

Szegedi Tudományegyetem

Fogorvostudományi Kar

SZAKDOLGOZAT

Üvegszál megerősítésű fogászati kompozit
mechanikai vizsgálata közepes és nagy méretű
moláris kavitásokban

Készítette: Keresztúri Márk

V. éves fogorvostan-hallgató

Konzulens: Dr. Forster András

egyetemi adjunktus

SZTE Fogorvostudományi Kar, Konzerváló és Esztétikai

Fogászati Tanszék

Szeged, 2014.

Tartalomjegyzék

Bevezetés	3
A fogak keményszöveti veszteségének okai és ellátási lehetőségei	3
A fog koronájának funkcionális szerkezete	5
II. osztályú kavitások ellátására indikált plasztikus tömőanyagok	6
Amalgám.....	6
Kalapált arany	8
Üvegeionomer cement (GIC)	8
Kompomer	9
Kompozit töméstechikák	14
Bulk-fill.....	14
Horizontális technika	14
Ferde technika	14
Centripetális technika.....	15
Elasztikus kavitásfal.....	15
Üvegszál megerősítésű kompozitok	18
Alkalmazási területek.....	18
Anyag és Módszer.....	19
EverX posterior kompozit jellemzése	19
A vizsgálat leírása	19
Eredmények	22
Diszkusszió (a nemzetközi irodalmi adatok tükrében)	24
Konklúzió.....	25
Irodalomjegyzék	26
Ábrajegyzék	34
Köszönetnyilvánítás	35

Bevezetés

A fogak keményszöveti veszteségének okai és ellátási lehetőségei

A fog koronai részét alkotó zománc és dentin érzékeny a mineralizációs egyensúly felborulására. Az Adler féle definíció szerint a kariesz a demineralizációs és remineralizációs folyamatok eredője. [4] Különböző faktorok állhatnak az egyensúly eltolódásában, ezek eredményeként keményszöveti veszteség, üregképződés jön létre. [70] A fogszuvasodás számos rizikó és módosító tényezője ismert. (1. ábra) A kezdeti stádiumú léziót remineralizációval, fluorid alkalmazásával kezeljük. Ha a folyamat előrehaladottabb abban az esetben a terápia lépései: a fertőzött keményszövet eltávolítása, retentív felszín kialakítása és az elveszett keményszövet mesterséges anyaggal történő pótlása.

Táblázat: Kariesz rizikó és módosító tényezői
Elsődleges rizikótényezők:
Nyál: (1) Nyáltermelés mennyisége
(2) Konzisztencia
(3) pH
(4) Folyékonyság
(5) Pufferkapacitás
Diéta: (6) Napi cukorbevitel száma
(7) Napi savbevitel száma
Fluorid: (8) Jelenlegi és múltbéli expozíció
Biofilm: (9) Differenciáltsági állapot
(10) Összetétel
(11) Aktivitás

Módosító tényezők:
(12) Jelenlegi és múltbéli fogazati status
(13) Jelenlegi és múltbéli általános egészségi állapot
(14) Megfelelő szájhigiéncia és diétában való együttműködés
(15) Életstílus
(16) Szocioökonómiai status

1. ábra A kariesz rizikó és módosító tényezői [70]

G.W. Black az 1800-as évek végén 5 osztályba sorolta a fog különböző felszínein kialakítandó üregeket, valamint meghatározta az üregalakítás elveit amalgámtömés számára. Némi módosítással ma is a Black féle klasszifikációt használjuk.

II. osztályú kavitásnak nevezzük a molárisok és premolárisok approximális felszínén kialakult szuvasság számára preparált üregeket, úgy, hogy a behatolás okkluzál felől történik. [5] A nem megfelelő szájhigiéncével, valamint a magas karieszaktivitással rendelkező páciensek esetén gyakran alakul ki itt szuvasság, ez a terület a kariesz egyik predilekciós helye.

A keményszövet helyettesítése történhet indirekt, szemidirekt valamint direkt módon. Manapság a direkt technika leggyakrabban használt tömőanyaga a hibrid kompozit. [15,83]

Jelen dolgozat a plasztikus tömőanyagalternatívákra tér ki, bemutatja a különböző kompozit rétegzési technikákat, illetve egy in vitro vizsgálat segítségével összehasonlítja ezeket valamint egy hibrid kompozit és egy üvegszállal módosított hibrid kompozit mechanikai tulajdonságait.

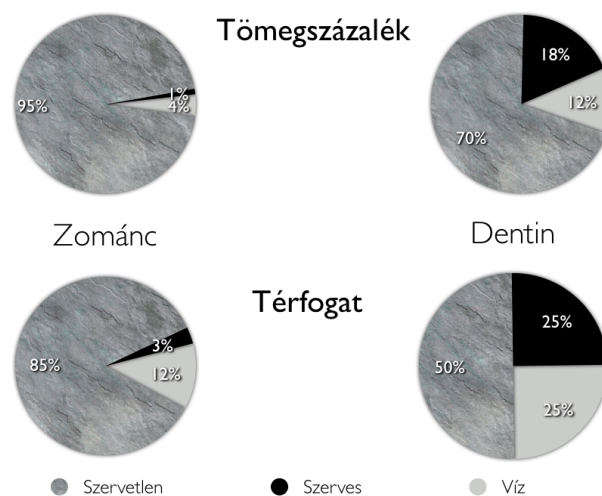
A fog koronájának funkcionális szerkezete

A zománc és dentin harmóniája a természetes fogak megfelelő rugalmasságát, erősségét, merevségét eredményezi. A biomimetika célja, hogy ezt utánozza, funkciójában és esztétikájában hasonló anyagokkal állítsa helyre a keményszöveti hiányt. [54] Ahhoz, hogy ez lehetséges legyen, meg kell értenünk a fog funkcionális egységét.

Zománc: A fog külső, kemény ellenálló héját alkotja, magába zárja a puha dentinmagot. A szervesetlen hidroxipatit kristályok organikus proteinmátrixba ágyazódva a tér minden irányában zománckristályokba rendeződnek. Rágóerő hatására minimális deformáció észlelhető, a terhelést az alatta fekvő dentinnek adja át.

Dentin: Makroszkópiusan mineralizált kollagénszálak alkotják. Elasztikus és plasztikus tulajdonságai régióról, régióra változnak. Stabil alátámasztást nyújt a zománcnak.

Zománc-dentin határ: Két különböző biokémiai tulajdonságokkal rendelkező szövet közti kapcsolat. Kollagénszálakkal megerősített, azonban képes a plasztikus deformációra. A zománcot ért terhelés itt osztódik el, ezért a zománcrepedések, törések rendszerint nem haladnak tovább a dentinbe. [7]



2. ábra A zománc és dentin kémiai összetétele [53]

II. osztályú kavitások ellátására indikált plasztikus tömőanyagok

Amalgám

Amalgámnak nevezzük a higany más fémekkel alkotott hideg ötvözetét. Valószínűleg Kínában alkalmazták először de Európában is már az 1800-as évek óta használatban van, mint fogászati anyag, és egészen a 20. század második feléig a leggyakrabban használt tömőanyag volt. [35] Higany és különböző fémeket tartalmazó por összekeverésével kapjuk. A konvencionális ezüst-amalgám tömegszázalékos összetétele: 48-60% higany, 15-37% ezüst, 12-13% ón, 0-3% réz valamint 0-1% cink. [29] Az amalgám csoportosítható porának részecskeformája (reszelék, szférikus, gömb, blend), vagy kémiai összetétele alapján. [73] Az úgynevezett magasabb réztartalmú amalgámokban, a réz arányát megnövelték, mely által erősebb, kevésbé korrodálódó anyagot kapunk, aminek köszönhetően javul a restauráció klinikai élettartama. Cinket a többi elem oxidációjának elfojtása miatt adnak az amalgámhoz. Osborne és munkatársai 3 éves klinikai kísérletükben a cinktartalmú amalgámrestaurációknál kevesebb széli destrukciót tapasztaltak, összességében a cink jótékony hatásáról számoltak be. [65]

A por és a higany erőteljes összekeverését (trituráció) követően az anyag megkeményedik, valamint különböző térfogatváltozásokon megy át. Kezdetben a higany a reszelék szemcséit oldva csökkenti a köztük lévő teret, ami által térfogatcsökkenés jön létre, zsugorodik az anyag. Ezt követően a kristályszerkezet kialakulása miatt átmeneti expanziót tapasztalunk, végül ismét kontrahál az anyag a főlös mennyiség kilépése miatt. A folyamatok összessége egy 0,1-0,2 %-os lineáris expanzió. [4] Összekeverést követően erőteljes kompresszió alkalmazásával applikáljuk az üregbe a felesleges higanygazdag fázis kilépése miatt. Az amalgám megkeményedése után is változtatja térfogatát, melyet a megkötés előtt, az első 24 órában flow-nak (folyásnak) a megkötés után creep-nek (kúszásnak) nevezünk. Az anyag további deformálódása a korrózió során létrejövő merkuroszkópos expanzió következménye. Jörgensen írta le 1965-ben a lejátszódó kémiai változást, az ón-higany (Sn-Hg) valamint ezüst-ón (Ag-Sn) molekulák újbóli reakcióját, ami további expanziót eredményez. [42] Az anyag tágulása nem előnyös, mivel posztoperatív érzékenységhez, valamint ennek következtében akár a fog fracturájához is vezethet. [27]

Az amalgám hátrányos tulajdonságaiként említendő, hogy nem rögzül kémiaiilag a fogakhoz, ezért speciális üregalakítási technika előzi meg a tömés készítését. 6-8 fokban összetartó falakat alakítunk ki, valamint retenciós ládákat hozunk létre annak érdekében, hogy a macromechanikai retenciót biztosítsuk, emiatt ép fogszövetet kell feláldoznunk. Hőtágulási együtthatója a fogénak körülbelül kétszerese, valamint a kompozitnál 15-20-szor jobban vezeti a hőt. Ezek, illetve elektromosságvezető tulajdonsága pulpaközeli üregek esetén alábélelő anyag használatát indokolják.

Sok vita folyt, folyik az amalgám toxicitásával kapcsolatban is, ugyanis a fő részét alkotó higany toxikus vegyület. Az ADA állásfoglalása, valamint több kutatás alapján úgy tűnik, hogy a tömésből felszabaduló higany nem éri el a kritikus értéket, ezért fogászati alkalmazása higanyallergiával nem rendelkező páciens esetén nem ellenjavallt. [2] Az amalgám toxicitása miatti vita új tömőanyagok, az úgynevezett amalgám alternatívák fejlődését eredményezte. [49]

Egyes vizsgálatok eredménye azt mutatja, hogy a kompozit sikerességi aránya magasabb az amalgámtömésénél [55], azonban Bernardo és munkatársai arra az eredményre jutottak, hogy nagy méretű posterior üregekben, különösen ha 3 vagy 4 felszint kellett helyreállítani a klinikai eredmények szignifikánsan jobbak amalgám tömés készítése esetén. [8]

Kalapált arany

Aranyat évszázadok óta használnak a fogászatban tömések anyagaként, erre manapság is lehetőség van, azonban mivel elkészítése nagyon időigényes, körülményes valamint nagyon drága, a többi tömőanyag kiszorította a mindennapi használatból. Direkt restauráció készítésekor vékony aranyfóliákat erőteljes kompresszióval viszünk az üregbe. Megfelelően elkészítve nagyon tartós restaurációt kapunk. Az arany duktilitásából adódóan, rágóerők hatására az üreg széleinél kiváló zárást biztosít. [81] Nagyon jó biokompatibilitással rendelkezik, azonban mivel kémiaiilag nem rögzül a foghoz, az üregalakítás során ép foganyagot áldozunk fel a mechanikai retenció érdekében. Esztétikája szubjektív megítélés alá esik, a fog természetes színét nem utánozza, azonban sok fogorvos, valamint páciens szerint ez az egyik legesztétikusabb megoldás a keményszöveti pótlásra. [16] Aranyat az előbb említett előnytelen tulajdonságai miatt, manapság szinte csak az indirekt restaurációk anyagaként használunk.

Üvegionomer cement (GIC)

Üvegionomernek nevezzük azokat az anyagokat, melyek megkeményedési reakciója magába foglal egy sav-bázis reakciót, melyben a sav egy vízdékony polimer, a bázis pedig egy speciális üveg. [56]

A 20. század utolsó negyedében Wilson és Kent vizsgálataival kezdett széleskörűen elterjedni. [92] Por és folyadék összekeverésével kapjuk a keményszövet pótlására alkalmas anyagot. Por fázisának fő alkotórésze kalcium-alumínium-fluoroszilikát üveg, folyadéka pedig poliakrilsav. A 2 fázis összekeverése során egy sav-bázis reakció játszódik le, a sav neutralizálódik, az anyag megkeményedik. A kezdeti üvegionomerek felhasználhatósága korlátozott volt, ugyanis hosszú ideig tartott a kötése, a kötési reakció elején nedvességre és kiszáradásra érzékenyek voltak, valamint nem rendelkeztek kielégítő mechanikai tulajdonságokkal. [3] Előnyös tulajdonságai, úgy mint a fluoridleadó képesség, fog szövetéhez közeli hőtágulási együttható, kémiai kötődés a zománchoz és a dentinhez, ebből következően kevesebb ép fogszövet feláldozása, azonban arra ösztönözte a kutatókat, hogy továbbfejlesszék az anyagot. [63] A folyadékfázishoz fényre polimerizálódó rezint adva jött létre rezin módosított

üvegiomer cement (RMGIC), melynek csökkent megkeményedési ideje, egyszerűbb felhasználhatósága, fizikai tulajdonságai, kopási és törési ellenállása valamint keménysége megfelelővé teszi széleskörűbb alkalmazását. Az anyag megkeményedésének iniciátora a megfelelő hullámhosszúságú fénnel való megvilágítás, ettől függetlenül azonban a sav-bázis reakció is lejátszódik, ezáltal a megkeményedés komplettebb lesz, az anyag pedig keményebb. [19] Az RMGIC-et összehasonlítva a hagyományos GIC-cel jobb sikerességet érhetünk el. [40] Felhasználható linerként, alábélelésként, ragasztóanyagként koronák, bracketek számára, barázdázó anyagként, nyaki kopások ellátására. Az ADA nem javasolja magas rázóerőnek kitett területeken a használatát, ugyanis mechanikai tulajdonságai gyengébbek a kompozitnál. [1] Tejfogak esetén I. és II. osztályú üregekben magas túlélési arányt, és kitűnő széli zárást érhetünk el használatával, de mivel kopási ellenállása viszonylag nagy, ezért maradófogak esetén inkább csak non kariogén cervikális léziók esetén használjuk. [18,40] Optikai tulajdonságai nem érik el a kompozitét, ugyanis nem adja vissza a zománc fényáteresztő képességét, ezért anterior régióban definitív tömésenként kevésbé javasolt.

Kompomer

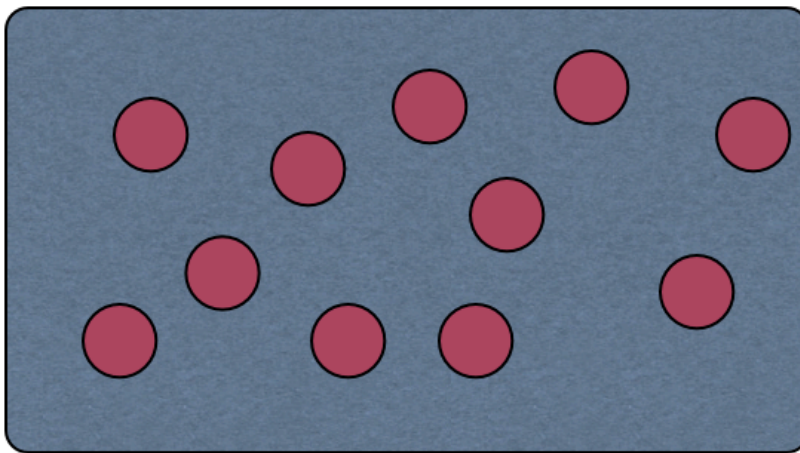
A kompomer kifejlesztésének célja az üvegiomercement fluorid kibocsátó képességének és a kompozit esztétikai valamint felhasználási tulajdonságainak egy anyagban való ötvözése volt. Az anyag mátrixa a kompozithoz hasonlóan dimetakrilát monomerekből áll, míg a töltőanyaga az üvegiomerekből ismert reaktív üveg. [75] A fluoridleadó képessége az üvegiomer cement töredéke. A foganyaghoz való kötése minimális, ezért a kompozithoz hasonlóan ragasztóanyagokat használunk alkalmazása előtt. A mechanikai tulajdonságai nem érik el a kompozitét, de jobbak az üvegiomerénél. [90] Megkeményedése polimerizációs reakció eredménye, azonban a polimerizálódott tömésben vízfelvétel hatására sav-bázis reakció is lejátszódik. [62] Összességében elmondható, hogy tulajdonságaiban a kompozithoz áll közelebb. [57] Abráziónak kevésbé ellenálló, mint a hibrid kompozitok, főleg savas közegben. Mivel azonban a tejfogak keményszöveti állománya is folyamatosan kopik, ezért alkalmazhatjuk tejfogak tömésére [5,36] Barázdázó anyagként [71], alábélelésként, valamint ragasztóanyagként használatos kompomer is elérhető, azonban leginkább, mint tömőanyag terjedt el, főleg V. osztályú restauációk számára. [27]

Kompozit

Kompozitnak nevezzük azokat az anyagokat, melyek 2 vagy több alkotórészből állnak, melyeknek fizikai vagy kémiai tulajdonságaik szignifikánsan eltérőek, kombinálva őket egy olyan anyagot kapunk melynek jellemzői eltér az alkotórészekétől. [25] A legtöbb emberi szövet is felfogható egyfajta kompozitként, hiszen több különböző alkotóelem építi fel őket. A dentint például 70% szerves, 18% szervetlen anyag valamint 12% víz alkotja. [7]

Hagyományosan a fogászatban a szilikátüveg részecskék inorganikus mátrixsal alkotott elegyére használjuk a fogászati kompozit/ kompozit rezin/ kompozit kifejezést, dacára annak, hogy több általunk használt anyag is kémiai értelemben vett kompozit.

Az első kompozitot 1962-ben Bowen írta le szabadalmában. [10] Napjainkban a leggyakrabban használt tömőanyag. Szerves mátrixból, töltőanyagrészecskékből, valamint egy ezeket összekötő fázisból áll.



3. ábra A kompozit sematikus szerkezete. A szerves mátrixban szervetlen töltőanyagrészecskék szabálytalan elrendezésben

- **szerves mátrix:** 30-50%-a teljes volumennek, leggyakrabban Bis-GMA (bisfenol-A-glicidildimetakrilát). A Bis-GMA-t magas viszkozitása miatt TEGDMA (triethylenglikol-dimetakrilát) valamint UDMA (uretán-dimetakrilát) részecskékkal kombinálják, a jobb felhasználhatóság érdekében. [69]

- **szervetlen töltőanyagrészcscék:** kvartz, kerámia, szilikátüveg. Különböző méretű és formájú részecscék, melyek lehetnek előpolimerizáltak. Arányának növelésével javulnak az anyag fizikai tulajdonságai többek között az elasztikus modulusa, erőssége, kopási ellenállása. [96]
- **összekötő fázis:** a monomert köti össze a töltőanyagrészcscékkel, a hosszú molekula szilán vége a töltőanyagot köti meg, míg a metakrilát vég a mátrixxal polimerizálódik.

Összetétel, felhasználhatósága szerint csoportosítjuk. A klasszikus 1982-es Lutz és Philips féle a töltőanyag részecskemérete alapján makro-, mikrotöltésű, valamint hibrid osztályokat különböztetett meg. [53]. A szemcseméret alapján történő csoportosítás szerint ma makro- (10-100 μm), midi- (1-10 μm), mini- (0,1-1 μm) mikro- (0,01-0,1 μm) valamint nanotöltésű (0,001-0,01 μm) kompozitokról beszélünk. A hibrid kompozitokon a különböző méretű részecscék keverékét értjük. [73]

Polimerizáció módja szerint megkülönböztetünk fényre polimerizálódó, autopolimerizációs, duál polimerizációs kompozitokat.

A kompozit nem köt kémiaiilag a foganyaghoz, ezért az üreg előkészítése szükséges alkalmazása előtt. Ehhez különböző adhezívrendszereket használunk. Az üregalakítás során a forgóeszköz tevékenysége révén törmelék, úgynevezett smear layer jön létre. Ennek vastagsága függ a fűrőfej típusától, forgásának sebességétől, valamint a vízhűtés alkalmazásától. [37] Az adhezívek egyik típusa (total-etch) segítségével elimináljuk ezt a debrist, míg a self-etch adhezívek csak módosítják, az adhézio részévé teszik. (4. ábra)

	Total-etch	Self-etch
Primer+ Adhezív külön üvegben- 2 üveg	4.generáció	6. generáció
Primer+ Adhezív együtt- 1üveg	5 generáció	7. generáció

4. ábra Adhezívrendszerek generációi

A total-etch rendszerek első lépéseként egy 30-40 %-os ortofoszforsavat használunk, mely feloldja a smear layert, és megnyitja a dentintubulusokat. [67] Gyakorlatilag ezzel egy ösvényt hozunk létre, amely mentén az adhezív képes a mikroporozitásokba perforálni. Mivel az üreg falait alkotó zománc és dentin nem azonos szerkezetű [7], ezért a zománcot 30-45, míg a dentint 15 másodpercig savazzuk. Ezután a feloldott anyagokat és a savat legalább 1 percig a víz és levegő segítségével mossuk. A kiszáritott üregbe bondecset segítségével visszük be a primert majd a ragasztóanyagot, melynek feladata, hogy megteremtse a kapcsolatot a hidrofil fogfelszín és a hidrofób tömőanyag között. Az oldószer elpárologtatása után a gyártó előírásainak megfelelő ideig polimerizációs lámpával világítjuk meg az anyagot. Az egyszerűsített 2 üveges total-etch adhezívek esetén a primer és a ragasztóanyag használata egy lépésben történik. [21]

A self-etch esetén egy gyengébb sav integrálva van a ragasztóanyagba, így a keményszövet demineralizálása, illetve az adhezív penetrálása ugyanolyan mélységben történik, az anyag saját magának teremti meg az infiltráció útját. [9] Hasonlóan a total-etch rendszerekhez megfelelő hullámhosszúságú fénnel való megvilágításra szilárdul meg. Előnye, hogy kevésbé technikaszennitív, gyorsabb, kisebb a posztoperatív érzékenység. [68] A zománcot homogénebb szerkezete miatt ezen rendszer alkalmazása előtt 15-20 másodpercig ortofoszforsavval kondicionáljuk.

Klinikai kutatások eredményéből úgy tűnik, hogy a legerősebb adhézión a 3 üveges total-etch (4. generáció), valamint a 2 üveges self-etch rendszerekkel lehet elérni. [11,68,89]

A kompozit indikációs területe tág. Használjuk az ortodonciai bracketragasztásra, fogművek becementezésére, barázdazárásként, definitív tömésként, valamint készülhet belőle indirekt pótlás. Számos előnyös tulajdonsága, úgy mint a jó mechanikai ellenállóképessége, röntgenopacitása valamint kitűnő optikai és esztétikai jellemzői mellett nem szabad elfeledkeznünk használatának korlátairól sem.

Nedvességre érzékeny, ezért megfelelő izolálás hiányában (kofferdám) elkészítése kontraindikált. Szubgingivális üreg esetén üvegonomer cementtel együtt használva nyitott vagy zárt szendvics technikát alkalmazhatunk, mivel a GIC kevésbé érzékeny a vérre, nyálra, szulkuszfolyadékra. [84]

Az egyik legfontosabb negatív tulajdonsága a polimerizációs zsugorodás, valamint az

ennek következtében fellépő polimerizációs stressz. Az anyag plasztikus-szilárd halmazállapot változásának hátterében a monomerek hosszúláncú polimerekké való átalakulása áll. E reakció során az anyag veszít térfogatából. Ez a széli zárás elégtelenségéhez, szekunder káriesz kialakulásához vezet, ha a stressz nagyobb, mint a fogfelszín és a tömőanyag között lévő kötőerő. Ha az adhéziónak nagyobb, akkor viszont a tömőanyag zsugorodása magával húzza az üreg falait, ez zománcrepedéshez, töréshez vezethet. [22] A kompozit zsugorodását befolyásolja a rezin típusa, a töltőanyagtartalom, az anyag elasztikus modulusa, kötési tulajdonságai, vízfelvétele, az üreg konfigurációja, a polimerizációra használt fény erőssége. [85]

A térfogatvesztésből adódó stressz kiküszöbölésére több elmélet, technika jött létre. Egyes gyártók az *anyag szerkezetének* módosításával próbálkoznak, a szabadgyökös polimerizációt ionos polimerizációval próbálják helyettesíteni, [50] új összetételekkel kísérleteznek, alacsony zsugorodású anyagokat fejlesztenek. [17, 34, 94]

A polimerizációs lámpa intenzitásának csökkentése a megvilágítás elején - amikor a legnagyobb mértékben zsugorodik az anyag -, több kutatás szerint csökkenti a zsugorodásból adódó stresszt, valamint jótékony hatással bír a restaurációk széli záródására. [38, 39, 41, 86]

Különböző töméstechnikák, *rétegzési eljárások* is létrejöttek, a stressz sikeresebb menedzselése érdekében, ugyanis a polimerizációs stressz létrejötte függ az üreg anatómiájától. A kompozit kavitásba helyezése után az anyag egy része az üreg falaihoz kötött, míg a maradék felszínen szabadon tud zsugorodni. Feilzer és munkatársai konfigurációs faktornak (C-faktor) nevezték el a kötött és szabad felszín arányát. Minél nagyobb ez az arány, annál nagyobb kontrakciós stressz jön létre. [28]

Kompozit töméstechnikák

Bulk-fill

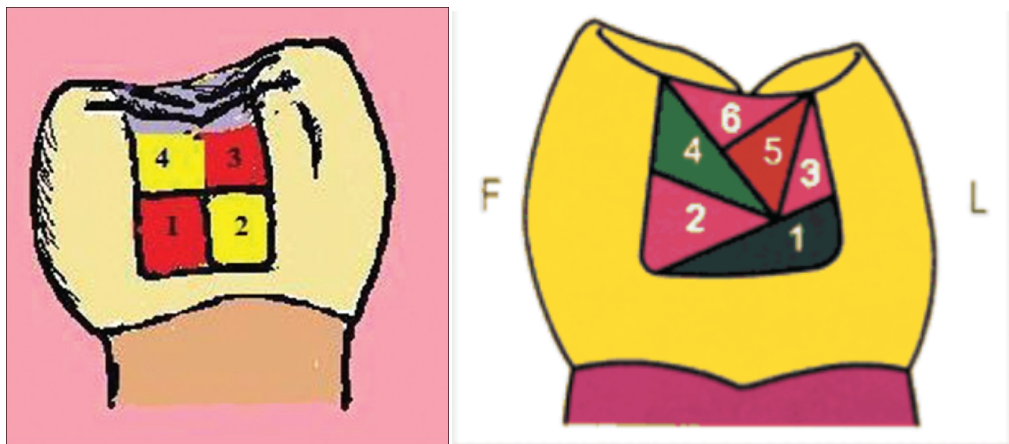
Bulk-fill töméstről beszélünk, amikor a kompozitot egy rétegben alkalmazva visszük be, majd megformázás után az egészet megvilágítjuk. Vizsgálatok alapján ez a legelőnytelenebb formázási mód. [45]

Horizontális technika

A tömőanyagot több rétegben, rétegenként megvilágítva használjuk. A különböző rétegeket egymásra merőlegesen alkalmazzuk. Az elképzelés szerint a később alkalmazott réteg kitölti az őt megelőző réteg zsugorodásából adódó rést. Maximum 2 mm-es rétegvastagság ajánlott a megfelelő átvilágítás miatt, de figyelembe kell venni az üreg mélységét, valamint a tömőanyag színét is. [50]

Ferde technika

A ferde vagy Z technikának a C-faktor csökkentése a célja. Ferdén rétegezzük az anyagot, minden egyes réteg csak a kavitás aljával, és egy oldalfallal találkozik, így megnöveljük a kompozit szabad felszíneinek arányát, és kisebb lesz a polimerizációból adódó stressz. [14]



5. ábra: Horizontális [43] valamint ferde technika [22] sematikus ábrázolása

Centripetális technika

Centripetális rétegzés során az üreg szélei felől haladunk az üreg középső része felé. A technika lényege, hogy először az oldalfalakat építjük fel több rétegből II. osztályú üregek esetén, majd a kavitást egy okkluzális I. osztályú üregként kezelve építjük fel a maradék hiányzó részt. [26] A zárólécek felépítésének első lépéseként egy horizontális réteget használunk a jobb marginális adaptáció miatt Nikolaenko vizsgálatai alapján. [64]

Elasztikus kavitásfal

Az üreg adhezív kezelését követően vékony réteg alacsony töltőanyagtartalmú, folyékony kompozitot (flow) használunk. Az anyag elasztikus modulusa kisebb a hagyományos kompoziténál. Az elasztikus kavitásfal elmélet szerint a flow alapréteg pufferként kiküszöböli a felette lévő kompozit zsugorodási stresszét. [77]

Direkt és indirekt restaurációk indikációs területének határai a posterior régióban

A fertőzött keményszövet eltávolítása meggyengíti a fog szerkezetét, a töréseknek kevésbé ellenállóvá teszi. [20] Az üreg kezelése történhet direkt, szemidirekt valamint indirekt módon. A végső döntést sok faktor befolyásolja. Smithson és munkatársai az alábbiakat írták le:

- lézió mérete, és formája
- esztétikai, okkluzális, endodonciai, parodontális tényezők
- érintett fogak száma
- páciens együttműködése, szokásai, anyagi helyzete
- fogorvos saját kompetenciája és ismeretei [82]

Indirekt eljárás során a fogorvos a kész kavitásról lenyomatot vesz, mely alapján a fogtechnikus elkészíti a fogművet (betét, korona, stb.), amit a fogorvos a rendelőben beragaszt vagy becementez. Ez az eljárás drágább, időigényesebb, azonban esztétikusabb, tartósabb lesz a restauráció. Direkt eljárásnak nevezzük, amikor üregalakítás után a fogorvos egy plasztikus halmazállapotú anyaggal feltölti a kavitást, mely kémiai reakció hatására képes megszilárdulni és pótolja az elvesztett foganyagot. Szemidirekt eljárásnak nevezzük, mikor a fogorvos készíti el a restaurációt a szájban az üreg izolálása után, vagy extraorálisan egy szilikonmodellen. A foto– illetve termopolimerizációt követően az üregbe cementezi. A technika előnye, hogy jobb az anyag dimenzióstabilitása, kiküszöböljük a polimerizációs stresszt, azonban a székidő hosszabb. [24] Pascal Magne 2006-os cikkében a 6. ábrán leírt indikációkat határozta meg a különböző restauratív technikákat összehasonlítva. [54]

Adhezív restauratív technikák klasszifikációja és indikációja a posterior régióban
Direkt technika-kompozit rezin
Preventív, konzervatív I., valamint kis és közepes méretű II. osztályú üregek
Semi-direkt technika-kompozit rezin ill.kerámia
Nagyobb méretű üregek, amikor a polimerizációs stressz rontaná a sikerességet Nagy méretű I., II. osztályok, több rágófog érintettséggel a régióban
Indirekt technika- kompozit rezin ill. kerámia
Nagy méretű restaurációk, amikor az esztétika és a dinamikus okklúzió az elsődleges szempontok

6. ábra: Adhezív restauratív technikák klasszifikációja és indikációja a posterior régióban [54]

Üvegszál megerősítésű kompozitok

Alkalmazási területek

Források arról tanúskodnak, hogy az ókorban az agyagtégla megerősítésére szalmát használtak. A megerősített anyagok történelme tehát régre nyúlik vissza. [76] Az üvegszál megerősítésű anyagok kiváló mechanikai tulajdonságaik, és könnyűségük miatt ma is számtalan különböző dolog alapanyagául szolgálnak. Felhasználják a sportszergyártók (biciklik, szörfök), az építőipar (hidak, szélmalomok), hajóépítéshez, repülőgyártáshoz. [95]

Fogászati alkalmazási területei:

- parodontológiai, poszttraumatikus, orthodoncia sín
- implantátum felépítmény
- direkt, indirekt hidak
- gyökércsap
- inlay-, onlay-, koronaváz [30]

A megerősített kompozitot a fogászatba Smith vezette be az 1960-as években. [80] A rost megerősítésű kompozit diszperz fázisa üvegszálakat is tartalmaz, az anyag megerősítése céljából. Különböző típusú rostokat használnak erre a célra: szénszál, aramid, magas molekulásúlyú polietilén, leggyakrabban azonban üvegszálakat a kedvező optikai és mechanikai tulajdonságai miatt. [87] A megerősítés eredményessége függ a rezin valamint a rost anyagától, a szálak hosszától, formájától, térbeli elrendezésüktől valamint a polimer mátrixhoz való adhéziónak. [33]

Az üvegszálak javítják a hajlékonysági tulajdonságokat [44], valamint stresszelosztó szerepük van. [61] Erre akkor képesek, ha az erő át tud adódni a mátrixról a szálakra. [59] A szálak elrendezése lehet egyirányú vagy a tér különböző irányába mutató. Legkedvezőbb, ha a szálak lefutása merőleges a beható erőre.

Anyag és Módszer

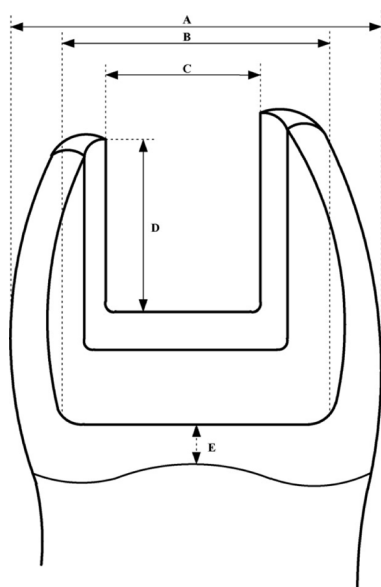
EverX posterior kompozit jellemzése

2013-ban a GC Europe kereskedelmi forgalomba hozott egy új üvegszál megerősítésű anyagot az EverX Posterior. Indikációs területként a közepes és nagy méretű II. osztályú üregeket határozták meg. A gyártó célkitűzése nem csupán a nagyméretű kavitások helyreállítása, hanem a zománc-cement határ stresszelosztó tulajdonságainak lemásolása. Garoushi és munkatársai cikke alapján az új üvegszál megerősítésű kompozit, valamint 9 másik kereskedelmi forgalomban lévő kompozit fizikai tulajdonságait vizsgálva szignifikánsan jobbnak bizonyult azoknál [32]

A vizsgálat leírása

Vizsgálati anyagunkban 130 ortodontiai vagy parodontális ok miatt eltávolított alsó valamint felső fog szerepel. A frissen extrahált fogakat azonnal 5 perces 5,25%-os NaOCl oldatba helyeztük, majd szobahőmérsékleten 0,9%-os fiziológias sóoldatban tároltuk maximum 6 hónapig, a vizsgálat megkezdéséig. A periodontális lágy szöveteket a gyökéri felszínről kézi eszközzel leválasztottuk. A vizsgálatból kizártuk a látható káriesszel, gyökértöréssel, megelőző endodontiai kezeléssel valamint rezorpcióval rendelkező fogakat. A fogakat a legszélesebb buccolingvális méretük alapján két részre osztottuk, majd 5 randomizált csoportot hoztunk létre (n=26). A buccolingvális szélesség a fogak körülbelül 80%-ánál 10,0-10,9 mm, míg a többi esetében 11,0-12,0 mm közé esett.

4 csoportban Black II. osztályú mezio-okkluzo-disztális (MOD) üregeket hoztunk létre. Az MOD kavitásokat Cara és munkatársai által leírt módon [13] alakította ki egy képzett operátor. Az approximális üreg buccolingvális szélessége a fog szélességének 2/3-a, az okkluzális üreg szélessége pedig ennek az értéknek a fele. Az üreg mélysége 3,5 mm a lingvális csücsök csúcsától, approximálisan pedig 1 mm a zománc-cement határtól. A falak egymással 90 fokos szögben találkoznak és az összes belső szöglet lekerekített.



7. ábra: a standardizált üreg sematikus ábrája A- fog maximális buccolingvális szélessége B- approximális üreg maximális buccolingvális szélessége C- okkluzális üreg szélessége D- az üreg mélysége a lingvális csücsökcsúcsához viszonyítva (3,5 mm) E- az approximális üreg a zománc-cement határhoz viszonyítva (1 mm)

Tofflemire (1101C 0.035, Hawe-Neos, Italy) matrica használata után a zománcot 37,5%-os ortofoszforsavval kezeltük 15 másodpercig, majd vízzel 30 másodpercig mostuk, és levegőspray-vel szárítottuk. Adhezívként Unifil Bond-ot (GC Europe, Leuven) a gyártó előírásainak megfelelően használtunk.

Az adhezívet ezután 40 másodpercig világítottuk Optilux 501 (Kerr, Orange, CA, USA) 740+/- 36mWcm-2 intenzitású halogénlámpával.

Mind a 4 csoportban egy körülbelül 0,5mm vastagságú flow kompozit réteget (GAenial Flow, GC Europe, Leuven) használtunk az elasztikus kavitásfal elméletnek megfelelően, melyet 40 másodpercig fotopolimerizáltunk.

Először a meziális és disztális zárólécet horizontális (1/a, 2/a) vagy ferde (1/b, 2/b) rétegekből építettünk fel.

Az adhezív és az oldalfalak felépítése után a kavitást fogászati kompozittal (1/a, 1/b csoport) (GAenial Posterior, GC Europe, Leuven) vagy a dentin eredeti anatómiájának megfelelően üvegszál megerősítésű kompozittal (FRC) (2/a, 2/b csoport), koronálisan 1 mm-t hagyva az okkluzális felszíntől a végső kompozit réteg számára, a következőképpen állítottunk helyre:

1/a, 2/a csoport: Horizontális rétegzési technika- az anyagot több, maximum 2 mm rétegvastagságú rétegben alkalmaztuk, minden réteget 20 másodpercig

fotopolimerizáltunk, a végső réteget pedig 80 másodpercig, 20-20 másodpercig meziál, disztál valamint 40 másodpercig okkluzál felől.

1/b, 2/b csoport: Ferde rétegzési technika- a tömőanyagot itt is hasonló rétegvastagságban, ugyanolyan megvilágítási idővel használtuk, azonban a rétegeket a C-faktor csökkentése miatt ferdén helyeztük az üregbe.

A fogakat a helyreállítás után azonnal fiziológias sóoldatba helyeztük, majd a gyökereik felszínét latex szeparálóanyaggal (Rubber-sep, Kerr, Orange, CA) vontuk be, hogy szimuláljuk a parodontális ligamentumokat. Ezt követően a preparátumokat metakrilát rezinbe ágyztuk (Technovit 4004, Hereus-Kulzer) 2 mm-re apikálisan a zománc-cement határtól a csont szintjének megfelelően. [52]

A fogakat végül egy univerzális mechanikai erőtesztelő géppel (5848 MicroTester1, Instron, Norwood, MA, USA) vizsgáltuk Wu és munkatársai által leírt módon. [93]

Egy 4,8 mm átmérőjű gömb formájú rozsdamentes acélhegyet a fogak okkluzális középpontjába az orális és vesztibuláris csücskök közé pozicionáltunk majd fokozatosan terheltük. A keresztfej sebességének 2 mm/percet választottunk. Az értékeket egy erő(N) -kitérés(mm) grafikonon ábrázoltuk. A maximális terhelés értékeit, aminél a fog-restauráció komplex először eltörik, itt éri el a grafikon a csúcsát, Newtonban (N) kapjuk.

A mechanikai tesztelés után a fogakat Scotti és munkatársai [78] leírása alapján, mikroszkópos optikai vizsgálat után 2 csoportba osztottuk. A zománc-cement határon túlterjedő töréseket fatális, nem helyreállítható, míg a határt el nem érőket helyreállíthatónak ítéltük.

A statisztikai analízist SPSS 17.0-val (SPSS Inc., Chicago, USA) végeztük. Mivel az adatok nem követik a normál eloszlást ezért Saphiro-Wilk tesztet valamint nem-parametrikus Kruskal-Wallis ANOVA próbát végeztünk.

A nullhipotézis szerint a hagyományos rezin ugyanolyan mechanikai tulajdonságokkal rendelkezik, mint az üvegszál megerősítésű kompozit II. osztályú kavitások helyreállításakor.

Eredmények

Az eredményeket a statisztikai vizsgálatok után 3 táblázatban foglaltuk össze a könnyebb áttekinthetőség kedvéért.

Csoport	Darab-szám	Érték	Minimum	Maximum	SD
Kontroll	26	2116,74	1129,53	3796,77	788,96
1/a Kompozit-horizontális	26	1444,61	471,12	3129,96	624,59
1/b Kompozit-ferde	26	1517,34	667,19	2311,71	526,18
2/a FRC-horizontális	26	1843,55	793,08	2942,28	595,98
2/b FRC-ferde	26	1932,41	764,85	2988,82	733,24

8. ábra: Maximális terhelési értékek a különböző csoportokban. Az értékek Newtonban lettek feltüntetve

A táblázat (8.ábra) a maximális terhelési értékeket mutatja. A kontroll csoport értékei a legmagasabbak, míg az 1/a csoportéi (hagyományos kompozit, horizontális rétegzés) a szignifikánsan egymástól valamint a kontroll csoporttól. Az elvégzett próbák alapján tehát az üvegszál megerősítésű anyag mechanikai tulajdonságai jobbak, azonban nem különböznek szignifikánsan a hagyományos rezinétől. A nullhipotézis tehát igaznak bizonyult.

Csoport	K	1/a	1/b	2/a	2/b
Kontroll	-	0,013107*	0,070475	1,000000	1,000000
1/a Kompozit- horizontális	0,013107 *	-	1,000000	0,201901	0,123086
1/b Kompozit- ferde	0,070475	1,000000	-	0,712696	0,472412
2/a FRC- horizontális	1,000000	0,201901	0,712696	-	1,000000
2/b FRC- ferde	1,000000	0,123086	0,472412	1,000000	-

9. ábra: Az értékek statisztikai összehasonlítása (Kruskal-Wallis ANOVA) * szignifikánsan eltérő eredmény $p < 0,05$ szinten

A táblázat (9.ábra) az ANOVA teszt eredményeit mutatja, ezzel a statisztikai próbával vizsgáltuk az értékek szignifikanciáját $p < 0,05$ szinten.

Csoport	Helyreállítható	Nem helyreállítható
Kontroll	20 (77%)	6 (23%)
1/a Kompozit- horizontális	12 (46%)	14 (54%)
1/b Kompozit- ferde	13 (50%)	13 (50%)
2/a FRC-horizontális	13 (50%)	13 (50%)
2/b FRC- ferde	16 (62%)	10 (38%)

10. ábra: Töréstípusok megoszlása a csoportokban

A táblázat (10. ábra) a töréstípusok szerinti csoportosítást tünteti fel. A megerősített kompozitot ferdén rétegezve kevesebb fatális törést tapasztaltunk. A legkedvezőbb értékek itt is a kontroll csoportnál láthatóak.

Diszkusszió (a nemzetközi irodalmi adatok tükrében)

A kompozittömések sikertelenségének 2 legfőbb oka a szekunder káriesz, és a tömések törése. [23, 47] Ennek fényében, ha egy megnövelt törési ellenállású, biomimetikailag a rendszerbe illeszkedő anyagot alkalmazunk, valamint számba vesszük a polimerizációs stressz csökkentésére irányuló technikákat, jobb végeredményt érhetünk el. A különböző töméstechnikák közül in vivo és in vitro vizsgálatok alapján megállapítható, hogy a bulk fill teljesít a legrosszabbul. [48] A horizontális valamint ferde technikák összehasonlítása nem mutat ennyire koherens végeredményt. Egyes szerzők vizsgálatai alapján nincs jelentős különbség [60,66], míg más kutatók javasolják a ferde technika használatát. [14]

Jelen vizsgálatunkban a hagyományos kompozit horizontális rétegzése után a fog-fogmű törési ellenállása szignifikánsan alacsonyabb volt, tehát indokoltnak látszik a ferde technika klinikai alkalmazása.

Vizsgálatunkból az is látszik, hogy az üvegszál megerősítésű anyag használatával jobb eredményeket értünk el függetlenül a használt töméstechnikától. Ferde rétegzés során magasabb értékeket mérhettünk, ez azonban nem volt szignifikánsan különböző.

Ha egy tömőanyag kritikus erővel szembeni ellenállóképességet szeretnénk értékelni, nem elég, ha csak a kritikus erő nagyságát határozzuk meg, talán még fontosabb az anyag viselkedése. Több kutató különböző módszerekkel próbálta megállapítani a maximális rágóerőt, ami egyes vizsgálatok alapján meghaladhatja akár a 800 N-t is [91], de több cikkben is 500 N feletti értékekről számolnak be. [12, 46, 72] Ha ideális anyagot szeretnénk választani mindenképpen ezen tartomány felett kell, hogy legyen a törési ellenállása, illetve figyelembe kell venni, hogy a rágás egy dinamikus folyamat, legtöbbször ennél kisebb erők vezetnek a restauráció töréséhez. Az ép és restaurált fogak törési típusa eltér egymástól [51], ezért érdemes olyan restaurációs technikát választani, ami ha kudarcot vall, helyreállítható és nem jár a fog elvesztésével. A minimálinvazív, biomimetikus fogászat ezeket a célokat tartja szem előtt.

A töréstípusokat összehasonlítva látható, hogy üvegszál erősítésű anyag alkalmazása bármely technika esetén magasabb számban eredményez restaurálható töréseket, ami az anyag jobb stresszelosztó képességének köszönhető. Moezizadeh és Shokripour 2011-ben ugyanilyen tapasztalatokról számoltak be. [58] Garoushi és munkatársai kompozit onlay restaurációt FRC alapvázsal elkészítve a restauráció jobb teherbírását írták le, és beszámoltak az üvegszál repedés tovaterjedés gátló hatásáról. [31] Több kutatás is

említi a megerősített anyagok ezen kedvező tulajdonságát. [6, 74] Az anyag tehát a dentin-zománc határhoz hasonlóan viselkedik, megállítja a törés továbbhaladását, elosztja a stresszt, alkalmazása összességében kevesebb fatális töréshez vezet, valamint megnöveli a fog-restauráció komplex törési ellenállási értékét.

Vizsgálatunkban üvegszál megerősítésű kompozitot ferdén rétegezve tapasztalhattuk a legtöbb restaurálható törést, amik lehetővé teszik a fog helyreállítását, ami nagy rágóerőnek kitett restaurációk esetén indikálja ezen technika használatát. Ez a csoport közelítette meg legjobban az ép fogaknál tapasztalt törési ellenállási értékeket is.

Konklúzió

Vizsgálataink, illetve a nemzetközi irodalom alapján tehát nagy méretű II. osztályú üregek direkt ellátása esetén, a legjobb eredmény elérése érdekében, szelektív zománcsavazás és 2 üveges self-etch, vagy 3 üveges total-etch adhezív alkalmazását követően, a zárólécek kompozittal való felépítése után, rétegezzünk ferdén üvegszál megerősítésű kompozitot a dentin anatómiájának megfelelően, minden egyes réteget megfelelő ideig polimerizálva, egyre növekvő intenzitással, majd a tömés befejezéseként használjunk ismét nagy teherbírású rezin kompozitot. A végső polírozás után így nem csak esztétikus, hanem funkcionális, a rágóterhelésnek jobban ellenálló, a biomimetikai elveket teljesítő restaurációt kaphatunk.

Irodalomjegyzék

- 1) ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS: Direct and indirect restorative materials. *JADA* 2003; 134:463-472.
- 2) ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS. Dental Amalgam: Update on Safety Concerns. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129:494-503.
- 3) BABAR MG, HUSSAIN I, ASHRAF SMA, BABAR GZ, FAROOQ SM: Glass Ionomer dental cement; a review of its current status. *Journal of Pakistan Dental Association.* 2002; 11:95-99.
- 4) BÁNÓCZY J: Cariologia és endodontia. Medicina, Budapest, 1990
- 5) BARTHA T: Curriculum Cariologiae. Szeged, 2006
- 6) BASARAN EG, AYNAL E, ÜÇTAS LI S, VALLITTU PK, LASSILA VJL: Load-bearing capacity of fiber reinforced fixed composite bridges. *Acta Odontologica Scandinavica* 2013; 71:65–71.
- 7) BAZOS P, MAGNE P: Bio-Emulation: Biomimetically Emulating Nature Utilizing a Histo-Anatomic Approach; Structural Analysis. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 2011; 6:8-19.
- 8) BERNARDO M, LUIS H, MARTIN MD, LEROUX BG, RUE T, LEITAO J, DEROUEN TA: Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *JADA* 2007; 138:775-783.
- 9) BORTOLOTTI T, FERRARI M, SUSIN A, KREJCI I: Morphology of the smear layer after the application of simplified self-etch adhesives on enamel and dentin surfaces created with different preparation methods. *Clin Oral Invest* 2009; 13:409–417.
- 10) BOWEN RL: Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. (Szabadalom) US 3066112, November 27, 1962. Washington D. C., USA Elérhető: <https://www.google.com/patents/US3066112> (Idézve: 2014. 01. 10.)

- 11) BRESCHI L, MAZZONI A, RUGGERI A, CADENARO M, DI LENARDA R, DE STEFANO DORIGO E: Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials* 2008; 24:90–101.
- 12) CALDERON PD KOGAWA E, LAURIS J.R. M, CONTI PC: The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *Journal of Applied Oral Science* 2006; 14:448-453.
- 13) CARA RR, FLEMING GJ, PALIN WM, WALMSLEY AD, BURKE FJ: Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent* 2007; 35:482-489.
- 14) CHI HH: A Posterior Composite Case Utilizing the Incremental and Stratified Layering Technique. *Operative Dentistry*, 2006; 31: 512-516.
- 15) CHRISTENSEN GJ: Should resin-based composite dominate restorative dentistry today? *J Am Dent Assoc* 141:1490-1493.
- 16) CLARK LL: Advantages and Disadvantages of Direct Gold Restorations. *Operative Dentistry*. 1985; 10: 22-26.
- 17) CONDON J. R, FERRACANE JL: Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *The Journal of the American Dental Association* 2000; 131:497-503.
- 18) CROLL TP, BARZION Y, SEGURA A, DONLY KJ: Clinical performance of resin-modified glass ionomer cement restorations in primary teeth. A retrospective evaluation. *J Am Dent Assoc* 2001; 132:1110-1116.
- 19) CROLL TP, NICHOLSON JW: Glass-ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dentistry* 2002; 24:423-429.
- 20) DALPINO PH, FRANCISCHONE CE, ISHIKIRIAMA A, FRANCO EB: Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent* 2002; 15:389-394.
- 21) DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK M: A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 2005; 84:118-132.

- 22) DELIPERI S, BARDWELL DN: An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc* 2002; 133:1387–1398.
- 23) DEMARCO FF, CORREA MB, CENCI MS, MORAES RR, OPDAM NJM: Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental materials* 2012; 28:87–101.
- 24) DIETSCHI D, MAGNE P, HOLZ J: Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence International* 1994; 25: 659-677.
- 25) ENCYCLOPEADICA BRITANNICA szócikk Elérhető:
<http://www.britannica.com/EBchecked/topic/130093/composite-material> (Idézve 2013.10.8.)
- 26) FABIANELLI A, SGARR A, GORACCI A, CANTORO A, POLLINGTON S, FERRARI M: Microleakage in Class II Restorations: Open vs Closed Centripetal Build-up Technique. *Operative Dentistry* 2010; 35:308-313.
- 27) FAZEKAS Á: Megtartó fogászat és endodoncia, Semmelweis, Budapest, 2006
- 28) FEILZER A. J, DE GEE A. J, DAVIDSON C. L: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J. Dent. Res* 1987; 66:1636–1639
- 29) FEUER G, INJEYAN SH: The dental amalgam controversy: a review. *J Can Chiropr Assoc* 1996; 40:169-179.
- 30) FREILICH MA, MEIERS JC, DUNCAN JP, GOLDBERG AJ: Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry. Quintessence, USA, 2000
- 31) GAROUSHI S, LASSILA LVJ, VALLITTU PK: Fiber-reinforced composite substructure: Load-bearing capacity of an onlay restoration. *Acta Odontologica Scandinavica* 2006; 64:281-285.
- 32) GAROUSHI S, SÄILYNOJA E, VALLITTU PK, LASSILA L: Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* 2013; 29:835-841.
- 33) GAROUSHI S, VALLITTU PK, LASSILA LVJ: Depth of cure and surface microhardness of experimental short fiber-reinforced composite. *Acta Odontologica Scandinavica* 2008; 66:38-42.

- 34) GONÇALVES F, PFEIFER C. S, FERRACANE J. L, BRAGA R.R:
Contraction Stress Determinants in Dimethacrylate Composites. *J Dent Res* 2008; 87:367-371.
- 35) GREENER EH: Amalgam- yesterday, today and tomorrow. *Oper Dent* 1979; 4:24-35.
- 36) GROSS L. C, GRIFFEN A. L, CASAMASSIMO P. S: Compomers as class II restorations in primary molars. *Pediatric Dentistry* 2001; 23:24-27.
- 37) GWINNETT AJ: Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent* 1984; 3:2–12.
- 38) HARDAN L. S, AMM EW, GHAYAD A, GHOSN C, KHRAISAT A: Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of Class II restorations--Part II. *Odontostomatol Trop* 2009; 32:29-37.
- 39) HOFMANN N, MARKERT T, HUGO B, KLAIBER B: Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. *Am J Dent* 2003; 16:421-30.
- 40) HÜBEL S, MEJARE I: Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2003; 13:2–8.
- 41) ILIE N, FELTEN K, TRIKNER K, HICKEL R, KUNZELMANN KH:
Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater* 2005; 21:483-9.
- 42) JORGENSEN KD: The mechanism of marginal fracture of amalgam fillings. *Acta Odontol Scand.* 1965; 23:347-89.
- 43) JOSEPH A, SANTOSH L, HEDGE J, PANCHAJANYA S, GEORGE R:
Microleakage evaluation of Silorane-based composite and Methacrylate-based composite in class II box preparations using two different layering techniques: An in vitro study. *Indian J Dent Res* 2013;24:148-157.
- 44) KAMBLE V. D, PARKHEDKAR R. D, MOWADE T. K: The effect of different fiber reinforcements on flexural strength of provisional restorative resins: an in-vitro study. *J Adv Prosthodont* 2012; 4:1-6
- 45) KIM ME, PARK SH: Comparison of Premolar Cuspal Deflection in Bulk or in Incremental Composite Restoration Methods. *Operative Dentistry* 2011; 36:326-334.

- 46) KÖRBER KH, LUDWIG K: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dental Labor* 1983; 31: 55-60
- 47) KUBO S: Longevity of resin composite restorations. *Japanese Dental Science Review* 2011; 47:43-55.
- 48) LEE MR, CHO BH, SON HH, UM CH, LEE IB: Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater* 2007; 23:288–295.
- 49) LEINFELDER KF, BAYNE SC: Packable Composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent*. 1999; 5:234-49.
- 50) LENHARD M: Large composite restorations in the posterior region. *International Dentistry SA*, 2009; 11:48-58.
- 51) LI H, LI J, ZOU Z, SIU-LUN A: Fracture simulation of restored teeth using a continuum damage mechanics failure model. *Dental Materials* 2011; 27:125-133.
- 52) LINDHE J, LANG NP, KARRING T: Clinical Periodontology and Implant Dentistry. Volume 1: Basic concepts, 5th edition, Blackwell Munksgaard, UK 2008, 3-49.
- 53) LUTZ F, PHILIPS RW: A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983; 50:480–488.
- 54) MAGNE P: Composite Resins and Bonded Porcelain: The Postamalgam Era? 2006; 34:135-147.
- 55) MANHART J, CHEN H, HAMM G, HICKEL R: Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dent* 2004; 29:481-508.
- 56) MCLEAN JW, NICHOLSON JW, WILSON AD. Suggested nomenclature for glass-ionomer cements and related materials (editorial). *Quintessence Int*. 1994; 25:587-589.
- 57) MEYER JM, CATTANI-LORENTE MA, DUPUIS V: Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials* 1998; 19:529–539.
- 58) MOEZIZADEH M, SHOKRIPOUR M: Effect of fiber orientation and type of restorative material on fracture strength of the tooth. *J Conserv Dent* 2011; 14:341–345.

- 59) MOSHARRAF R, TORKAN S: Fracture Resistance of Composite Fixed Partial Dentures Reinforced with Pre-impregnated and Non-impregnated Fibers. *Dent Res Dent Clin Dent Prospect* 2012; 6:12-16.
- 60) NADIG RR, BUGALIA A, USHA G, KARTHIK J, RAO R, VEDHAVATHI B: Effect of Four Different Placement Techniques on Marginal Microleakage in Class II Composite Restorations: An in vitro Study. *World Journal of Dentistry* 2011; 2:111-116.
- 61) NANDINI S: Indirect resin composites *J Conserv Dent* 2010; 13:184–194.
- 62) NICHOLSON J.W: Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental Materials* 2007; 23:615-622.
- 63) NICHOLSON JW, CROLL TP: Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence International* 1997; 28:705-714.
- 64) NIKOLAENKO SA, LOHBAUER U, ROGGENDORF M, PETSCHLT A, DASCH W, FRANKENBERGER R: Influence of C-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mat* 2004; 20:579-585.
- 65) OSBORNE JW, BERRY TG: Zinc-containing high copper amalgams: a 3-year clinical evaluation. *Am J Dent*. 1992; 5:43-45.
- 66) PARK J, CHANG J, FERRACANE J, BOG LEE I: How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dental Materials* 2008; 24:1501–1505.
- 67) PERDIGAO J, GERALDELO S, HODGES JS: Total-etch versus self-etch adhesive: Effect on postoperative sensitivity. *JADA*, 2003; 134:1621-1629
- 68) PEUMANS M, KANUMILLI P, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B: Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dental Materials* 2005; 21:864–881.
- 69) PEUTZFELDT A: Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105:97–116.
- 70) PRETTY IA: Caries detection and diagnosis: Novel technologies. *Journal of Dentistry* 2006; 34:727-739.
- 71) PUPPIN-RONTANI RM, BAGLIONI-GOUVEA ME, DEGOES MF, GARCIA-GODOY F: Compomer as a pit and fissure sealant: effectiveness and retention after 24 months. *J. Dent. Child* 2006; 73:31–36.
- 72) REGALO, SC, SANTOS CM, VITTI M, REGAL CA, DE VASCONCELOS

- PB, MESTRINER W, SEMPRINI M, DIAS FJ, HALLAK JE, SIÉSSERE S: Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Archives of Oral Biology*. 2008; 53:282-286.
- 73) ROBERTSON TM, HEYMANN OH, SWIFT, JR. EJ: Art and science of Operative Dentistry, 5th edition, Mosby, St. Louis, USA, 2006
- 74) ROCCA GT, RIZCALLA N, KREJCI I: Fiber-reinforced resin coating for endocrown preparations: a technical report. *Oper Dent* 2013; 38:242-248
- 75) RUSE ND: What Is a “Compomer”? *J Can Dent Assoc* 1999; 65:500-4
- 76) SCHLICHTING LH, CALDEIRA DE ANDRADA MA, CARDOSO VIEIRA LC, MARIZ DE OLIVEIRA BARRA G, MAGNE P: Composite resin reinforced with pre-tensioned glass fibers. Influence of prestressing on flexural properties. *Dental materials* 2010; 26:118-125.
- 77) SCHNEIDER LFJ, CAVALCANTE LM, SILIKAS N: Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech* 2010; 1:10-24.
- 78) SCOTTI N, COERO BORGA FA, ALOVISI M, ROTA R, PASQUALINI D, BERUTTI E: Is fracture resistance of endodontically treated mandibular molars restored with indirect onlay composite restorations influenced by fibre post insertion? *J Dent* 2012; 40:814-820.
- 79) SMALL BW, JOHNSON W: Gold Foil and Its Use in Modern Dentistry
Elérhető: <http://www.dentistrytoday.com/restorative/1838> (Idézve: 2013.11.10)
- 80) SMITH DC: Recent developments and prospects in dental polymer. *J Prosthet Dent* 1962; 12:1066-1078.
- 81) SMITH GE: Direct gold fillings. Elérhető: <http://www.sturdevants-operativedentistry.com/pdfs/on0022-9780323083331.pdf> (Idézve: 2013.12.22.)
- 82) SMITSON J, NEWSOME P, REANEY D, OWEN S: Direct or indirect restorations? *International Dentistry- African edition* 2011; 1:70-80.
- 83) SUNNEGARDH-GRONBERG K, VAN DIJKEN JWV, FUNEGARDH U, LINDBERG A, NILSSON M: Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *Journal of Dentistry* 2009; 37:673– 678.
- 84) SUZUKI M, JORDAN RE: Glass ionomer-composite sandwich technique. *The Journal of the American Dental Association* 1990; 120: 55-57.

- 85) TERRY DA, LEINFELDER KF, GELLER W: Aesthetic and Restorative Dentistry Material Selection and technique. Quintessence, China, 2013
- 86) UNO S, ASMUSSEN E: Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 1991; 99:440-444.
- 87) VALLITTU PK, NARVA K. Impact strength of a modified continuous glass fiber-poly(methyl methacrylate). *Int J Prosthodont* 1997;10:142-148.
- 88) VAN DIJKEN JWV, PALLESEN U: Four-year clinical evaluation of Class II nano-hybrid resin composite restorations bonded with a one-step self-etch and a two-step etch-and-rinse adhesive. *Journal of Dentistry* 2011; 39:16–25.
- 89) VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, POITEVIN A, MINE A, VAN ENDE A, NEVES A, DE MUNCK J: Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 2010; 26:100–112.
- 90) WALMSLEY AD: Restorative Dentistry, 2nd edition, 2007, China
- 91) WALTIMO A, KÖNÖNEN M: A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *European Journal of Oral Sciences*, 1993; 101: 171-175.
- 92) WILSON AD, KENT BE. The glass-ionomer cement: A new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol*. 1971; 21:313-321.
- 93) WU Y, CATHRO P, MARINO V: Fracture resistance and pattern of the upper premolars with obturated canals and restored endodontic occlusal access cavities. *J Biomed Res* 2010; 24:474-478.
- 94) YAMAMOTO T, KUBOTA Y, MOMOI Y, FERRACANE JL: Polymerization stresses in low-shrinkage dental resin composites measured by crack analysis. *Dent Mater* 2012; 28:143-149.
- 95) ZHANG M, MATINLINNA JP: E-Glass Fiber Reinforced Composites in Dental Applications. *Silicon* 2012; 4:73-77.
- 96) ZIMMERLI B, STRUB M, JEGER F, STADLER O, LUSSI A: Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A Literature Review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010; 120: 972–979.

Ábrajegyzék

1. ábra A káriesz rizikó és módosító tényezői	3
2. ábra A zománc és dentin kémiai összetétele.....	5
3. ábra A kompozit sematikus szerkezete.....	10
4. ábra Adhezívrendszerek generációi.....	11
5. ábra: Horizontális valamint ferde technika sematikus ábrázolása.....	14
6. ábra: Adhezív restauratív technikák klasszifikációja és indikációja a posterior régióban.....	17
7. ábra: A standardizált üreg sematikus ábrája.....	20
8. ábra: Maximális terhelési értékek a különböző csoportokban.....	22
9. ábra: Az értékek statisztikai összehasonlítása.....	23
10. ábra: Töréstípusok megoszlása a csoportokban.....	23

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani mindenkinek, aki segítette a diplomamunkám elkészítését. Elsősorban Dr. Forster Andrásnak, akinek az ötlete alapján a szakdolgozat megszületett, és alapos szakmai tudásával engem is a maximumra inspirált.

Köszönettel tartozom továbbá Dr. Fráter Márknak, aki önzetlenül segített a dolgozatom szakmai és formai ellenőrzésében.