilánnal amely a szervesetlen töltőanyaghoz kapcsolódik

Természetesen ahhoz, hogy a tömőanyag polimerizáljon, szükség van iniciátor vegyületekre, melyek fény vagy hőmérséklet hatására megindítják a polimerizációs reakciót. A legismertebb fotoiniciátor a kámforo-kinon, az önkötő kompozitokban a benzoil-peroxid molekula. Ezen kívül találunk stabilizátort, akcelerátort, színező és fluoreszcens anyagot is.

7.2.1.3 Kompozitok osztályozása

A kompozitok csoportosítására több lehetőség is létezik. A fő osztályozás a töltőanyag mérete alapján történik. A jelenleg ismert osztályok a makrotöltésű, mikrotöltésű és nanotöltésű kompozitok. A töltőanyag lehet makro (1-50 μm), midi (1-10 μm), mini (0,6-1 μm) és nano (5-100 nm) méretű. A töltőanyag keverékét tartalmazó kompozitok a hibrid kompozitok, melyek előfordulnak, mikro-és nanohibrid változatokban. Az első makrohibrid variánsokat és klasszikus makrotöltésű kompozitot ma nem találunk a kereskedelmi forgalomban.

Az osztályozás lehetséges a töltőanyag formai adottsága alapján is. Ezek szerint a megtalálható töltőanyag formája szerint lehet szférikus, irreguláris és rostokat magába foglaló, illetve ezek keverékét tartalmazó kompozit.



11. ábra: SEM felvétel egy üvegrostos erősítésű kompozit tört felületéről

A harmadik osztályozási módja a mai kompozitoknak a gyanta típusa alapján is történhet. Ismerünk konvencionális dimetakrilát bázisú, savasan módosított (acid-modified) metakrilátot tartalmazó KOMPOMEREK-et, és önragasztó self-adgezive kompozit cementeket, anorganikus polikondenzátumokat tartalmazó ORMOCEREK-et és gyűrű felnyílásos polimerizációt igénylő epoxid (ring-opening epoxides) tartalmú kompozitokat, SZILORÁNOK-at.

A KOMPOMEREK szerkezetében a különbség a kompozitokhoz képest, hogy a metakrilát mátrixban helyet kapnak a glazionomer cementekre jellemző karboxil csoportok. Erre utal az elnevezés is. A KOMPOZIT és glazionOMER szavak részleteinek összeolvasztásából jön létre a kompomer kifejezés. A kompomerekben töltőanyagként stroncium- vagy bárium-alumínium-szilikátot találunk. Víz jelenlétében a karboxszil csoport sav bázis reakcióban vesz részt (a glazionomer cementeknél leírt módon), és hasonlóan a glazionomereknél fluorid leadásra képes antikariogén hatásúak. Természetesen az anyagban fotoiniciátor található és az anyagban zajlik a sav bázis reakció mellett egy szabadgyökös addíciós plimerizáció is. Fizikai tulajdonságaik rosszabbak, mint a kompozitok tulajdonságai, ezért csak kis erőhatásnak kitett nyaki szuvaságok és tejfogak ellátására ajánlható anyagok, vagy más mechanikailag jobb kompozittal kombinálva alkalmazhatóak a felnőtt fogak okkluzális felszínét érintő szuvaságok megoldására. A másik fontos csoport az adhezív képességgel rendelkező kompozit cementek. Ezekben az anyagokban

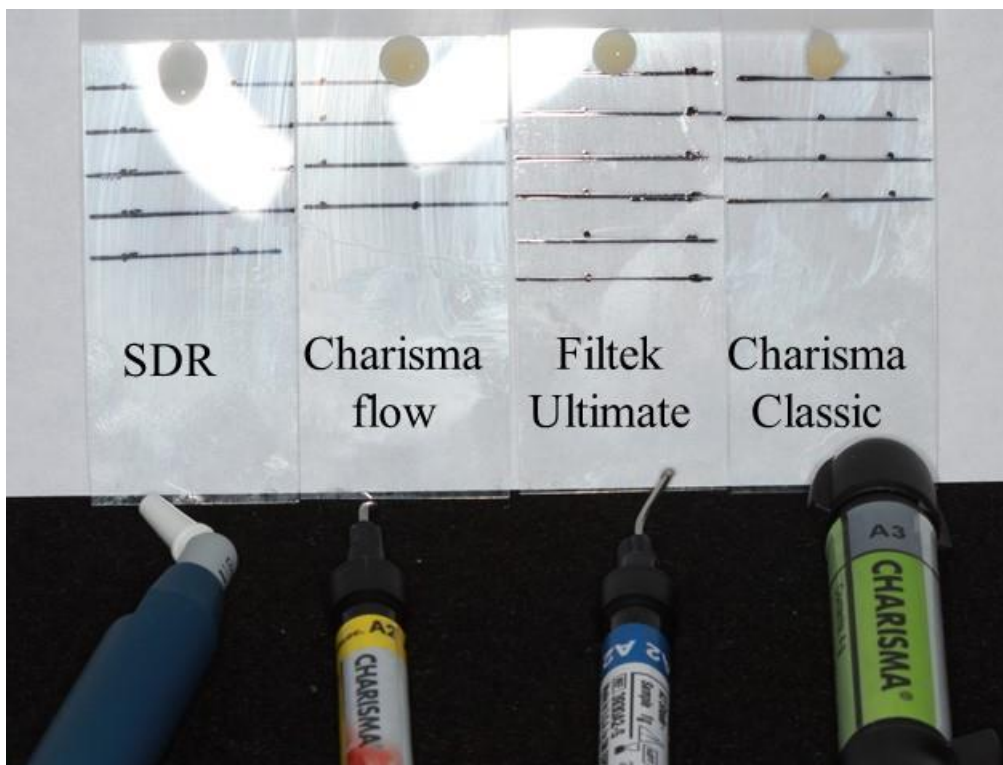


megtaláljuk a szokásos dimetakrilát monomereket, de ezek mellett savasan funkcionalizált egyéb monomereket is rejt az anyag. Ilyenek az úgynevezett foszfo-metakrilátok (MDP, GDMP vagy a PENTA-P), vagy a kevésbé savas 4-META. Ezeknek a molekuláknak köszönhetően olyan egykomponensű kompozit ragasztókat/ cementeket lehetett előállítani, melyek a foganyag előzetes savas maratását, és bondozását külön lépésben nem igénylik.

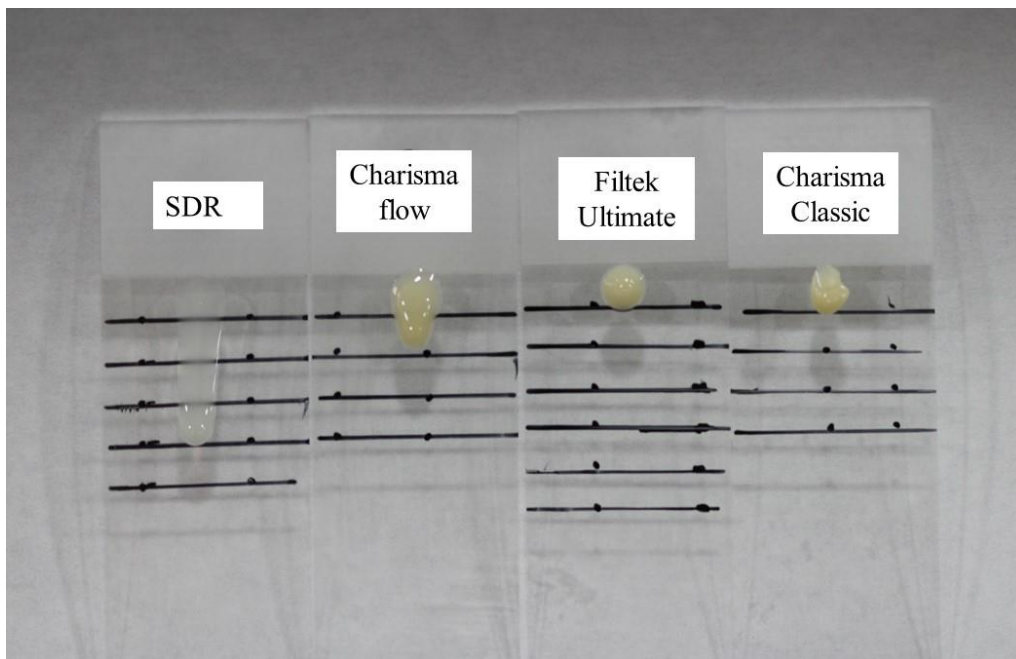
Az ORMOCEREK csak szűk spektrumát teszik ki a fogászati tömőanyag piacnak. Nevüket az ORganically MOdified CERamic (organikusan módosított kerámia) kifejezésből származtatták. A rendszer alapját úgynevezett trialkoxi-szilán vegyületek és dimetakrilátok képezik. A trialkoxi-szilánban egy központi helyzetű szilícium atom oxigén hídon keresztül kapcsolódik olyan funkció csoportokkal, melyek segítségével képes beépülni hagyományos kompozit mátrixba, de hidrolízis és polikondenzáció útján anorganikus üvegszerű mátrixot (polikondenzátumot) is képes formálni a kialakuló térhálós polimerben. Tehát ebben a tömőanyagban kettős mátrix struktúra van jelen egy organikus és egy anorganikus. Egy átlagos kompozitokhoz képest jobb biokompatibilitással és kisebb zsugorodással, valamint jobb színtabilitással rendelkező tömőanyag.

A SZILORÁNOK szintén különleges csoportját képezik az esztétikus tömőanyagoknak. Úgynevezett kationos gyűrűfelnyílásos addíciós polimerizáció jellemzi a mátrixot, amelyben speciális ciklo-alifás epoxid molekulákat találunk. Erősen hidrofób karakterű tömőanyagról van szó, mely a speciális polimerizációnak köszönhetően az ismert hagyományos kompozitokhoz képest határozottan kisebb zsugorodással rendelkezik 0.98 V/V%. A hidrofób anyagnak nincs, vagy alig van vízfelvétele, jobb a színtabilitása és kisebb késői higroszkópos expanziót mutat. Antiallergén tömőanyagnak mondható olyan betegeknek, akik érzékenyek a hagyományos kompozitokat alkotó metakrilátokra. A hátrányos tulajdonsága, hogy speciális az anyaghoz kifejlesztett bond (ragasztó) rendszert igényel a használata, ami költségesebbé és technikailag bonyolultabbá teszi a használatát.

A viszkozitás is lehet alapja a kompozitok osztályozásának. Az egyes termékek viszkozitása azonban nagyon eltérő lehet.



12. ábra: különböző viszkozitású kompozitok kicseppentés után



13. ábra: Kompozitok megfolyása eltérő viszkozitás szemléltetésére 45 perc után



E szerint vannak folyékony kompozitok, tömöríthető kompozitok, és univerzális kompozitok. A folyékony kompozitok lényegében alacsonyabb töltőanyag tartalommal rendelkező mikro- és nano-hibrid kompozitok. Ebből adódóan jobban zsugorodnak, rosszabbak a mechanikai tulajdonságaik, mint egy univerzális és tömöríthető kompozitnak. Alkalmazásuk ennek ellenére sokoldalú. Használhatóak tömőanyagok, kisebb nem túl nagy erőhatásoknak kitett üregek ellátására. Rugalmasságuknál fogva tömöríthető kompozitokkal együtt is alkalmazhatóak, az üreg alapjához közel, vékony rétegben rugalmasságot kölcsönöznek a tömésnek, csökkentik a tömésben ébredő feszültséget. Ortodonciában rögzítő elemek ragasztására, gyermekfogászatban töméskészítésre és barázdazárásra. A parodontológiában mobilis fogak sínezéséhez jól alkalmazható anyag üvegszálal megerősítés mellett.

A tömöríthető kompozitok nevüket sűrű állaguk miatt kapták. Ezeket a tömőanyagokat rétegenként helyezük be az üregbe, és tömörítő eszközökkel kondenzáljuk, valamint speciális műszerekkel formáljuk a fog anatómiája szerint. Nagy töltőanyag tartalom jellemzi ezeket a kompozitokat, ezért jó mechanikai tulajdonságokkal, kopásállósággal, törési ellenállással, és viszonylag kis zsugorodással rendelkeznek.

Az univerzális kompozitok tulajdonságai egyszerűen fogalmazva átlagosak, átlagos töltőanyag tartalmuk és mátrix összetételüknek köszönhetően. A tömöríthető kompozitokhoz képest rosszabb zsugorodási és mechanikai mutatókkal rendelkeznek.

A polimerizáció típusa alapján ismerünk fényrekötő, önkötő és kettős (dual) kötésű kompozitokat.

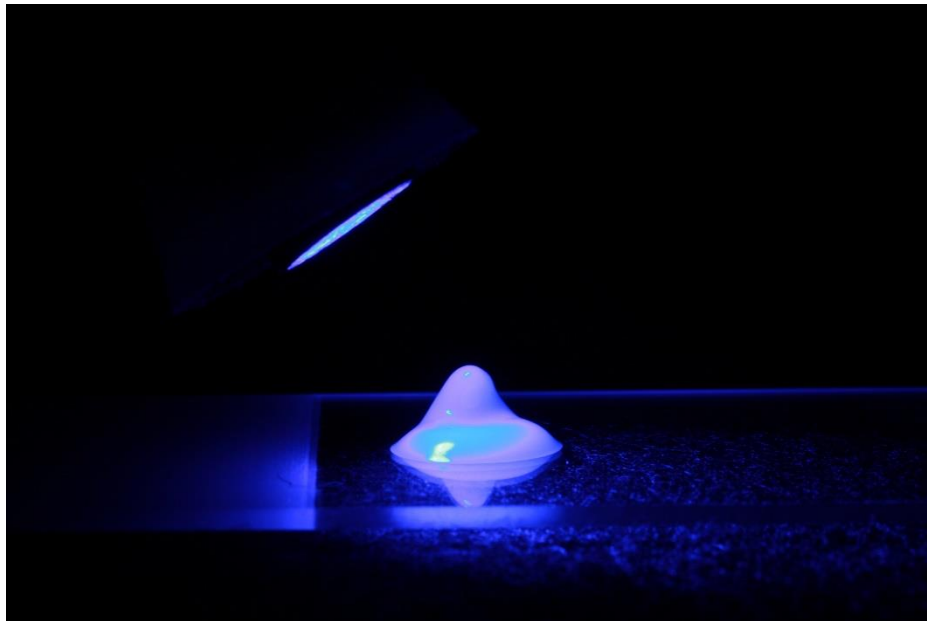


14. ábra: Önkötő kötésű kompozit. A fehér színű tégelyben a katalizátor paszta, a kék színű tégelyben a bázis paszta található

1.2.1.4 Tulajdonságok

Kötési idő

A fényrekötő kompozitok polimerizációjára rétegenként 20-40 másodpercet fordítunk. Ez alatt a kompozit mechanikai tulajdonságai jelentős mértékben fokozódnak (keménység, szilárdsági paraméterek).

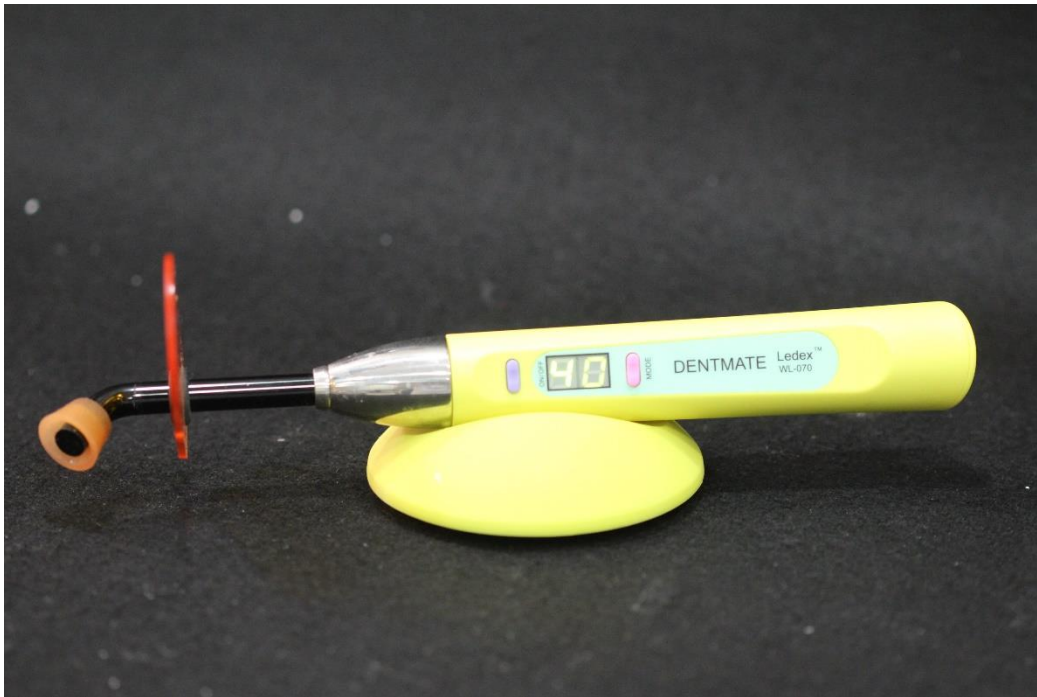


15. ábra: Fényre kötő kompozit polimerizációja

Annak ellenére, hogy úgy tűnik az anyag megkötött, a polimerizáció még több órán át tart, nagyjából egy teljes napig, és a tulajdonságok is csak ekkor érik el maximális értékeiket. A polimerizáció soha nem tökéletes, különösen a legkülső felszínét tekintve az aktuális rétegnek. A levegő oxigénje ugyanis zavarja a polimerizációt. A polimerizáció átlagos hatásfoka 75%.



16. ábra: Halogén fényforrású fotopolimerizációs lámpa



17. ábra: LED fényforrású fotopolimerizációs lámpa

Használat során a tömőanyagot, védeni kell az idő előtti polimerizációtól. Ez úgy valósul meg, hogy fekete műanyag adagoló fecskendőben hozzák a cégek forgalomba a fényrekötő anyagokat, valamint az előre kivett anyagot fekete vagy narancs színű takarólap alatt kell tartani. Az önkötő kompozitok kéttégelyes kiszerezésűek, bázis és katalizátor pasztából állnak. A polimerizáció csak a két paszta összekeverése után kezdődik és 3-5 perc alatt alakulnak ki az elfogadható mechanikai tulajdonságok.

Polimerizációs zsugorodás és feszültség

A polimerizáció során a monomerek összekapcsolódásakor a kompozitok zsugorodnak. A jelenség magyarázata, hogy a reakció során a monomerek közötti távolság kovalens kötésnyire zsugorodik. Ez a tulajdonság kompozit típusonként változó mértékű lehet, a lineáris zsugorodás értéke 0.6-1,4% változik. Sok paraméter képes egy adott anyagban kialakuló zsugorodást befolyásolni. Ilyen lehet az átalakult monomer aránya, a gyanta összetétele, a gyanta rugalmassága, a töltőanyag aránya, típusa. A zsugorodás a kavitás falán keresztül feszültséget generál. Ennek a nemkívánatos jelenségnek több mellékhatása is lehet. Előfordul a tömés készítését követő utófájdalom, a széli résképződés, a baktériumok penetrációja, majd a másodlagos kárieszek kialakulása, valamint a foganyag, vagy a tömőanyag berepedése. A



zsugorodás mérésére használt módszertől függően a mérhető zsugorodás mértéke alacsony zsugorodású univerzális kompozitoknál 0.9-1.8 vv% piknométerben, míg folyékony kompozitok esetén 2,4-2,5 vv%. A feszültség értékek univerzális kompozitoknál 0,8-2,4 MPa, folyékony kompozitoknál 1,3-3,2 MPa. A polimerizációs zsugorodás komplex háttérű folyamat. Függ a mátrix és a töltőanyag arányától, a töltőanyag típusától, a gyanta rugalmassági modulusától és ennek a tulajdonságnak a polimerizáció közbeni változásától, a tömés formai adottságaitól (a ragasztott és szabad tömésfelszín arányától, „C” faktortól), a polimerizáció típusától (önkötő, fényrekötő), a tömés készítés technikájától (rétegezési technikától).

Hőtani tulajdonságok

A kompozitok hőtágulási együtthatója (α) $25-68 \times 10^{-6} /C^\circ$ között változhat, és átlagosan nagyobb, mint a dentin, vagy a zomác értékei (dentin $\alpha = 8,3 \times 10^{-6} /C^\circ$, zomác $\alpha = 11,4 \times 10^{-6} /C^\circ$), sőt ahhoz képest is nagyobb, hogy a kompozitok egyes összetevőinek hőtágulási együtthatója milyen. Ezt a tulajdonságot jórészt a gyanta, illetve annak aránya határozza meg. A tömések hőterhelése igen jelentős lehet a szájüregben. Ez a ciklikus terhelés komoly kihívást jelent a tömések rögzítő bond réteg épségére nézve. Sajnos a különböző térfogatváltozások hatásai komolyan összeadódnak a szájüregben, vagy ellentétes mozgásokat kiváltva a tömések széli területeinek integritását veszélyeztetik, széli résképződéshez vezetnek, vagy berepesztik a tömést és akár a foganyagot is.

A tömések hővezető képessége (C , $cal/sec/cm^2$) a foganyaghoz képest rosszabb, ami a fogból védelmét szolgálja.

Vízfelvétel, oldhatóság

A vízfelvételért egyaránt felelős a kompozitok gyantája és töltőanyag tartalma. Fontos a gyantát alkotó monomerek aránya a gyanta összetétele, a kialakuló térháló adottságai, a töltőanyag típusa összetétele, a szájban előforduló oldószer hatású anyagok (savak, alkoholok...). A fogászati polimerek hetero-atom polimerek (C, O,N). Hidrolitikusan aktív oldalcsoportokat (észter, uretán és hidroxil), és víz számára támadható éter kötéseket tartalmazhatnak. Hat hónapos vízben tárolást követően vízfelvételi sorrendet állítottak fel, mely szerint a legnagyobb oldhatósággal a TEGDMA (éter kötés) rendelkezik, ezt követi Bisz-GMA (-OH), ennél alacsonyabb az UDMA (uretán kötés) és a sor végét a HMDMA (észter csoport) zárja. A víz és oldószerek az anyag



porozitásain és az intermolekuláris terein keresztül a polimerbe lépnek, amit a polimer hidrogén kötésre, és poláros interakcióra való készsége befolyásol. A keresztkötésekkel teli polimer struktúra, térháló sokkal rezisztensebb a degradáló folyamatokkal szemben, mivel nem tartalmaz annyi teret az oldószer molekulák diffúziójára, a polimer láncok szorosabb/kompaktabb szerkezetet alkotnak.

A magas töltőanyag tartalom önmagában is csökkenti az oldószer/víz felvételét, mivel csökken a polimer aránya a tömőanyagban, és ezzel annak a résznek a hatása érvényesül kevésbé, mely a vízfelvételért inkább felelős. A cégek szilánnal vonják be a töltőanyag felszínét, hogy csökkentsék az agresszív környezeti hatásokat. Ahol ez a bevonat nem folytonos ott a víz számára alacsony energiájú helyek keletkeznek, elősegítve a diffúziót a tömőanyagba. A radiopak töltőanyagot tartalmazó kompozitok nagyobb oldékonyságot mutatnak vízben és fiziológiás sóoldatban. A száj agresszív milió a polimer bázisú anyagok számára, igen változatos összetételű vizes közeg. A víz igen gyenge savnak tekinthető, eróziós hatása van. A polimerben lévő el nem reagált anyagokat kioldja, a polimer molekulák és egyéb összetevők degradációját okozza. Az oldódás fő alapelve, hogy hasonló a hasonlóban oldódik. Térhálós szerkezeteknél a polimer nem oldódik fel, csak megduzzad, ha megfelelő oldószerbe kerül, mivel az oldószer molekula és a polimer alkotók közötti vonzás erősebb, mint a polimer molekulák között. A nyál agresszivitását növelik a benne található enzimek (észterázok), de mivel ezek fehérjék, nagyobb molekulák hatásukat főleg a felszínen fejtik ki. A szájüregi mikrobák által termelt savak hozzájárulhatnak a felszín degradációjához. A vízfelvétel mértéke anyaganként változó lehet: kompozitoknál és kompomereknél $1-3,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, $0,17-1,2 \text{ mm}\%$, gyantával megerősített glazionomereknél $6-7 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, $7 \text{ mm}\%$, valamint függ a közegtől, és a tárolási időtől: etanol vizes oldatában nagyobb, mint csak vízben. A vízfelvétel következményei lehetnek: duzzadás, plaszticizálódás, puhulás (minőségi romlás), degradáció, romló biokompatibilitás.

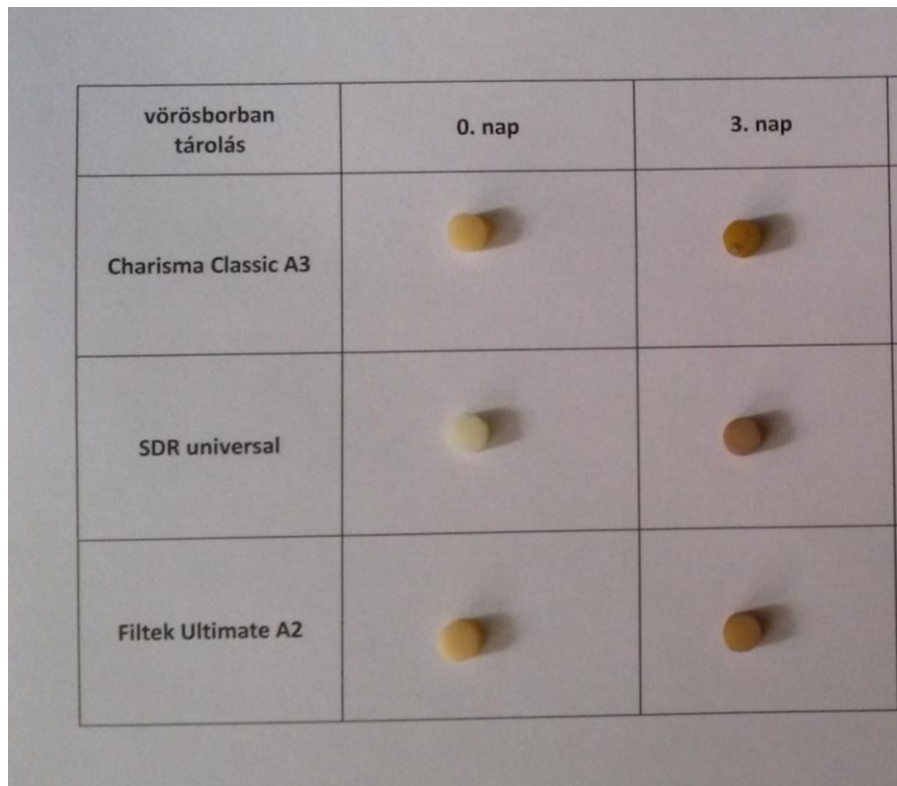
Színstabilitás

A kompozitok esztétikus tömőanyagok, színükben, opacitásukban, transzparenciájukban, transzlucenciájukban hasonlatosak a foghoz, a fog szöveteihez. A gyártók a legmagasabb esztétikai igényeknek igyekeznek megfelelni termékeikkel. A beteg elégedettsége szempontjából, azonban a tömőanyag hosszú távú viselkedése, tartóssága is fontos. Ezt a tartósságot a szín esetében színstabilitásnak nevezzük. A színstabilitás szoros összefüggést mutat az oldhatósági

tulajdonságokkal, a vízfelvétellel és a degradációs folyamatokkal. Vannak belső elszíneződések, melyek az anyagot alkotó összetevőknek köszönhetőek, de szerzett elszíneződések ronthatják az idő elteltével az anyag esztétikai megjelenését. Tipikus példája a belső elszíneződést okozó vegyületeknek a kámforo-kinon, mely sárgás barnás színt ad a kompozitnak. A színtabilitás vizsgálatokor speciális körülmények között mesterségesen „öregítik” a tömőanyagot (UV besugárzás, folyamatos 70C° hőmérséklet), illetve a vízfelvételhez kötött elszíneződést a tömésből készített minták különféle elszíneződést okozó italban tesztelik (kávés, vörösbors, áfonya lé, szezám olaj).

kévéban tárolás	0. nap	3. nap
Charisma Classic A3		
SDR universal		
Filtek Ultimate A2		

18. ábra: Különböző kompozitok elszíneződésének vizsgálata – kiindulási állapot (0 nap) és 3. nap kávéban történő áztatás után



19. ábra: Különböző kompozitok elszíneződésének vizsgálata – kiindulási állapot (0 nap) és 3. nap vörös borban történő áztatás után

Mechanikai tulajdonságok

Kétségtelen, hogy a töltőanyag tartalom igen jelentősen javítja a kompozitok mechanikai tulajdonságait. Ezt az is alátámasztja, hogy a vizsgálatok szerint a folyékony, és a mikrotöltésű kompozitok rugalmassági és nyomási modulusa körülbelül 50%-al alacsonyabb, mint az univerzális hibridé (rugalmassági modulus (8,8-13GPa) vagy a tömöríthető kompozitoké (9-12 GPa). Az összehasonlításként: az átlagos rugalmassági modulus értékek amalgámnál 62 GPa, a dentin esetében 18-24 GPa, a zománcé 60-120 GPa.

Polimerizációs mélység

Akkor, amikor kompozit tömést készítünk a megvilágításkor a fény az anyagba behatol, minél mélyebbre halad veszít intenzitásából, különösen olyan közegben, mint a töltőanyaggal töltött gyanta. Ahhoz, hogy a polimerizáció hatékonyan végbe menjen, fontos tényező az alkalmazott fény hullámhossza (erre érzékeny a fotoiniciátor), de hogy az minél mélyebb rétegekbe eljusson, kellő intenzitással is rendelkeznie kell. Adott intenzitás mellett van határa annak, hogy a közeg



elnyelési tulajdonsága és az alkalmazott hullámhossz mellett milyen mélységbe jut el a fény és tud polimerizációt kiváltani. Ha túl vastag réteget helyezünk be egy adagban az üregbe a réteg aljára, már nem jut el fény, nem indít meg polimerizációt és polimerizálatlan anyag marad a készülő tömésben. Ahhoz, hogy a polimerizáció kellően jól sikerüljön fontos a fotoiniciátor koncentrációja, a töltőanyag mérete és mennyisége, az egységnyi felületre eső sugárzott teljesítmény (besugárzás) és a fényszórás mértéke is. Minél több és minél kisebb a töltőanyag annál nagyobb a fényszórás, annál hosszabban kell megvilágítani az anyagot. Egyes sötétebb árnyalatok, illetve opacitást szabályzó anyagok miatt az átlagos 20 másodperces megvilágítási időt 40 másodperce kell növelni, ahhoz, hogy ugyan az a rétegvastagság kellően polimerizájon. Általában a gyártók 2-2,5 mm rétegvastagságot ajánlanak 20, 40 s megvilágítási idővel. Mostanában hódítanak teret olyan új tömőanyagok, melyek segítségével nagyobb rétegvastagságban is haladhatunk tömés készítése közben. Ezt a technikát és a tömőanyagokat „bulk filling” néven emlegetjük.

Kopásállóság

Ez a tulajdonság is multi faktoriális, sőt mérés technikailag nincs egységes sztenderd mérési lehetőség, így a vizsgálati eredmények nehezen vehetőek össze egymással. Lényegében a felszínen zajló folyamatokról van szó, melyek a tömés felszínén anyagvesztést okoznak. Többféle alapjelenséget írtak le hogyan történhet ennek az anyagvesztésnek a kialakulása.

- Kóphat a polimer mátrix
- Kifordulhatnak a töltőanyag részecskék a felszínből (töltőanyag-mátrix határfelületi problémák miatt).
- Törhet a felszínből kiálló töltőanyag, ez által töltőanyag darabkák válhatnak le a felszínről.
- Apró mikro repedéseknek köszönhetően leválhat egész kompozit darab a tömésről.
- A készítés során az anyagba bezárt légbuborékok felszínessé válása gyorsítja a folyamatot.

A töltőanyag mennyiségének növelésével csökkenteni lehet a kopást. A nagyobb méretű töltőanyag nem kedvez a kopásnak. De fontos az egységnyi térfogatban elhelyezett részecskére eső rázóerő is. Nagy keménységű részecskéken ébredő erők hatására könnyen alakul ki a

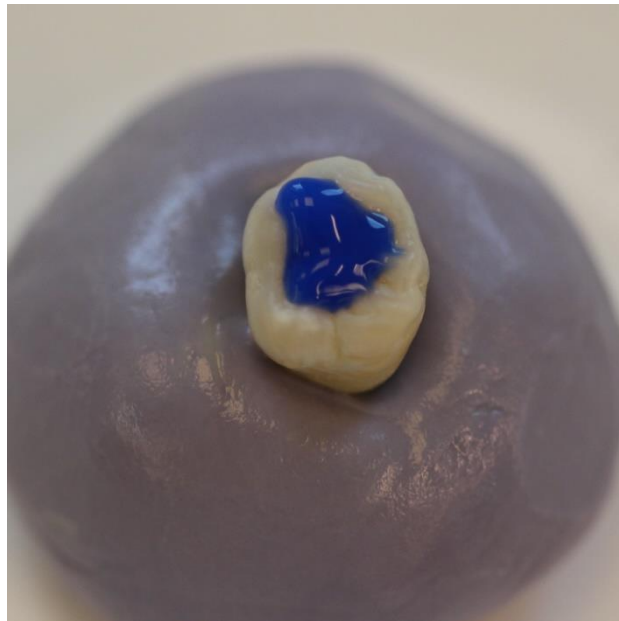
részecskékhez közeli térben mikro repedés, ami kedvez szintén a kopásnak. Fontos a részecskék keménysége az antagonista fogzománc keménységéhez képest is. A puhább üveg részecskék előnyösebbek, mint a kemény kvarc kristályok. Fontos a fog helyzete a fogíven belül is. A moláris zónában a kopás mindig kifejezettebb, mint a front fogaknál. Fontos a hatékony polimerizáció is, mivel a térháló ilyenkor erősebb. A szilán réteg sérülésével a felszíni részecskék kifordulására nagyobb az esély. A tömés kidolgozásának módja is képes a kopást befolyásolni. A gyémánt és karbid polírozók után kopásra hajlamosabb felület marad vissza, ezért ajánlható vékony rétegben az elkészült tömés felszínét töltetlen gyantákkal kezelni, mert az akár 50%-al csökkentheti a kopást.

Alkalmazás

A kompozitokat elsődlegesen a kariesz okozta foganyag hiány kezelésére használjuk. A foganyaghoz történő rögzítése a tömőanyagnak adhezív technikával történik. A kariesz eltávolítása után az előzetesen kialakított üreget 36%-os orto-foszforsav zselével kezeljük.

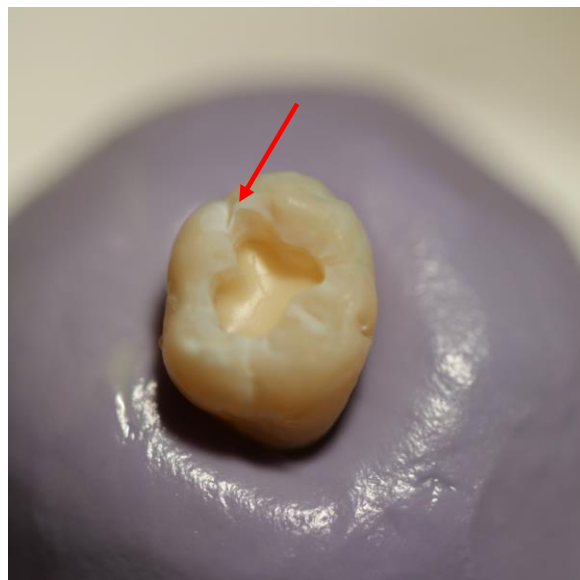


20. ábra: Kompozit töméshez preparált üreg



21. ábra: Foszforsav zselé segítségével a foganyag előkészítése (demineralizálás)

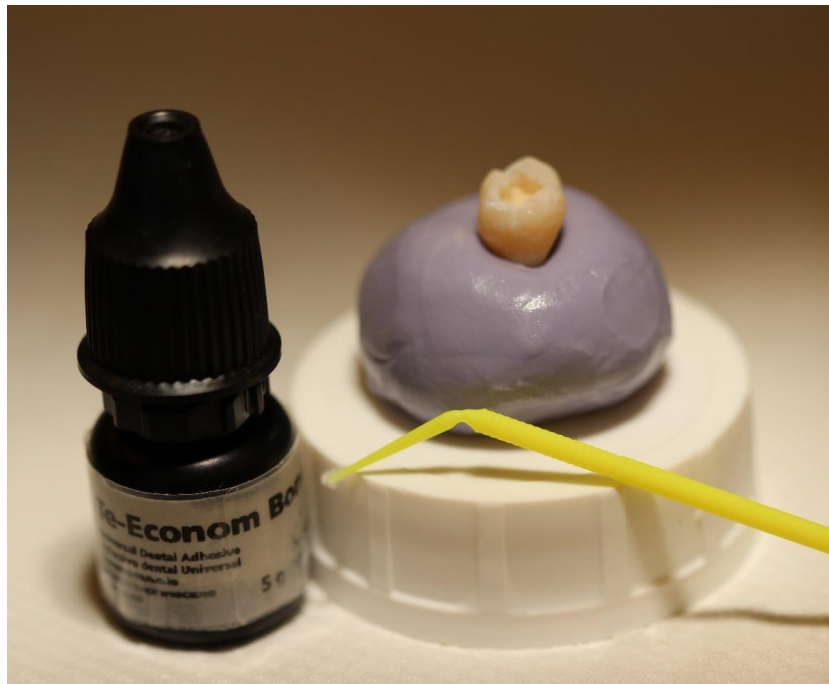
A foszforsavas kezelés hatására a fog szöveteit demineralizáljuk, aminek hatására a szerves komponensek kimaródnak a felületből (a fog elveszíti csillogását, kifehéredik).



22. ábra: Savazás után a zománc elveszíti csillogását és kifehéredik

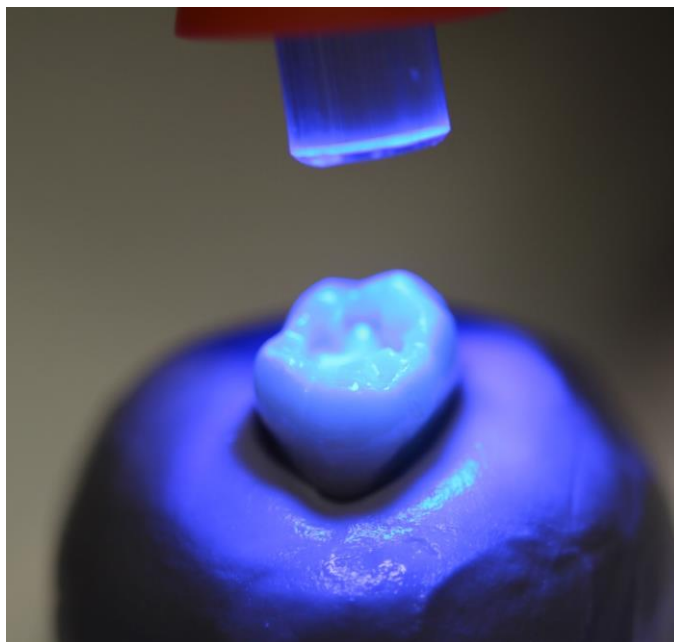
A savas maratás hatására az adhéziohoz szükséges felület nagyobb lesz, így a ragasztás erejét növeljük meg. A kezelés időtartama függ a fogszövet típusától, és a rendelkezésre álló bond rendszertől (lásd adhézio fejezet). Most az egyik klasszikus eljárást ismertetjük.

A sav lemosása és a felületek szárítása után „allbond” rendszerek esetében egy lépésben megtörténhet a zománc és dentin felületek bondozása (a ragasztó anyag felületre történő felvitele).



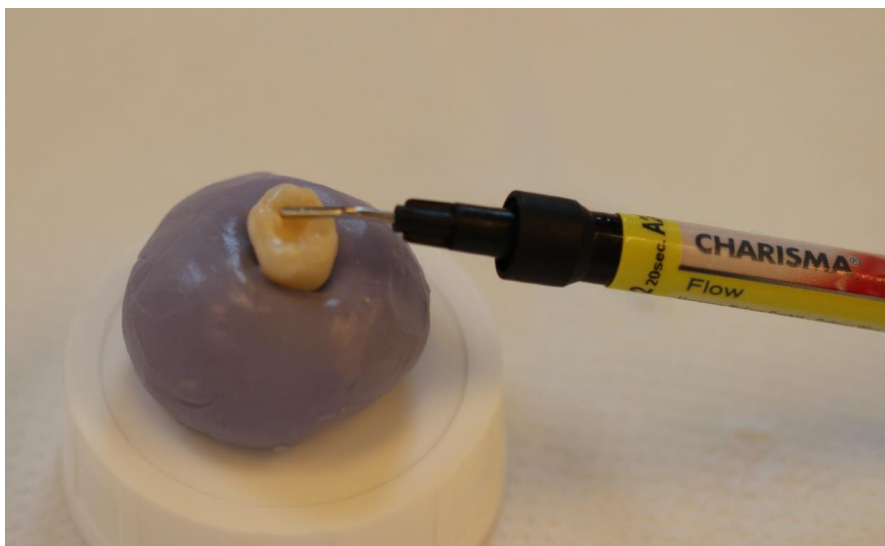
23. ábra: Bond anyag

Ezt legtöbbször finom ecsettel, vagy bolyhos felszínű, az üreg méretéhez választott applikátorral végezzük. A bondok esetében finom levegő árammal az oldószert elpárologtatjuk, és segítjük az anyag terülését a felszínen. Ezt követi a megfelelő ideig tartó fotopolimerizáció.



24. ábra: Bond polimerizációja

A bond felvitele után a következő lépés a kompozit (tömőanyag) üregbe helyezése. Az üreg alapjába kis viszkozitású tömőanyagot használhatunk.



25. ábra: Folyékony kompozit alkalmazása

A folyékony kompozit után egy nagyobb töltőanyag tartalmú tömöríthető kompozitot használhatunk a fog színével megegyező árnyalatban.



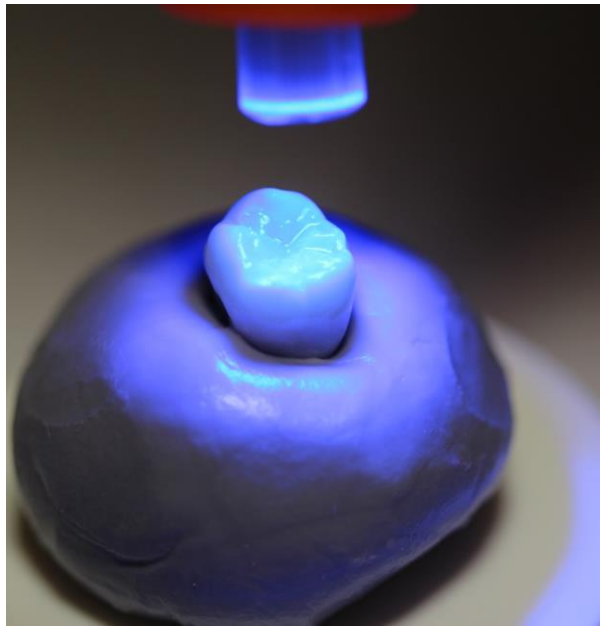
26. ábra: Tömöríthető kompozit és a hozzá tartozó fogszínkulcs

Erre több tömési technika is létezik, mivel a polimerizációs zsugorodást csökkentenünk kell.



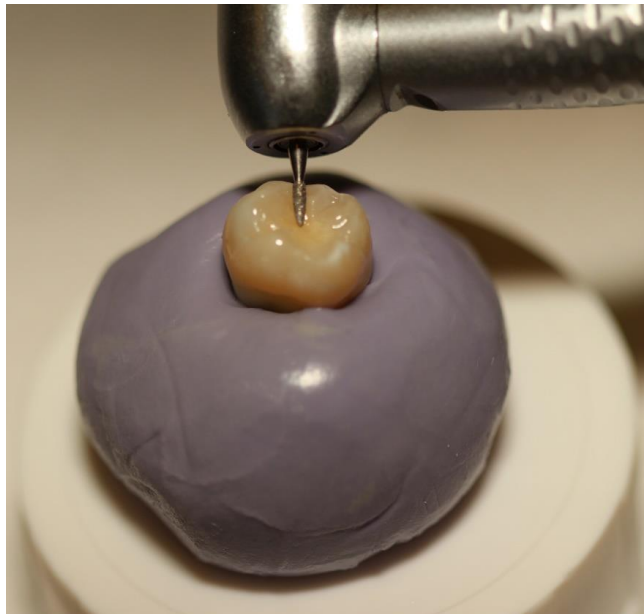
27. ábra: Tömőanyag behelyezése az üregbe

A rétegzési technikák fő alapelve, hogy kis adagokban végezve a polimerizációt a tömés zsugorodása összességében kisebb lesz, ahhoz képest, hogy egy adagban behelyezve a tömőanyagot mekkora lenne az anyag zsugorodása. Az egyes rétegeket külön-külön kell polimerizálnunk, és átlagos kompozit esetén a réteg vastagság jó, ha nem nagyobb 2 mm-nél.



28. ábra: Tömőanyag polimerizációja

Az üreget mindig érdemes kissé túltömni, mert a réteg külső felszínének a polimerizációját a légköri oxigén zavarja. A tömés készítését a tömőanyag külső felszínének a fog funkcionális anatómiájának megfelelő igazításával és polírozásával fejezzük be, mely forgó eszközökkel történik (gyémánt finírozók, gumi polírozók, polírozó kefék).



29. ábra: A fog funkcionális anatómiájának igazítása gyémánt finírozóval



30. ábra: Az elkészült tömés polírozása polírozó kefével



7.2.2 Fogsorok készítésére alkalmas polimerek és technikák

A teljes fogsor alaplemezének egyik legfontosabb feladata a rágónyomást az állcsontok irányába közvetíteni úgy, hogy az állcsontok számára ne okozzon mechanikai és kémiai traumát, irritációt. Gyakorlatilag a kész fogművön nem tudjuk elkülöníteni, de hordozza a fogsor két másik fontos elemét a műínyt és a műfogakat, melyek szintén műanyagból készülnek, bár műfogak esetén akár porcelánból is.

Történet

Az első kivehető fogpótlások fából, csontból (elefánt agyarból) porcelánból készültek. Egyedileg készítették őket, de nem illeszkedtek pontosan a páciens anatómiai viszonyaihoz. A nagy változást Goodyear találmánya jelentette 1839-ben, amikor az akkori technológiával előállították az első egyedileg és egyénileg (az adott páciens szájviszonyainak megfelelően) készített műanyag fogsort. Ez a fogsor vulkanizált gumiból készült. A nevében is hordozta az anyag az eljárás nevét Vulkanitnak hívták. Goodyear korában ezt az anyagot nem csak fogsorkészítésre, de használati tárgyak készítésére is alkalmazták. A színe bármilyen meglepő sötétbarna volt, amit vörösesre színeztek a jobb esztétikai eredmény érdekében, és legtöbbször porcelán, vagy elefántcsont műfogakat alkalmaztak. Az alaplemez elég rugalmas volt ezért cirkalmasan hajlított arany merevítő drótot építettek az alaplemezbe, hogy tartást adjanak a fogsornak. Később az 1930-as években a vegyipar fejlődésével egyéb polimereket is próbáltak alkalmazni, de az akkori vulkanizációs technika nem működött tökéletesen és nem volt hatékony az ilyen alaplemezek polimerizációja, és nagy volt a polimerizációs zsugorodásuk is. A Második Világháború motiválta a vegyipar fejlődését is, aminek köszönhetően megjelent a ma is jól ismert kemoplasztikus eljárás és a polimetil-metakrilát a fogászati alkalmazásban.

Osztályozás

Az alaplemezeket funkciójuk és anyaguk alapján több nagy csoportba oszthatjuk. Funkcionálisan a teljes fogsor teherviselésre alkalmas alaplemeze kemény anyagból készül. A pótlás teljes viselésének ideje alatt, eltekintve néhány esetet (állcsont viszonyok megváltozása, a fogsor sérülése), ez az alaplemez permanens, végleges módon látja el feladatát. Egyéb ideiglenes jellegű, alaplemezek is léteznek, melyek önállóan nem rendelkeznek a szükséges tulajdonságokkal, teherviselésre nem alkalmasak, de szerephez juthatnak, ha a fogsor viselését



kényelmesebbé szeretnénk tenni, vagy az adhézióját akarjuk fokozni, és általában puhán maradó műanyagokból állítjuk elő, de fontos tudni, hogy nem jelentenek a páciensnek végleges megoldást.

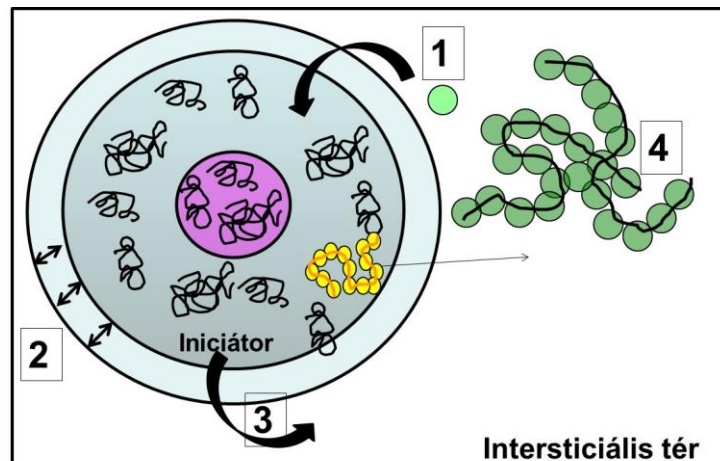
Anyaga szerint a „kemény” műanyag (hőre polimerizálódó) fogsorok készülhetnek a kemoplasztikus eljárás segítségével poli-metil-metakrilátból (PMMA), ennek a megoldásnak van rugalmasan, és üvegrosttal megerősített változata is. A fröccsöntött alaplemez készülhet alacsony molekulású PMMA-ból, polikarbonátból, neylonból vagy másnéven poliamidból. A fényrekötő alaplemez dimetakrilátokból, ezek közül is a leggyakoribb komponens az uretán-dimetakrilát és akrilát kopolimer (UDMA). Az önkötő alaplemez, mely alacsony hőmérsékleten (szobahőmérsékleten) hőre polimerizálódó PMMA rendszer.

Alaplemez technológiák

A kemoplasztikus eljárás lényege, hogy a fogsor előállítás során a próbafogsort gipsz alapú beágyazóanyaggal fém küvettába gipszelik, és a termoplasztikus elemeket (kompozíciós alaplemez és a viaszból mintázott „műíny”) kifőzik, így öntőformához jutnak. A szétnyitott öntőformát izolálást követően polimetil-metakrilátból gyúrt gyurmával töltik fel. A forma két részből áll, az egyik fele a fogsor külső felszínét mintázza a beágyazott műfogakkal, a másik része a nyálkahártya felőli oldal mintázatát adja. Ha a két küvetta felet összefordítjuk, megkapjuk a fogsor negatív másolatát a műfogakkal (öntő forma). Az akrilát gyurma behelyezése után a küvetta két felét erősen összepréselik, így a képlékeny gyurma a forma minden kis részletét kitölti, a felesleg a forma széle mentén enyhén kipréselődik. Ezt követően a küvettát kifőzik. A nagy nyomás és a nagy hőmérséklet szükséges, hogy az akrilát alaplemez polimerizáljon. A polimerizációs idő után hagyják a rendszert kihűlni, majd a nyers fogsort óvatosan eltávolítják a beágyazó anyagból, és a felesleg eltávolítása után fényesre polírozzák.

A kemoplasztikus eljáráshoz alkalmazott hőre polimerizálódó akrilátok por folyadék rendszerek. A porban polimetil-metakrilát előpolimerizátumot találunk PMMA gyöngyök formájában, iniciátor, mely benzoil peroxid (BP), plaszticizáló és pigmentek mellett. Ehhez a porhoz keverjük a folyadékot, mely MMA monomert, keresztkötő ágenszt és inhibitor tartalmaz. A keresztkötő ágensnek fontos szerepe van az alaplemez megerősítésében, a törési ellenállás fokozásában, és segít a hosszú polimetil-metakrilát láncok kialakulásában, valamint gátolja az oxigén inhibitor hatásának kialakulását. Ilyen anyag lehet az etilén-glikol-dimetakrilát.

Amikor a port összekeverjük a folyadékkal a folyadék monomer globulusai bediffundálnak a polimer gyöngyökbe (31. ábra 1. lépése), melyek ezt követően megduzzadnak (31. ábra 2. lépése)



31. ábra: Kemoplasztikus eljáráshoz alkalmazott hőre polimerizálódó akrilátok por folyadék összekeverésekor lejátszódó reakció

A megduzzadt gyöngyök egymáshoz érnek és ennek következtében egy kohezív zselés állagú állapot jön létre. A polimer gyöngyökből a benzil peroxid, és kisebb molekula tömegű polimerek kiáramlanak (31. ábra 3. lépése), és ennek hatására megindul a polimerizáció (31. ábra 4. lépése). Ez a rendszer tehát tartalmaz előpolimerizátum gyöngyöket, valamint frissen polimerizált PMMA mátrixot. Mint korábban említettük, az előpolimerizátumnak a polimerizációs zsugorodás csökkentés a feladata.

Az önkötő polimetil-metakrilát rendszerek lényegében az előző hőre polimerizáló rendszerek szobahőmérsékleten polimerizálódó változatai.



32. ábra: Önkötő polimetil-metakriát

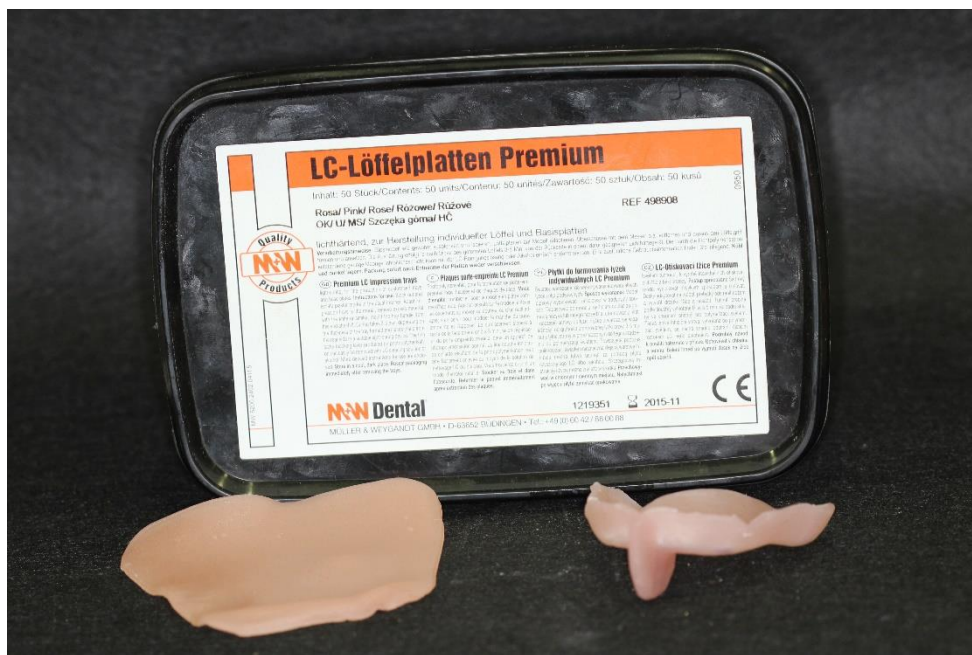
A gyártók tercier-aromás aminokat, vagy barbiturát sav derivátumokat használnak erre a célra. A redukáló ágensek reagálnak a benzil peroxiddal szobahőmérsékleten, és állítanak elő így gyököket. Ezek a polimerek plaszticizálóban gazdagok, hogy a polimerizáció alatt olyan lágy legyen az anyag, hogy a formába helyezés és préselés alatt kellően folyékony legyen a rendszer ahhoz, hogy kitöltse a forma legapróbb részeit és körbefolyja a műfogak megfelelő felszíneit is. Ennek a plaszticizálóban gazdag polimernek, azonban rosszabbak a konverziós értékei, nagy a szabad monomer tartalma és a térháló szegényebb keresztkötésekben.

A fröccsöntött fogsor alaplemez előállítása lényegében termoplasztikus polimerből történik. Az előre legyártott polimer granulátumát kisebb adagokban fém kapszulákban hozzák forgalomba. A kapszulát fröccsöntő gépbe helyezik, mely felmelegíti a kapszulát és a fogsor öntőformáját, majd az olvadt műanyagot a formába préseli. Miután a megöntött fogsor kihűlt a formából kifejtik, és kidolgozzák.



A fröccsöntött alaplemez előnye, hogy nincs szabad monomer tartalma az így készült pótlásoknak, tehát minimális az allergizáló hatása. Illetve rugalmas és teherbíró az alaplemez, aminek köszönhetően akár részleges kapocs elhorgonyzású mintára öntött fémlemezhez hasonló alaplemezek is készülhetnek belőle úgy, hogy a kapcsot a lemez anyagából, a lemezzel együtt öntik meg. Tehát fogászati fémekre allergiás páciensek számára jó alternatívát jelent, ha részleges kivethető pótlást kell készíteni. A hátrányuk, hogy anyaguk teljesen más, mint a műfogak anyaga, ezért akrilát műfogakkal nem polimerizálnak össze.

A fényre polimerizálódó alaplemezek előállítása fénykályhák segítségével történik, ahol a kiindulási anyag egy UDMA-akrilát kopolimer, melyben töltőanyag erősíti a későbbi térhálós szerkezetet.



33. ábra: Fényre polimerizálódó egyéni lenyomatkanál anyag



34. ábra: Fényre polimerizálódó egyéni lenyomatkanál

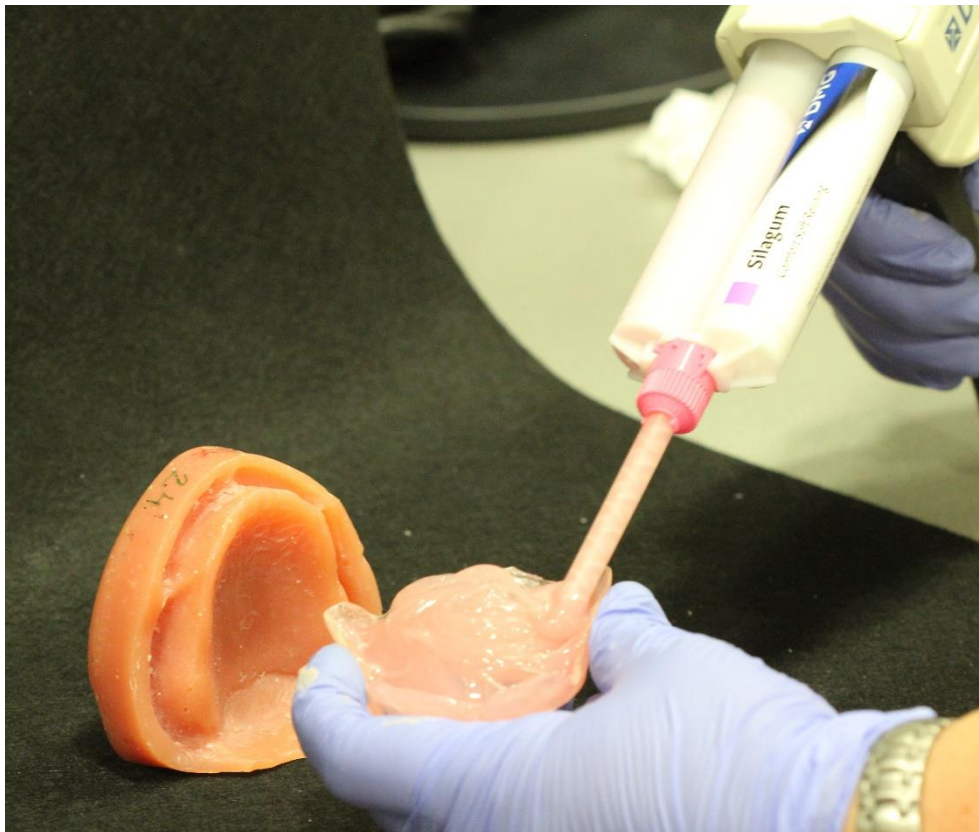
Az első lépésben az alaplemezt készítik el funkciós minta alapján, majd a centrál reláció és fogpróba után a felállított fogakat összepolimerizálják az alaplemezzel. A módszer nagy előnye, hogy időt takaríthatunk meg a gyors fotopolimerizációval, illetve időigényes technikai fázisok, anyagok, eszközök maradnak ki a fogsor gyártás folyamatából. A hátrány jelenleg a módszer költségessége, bár ez nagy forgalmú rendelőkben megtérülhet.

Rugalmas alábélelő anyagok

A permanens puha alábélelő anyagok anyagukban puhított akrilátok, vagy szilikonok lehetnek. Az akrilát alábélelők egyik típusának üvegesedési hőmérséklete $25\text{ }^{\circ}\text{C}$, mely jóval alatta van a száj hőmérsékletének. A másik típusában lágyító anyagokat használnak, melyek segítségével az eredetileg üveges polimer molekulái közzé kisebb molekulát ékelnek. A plaszticizáló molekulának, azonban gyakran eltér a polimerizációs sebessége az akrilát mátrixot alkotó monomerétől, ezért nem egyenletes struktúrát kapunk polimerizáció után, hanem plaszticizálóban gazdagabb és szegényebb egységek jönnek létre a polimeren belül, mely jelenséget fázisszeparációnak neveznek. A plaszticizálóban gazdagabb területek vizet vesznek fel, megduzzadnak, és az anyag torzulását okozzák. A plaszticizálók (etil-metakrilát, izobutil-metakrilát) ráadásul kellemetlen szagot is kölcsönözhetnek az anyagnak. Érdekes típusát képezik

az akrilát csoportnak a hidrofil alábélelők (hidroxi-etil-metakrilát), melyeknél maga a víz a plaszticizáló anyag. Az alábélelés pillanatában nincs jelen a víz, azt a hordás során a szájból veszi fel a polimer, amely itt is duzzadást, puhulást és torzulást okoz. Később a vízzel együtt ionok is felhalmozódnak az anyagban, mely felelős az alábélelés későbbi megkeményedéséért.

A szilikon alábélelőknek két csoportja van. Az egyik a szobahőmérsékleten vulkanizálódó (RTV, Room Temperature Vulcanizing), a másik a hőre polimerizálódó. Nem vitás, hogy a szilikon gumik rugalmassága ideális alábélelő anyaggá tenné őket, azonban az alkalmazott akrilát fogsoralaplemezekkel anyagani szempontból nem kompatibilisek, kémiaiilag nem kötnek össze. A hőre polimerizálódó változatokban siloxán-metakrilátot is találunk, mely hibrid molekula segítségével képesek az akrilát alaplemezhez hozzáköttni.



35. ábra: Szilikon alábélelő alkalmazása átlátszó akril egyéni lenyomatkanálban



36. ábra: Kötés után is rugalmas marad az alábélelő

A szobahőmérsékleten vulkanizálódó szilikonok polimerizációjukban nagyon hasonlítanak az addíciós szilikon lenyomatanyagokhoz, a keresztkötések száma azonban jóval alacsonyabb bennük. Ez felelős a rövid alkalmazhatóságukért. Elválnak az alaplemeztől és érzékenyek a fogsor tisztító tablettákra.

Az ideiglenes alábélelők szájban eltöltött ideje átlagosan csak pár hét. Összetételüket tekintve rövid láncú etil-metakrilát kopolimerek (por), amelyet alkohollal hígított plaszticizáló anyaggal keverünk össze használat közben. Ennek hatására a polimer gyöngyök megduzzadnak, de ezt nem követi polimerizáció, lényegében egy kohezív zselészerű struktúra alakul ki, melyből az alkohol idővel elpárolog. A visszamaradó zselé veszít volumenéből, hatása tovább már nem érvényesül. Az alkalmazáskor a frissen elkészített alábélelés enyhe csípő érzést okozhat a kipárolgó alkohol miatt, illetve a páciens érdemes figyelmeztetni a készítmény alkohol tartalmára, az esetleges közúti ellenőrzés alkohol teszt várható pozitívására.



FELHASZNÁLT SZAKIRODALOM

Hivatkozás teljes könyvre:

- [1] O'BRIEN William J.: *Dental materials and their selection*, Quintessence Publishing Co, Inc, 2002. Third Edition, -ISBN 0-86715-406-3- pp.77-87.
- [2] POWERS John M., SAKAGUCHI Ronald L.: *Craig's Restorative Dental Materials*, Elsevier, 2012. Thirteenth Edition, -ISBN 978-0-323-08108-5-pp.161-192.
- [3] HOFFMANN-AXTHELM Walter: *History of Dentistry*, Quintessence Publishing Co., Inc. 1981. -ISBN 3-87652-161-0 -pp. 252-286.
- [4] DANESH Gholamreza, DAVIDS Hendrick, REINHARDT Klaus-Jürgen: *Polymerisation characteristics of resin composites polymerized with different curing units.*-In: Journal of Dentistry, 2004., 32, -pp.479-488.
- [5] ALNAZZAWI A., WATTS David: *Simultaneous determination of polymerization shrinkage, exotherm and thermal expansion coefficient for dental resin-composites.*-In: Dental Materials, 2012., 28.-pp. 1240-1249.
- [6] FEILZER A. J., DAVIDSON C. L.: *Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restorative.* -In: Journal of dentistry. 1997., 25 évf. 6. szám -pp. 435-440.
- [7] JEDYNAKIEWICZ N. M., MARTIN N.: *Expansion behavior of compomer restoratives.* -In: Biomaterials, 2001., 22. -pp. 743-748.
- [8] FERRACANE Jack L.: *Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks.*-In: Dental Materials, 2006. 22., -pp. 211-222.
- [9] BRAGA Roberto R., BALLESTER Rafael Y., FERRACANE Jack L.: *Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites:A systematic review.* -In: Dental Mterials, 2005., 21.-pp. 962-970.
- [10] WU Yang Dong, MEURE Sam, SOLOMON David: *Self-healing polymeric materials: A review of recent developments.* -In:Prog. Polym. Sci., 2008., 33.-pp.479-522.
- [11] MOSZNER Norbert, KLAPDOHR Simone: *Nanotechnology for dental composites.*-In: Int. of Nanotechnology, 2004. Vol.1.,Nos.1/2 -pp. 130-156.



- [12] MOSZNER Norbert, Hirt Thomas: *New polymer-chemical developments in clinical dental polymer materials: enamel-dentin adhesives and restoratives*. –In: Journal of Polymer Science, 2012., 50., -pp. 4369-4402.
- [13] FERRACANE Jack L.: *Resin composite- State of the art*.-In:Dental Materials, 2011., 27.-pp. 29-38.
- [14] SZALÓKI Melinda, GÁLL József, BUKOVINSZKI Katalin, BORBÉLY János, HEGEDŰS Csaba: *Synthesis and characterization of cross-linked polymeric nanoparticles and their composites for reinforcement of photocurable dental resin*. –In: Reactive and Functional Polymers, 2013., III. évf. 73. szám. –p. 465-473
- [15] BUKOVINSZKY Katalin, MOLNÁR Lilla, BAKÓ József, SZALÓKI Melinda, HEGEDŰS Csaba: *Folyékony kompozitok és töltetlen kompozit gyanta polimerizációs zsugorodásának összehasonlító vizsgálata*. –In: Fogorvosi Szemle, 2014., 107. évf. 1. szám. –p. 3-8.

Videók