



Adhézió, adhezív anyagok, fogászati cementek

Dr. Radics Tünde, Dr. Bukovinszky Katalin

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

8. ADHÉZIÓ, ADHEZÍV ANYAGOK, FOGÁSZATI CEMENTEK	3
8.1 Az adhézió fizikai alapjai	3
8.1.1 Adhézió szilárd felületek között	3
8.1.2 Adhézió szilárd anyagok és folyadékok között	3
8.1.3 Adhézió követelménye	4
8.2 Fogászati adhézió	6
8.2.1 A fog felszínéhez történő adhézió	7
8.2.1.1 A zománchoz történő adhézió	7
8.2.1.2 A dentinhez történő adhézió	9
8.2.2 A különböző anyagból készült fogpótlások ragasztása	10
8.2.2.1 Teljes kerámia rendszerek ragasztása	10
8.2.2.2 Nemes és nem nemes fémből készült fogpótlások ragasztásának módszerei	12
8.2.2.3 Polikristályos kerámiák ragasztása	13
8.3 FOGÁSZATI CEMENTEK	13
8.3.1 Történeti áttekintés	14
8.3.2.1 Foszfát cementek	15
8.3.2.2 Fenolát cementek	19
8.3.2.2.1 Cink-oxid Eugenol cement	19
8.3.2.2.2 Kalcium-hidroxid kelát cement	21
8.3.2.3 Polikarboxilát cementek	23
8.3.2.3.1 Cink-polikarboxilát cement	23
8.3.2.3.2 Glazionomer cement	27
8.3.2.3.3 Gyantával megerősített Glazionomer cementek (RMGIC Resin-Modified Glass-ionomer Cement)	33
8.3.2.4 Polimer bázisú cementek	35
8.3.2.4.1 Metil-metakrilát bázisú cementek	35
8.3.2.4.2 Dimetakrilát cementek	36
FELADATOK	Hiba! A könyvjelző nem létezik.
FELHASZNÁLT SZAKIRODALOM	40



8. ADHÉZIÓ, ADHEZÍV ANYAGOK, FOGÁSZATI CEMENTEK

8.1 Az adhézió fizikai alapjai

Az adhézió két különböző felület összeillesztésekor fellépő erőként definiálható. Ez az erő különbözik a kohéziótól, amely különböző atomok, molekulák között lép fel egy anyagon belül.

8.1.1 Adhézió szilárd felületek között

A szilárd felületek atomi szinten felületi érdességet mutatnak, így a szilárd felületek ezen egyenetlenségek csúcspontjain érintkeznek egymással. Ezekben a pontokban nagyon magas nyomás lép fel (helyi adhézió) a két felület egymáshoz való közelítése során. Az egymáson való elcsúszás során pedig súrlódási erő lép fel. A súrlódás (felülettel merőleges irányú) a lokális adhézió leküzdéséhez szükséges. A felületre merőleges irányú adhézió általában nem detektálható, míg a súrlódás nagysága meglehetősen magas lehet.

8.1.2 Adhézió szilárd anyagok és folyadékok között

Általánosan megfigyelhető, hogy vízcsepp az üveglap felületén tapad, így demonstrálva a víz és az üveg molekulái közötti vonzást. A vonzás ereje a másodlagos kémiai kötések csoportjába tartozó van der Waals kötéseknek felel meg. A víz és az üveg azon felületét ahol egymással érintkeznek, határfelületnek nevezzük. Azt az anyagot, amelyik két felület között biztosítja az adhéziót, adhezív anyagnak (ragasztó anyagnak) nevezzük. (1. ábra)



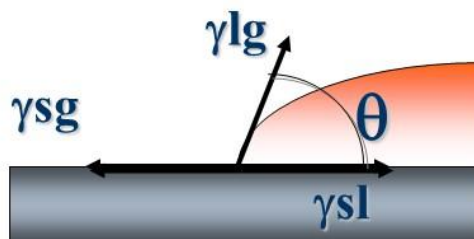
8.1.3 Adhézió követelménye

Felületek egymáshoz való adhéziója során az első feltétel hogy a felületeknek, tisztának és száraznak kell lenniük, ezzel jó esélyt biztosítva a megfelelő adhézió kialakulásának. További faktorok a jó adhézió kialakulásáért az adhezív anyag nedvesítő képessége, az adhezív anyag viszkozitása, valamint a felületek felületi érdességének morfológiája.

A nedvesítés mindig két anyag egymáshoz viszonyított tulajdonsága. A nedvesítés megmutatja, hogy egy adott folyadék egy adott felületen milyen mértékben terül. A felületen való terülés mértéke függ a felületi feszültségtől (γ). Folyadékokban ez a felületi energia a felületi feszültség. A felületi feszültség Dupré kísérletei alapján mind erőként, mind munkaként értelmezhető. Erőként értelmezve, az a felületcsökkentő erő, mely a szabad folyadékfelszín 1m-es vonalában, arra merőlegesen hat [N/m]. Munkaként értelmezve, az a felületi szabad energia, mely a folyadékfelszín 1m²-rel való izoterm (hőm. állandó) reverzibilis növeléséhez szükséges. [J/m²]. Szilárd anyagok és folyadék közös határán fellépő erőket a határfelületi feszültséggel jellemezzük (γ_{sg} , γ_{ls} , γ_{lg}). Abban a pontban ahol a folyadék felület és a szilárd anyag felülete találkozik a felületi feszültségnek egyensúlyban kell lennie, amelyet a Young egyenlet írja le:

$$\gamma_{sg} - \gamma_{ls} - \gamma_{lg} \cos \theta = 0$$

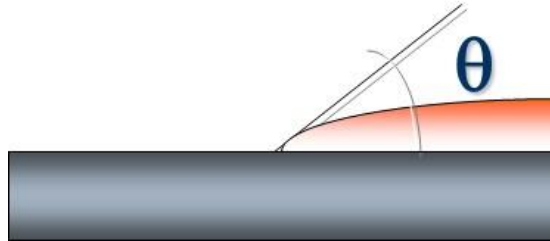
ahol γ_{sg} a szilárd anyag és a gőzfázis közötti határfelületi feszültség, γ_{ls} a folyadék és a szilárd felszín közötti határfelületi feszültség, γ_{lg} a folyadék és a gőzfázis közötti határfelületi feszültség, θ pedig a peremszög.



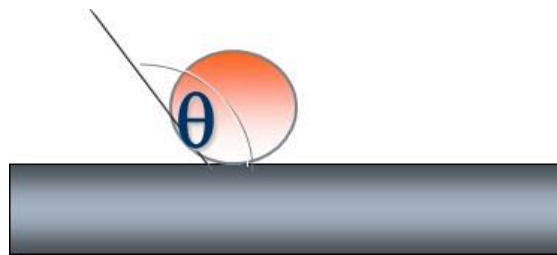
1. ábra: Határfelületi feszültség folyadék szilárd anyag felületén

A peremszög a közös érintkezési pontból indul, ahol a folyadék a szilárd anyag és a gőztér/környezet találkozik. A szög szára pedig a folyadék csepp görbületi sugarát követő érintő egyenes. A referencia szög a 90⁰, vagyis ehhez viszonyítva mondjuk meg, hogy egy folyadék az

adott felületet jól nedvesíti vagy sem. Amennyiben a peremszög kisebb, mint 90^0 akkor jó nedvesítésről beszélünk, ha kisebb, mint 90^0 , akkor rossz nedvesítésről. (2., 3. ábra)



2. ábra: Jól nedvesítő folyadék adott szilárd felületen



3. ábra: Rosszul nedvesítő folyadék adott szilárd felületen

Az adhezív anyag viszkozitása a második fontos faktor a megfelelő adhézió kialakulásában. Az adhezív anyagnak jól kell terülnie az adott felületen. A nagy viszkozitású folyadékok nem kedvezőek a jó adhézió kialakításában. Általában a peremszög egyenesen arányos az adhezív viszkozitásával, amennyiben az adhezív nem tartalmaz adalékanyagokat.

A folyadékok viszkozitása többek között a felületi érdességekbe, kapillárisokban való bejutást is befolyásolják. Ezt a penetrációs koefficiens (PC) fejezi ki, amely megmutatja, hogy egy adott folyadék milyen sebességgel jut be a kapillárisba.

$$PC = \frac{\gamma \cos \theta}{2\eta}$$

ahol PC a penetrációs koefficiens [m/s], γ a felületi feszültség [J/m^2], θ a peremszög [0], η a folyadék viszkozitása [$Pas = kg/m*s$].



Attól függően, hogy a folyadék a kapilláris falát nedvesíti, vagy sem, úgy kapilláris emelkedésről és kapilláris süllyedésről beszélünk. Kapilláris emelkedésre példa lehet a vízbe nyomott üveg kapilláris. Kapilláris süllyedésre példa lehet a higanyba nyomott üveg kapilláris.

A következő faktor a felületi érdesség. A felületek mikroszkopikus szinten felületi érdességet mutat. Ez a felületi érdesség növeli a potenciális felület nagyságát, amely az adhézióban részt vesz, így növekszik az adhézió az adhezív és a szilárd anyag között. Ugyanakkor a felületi egyenetlenségekben kisebb légbuborékok eshetnek csapdába, amelyek rontják az adhézió erősségét, mivel csökkentik az effektív adhéziós felületet.

8.2 Fogászati adhézió

A fogászatban a fogorvos által tartósan, és a beteg által oldhatatlanul a foghoz rögzített fogpótlások és tömések gondos fog preparációt, megfelelő anyagválasztást, és a legtöbbször jó adhéziós technikát igényelnek. Azokban az esetekben, amikor a fogászati anyag és a fog közötti adhézió gyenge, vagy kismértékű, kiemelkedő fontosságú, hogy a preparálással megfelelő tartási- és ellenállási formát hozzunk létre. A fogászati anyag rögzítése direkt technikák esetében, így például az amalgám tömések, vagy a kompozit tömések készítésekor tovább fokozható a **makro-mechanikai retenció kialakításával**. Ez azt jelenti, hogy milliméteres mérettartományban kialakított alámenős felszínekkel biztosítható, illetve fokozható a behelyezett fogászati anyagok retenciója. Ezt a retenciófokozást csak azon anyagok felhasználásakor lehet alkalmazni, melyek a behelyezés pillanatában plasztikusak, vagyis formázhatóak, majd később megkeményednek. Az indirekt technológiák esetén a fogak restaurálása és a foghiányok pótlása a fogtechnikai laboratóriumban készített rögzített fogpótlásokkal történik. Ezek anyaga a szájba helyezéskor már kemény, merev, ezért alámenős preparálás esetén vagy nem beilleszthetőek, vagy pontatlanok lesznek. A nem plasztikus anyagú pótlások esetén tehát makro-mechanikai retenció készítésére nincs lehetőség. A hagyományos ragasztókkal becementezett rögzített fogpótlások retenciójának legfontosabb eleme az úgynevezett **lokális adhézió**, illetve a **frikció jelensége**. Ezek eléréséhez a fogak **axiális felszíneit alakzáró módon, és nem több mint 5-8°-os szögben** kell preparálni. Az ezt meghaladó konicitás exponenciálisan csökkenti a retenciót. Ahhoz, hogy ez a hatás hosszútávon érvényesüljön, borítókoronák esetén **legalább 3 mm-es magasságban** kell preparálni az axiális felszínt. Ragasztáskor a fog és a fogmú közé befolyó fogászati ragasztó



intermedierként működik, és fokozza az említett két jelenség hatását. A megfelelő minőségű ragasztás csak tökéletesen **tiszta**, idegen anyagoktól, **szennyeződésektől mentes felszíneken** tud megvalósulni. Különösen akkor fontos ez, amikor a ragasztás célja nem egyszerűen a feszíni érdességek kitöltése, hanem a kémiai kötések révén megvalósuló adhézió fokozás is. A ragasztás hosszú távú sikerét úgy lehet biztosítani, ha mindkét határfelületen, vagyis a ragasztó-fogfelszín között és a ragasztó-fogmű között is megfelelően jó adhézió jön létre, a ragasztó optimális fizikai tulajdonságokkal rendelkezik, és ellenáll a szájüregi nedves környezetnek, a hőingadozásoknak és a rágás okozta mechanikai terhelésnek.

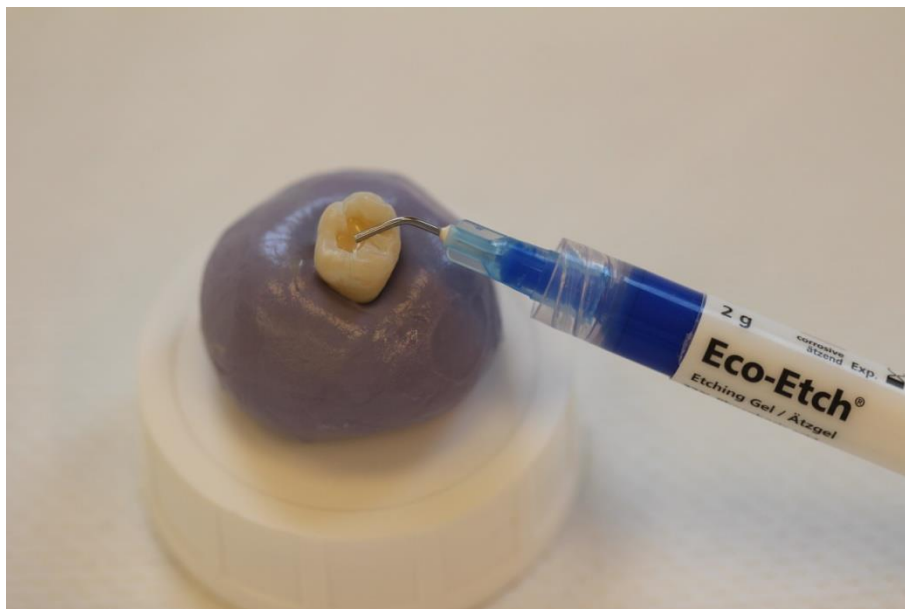
8.2.1 A fog felszínéhez történő adhézió

A fog felszínéhez történő adhézió megvalósítása először a konzerváló fogászat területén hozott forradalmi változásokat. A polimer bázisú tömőanyagok megjelenése és az adhezív töméstechnika lehetővé tette, hogy az amalgám tömések készítése során alkalmazott alapelvek szigorát enyhítsék, így a makro mechanikai retencióra egyáltalán nem, vagy kisebb mértékben volt szükség, jóval kevesebb ép foganyagot kellett eltávolítani a preparálás során, mint az amalgám tömések készítésekor. A fog felszínéhez történő ragasztás tekintetében **külön kell választani a dentinhez és a fogzománchoz történő adhéziót.**

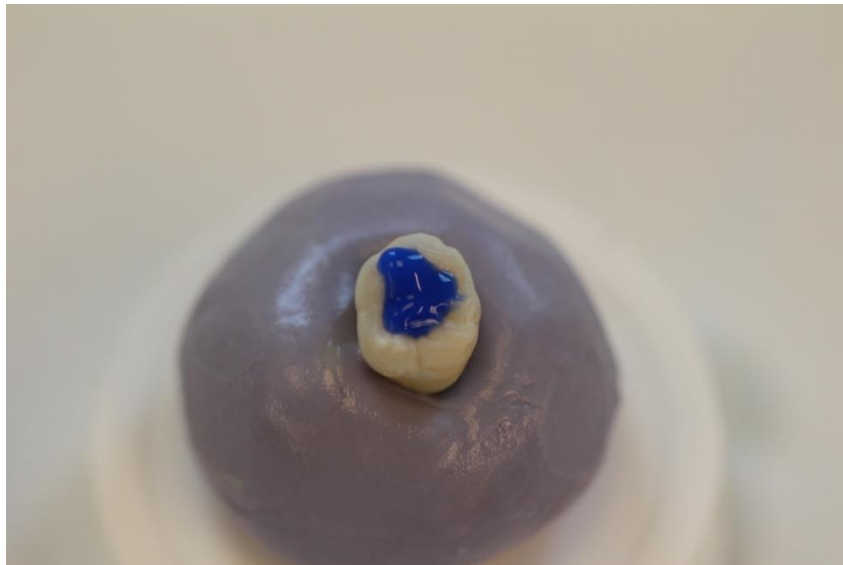
8.2.1.1 A zománchoz történő adhézió

A fogzománchoz történő adhézió fokozásának lehetőségét **a mikro-mechanikai retenció** kialakítása teremtette meg. A mikronos nagyságrendű érdességet erős **savakkal** lehet kialakítani a fogzománcon. Rendelői körülmények között általánosan elterjedt a gél állapotú, **36%-os foszforsav** alkalmazása (**4., 5. ábrák**). A sav a zománcprizmák centrális részének, vagy perifériájának oldásával jellegzetes mintázatot hagy maga után a felszínen. A sokak által kesztyűujjszerű behúzóadásokhoz hasonlítható mélyedésekbe a polimer bázisú tömőanyagok töltetlen, vagy alacsony mértékben töltött úgynevezett bond-ja képes befolyjni, majd a polimerizációját követően alkalmas lesz arra, hogy további műgyanta réteg polimerizálódjon hozzá. Ez annak következtében valósul meg, hogy a levegő oxigénje inhibitorként viselkedik a polimerizáció során, ezért a felszín kötetlen, ragacsos állagú lesz. A savazás egyéb módon is növeli az adhéziót. Egyrészt növeli a ragasztási felszínt, másrészt növeli a felszín energiáját, ezáltal a jobb lesz a nedvesíthetősége, vagyis a bond könnyebben tud befolyjni az érdesített felszín irregularitásaiba. A savazás időtartama maradó fogak esetén 15 másodperc, a még meg

nem koptatott tejfogak esetén a felszín aprizmatikus rétegei miatt 20-30másodperc. A savat vízsugárral, majd 20másodpercig tartó víz-spray-vel kell eltávolítani a fogról. Nagyon fontos a savazandó zománcfelszín tisztasága. Amennyiben a zománc pellikulával, debris-szel, plakkal, fogkövel, vagy egyéb szennyeződéssel fedett, a savazás eredménye bizonytalanra válik. Fontos az is, hogy a lemosást követő, pusztterrel történő szárítás olajmentes levegővel történjen. A savazást, mosást és szárítást követő kontamináció leggyakrabban a vérrel, nyállal történő érintkezés miatt jön létre. Ennek a bekövetkezése a savazás megismétlését vonja maga után. A kontamináció elkerülésének érdekében megfelelő izolálást kell alkalmazni. Ez történhet nyálszívó és vattarolnik alkalmazásával, de a beavatkozás jellegétől, az alkalmazott anyagoktól függően a legjobb eredményt biztosító nyálrekesz használatára is szükség lehet (Kofferdamos izolálás). Az első, a zománchoz történő adhézio fokozására előállított zománcbondok a 1960-as években jelentek meg. Anyaguk az N-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)-N-phenylglycine (NPG-GMA) kötődésük jórészt mechanikai jellegű, dentinhez való kötődésük pedig jelentéktelenül alacsony volt. Felvitelük finom ecsettel történt, majd a még kötetlen réteget pusztterrel kellett vékonyítani a felszínen.



4. ábra: 36%-os foszforsav használata



5. ábra: Foszforsavas maratás zománcon és dentinen

8.2.1.2 A dentinhez történő adhézio

A **dentin ragasztásának nehézségei** tubuláris szerkezetéből, nagyobb víztartalmából adódik. A preparált dentin felszín tulajdonképpen egy kemény szövetből álló sebfelszín, mely szárítást követően a dentintubulusok irányából folyamatosan újra nedvesedik. A dentinragasztás során tehát egy **meglehetősen hidrofil felszínt kell stabilan kötni** a hidrofób gyantákhoz. Ennek megvalósítását **a ragasztó rendszerek különböző generációi** egymástól eltérő koncepcióval valósították meg. Az első ilyen anyagok a dentin megmunkálása során, a felszínen keletkező törmelék, melyet az angol nyelvű irodalom “smear layer”-ként tart számon a felszínen hagyták. Ezek a dentin bondok a felületen jelen lévő Ca ionokhoz kötődtek. Később a smear layer módosításával és a dentin demineralizálásával értek el jobb eredményeket. Az alkalmazott anyagok (primer) ekkor a smear layerbe penetrálva fokozták az adhéziót. A legnagyobb sikereket azonban a smear layer eltávolításának és a dentin demineralizálásának kombinációjával sikerült elérni. Ezt szintén savazással lehet megvalósítani. A dentin demineralizációja során kioldódik a felszínből a hidroxilapatit, s visszamarad a kollagén mátrix filchez hasonló rétege. A primer, mely hidrofil komponenst tartalmaz, a savazást követő mosás és óvatos szárítás utáni applikációját követően átítatja ezt a réteget. A primerben alkalmazott, gyorsan párologó oldószerek eltávolítása szintén pusztával, kis levegőnyomással történik. A dentin primer generációi különböző molekulákat alkalmaznak, közös tulajdonságuk azonban, hogy **bifunkcionális monomerek**, melyek képesek két, egymástól meglehetősen eltérő tulajdonságú



anyag kémiai összekapcsolására. A hidrofil dentinhez poláris tulajdonságú reaktív végük kötődik, középső részük többnyire egy hosszabb szénláncból áll, melynek másik végén egy apoláros csoport helyezkedik el. Az apoláros csoport kettős kötési pontjai pedig képesek kopolimerizálni a gyanta bázisú anyagokkal. Az első ilyen rendszerek primert alkalmaztak a dentin felszínén (elnevezésük abból adódott, hogy ezt a komponenst kellett először felvinni a felszínre), és a már említett töltetlen gyantát, a zománccbondot második réteggé. Később, miután már sikerült megvalósítani a zománchoz és a dentinhez is a megfelelő adhéziót, a kutatások az adhezív technika bonyolult, sok lépésből álló, és ezért több hibalehetőséget is tartogató módszerét próbálták egyszerűsíteni. Először sikerült a dentin és a zománc bondozását egyetlen lépésbe olvasztani. Ezt követően a savazást is elkerülni olyan módon, hogy az önsavazó primer alacsony pH-jának köszönhetően elvégezte a savazást, s a feloldott smear layer beépült a dentint átítató hibridrétegbe. Először külön lépésben kellett alkalmazni a rendszerhez tartozó primert, később a fog kezelését közvetlenül megelőzően össze kellett keverni a két komponenst, és egyetlen rétegben applikálni a felszínre. Az ezt követő adhezívek már egyetlen önsavazó komponensből állnak, a legújabbak pedig szintén egykomponensű duál kötésű önsavazó bondok. Bár az egylépéses rendszerek alkalmazása előnyös, mivel egyszerűek, és gyorsak, az önsavazó adhezívek alacsonyabb adhéziót produkálnak a savazásos technikákhoz képest.

A fogzománchoz, dentinhez történő adhézió megteremtése nemcsak a fogtömési technikákat változtatta meg jelentősen, de a rögzített fogpótlások területén is fejlődést hozott. Az adhéziós technikák, a polimer alapú fogászati anyagok (tömőanyagok, ragasztócementek), és az újabb, fogpótlások készítésére használt anyagok egymással párhuzamosan fejlődtek. A konzerváló fogászati beavatkozásokhoz hasonlóan ezek a fejlesztések megváltoztatták a preparálás szemléletét a fogpótlásban is, így lehetővé vált újabb, adhezív ragasztással rögzített fogpótlás féleségek készítése foganyag takarékos preparálással.

8.2.2 A különböző anyagból készült fogpótlások ragasztása

8.2.2.1 Teljes kerámia rendszerek ragasztása

A fogpótlások adhezív ragasztására a polimer alapú ragasztók alkalmasak. A ma használt ragasztócementek összetétele hasonló a kompozíciós tömőanyagokéhoz. Viskozitásuk azonban alacsony, és eltérő töltőanyag tartalmuknál fogva **kis rétegvastagságot is (13-20 μm)** el lehet érni velük. A töltőanyaguk átlagos szemcsemérete 0,5-8,0 μm , **a töltőanyag tartalmuk széles**



tartományban, 30-66 tf % között változik. A szerves polimer mátrix általában dimetakrilát oligomereket és monomereket tartalmaz. A magas molekulású molekulák (pl. Bisz-GMA, UDMA), kombinálása kisebb molekulású molekulákkal (pl. a TEGDMA vagy az EGDMA) a zsugorodás mértékét csökkenti, és magasabb konverziót tesz lehetővé. Ezek az anyagok lehetnek kémiai kötésűek, fényre polimerizálódóak, vagy kémiai és fényre is polimerizálódóak, vagyis dual kötésűek. **Az úgynevezett esztétikus cementeket** a kompozit tömések készítésekor, s a már leírt módon **a fog felszínének savazásával, bondozásával lehet a fog felszínéhez kötni.** A gyanta alapú ragasztó cementek közül ez a típus rendelkezik a legjobb mechanikai tulajdonságokkal. **Másik csoport az adhezív cementek,** melyek **a polikristályos oxid kerámiákkal kémiai kötést létesítő primert tartalmaznak.** Ez az esetek többségében a 10-methacryloyloxydecyl dihidrogén foszfát (**10-MDP**). **A fog savazására, és bondozására itt is szükség van,** de lehet önsavazó bondokat is használni. **A harmadik a self- adhezívek csoportja,** pontos összetételüket a gyártók többnyire nem árulják el. Multifunkcionális monomerjeik, és az anyag megkeverését követő savas kémhatásuknak köszönhetően **nincs szükség a fog felszínének savazására,** bondozására. Az anyagok pH-ja kötésük közben a közel neutrális zónába emelkedik. Ezeknek az anyagoknak egyszerű a felhasználása, azonban a fogzománchoz való kötődésük alulmarad az adhezív cementekkel, vagy az esztétikus cementekkel összehasonlítva.

A polimer alapú ragasztóanyagok tehát nemcsak jobb fizikai tulajdonságaik miatt emelkednek ki a ragasztócementek közül, hanem azzal is, hogy jó adhéziót lehet elérni a fog és a ragasztó molekulái között. Ahhoz, hogy a rögzített fogpótlások jól rögzüljenek a fogak felszínén, megfelelően jó adhéziót kell elérni a ragasztó cement-fogmú határfelületen is. **A szilícium-dioxid alapú kerámiák esetén** a felszín tisztítását, a felületi energia növelését, a mikronos nagyságrendű érdesség kialakítását és ezzel a hatásos felület növelését **hidrogén-fluoridos (HF) maratással lehet megvalósítani** a legegyszerűbben. A 9,6 %-os HF-t 90 másodpercig célszerű a felszínen hagyni. Az **üvegkerámiákhoz történő adhézió** növelésének másik hatékony módszere a kémia kötés kialakítása a szerves polimer mátrix között. Ez a fogászatban a legrégebben és leggyakrabban alkalmazott kapcsoló molekulával, a **szilánnal** lehet megvalósítani. **A kapcsoló ágensek olyan bifunkcionális molekulák,** melyek képesek két, egymástól kémiailag nagyon eltérő molekulát összekapcsolni. A szilán molekula alkoxi csoportjának hidrolízisét követően szilanollá válik, majd kémiai kötést létesít a felszín szilícium

dioxid molekulájával. A molekula másik végén elhelyezkedő metakrilát csoport a polimer bázisú fogászati anyagokkal képes kémiai kötést létesíteni. A mechanikai és kémiai adhézió fokozást egymással kombinálva célszerű alkalmazni, mert így lehet a legjobb adhéziót elérni. **A HF savazást követően** a felszínt 60 másodpercig csapvíz alatt kell mosni, majd víz-spray-vel további 60 másodpercig. A szilán megfelelő kötődése csak teljesen száraz felszínen jön létre, ezért a pusztterrel történő szárítást célszerű gyorsan párologó, vízelvonó szerrel kiegészíteni. Erre a célra alkalmas például az acetone fürdő. **A kerámia szárítását követően a szilán néhány százalékos alkoholos oldatát** fel kell kenni a felszínre. (6. ábra) Az oldószer elpárolgását követően nemcsak a polimerekhez való kémiai kötődés feltételei állnak rendelkezésre, de a megnövekedett felületi energiának köszönhetően a polimer alapú ragasztók adaptációja is jobb lesz a felszínen.



6. ábra: Szilán primer (kapcsoló molekula)

8.2.2.2 Nemes és nem nemes fémből készült fogpótlások ragasztásának módszerei

A polimer bázisú **nemes- és nem nemes fogászati fémötvözetekhez** történő adhézió fokozható a felszín érdesítésével. Ennek legegyszerűbb, hatékony módszere **a felszín homokszórása 50 µm-es szemcseméretű alumínium oxid homokkal**. Amennyiben a fogpótlás nem rendelkezik elegendő retenciával, a hatás fokozható a különböző szilíciummal bevonó technológiák egyikével, majd a felszínen stabilan elhorgonyzott szilícium dioxid szilanizálásával. Ilyen technikák például a **pirokémiai és tribokémiai technológiák**. Egy másik lehetséges **adhéziófokozó módszer a bifunkcionális monomerek alkalmazása**, melyek képesek egyrészt a fémoxidokhoz kémiaileg kötődni, másik végükkel ugyanakkor kopolimerizálódni a gyanta



típusú ragasztókhöz. Az első ilyen molekula a **4-META** volt, később a hatékonyabb, már említett **MDP adhezív monomer** használata terjedt el. Ezek a molekulák azonban nem kötődnek jól a nem nemes fémötvözetekhez. Újabb kapcsoló molekulák kifejlesztésével, mint a ditiol és a dition tautomerje, a **VBATDT**, a tiouracil csoportot tartalmazó **MTU-6**, a foszfonsav származékot tartalmazó **6-MHPA**, vagy a diszulfidtartalmú **MDTT**, sikerült megfelelő nemesfém primereket előállítani.

8.2.2.3. Polikristályos kerámiák ragasztása

A **polikristályos oxidkerámiákhoz történő adhézió** jelenti a legnagyobb kihívást a rögzített fogpótlások ragasztásakor, amennyiben a fogmű csak kis retencióval rendelkezik. Esetükben az adhézió fokozásának leghatásosabb módszere a **homokszórás 50 µm-es szemcseméretű alumínium oxid homokkal**, melyet célszerű a kémiai kötés kialakítása érdekében **MDP monomer alkalmazásával kiegészíteni**. Az MDP-t egyes polimer bázisú ragasztók már eleve tartalmazzák, de az e célra gyártott kerámia primerek is. Szintén hatékony technikák a már említett **szilícium bevonó eljárások (silicoater kezelés)**. A szilícium-dioxid kötődése a polikristályos oxidkerámiákhoz azonban alul marad a fémötvözetekkel elért eredményekhez képest.

8.3 FOGÁSZATI CEMENTEK

A fogászati anyagok között a cementek igen különleges és sokrétű csoportot alkotnak. A csoport érdekességét az adja, hogy anyagani szempontból nem azonos összetételű és szerkezetű anyagokról beszélünk. A felhasználásuk is viszonylag sokoldalú, amiből az következik, hogy egyetlen anyag nem képes a különféle felhasználási módok követelményeinek megfelelni. A cementek sokrétűen használhatóak. Alkalmasak lehetnek **rögzített pótlások és fogsabályozó készülékek rögzítő elemeinek ragasztására, a szuvas üregek ellátása során preparált üregek alábélelésére, sőt a sérült fogbél védelmére (pulpasapkázás)**. A nemzetközi sztenderdek a fenti okoknál fogva éppen ezért nem az összetétel egységes leírását hangsúlyozzák, hanem az anyagok, a használat körülményeinek való minél jobb megfelelését, a követelményeket írják le. Ilyenek lehetnek:



- Az anyag ne oldódjon a nyálban, és a szájban előforduló oldószerekben (etanol, ecetsav, citromsav, tejsav...).
- Jó adhézió/kötődés (kémiai, mechanikai) alakuljon ki a cement és a fog szövetei, valamint a cement és a fogpótlások anyagai között.
- Megfelelő mechanikai tulajdonságok jellemezzék az anyagot, mint például nyomási, szakító, húzó, nyíró szilárdság, jó törési ellenállás.
- Fontos felhasználási követelmények a megfelelő kötési idő, hisz elegendő időnek kell rendelkezésre állni az alkalmazásra is (keverés, az anyag helyére juttatása).
- Fontos a biokompatibilitás, biológiai értelemben is elfogadhatónak kell lennie, nem lehet a szervezetre toxikus, nem okozhat kémiai, mechanikai irritációt, vagy nem lehet mutagén.

8.3.1 Történeti áttekintés

Az első cementek a **cink-foszfát**, a **cink-oxid eugenol**, és a **sziliko-foszfát cementek** voltak. A hetvenes évektől kezdve indult meg a többi cement fejlesztése. A fejlesztések fő motivációja a jobb biokompatibilitás és a jobb kötődési képességek kialakítása voltak. Többet tudtak meg a fogbélben zajló patológiás folyamatokról. A széli záródás vizsgálatok segítették az adhéziós határfelületek közötti hibák felkutatását és ezáltal az anyagok tökéletesítését. Így fejlesztették ki a **cink-polikarboxilát**, a **glazionomer**, a **gyanta bázisú**, és a **gyantával módosított glazionomer** cementeket.

A fogászati kompozitok fejlődésével hasonló alkotó elemekből álló cementek is megjelentek a piacon esélyt adva a teljes kerámiapótlások esztétikus (színében alkalmazkodóbb) ragasztására. A kalcium-hidroxid és a szilikát közötti reakción alapuló cementek 25-30 évvel ezelőttiek, melyek segítségével a fogbél védelme megoldható, és reparatív dentin képződése is kiváltható.

8.3.2 Osztályozás

A cementeket a bennük lezajló mátrixot formáló reakciók alapján öt nagy csoportba soroljuk.

1. Foszfát
2. Fenolát

3. Polikarboxilát
4. Dimetakrilát
5. Polikarboxilát és dimetakrilát kombinációk, gyantával megerősített glazionomer cementek

Tekintettel tehát arra, hogy a cementek nem alkotnak egységes anyagtani csoportot, a téma tárgyalását az egyes csoportok részletes bemutatásával folytatjuk.

8.3.2.1 Foszfát cementek

Alkalmazás

Egyike volt a fogászatban alkalmazott első cementeknek. Korábban széles körben használták rögzített pótlások (fém, porcelán) és ortodontiai rögzítő elemek ragasztására, üregek alábélelésére. Manapság a modernebb anyagoknak köszönhetően korlátozottabb az alkalmazásuk. (7. ábra)



7. ábra: Cink-oxid foszfát cement



Összetétel és kötési reakció

Por és folyadék összekeverésével állítjuk elő a célnak megfelelő állagú anyagot. A **por** alapvetően égetéssel előállított cink-oxidot és minimális, 10% magnézium-oxidot, valamint pigmenteket tartalmaz. A folyadék foszforsav vizes oldata (45-64% H_3PO_4 és 30-55% víz). A **folyadékban** alumínium (Al 2-3%) és cink (Zn 0-9%) is található kis mennyiségben. Az alumínium fontos moderátor szerepet játszik a kötési reakció irányításában, a megfelelő feldolgozási idő kialakítása érdekében. A **kötési reakció** során a zink-oxid a foszforsavval kelát kötést képez, és amorf cink-foszfát mátrixot hoz létre. Ebbe a mátrixba vannak a maradék cink-oxid részecskék beágyazva.

Manipuláció/Alkalmazás

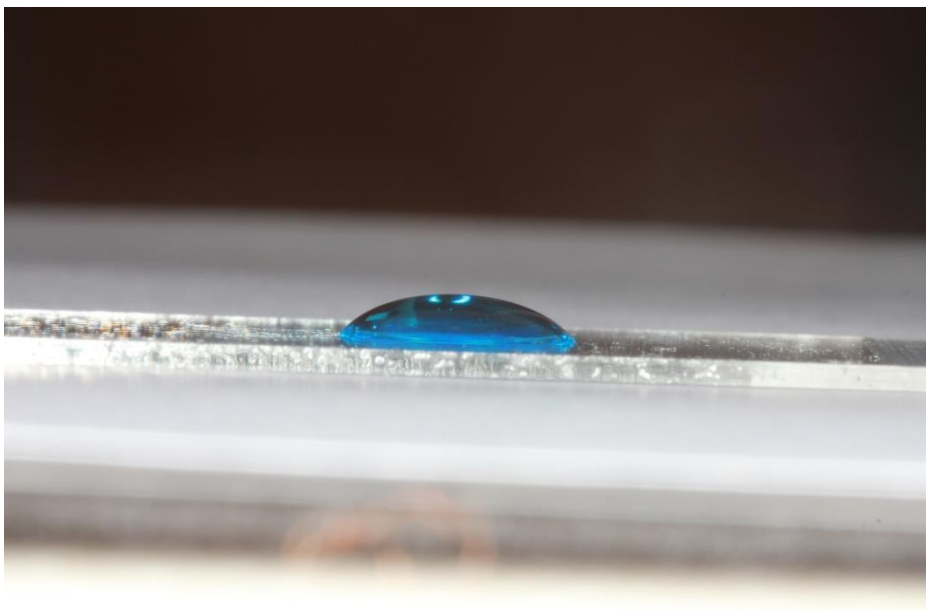
A por /folyadék arány változtatásával befolyásolható a keverék konzisztenciája és a kötés gyorsasága. A keveréshez fém spatulát és üveg keverőlapot használunk. A port kis adagokban keverjük a folyadékhoz. A reakció során hő fejlődik, ezért érdemes az üveglapot előzetesen hűteni, valamint minél nagyobb felületen keverni az anyagot, hogy több port vegyen fel a folyadék. Ha több port keverünk a folyadékhoz viszkózusabb anyagot kapunk, mely inkább cement alapként használatos. Amennyiben kevesebb porral keverjük a folyadékot, alacsonyabb viszkozitású anyagot kapunk, mely jobban terül a pótlások ragasztása során a cement számára adott szűk térben/résben, és vékony filmet képez a pótlás anyaga és a fogfelszín között. A kötési ideje is változik a keveréknek a hozzákevert por mennyisége miatt. Több porral keverve gyorsabban köt az anyag, kevesebb porral keverve lassabb kötési időre számíthatunk.

Tulajdonságok

A foszfát cement tulajdonságai ugyan nem ideálisak, mégis a cement jó sztenderdet jelent az újabban kifejlesztett cementeknek.

A por/folyadék aránytól függően nagy különbség lehet az egyes keverékek között. Több por hozzáadásával kedvezőbb tulajdonságokat érhetünk el. Jobbak az anyag fizikai mutatói, a cement kevésbé oldható, és a savas kémhatás is gyengül. A **kötési idő** szobahőmérsékleten (21-23°C) 5-14 perc, a felhasználási idő 3-6 perc. A cementek esetén fontos a **nedvesítő képesség**. Amennyiben kis **peremszög (8., 9. ábrák)** értékkel rendelkezik az anyag a pótlás anyagára és a

fog anyagára (dentin) nézve, vékonyabb filmet képes kialakítani a ragasztás során és befolyik a pótlás és a fogfelszín irregularitásaiba. A cementek esetén 25 μ m vagy ennél vékonyabb film réteg elfogadható a nemzetközi sztenderdek alapján. Az, hogy egy cement milyen **vékony filmet képez** függ a porának részecske nagyságától is. A gyártók által megadott optimális por/folyadék arány mellett a mechanikai tulajdonságok is kedvezően alakulnak. A 24 órás nyomási szilárdság értékek 80-110 MPa. A szakítószilárdság jóval alacsonyabb, mint 5-7MPa. A rugalmassági modulusa 13GPa, mely törékeny, rideg anyagot feltételez a kötés után. A megkötött **cement oldhatósága** a sztenderdek alapján 23 óra elteltével vízben 0,04-3.3% között tekinthető elfogadhatónak. Savas közegben természetesen magasabb értékek a jellemzőek. A cement kioldódása sajnos a pótlás széle mentén rés képződéséhez vezet, ami utat nyit a karieszt okozó baktériumok számára.



8. ábra: Nagyobb peremszög értékkel rendelkező folyadék szilárd felület.



9. ábra: Kis peremszög értékkel rendelkező folyadék szilárd felszínen

Biokompatibilitás

A frissen megkevert foszfát cement erősen **savas kémhatású** (pH 1-2), ez 1 órával a keveréstől pH 4 körüli lesz, majd 24 óra elteltével éri el a pH 6-7 értéket. A hosszan fennálló savas kémhatás a fogbél számára mélyebb üregekben nehezen tolerálható, ezért **a fogbél elhalás** elkerülése érdekében a savas kémhatást közömbösítő alkalikus cement (kalcium-hidroxid cement) használatát javasolják az üreg mélyebb pontjain.

Módosított foszfát cementek

Az alap összetevők mellett **réz-oxid**, és **ezüst-foszfát**al módosították az eredeti összetételt. A réznek köszönhetően javultak a felhasználási tulajdonságok és az oldhatóság, az ezüst hatása még nem bizonyított. Bizonyos ortodonciai felhasználású cementekben **ónfluoridot** alkalmaznak a zománc oldhatóságának csökkentése, a fogszuvasodás megakadályozása érdekében a folyamatos fluoridleadás segítségével.

A **sziliko-foszfát** cement a módosított foszfát cementek közül az egyik leghíresebb. A cink-oxid porhoz **szilikát üveget** adnak, mely kedvezőbb esztétikai tulajdonságot kölcsönöz a cementnek.



Jobb mechanikai tulajdonságok és a fluoro-szilikát üveg miatt, antikariogén hatás jellemzi. Jobbak az oldhatósági mutatói és a törési ellenállása, valamint a kopásállósága. A nagyobb részecske méret miatt vastagabb filmet képez, mint az eredeti foszfát cement, de még megfelel a ragasztáshoz szükséges kritériumoknak.

8.3.2.2. Fenolát cementek

Ennek a csoportnak a gyakorlat szempontjából két fontos tagja van, a **cink-oxid-eugenol** cementek és az **orto-etoxi-benzoosavas** cementek.

8.3.2.2.1 Cink-oxid Eugenol cement

Alkalmazás

Rögzített fogpótlások ideiglenes ragasztására, a fogak ideiglenes helyreállítására és mély üregekben a fogbél védelmére használhatóak.

Por, folyadék összetétel

A por főleg cink-oxidot tartalmaz, kis mennyiségben (1%) szilikátot és további 1%-ban cink-acetátot és cink-szulfátot azért, hogy gyorsítsák a kötési reakciót. A folyadék tisztított eugenol olajat, vagy 85%-os szegfű olajat tartalmaz. A folyadékhoz adott ecetsav vagy etanol szintén gyorsíthatja a reakciót, de pár csepp víz keverés közbeni hozzáadása is hasonló hatású. **A reakció a cink-oxid és az eugenol között játszódik le, melynek eredményeként cink-eugenolát képződik.** A reakció pontosan nem tisztázott, de a megkötött anyag szerkezetére jellemző a mátrixba beágyazott cink-oxid részecskék. A kötési reakció megfordítható, a cink-eugenolát hidrolizál cink-hidroxidra és eugenolra víz jelenlétében. Ebből adódik, hogy a cement igen érzékeny a száj vizes miliójére, vízdékony. (10. ábra)



10. ábra: Zink-oxid eugenol cement

Alkalmazás/Manipuláció, Tulajdonságok

A cink-oxid eugenol cement folyadék csak igen lassan veszi fel a port, ezért hosszas és intenzív keverést igényel. A megfelelő tulajdonságú cement előállításához 3:1, 4:1 keverési arányok alkalmazhatóak.

A cementek között a cink-oxid eugenol cement kötése akár 10 perc is lehet. A pára, nedvesség, a több por hozzákeverése gyorsítja a kötést. A por viszonylag nagy részecskenyagysága és a keverék viszkózus konzisztenciája miatt 40 μ m-es filmvastagság érhető el ragasztás közben. Továbbá kevésbé jók a mechanikai tulajdonságok, és a nyálban az anyag igen könnyen oldódik. Mindezeket figyelembe véve ezt a cementet főleg ideiglenes jelleggel használjuk a fogászatban. Alkalmos ideiglenes ragasztásra, ideiglenes tömés készítésére, és gyermekfogászatban tejfogakba preparált sekélyebb üregekben cement alap kialakítására.

Fontos biológiai tulajdonsága a **fájdalomcsillapító, nyugtató hatás**, ezért a fogbélre jótékony hatást gyakorolhat. **A lágy szövetekkel érintkezve azonban irritációt** okozhat. Ellenére a

cement nagyobb zsugorodásának és a hőtágulásnak viszonylag jó széli záródást és antibakteriális hatást mutat.

A gyártók természetes és szintetikus gyantákkal erősítik az alapanyagot (folyadékot), de alkalmaznak még timolt és 8-hidroxi-kinolint az antibakteriális hatásért. Ezeknek a változtatásoknak köszönhetően javíthatók a mechanikai tulajdonságok.

8.3.2.2.2 Kalcium-hidroxid kelát cement

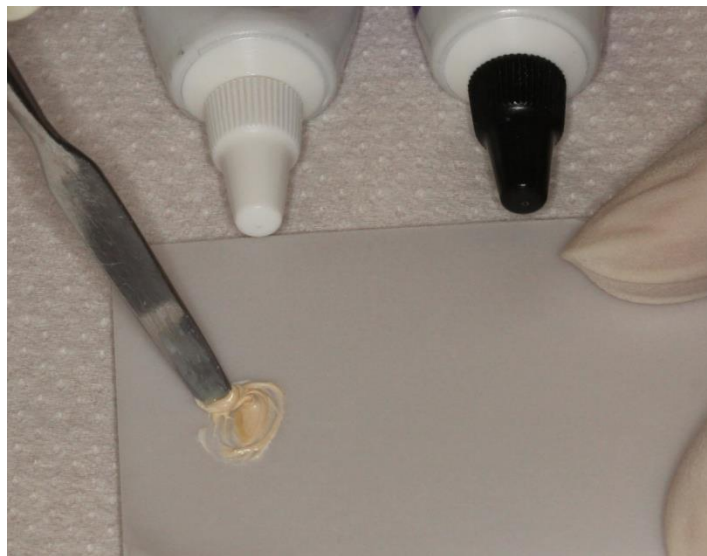
Ennek a cementnek kitüntetett szerepe van a többi cement között. Ezt az alkalikus pH-nak, proteolizáló és antibakteriális hatásának köszönheti. Képes reparatív dentin képzésre serkenteni a fogbelet, mely alkalmassá teszi mélyebb üregekben indirekt, vagy direkt módon a **fogbélsebek ellátására (direk és indirekt pulpasapkázás)**, természetesen a megfelelő megfontolások mellett. (11.,12.,13. ábrák)



11. ábra: Kalcium-hidroxid kelát cement (előkészületek cementkeveréshez: fém spatula, és tömőműszerek)



12. ábra: A kimért bázis és katalizátor paszták 1:1 aránya keverés előtt



13. ábra: Kalcium-hidroxid kelát cement keverés közben

Összetétel és kötési reakció

Két pasztás rendszerként hozzák a gyártók az anyagot forgalomba. (9., 10. ábrák) A pasztákból azonos mennyiséget kell kimérni a megfelelő keverék előállításához. Az egyik paszta tartalmazza a kalcium-hidroxidot, a cink-oxidot, egyéb cink sókat, etilén-toluén-szulfonamidban. A másik paszta kalcium-szulfátot, titánium-oxidot és röntgenárnyékot adó nehézfém sók bután-1,3-diol diszalicilát észterében elkeverve tartalmaz. Bizonyos változatokban fluoridot is találunk. A reakció során a kalcium-hidroxid és a cink-oxid reagál a szalicilát észterrel és kelátot képez. A nedvesség ezt a reakciót is gyorsítja.



Tulajdonságok

A kötési idő normál esetben 3-5 perc, de a gyakorlatban (száj hőmérsékleten) elég rapid/gyors is lehet 1-2 perc. Nem rendelkeznek túl jó mechanikai és oldhatósági tulajdonságokkal. Egy nappal a felhasználás után a megkötött anyag nyomási szilárdsága 20MPa alatti. A tömés szivárgása során bizonyos idő elteltével ez a cement képes teljesen kioldódni az üreg alapjáról, és az adhezív technika során alkalmazott foszforsav is intenzíven oldja.

8.3.2.3 Polikarboxilát cementek

8.3.2.3.1 Cink-polikarboxilát cement

Ezeket a cementeket az 1960-as évek végére fejlesztették ki. Ötvözni szerették volna a foszfát cementek jó mechanikai tulajdonságait a cink-oxid-eugenol cementek jobb biológiai tolerálhatóságával. (14. ábra)

Főbb alkalmazási területük a rögzített pótlások (fém, porcelán) ragasztása, cementalap és az ideiglenes tömés készítése.



14. ábra: Cink-polikarboxilát cement

Összetétel és kötési reakció

A por alapvetően cink-oxidot és alumínium-oxidot (10-40%), de kisebb mennyiségben 1-5%-ban ón- és magnézium-oxidot is, valamint fluort is tartalmazhat. A folyadék poliakril sav 40 %-os vizes oldata, vagy ennek a savnak más savakkal (itakon sav) alkotott kopolimere. A reakció során a poliakrilát molekulák közé cink ionok épülnek, és mintegy keresztkötéses hálózatot hoznak létre, cink-poliakrilát képződik. A megkötött cementben a maradék cink és alumínium oxid részecskék zink-poliakrilát gélbe ágyazódnak be.

Felhasználás, kezelhetőség

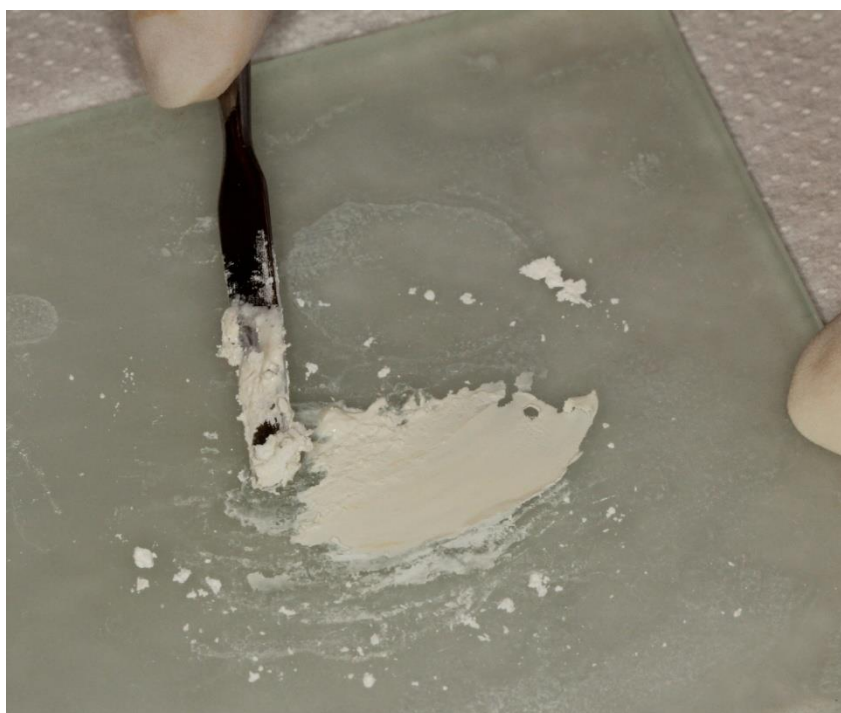
Fontos a por és a folyadék pontos adagolása. A különféle felhasználás más és más por folyadék arányt igényel. A **ragasztási** állag eléréséhez a por folyadék tömeg aránya 1,5:1, a kötési idő szobahőmérsékleten 6-9 perc, ami a további hozzákevert por, vagy az üveglap hűtésével növelhető. Noha a ragasztási viszkozitás ennél az anyagnál nagyobb, mint a cink-foszfát cement esetén, nyomás hatására a massa viszkozitása csökken és ez által elérhető a 25 μ m-es filmvastagság is. Ha **cement alapot** készítünk a por, folyadék arány 2:1 is lehet. (15., 16., 17., 18., 19. ábrák)



15. ábra: Cink-polikarboxilát cement por adagolása.



16. ábra: Cink-polikarboxilát folyadék adagolása.



17. ábra: Cink-polikarboxilát cementből cement alap keverése.



18. ábra: A megkevert Cink-polikarboxilát cement alap.



19. ábra: A megkevert Cink-polikarboxilát ragasztócement.

Tulajdonságok

A nyomási szilárdság értéke (85MPa) kisebb a foszfát cementhez képest, de a szakító szilárdsága jóval kedvezőbb (12MPa). A vízben való oldhatósága 0,1-0,6%. Nagy előnye ennek a cementnek, hogy kalcium komplex képzéssel a dentinhez és zománchoz is képes kötődni, sőt jó az adhéziója a ragasztandó pótlások anyagaival és az amalgámmal.

A jobb biológiai tolerálhatóságát a foszfát cementhez képest a karboxi cement annak köszönheti, hogy a frissen megkevert cement **pH-ja gyorsan növekszik** és éri el a semleges értéket. A



poliakril sav nehezen jut át a dentin tubulusokon mert **nagyméretű** és **ionos kötéssel** képes a tubulusokban lévő folyadékhoz kötődni. A fluorid leadó változatok rendelkeznek antikariogén hatással is.

8.3.2.3.2 Glazionomer cement

Ez a cement igen nagy népszerűségnek örvend a fogászatban. Az 1970-es években kifejlesztésével a szilikát és a polikarboxilát cementek előnyös tulajdonságait szerették volna kombinálni.

Felhasználás

Sokoldalúan alkalmazható cement. Használható rögzített fogpótlások (fém, porcelán), fogszabályozók rögzített elemeinek ragasztására és üregek alábélelésére. Különlegessége ennek az anyagnak, hogy megfelelő kondíciók mellett tömőanyagként is alkalmazható. Különösen kedveltek a gyantával megerősített változatai. (20., 21., 22. ábrák)

Összetétel és kötési reakció

A por fő összetevője a finomra őrölt (25-40 μm) kalcium-aluminium-fluoro szilikát üveg részecske, de előfordul a por alkotói között a cink-oxid és az ezüst is, hogy javítsák a fizikai tulajdonságokat. A folyadék poliakrilsav, maleinsav, itakonsav vizes kopolimer oldata, de 5% borkósav is jelen van.

A kötés során az üveg részecskékkel reagáló poliakrilsav és itakonsav kioldja a kalcium és alumínium ionokat, melyek **sav bázis reakcióval** ionos keresztkötéseket hoznak létre a poliacid molekulákkal víz jelenlétében, és gélszerű mátrix struktúra jön létre, melybe üveg részecskék vannak beágyazva. A kisebb üvegdarabok akár fel is oldódhatnak, helyüket zselés, fluoridban gazdag hidrogél foglalja el. A borkósav legfőbb feladata a feldolgozási idő szabályozása.



20. ábra: Glazionomer ragasztócement



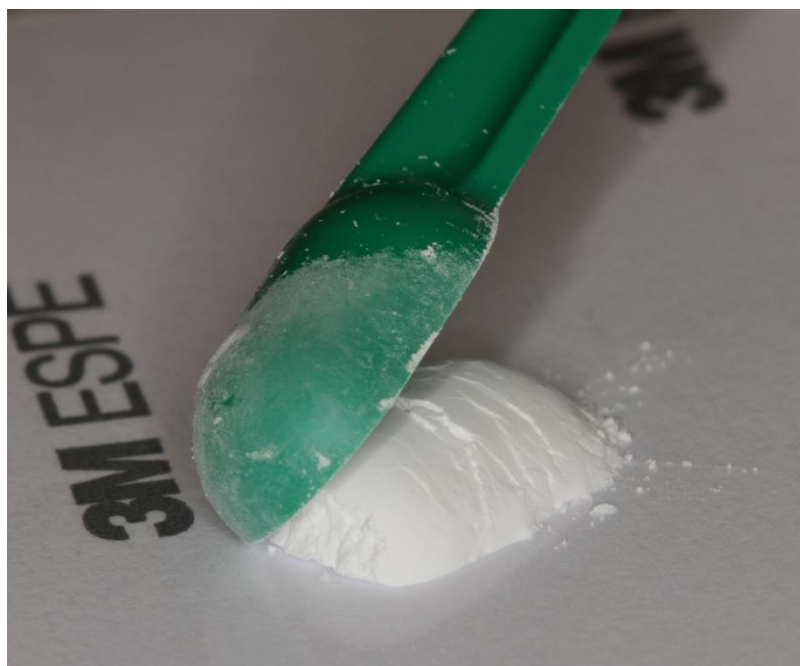
21. ábra: Glazionmer tömőanyag



22. ábra: Glazionomer cement alap készítésére alkalmas cement

Kezelhetőség

A klasszikus por és a folyadék kiszerezésű változatoknál különösen fontos a por és folyadék pontos adagolása. (23., 24., 25. ábrák) Gyors és határozott keverést igényel, erre 30-40 másodperc áll rendelkezésre. (26. ábra) Bizonyos termékek kapszulás kiszerezésben kerülnek forgalomba, ezzel is próbálják a gyártók az adagolásból adódó problémákat kiküszöbölni. A kapszulák keverése speciális keverőgépek használatát igényli. A harmadik ismert kiszerezési forma az injektálható típus, melyhez keverő pisztoly szükséges. A ragasztandó foganyagnak tisztának, szennyeződéstől mentesnek kell lenni, de **a dentin túlszárítását kerülni kell**. A kötési reakció víz igényes, amit a túlszárított dentinből nem tud elvonni, ezért dentintubulusokból próbálja a szükséges vizet megszerezni, így a cement kötése a dentintubulusokon keresztül, ragasztást követően, a fog érzékenységét válthatja ki.



23. ábra: A Glazionomer ragasztócement pontos adagolása mérőkanállal.



24. ábra: A glazionomer cement folyadékának adagolása.



25. ábra: A glazionomer cement gyors és intenzív keverése



26. ábra: A glazionomer ragasztócement ragasztásra kész állapotban.

Tulajdonságok

A kötési idő 9-4 perc között változhat, attól függően milyen célra alkalmazzuk a terméket. A ragasztáshoz hosszabb, a tömőanyagok esetén rövidebb kötési idővel kell számolnunk. A **gyantával módosított** változatoknál lehetőség van **fotoiniciálásra**, így a kötés első fázisa alig 30 másodperc alatt bekövetkezik, természetesen a sav bázis reakció még hosszan zajlik, ami hozzájárul a tulajdonságok további javításához.



A ragasztáshoz szükséges film átlagos vastagsága 25-35 μm , mely megfelel a minimum követelményeknek. A mechanikai tulajdonságok felhasználástól függően és termékenként is változhatnak. A ragasztó cementeknél a nyomási szilárdság értékek 90-140 MPa körüliek, a szakító szilárdság 6-8MPa. Az alábélelő anyagok esetében a nyomási szilárdság értéke 150-160 MPa is lehet, míg a szakító szilárdság 10-12 MPa. A tömőanyag verziók nyomási szilárdsága 140-180 MPa, vagy akár 200 MPa, a szakító szilárdsága 12-15 MPa, de manapság nem ritka 20 MPa-os érték sem. Az ezüst használatával sikerült a tekintélyesebb értékeket elérni. Fontos megjegyezni, hogy a fényrekötő változatok esetén az anyag optimális tulajdonságait csak akkor éri el, ha a polimerizációs réteg vastagsága optimális.

A glazionomer ragasztó cementek oldhatósága 1% körüli vízben. A hagyományos glazionomer cementekből készített töméseket speciális lakkok segítségével óvni kell a száj nedves miliójétől, különösen a frissen elkészült restaurációkat. Sajnos ez az anyag nem kopás álló, így nagy rágó erőknek a felszín nem tud ellenállni, az elkészült tömés felszíne süllyed. Ezért tömőanyagként inkább a gyermekfogászat alkalmazza tejfogak ellátására. Maradó fogazatban csak megfelelő megfontolásokkal használható, esetleg más kopásállóbb anyagokkal kombinálva. Nagy előnye az anyagnak, hogy a szilikát üvegből fluorid szabadul fel, ami jelentős antikariogén hatást biztosít. A fluorid felszabadulás igen hosszan, akár egy évig is eltarthat. Ezért **prevenációs jelentőségű** anyag a fogászatban.

A glazionomer cementek igen érzékenyek a vizes közegre. Kutatások igazolták, hogy a tömőanyag, még a gyantával megerősített változatok is, képesek vizet felvenni, és duzzadni (higroszkópos expanzió). Ennek a térfogat változásnak a mértéke jelentős, ami nagymértékű stresszt gyakorolhat a fog anyagaira, a kopásállóságot és a mechanikai tulajdonságokat rontja. Használják hiányos csonk felépítésére (foganyag kiegészítésére) rögzített teljes kerámia pótlások alatt, de az anyag duzzadása miatt a fölötte rögzített pótlás repesztését képes előidézni.

A kötődési tulajdonságai nagyon kedvezőek a glazionomer cementeknek. Nem csak mechanikusan de kémiailag is kötődnek a fog szövetekhez, illetve a fogpótlások anyagaihoz (fémek). Ioncserés reakcióval létrehozott kalcium-poliakrilát kötés alakul ki a cement és a fog anyag között. Hasonló ioncserés reakció zajlik a ragasztó cement és a pótlás (fém) ragasztott felszíne között. A foganyag előzetes kezelésére még gyantával megerősített változatok esetén

sincs feltétlen szükség, de magas por folyadék arányú keverékek esetén, a jobb nedvesítés elérése miatt a foganyag 10 másodperces kondicionálása 10-20 % poliakrilsav oldattal szükséges lehet.

Biológiai hatások

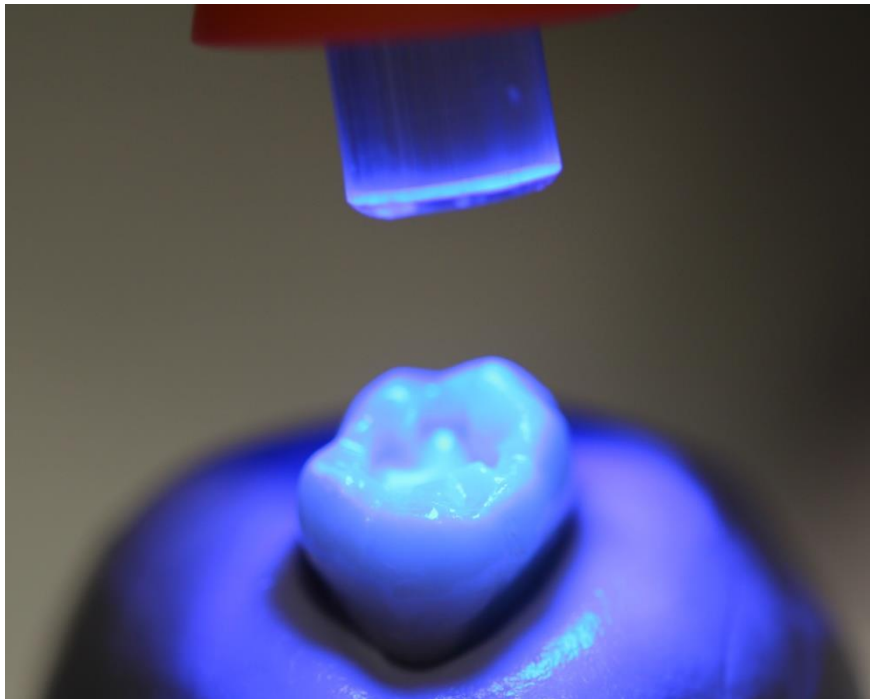
A fogbél viszonylag jól tolerálja a glazionomer cementet, bár a szakirodalomban termékenként eltérő reakciókról számoltak be. A pótlások ragasztását követő érzékenységet vagy fájdalmat az elhúzódóbb savas kémhatásnak, a kioldódó ionoknak és a reakció víz elvonó képességének tulajdonítják. A cement antibakteriális tulajdonságát szintén az alacsony pH-val és az ezüst és fluorid ionok kioldódásával magyarázzák.

8.3.2.3.3 Gyantával megerősített Glazionomer cementek (RMGIC Resin-Modified Glass-ionomer Cement)

Ezt a cementet **hibrid ionomer cement** néven is említik. Széles körű a felhasználása. Lehet alábélelő anyag, csont felépítő anyag, ragasztó cement, sőt előfordulhat, hogy egy termék képes valamennyi funkció ellátására is. (27., 28. ábrák)



27. ábra: Gyantával megerősített fényre kötő glazionomer cement



28. ábra: Gyantával megerősített glazionomer cement alap polimerizálása.

Összetétel és kötési reakció

A sav bázis reakció kiegészül polimerizációs reakcióval. A hidrofil monomerrel kiegészülő anyag akrilsav és metakrilát kopolimert tartalmaz (bisz-GMA, HEMA is jelen lehet) a folyadékban. Fotoiniciátor segítségével lehetséges az anyagban polimerizációt elérni. A polimer jelenléte jobb korai mechanikai tulajdonságokat kölcsönöz, valamint csökkenti az anyag oldhatóságát is. Bizonyos anyagoknál elenyésző a sav bázis reakció és főleg a polimerizáció lehet domináns.

Felhasználás, kezelhetőség

A kézi keverésű por folyadék rendszertől a kapszulázott gépi keverést igénylő termékeken át, az adagoló pisztolyos változatokat egyaránt megtaláljuk a piacon. Mint korábban említettük a felhasználása igen sokoldalú alábélelő, ragasztó és csonkfelépítő, valamint csonkkiegészítő anyag lehet.



Tulajdonságok

Mechanikai tulajdonságaiban hasonló a hagyományos glazionomer cementekhez, de rugalmasabb és a szakító szilárdsága is jobb. Sajnos a sav bázis reakció jelenléte itt is vízfelvétellel jár, ami ezeknél az anyagoknál is okozhat higroszkópos expansziót és ragasztás utáni érzékenységet. Ennél a cementnél is jelentős a fluorid leadás.

8.3.2.4 Polimer bázisú cementek

8.3.2.4.1 Metil-metakrilát bázisú cementek

Összetétel

A por finomra őrölt poli- metil-metakrilát és benzoil peroxid iniciátor keveréke, megerősítés miatt ásványi töltőanyagot és pigmenteket is tartalmaz. A folyadék metil-metakrilát monomer és amin akcelerátor keveréke. A por folyadék reakció hasonlóan zajlik a polimer alaplemezek előállításánál leírt általános polimerizációs reakcióval (szabadgyökös addíciós polimerizáció). A kész anyagban megduzzadt előpolimerizált polimer gyöngyöket találunk poli-metil-metakrilát mátrixba ágyazva.

Kezelhetőség

A kézi keverés esetén a port óvatosan kel belekeverni a folyadékba, kerülve a levegő zárványok kialakulását. A kötési idő elég rövid, ezért gyors keverést igényel. A ragasztáskor a felesleget csak az anyag teljes keményedésekor szabad eltávolítani, különben a cement nem tölti ki a széli záródási vonalat egyenletesen.

Tulajdonságok

A cementek között erős és kevésbé oldható változatoknak számítanak. Rugalmas és viszkoelasztikus anyagok. Nem kötődnek a fog szövetéhez, de jó az adhéziójuk a hasonló anyagokból készült héjakhoz és a polikarbonát koronákhoz. Biológiailag a fogbél nehezen tolerálja a metil-metakrilátokat. A fogbél védelme szükséges lehet.

Adhezív metil metakrilát cement(ek)



Az előző metil-metakrilát bázisú cementektől annyiban térnek el, hogy a foganyaghoz történő adhézió elősegítésére **adhéziós promótert 4-META-t** (4 metoxi-etil-trimaleát-anhidrid), és **tributil-boron iniciátort** adtak. Elsősorban nem nemesfém ötvözetből készült pótlások és amalgám ragasztására fejlesztették ki ezt a cementet. Az oxidált, savazott, szilikáttal bevont fém felszínekkel van a legjobb kötődése. Minimális töltőanyag tartalma miatt inkább a metil-metakrilát gyantákhoz hasonlít fizikai tulajdonságaiban. Technikailag igen érzékeny cement.

8.3.2.4.2 Dimetakrilát cementek

A kompozitokhoz hasonló összetevőkből álló folyékony gyanták. A gyanta rész dimetakrilát kopolimer, melyet töltőanyaggal kombinálnak (kompozitokra jellemző összetevőkkel). Nagy népszerűségüket az esztétikus színüknek és alacsony oldhatóságuknak, jó adhéziójuknak köszönhetik (self-adhesive rendszerek), bár kezelésük nem könnyű, néha körülményes.

Alkalmazás

Rögzített pótlások ragasztására használatosak, főleg teljes kerámia rendszerek esetén. De alkalmasak inlayk, onlayk és ideiglenes pótlások rögzítésére is.

Osztályozás

A kötés/iniciáció módja alapján három nagy csoportba oszthatjuk a dimetakrilát cementeket.

1. Önkötő

Többnyire paszta-paszta rendszerek, melyeket fémötvözetekből, vagy opaque kerámia maggal készült teljes kerámia pótlások ragasztására használnak.

2. **Dual/kettős kötésű**, vagyis önkötő és fotopolimerizációra való képessége egyaránt van az anyagnak.

Az ilyen típusoknál a fotopolimerizáció zajlik első lépésben, de ennek a tökéletessége korlátozott lehet (a fényforrás nem képes tökéletesen átvilágítani a pótlás anyagát), ezért egy hosszabb autopolimerizáció is történik az anyagban, mely a teljes anyag polimerizációját befejezi. Ebből adódóan transzluens kerámia rendszerek ragasztására ideálisabbak.

3. **Fényrekötő**



Valójában ezek többsége is duál kötésű, de a csak fényrekötő változatok is megtalálhatóak a piacon. A csak fotoiniciátort tartalmazó cementek igen vékony restaurációk, mint például héjkerámiák ragasztására a legalkalmasabbak, mivel a pótlás anyagán áthatoló fény intenzitása jelentősen csökkenhet, és ez akadály lehet a cement tökéletes polimerizációjának.

Összetétel és kötési reakció

A klasszikus por összetevői egyszerű szilikát, vagy boro-szilikát üveg részecskék, a mátrix finom előpolimerizátum örleménye, és az iniciátor. A fényre polimerizálódó változatokban kámforokinon iniciátort találunk. A folyadék tartalmazza a dimetakrilát monomereket és az amin promótert. **Egyes típusok monomerjeit karboxi, vagy foszfát csoportokkal módosítják a jobb foganyaghoz való rögzülés érdekében (self-adhesive).** A megkötött cementben egy keresztkötésekkel sűrűn átszőtt/stabilizált térhálós polimer mátrix jön létre, melyben töltőanyag részecskék vannak beágyazva.

Kezelhetőség

A por-folyadék rendszereknél fontos a pontos adagolás. A paszta-paszta rendszereknél 1:1 arányú mennyiségű pasztát kell összekeverni. (29., 30. ábra, lásd video) Gyors és levegő buboréktól mentes keverés szükséges a kellő minőségű anyag előállításához.



29. ábra: Dimetakrilát bázisú duál kötésű adhezív ragasztócement



30. ábra: Dual kötésű dimetakrilát ragasztócement csomag tartalma: A és B paszta (szürke fecskendők), fém felszínhez zöld, illetve a foganyaghoz kék és piros használandó primerekkel.



Tulajdonságok

A polimerizáció tökéletessége a duál és az önkötő változatok esetén jobb, de itt is érvényes az általános elv, hogy nincs tökéletes, teljesen hatékony polimerizáció. A polimerizáció után átlagosan 10 perc elteltével alakulnak ki a megfelelő mechanikai tulajdonságok. A kialakuló tulajdonságok azonban a töltőanyag tartalomtól nagyon függnnek. Mivel terméktől függően 20-80 m/m% között változhat a töltőanyag mennyiség, a tulajdonságok is széles skálán mozoghatnak. A tradicionális cementekhez képest jobb mutatókkal rendelkeznek. A nyomási szilárdság értékek 100-200 MPa közöttiek, a diametrális szakító szilárdság 20-50 MPa értéket vehet fel.

A pótlások ragasztása elég körülményes és kellő gyakorlatot igényel a dimetakrilát cementek esetén. A jobb foghoz való adhéziójuk miatt „adhezív” technika alkalmazása szükséges a foganyagon (foszforsavas maratás, dentin primer és zománc bond használata). Különös figyelmet igényel a kerámia pótlások ragasztása. Bizonyos kerámiák esetén a kerámia felszín előzetes hidrogén-fluoridos savas maratása és szilán réteggel való előkezelése is szükséges lehet (lásd video).

Biológiai tolerálhatóság

Előfordul allergia és fogbél irritáció. Az allergia főleg a dentin primerek használata mellett alakul ki. Bizonyos esetekben a betegek kellemetlen szájízről és szájszagról számolnak be. A fogbél érzékenységét főleg a polimerizációs zsugorodással és a kialakuló mikroszivárgással magyarázzák.



FELHASZNÁLT SZAKIRODALOM

- [1] ABOUSHELIB Moustafa N, GHONIEM Mona, MIRMOHAMMADI Hesam, SALAMEH Ziad: *General principles for achieving adequate bond to all ceramic restoration*. -In: Journal of Dentistry and Oral Hygiene 2009.,1(3) szám, -p. 036-041.
- [2] ATTAR Nuray, TAM Laura E., MC COMB Dorothy: *Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agent*. -In: J Prosthet Dent 2003. 89. -p. 127-134.
- [3] BERTENSAW B.W, COMBE E.C, GRANT A.A: *Studies on polycarboxylates and related cements. 4. Properties of cements*. -In: J Dent 1979. 2. -p. 117-125.
- [4] BLATZM B, PHARKJ-H, OZER F, MANTE FK, SALEH N, BERGLER M, SADAN A: *In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion*.-In: Clin Oral Invest 2010., XIV. Évf. – p. 187–192.
- [5] CORAZZA HL, PAES-JUNIOR TA, DELLA BONA A: *Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin*. -In: Dental Materials 2012.,XXVIII. évf. 11. szám –p.1181-1197.
- [6] DIAZ-ARNOLD Ana M., VARGAS Marcos A., HASELTON Debra R.: *Current status of luting agents for fixed prosthodontics*. -In: J Prosthet Dent 1999. 81. -p. 135-141.
- [7] EWOLDSSEN Nels, DEMKE Richard S.: *Review of orthodontic cements and adhesives*. -In: Am J Ortho and Dento 2001. 120.-p. 45-48.
- [8] J. O'BRIEN William: *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Co, Inc, 2002. Third Edition, -ISBN 0-86715-406-3- pp.132-149.
- [9] MANDRUGA Francise C., OGLIARI Fabricio C., RAMOS Tatiana S., BUENO Marcia, MORAES Rafael R.: *Calcium hydroxide, pH-neutralization and formulation of model self-adhesive resin cements*. -In: Dent Mater 2013. 29.-p. 413-418.
- [10] POWERS John M, SAKAGUCHI Ronald L.: *Craig's Restorative Dental Materials, Elsevier, 2012. Thirteenth Edition*. -ISBN 978-0-323-08108-5-pp. 83-107.
- [11] POWERS John M, SAKAGUCHI Ronald L.: *Craig's Restorative Dental Materials, Elsevier, 2012. Thirteenth Edition*. -ISBN 978-0-323-08108-5-pp. 327-342.



- [12] ROSENSTIEL Stephen F., LAND Martin F., CRISPIN Bruce J.: *A review of the current literature.* -In: J Prosthet Dent 1998. 80. -p. 280-301.
- [13] TAO L, PASHLEY DH, BOYD L: *Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths.*-In: Dental Materials 1988., 4 évf.4. szám, -p. 208–216
- [14] VAN MEERBEEK B, DE MUNK J, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, VIJAY P et al: *Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges.*-In: Operative Dentistry 2003.,XXVIII. Évf. 3. szám, -p. 215-235.