

EGYETEMI DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS

Dr. Martos Renáta

**Nanohibrid és bulk-fill kompozit javítására
alkalmazható univerzális adhezívek és kompozitok
in vitro vizsgálata**

DEBRECENI EGYETEM

FOGORVOSTUDOMÁNYI DOKTORI ISKOLA

Debrecen, 2021

EGYETEMI DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS

**Nanohibrid és bulk-fill kompozit javítására
alkalmazható univerzális adhezívek és kompozitok
in vitro vizsgálata
Dr. Martos Renáta**

Témavezető: Dr. Hegedűs Csaba



**DEBRECENI EGYETEM
FOGORVOSTUDOMÁNYI DOKTORI ISKOLA
Debrecen, 2021**

Rövidítések jegyzéke

10-MDP: 10-metakriloiloxidecil-dihidrogen-foszfát
4-AET: 4-akriloetil trimellitik sav
4-AETA: 4-akriloiloxietil trimellitát anhidrid
4-MET: 4-metakriloiloxietil trimellitik sav
4-META - 4 metakriloiloxietil trimellitik sav,
4-META: 4-metakriloiloxietil trimellitát anhidrid
AMPS: 2-akrilamido-2-metil-1-propánszulfín sav
BAPO: Irgacure 819 fenil bisz (2,4,6-trimetilbenzoil foszfin oxid
BHT: butilhidroxitoluén vagy butilált hidroxitoluén vagy 2,6-di-(tert-butil)-4-metilfenol
Bis-EMA (EBPADMA): etoxilált biszfenol A glikol dimetakrilát
Bis-GMA: bisz-fenol-A-diglicidil dimetakrilát
Bis-MEP: bis[2-(metakriloiloxi)etil] foszfát
BPDM: bifenil dimetakrilát vagy 4,4'-dimetackriloxiethiloxicarbonilbifenil-3,3'-dikarboxil sav
BPO: benzoilperoxid
BSE: (backscattering) visszaszórt elektron detektor
BTMGe: benzoiltrimetilgermánium
CaF₂: Kalcium fluorid
CQ: kámforokinon 1.7.7-trimethylbiciklo-[2,2,1]-hepta-2,3-dione
DBDEGe: dibenzoildietilgermánium
DEBAAP biszakrilamid,
Di-HEMA phosphate: di-2-hidroxietil metakril hidrogénfoszfát
DMAEMA: dimetilaminoetil metakrilát
EAEPa: etil 2-[4-(dihidroxifoszforil)-2-oxabutil]akrilát
EDTA: etiléndiamintetraecetsav
Er,Cr:YSGG: erbium, krómium-doped yttrium scandium gallium garnet lézer
Er:YAG : erbium-doped: yttrium-aluminum-garnet lézer
GDMA: glicerol dimetakriát
GDMP: foszforsav glicerol dimetakrilát észtere),

GPDM: glicerol foszfát dimetakrilát

HEMA: 2-hidroxietyl metakrilát

HEMA-phosphate: 2-hidroxietyl metakril dihidrogénfoszfát

LED: Light emitting diode

$\text{Li}_x\text{Al}_x\text{Si}_{3-x}\text{O}_6$ üvegkerámia,

Lucirin TPO: (2,4,6 Trimetilbenzoildifenilfoszfin oxid

MA: metacril sav

MAC-10: 11-metakriloloxi-1,10-undecanedikarboxil sav

MAEPA: 2,4,6 trimethylfenil 2-[4-(dihidroxi foszforil)-2-oxabutyl]akrilát

MAPO: monoacil foszfinoxid

MDPB: metacriloloxidodecilpyridinium bromid

MEP-P: (metakriloloxietyl fenil hidrogénfoszfát),

MEP: HEMA-foszfát (metakriloloxietyl dihidrogén foszfát),

MMA: metil metakrilát

MPP: metakriloloxipropil dihidrogén foszfát

MPS: metakriloloxipropiltrimetoxiszilán

OIL: oxigén inhibíciós réteg

PEM: pásztázó elektron mikroszkóp

PENTA-P: dipentaeritrolpentaakril dihidrogén foszfát

PENTA: dipentaeritrol pentaakrilát monofoszfát

Phenyl-P: 2-(metakriloloxietyl)fenil hidrogénfoszfát

PPD: Fenil-propándion

PPF, vagy PPRF: prepolimerizált töltőanyag

$\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-BaO}$ üveg,

TBB: tri-n-butyl borát

TEGDMA - trietylén glikol dimetakrilát

TPO: Lucirin TPO, difenil(2,4,6-trimetilbenzoi) foszfin oxid

UDMA: uretándimetakrilát vagy 1,6-di(metakriloloxietylkarbamoi)-3,30,5-trimetilhexan

YbF_3 : ytterbium trifluorid

VCP: Vitrebond kopolimer

ZYS: cirkónium-Ittrium-szilika

Tartalomjegyzék

Rövidítések jegyzéke	3
I. Bevezetés	7
<i>Célkitűzés</i>	7
<i>Irodalmi áttekintés</i>	8
1. A kompozitok	8
1.1 A kompozitok fő összetevői	8
1.1.1. Az organikus gyantát alkotó szerves monomerek típusai	8
1.1.2. A töltőanyag	10
1.1.3. Szilán fázis	11
1.2 A térháló kialakulása, a polimerizáció folyamata	11
1.2.1 A konverziós ráta	12
1.3 A kompozitok szájjállósága	13
1.3.1 A kompozit tömések készítése során fellépő, anyagtani összetételükkel összefüggésben álló befolyásoló tényezők.	13
1.3.2 A kompozit töméseket érő szájüregi hatásokkal összefüggésben kialakuló és anyagtani összetételükből adódó befolyásoló tényezők.	13
1.3.3 A kompozitok legkiemelkedőbb hátrányos tulajdonságként ismert polimerizációs zsugorodás csökkentésére irányuló megoldások	14
1.3.3.1 A megvilágítási protokollok lehetőségei	15
1.3.3.2 Rétegzési technika és az azt lehetővé tevő oxigén inhibíciós réteg (OIL) jelentősége	15
1.4 A kompozitok csoportosítása	16
1.4.1 Töltőanyag méret szerinti csoportosítás	16
1.4.1.1 Tradicionális makrofill kompozitok	17
1.4.1.2 Konvencionális kompozitok	17
1.4.1.3 Mikrofill kompozitok	18
1.4.1.4 Hibrid kompozitok	18
1.4.1.4.1 Midifill hibrid kompozitok	18
1.4.1.4.2 Minifill hibrid kompozitok	18
1.4.1.4.3 Nanohibrid kompozitok	18
1.4.1.5 Nanofill kompozitok	19
1.4.1.5.1 Szubmikronos kompozitok	19
1.4.2 A polimerizációs folyamat aktivációja szerinti csoportosítás	19
1.5 A kompozit tömések sikeressége	21
2. A kompozitok fogfelszínhez való kapcsolódását biztosító adhezívek.	22
2.1 Adhezívek csoportosítása	22
2.1.1 Generáció alapú csoportosítás	22
2.1.2 „Etch and rinse” és „self etch” koncepció alapú csoportosítás	24
2.1.2.1 Etch and rinse koncepció zománcon és dentinen	24
2.1.2.2 Self etch koncepció zománcon és dentinen	24
2.1.2.3 Üvegionomer koncepció	25
2.2 Az adhezívek komponensei és a kompozitokhoz való kapcsolódásuk háttere	26
2.3 Az adhezív rendszerek sikeressége	28
3. Kompozit javítás	29
3.1 Felületkezelési módszerek	29
3.2 Határfelületi kapcsolódás	31
3.2.1 Intermedier réteg jelentősége	31
3.2.2 A javító kompozit	32
3.3 A kompozit javítás, mint terápiás lehetőség értékelése	32
II. Anyag és módszer	34

1.	Próbatestek készítése nyírószilárdsági vizsgálathoz	34
1.1	Felszínkezelési eljárások	35
1.2	A javító kompozit rétegzése	37
2.	Próbatestek készítése szakítószilárdság méréshez	37
2.1	Felszínkezelési eljárások, javító kompozit rétegzése	38
2.2	A kompozit blokk darabolása, próbatest készítés	43
3.	Vizsgálati módszerek	43
3.1	Nyírószilárdsági teszt (Shear bond strenght SBS)	43
3.2	Felületi érdesség vizsgálata: profilometriával	43
3.3	Pásztázó (Scanning) elektron mikroszkópos vizsgálat (PEM)	44
3.4	Törtfelszín vizsgálata	44
3.5	Az eredmények statisztikai értékelése	44
4.1	Szakítószilárdsági (Microtensile bond strenght) teszt	44
4.2	Felületi érdesség vizsgálata: profilometriával	45
4.3	Törtfelszín vizsgálata	45
4.4	Az eredmények statisztikai értékelése	45
III.	Eredmények	47
1.	Nyírószilárdsági vizsgálat	47
1.1	A nyírószilárdság eredmények	47
1.2.	Profilometriai eredmények	48
1.3.	PEM eredmények	49
1.4.	Törtfelszín vizsgálat értékelése	49
2.	Szakítószilárdsági vizsgálat	50
2.1	Szakítószilárdsági eredmények	50
2.2.	Profilometria eredmények	53
2.3.	PEM eredmények	53
2.4.	Törtfelszín vizsgálat értékelése	54
IV.	Megbeszélés	56
	Az in vitro vizsgálat eredmények korlátai	64
V.	Összefoglalás	66
	Az értekezés új tudományos eredményei	66
	Summary	66
	Irodalomjegyzék	68
	Tárgyszavak	93
	Köszönetnyilvánítás	93
	Függelék	93

I. Bevezetés

A gyanta bázisú kompozitok napjaink legmeghatározóbb tömőanyagai, melyek az elmúlt 50 évben jelentős fejlesztéseken estek át. Esztétikai és mechanikai tulajdonságaik optimalizálása a fogszövetekkel harmonizáló biomechanikai egységként funkcionáló restauráció kialakítását teszik lehetővé. A minimálinvazív koncepcióba illeszkedő mikromechanikai és kémiai kapcsolaton alapuló adhezív technika révén egyidőben megvalósulhat az egészséges foganyag maximális védelme és a maradék foganyag erősítése is. A monomerek polimerizációja következtében fellépő zsugorodás, a szuboptimális konverzió, a szerves és szervetlen komponensek arányának és összekapcsolásának problematikája azonban életidejüket korlátozza. Sikertelenségük, melynek két legfontosabb tényezője a törés és a szekunder kariesz ismételt beavatkozást tesznek szükségessé, mely lehet a restauráció teljes, vagy részleges cseréje. Ez utóbbit a kompozit javításhoz sorolhatjuk. A javítás lehetőségének feltételét a gyantában jelen lévő még reagálatlan monomerek jelenléte, az exponált töltőanyag felszínhez történő kémiai kapcsolódás, valamint a felszínkezelések által eredményezett retenció és mikromechanikai retenció biztosíthatja. Az anyagcsoport diverzitása miatt a garantált sikerességű kompozit javítási protokoll még nem ismert.

Célkitűzés

Doktori értekezésemben áttekintem a gyanta bázisú tömőanyagok és az adhézijukat elősegítő bondrendszerek anyagtanát, illetve ezzel összefüggésben a klinikai sikertelenségük hátterét. Emellett ismertetem a minimálinvazív megközelítésbe illeszkedő kompozit javítási lehetőségeket. Kutatásom során célkitűzésem a nanohibrid és bulk-fill kompozit javítási lehetőségeinek vizsgálata univerzális adhezívek és különböző felületkezelési módszerek alkalmazásával, melyek hatását a felszíni morfológiára profilometriai és Pásztázó elektronmikroszkópos vizsgálattal detektálom. A funkcionális molekulák jelenlétének szerepét a javítás eredményességének elősegítésében, valamint az eltérő összetételű bulk-fill kompozitok javíthatóságának összehasonlítását in vitro nyíró és szakítószilárdsági teszttel és törtfelszín vizsgálattal értékelem.

Irodalmi áttekintés

1. A kompozitok

Az „esztétikus” szilikát cement töméseket az 1940-es években az akrilát bázisú tömőanyagok követték, melyeket 1962-ben már a metakrilát bázisú kompozitok váltották fel (1). A kompozitok a gyanta bázisú anyagok csoportjába tartoznak. Fő komponenseik az organikus gyanta, a töltőanyag és az ezeket összekapcsoló szilán fázis. Emellett tartalmaznak a polimerizációt szabályozó fotoiniciátort, inhibitort, a tárolhatóságot befolyásoló stabilizátort, valamint radioopacitást adó és színező adalékokat is (2,3). A kompozitok összetételét meghatározó alapelvek hosszú idő óta változatlanok (4). A gyanta alapelemei a monomerek, leggyakrabban mono, di, vagy trimetakrilátok, melyek szabad gyök által indukált polimerizációs reakció során láncokat alkotnak, ezzel párhuzamosan összekapcsolódásuk térhálót hoz létre miközben a polimer láncok közé töltőanyag részecskék integrálódnak. Így egy hibrid organo-inorganikus egységet alakítanak ki (5). A gyanta komponens a három dimenziós vázstruktúra kialakításáért (6), míg az integrálódó töltőanyag a fizikai paraméterek javításáért felel (7).

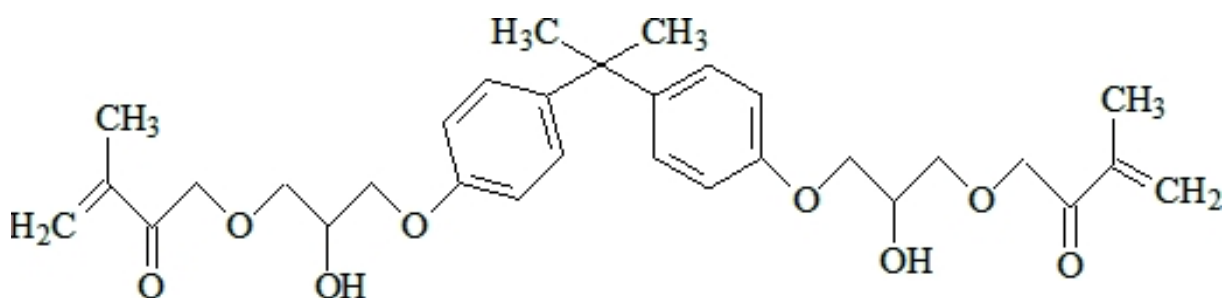
1.1 A kompozitok fő összetevői

1.1.1. Az organikus gyantát alkotó szerves monomerek típusai

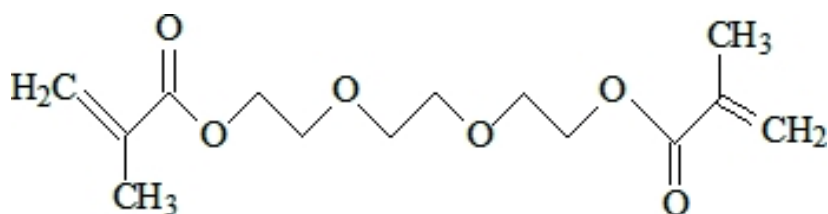
A kezdetben epoxi bázisú gyantát (8) a 60-as 70-es évek új fejlesztésű dimetakrilát monomerjei követték (3).

A leggyakoribb összetevő ezek közül a nagy molekulásúlyú (512 g/mol) bisz-fenol-A-diglicidil dimetakrilát (Bis-GMA) (1. Ábra). Méretéből és molekuláris struktúrájából adódóan rigid, magas viszkozitású dimetakrilát (9). A polimerizáció során mobilitása korlátozott, emiatt az alacsony konverziós ráta (10) mellett alacsonyabb keresztkötés szám is jellemzi a belőle kialakuló térhálót (6). Két hidroxil csoportja azonban lehetőséget teremt a polimerháló hidrogénkötések révén történő stabilizálásának (6,11). A kisebb méretű (286 g/mol) trietilén glikol dimetakrilát (TEGDMA) (2. Ábra) hozzáadása a mátrixhoz előnyös, mivel csökkenti a viszkozitást, reaktivitása, flexibilitása révén hozzájárul a konverziós ráta emelkedéséhez. Két éter és metakrilát észter kötése egy denzebb polimerháló kialakulását teszi lehetővé, ugyanakkor hátránya, hogy fokozza a polimer zsugorodását (11–13). A szintén nagy méretű (471 g/mol), de a Bis-GMA-hoz

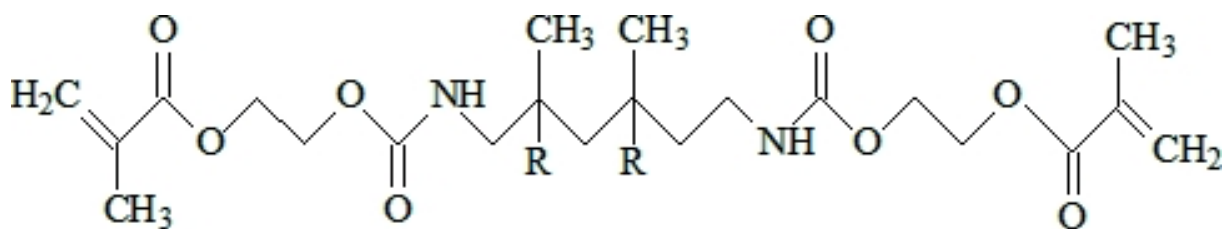
képest kisebb viszkozitású és nagyobb flexibilitású uretán dimetakrilát (UDMA) (3. Ábra) (6,14) javítja a polimer mechanikai tulajdonságait (15), uretán csoportja pedig alacsonyabb hidrofilitással áll összefüggésben (9,16). A bis-GMA etoxilált verziója az éter csoportot tartalmazó Bis-EMA (EBPADMA) (540 g/mol) (17). Nagy méretéhez képest a viszkozitása kisebb, mint a bis-GMA-é, ami kedvezőbb a konverziós ráta tekintetében. A mechanikai tulajdonságok így javulnak, bár továbbra is alacsony a keresztkötések kialakulásának gyakorisága. A bis-EMA esetén a hidrogén kötések stabilizációs hatása nem valósulhat meg a hidroxil csoportok hiánya miatt, de ebből adódóan a hidrofilitása kisebb (10).



1. Ábra: Bis GMA



2. Ábra: TEGDMA



R=H or CH₃ (~1:1)

3. Ábra: UDMA

Általában a monomerek mérete a polimerizációs folyamat diffúzió-kontrolláltsága miatt fontos tényezőnek számít, mivel a láncképződés során a viszkozitás növekszik és ezzel párhuzamosan a monomerek mobilitása lecsökken (18–20). Ez különösen a nagy méretű monomerek esetén azt eredményezi, hogy reagálatlan C=C kettőskötések maradnak, illetve aktív komponensek, pl. fotoiniciátorok, szabad gyökök esnek csapdába felhasználódás nélkül a polimer belsejében (21). Ezért a monomer fejlesztések főbb irányvonala, az előnyösebb, alacsonyabb viszkozitású, flexibilis, vagy kisebb méretű módosított monomerek szintézise lett (9,22,23). Ilyenek a hidroxil-csoport mentes Bis-GMA (24), vagy az UDMA aromás gyűrűt tartalmazó változata (25,26). Ezzel párhuzamosan a gyökös addícióval polimerizálódó dimetakrilát monomerek konverziójának növekedését, vagy zsugorodásának csökkentését egyéb, gyökös gyűrűfelnyílással polimerizálódó pl. vinilciklopropán (27), vagy kationos gyűrűfelnyílással polimerizálódó pl. spiroortokarbonátok (28), vagy oxiránok hozzáadásával próbálták elérni (29). A polimerizáció kinetikáját emellett a nagyobb molekulamérettel jellemezhető kevesebb kettős kötést tartalmazó, alacsony viszkozitású dimer sav bázisú monomerek a dikarbamát dimetakrilátok is módosíthatják (30).

Konklúzióként azonban kiemelhetjük, hogy az alapgyanta bár igen változatos összetételű lehet, döntően napjainkban is a 60-as 70-es években kifejlesztett dimetakrilát maradt (3).

1.1.2. A töltőanyag

A 60-as évektől kezdődően a gyanta bázisú tömőanyagokba töltőanyagot inkorporáltak, ami jobb mechanikai és fizikai tulajdonságokat biztosított az anyag számára (31,32). Az optimalizált konverziós ráta, hajlítási szilárdság, töréssel szembeni ellenállás, kopási értékek és optikai megjelenés, polírozhatóság mind kapcsolódnak ehhez az összetevőhöz (3,7). Kezdetben nagy méretű részecskéket használtak a gyártók, mely anyagát tekintve leginkább kvarc volt (33), később üveg, boroszilikát, kerámia vagy nehézfém-üveg került a kompozitokba. A modern anyagok bárium-szilikát-üveget, szilícium-dioxidot, szilika részecskét, cirkóniumot, cirkónium oxidot, $\text{Li}_x\text{Al}_x\text{Si}_{3-x}\text{O}_6$ üvegkerámiát, $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-BaO}$ üveget, cirkónium-Ittrium-szilika (ZYS) kerámia nanoszálát, polimer rostot, esetleg cirkónium-szilika nanoklasztert tartalmazhatnak. (34). Emellett organo-inorganikus töltőanyagként létrehozták a korábban már megpolimerizált kompozit őrlése révén előállított PPF -prepolimerized filler- részecskéket (35,36). Formájukat tekintve a töltőanyagok lehetnek szférikusak, irregulárisak (37), vagy szál formájúak. A fejlesztésük

két fő irányvonala a töltőanyagok mennyiségének növelése és a méretük csökkentése a fizikai paraméterekre gyakorolt hatásuk monitorozása mellett (3).

1.1.3. Szilán fázis

A töltőanyag egyenletes eloszlását (38) és a gyantamátrixszal való kovalens kötással megvalósuló kapcsolódását a szilán fázis biztosítja (12,39). Ennek a határfelületnek a stabilitása meghatározó a kompozit vízfevétele (40), stressz elosztása és mechanikai ellenállóképessége szempontjából (41–43). Általában szilán vegyületeket, (metakrilooxipropiltrimetoxiszilán (MPS) alkalmaznak a töltőanyagok felületi feszültségének csökkentésére és a funkcionális határfelület kialakítására (12). A gyanta mátrixhoz kötődő csoportja mellett hidrolízisre alkalmas metoxi, etoxi vagy kloro csoportot tartalmaz, mely szilanol formává alakulva, sziloxán kötással vagy a töltőanyag üvegfelszínéhez kapcsolódik, vagy polisziloxán réteget alkot a felszínen (44).

1.2 A térháló kialakulása, a polimerizáció folyamata

A polimerizáció folyamata a fényre kötő kompozitok esetében a fotopolimerizációs lámpával történő megvilágításkor kezdődik, ez az iniciáció szakasza. A fény hatására megindul a fotoiniciátorok aktivációja, a szabad gyök képződés, ami a C=C kettőskötések felnyílásával és a láncképződéssel folytatódik, általában több gócpontból kiindulva. A monomerek kémiai természetükből adódóan eltérő számú - 4 (dimetakrilátok), vagy 2 (metakrilátok) - szomszédos molekulával kapcsolódhatnak össze (12). Ezzel párhuzamosan a molekulák mobilitása csökken, ami a kísérő konzisztencia változás következménye, amit gélesedésnek nevezünk. A gél pont elérése után a reakció folyamata felgyorsul, átlép a propagáció fázisába. A monomerek többsége folyamatosan beépül a polimer láncba, míg végül a terminációs szakasz veszi kezdetét (18). Ehhez a periódushoz kapcsolódik az üvegesedés (vitifikáció), amikor az anyag merevvé, rigiddé válik. Ez kiemelt jelentőségű szakasz a zsugorodási stressz kialakulásában (45). A polimerizációs ráta ezt követően folyamatosan lecsökken. A beépülő molekulák mobilitása tovább korlátozódik, majd a láncképződés lecseng (46–48). A formálódó láncok között keresztkötések stabilizálják a hálózatot (19). A polimerizáció azonban ekkor még nem ér véget, további 24 órán keresztül folytatódik az ún. sötét fázissal. Ennek jelentősége ugyan elmarad az előző, a megvilágítás időtartama alatti átalakulásához képest (49), de a C-C kettőskötések és szabad gyökök még aktívak maradnak (50).

A polimerizációs folyamat jellegzetessége a molekulamozgások viszonylag gyorsan bekövetkező restrikciója, ami miatt nem minden monomer, vagy szabad gyök képes beépülni a polimerbe, hanem aktivitásukat megtartva, a láncok közé ékelődnek (18). Reakcióképességük akár 14 napig is megmarad (51). Életidejük bár általánosságban 53 óra (52), akár hetekig is megtarthatják aktív állapotukat (53,54). Ezért amennyiben a körülmények ismét adódtak a molekulamozgások fokozódására pl. hőmérséklet emelkedés, víz abszorpció, vagy a duzzadás miatt, a még reagálatlan C-C kettőskötések elérhetővé válnak a szabad gyökök befogadására (55) és így akár egy hónapig is elhúzódhat a polimerizáció folyamata (56).

1.2.1 A konverziós ráta

A C-C kettőskötések átalakulásának mértékét százalékos értékben a konverziós ráta fejezi ki. Értékét befolyásolja a gyanta összetétele, a töltőanyag típusa, a töltöttség mértéke, a fotoiniciátorok típusa és mennyisége, a megvilágítás eszköze, a kompozitnak átadott energia, de az alkalmazott rétegvastagság is (57,58). A konverziós ráta igen széles skálán 35-77 % között változhat az anyagtípustól és a behelyezési stratégiától függően (59–61), mely utóbbi esetén javasolt az anyagra jellemző polimerizációs mélység (depth of cure) figyelembevételével. Ennek értelmében a megvilágítás forrásától legtávolabbi rétegben is optimális polimerizáltságot kell elérnie az anyagnak (62–65), annak tudatában, hogy a fény behatolási mélysége a kompozitba korlátozott (66–68). A következő fontos tényező a megvilágítás során átadott energia, amit az egységnyi felületre egységnyi idő alatt leadott teljesítmény jelöl ($\text{mW}/\text{cm}^2 \times \text{s}$) (69,70). A megvilágítás során ezen kívül az energia eloszlás időbelisége is kritikus lehet, nem csak az átadott összenergia (71), hiszen a polimerizációs folyamat kinetikája is időbeli változást mutat (52,72). A leggyakrabban maximum 2 mm-es rétegvastagságot kell alkalmazni, minimum $21\text{--}24 \text{ Jcm}^2$ energiaátadás mellett, ami a legtöbb kompozit esetén megfelelőnek bizonyul az optimális fotoiniciátor mennyiség aktiválásához. Ugyanakkor az átadott energia növelése 40 Jcm^2 -re tovább növelheti a konverziós rátát (58,73,74), bár a behelyezett réteg egyes mélységeiben a konverzió minden esetben csökkenő tendenciát mutat a megvilágított felülettől távolodva (74).

1.3 A kompozitok szájállósága

1.3.1 A kompozit tömések készítése során fellépő, anyagtani összetételükkel összefüggésben álló befolyásoló tényezők.

A gyanta bázisú anyagok egyik legmeghatározóbb problémája a gyökös addícióhoz társuló zsugorodás. A zsugorodás mértéke 2-4%, mely abból adódik, hogy a szabad monomer molekulákat összekötő gyenge van der Waals erőket a polimerizáció során erős kovalens kötések váltják fel, így a molekulák közelebb kerülnek egymáshoz (75), mértéke általában összefügg a konverziós rátával is (76). A gyanta monomer és fotoiniciátor összetétele, a töltőanyag mennyisége és az anyagra jellemző konverziós ráta meghatározó a polimerizáció kinetikájának szempontjából (77,78). A legkritikusabb a gélesedést követő poszt-gél fázisban bekövetkező zsugorodás, melyet az anyag rugalmas deformációra való képtelensége miatt már nem tud kompenzálni, így a kialakuló stressz áttevődik a fog szöveteire és a határfelületekre (79–81), résképződést (82), mikroszivárgást (83), csücsök deformációt, majd posztoperatív érzékenységet okozva (84–87), míg végül szekunder kariesz kialakulásához vezethet (88). A gyanta bázisú kompozitok polimerizációs zsugorodásának mértéke jelenleg 4-25 MPa, ami valós rizikót jelent a határfelületi integritás tekintetében már a restauráció behelyezésekor. (31,89) Ezt követően a szájüregi mechanikai, és hőmérsékleti hatások tovább ronthatják a kompozit tömések adhézióját (90,91).

1.3.2 A kompozit töméseket érő szájüregi hatásokkal összefüggésben kialakuló és anyagtani összetételükből adódó befolyásoló tényezők.

A kompozitok szájállóságát hosszú távon mechanikai, kémiai és enzimatis hatások is jelentősen befolyásolják (92,93). A kompozitok felszínén fokozottabb a plakk akkumuláció, mint a zománc, vagy más tömőanyag felszíneken (94–97), így a kialakuló bakteriális biofilm, bár nem befolyásolja a felszín keménységét, de ugyanakkor fokozza a felszín érdességét, ezzel elindítva egy oda-vissza ható progresszív folyamatot (98). A mechanikai degradáció főleg a töltőanyaggal (99), míg a biológiai és kémiai folyamatok a gyantaösszetétellel állnak szoros összefüggésben, ahol a bis-EMA a hidrofóbicitása, a TEGDMA a konverziós ráta emelő hatása miatt előnyösebb tulajdonságot hordoz, mint a bis-GMA (100,101).

A kompozitok másik hátrányos tulajdonsága a vízfelvétel és az ezzel összefüggésben álló higroszkópos expanzió. A vízfelvétel mértéke főleg a gyantaösszetétellel, annak

hidrofóbicitásával, valamint a szilán fázissal áll összefüggésben, így az egyes kompozitok gyártmány függően eltérően viselkedhetnek (102). Ezt a vízadszorpcióval összefüggésbe hozható mechanikai paraméterek változásainak vizsgálata során tapasztalt ellentmondásos eredmények is alátámasztják (103–107). Nedvesség, víz hatására a kompozitokban plaszticizáció indul meg. A vízmolekulák bejutása a polimerhálózatba, a láncok eltávolodását, és ezzel párhuzamosan duzzadást okoznak (108) feszültséget ébresztve az anyag belsejében, főleg a határfelületen koncentrálódva, végül a töltőanyagok gyantamátrixtól való elválását okozhatják (103,109–111), eközben az anyag fokozott kúszási tendenciát mutat (112). Hosszabb távon a szilanizált határfelületek a hidrolízis következtében penetrációs csatornát nyitnak, emellett vízmegtartó rezervoárok keletkeznek a víz molekulák számára az anyag belsejében (113). Ezért a magas töltöttségű, megnövelt határfelülettel rendelkező kompozitok sem biztosítanak a plaszticizálódás ellen védelmet (114). A plaszticizálódás a viszkoelasztikus kúszás kialakulását is befolyásolhatja, mely a folyamatosan ismétlődő terhelés következtében kialakuló lassú deformációt eredményez (107,115). Emellett a struktúrában megjelenő víz előnytelenül befolyásolhatja a kompozit optikai tulajdonságait is, ha a komponensek refrakciós indexei nagy mértékben különböznek egymástól (116). További problémákat vet fel mind a mechanikai tulajdonságok (117), mind a biokompatibilitás tekintetében (118,119), a reagálatlan szabad monomerek kioldódása, ami a konverziós ráta mellett (117), a töltőanyag komponens sajátosságaival is összefügg (120,121).

1.3.3 A kompozitok legkiemelkedőbb hátrányos tulajdonságként ismert polimerizációs zsugorodás csökkentésére irányuló megoldások

A polimerizációs stressz csökkentésére új adhezív rendszerek, alacsonyabb zsugorodású gyanta mátrix, különböző megvilágítási és rétegzési technikák fejlesztése indult el, melyek eredményessége egyenként, vagy kombinációban alkalmazva is biztató (122,123). A polimerizációs zsugorodás arányos az alkalmazott gyanta térfogatával, így a rétegzési technika részben megoldást jelenthet a stresszképződés csökkentésére (68,124–126). Ezen belül a ferde rétegzési technika alkalmazásához kifejezetten alacsony, 2,4% hibaszázalék társulhat akár 12 éves utánkövetés során is (127). A kedvező rugalmassági modulussal rendelkező folyékony konzisztenciájú un. flow kompozitból készülő stresszelnyelő réteg behelyezése (128), vagy az alacsony zsugorodású módosított gyanta tartalmú kompozitok sem garantálják azonban a magasabb sikerrátát (129,130).

1.3.3.1 A megvilágítási protokollok lehetőségei

Az egyes megvilágítási protokollok döntően a polimerizáció kinetikáját befolyásolják. Az alacsony energiájú (200 mW/cm^2) fény alkalmazása bár a pre-gél állapotot meghosszabbítja (131,132), a kevesebb polimerizációs gócpont létesülése miatt a polimer döntően lineáris láncokat fog alkotni (123). A nagy energiájú (mW/cm^2) megvilágítás gyorsítja a polimerizációt, csökkenti a pre-gél fázis időtartamát. Így a rugalmassági modulus gyors növekedését okozza, ami következményesen fokozott stressz képződéshez vezet (133). A nagyobb energia átadás mellett nagyobb hőmérséklet emelkedéssel is társulhat a kompozitban, mely kedvez a molekulák mobilitásának, így a polimerizáció is tovább tarthat, magasabb konverziót eredményezve (69). A magas intenzitású ($800\text{-}1000 \text{ mW/cm}^2$) megvilágítás soft-start ($10 \text{ sec } 150\text{-}200 \text{ mW/cm}^2$) kezdéssel ideálisnak tekinthető 2-mm -es rétegvastagság esetén, mivel kisebb zsugorodást eredményez változatlan konverziós ráta és mechanikai tulajdonságok mellett (134). A pulse delay technika, mely szakaszos megvilágítási ciklust alkalmaz, egy adott konverziós ráta mellett a keresztkötések számának valószínűsített csökkenése miatt a fizikai tulajdonságok romlását és a kompozit fokozott kopását eredményezheti (135).

1.3.3.2 Rétegzési technika és az azt lehetővé tevő oxigén inhibíciós réteg (OIL) jelentősége

A kompozitok polimerizációs mélységi korlátja (74), valamint a térfogattal arányos zsugorodásuk szükségessé teszi a közepes és nagy kiterjedésű, vagy előnytelen konfigurációjú üregek esetén a rétegzési technika alkalmazását (68,126). Ennek feltétele az egyes rétegek tökéletes összekapcsolódása, melyet a határfelület oxigén inhibíciós rétege (OIL) előnyösen befolyásol. Az OIL egy monomerekben dús, ugyanakkor fotoiniciátorban szegény zóna (136,137), melynek vastagsága $4 \text{ (138)-}40 \text{ um}$ között változhat (139), a monomerek összetételétől (140), a töltőanyag típusától (141), a környezeti hőmérséklettől (52,142), illetve, a szabad gyökök koncentrációjától függően (18). A kis molekulásúlyú monomerekkel összefüggő alacsonyabb viszkozitás, az oxigén fokozott diffúziójára ad lehetőséget a gyantában, emellett a töltőanyag felszínhez történő oxigén adszorpció révén is vastagabb OIL réteg képződhet. (143,144). Az OIL kialakulása során az oxigén az aktiválódott szabadgyökökkel lép reakcióba és az így képződő peroxi-gyökök reaktivitása, affinitása alacsony a $\text{C}=\text{C}$ kötésekhez, így visszaveti, vagy akadályozza a polimerizációs folyamat iniciációját. (18,19) Az OIL szükségességéről, előnyeiről, hátrányairól az egyes

rétegek összekapcsolásának tekintetében megoszlanak a vélemények (51,136,137,145–148).

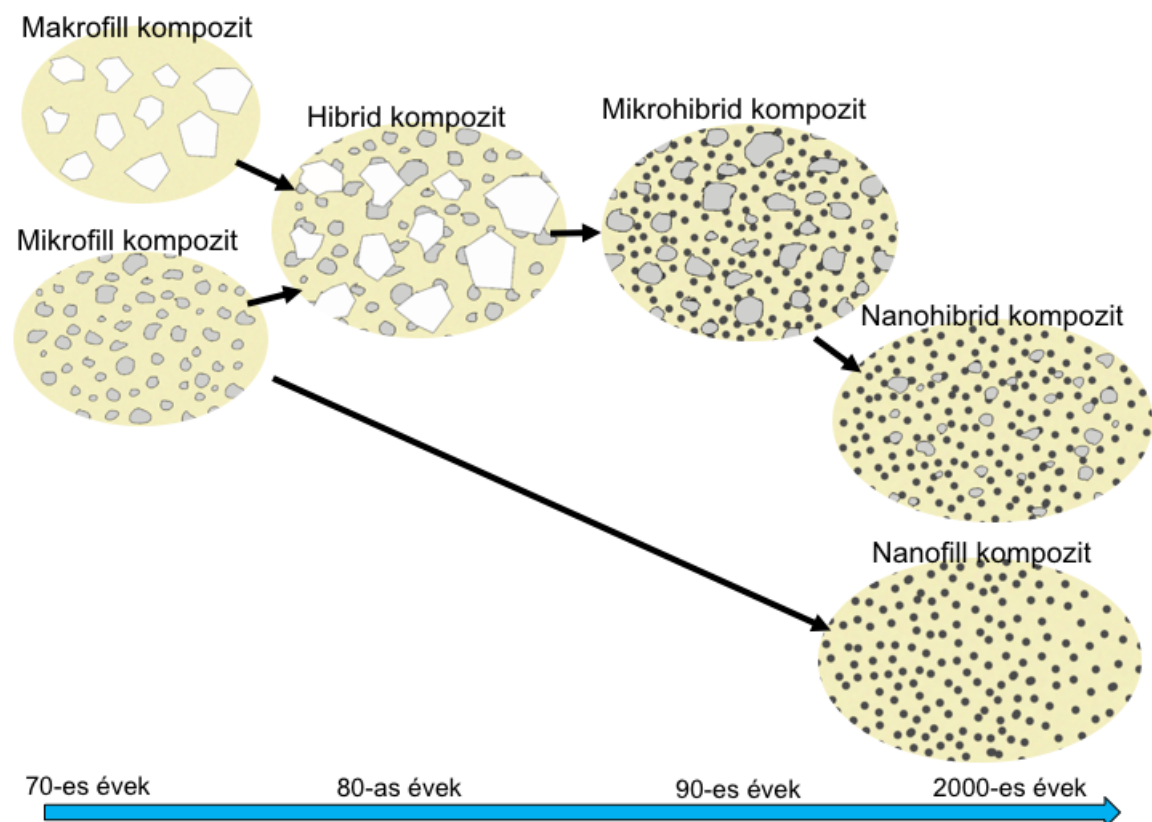
1.3.3.3 Módosított összetételű, nagyobb polimerizációs mélységgel jellemezhető bulk-fill kompozitok

Az időigényes, maximum 2 mm-es rétegeket alkalmazó rétegzési technika helyett, kínál alternatívát a bulk-fill kompozitok csoportja. A megnövelt polimerizációs mélységet, mely akár 4-5 mm is lehet, és az ún. stresszcsökkentő technológiát alternatív fotoiniciátorok, és módosított monomerek és töltőanyagok alkalmazása biztosítja. (149–153). Viskozitás tekintetében alacsony viszkozitású folyékony (low-viscosity), valamint magas viszkozitású (high viscosity, full-body) bulk-fill kompozitokat különböztetünk meg. Az alacsony viszkozitású dentin helyettesítő típusúak mechanikai tulajdonságai elmaradnak az univerzálisan alkalmazható kompozitokéitól, ezért felső rétegük lefedést igényel, míg a magas viszkozitásúak alkalmasak a teljes restauráció elkészítésére. (150,151). Az anyagcsoportot jellemző innovációk jól teljesítenek, azonban az in vitro vizsgálatok a konverziós ráta, monomer kioldódás és zsugorodási stressz tekintetében az egyes gyártmányok igen széles diverzitást mutatnak (154–157). Az 1-5 évet felölelő klinikai utánkövetéses vizsgálatok a rétegzési technikával alkalmazható kompozitokkal megegyező eredményességről számolnak be (158–161).

1.4 A kompozitok csoportosítása

1.4.1 Töltőanyag méret szerinti csoportosítás

A kompozitokat a töltőanyag méretük alapján csoportosítjuk leggyakrabban, hiszen a fizikai tulajdonságokra leginkább ez jelenti a legrelevánsabb információt (4. Ábra).



4. Ábra Töltőanyag mérete szerinti kompozit csoportok

1.4.1.1 Tradicionális makrofill kompozitok

1um -100 um mérettartományú kvarc, üveg, boroszilikát, vagy kerámia töltőanyagot tartalmaznak (162) .

1.4.1.2 Konvencionális kompozitok

Töltőanyag mérete 1-50 um közé esik, de akár meg is haladhatja azt. Hasonlóan a tradicionális makrofill kompozitokhoz, használatuk az előnytelen polírozhatóság, plakkretenciós hajlam, korai felérdesedés miatt jelentősen lecsökkent (32,163).

1.4.1.3 Mikrofill kompozitok

Töltőanyag mérete valójában kezdetben nanométeres nagyságrendbe (40nm) tartozott. Később 50-100 nm mérettartomány lett jellemző. Töltőanyagtartalmuk általában alacsony (37-40%), hiszen méretük limitálja az elérhető maximális töltöttséget, amely még nem rontja az anyag kezelhetőségét (164). Tartalmazhatnak ebbe a mérettartományba eső, magasan töltött polimer őrlésével készülő prepolimer (PPRF) töltőanyagokat. Esetenként 1-25 μm mérettartományú tisztán inorganikus mikrofiller agglomerátumok is jelen lehetnek. Polírozhatóságuk, esztétikai tulajdonságaik kiválóak, de mechanikai tulajdonságaik az alacsony töltőanyag tartalom miatt a terhelésnek kitett területeken elégtelennek bizonyulnak (165).

1.4.1.4 Hibrid kompozitok

A konvencionális kompozitok alap töltőanyag méretének csökkentése, és további kis méretű töltőanyagok bekeverésével készülnek.

1.4.1.4.1 Midifill hibrid kompozitok

A töltőanyagok átlagos mérete 1 μm , valamint 40 nm-es szilika mikrotöltőanyagot is tartalmaznak.

1.4.1.4.2 Minifill hibrid kompozitok

A gyártási technológia fejlődésének köszönhetően a töltőanyagok mérete tovább csökkenthetővé vált, így 0,4-1 μm mérettartományú és 40 nm-es részecskék létrehozását tette lehetővé. Napjaink mikrohibrid kompozitjait kb. 0,7-3,6 μm -es töltőanyag méret tartomány jellemzi (166,167). Töltöttségük 50-70 térfogat%. A mikrohibrid elnevezésű csoport esetén 1 μm feletti méretű töltőanyag jelenléte is megtalálható a kompozitban (168).

1.4.1.4.3 Nanohibrid kompozitok

A mikrohibrid kompozitokhoz nagyobb mennyiségű nanoméretű töltőanyag hozzáadásával készülnek. Nanométeres (5-100 nm) és szubmikron (<1 μm) méretű töltőanyagot és emellett még prepolimer töltőanyagot is tartalmazhatnak (169).

A csoportosítás leginkább a töltőanyag méreteloszlásáról szól, de az összetételt, vagy a morfológiát nem veszi figyelembe, Ezért bizonyos fizikai és mechanikai tulajdonságok eltéréseket mutatnak (170,171). A mérettartomány alapján *monomodális* és *bimodális* kompozit csoportokat is megkülönböztethetünk. Ha a töltőanyag rácsecske maximum 1-2 μm akkor monomodális, ha a mérettartomány 30 μm -t is eléri bimodális kompozitokról beszélhetünk (168).

Mechanikai és fizikai tulajdonságaik (hajlításiszilárdságuk, polírozhatóság) miatt a mikrohibrid és nanohibrid kompozitok egyaránt alkalmazhatóak mind a frontfogak, mind a premolaris, molaris fogak területén (172). A Knoop keménységük általánosan nagyobb, mint a mikrofill kompozitoké, amely alól kivételt képezhetnek a prepolimerizált töltőanyagot tartalmazó típusaik (35).

1.4.1.5 Nanofill kompozitok

Töltőanyaguk mérettartománya 0,1-100 nm, de nanoklasztereket is tartalmazhatnak. A töltőanyag tartalmuk 60 térfogat% körüli (164). A hibridekhez hasonló mechanikai tulajdonságokkal rendelkeznek (173), de esetenként elmaradnak azoktól hajlítással szembeni ellenállás tekintetében (174). Hasonlítanak a mikrofill kompozitokhoz is polírozhatóság, esztétikai megjelenés szempontjából (175).

1.4.1.5.1 Szubmikronos kompozitok

A szférikus, átlagosan 2 μm , de szűk 1-3 μm mérettartományú töltőanyagot tartalmazó *submikronos* kompozitok is ehhez a csoporthoz sorolhatók. Mechanikai tulajdonságaik hasonlóak a mikrohibrid és nanokompozitokéhoz egyaránt (164).

1.4.2 A polimerizációs folyamat aktivációja szerinti csoportosítás

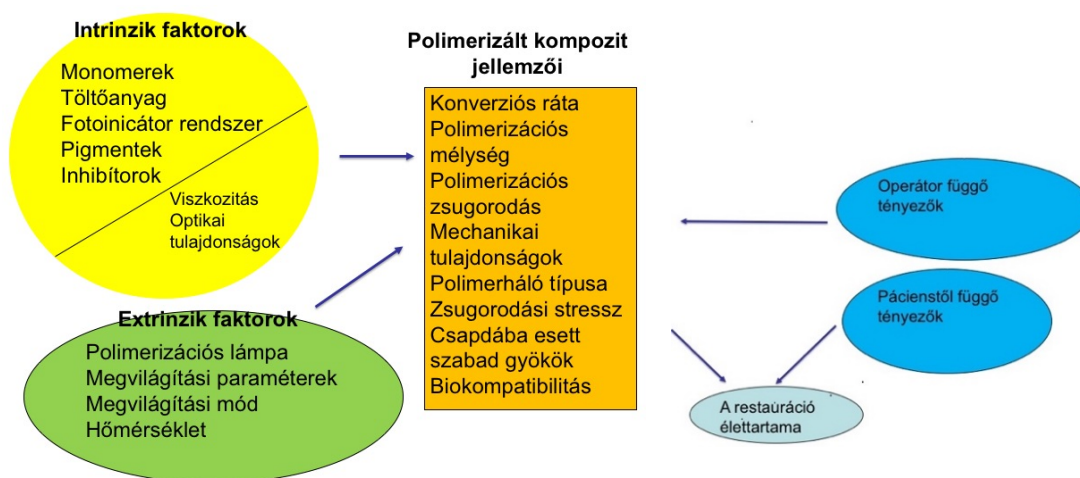
Megkülönböztethetünk kémiai, fényre aktiválódó vagy duál típusú, illetve hőre aktiválódó kompozitokat (162,176). A fényre polimerizálódó kompozitok gyökös addíciós polimerizációjának aktivációjához többnyire kámforokinon (CQ) fotoiniciátort (420-490 nm) alkalmaznak tercier-amin koiniciátorral (177). A megfelelő hullámhosszúságú fény (430-490 nm) hatására szabad gyökök képződnek és elindítják a polimerizációt (178). A CQ hátrányos tulajdonsága, hasonlóan más kék fény által aktiválódó fotoiniciátorhoz, hogy

az abszorpciós spektruma átfedést mutat a látható fény tartományával, így a környező természetes vagy mesterséges fény is aktivációt okozhat, ami lerövidítheti a kompozitok manipulációjára szánható időt (179). További problémát jelent, hogy az oxigén jelenléte csökkenti a képződő szabadgyökök hatékonyságát (18). A CQ-t kombinálhatják alifás amin 2-(dimetilamino)etil metakrilát (DMAEMA), vagy aromás amin etil 4 (dimetilamino)benzoát (EDMAB), 4-(N,N dimetilamino)fenetil alkohol (DMPOH) molekulákkal, melyek közül ez utóbbiak bizonyulnak reaktívabbnak (180). Jodóniumsó (181), vagy alternatív fotoiniciátorok, mint pl. Ivocerin, Fenil-propándion (PPD)-t, difenil(2,4,6-trimetilbenzoi) foszfin oxid (Lucirin-TPO), monoacil foszfinoxid (MAPO), Irgacure 819 (fenil bisz(2,4,6-trimethylbenzoi) foszfin oxid (BAPO) hozzáadása a kompozithoz előnyösebb polimerizációs hatásfokot, vagy színtabilitást tesz lehetővé. Abszorpciós spektrumuk azonban nem illeszkedik megfelelően a szűk emissziós spektrumú LED lámpák spektrumához, ami a klinikumban a polimerizációs folyamat szempontjából hátrányos lehet (182–184). Alkalmazhatóak még CQ-amin rendszerek helyett a germánium alapú fotoiniciátorok is, mint pl benzoiltrimetilgermánium (BTMGe), dibenzoildietilgermánium (DBDEGe) (153,185).

Amennyiben az amin koiniciátort alternatív koiniciátorok helyettesítik további előnyt jelenthet, hogy a hidrofil savas karakterű önsavazó, vagy self-adhezív anyagokkal illeszkedő határfelületen megelőzhető a kompatibilitási probléma, vagy a korai aktiváció (186).

A polimerizáció aktivációjának mértékét meghatározza az 1 foton abszorpciójához társuló aktiválódó szabad gyökök száma is. Ez a CQ koiniciátora hatására egy, míg a TPO esetében acil és foszfonil szabad gyökök képződésével négy, a BAPO esetén két szabad gyök aktiválódását jelenti (187). Emellett a foszfinoxid iniciátorok moláris abszorptivitása is magasabb, mint a diketon molekuláké így több fényt képesek abszorbeálni, ami további hatékonyság növelést jelenthet. Az egyes alternatív fotoiniciátorok emissziós spektrumának alakulásától függően azonban megfelelően széles emissziós spektrumú fényforrást kell biztosítani (188).

1.5 A kompozit tömések sikeressége



5. Ábra A kompozit restaurációk élettartamát befolyásoló faktorok

Napjaink elsőként és leggyakrabban választott restaurációs anyaga az adhezív technikával rögzülő gyanta bázisú tömőanyagok csoportja, mely mind esztétikailag mind fizikai paramétereiben megfelelő a funkcionális helyreállításra (32,189,190). Az 1999-es évektől használatuk messzemenőig túlszárnyalja az amalgám alkalmazását (191). A belőlük készülő restaurációk életideje a szájüregi körülményektől (192–195) és operátorhoz kapcsolható tényezőktől (196) függően, valamint fizikai tulajdonságaikból (197–199) adódóan változó (5. Ábra). A gyanta bázisú tömőanyagok tartósságát meghatározó (200–202), valamint a tömések elégtelenségéhez vezető folyamat is multifaktoriális (200), melyben szerepet kapnak a restaurációhoz használt anyagok fizikai, kémiai, mechanikai paraméterei (203), az adhezív (204,205), a kompozit típusa (206–210), a restaurált fog, a restaurálandó üreg típusa (210,211) és mérete (192,194), valamint operátor (196,212) és paciens függő tényezők, melyek lehetnek szájhygiénéhez, vagy táplálkozási szokásokhoz kapcsolódóak (195,213–216) (5 ábra).

A két leggyakoribb probléma egyrészt a szekunder szuvasság kialakulása a tömés szélei mentén, valamint a kialakuló mikrorepedések propagációja következtében bekövetkező törés (217–219). A szájüregben töltött első öt év során főleg a törések, majd később a szekunder kariesz jelentik a legfőbb problémát (220). A kompozit tömések klinikai utánkövetéses vizsgálatai az egyes kompozit tömések hibaszázalékát éves szinten 0-7,5 %-ra teszik. 12%-uk mutat jelentős kopást tíz éves időtartam alatt, átlagosan pedig majd az

50%-uk ugyanezen időszakon belül cserére szorul (221–223) , ezzel mintegy 50-70%-át adva az újonnan készülő restaurációknak (88,224,225).

2. A kompozitok fogfelszínhez való kapcsolódását biztosító adhezívek.

A Bowen féle gyanta kifejlesztése (1), valamint Buonocore savazásra és adhezív alkalmazására tett javaslatai után vált lehetővé a fogak és a gyanta bázisú tömőanyagok mikromechanikai és kémiai reakción alapuló összekapcsolása (226–228). Ez egy rendkívül technika érzékeny folyamat és a mai napig törekednek a tökéletesítésére (229).

Az 50-es évektől elérhető adhezív technika az évtizedek során, mind koncepcionálisan, mind a gyakorlati kivitelezésben jelentős változásokon ment keresztül. A fejlesztések célja, hogy a kezdetben csak a zománc felszíneken elérhető megbízható adhézio a dentinen is megvalósuljon, emellett egy gyorsabban, egyszerűbben alkalmazható, jól kontrollált, bár rendkívül komplex egymásra épülő folyamat sorozat demineralizáció, primerezés, infiltráció jöhessen létre (230–234)

2.1 Adhezívek csoportosítása

2.1.1 Generáció alapú csoportosítás

Az adhezívek csoportosítása hosszú ideig generációk megkülönböztetésén alapult, melyet az adhézión eredményező stratégia, vagy a komponensek száma alapján határoztak meg. Így jelenleg nyolc generációt tartunk számon (232,235). Az 1960-70-as éveket az első két generáció jellemezte, ahol a csekély elérhető bonderősség (5-6 MPa) háttere a savazással előkészített zománcra ugyan elfogadhatóan teljesítő, a dentin felszíni smear layerhez azonban instabilan kapcsolódó GPDM tartalmú adhezívek alkalmazása volt (236,237). A 80-as évektől vált ismertté a hibrid réteg fogalma (238), mely megalapozta a dentin savazás protokollját és a 2 komponensű kémiai kötésű harmadik generációs adhezívek fejlesztését. Kezdetben ortofoszforsavat (239,240), később a pulpára kifejtett káros hatás feltételezése miatt, gyengébb savakat pl. maleinsav, citrom sav esetleg alacsonyabb koncentrációjú ortofoszforsavat, vagy kelát képző anyagot pl etiléndiamintetraecetsav (EDTA) alkalmaztak a dentin smear layer eltávolítására (237,241). Emellett új funkcionális molekula, a 10-MDP is megjelent az adhezívek komponensei között (239). A nagy áttörést azonban a negyedik generációs több lépéses (primer és bond, vagy primer és adhezív) adhezívek hozták meg, melyek alapja a savazást követő dentin felszínének előkezelése primerrel az adhezív (bond) alkalmazása előtt (242). Bár ez a rendszer igen komplex és

technika érzékeny a mai napig gold standardként tekinthetünk a koncepcióra, hiszen hatékonyan, elkülönített lépésekben és megbízhatóan biztosítja a hidrofil karakterű dentin és a hidrofób gyanta bázisú anyagok összekapcsolódását (230). Ezt követően a fejlesztések célja az egyszerűbb, felhasználó barát, kevésbé technika érzékeny anyagok létrehozása lett. Az ötödik generációban összevonták a primer és bond komponenst, melynek következtében az adhezív összetételében hidrofilebb jelleg, magasabb oldószer tartalom lett jellemző, következményesen negatív hatást gyakorolva a klinikai eredményességére. (205,243–245). Ezért a dentin adhézio alapját képező hibrid réteg kialakítását és a hibridizáció folyamatát új alapokra, az önsavazó rendszerek kifejlesztésére helyezték (246,247). Ennek fő célja az adhezív technika leegyszerűsítése mellett a technika érzékenység csökkentése és a megbízható adhézio megtartása volt egy gyanta-smear layer (resin-smear) komplex kialakításával (232,248) A hatodik generáció esetén a savazásos és a primerezési lépést kombinálták létrehozva egy önsavazó primert, amit egy hidrofób bond réteg alkalmazása követ. Ezzel a savazási, mosási, szárítási kritikus fázist egy primerezési és szárítási fázissá egyszerűsítették. A hidrofób gyantaréteggel való lefedésük pedig hozzájárulhat a hosszú távú stabilitásukhoz. Ez a csoport igen eltérő kémiai összetételű és savasságú termékeket foglal magába, ami befolyásolja a klinikai hatékonyságot is (231,248). Hasonló diverzitás jellemzi a hetedik generáció valódi „all-in-one” adhezíveit, amelyek a savazást, primerezést és bondozást is egy lépésben valósítják meg (248). A savazási lépésért funkciós monomerek többnyire foszfát vagy karboxi csoportjainak vizes közegben bekövetkező disszociációja felel, de a folyamat agresszivitása igen széles skálán mozoghat a funkciós monomerek és az oldószer típusától, valamint az adhezív víztartalmától függően. Ennek következménye egy leegyszerűsített felhasználású, a dentinen megfelelően, a zománcon azonban elégtelenül teljesítő adhezívek megjelenése lett (231,235,249–251). Az ún. univerzális adhezívek, a hetedik generációhoz tartoznak, abban egy kissé elkülönülő csoportot alkotva. Ötvözve az előző generációk sajátosságait a klinikai, esetleg orvosi preferenciáktól függően alkalmazhatóak savazásos lépéssel kombinálva, mely legtöbbször szelektív zománc savazás, vagy önsavazó módban, de akár szeparált primerként is zirkónium, szilika, vagy fém felszíneken (252). Kémiai összetételük igen komplex és diverz. Enyhén, vagy ultra enyhén (mild, ultramild) savas, hidrofil karakter és akár több önsavazó funkcionális monomer jelenléte jellemző a csoportra (231,232,234,253). A nyolcadik generációhoz a nanoméretű (10-20 nm-es) töltőanyagot tartalmazó önsavazó adhezíveket sorolják, melyek jobb mechanikai

tulajdonságú adhezív réteget eredményezhetnek az adhezív előnyösebb penetrációs képessége, illetve az adhezív réteg kedvezőbb dimenzió stabilitása révén (235,254,255).

2.1.2 „Etch and rinse” és „self etch” koncepció alapú csoportosítás

Az anyagkicserélődés mértékétől függően „etch and rinse” és „self etch” koncepciót különböztetünk meg.

2.1.2.1 Etch and rinse koncepció zománc és dentinen

A koncepció lényege, hogy az adhézio elősegítését eltérő időtartamú 30-40%-os ortofoszforsav applikációja készíti elő a preparált zománc és dentin felszínen egyaránt, elősegítve a smear layer, valamint a hidroxiapatit kristályok részleges feloldását. A mosási lépés biztosítja a feloldott maradványok eltávolítását, a szárítási lépés pedig a felesleges víz elpárologtatását a felszínről. A zománc felszíni irregularitásokban a kapillaritás elvű infiltráció valósítja meg a mikromechanikai retenciót (248,256). A dentin felszín smear layer mentes lesz, emellett a kollagén hálózat 5-8 um mélységű expozíciója biztosítja a vázat a diffúzió alapú gyanta infiltráció számára, melyben az exponált kollagén hálózat nedvesség tartalma igen kritikus tényező. Ennek megfelelően különböztetjük meg a száraz (dry bonding) és nedves (wet bonding) bondozási technikát (257–259). Az infiltráció során ideális esetben biztosítani kell az exponált kollagén hálózat gyantával történő maradéktalan bevonását, amely a realitások szintjén egy 5-8 um széles 10-30 nanométeres réseket tartalmazó 3 dimenziós struktúra hibridizációját jelenti (230). A 3 lépéses rendszerben először egy hidrophil primer réteg juttatja be a hidrofób gyantát a hálózatba. Wet bonding esetén még emellett biztosítja a felesleges mennyiségű nedvesség eltávolítását is, vagy dry bonding esetén az összecsapzódott kollagén hálózat visszanedvesítését. Ezt követően egy hidrofób adhezív réteg applikációja következik stabilizálva a hibrid réteget (256,260–262). A 2 lépéses rendszerben a primer és az adhezív kerül összevonásra 1 adhezívbe (263).

2.1.2.2 Self etch koncepció zománc és dentinen

A koncepció alapja, hogy a demineralizáció, primerezés és az infiltráció egymással párhuzamosan zajlik, így kevésbé érzékeny a dentin nedvességtartalmára (264). Egy vagy két lépéses technika, az üvegek számát tekintve lehet egy vagy két üveges rendszer, esetleg bizonyos termékeknél a komponensek keverése is szükséges (231). Az adhezív pH-jától függően erős (strong pH≤1), közepes vagy mérsékelt (intermediary strong pH=1,5), enyhe (mild pH≈2), extra enyhe (ultramild pH>2,5) önsavazó adhezíveket különböztetünk meg.

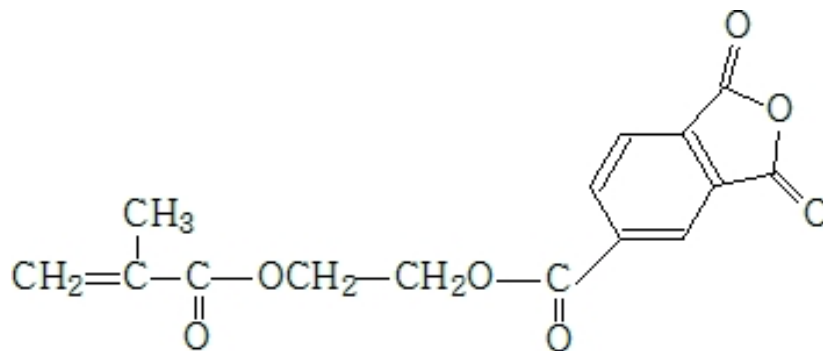
Ennek megfelelően a demineralizáció mélysége néhány μm és nm között változhat. Jellegzetes a határfelületen visszamaradó kioldódott hidroxiapatit kristályok és a módosított smear layer jelenléte (231). A savazási folyamatért igen eltérő struktúrájú funkcionális monomerek pl 4-MET (4-metakriloiloxietil trimellitic sav) phenyl-P (2-metakriloxietil fenil hidrogen foszfát) 10-MDP (10-metakriloiloxidecil dihidrogen foszfát), GPDM, 6-MHP karboxil (COOH) és foszfát (PO_4) csoportjainak víz jelenlétében bekövetkező disszociációja felel (253,265). Ezért ezek az adhezívek jellemzően hidrofílnak természetűek. A folyamat során a disszociált monomer foszfát PO_4^{3-} , vagy karboxil COO^- csoportja a hidroxiapatit Ca^{2+} -jához kapcsolódik, miközben foszfát PO_4^{3-} és hidroxil OH^- csoport oldódik ki a felszínből (266). A kapcsolódás stabilitása eltér az egyes monomerek esetén és ennek megfelelően változik a savazás és a demineralizáció mértéke, valamint a bonderősség és a kötődés stabilitása is. A folyamatot az adhézio-demineralizáció koncepció modellezi (267,268). Általánosságban a zománcfelszín savazási hatékonysága (231,269,270) és a dentin tubulusok expozíciója is elmarad az etch and rinse rendszerektől. A hibrid réteget egy resin-smear komplex mellett dentinen az exponálódott kollagén rostok gyanta infiltrációja alkotja (271). A mikromechanikai retenció dominanciája helyett a funkcionális monomerek által kialakított ionos kötés révén megvalósuló kémiai kapcsolódás válik fontossá (231). Kiemelt jelentőségű a 10-MDP monomer jelenlétében kialakuló határfelületi nanorétegződés kifejezetten a dentinen, de a zománcra is kimutatható mértékben, mely további stabilizációt biztosít a határfelületi kapcsolódásnak (272). Hátrányos tulajdonságuk, a hidrofilitásuk és hogy az adhezívek savassága csökkentheti bizonyos fotoiniciátor rendszerek működését és kompatibilitási problémát okozhat önkötő, vagy duálkötésű amin-peroxid rendszert tartalmazó gyanta bázisú anyagokkal alkalmazva (273,274).

2.1.2.3 Üvegonomer koncepció

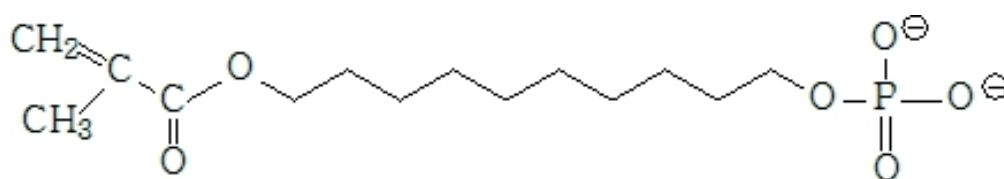
A koncepció alapja az üvegonomer és a gyanta egyesítése egy adhezívben, ami ön-adhezív (self-adhezív) kapcsolódást alakít ki a fog szöveteivel (275). A savazási mérték tekintetében ez a csoport leginkább az enyhe „mild” önsavazó adhezívekhez hasonlítható. A nagy molekulásúlyú polikarboxilát-alapú polimer révén létrejövő demineralizációt kémiai kötés kialakítása követi a polialkánsav karboxil csoportja és a hidroxiapatit Ca^{2+} -ja között. Emellett megvalósul az exponálódott kollagénhálózat infiltrációja révén a mikromechanikai retenció is (248,276).

2.2 Az adhezívek komponensei és a kompozitokhoz való kapcsolódásuk háttere

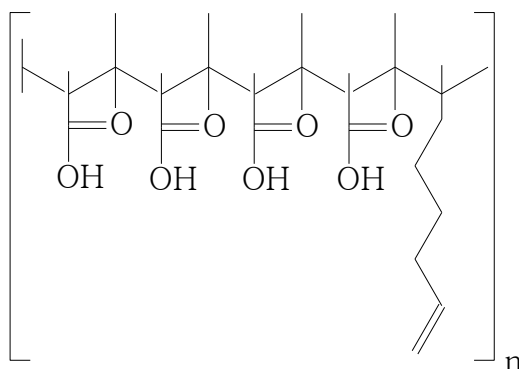
Az adhezívek meghatározó összetevői a gyanta bázisú monomerek. Ezek biztosítják a kovalens kötéssel való összekapcsolódás lehetőségét egyéb gyanta bázisú anyagokkal. Funkciójuk szerint lehetnek, keresztkötő, önsavazó és egyéb monofunkcionális monomerek. Struktúráisan három alapelemből épülnek fel. Az első elem egy vagy esetenként több, polimerizációért felelős metakrilát, vagy akrilamid csoport. A második alapelem az önsavazó monomerek esetén foszfonsav észter, mono vagy dihidrogénfoszfát, karboxil esetleg szulfonsav adhezív csoport, melyek biztosítják az ionos kötést a fog keményszöveivel, illetve kovalens, vagy másodlagos Van der Waals kötést a kollagén amino, vagy hidroxil csoportjával. A harmadik elem a monomer 2 funkciós végét összekötő alkil lánc, amit spacer csoportnak nevezünk, melyek lehetnek észter, amid, vagy aromás csoportokkal kiegészítve. Ez utóbbi elem felelős a monomer oldékonyságáért, viszkozitásáért, de a később felépülő polimer fizikai és kémiai (hidrofilitás, flexibilitás, duzzadás) tulajdonságaiért is (234,277). A kompozitokra jellemző alap monomerek az adhezívekben is megtalálhatóak, funkciójukat tekintve keresztkötő, monofunkciós monomerek, mint a Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, emellett GDMA-t, bisz akrilamidokat DEBAAP, illetve egyedi, szabadalommal védett monomereket is tartalmazhatnak. Az egyik leggyakoribb funkciós monomer a HEMA, emellett savas karakterű 4-META, 4-MET, 4-AETA, BPDM, GDMP, MEP-P, MAC-10, 10-MDP, MPP, MEP, vagy HEMA-foszfát, PENTA-P monomerek is jelen lehetnek, melyek főleg az önsavazó adhezívek komponensei (6. ábra, 7. ábra) (253,268) A HEMA adhéziót elősegítő monomer, fokozza az adhezív nedvesítő képességét, de oldószerként is funkcionál. Hidrofilitása kedvezőtlen a polimerizáció hatásfokára nézve és az 10-MDP nanorétegződését csökkentve a hosszú távú stabilitást is befolyásolhatja (234,277–279). A savas természetű funkciós monomerek között kiemelt fontosságú a 10-MDP molekula. Jó oldhatóságú és stabil ionos kötést alakít ki a fog kemény szöveteinek Ca^{2+} -val, emellett nanoréteg képzésre való hajlama stabilizálja a határfelületet. Hidrofób karaktere ellenére, hajlamos lehet hidrolitikus degradációra (268). Hasonlóan stabil ionos kötést létesít a polialkánsav kopolimer (8. ábra), nagy mérete azonban korlátozhatja a molekula mozgékonyágát (276). Számos adhezív egyedi funkciós monomere, annak kémiai szerkezete titkos és szabadalommal védett (234).



6. Ábra: 4-META



7. Ábra: 10-MDP



8. Ábra: Vitrebond kopolimer (polialkénsav-kopolimer)

A határfelületi kapcsolódáskor a hidrofil természetű szubsztráthoz való kötődés hasonlóan hidrofil karakterű adhezívet igényel. A hidrofilitás hátránya a hidrolitikus degradációra való hajlam. A hidrofób adhezívek ez utóbbi szempontból előnyösebbek és stabilabbak, de nedvesítési képességük problematikus a hidrofil felszíneken. Ennek megfelelően az adhezívek hidrofil, és hidrofób karakterű molekulákat egyaránt tartalmaznak, ami megnehezíti az együttes oldatba juttatásukat, stabil tárolásukat, majd végül a polimerizációt. Minél komplexebb egy adhezív, annál bonyolultabb az oldat létrehozása is (280). A nedvesítőképességet, az infiltrációt, az egyes alkotó elemek oldatba vitelét oldószerek biztosítják. Ez legtöbbször víz, etanollal, vagy acetonnal kombinálva. A

felhasználás során az oldószer elpárologtatása segíti a felesleges víz eltávolítását a határfelületről. Amennyiben ez maradéktalanul nem teljesül az oldószer komponensek maradványai hosszú távon fokozhatják az adhézív degradációját (277,281,282).

A fényre polimerizálódó adhézívek alap iniciátor rendszere a CQ-amin rendszer. A savas karakterű adhézívek esetén azonban a szabad gyök képződés mértéke a kémhatás miatt csökkenhet. Ezért alternatív acilfoszfinoxid, (TPO (LucirinTPO, BASF), Irgacure 819), vagy diketon típusú (propándion 1-phenyl-1,2 propanedione (PPD)) fotoiniciátor rendszerekkel kiegészítik ki az oldatot (23,283). Kémiai kötésű gyantákban benzoilperoxid (BPO), vagy tri-n-butyl-borát (TBB) iniciátort alkalmaznak (284). Összetevőként szükséges még az inhibítorok jelenléte a spontán reakciók elindulásának megakadályozására és a tárolhatósági idő biztosítására (234). Töltőanyagok, festékek, antimikrobiális szerek szintén inkorporálhatók az adhézivekbe javítva mechanikai tulajdonságukat, vagy elősegítve alkalmazásuk sikerességét (277).

A kompozitok megfelelő adaptációjának alapja az adhézív réteg vastagsága és stabilitása, valamint a határfelületen kialakuló OIL. Az adhézívek összetételétől és az alkalmazott stratégiától függően az értékek változatosak. Direkt restaurációk esetén ún. stressz relaxációs bondréteggént (elastic bonding concept) optimálisnak tekinthető a 100 µm-es bond vastagság. Az egyszerűsített adhézívek alkalmazása esetén a bondréteg vastagsága azonban mindössze 10 - 15 µm, ahol az OIL akár 1-3 µm vastagságú (234,243,285,286). A adhézívek konverziós rátája általában alacsony, az oxigén inhibíció jelentősen csökkentheti a polimerizációjuk mértékét (287). Az elégtelenül polimerizálódott adhézív esetén, egy további hidrofób réteg felvitele javíthatja a bondozás hatékonyságát (288).

2.3 Az adhézív rendszerek sikeressége

Jelenleg a 3 lépéses etch and rinse rendszerek a legmegbízhatóbbak, mind az azonnali, mind a hosszú távú eredmények szempontjából (205). Az azonnali bonderősség tekintetében az egyszerűsített rendszerek is megfelelően teljesítenek (206,289,290), azonban klinikai használatuk során a szájüregi nedves környezetben hidrophil karakterük kedvezőtlennek bizonyul (290,291).

A két lépéses 10-MDP funkcionális molekulát tartalmazó önsavazó rendszerek középtávon (8 év) (292,293), az egy lépéses rendszerek rövid távon (206) sikeresnek mondhatóak. Az önsavazó rendszerek hidrophilitása azonban sérülékennyé teszi a határfelületet (290,291).

3. Kompozit javítás

Kis kiterjedésű törés, repedés, elszíneződés, vagy szekunder kariesz következtében elégtelenné váló kompozit restaurációk esetében lehetőség van a tömés teljes cseréje helyett egy konzervatívabb kezelési opcióra, a javításra (294,295). Amennyiben a kompozit tömés elégtelensége még javítható és ezt nem tekintjük sikertelenségnek, úgy ez a minimál invazív eljárás további, akár 2-7-évvel is meghosszabbíthatja a restauráció életidejét (296–299). A kompozit tömések esetleges újra-finírozása, újra-kontúrálása, újrarétegzése (relayering), vagy javítása az idő és költséghatékonyság mellett csökkentheti az ismételt üregalakítás pulpára gyakorolt káros hatásait is (300–304).

A javítás fő koncepciója a javítandó felületen lehetővé tenni a javító anyag mechanikai és kémiai kapcsolódását, melyet a felület felérdesítése mellett (305) egy intermedier réteg alkalmazása biztosít. A restauráció első elkészítése és a javítás között eltelt idő is meghatározó tényező (32,304,306) és a javítás időpontját tekintve elkülöníthetünk azonnali (immediate) és késői javítást. Azonnali, amikor 14 napon belül, a még jelen lévő szabad gyökök és C-C kettőskötések biztosítják a javítandó és javító kompozit kémiai kapcsolódását, így akár az intermedier réteg alkalmazása elhagyható (306,307). A késői, hónapokkal, vagy akár évekkel később készülő javítás esetében ezen feltételek nem állnak fenn és számolni kell a gyanta bázisú anyagok kémiai degradációjával is (108,308,309).

További meghatározó tényező a javítandó kompozit összetétele, mind a gyanta komponensek, mind a töltőanyag tekintetében, amely sok esetben nem ismert az operátor számára és szintén befolyásolhatja a javítás eredményességét (310–314).

A megfelelő stratégia egy közép, vagy hosszú távon jól funkcionáló és megbízható javítást tehet lehetővé (315,316), azonban ilyen univerzális koncepció jelenleg még nem ismert.

3.1 Felületkezelési módszerek

A javítás során mikro- és makro-mechanikai, valamint kémiai kapcsolódás létrehozása a cél a gyanta mátrixhoz, illetve az exponálódott töltőanyag felszínéhez (317). Az első un. preparálási lépés során a felérdesítés történhet mechanikai módszerrel, pl. gyémántfűrővel, homokfújással vagy lézerrel, illetve kémiai úton pl. savakkal (301,308,318,319). A lépés célja a felszín felérdesítése és a felszíni energia növelése az optimális határfelületi kapcsolódás létrejöttéhez (317).

Gyémánt fűrő: A leggyakrabban és legegyszerűbben használható preparálási eszköz a gyémánt fűrő. Az abrazív szemcsemérettől, valamint a kompozitok alkotó egységeinek keménység különbségéből adódóan a kopási (abráziós) ráta a felszínen változatos felszíni retenciós textúrát eredményez (320). Emellett a visszamaradó preparálási törmelék karaktere is eltérhet (321,322). A gyémánt fűrővel történő felszíni előkészítés eredményessége közelíti a homokfűjt felszín javítási bonderősség értékeit (319,323,324).

Homokfújás: A 2-3 bar nyomással 10 sec-ig 10 mm távolságból alkalmazott homokfújás 30-50 μm -os alumínium oxid részecskékkal az egyik leghatékonyabb módja az ideálisan retentív és preparálási törmeléktől mentes felszín kialakításának (325). Amennyiben a szemcsék szilícium bevonatúak, alkalmasak a felszín egyidejű szilanizálására is. A módosított felszínen egy köztes szilán molekula bekötődésével lehetővé válik a gyanta bázisú kompozit kapcsolódása (326). A részecskék be is ágyazódhatnak a felszínbe és retenciót biztosíthatnak az új kompozit rétegnek (327), ugyanakkor a részecskék beékelődve a dentin tubulusokba lezárják azokat, emellett a szilanizálás a dentin és zománc felszínen gyengíti a megvalósítható bonderősséget (328).

Lézer alkalmazása: A fogászatban alternatív preparálási módszerként a lézer alkalmazását is javasolják (329). Az indikációs területektől függően eltérő lézer típusok és egyedi beállítási paraméterek javasoltak (330). Az erbium lézerek csoportjából az erbium-doped: yttrium-alumínium-garnet (Er:YAG) lézer (2940 nm) és erbium, chromium-doped yttrium scandium gallium garnet (Er,Cr:YSGG) lézer (2780 nm) a kompozit felszínen is hatékonyak (331–333). Előnyük, hogy mikrorepedés és törmelék képződés nélküli ablációs felszín keletkezik (334), amely főleg alacsony impulzus energiaszint (300 mJ Er,Cr:YSGG) mellett éri el a legideálisabb textúrát (335), de az eredmény szempontjából a kompozit típusa is meghatározó (336). Ennek háttérében a felszín megolvadása, az anyag elpárolgása és leválása áll. A túl magas energiaszint hőkárosodást okozhat, alacsonyabb bonderősséget eredményezve (337). Eredményessége nem különbözik jelentősen az egyéb felszínpreparálási – gyémánt fűrő, levegő abrázió - módszerekétől (338–340).

Ortofoszforsavas kondicionálás: A zománc és dentin felszínek kondicionálására alkalmazott ortofoszforsav a kompozit felszínén csak tisztító hatást fejt ki (341). Ez azonban hozzájárul a felszíni energia növeléséhez és a kontamináló ágensek, valamint a preparálási maradványok eltávolításához (310).

Hidrofluorsavas kondicionálás: A 4-10%-os fluorsav az üveg töltőanyagok felszínét képes feloldani, bizonyos töltőanyagok pl. kvarc és zirkónium esetén alacsony koncentrációban kevésbé hatékony (342). Magasabb koncentrációban feloldja a szilika fázist és kimozdítja a cirkónium részecskéket a mátrixból (311). Hátránya, hogy CaF_2 precipitátumot képez a zománc és dentin felszíneken, rontva az adhezív infiltrációját, következményesen az adhézió kialakulását (343,344). A lágyszövetekre kifejtett káros hatásai miatt szájüregi használata nem javasolt (345).

3.2 Határfelületi kapcsolódás

3.2.1 Intermedier réteg jelentősége

Az OIL, amely a kompozit rétegzési technika alapfeltétele, nem teljesen egyértelműen szükséges a kompozit javításhoz, bár jelenléte esetenként pozitív (146), vagy elhanyagolható hatású (136,137,139,346). Az OIL jelentősége általában az érintkező határfelület növelésében, és az intermolekuláris kémiai kötések kialakítását elősegítő interdiffúziós zónaként jelentkezik (139,146).

A már elkészített kompozit restauráció javításakor OIL már nincs jelen (307). Nehézséget jelenthet ezen túlmenően a javítandó anyagra jellemző magas konverzió, a készítéstől eltelt idő, melyek egyaránt csökkentik az elérhető szabad monomerek, szabad gyökök számát, ez pedig a kovalens kötések kialakíthatóságának lehetőségét jelentősen visszaveti (305).

Intermedier réteg: A mikromechanikai retenció kialakulása után szükséges a régi kompozit és az új javító anyag összekapcsolása egy intermedier réteggel, mely lehet valamilyen primer molekula, adhezív, vagy folyékony kompozit. Ez biztosítja a felszín nedvesítését és a kémiai kötések kialakítását (347,348).

Az adhezív alkalmazását megelőzően, vagy önállóan is alkalmazhatunk primert, mely általában szilánt tartalmaz. A szilán molekula alkalmas a felszíni töltőanyag és a javító kompozit gyanta mátrixa közötti kémiai kötés kialakítására (312,349). C-C kettőskötése révén a gyanta mátrixhoz, míg hidrolizálódó alkoxi csoportja a töltőanyagok felszíni hidroxil csoportjaihoz kapcsolódhat (350,351). A szilánt emellett alkalmazzák foszfát észterekkel való kombinációban is (352), de ez utóbbiak szilán nélküli alkalmazása is szintén hatékonynak bizonyul (353,354).

Az adhezívek konzisztenciájukból adódóan kiválóan nedvesítik a felszínt (313,348,355) és a felszíni infiltráción túlmenően alkalmasak kémiai kötések kialakítására mind a javítandó felszín gyanta komponenséhez, mind a töltőanyagokhoz (356). Összetételük igen változatos, ebből adódóan funkcionalitásuk is (231,234). Monomer összetételük meghatározó, funkcionális monomerjeik közül jellegzetesek a savas karakterű foszfát, vagy karboxi monomerek, kiemelten a 10-MDP molekula, melyek biztosíthatják a kémiai kötés kialakításának lehetőségét a javítandó kompozit felszíni inorganikus töltőanyagához (315,353,357–361). Hosszú távon azonban a visszamaradó oldószertartalmuk (362), vagy hidrofil karakterük előnytelen lehet a javítás eredményességét tekintve (315). Ez sok esetben egy extra hidrofób réteg applikációjával javítható (359,363,364).

A folyékony kompozitok intermedier réteggként való alkalmazásukkor a konzisztenciájuknak köszönhetően alkalmasak lehetnek a felszíni irregularitásokba hatolni és mind mechanikai, mind kémiai kapcsolatot létesíteni a kompozit felszínnek között (315).

3.2.2 A javító kompozit

A javító kompozit tekintetében fontos a jó adaptálhatóság, egyébként nem kiemelt jelentőségű paraméter a javítás eredményessége szempontjából (365,366).

3.3 A kompozit javítás, mint terápiás lehetőség értékelése

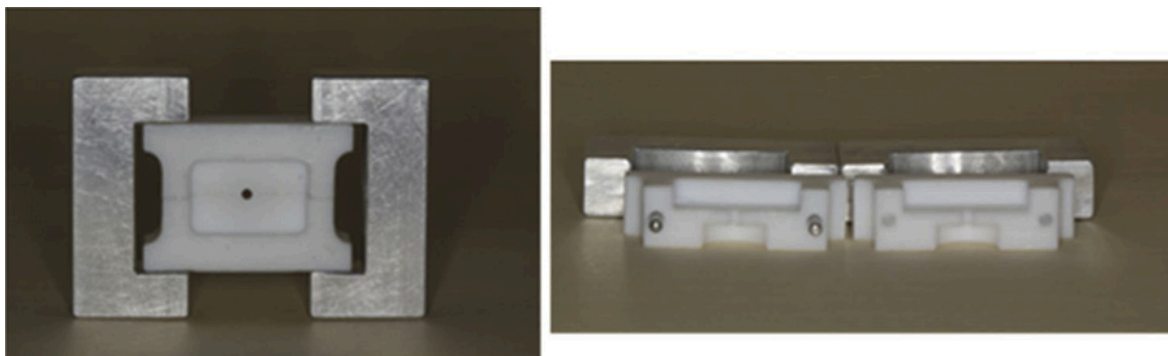
A kompozit tömések javítását akkor tekinthetjük igazán sikeresnek, ha a javítással korrigált korábbi restauráció legalább addig képes funkcionálni, mintha teljes mértékben új restauráció készült volna. Bár igen csekély a randomizált klinikai kontrollos vizsgálatok száma (367), a megjelent klinikai (368) és retrospektív vizsgálatok adatai alapján alátámasztható, a javítási opció előnyös hatása (369). Kifejezetten akkor, ha nagy méretű restauráció kisebb elégtelenségét kell kezelni, vagy ugyanazon restauráció többszörös javításáról van szó (370,371). Mindenképpen említésre méltó, hogy a frontfogak területén is sikeresen alkalmazható ez a típusú beavatkozás (371). A két leggyakoribb ok, ami a tömések elégtelenségét okozhatja az a törés és a szekunder kariesz. Ez utóbbi esetében a javítás prognózisa kedvezőbb lehet (372). A közelmúltban megjelent retrospektív vizsgálat alapján a javított kompozit restauráció funkcióképessége egyértelműen megközelíti az elégtelen restaurációk cseréje esetén készült új tömések életidejét. A javítással kapcsolatos körülmények, mint a restaurációk mérete, pácienshez kapcsolódó rizikó faktorok, vagy az aktuális alkalmazott javítási protokoll a feldolgozott eseteknél azonban nem mindig tisztázottak (367,373). Az utóbbi évtizedben megjelent nagy számú in vitro vizsgálat

igyekszik lépést tartani mind a gyanta bázisú tömőanyagok, mind az adhezívek és adhezív stratégiák fejlődésével, univerzálisan alkalmazható protokoll azonban még nem ismert (373). 2013-ban a Nemzetközi Adhezív Fogászati Akadémia (IAAD) adott ki ajánlást a kompozit javítással kapcsolatosan, ami alátámasztja az alábbiakban megfogalmazott irodalomban fellelhető eredményeket (374). A kompozit tömések javítása esetén több lépéses kezelést ajánlanak legtöbbször. A régi és új kompozit közötti megfelelő kapcsolódás egyik alapfeltétele szinte minden típusú kompozit esetén (375) a felszín felérdesítése, ideális esetben 50 μm Al_2O_3 részecskével (304,375–383), vagy hasonló hatékonyságot mutat a finom jelzésű gyémánt fúróval való felérdesítés (384), ezt követően javasolt a felszín ortofoszforsavval való tisztítása (304,324,385), amit lehetőség szerint egy izolált szilán réteg (366,386,387) és/vagy 10-MDP tartalmú adhezív felvitele (382,383,388) majd a javító kompozit rétegzése követ (349,389). Ideális esetben javított felületen elért határfelületi kapcsolódás erőssége eléri, mind a dentin, mind a zománc felszínen elérhető szakító, vagy nyírószilárdság értéket (375,390,391), valamint a javítandó kompozit kohezív értékének legalább 80 %-át (389,392). Az egyes kompozit csoportok javíthatóságáról (mikrohibrid, bulk-fill, nanohibrid, szilórán) megoszlanak a vélemények (311,312,380,393).

II. Anyag és módszer

1. Próbatetek készítése nyírószilárdsági vizsgálathoz

A próbatetek készítésére egy 25 mm hosszú x13 mm széles x 4 mm magas és a közepén egy 2 mm-es átmérőjű 2 mm magas cilindrikus üreggel összefüggésben álló bemélyedést tartalmazó egyedi készítésű küvetta alkalmaztunk (9. ábra).



9. Ábra: Egyedi tervezésű küvetta a próbatetek készítéséhez

105 univerzális nanohibrid kompozit (Tetric EvoCeram™, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) próbatetet készítettünk 2mm magasságú rétegzéssel a bemélyedésben. Minden réteget fénykályhában (Dentacolor XS Kulzer, Germany) (3000 mW/ cm² teljesítmény) 435 nm csúccsal, emissziós spektrum 320-500 nm, 180 sec-ig polimerizáltunk a maximális konverzió elérése céljából. A második réteg polimerizációja előtt a felszínt üveglappal fedtük az oxigén inhibíciós réteg kialakulásának megakadályozása, valamint egy sík, sima felszín elérése céljából. Ezután ismét polimerizáltuk 180 sec-ig a fénykályhában. Majd a próbatetet eltávolítottuk a küvettaból.

90 próbatetet kiválasztva, azok cilindrikus üreggel érintkező felszínét 500-grit simaságú szilikon-karbid szemcsével borított diszkkal nedves környezetben polírozó géppel (Struers LaboPol35, Struers A/S, Rodovre, Denmark) 300 RPM fordulatszámon 30 sec-ig políroztuk, majd ezt követően 10 percig ultrahangos deionizált vizet tartalmazó fürdőben (Quantrex 90 WT, L&R Manufacturing Inc., Kearner, NJ, USA) tisztítottuk a kontamináló ágensek eltávolítására. A próbateteket leszárítottuk, majd 24 óráig száraz környezetben, szobahőmérsékleten (23 ± 1.0 °C) állni hagytuk.

A 15 pozitív kontrollként szolgáló próbatetet közvetlenül elkészülés után megfordítottuk és elkészítettük a javítást.

Kód	Gyanta bázisú anyag	Gyártó	Összetétel	LOT
TEC	Tetric EvoCeram	Ivoclar Vivadent Schaan Liechtenstein	Gyanta: Bis-GMA (Biszfénol A-diglicidil dimetakrilát), UDMA (Uretán dimetakrilát), Bis- EMA (Etoxilált biszfénol A dimetakrilát) (17-18 tömeg%) CQ+Lucirin TPO (2,4,6- Trimetilbenzoildifenilfoszfin oxid) fotoiniciátor, stabilizálók töltőanyag: 48,5 tömeg% Bárium alumínium szilika üveg mérettartomány 40- 3000 nm átlagos töltőanyag méret 550 nm 34 tömeg% őrölt prepolimer töltőanyaggal, itterbium trifluorid, kevert oxidok (makro-töltőanyag méretben)	V03784 V16179
GSE	Gluma self etch	Kulzer Hanau, Németország	4-META (4- metakriloiloxietil trimellitát anhidrid), UDMA HEMA (2-hidroxietil metakrilát), aceton, víz, CQ, szilika	010504
TBFII	Tokuyama Bond Force II.	Tokuyama Dental, Tokyo, Japán	10-MDP (10- metakriloiloxidecil dihidrogén foszfát), Bis- GMA, TEGDMA, HEMA, alkohol, víz, CQ	027

1. Táblázat: A nyíró szilárdsági bonderősség vizsgálatban alkalmazott kompozit és adhezív anyagok

1.1 Felszínkezelési eljárások

A 90 próbatestet hat egyenlő mintaszámot tartalmazó csoportra osztottuk randomizációs táblázat segítségével (n=15) az eltérő felszínkezelési eljárásoknak megfelelően, melyek kivitelezése a gyártó utasítása szerint történt a polírozott felszínen:

1. csoport: Egy réteg Gluma Self-Etch™ adhezívet alkalmaztunk (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) eldobható applikátor segítségével 20 sec-ig körkörös dörzsölő

- mozdulatokkal, majd 5 sec-ig olajmentes levegő puszterrel szárítottuk majd 20 sec-ig polimerizáltuk Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) kézi LED lámpával high beállítási módban 1200 mW/cm² intenzitás mellett.
2. csoport: Egy réteg Tokuyama Bond Force II™ adhezívet alkalmaztunk (Tokuyama Dental, Tokyo, Japan) eldobható applikátor segítségével 10 sec-ig körkörös dörzsölő mozdulatokkal, majd 10 sec várakozás után 5 sec-ig olajmentes levegő puszterrel szárítottuk majd 10 sec-ig polimerizáltuk Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) kézi LED lámpával high beállítási módban 1200 mW/cm² intenzitás mellett.
 3. csoport: (negatív kontroll): Sem levegő abrázíós, sem kémiai felületkezelési eljárást nem alkalmaztunk.
 4. csoport: Homokfúvást végeztünk 50 µm-es Al₂O₃ (Korox R, Bego, Bremen, Germany) szemcsét tartalmazó intraorális homokfújóval (Dento-Prep™, RønignA/S, Dagaard, Denmark) 10 mm-es távolságban, 2.5 bar nyomás mellett 10 sec-ig. Ezt követően a felszínt 10 sec-ig mostuk, majd 10 sec-ig szárítottuk. Ezután egy réteg Gluma Self-Etch™ adhezívet alkalmaztunk (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) eldobható applikátor segítségével 20 sec-ig körkörös dörzsölő mozdulatokkal, majd 5 sec-ig olajmentes levegő puszterrel szárítottuk majd 20 sec-ig polimerizáltuk Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) kézi LED lámpával high beállítási módban 1200 mW/cm² intenzitás mellett.
 5. csoport: Homokfúvást végeztünk 50 µm-es Al₂O₃ (Korox R, Bego, Bremen, Germany) szemcsét tartalmazó intraorális homokfújóval (Dento-Prep™, RønignA/S, Dagaard, Denmark) 10 mm-es távolságban, 2.5 bar nyomás mellett 10 sec-ig. Ezt követően a felszínt 10 sec-ig mostuk, majd 10 sec-ig szárítottuk. Ezután egy réteg Tokuyama Bond Force II™ adhezívet alkalmaztunk (Tokuyama Dental, Tokyo, Japan) eldobható applikátor segítségével 10 sec-ig körkörös dörzsölő mozdulatokkal, majd 10 sec várakozás után 5 sec-ig olajmentes levegő puszterrel szárítottuk majd 10 sec-ig polimerizáltuk Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) kézi LED lámpával high beállítási módban 1200 mW/cm² intenzitás mellett.
 6. csoport: Homokfúvást végeztünk 50 µm-es Al₂O₃ (Korox R, Bego, Bremen, Germany) szemcsét tartalmazó intraorális homokfújóval (Dento-Prep™, RønignA/S, Dagaard, Denmark) 10 mm-es távolságban, 2,5 bar nyomás mellett 10 sec-ig. Ezt követően a felszínt 10 sec-ig mostuk, majd 10 sec-ig szárítottuk.

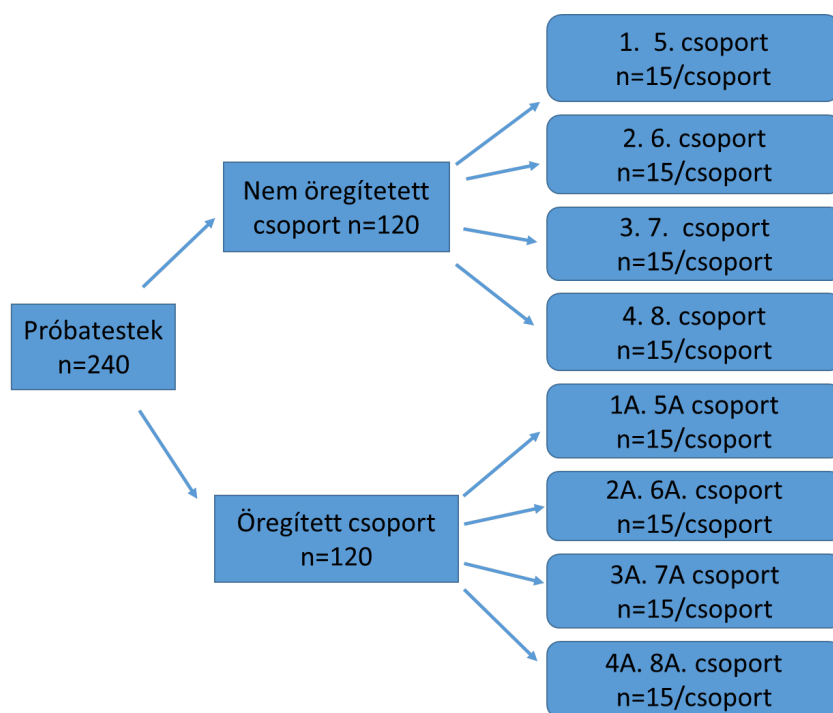
Az alkalmazott anyagok összetételét, gyártóit, LOT számát a 1. Táblázat tartalmazza.

1.2 A javító kompozit rétegzése

A javító kompozit teljes mértékben megegyezett a javítandó kompozittal. A javítást, mind a 6 teszt csoportban, mind a pozitív kontroll csoportban a 2 mm átmérőjű, 2 mm magas cilindrikus üregben keresztül végeztük el. Egy lapos műanyag kéziműszerrel tömörítettük a kompozitot az üregbe, majd kézilámpával megvilágítottuk 20 sec-ig (high mód, Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). A pozitív kontroll csoport esetében a javítás közvetlenül a próbatest készítésével egyidőben történt. A felszíni kezeléseket, az adhezív applikációját és javítást egyetlen gyakorlott operátor végezte a gyártó utasításainak megfelelően. A javítást követően a küvetákat eltávolítottuk, majd a próbatesteket 24 órát tároltuk szobahőmérsékleten 23 ± 1.0 °C a bonderősség vizsgálatig.

2. Próbatestek készítése szakítószilárdság méréshez

A próbatestek készítésének folyamatát a 10. Ábra mutatja.



10. Ábra: A szakítószilárdság mérés folyamat ábrája

A szakítószilárdság mérés során használt anyagokat és összetevőiket a 2. Táblázat tartalmazza.

7 mm X 10 mm X 10 mm paraméterű Tetric EvoCeram Bulk fill (TECBF; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) és SureFil SDR Flow bulk fill (SDR) (Dentsply Sirona, USA) kompozit blokkokat készítettünk a gyártó utasításait követve 3-4 mm-es vastagságban rétegezve egyedileg készített küvettákban (11. ábra). Minden réteget LC-6 SCHEU Light Oven (SCHEU, Germany) fénykályhában polimerizáltunk 3 percig, a maximális polimerizáltsági fok elérése érdekében. A fénykályha kétféle fluorescens csövet tartalmazott (3 UV-A lámpa, 3 kék fényforrás). Az így biztosított fény hullámhossza 340 és 420 nm között volt, 370 nm emissziós csúccsal (UV-A) és 350-450 nm (kék fény) emissziós hullámhosszal. (LC-6 SCHEU Light Oven (SCHEU, Germany) 240 mW/cm² teljesítmény mellett. Ezt követően a vizsgálandó felszín vízűtés mellett Struers LaboPol 35 (Struers, Denmark) polírozó gépen #500 majd #1000 végül #1200 grit SiC csiszoló papírral 300 rpm fordulatszámon 30 másodpercig políroztuk (P). Ezután a polírozott felszín 10 percig ultrahangos desztillált vizes fürdőben tisztítottuk, majd szobahőmérsékleten tároltuk 24 óráig.

2.1 Felszínkezelési eljárások, javító kompozit rétegzése

Ezt követően a polírozott blokkokat véletlenszerűen 2 csoportba osztottuk. Az első csoportba tartozó blokkok további kezelés nélkül kerültek felhasználásra. A második csoportba tartozó blokkokat a termociklizáló gépbe helyeztük (SD Mechatronik Thermocycler THE-1100, Germany) 5000 ciklusra (a fürdők hőmérséklete 5 és 55°C volt 30 másodperces merülési idővel, Gale és munkatársai által publikált ajánlás alapján (394)). Ezt követően a blokkokat (nem öregített, öregített tömböket egyaránt) visszahelyeztük a Teflon küvettákba, majd a javítási protokollnak megfelelő adhezívet alkalmaztuk a polírozott felszínen, végül Tetric EvoCeram (TEC; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) univerzális kompozitot rétegeztünk 2 mm-es vastagságban, minden réteget 3 percig megvilágítva a fénykályhában. Így 14 mm X 10 mm X 10 mm blokkokat kaptunk. A vizsgálat során 3 adhezívet teszteltünk, melyek a Heliobond (HB, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), Tokuyama Bond Force II (TBFII, Tokuyama Dental, Japan) és Scotchbond Universal Adhesive (SU, 3M Espe, USA) voltak. A következő csoportok jöttek létre az öregítés (A) és az alkalmazott adhezív típusától függően (2-8).

1 csoport: negatív kontroll, a TECBF és TEC között nem alkalmaztunk adhezívet.

2 csoport: nem öregített TECBF és TEC között HB adhezívet alkalmaztunk. Ecsettel történő felvitel után, 5 sec-ig levegővel elvékonyítottuk a felszínen, majd 10 sec-ig

megvilágítottuk LED kézilámpával high üzemmódban (1200 mW/cm² (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein)

3 csoport: nem öregített TECBF felszínére TBFII -t applikáltunk 10 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 20 sec-ig polimerizáltuk.

4 csoport: nem öregített TECBF felszínére SU-t applikáltunk 20 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 10 sec-ig polimerizáltuk.

1A csoport: öregített TECBF tomb felszínére TEC kompozitot rétegeztünk adhezív alkalmazása nélkül. Ez az öregített negatív kontroll.

2A csoport: öregített TECBF és TEC között HB adhezívet alkalmaztunk. Ecsettel történő felvitel után, 5 sec-ig levegővel elvékonyítottuk a felszínen, majd 10 sec-ig megvilágítottuk.

3A csoport: öregített TECBF felszínére TBFII -t applikáltunk 10 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 20 sec-ig polimerizáltuk

4A csoport: öregített TECBF felszínére SU-t applikáltunk 20 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 10 sec-ig polimerizáltuk.

5 csoport: negatív kontroll, az SDR és TEC között nem alkalmaztunk adhezívet.

6 csoport: nem öregített SDR és TEC között HB adhezívet alkalmaztunk. Ecsettel történő felvitel után, 5 sec-ig levegővel elvékonyítottuk a felszínen, majd 10 sec-ig megvilágítottuk.

7 csoport: nem öregített SDR felszínére TBFII -t applikáltunk 10 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 20 sec-ig polimerizáltuk.

8 csoport: nem öregített SDR felszínére SU-t applikáltunk 20 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 10 sec-ig polimerizáltuk.

5A csoport: öregített SDR tomb felszínére TEC kompozitot rétegeztünk adhezív alkalmazása nélkül. Öregített negatív kontroll.

6A csoport: öregített SDR és TEC között HB adhezívet alkalmaztunk. Ecsettel történő felvitel után, 5 sec-ig levegővel elvékonyítottuk a felszínen, majd 10 sec-ig megvilágítottuk.

7A csoport: öregített SDR felszínére TBFII -t applikáltunk 10 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 20 sec-ig polimerizáltuk.

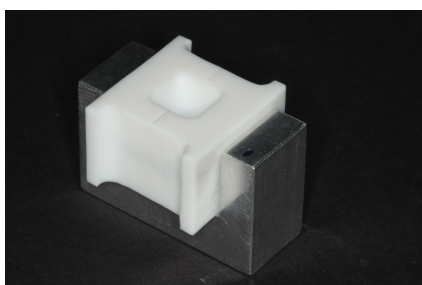
8A csoport: öregített SDR felületére SU-t applikáltunk 20 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 10 sec-ig polimerizáltuk.

Pozitív kontroll: Mind a TECBF, mind az SDR kompozitból 14 mm magas blokkokat készítettünk rétegzéssel az egyénileg készített küvettában adhezív és javító kompozit alkalmazása nélkül. Minden csoport és a pozitív kontroll csoportok legfelső rétegét tárgylemezzel fedtük le a polimerizáció megkezdése előtt az oxigén inhibíciós réteg kialakulásának megelőzése érdekében.

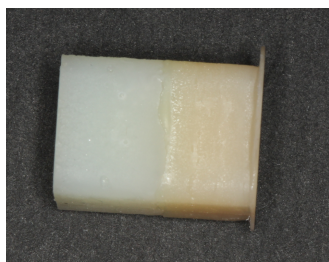
Kód	Gyanta bázisú anyag	Gyártó	Összetétel	LOT
TECBF	Tetric EvoCeram Bulk fill kompozit	Ivoclar Vivadent, Liechtenst ein	Gyanta: 20-21 v/v% dimetakrilátok (Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA), CQ+Ivocerin töltőanyag: bárium-aluminium-fluoro- szilika, YbF ₃ , szférikus kevert oxidok, üveg töltőanyag, prepolimer töltőanyag töltőanyag 80 tömeg% (17% prepolimer) 60 v/v% 40-3000 nm, átlag: 550 nm egyéb adalékok, katalizátor, stabilizátor, pigmentek (<1,0 tömeg%)	X07596 X25116 V10471 W14060
SDR	SureFil SDR Flow bulk fill kompozit	Dentsply Sirona, USA	SDR szabadalmaztatott UDMA polimerizáció modulátor, TEGDMA, Bis-EMA, CQ, etil-4(dimetilamino)benzoát fotoakcelerator, BHT, UV stabilizátor, titánium dioxid, vas-oxid pigment, fluoreszens ágens töltőanyag: nanorészecske 68 tömeg% 44 v/v% Ba-Al-F-B-szilikát üveg, Sr-Al-F- szilikát üveg 4,2µm agglomerátum 0,8 µm	1608000624 1607000702 1705000819
TEC	Tetric EvoCeram kompozit	Ivoclar Vivadent, Liechtenst ein	gyanta: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA (17-18 tömeg% CQ + Lucirin TPO, stabilizátor töltőanyag: 48,5 tömeg% B-Al szilika	V16179 V08511 X26858

			üveg, méret 40-3000 nm átlagos méret 550 nm 34 tömeg% örölt prepolimer töltőanyaggal, YbF ₃ , kevert oxidok (makro-töltőanyag méretben)	
HB	Heliobond Adhezív	Ivoclar Vivadent, Liechtenst ein	Bis-GMA 60 tömeg% TEGDMA 40 tömeg% CQ, stabilizátor, katalizátor	X10508
TBF II	Tokuyama Bond Force II Adhezív	Tokuyama Dental, Japan	3D-SR foszfát monomer, HEMA, Bis- GMA, TEGDMA víz, alkohol, CQ, katalizátor	094
SU	Scotchbond Universal Adhezív	3M Espe, USA	10-MDP foszfát monomer, Bis-GMA, dekametilén dimetakrilát, 1,10- dekándiol és foszfor oxid, dimetilaminobenzoát, (dimetilamino) etil metakrilát, Vitrebond kopolimer (metakrilált módosított polialkánsav kopolimer F-Al-szilika üveg por alapú, HEMA, szilán, etanol, víz, CQ, szilánnal kezelt szilika	804

2. Táblázat: A vizsgálatban alkalmazott kompozitok és adhezívek.



11. Ábra Egyénileg készített kompozit blokk készítő küvetta



12. Ábra: 10x10x14 kompozit blokk

2.2 A kompozit blokk darabolása, próbatest készítés

A 14 mm x 10 mm x 10 mm blokkokat (12. Ábra) folyékony kompozittal (M&W premaplast LH viscous flow) egy sík műanyag talapzathoz ragasztottuk, majd a blokkokat keményszövet mikrotommal (Leitz 1600) 2 irányban 1 x 1 x 14 mm méretű próbatestekre daraboltuk, úgy, hogy a javítás a próbatest közepére essen.

3. Vizsgálati módszerek

3.1 Nyírószilárdsági teszt (Shear bond strenght SBS)

Minden egyes próbatestet nyírószilárdsági tesztnek vetettünk alá az Instron 5544 univerzális mérőberendezéssel nyírószilárdsági teszt módban 0,5 mm/perc keresztfej sebesség mellett (Instron, Norwood, Massachusetts, USA) Armstrong és mtsai ajánlása (395) és az ISO 10477 alapján. A nyíróerőt a törés bekövetkezéséig alkalmaztuk. A nyírószilárdsági értéket egy hányadosként számoltuk, ahol a töréskor regisztrált nyíróerőt elosztottuk a javítási felszínnel ($\sigma = \frac{F}{A}$ formula, ahol F az alkalmazott húzóerő, A a határfelület területe).

3.2 Felületi érdesség vizsgálata: profilometriával

További 5 próbatestet választottunk ki randomizációs táblázat segítségével profilometriai vizsgálatra. (Ambios Technology XP-1, Santa Cruz, California, USA). A Stylus csúcs átmérője 20 μm , letapogatási sebessége 0.5 mm/s volt, 1 mg tömegű nyomás mellett. A felszín vizsgálatakor az átlagos érdesség (R_a), az érdesség négyzetes középértékét (R_q), a maximális csúcsértéket (R_p) a maximum völgyértéket (R_v) a maximális egyenetlenséget (R_t) rögzítettük a 3 dimenziós profilometriai vizsgálattal (Ambios Technology Inc. software, Santa Cruz, California, USA).

3.3 Pásztázó (Scanning) elektron mikroszkópos vizsgálat (PEM)

A nyírószilárdsági bonderősség mérése után 5 kiválasztott próbatest felszínét, valamint a bulk-fill kompozit tömbök polírozott felszínét 50 nm vastag aranybevonattal (Bio-Rad SEM Sputter Coating Unit PS3, Microscience Division, West Chester, USA) láttuk el és PEM vizsgálatnak vetettük alá (Hitachi S-4300 SEM Hitachi Science Systems, Ltd., Tokyo, Japan) 5 és 15 kV gyorsító feszültség mellett. A TEC kompozit esetén az egyik felvételt visszaszórt elektron detektorral készítettük.

3.4 Törtfelszín vizsgálata

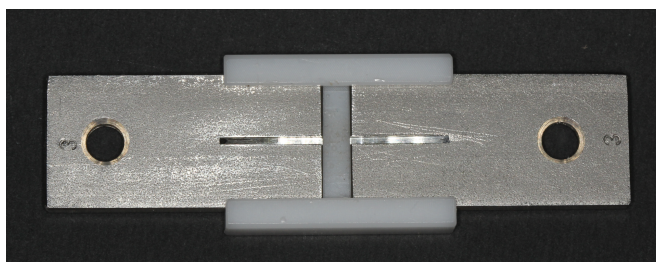
Minden egyes próbatest törési felszínét fénymikroszkóppal (Olympus SZ61, Tokyo, Japan) vizsgáltuk meg 45x nagyítás mellett. A törési módokat 3 csoportba különítettük el. Kohezív, amikor törés a próbatest, vagy a javító kompozit anyagában történik, adhezív, amikor a törés a határfelületen történik és kevert, amikor a törés mind a határfelszínt, mind a kompozit anyagát érinti.

3.5 Az eredmények statisztikai értékelése

Az eredmények eloszlásának normalitását Kolmogorov-Smirnov teszttel 5%-os szignifikancia szint mellett értékeltük. Az adatsorokat Levene féle F próbával teszteltük a szórások tekintetében, amennyiben a szórások azonosak voltak két mintás T-próbával, mennyiben nem voltak azonosak a szórások a Welch próbával hasonlítottuk össze az átlagokat páronként. Két szempont szerint (felületkezelés és adhezívek) képzett csoportok összehasonlítását két-szemponthus ANOVA eljárással értékeltük $\alpha=0,05$ érték mellett.

4.1 Szakítószilárdsági (Microtensile bond strenght) teszt

A próbatesteket egyenként lemértük digitális tolómérővel (DC54150, DML, Sheffield, Anglia) rögzítettük folyékony kompozittal (M&W premaplast LH viscous flow) az aktív befogású egyénileg készített próbatest tartókba, hogy a javított határfelület a szabad felszín közepére essen. Ezután a mechanikai tesztelő berendezésbe (INSTRON 5544, USA) helyeztük a próbatest tartót (13. Ábra) A mintákat szakító módon vizsgáltuk 2 kN erőmérőcella és 1 mm/min keresztfej sebesség mellett Armstrong és mtsai ajánlása alapján (395). Az alkalmazott erő nagyságát rögzítettük (N). A szakító szilárdsági feszültséget a $\sigma = \frac{F}{A}$ formula alapján számítottuk, ahol F az alkalmazott húzóerő, A a határfelület területe.



13 Ábra: Aktív befogású próbatest tartó

4.2 Felületi érdesség vizsgálata: profilometriával

A bulk-fill kompozit tömbök polírozott felszínén profilometriai vizsgálatot végeztünk 3 dimenziós profilometriai vizsgálat (Ambios Technology Inc. software, Santa Cruz, California, USA) (Ambios Technology XP-1, Santa Cruz, California, USA). A Stylus csúcs átmérője $2\text{ }\mu\text{m}$, letapogatási sebessége $0,5\text{ mm/s}$ volt, 1 mg tömegű nyomás mellett. A felszín vizsgálatakor rögzítettük az átlagos érdességet (R_a) a meghatározott alapvonalról mért kiemelkedések és bemélyedések távolságának abszolút értékének átlaga; az érdesség négyzetes középértékét (R_q) a meghatározott alapvonalról mért kiemelkedések és bemélyedések távolságának négyzetes középértéke; a maximális csúcsértéket (R_p) a meghatározott alapvonalról mért maximális kiemelkedés távolsága; a maximum völgyértéket (R_v) a meghatározott alapvonalról mért maximális bemélyedés távolsága, (R_t) a teljes profil mélység.

4.3 Törtfelszín vizsgálata

Minden egyes próbatest csoportból ötöt véletlenszerűen kiválasztva a törési felszínt fénymikroszkóppal (Olympus SZ61, Tokyo, Japan) vizsgáltuk meg $45\times$ nagyítás mellett. A törési módokat 2 csoportba különítettük el. Kohezív vagy vegyes, amikor törés a próbatest, vagy a javító kompozit anyagában történik, adhezív, amikor a törés a határfelületen történik.

4.4 Az eredmények statisztikai értékelése

Egyes anyagokra vonatkozó adatsorok átlagának páronkénti összehasonlítására kétmintás (független mintás) T próbát használtunk. Több változó (csoport) várható értékének összehasonlításához egyszempontos (adhezívek, vagy öregítés) szórásanalízist (one-way ANOVA) alkalmaztunk, hogy teszteljük először az egyes változók hatását. Minden esetben

a szórásanalízises futtatása mellett Levene-féle F próbát is alkalmaztunk annak vizsgálatára, hogy a szórássok tekinthetőek-e egyenlőnek az egyes esetekben, továbbá Tukey-féle HSD tesztek is a várható értékek részletes összevetésére.

A szórásanalízissel együtt futtatott Levene féle F tesztek minden esetben megerősítették a szórássok egyenlőségét 5%-os szignifikanciaszint mellett, ennél fogva az ANOVA és Tukey tesztek kiváltására alternatív tesztekre (Welch) nem volt szükségünk. Ezért csak a szórásanalízis és a Tukey tesztek eredményét közöljük.

A normalitási teszt esetén 5%-os szignifikancia szintet fogadtunk el, ami minden esetben teljesült (K-S teszt), egy eset az SDR pozitív kontrollja kivételével ($p=0,018$).

Az egyes változók eloszlásának normalitását Kolmogorov-Smirnov (K-S) teszt segítségével megvizsgáltuk. Minden vizsgálatot IBM SPSS Statistics version 22 statisztikai szoftverben végeztünk.

III. Eredmények

1. Nyírószilárdsági vizsgálat

1.1 A nyírószilárdság eredmények

A nyíró szilárdsági vizsgálat eredményeit a 3. Táblázat tartalmazza. A homokfűjt felszín szignifikánsan magasabb nyírószilárdságot eredményezett a polírozott negatív kontrollal összehasonlítva ($p < 0,01$). Szignifikánsan nagyobb nyírószilárdságot mértünk adhezív alkalmazása esetén a polírozott negatív kontroll ($p = 0,02$) vagy homokfűjt negatív kontrollal összehasonlítva. ($p = 0,03$). A homokfűjt felszínen alkalmazott TBFII adhezív szignifikánsan jobb nyírószilárdságot eredményezett ($5,40 \pm 0,36$ MPa), mint bármelyik másik felszínkezelési eljárás ($p = 0,017$). A polírozott felszínen történő TBF II alkalmazása ($4,71 \pm 0,55$ MPa) nem eredményezett szignifikánsan magasabb nyírószilárdságot, mint a homokfűjt ($4,79 \pm 0,54$ MPa) ($p = 0,061$) vagy polírozott felszínen alkalmazott GSE ($4,34 \pm 0,48$ MPa) ($p = 0,082$). A homokfűjt felszínen alkalmazott TBF II ($5,40 \pm 0,36$ MPa) nyírószilárdsági eredmények és a pozitív kontroll esetén mért nyírószilárdsági eredményei között ($5,66 \pm 0,49$ MPa) nem volt szignifikáns különbség ($p = 0,094$). Amennyiben nem vesszük figyelembe a homokfűjt felszínen történő TBF II alkalmazásával kombinált felszínkezelést, akkor a pozitív kontroll minden más csoporttal összehasonlítva szignifikánsan magasabb nyírószilárdságot eredményezett ($p < 0,01$).

Felszín kezelés	Nyírószilárdsági bonderősség (MPa)	95% CI (MPa)	Statisztikai csoportok
1 csoport: P+GSE	4,3	3,7-5,0	a,b,d
2 csoport: P+TBFII	4,7	4,2-5,3	a,b,d
3 csoport: P (negatív kontroll A)	1,9	1,5-2,3	c
4 csoport: P+HF+GSE	4,8	4,2-5,3	a,b,d
5 csoport: P+HF+TBFII	5,4	5,0-5,8	e,g
6 csoport: P+HF (negatív kontroll B)	3,6	2,8-4,4	f
Pozitív kontroll	5,7	5,2-6,2	e,g

3 Táblázat: Javítási nyírószilárdsági eredmények összehasonlító táblázata az egyes csoportoknak megfelelően

A kis betűk statisztikailag homogén csoportokat jelzik. Amennyiben két csoporthoz ugyanaz a betű tartozik, akkor azok statisztikailag nem térnek el ($\alpha = 0,05$).

1.2. Profilometriai eredmények

A TEC kompozit polírozott és homokfűjt felszín mérési eredményeit a 4. Táblázat tartalmazza. A polírozott és homokfűjt felszínnek minden felszín érdesség paramétere szignifikáns eltérést mutatott ($p < 0,05$).

	Ra (nm)	T- test (p)	Rq (nm)	T- test (p)	Rp (nm)	T- test (p)	Rv (nm)	T- test (p)
TEC polírozott	307,59 ± 5,98	0,000	410,85 ± 14,93	0,000	1030,44 ± 30,97	0,027	-1783,70 ± 138,81	0,005
TEC homokfűjt	142,40 ± 15,15		179,24 ± 15,15		664,41 ± 102,00		-679,33 ± 19,4	

4. Táblázat: A felszín érdesség vizsgálat során (profilometria) mért paraméterek az egyes felszínkezeléseknek megfelelően.

A profilometriai paramétereket egyszerűsített formában szemlélteti a 14. ábra.

Ra: alapvonaltól való eltérések számtani átlaga

Rq: az alapvonaltól való eltérések mértani átlaga (az érdesség négyzetes középértéke)

Rt: maximális egyenetlenség:

a legnagyobb pozitív és a legnagyobb negatív eltérés különbsége

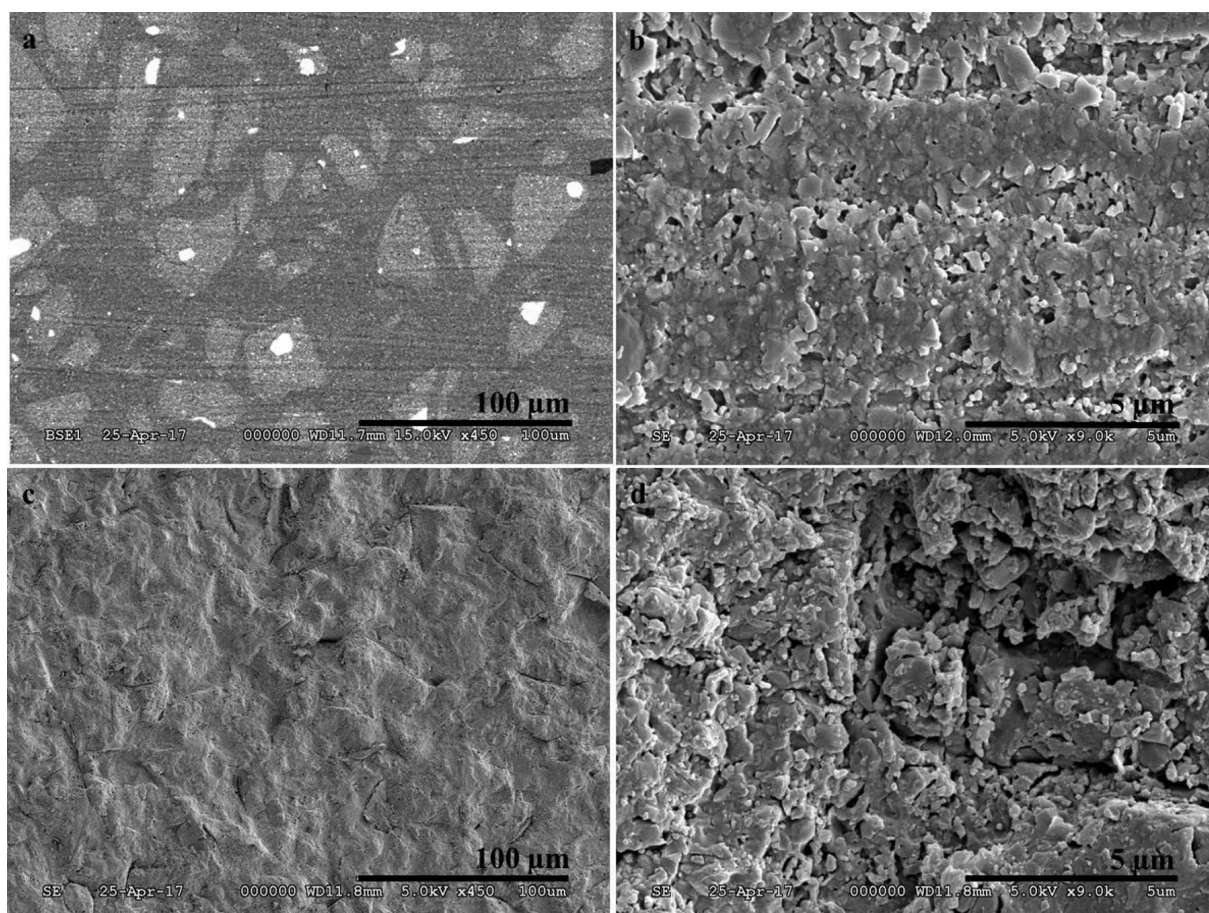


14. ábra A profilometriai vizsgálat paramétereinek egyszerűsített ábrája.

1.3. PEM eredmények

PEM vizsgálat eredményei megerősítik a profilometria vizsgálat eredményeit. 1. kép.

Az **a,c**, valamint a **b,d** felvételek nagyítása megegyezik. Az **a** kép (bel felső) visszaszórt elektron detektorral készült (backscattering, BSE), ebben az esetben mélyebb rétegből származik az információ, mely jól elkülönülő, eltérő méretű, alakú és összetételű töltőanyag részecskék megjelenítését segíti. Jól látható a világos foltként megjelenő Itterbium. A többi felvételen látható a homokfújás által létrehozott a polírozott felszínhez képest tagoltabb felszín.

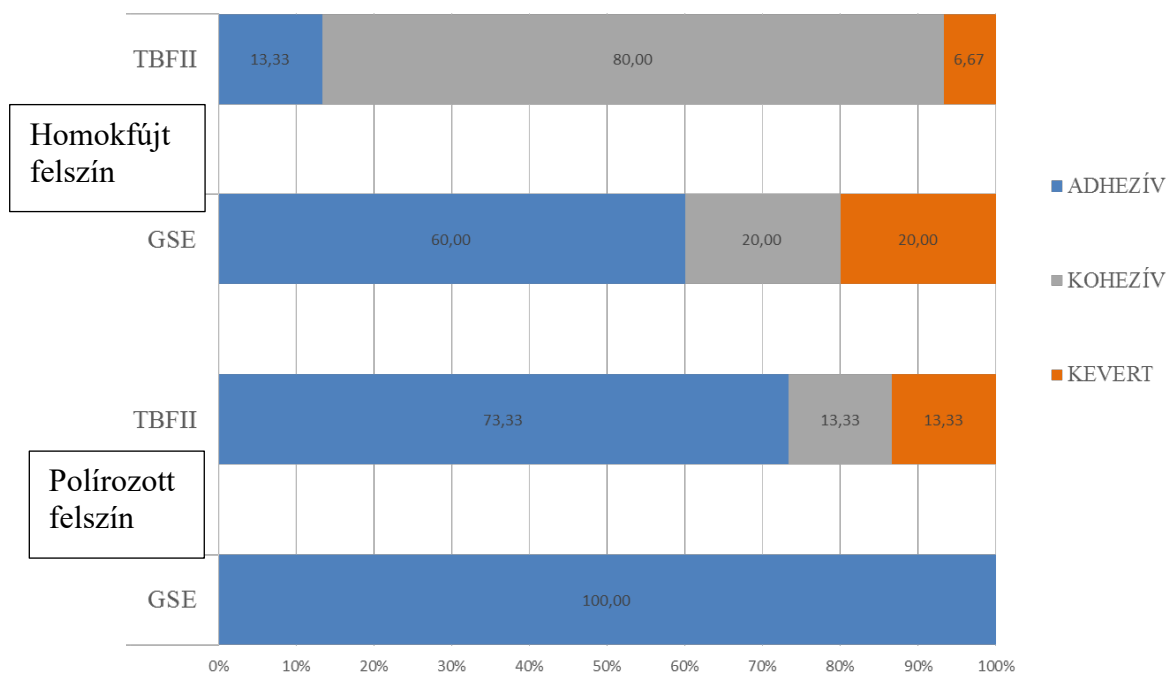


1. Kép: PEM kép a-b polírozott, c-d homokfújt TEC kompozit felszínéről

1.4. Törőtfelszín vizsgálat értékelése

A csoportonként randomszerűen kiválasztott próbatesteket fénymikroszkópos vizsgálatnak vetettük alá a törésmód meghatározásához és SEM vizsgálatnak a felszín morfológia vizsgálatához. A fénymikroszkópos vizsgálat alapján a polírozott felszíneken történt javítás szignifikánsan magasabb adhezív törésmódot eredményezett, mint a homokfújt

felszíni javítások ($p=0,001$). Az 1. csoportban alkalmazott polírozás GSE adhezív kombináció 100 %-ban adhezív törésmódot eredményezett, míg a polírozás TBF II kombináció (2.csoport) 73%-ot. Ezzel szemben a homokfűjt felszín kezelés TBF II-adhezívvel kombinálva (5. csoport) 80%-ban kohezív törésmódot, míg a homokfűjt felszínkezelés GSE adhezívvel kombinálva (4. csoport) 60%-ban adhezív törésmódot eredményezett. A törésmód eredményeket a 14. Ábra tartalmazza.



14. Ábra: Törési mód elemzése %-os megoszlásban az egyes vizsgált próbatestek esetében

2. Szakítószilárdsági vizsgálat

2.1 Szakítószilárdsági eredmények

A szakítószilárdsági vizsgálat eredményeit a 5. Táblázat tartalmazza. Az adhezívek alkalmazása minden esetben szignifikánsan magasabb eredményeket mutatott a negatív kontrollokkal összehasonlítva (t -test $p<0,01$). Az öregített SDR felszínen a HB kontroll adhezív azonban alacsonyabb szignifikancia értéket mutatott (t -test $p=0,017$). A funkcionális molekulát tartalmazó adhezívek (TBF II, SU) minden esetben függetlenül a bulk-fill kompozit típusától szignifikánsan magasabb szakítószilárdságot eredményeztek a kontroll adhezívvel (HB) összehasonlítva (t -test $p<0,01$). A két funkcionális molekulát tartalmazó adhezív eredményessége között nem volt szignifikáns különbség, sem az azonnali TECBF javítás TBFII ($42,07 \pm 1,75$ MPa), SU ($42,43 \pm 1,26$ MPa) (t -test $p=0,519$), sem az öregített TECBF javítás TBFII ($39,46 \pm 1,81$ MPa), SU ($38,11 \pm 1,79$) (t -

test $p=0,051$), sem az azonnali SDR javítás TBFII ($46,33 \pm 1,94$), SU ($46,8 \pm 1,43$) (t-test $p=0,458$), vagy az öregített SDR javítás TBFII ($43,27 \pm 1,62$), SU ($43,51 \pm 2,17$) (t-test $p=0,731$) esetében. Az öregítés szignifikánsan alacsonyabb szakító szilárdsági értékeket eredményezett mindkét bulk-fill kompozit HB adhezívvel kezelt esetében (TECBF $p<0,01$ SDR $p<0,01$)

Az SDR kompozit azonnali javítása esetén, mindkét adhezív a pozitív kontroll eredményét megközelítette, közöttük szignifikáns eltérést nem találtunk TBFII (Tukey test $p=0,115$), SU (Tukey test $p=0,27$). Szignifikáns eltéréseket kaptunk a pozitív kontrollal összehasonlítva az SDR további javításainak esetén, valamint marginális szignifikáns eltérést találtunk a TECBF javításainak eseteiben funkcionális molekulát tartalmazó adhezívek esetén (Tukey test $p<0,05$).

A statisztikai eredményeket, a csoportok kódolását és a szignifikancia eredményeket az 5. Táblázat tartalmazza.

		TECBF	SDR	Csoportok kódolása statisztikai vizsgálathoz		p érték
				TECBF	SDR	
pozitív kontroll		46,013±1,951	47,595±2,307	a	A	aA:0,52 ad:0,000 ae:0,000 AD:0,115 AE:0,265 ah:0,000 AH:0,000 ai:0,000 AI:0,000
Azonnali javítás	negatív kontroll	27,195±1,629	31,920±2,943	b	B	bc:0,000 BC:0,000 bf:0,025 BF:0,023
	Heliobond	35,661±2,975	38,478±1,967	c	C	cd:0,000 CD:0,000 ce:0,000 CE:0,000 cg:0,000 CG:0,000
	Tokuyama Bond Force II	42,068±1,760	46,328±1,948	d	D	de:0,519 DE:0,458 dh:0,000 DH:0,000
	SchotchBond Universal	42,433±1,255	46,797±1,429	e	E	ei:0,000 EI:0,000
Öregített kompozit javítás	negatív kontroll	25,069±3,078	29,509±2,536	f	F	fg:0,000 FG:0,017
	Heliobond	28,509±2,553	32,002±2,817	g	G	gh:0,000 GH:0,000 gi: 0,000 GI:0,000
	Tokuyama Bond Force II	39,462±1,813	43,269±1,621	h	H	hi:0,051 HI:0,731
	SchotchBond Universal	38,117±1,794	43,512±2,170	i	I	

5. Táblázat. A szakítószilárdsági eredmények (átlag, szórás) SDR, TECBF kompozitok polírozott felszínén azonnali és öregített kompozit javítása esetében. Alkalmaztunk pozitív és negatív kontroll csoportokat. A statisztikai szignifikanciaszintjét $p < 0,05$ értéken határoztuk meg. A két betűs kód T-próbát jelöl

2.2. Profilometria eredmények

A TECBF és SDR kompozitok profilometriai eredményeit a 6. Táblázat tartalmazza.

Az eredményeink szerint az 1200 gritig történő polírozás az SDR kompozit felszínén szignifikánsan irregulárisabb és érdeesebb felszínt eredményezett a TECBF kompozit felszínével összehasonlítva ($p < 0,05$).

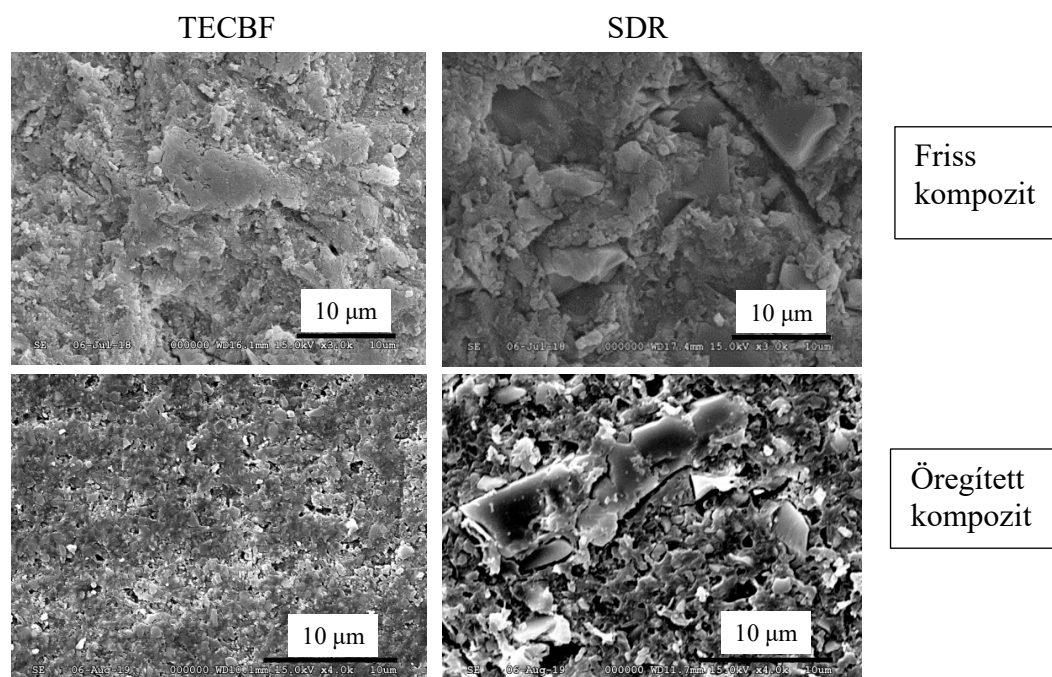
	párok	R(a) [nm]	p	R(q) [nm]	p	R(p) [nm]	P	R(v) [nm]	R(t) [nm]	p
TECBF non-aged (a)	ab	99,3±13,82	p=0,005	134,38±13,58	p=0,52*	581,35±270,91	p=0,150*	551,40±153,84	1132,74±170,27	p=0,24*
TECBF aged (b)	bd	130,94±12,45	p=0,023*	172,67±34,89	p=0,085*	908,54±371,78	p=0,114*	736,28±138,48	1644,80±337,75	p=0,894*
SDR non-aged (c)	ac	156,58±13,97	p=0,000	214,22±14,42	p=0,000	1221,02±119,85	p=0,001	1050,09±150,66	2270,98±154,30	p=0,000
SDR aged (d)	cd	152,74±12,11	p=0,655*	205,53±13,55	p=0,355*	572,85±102,79	p=0,000	1084,24±272,44	1671,30±265,76	p=0,002

6. Táblázat A profilometriai vizsgálat eredményei átlag R(a) – átlagos érdesség, R(q) – érdesség négyzetes középértéke (RMS), R(p) – maximális csúcsérték, R(v) – maximális völgyérték R(t) – teljes profilmélység a minták átlag ± standard deviáció értékei. P érték (P) az adott párokra vonatkozóan, ahol a * $P < 0,05$ értéket jelöli. a,b,c,d a statisztikai csoportok

2.3. PEM eredmények

PEM vizsgálat eredményei megerősítik a profilometria vizsgálat eredményeit. 2. kép.

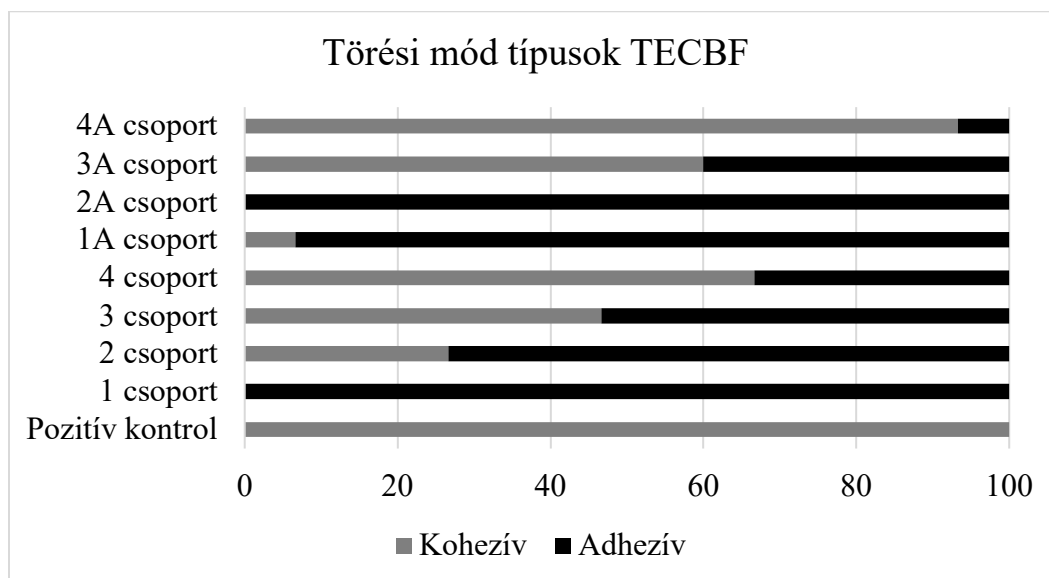
Azonos nagyítással készült felvételeken látható a két bulk-fill kompozit eltérő felszíni struktúrája, melyben az SDR kompozitot nagyobb méretű töltőanyagok jelenléte jellemzi. Az öregítés hatására a felület egyenetlenebbé válik, különösen az SDR esetén látható a töltőanyagok kiemelkedései a felszínből.

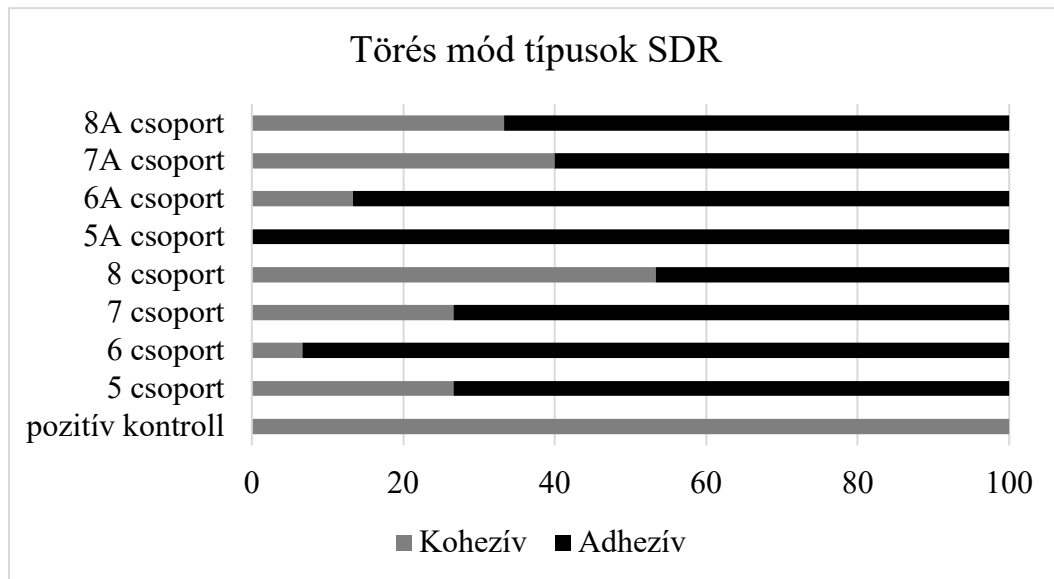


2. Kép PEM képek a nem öregített és öregített TECBF és SDR kompozitok polírozott felszínéről Bar: 10µm

2.4. Törfelszín vizsgálat értékelése

TECBF és SDR-kompozitokra vonatkozó törési mód típusok arányát az 15. Ábra tartalmazza.





15. Ábra Az TECBF és SDR kompozitok adhezív és kohezív törésmódjainak aránya azonnali és öregített minták esetében polírozott felszín kezelés után.

A pozitív kontrollok esetében 100%-ban kohezív törést találtunk, míg a negatív kontrollok esetében a törésmód többnyire 100%-ban adhezív volt. TECBF kompozit felszínén SU alkalmazása esetén 66,67 %-ban kohezív törést találtunk az azonnali, és 53,33%-ban az öregített minták esetében. A TBFII esetében 46,67% -ban volt kohezív törés az azonnali és 33,33% -ban az öregített minták felszínén. Az SDR minták esetén többnyire adhezív törésmódot találtunk, a kohezív törések mértéke 53,33 % a SU alkalmazásával az azonnali javítás esetében, 33,33% az öregített felszínen, míg 33,33 % a TBFII alkalmazásakor az azonnali javításkor, és 40% az öregített mintákon.

IV. Megbeszélés

Mind a gyanta bázisú anyagok, mind az adhezív technika fejlesztései ellenére a kompozit restaurációk törések, vagy a szekunder kariesz kialakulása miatti elégtelensége továbbra is problémát jelent a klinikai gyakorlatban (217,218,295). Az adhezíven rögzülő esztétikus tömések arányának megnövekedése (189,396) szükségessé teheti a javítások nagyobb számban történő kivitelezését is. Longitudinális vizsgálatok eredményei alátámasztják a kompozit javítás eredményességét az adhezív tömések életidejének meghosszabbítása tekintetében (212,298,368,397).

A legmegbízhatóbb javítási protokoll kérdése még mindig nem került egyértelműen megválaszolásra, ezért a klinikumban problémát okozhat a megfelelő technika és anyagok kiválasztása egyaránt (311). Az időtakarékos, kevésbé technika érzékeny és egyszerűbb alkalmazhatóságuk miatt egyre elterjedtebbé váló önsavazó adhezívek javítási protokollba való illesztéséről is még kevés információ áll rendelkezésre.

Jelen kutatásunkban in-vitro vizsgáltuk az egyes felszínkezelési eljárások és önsavazó adhezívek hatását a javítási nyírószilárdságra, a szakító szilárdságra, valamint a javítási törés határfelület integritására. Bár az in vitro vizsgálatokat nem lehet közvetlenül az in vivo esetekre extrapolálni, azonban megfelelő támpontot biztosíthatnak egyes technikák klinikai kivitelezését és teljesítését illetően.

A javítandó felszín előkészítésének célja egy magas felszíni energiával rendelkező, optimálisan nedvesíthető, mikromechanikai retenciót biztosító ideális felület kialakítása (323). A mechanikai felszínkezelési eljárások során a régi és a javító kompozit mikromechanikai kapcsolatának segítik elő, melyet egyes szerzők kiemelt fontosságúnak tartanak (346). Az alkalmazott adhezívek a kémiai kapcsolódás kialakításáért felelnek (398). Számos vizsgálat elemezte a fizikai, kémiai és a kombinált fiziko-kémiai felszínkezelési eljárások hatékonyságát (317,346,377,378,385,387,399,400), azonban a felhasznált anyagok, technikák, vizsgálati módszerek különbözősége miatt igen nehéz ezeket az eredményeket összehasonlítani. Az általunk kiválasztott 10-MDP (Tokuyama Bond Force II™ - TBF II) és 4-META (Gluma Self Etch™ - GSE) funkcionális

molekulákat tartalmazó adhezívek már korábbi vizsgálatokban jól teljesítettek a keményszövetekkel való kémiai interakció tekintetében (268,401–403).

Az első vizsgálatunkban nyírószilárdsági vizsgálatot alkalmaztunk. Ebben az esetben az erőhatás az erőbehatás közelében lép fel, amely jelentős mértékben a kompozitot is érinti nem csak a ragasztási határfelületet (174). Sano és munkatársai a kis felületen alkalmazott szakító szilárdsági tesztet javasolta a ragasztási szilárdság vizsgálatokra, amely esetekben a törés a ragasztási határfelületen jön létre (404). Ugyanakkor Sau és munkatársai (405) azt erősítették meg, hogy a nyírószilárdsági teszt eredményei közelebb állnak a klinikai rágás során létrejövő erőhatásokhoz, mint a hajlítási, vagy szakítószilárdsági tesztek, mivel nyíró, szakító és nyomó erőhatás együttesen jelenik meg a teszt során. Ezért első vizsgálatunkban a nyírószilárdsági teszt alkalmazása mellett döntöttünk.

A nyírószilárdsági eredményeink 4,33 MPa (1 csoport) és 5,42 MPa (5 csoport) közötti átlag értékeket mutattak, ahol a szignifikánsan legmagasabb értéket a homokfűjás és TBF II adhezív együttes alkalmazása (5 csoport) eredményezte. A kizárólag mechanikai felszín kezelésen átesett mintákkal összehasonlítva (negatív kontroll) az adhezívek alkalmazásával kombinált csoportjaink szignifikánsan jobb értéket eredményeztek. Ez teljesen megfelel annak a célnak, hogy a negatív kontroll csoportokat alkalmazzuk referencia értéknek a többi csoport számára és így ezen esetekben mértük a legalacsonyabb nyírószilárdsági eredményeket is. A nyírószilárdsági értékek a vizsgálatunkban alacsonyabbak voltak, mint Rinastiti és munkatársai által nanohibrid és nanotöltésű kompozitok javítása során mért eredmények, azonban a korábban említett metodológiai különbségek miatt a közvetlen összehasonlítás nem igazán lehetséges (306).

Eredményeik szerint a mikroretentív felszín biztosítása hatékonyabbá teszi a kompozit javítást. A vizsgálatunkban a homokfűjás alkalmazása szignifikánsan magasabb nyírószilárdságot eredményezett a többi csoport értékeihez képest, amely bár nem teljesen mértékben áll összhangban Wendler és munkatársai (385) által közölt eredményekkel, ahol ez nem volt szignifikánsan eredményesebb eljárás, azonban számos hasonló kompozit javítási vizsgálat eredményeivel egybehangzik (306,377,378,399,406). Az eredmény magyarázata lehet a megváltozott felszíni karakter a beágyazódó kis méretű alumíniumoxid szemcséknek köszönhetően, melyek mind mikromechanikai retenciót, mind pedig kémiai kötődési helyeket biztosíthatnak (407). Az ezt követő adhezív réteg felvitele létrehozza a kémiai kapcsolatot a homokfűjt felszínhez (312). Vizsgálatunk során

a 10-MDP funkciós molekulát tartalmazó adhezív alkalmazása a homokfűjt felszínen szignifikánsan magasabb nyírószilárdságot és kohezív törésmódot eredményezett a többi, a vizsgálatban még alkalmazott javítási protokollhoz képest, melyek főként adhezív törésmódot mutattak. Ezen eredmények más vizsgálatokkal egybehangzóan a 10-MDP molekula savazó, valamint intenzív és stabil kémiai kötést kialakító potenciáljához köthető, mely jelenségek más funkcionális molekulák esetében hiányoznak (268,402). Emellett a C=C kettős-kötések jelenléte is kulcsfontosságú lehet a javító kompozit kapcsolódásában (385). A 10-MDP monomer tixotrop tulajdonsága javítja az adhezív infiltrációját a mikroretentív területekre és emellett a C=C kettőskötésekkel való kémiai reakciója is hozzájárul a megnövekedett nyírószilárdsághoz (385). Továbbá a javító kompozit kopolimerizációs rátája a reagálatlan kettőskötésekkel szintén kedvező hatást jelenthet (385,405). Az adhezívekben alkalmazott oldószer is jelentős szerepet játszik a nedvesítőképesség és a ragasztási erő tekintetében (408). A 4-META tartalmú GSE acetont, a 10-MDP tartalmú TBF II etanolt tartalmaz (409). A 10-MDP etanolos oldata jobb nedvesítő képességű, mint a 4-META acetonos oldata, ezzel hozzájárul egy nagyobb méretű hasznosítható ragasztási határfelület eléréséhez (408). Az etanol/10-MDP oldat kedvezőbb nedvesítő képességének tulajdonítható a TBF II adhezív magasabb nyírószilárdság értéke a homokfűjt felszínen. A vizsgálatunk során nem találtunk szignifikáns különbséget a polírozott felszín+GSE (1 csoport), a polírozott felszín+TBF II (2 csoport) és a polírozott+homokfűjt felszín+GSE (4 csoport) nyírószilárdság eredményei között, azonban a polírozott+homokfűjt felszín+TBF II (5 csoport) szignifikánsan magasabb nyírószilárdság értékei alapján mondhatjuk, hogy a kompozit javítást inkább a kémiai, mintsem a mechanikai kötődés befolyásolja, valamint a megfelelő adhezív rendszer kiválasztása alapvető fontosságú a megfelelő javítási eredmény eléréséhez. Vizsgálatunkban pozitív kontroll csoportot alkalmaztunk a maximális nyírószilárdság meghatározására, amely az optimális nyírószilárdságot jelképezi (311). A homokfűjt felszínen alkalmazott 10-MDP molekulát tartalmazó TBF II adhezív esetén a nyírószilárdság értékei és a pozitív kontroll kohezív bonderősség értékei között nem volt szignifikáns eltérés, ellentétben a 4-META tartalmú adhezív alkalmazása során detektált értékekkel, mely szignifikáns eltérést mutatott. Kedvező, hogy az általunk alkalmazott protokoll alkalmazásával a javítás nyírószilárdsága elérte a javítandó kompozit kohezív nyírószilárdsági értékét. Azonban klinikai szempontból az általunk alkalmazott protokoll hosszú távú sikerességét nem írja le. A homokfűvás és a TBF II alkalmazásának kombinációja a vizsgálatunkban igen kedvező eredményeket mutatott mind a

nyírószilárdság, mind a jellemzően kohezív törési mód tekintetében. Eredményeink lehetőséget adnak a nanohibrid kompozit javítási protokoll választás racionalizálásában, bár a klinikai hosszú távú eredményesség szempontjából nem nyújt előrejelzést, de a homokfúvás és a TBF II applikációja kedvező javítási feltételeket biztosíthat. Megállapíthatjuk, hogy gyakorlati szempontból eredményeink relevánsak az önsavazó adhezívek alkalmazására az elégtelen kompozit restaurációk javítására.

Második esetben a széles körben elfogadott szakítószilárdsági vizsgálatot választottuk. Előnye, hogy a tisztán tengelyirányú erő egyenletesen oszlik el a tesztelt felszínen, így egy jól kontrollált protokoll révén megbízhatóan hasonlíthatóak össze az egyes adhezív anyagokkal mért eredmények (395,404,410–412). Emellett a próbatestek egy részét hosszabb idejű termociklizálással öregítettük, mely jól imitálja a kompozitokra jellemző vizes közegben bekövetkező változásokat, mint a hidrolízis, vagy vízfelvétel, mely jelentős befolyással bír a ragasztási határfelületre. Vizsgálatunkban 5000 ciklus időtartamot választottunk 5–55°C hőmérséklet tartományban, mely fél év szájúregben eltöltött időnek felel meg. Ezen beállítás mellett kb. 20-50 ciklus felel meg egy napi időtartamnak (394).

Más szerzők által publikált és korábbi saját eredményeink is alátámasztják a makromechanikai mikromechanikai és speciális kémiai határfelületi kapcsolódás együttes előnyös hatását (248), de mondhatjuk, hogy a kémiai reakciók alapvetően meghatározhatják az adhézio tartósságát a határfelületek között (231,248). Az univerzális adhezíveket a többlépéses etch and rinse rendszerek technika érzékenységeinek kiküszöbölésére, valamint a kémiai kapcsolódás lehetőségének biztosítására fejlesztették ki (413,414). Az önsavazó adhezívekhez hozzáadott savas foszfát észtert, vagy karboxil savat tartalmazó funkcionális monomerek felelősek az egy lépésben történő demineralizáció, primerezés és hibridizáció folyamatáért a fogak keményszöveteinek felszínén (265,415,416). Egyes molekulák hatékonyabbnak bizonyulnak a többivel szemben. A 10-MDP molekula határfelületi nanorétegek kialakításával (417,418) fokozhatja a degradációval szembeni határfelületi stabilizációt (419). Emellett alkalmas cirkónium, fémoxidok és gyanta monomerek felszínéhez is kötődni (407,420–423). Ezért univerzális adhezívbe inkorporálva elősegíti annak primerként való alkalmazását cirkónium, vagy gyanta bázisú restaurációk ragasztásakor (424). Az üvegeionomerek ön-adhezív technológiáján alapul a polialkánsav-kopolimert (Vitrebond copolymer (VCP)) tartalmazó adhezívek kifejlesztése, melyek szintén kiemelkedő határfelületi kapcsolódást

biztosíthatnak (425,426). Emellett az adhezívekhez hozzáadott szilán molekula javíthatja az adhezív nedvesítő képességét és az adhéziót (427), hasonlóan a külön lépésben alkalmazott szilanizációhoz (381). Valójában az egyes önsavazó adhezívek összetevőinek harmóniája igen jelentős hatást gyakorol a végül bekövetkező klinikai hatékonyságra (268). Egyes gyanta komponensek befolyásolhatják a polialkánsavas reakciót (428) vagy a HEMA gátolhatja a 10-MDP határfelületi régződését (279). Míg más alkotó elemek akár kompetícióba is kerülhetnek a határfelületen, ahol pl. a nagy méretű polialkánsav kopolimer gátolhatja a kisebb 10-MDP molekula ugyanazon Ca^{2+} molekulához való közeledését. (418). Második vizsgálatunkban ezért olyan összetételű gyári készítményeket alkalmaztunk ahol ezen komponensek egyaránt jelen vannak. A 10-MDP-t (new 3D-SR) tartalmazó Bond Force II (TBF II) és a VCP, 10-MDP és szilánt tartalmazó Scotchbond Universal (SU) adhezív hatékonyságát vizsgáltuk bulk-fill kompozitok javítása esetén. A Heliobond funkciós molekulát nem tartalmazó, oldószermentes adhezívet választottuk kontroll adhezívként.

A gyanta bázisú kompozitokat eltérő molekulasúlyú és viszkozitású dimetakrilátok (BisGMA, BisEMA, UDMA) keveréke alkotja, melyek optimális alapot képeznek a töltőanyagok beilleszkedésére, azonban a konverziós rátájuk limitált, így a polimerizáció befejeződése után is tartalmaznak reagálatlan monomereket (111). A konverzió javítása és a töltőanyag mennyiségének növelése érdekében további alacsony viszkozitású TEGDMA monomert adnak a gyantához (12). A változatos összetételű, méretű és formájú töltőanyagok, melyek hidroxil csoportját szilán molekula kapcsolja a gyanta mátrixhoz, javítják a kompozitok mechanikai tulajdonságait (429). Újítást jelent a bulk-fill kompozitok csoportja, melyek módosított monomereket, töltőanyagokat és új típusú iniciátor rendszereket tartalmaznak, optimalizálva a polimerizációs mélységet, csökkentve a kontrakciós stresszt, melyek jellemző hátrányai az univerzálisan alkalmazható gyanta bázisú tömőanyagoknak (430). A technológiai innovációk ellenére a szájüregi környezetben mind az univerzális, mind a bulk-fill kompozitok élettideje limitált (368). Ennek ismeretében számos javítási protokolt javasoltak mikrohibrid, nanotöltésű, vagy nanohybrid típusú tömőanyagok javítására (312,398,431–433), a bulk-fill kompozitok javíthatóságára vonatkozóan azonban kevés információ áll rendelkezésünkre (379,393,434,435). Vizsgálatunkban alacsony viszkozitású SDR és magas viszkozitású Tetric EvoCeram Bulkfill bulk-fill kompozitok javítását végeztük el.

A kompozit javítás három lehetséges célpontot sorakoztat fel a határfelületi összekapcsolódásra. A kémiai kötések kialakítását a reagálatlan C=C kötések jelenléte és az exponált töltőanyagok felülete biztosítja, míg a retentív területek a mechanikai illeszkedést biztosítják (317). A frissen polimerizált és az öregített kompozit javíthatóság szempontjából eltérően viselkedik. Az öregített kompozit felszínén megjelennek a hidrolízis jelei, a monomer kioldódás, a keresztkötéses gyanta mátrix degradációja, mikrorepedések, emellett a reaktív molekulák jelenlétének csökkenése is jellemző (385,388,436). A termociklusos öregítés esetén a folyamatos hőmérsékletváltozások, a gyanta mátrix és a töltőanyag különböző hőtágulási együtthatója miatt hozzájárulnak a határfelületi kapcsolódás gyengüléséhez (437). A töltőanyag gyanta határfelületen bekövetkező hidrolízis pedig a töltőanyag szemcsék meglazulását esetleg kiesését okozhatják (108,437). Mindezen tényezők együttesen a felszín reaktivitását, javíthatóságát jelentősen csökkentik (438).

Korábban javasolt több lépcsős javítási protokollok hatékonynak bizonyultak univerzális kompozitok esetén, azonban a speciális eszközök alkalmazása bonyolulttá teszi a mindennapi kezeléseket (385,439,440), a mikroretentív felszínhez pedig a magas viszkozitású gyanta közvetlen kapcsolódása nehezített. Erre jelent megoldást egy különálló szilanizálási lépés (398). Amennyiben a szilánt az adhezívbe inkorporálják az ugyan egyszerűsítheti a protokolt, azonban az adhezív kémiai összetétele és pH-ja befolyásolja a hatékonyságát, ezért a szilán külön primerként való alkalmazása kedvezőbbnek bizonyul (423,441). Az adhezívek alkalmazása a javítási protokollban azonban egyértelműen ajánlott mind az azonnali, mind az öregített kompozitok esetén (348,378,388).

A vizsgálati módszerünk egyszerűsített javítási protokolt elemez mind az azonnali, mind az öregített bulk-fill kompozitok esetében a polírozott felszínen 2 univerzális adhezív intermedier réteggént való alkalmazásával. Az adhezívet alkalmazása előtt a felszínt 1200-grit finomságig políroztuk, mely a klinikai gyakorlatban a fehér (ultra-fine) jelzésű gyémánt fúró által létrehozott felszínnek felel meg. Ezt követően ultrahangos fürdőben tisztítottuk a standardizált javítási felszín biztosítására (378,442,443). Hasonlóan más vizsgálatok PEM és profilometriai eredményeihez a mi eredményeink is nanoméretű árkok és kiemelkedések, exponált töltőanyag területek jelenlétét igazolták mindkét azonnali javításra alkalmazott kompozit felszíneinek esetében. (444,445). Az öregített felszíneket dezintegráció és pórusok kialakulása jellemezte.

A kompozitok maximális szakítószilárdsági értékének meghatározására pozitív kontroll csoportot alkalmaztunk. Az ideális javítási protokoll célja az anyagra jellemző maximális

szakítószilárdság elérése, mind az azonnali, mind az öregített kompozit javítások esetében (398).

Vizsgálatunkban a szakítószilárdság szélső értékei 25,07 MPa TECBF HB (2A csoport) esetén és 46,33 MPa SDR TBFII (3 csoport) esetén. Az adhezívek nélkül elérhető szakítószilárdságot a negatív kontroll csoportok reprezentálják a legalacsonyabb szakítási szilárdság értékekkel.

Egybehangzóan más korábbi közleményekkel az adhezívek alkalmazása javítja az adhézió hatékonyságát a javítandó és javító kompozitok határfelületén, mind az azonnali, mind az öregített alapkompozitok esetén (366,398,434,435). Az adhezívek alkalmasak az irreguláris felszín nedvesítésére és kovalens kötés kialakítására a reagálatlan felszíni C=C kötésekkel (311,446). Ellentétben azonban más eredményekkel (366,378) az általunk alkalmazott TBFII, SU adhezívek a HB kontroll adhezívhez képest magasabb javítási bonderősséget eredményeztek minden vizsgált csoportban, amely egybehangzó Cuevas-Suarez és mtsai által publikált eredményekkel (359,381,386).

Az általunk vizsgált adhezívek, bár eltérő összetételűek, nem eredményeztek szignifikáns eltéréseket egyik TECBF, vagy SDR vizsgálati csoportban sem, hasonlóan Isolan és mtsai. által közölt eredményekhez (366). Fontos azonban kiemelni, hogy Isolan és mtsai által alkalmazott protokoltól eltérően mind a két az általunk vizsgált adhezív tartalmaz 10-MDP funkciós molekulát, így hatékony kémiai kötést alakított ki a határfelületen az öregített minták esetében is, több mint 80%-át érve el a pozitív kontroll szakítószilárdsági értékének. A SU prehidrolizált szilánt is tartalmaz. Azonban valószínűsíthető, hogy a savas kémhatású oldatban a szilán stabilitása változik, így a primerező képessége csökkenhet (441,447). Vizsgálatunkban a SU komplexitása nem eredményezett szignifikánsan magasabb bonderősséget a kevésbé komplex összetételű TBFII adhezívvel összehasonlítva, ami szintén hasonló Isolan és mtsai által tapasztalt eredményekhez (366). Egyes szerzők szerint az öregített felszínen kedvező hatások is érvényesülhetnek a felszíni mikromechanikai kapcsolódás szempontjából. A kieső töltőanyag helye alkalmas retenciós felületet eredményezhet a javításkor alkalmazott intermedier anyag számára (448,449). Valamint az öregített kompozit felszín hidrofilebb, polárosabb karaktere együttesen a degradáció következtében kialakuló mikroretentív területekkel szintén kedvező lehet a mikromechanikai kapcsolat kialakulásában (320).

Vizsgálatunk során az öregített minták esetében a pozitív kontroll eredményeihez képest alacsonyabb javítási bonderősséget mértünk, amely egybehangzó korábbi vizsgálatok eredményeivel (386,435,438). Özcan és mtsai által publikált eredményekhez hasonlóan az

öregített kompozit felszíneken az azonnali javítási párokkal összehasonlítva is szignifikánsan alacsonyabb szakítászilárdságot mértünk (312), mely az alacsonyabb számban jelen lévő C=C kötésekkel mutathat összefüggést (307,377,387).

A vizsgálatunk során az alacsony viszkozitású bulk-fill kompozit (SDR) polírozott felszíni javítási bonderősség értékei magasabbak voltak, mint a magas viszkozitású bulk-fill kompozit (TECBF) és megközelítették a korábban Atalaj és munkatársai által mechanikai felszínkezeléssel kombinált javítási protokollal elért javítási bonderősség értékeit, amely a protokollok eltéréseivel magyarázható (379).

A bulk-fill kompozitok összetételbeli eltérése befolyásolja a javíthatóságuk eredményességét is. A magas viszkozitású TECBF leginkább a nanohybrid kompozitokkal mutat hasonlóságot (436). A magas százalékban jelen lévő kisméretű töltőanyag tartalom nagy határfelületet eredményez a kompozit belsejében, amely fokozza a hidrolízisre, a degradációra és a töltőanyagok kimoszulására való hajlamot (450). Emellett a prepolimerizált töltőanyagok szilanizációja és gyantába való integrációja is problematikus (35), ami kedvezőtlenebb mechanikai tulajdonságokkal is összefügghet (168). Az egyes monomerek vízadszorpcióra való hajlama is eltérő, így az UDMA, Bis-EMA jelenléte kedvezőbb lehet (16). Özcan és mtsai eredményeihez hasonlóan a mi vizsgálatunkban is a TECBF öregítés után alacsonyabb szakítászilárdságot mutatott (312). Az SDR kompozit esetén szignifikánsan magasabb szakítászilárdsági eredményt mértünk minden megfeleltetett TECBF csoporttal összehasonlítva, melynek háttérében az eltérő gyanta és töltőanyag összetétel állhat (389). A bulk-fill kompozitok esetében a megnövelt polimerizációs mélységet a fényáteresztő képesség fokozása révén biztosítják (451), melynek háttérét az SDR esetében a 20 µm-t meghaladó töltőanyag részecskék integrálása, a TECBF esetében az egyforma, kis méretű kerek töltőanyagok biztosítják (7,452). A töltőanyagok méretbeli és összetételbeli különbségei a két bulk-fill kompozit esetében, annak ellenére, hogy mindkét esetben a töltőanyagok bárium-aluminium-szilika alapúak eltérő javíthatóságot eredményeztek. Az összetétel hatással van az egyes funkcionális monomerek kémiai kapcsolódásának lehetőségeire is, ahol az 10-MDP, vagy a VCP eredményesebben kapcsolódhat az SDR üveg töltőanyagaihoz, mint a PPF töltőanyagok felszínéhez (306).

Összehasonlítva a törési mód eredményeket, a pozitív kontrollok kizárólag kohezív törési felszín, a funkcionális molekulát tartalmazó adhezívek nagyobb számban eredményeztek kohezív törési felszín, mint a kontroll adhezív, amely a vizsgált adhezívek eredményességét bizonyítják. Az öregített minták esetében az adhezív törési felszínek domináltak, amely megfelel és összefügg az elérhető C=C kötések alacsonyabb számával.

Összességében az in vitro vizsgálati módszereink lehetőséget adnak az egyes anyagok kontrollált körülmények közötti összehasonlítására, azonban az in vivo szituációk komplexitásának teljes mértékű leképezésére nem. Ezért ezek az in vitro eredmények minden esetben ezen korlátok figyelembe vételével értékelendők. Vizsgálataink eredménye alátámasztja, hogy a felszínkezelési eljárások jelentősen befolyásolják az egyes gyanta bázisú anyagok javíthatóságát, emellett az alkalmazott adhezívek összetétele is jelentős hatást gyakorol a határfelület stabilitására.

Az in vitro vizsgálat eredmények korlátai

1. Az in-vitro eredmények természetüknél fogva csak korlátozottan extrapolálhatóak in-vivo szituációkra. Klinikai in vivo összehasonlító és utánkövetéses vizsgálatok igazolhatják csak a javasolt protokoll eredményességét. Ezekben az esetekben a vizsgálati beteg és kontroll csoport egyedi jellegzetességei pl. szájhigiéne, táplálkozási szokások, rágóerő, parafunkciók jelenléte, és az operátortól függő tényezők egyaránt hatást gyakorolhatnak a javítás eredményességére. Emellett meg kell említeni a javítandó kompozit szubsztrát egyedi jellegzetsségeinek befolyásoló hatásait is.
2. Az in vitro körülmények standardizáltak, így nem alkalmasak a szájüregi körülmények teljes mértékű imitálására. Emellett a vizsgálat tervezése során a változó paraméterek számának csökkentése is fontos, hogy az egyes faktorok izolált hatását optimálisan vizsgálhassuk. A vizsgált kompozit tömbök készítése a körülményeket tekintve hosszabb idejű, nagyobb energiájú, ideális irányú megvilágítással magasabb konverziós ráta kialakulását tehetik lehetővé. Fontos kiemelnünk, hogy a kompozit polimerizációja szobahőmérsékleten, száraz környezetben történt, és kivártuk a 24 órás sötét fázis befejeződését, míg a szájüregben a jelen lévő pára, a megvilágítás nehézségei, a fényforrás paraméterei, a kompozit rétegek behelyezésének problematikája nem biztosít ilyen ideális

körülményeket. Emellett a fogak preparált üregének konfigurációja bonyolultabb, mint a vizsgálatban szereplő sík felszínnek. A fogak esetében több határfelülettel is számolnunk kell az egyidejű zománc, dentin és kompozit felszínhez való ragasztás során, melyek mechanikai szempontból eltérően viselkedhetnek. A szájüregben ható erővektorok sem azonosak teljes mértékben a vizsgálati módszerek során alkalmazott erőhatásokkal.

3. Előnyös lehet azonban in-vitro, hogy az egyes hatásokat izoláltan vizsgálhatjuk, a standardizált körülmények között az anyagok viselkedését, hatékonyságát összehasonlíthatjuk, illetve a választott paraméterek kölcsönhatását, együttes hatásait modellezhetjük és elemezhetjük.

V. Összefoglalás

Az értekezés új tudományos eredményei

A vizsgálatok korlátait figyelembe véve a következő megállapításokat tehetjük:

1. Nanohibrid (TEC) kompozit javítás során a homokfújás szignifikánsan magasabb nyírószilárdságot eredményez, mint az 500 grit szemcseméretig történő polírozás.
2. A homokfújt felszínen alkalmazott 10-MDP tartalmú univerzális adhezív (TBF II) eredményezte a legmagasabb nyírószilárdságot, ami így javasolt lehet a nanohibrid kompozit javítás esetén.
3. A homokfújt felszínen alkalmazott 10-MDP tartalmú univerzális adhezív (TBF II) nyírószilárdság értékei a pozitív kontroll nyírószilárdság értékeivel összemérhetőek.
4. Bulk-fill kompozitok (SDR, TECBF) javítása esetén a 10-MDP funkcionális monomert tartalmazó adhezívek (TBF II, SU) alkalmazása szignifikánsan magasabb szakítási szilárdságot eredményez.
5. A bulk-fill kompozitok (SDR, TECBF) viszkozitása nem befolyásolja a funkcionális molekulát tartalmazó univerzális adhezívvel (TBF II, SU) történő javítás sikerességét.
6. Bulk-fill kompozitok (SDR, TECBF) szakítószilárdsága 10-MDP tartalmú univerzális adhezívvel (TBF II, SU) a pozitív kontroll szakítószilárdságával összemérhető (453,454).

Summary

Within the limitations of this study, the following conclusions can be drawn:

1. Nanohybrid composite (TEC) substrate treated with sandblasting yielded statistically higher bond strength values when compared to non-sandblasted polished up to 500 Grit substrate surfaces.
2. The use of sandblasting followed by the application of TBF II containing universal adhesive (TBF II) yielded the statistically highest repair bond strength values, suggesting that this repair protocol may be recommended to achieve the best outcome for nanohybrid composite repairs.

3. The bonding performance observed in nanohybrid composite (TEC) repairs treated with sandblasting and the 10-MDP containing universal adhesive system (TBF II) is comparable to the bond strength values of cohesive composites.
4. Bulk-fill RBC (SDR, TECBF) treated with universal adhesive systems containing a functional monomer 10-MDP (TBF II, SU) yielded statistically higher bond strength values when compared to non-functional containing adhesive.
5. The viscosity of bulk-fill RBC (SDR, TECBF) does not influence repair bond strength values, suggesting both low and high viscosity RBCs are amenable to successful repair using functional monomers to achieve the best outcome.
6. The repair bond strengths observed in bulk-fill RBC (SDR, TECBF) repairs treated with the 10-MDP containing universal adhesive systems (TBFII, SU) is comparable to the bond strength values of cohesive RBCs.

Irodalomjegyzék

1. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66(1):57–64.
2. Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. In: *Monatshefte für Chemie.* Springer; 2005;136(1):21–45.
3. Ferracane JL. Current Trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995 Oct;6(4):302–18.
4. Jandt KD, Sigusch BW. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater.* 2009 Aug;25(8):1001–6.
5. de la Macorra García Polymerization contraction of composite resin restorative materials. *Odont Conserv.* 1999;2(1):24–35.
6. Floyd CJE, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater.* 2006 Dec;22(12):1143–9.
7. Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials.* 2005 Aug;26(24):4932–7.
8. Bowen RL. Use of Epoxy Resins in Restorative Materials. *J Dent Res.* 1956;35(3):360–9.
9. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *European Journal of Oral Sciences.* Blackwell Munksgaard. 1997;105(2):97–116.
10. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res.* 1999;78(8):1469–76.
11. Lemon MT, Jones MS, Stansbury JW. Hydrogen bonding interactions in methacrylate monomers and polymers. *J Biomed Mater Res Part A.* 2007 Dec;83A(3):734–46.
12. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011;90(4):402–16.
13. Charton C, Falk V, Marchal P, Pla F, Colon P. Influence of T_g, viscosity and chemical structure of monomers on shrinkage stress in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Dent Mater.* 2007 Nov;23(11):1447–59.
14. US3825518A - Dental filling materials - Google Patents.
15. Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005 Feb;72(2):310–5.
16. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003 Feb;24(4):655–65.
17. Ogliari FA, Ely C, Zanchi CH, Fortes CBB, Samuel SMW, Demarco FF, Petzhold CL, Piva E. Influence of chain extender length of aromatic dimethacrylates on polymer network development. *Dent Mater.* 2008 Feb;24(2):165–71.
18. Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers, *Progress in Polymer Science.* 2001;26(4):605–65.
19. Reynolds RJW. Principles of polymerization. G. Odian, pp. xviii + 652, 1970. New York: McGraw-Hill. *Br Polym J.* 1971 Mar;3(2):97–8.
20. Lovell LG, Berchtold KA, Elliott JE, Lu H, Bowman CN. Understanding the

- kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins. *Polym Adv Technol*. 2001 Jun;12(6):335–45.
21. Loshaek S, Fox TG. Cross-linked Polymers. I. Factors Influencing the Efficiency of Cross-linking in Copolymers of Methyl Methacrylate and Glycol Dimethacrylates. *J Am Chem Soc*. 1953 Jul;75(14):3544–50.
 22. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science*. 2001;26(4): 535–76.
 23. Moszner N, Salz U. Recent developments of new components for dental adhesives and composites. *Macromolecular Materials and Engineering*. 2007;292(3): 245–71.
 24. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56(SUPPL. 1):59–66.
 25. Moszner N, Fischer UK, Angermann J, Rheinberger V. A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dent Mater*. 2008 May;24(5):694–9.
 26. Klee JE, Neidhart F, Flammersheim H, Mülhaupt R. Monomers for low shrinking composites, 2. Synthesis of branched methacrylates and their application in dental composites. *Macromol Chem Phys*. 1999 Mar;200(3):517–23.
 27. Moszner N, Völkel T, Fischer UK, Rheinberger V. Polymerisation of cyclic monomers, 8. Synthesis and radical polymerisation of hybrid 2-vinylcyclopropanes. *Macromol Rapid Commun*. 1999 Jan;20(1):33–5.
 28. Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 1993 Sep;24(9):632-40.
 29. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater*; 2005.21(1):68–74.
 30. Trujillo-Lemon M, Ge J, Lu H, Tanaka J, Stansbury JW. Dimethacrylate derivatives of dimer acid. *J Polym Sci Part A Polym Chem*. 2006 Jun;44(12):3921–9.
 31. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):962–70.
 32. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater*; 2011;27(1):29–38.
 33. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: Review of the literature. *Ped Dent*. 2002;24(5):465–79.
 34. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater*. 2009 Dec;25(12):1564–8.
 35. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent*. 2009 Nov;34(6):697–702.
 36. Anusavice K, Shen C, Rawls H. Phillips' science of dental materials. 2012;
 37. Satterthwaite JD, Vogel K, Watts DC. Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-strain. *Dent Mater*. 2009 Dec;25(12):1612–5.
 38. Mohsen NM, Craig RG. Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems. *J Oral Rehabil*. 1995;22(3):183–9.
 39. Chen TM, Brauer GM. Solvent effects on bonding organo-silane to silica surfaces. *J Dent Res*. 1982;61(12):1439–43.
 40. Wang J, Ploehn HJ. Dynamic mechanical analysis of the effect of water on glass bead-epoxy composites. *J Appl Polym Sci*. 1996 Jan;59(2):345–57.
 41. Zhao FM, Takeda N. Effect of interfacial adhesion and statistical fiber strength on tensile strength of unidirectional glass fiber/epoxy composites. Part I: Experiment results. *Compos Part A Appl Sci Manuf*. 2000;31(11):1203–14.

42. Kessler A, Bledzki A. Correlation between interphase-relevant tests and the impact-damage resistance of glass/epoxy laminates with different fibre surface treatments. *Compos Sci Technol*. 2000 Jan;60(1):125–30.
43. Keusch S, Queck H, Gliesche K. Influence of glass fibre/epoxy resin interface on static mechanical properties of unidirectional composites and on fatigue performance of cross ply composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf*. 1998 Jan;29(5–6):701–5.
44. Dibenedetto AT, Lex PJ. Evaluation of surface treatments for glass fibers in composite materials. *Polym Eng Sci*. 1989 Apr;29(8):543–55.
45. Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finné G, Leloup G, Devaux J. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: Degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater*. 2009 Dec;25(12):1576–84.
46. Cook W, Simon G, Burchill PJ, Lau M, Fitch TJ. Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins. *J Applied Pol Sci* 1998 April;25:769-781.
47. Lecamp L, Youssef B, Bunel C, Lebaudy P. Photoinitiated polymerization of a dimethacrylate oligomer: 1. Influence of photoinitiator concentration, temperature and light intensity. *Polymer*. 1997 Jan;38(25):6089–96.
48. Nie J, Lindén LÅ, Rabek JF, Ekstrand J. Photocuring of mono- and di-functional (meth)acrylates with tris [2-(acryloyloxy)ethyl]isocyanurate. *Eur Polym J*. 1999 Aug;35(8):1491–500.
49. Truffier-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Biebuyck JJ, Mestdagh M, Larbanois P, Leloup G. A physico-chemical explanation of the post-polymerization shrinkage in dental resins. *Dent Mater*. 2006 May;22(5):405–12.
50. Söderholm KM, Roberts MJ. Variables influencing the repair strength of dental composites. *Eur J Oral Sci*. 1991;99(2):173–80.
51. Dall’oca S, Papacchini F, Goracci C, Cury ÁH, Suh BI, Tay FR, Polimeni A, Ferrari M. Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2007 May;81(2):493–8.
52. Burtscher P. Stability of radicals in cured composite materials. *Dent Mater*. 1993;9(4):218–21.
53. Leprince J, Lamblin G, Truffier-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Mestdagh M, Leloup G. Kinetic study of free radicals trapped in dental resins stored in different environments. *Acta Biomater*. 2009 Sep;5(7):2518–24.
54. Leprince JG, Lamblin G, Devaux J, Dewaele M, Mestdagh M, Palin WM, Gallez B, Leloup G. Irradiation modes’ impact on radical entrapment in photoactive resins. *J Dent Res*. 2010 Dec;89(12):1494–8.
55. Anseth KS, Newman SM, Bowman CN. Polymeric dental composites: Properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. *Adv Polym Sci*. 1995;122:176–217.
56. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater*. 2002 Jan;18(1):64–71.
57. Da Silva EM, Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JGA. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite: Influence of the light-activation mode. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(2):161–6.
58. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Sobrinho LC, de Goes MF, Henriques GEP. Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods. *Polym Test*. 2006 May;25(3):282–8.
59. Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in

- light-cured composites. *Dent Mater.* 1987;3(1):19–25.
60. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986;20(1):121–31.
 61. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. *Biocompatibility of Dental Materials.* Springer Berlin Heidelberg; 2009. 1–379.
 62. Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation - activated composite restoratives- Influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil.* 1995;22(5):337–42.
 63. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci.* 2003 Jun;111(3):277–9.
 64. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the ‘depth of cure’ of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater.* 2012 May;28(5):512–20.
 65. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.* 2012 May;28(5):521–8.
 66. Liebenberg WH. Successive cusp build-up: an improved placement technique for posterior direct resin restorations. *J Can Dent Assoc.* 1996 Jun;62(6):501–7.
 67. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(10):1387–98.
 68. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008 Nov;24(11):1501–5.
 69. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002 Sep;18(6):463–9.
 70. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. undefined. *Oper Dent.* 2003 Maj-Jun;28(3):307–14;
 71. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005 Jul;84(7):659–62.
 72. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, Plin WM. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent Mater.* 2011 Feb;27(2):157–64.
 73. Emami N, Söderholm KJM. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2003 Dec;111(6):536–42.
 74. Lempel E, Czibulya Z, Kunsági-Máté S, Szalma J, Sümegi B, Böddi K. Quantification of conversion degree and monomer elution from dental composite using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *Chromatographia.* 2014 Jan;77(17–18):1137–44.
 75. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent.* 1988;59(3):297–300.
 76. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006 Apr;22(4):359–65.
 77. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res.* 1984 Feb;63(2):146–8.
 78. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997Nov;25(6):435–40.
 79. Yap A, dentistry MS-O, Post-gel polymerization contraction of" low shrinkage"

- composite restoratives Oper Dent. 2004 Mar-Apr;29(2):182-7.
80. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dent Mater. 2005 Dec;21(12):1150-7.
 81. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration. J Dent Res. 1987;66(11):1636-9.
 82. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci. 1995;103(5):322-6.
 83. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJP. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. J Dent. 2012 Jun;40(6):500-5.
 84. Fleming GJP, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJT. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. J Dent. 2007 Feb;35(2):97-103.
 85. Bergenholtz G. Evidence for bacterial causation of adverse pulpal responses in resin-based dental restorations. Crit Rev Oral Biol Med. 2000;11(4):467-80.
 86. Konishi N, Torii Y, Kurosaki A, Takatsuka T, Itota T, Yoshiyama M. Confocal laser scanning microscopic analysis of early plaque formed on resin composite and human enamel. J Oral Rehabil. 2003 Aug;30(8):790-5.
 87. Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu A, Garcia-Godoy F, Brambilla E. Surface properties of resin-based composite materials and biofilm formation: A review of the current literature. Am J Dent 2015 Dec;28(6):311-20.
 88. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, DeRouen TA. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. J Am Dent Assoc. 2007;138(6):775-83.
 89. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. Am J Dent. 2002 Jun;15(3):198-210.
 90. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. J Am Dent Assoc. 1967;74(2):439-45.
 91. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. J Am Dent Assoc. 1983;106(4):475-7.
 92. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. Oper Dent. 2005 Mar-Apr;30(2):213-9.
 93. Willershausen B, Callaway A, Ernst C-P, Stender E. The influence of oral bacteria on the surfaces of resin-based dental restorative materials - an in vitro study. Int Dent J. 1999 Aug;49(4):231-9.
 94. Montanaro L, Campoccia D, Rizzi S, Donati ME, Breschi L, Prati C, Arciola CR. Evaluation of bacterial adhesion of Streptococcus mutans on dental restorative materials. Biomaterials. 2004 Aug;25(18):4457-63.
 95. Shahal, Steinberg, Hirschfeld, Bronshteyn, Kopolovic. *In vitro* bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. J Oral Rehabil. 1998 Jan;25(1):52-8.
 96. Suljak JP, Reid G, Wood SM, McConnell RJ, van der Mei HC, Busscher HJ. Bacterial adhesion to dental amalgam and three resin composites. J Dent. 1995 Jun;23(3):171-6.
 97. Hannig M. Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental

- materials in vivo. *Eur J Oral Sci.* 1999 Feb;107(1):55–64.
98. Beyth N, Bahir R, Matalon S, Domb AJ, Weiss EI. Streptococcus mutans biofilm changes surface-topography of resin composites. *Dent Mater.* 2008 Jun;24(6):732–6.
 99. De Paula AB, Fucio SBP, Ambrosano GMB, Alonso RCB, Sardi JCO, Puppini-Rontan RM. Biodegradation and abrasive wear of nano restorative material. *Oper Dent.* 2011 Nov;36(6):670–7.
 100. Finer Y, Santerre JP. The influence of resin chemistry on a dental composite's biodegradation. *J Biomed Mater Res - Part A.* 2004 May;69(2):233–46.
 101. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Eur J Oral Sci.* 1984 Jun;92(3):257–61.
 102. Palin WM, Fleming GJP, Burke FJT, Marquis PM, Randall RC. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent Mater.* 2005 Sep;21(9):852–63.
 103. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In Vitro Aging of Dental Composites in Water--Effect of Degree of Conversion, Filler Volume, and filler/matrix Coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998;42(3).
 104. Soderholm KJM, Roberts MJ. Influence of Water Exposure on the Tensile Strength of Composites. *J Dent Res.* 1990;69(12):1812–6.
 105. Lloyd CH. The fracture toughness of dental composites: III. The effect of environment upon the stress intensification factor (KIC) after extended storage. *J Oral Rehabil.* 1984;11(4):393–8.
 106. Drummond JL, Savers EE. In vitro aging of a heat/pressure-cured composite. *Dent Mater.* 1993;9(3):214–6.
 107. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009 Jun;25(6):810–9.
 108. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006 Mar;22(3):211–22.
 109. De Moraes RR, Marimon JLM, Jochims Schneider LF, Sinhoreti MAC, Corrêa-Sobrinho L, Bueno M. Effects of 6 months of aging in water on hardness and surface roughness of two microhybrid dental composites. *J Prosthodont.* 2008 Jun;17(4):323–6.
 110. Söderholm KJ. Degradation of Glass Filler in Experimental Composites. *J Dent Res.* 1981;60(11):1867–75.
 111. Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2006 Jan;76(1):114–20.
 112. Odén A, Ruyter IE, Øysd H. Creep and recovery of composites for use in posterior teeth during static and dynamic compression. *Dent Mater.* 1988;4(3):147–50.
 113. Venz S, Dickens B. NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *J Biomed Mater Res.* 1991 Oct;25(10):1231–48.
 114. Jäger S, Balthazard R, Dahoun A, Mortier E. Filler content, surface microhardness, and rheological properties of various flowable resin composites. *Oper Dent.* 2016 Nov;41(6):655–65.
 115. Ferry J. Viscoelastic properties of polymers. 1980.
 116. De Oliveira DCRS, Ayres APA, Rocha MG, Giannini M, Puppini Rontani RM, Ferracane JL, Sinhoreti MACI. Effect of different in vitro aging methods on color stability of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE2000 color-difference formulas. *J Esthet Restor Dent.* 2015 Sep;27(5):322–30.

117. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994;21(4):441–52.
118. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: A review. *Clin Oral Investig.* 2008 Mar;12(1):1–8.
119. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials.* 1991;12(8):737–40.
120. Beatty MW, Swartz ML, Moore BK, Phillips RW, Roberts TA. Effect of Microfiller Fraction and Silane Treatment on Resin Composite Properties. *J Biomed Mater Res.* 1998;40(1):12–23.
121. Øysæd H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: Mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res.* 1986;20(2):261–71.
122. Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composites. *Dent Mater.* 2004 Dec;20(10):979–86.
123. Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: Influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater.* 2003 Sep;19(6):466–70.
124. Lindberg A, Van Dijken JWV, Hörstedt P. Interfacial adaptation of a Class II polyacid-modified resin composite/resin composite laminate restoration in vivo. *Acta Odontol Scand.* 2000;58(2):77–84.
125. Van Dijken JWV. A 6-year clinical evaluation of class I poly-acid modified resin composite/resin composite laminate restorations cured with a two-step curing technique. *Dent Mater.* 2003 Jul;19(5):423–8.
126. Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. *J Adhes Dent.* 2013;15(4):341–50.
127. Van Dijken JWV. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: A 12-year follow-up. *J Dent* 2010;38(6):469–74.
128. Van Dijken JWV, Pallesen U. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: A 7-year evaluation. *Dent Mater.* 2011 Feb;27(2):150–6.
129. Dijken J van, Dentistry AL-J of A. Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *J Adhes Dent* 2009 Apr;11(2):143–8.
130. Boaro LCC, Gonalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater.* 2010 Dec;26(12):1144–50.
131. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995;23(3):183–9.
132. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent.* 1998;26(8):695–700.
133. Suh B, Feng L, Wang Y, Cripe C, Cincione C, de Rijk W. The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. 1999 Feb;20(2):4–12.
134. Ilie N, Jelen E, Hickel R. Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units? *Clin Oral Investig.* 2011;15(1):21–9.
135. Benetti AR, Peutzfeldt A, Asmussen E, Pallesen U, Franco EB. Influence of curing rate on softening in ethanol, degree of conversion, and wear of resin composite. *Am J Dent.* 2011 Apr;24(2):115–8.
136. Eliades GC, Caputo AA. The strength of layering technique in visible light-cured composites. *J Prosthet Dent.* 1989 Jan;61(1):31–8.

137. Suh BI. Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(5):316–23.
138. Finger WJ, Lee KS, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dent Mater*. 1996;12(4):256–61.
139. Rueggeberg FA, Margeson DH. The Effect of Oxygen Inhibition on an Unfilled/Filled Composite System. *J Dent Res*. 1990;69(10):1652–8.
140. Lee TY, Guymon CA, Jönsson ES, Hoyle CE. The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth)acrylates photopolymerization. *Polymer*. 2004 Aug;45(18):6155–62.
141. Vallittu PK. Oxygen inhibition of autopolymerization of polymethylmethacrylate-glass fibre composite. *J Mater Sci Mater Med*. 1997 Aug;8(8):489–92.
142. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res*. 2005 Aug;84(8):725–9.
143. Shawkat ES, Shortall AC, Addison O, Palin WM. Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dent Mater*. 2009 Nov;25(11):1338–46.
144. Kamiya Y, Naito Y, Hirose T, Mizoguchi K. Sorption and partial molar volume of gases in poly (dimethyl siloxane). *J Polym Sci Part B Polym Phys*. 1990 Jul;28(8):1297–308.
145. Sehgal A, Rao Ym, Joshua M, Narayanan LI. Evaluation of the effects of the oxygen-inhibited layer on shear bond strength of two resin composites. *J Conserv Dent*. 2008;11(4):159–161.
146. Truffier-Boutry D, Place E, Devaux J, Leloup G. Interfacial layer characterization in dental composite. *J Oral Rehabil*. 2003 Jan;30(1):74–7.
147. Kim JS, Choi YH, Cho BH, Son HH, Lee IB, Um CM, Kim CK. Effect of light-cure time of adhesive resin on the thickness of the oxygen-inhibited layer and the microtensile bond strength to dentin. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2006 Jul;78(1):115–23.
148. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LVJ, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: Effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci*. 2015 Feb;123(1):53–60.
149. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDRTM technology. *Dent Mater*. 2011 Apr;27(4):348–55.
150. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: An in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*. 2013 Nov;38(6):618–25.
151. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*. 2014;18(8):1991–2000.
152. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2018Nov;30(6):492–501.
153. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater*. 2008 Jul;24(7):901–7.
154. Lempel E, Czibulya Z, Kovács B, Szalma J, Tóth Á, Kunsági-Máté S, et al. Degree of conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from flowable bulk fill composites. *Int J Mol Sci*. 2016 May;17(5):732
155. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva GF. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*. 2014;39(4):441–8.
156. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites.

- Odontology. 2016 Sep;104(3):291–7.
157. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: A review. *Br Dent J* 2017 Mar;222(5):337–44.
 158. Kim RJY, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*. 2015 Apr;43(4):430–9.
 159. Veloso SRM, Lemos CAA, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, Pellizzer EP, de Melo Monteiro GQ. Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 2019 Jan;23(1):221–33.
 160. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, et al. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *J Dent*. 2014 Apr;42(4):377–83.
 161. van Dijken JWV, Pallesen U. Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology: a randomized, controlled 6-year evaluation. *Eur J Oral Sci*. 2017 Aug;125(4):303–9.
 162. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983;50(4):480–8.
 163. Lambrechts P, Herle G. Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer. *J Oral Rehabil*. 1982 May;9(3):203–16.
 164. Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Oper Dent*. 2006 Nov;31(6):734–40.
 165. Lambrechts P, Ameye C, Vanherle G. Conventional and microfilled composite resins. Part II: Chip fractures. *J Prosthet Dent*. 1982 Nov;48(5):527–38.
 166. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*. 1994;125(6):687–701.
 167. Venhoven BAM, De Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials*. 1996;17(7):735–40.
 168. Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater*. 2016 Dec;32(12):1586–99.
 169. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J Nanotechnol*. 2004;1(1–2):130–56.
 170. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*. 2002;87(6):642–9.
 171. Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J*. 2009;28(1):102–12.
 172. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig*. 2009 Dec;13(4):427–38.
 173. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):51–9.
 174. Da Silva EM, Poskus LT, Guimarães JGA, Barcellos ADAL, Fellows CE. Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink density of dental composites. *J Mater Sci Mater Med*. 2008 Mar;19(3):1027–32.
 175. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382–90.

176. Pollack BF, Blitzer MH. The advantages of visible light curing resins. *N Y State Dent J*. 1982 Apr;48(4):228–30.
177. Jenkins AD. Photoinitiators for free radical cationic and anionic photopolymerisation, 2nd edition J V Crivello and K Dietliker Edited by G Bradley John Wiley & Sons, Chichester 1998. pp ix + 586, £ 90.00 ISBN 0-471-97892-2. *Polym Int*. 2000 Dec;49(12):1729–1729.
178. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Restor Dent*. 2000 Nov;12(6):300–8.
179. Ikemura K, Ichizawa K, Jogetsu Y, Endo T. Synthesis of a novel camphorquinone derivative having acylphosphine oxide group, characterization by UV-VIS spectroscopy and evaluation of photopolymerization performance. *Dent Mater J*. 2010;29(2):122–31.
180. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*. 2003;24(12):2097–103.
181. Cook WD, Chen F. Enhanced photopolymerization of dimethacrylates with ketones, amines, and iodonium salts: The CQ system. *J Polym Sci Part A Polym Chem*. 2011 Dec;49(23):5030–41.
182. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*. 1999;15(2):120–7.
183. Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent*. 2005 Jul;33(6):525–32.
184. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring - A review. *Dent Mater*, 2011 Jan;27(1):39–52.
185. Ganster B, Fischer UK, Moszner N, Liska R. New Photocleavable Structures, 4. *Macromol Rapid Commun*. 2008 Jan;29(1):57–62.
186. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013 Feb;29(2):139–56.
187. Kunio I, Takeshi E. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J*. 2010 Oct;29(5):481–501.
188. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater*. 2006 Jun;22(6):576–84.
189. Lynch CD, Frazier KB, McConnell RJ, Blum IR, Wilson NHF. State-of-the-art techniques in operative dentistry: Contemporary teaching of posterior composites in UK and Irish dental schools. *Br Dent J*. 2010 Aug;209(3):129–36.
190. Sunnegårdh-Grönberg K, van Dijken JWV, Funegård U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *J Dent*. 2009 Sep;37(9):673–8.
191. Bogacki RE, Hunt RJ, Del Aguila M, Smith WR. Survival analysis of posterior restorations using an insurance claims database. *Oper Dent*. 2002 Sep;27(5):488–92.
192. Norman RD, Wright JS, Rydberg RJ, Felkner LL. A 5-year study comparing a posterior composite resin and an amalgam. *J Prosthet Dent*. 1990;64(5):523–9.
193. Lucarotti PSK, Holder RL, Burke FJT. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 1): Variation by type of restoration and re-intervention. *J Dent*. 2005 Nov;33(10):805–15.
194. Wahl MJ, Schmitt MM, Overton DA, Gordon MK. Prevalence of cusp fractures in

- teeth restored with amalgam and with resin-based composite. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(8):1127–32.
195. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res.* 2010 Oct;89(10):1063–7.
 196. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Age of restorations at replacement in permanent teeth in general dental practice. *Acta Odontol Scand.* 2000;58(3):97–101.
 197. Mjör IA, Jokstad A. Five-year study of Class II restorations in permanent teeth using amalgam, glass polyalkenoate (ionomer) cermet and resin-based composite materials. *J Dent.* 1993;21(6):338–43.
 198. Mjör IA, Moorhead JE. Selection of restorative materials, reasons for replacement, and longevity of restorations in Florida. *J Am Coll Dent.* 1998 Jan;65(3):27–33.
 199. Mair LH, Fadm F. Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams *Quintessence Int* 1998 Aug;29(8):483-90.
 200. Ferracane JL. Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dent Mater.* 2013 Jan;29(1):51–8.
 201. Goldstein RE, Lamba S, Lawson NC, Beck P, Oster RA, Burgess JO. Microleakage around Class V Composite Restorations after Ultrasonic Scaling and Sonic Toothbrushing around their Margin. *J Esthet Restor Dent.* 2017 Jan;29(1):41–8.
 202. MacHado AC, Soares CJ, Reis BR, Bicalho AA, Raposo LHA, Soares P V. Stress-strain analysis of premolars with non-carious cervical lesions: Influence of restorative material, loading direction and mechanical fatigue. *Oper Dent.* 2017 May;42(3):253–65.
 203. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res.* 2008 Aug;87(8):710–9.
 204. Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller H-G. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system -2-year results. *J Oral Rehabil.* 2007 Nov;34(11):855–61.
 205. 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. *Dent Mater.* 2005;21(9):864–81.
 206. 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. *J Dent.* 2011 Jan;39(1):16–25.
 207. Manhart J, Chen HY, Hickel R. Clinical evaluation of the posterior composite quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *J Adhes Dent.* 2010;12(3):237–43.
 208. Shi L, Wang X, Zhao Y, Zhang Q, Zhang L, Ren Y, Chen Z. Evaluation of packable and conventional hybrid resin composites in class I restorations: Three-year results of a randomized, double-blind and controlled clinical trial. *Oper Dent.* 2010 Jan;35(1):11–9.
 209. Arhun N, Celik C, Yamanel K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: Two-year results. *Oper Dent.* 2010 Jul;35(4):397–404.
 210. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):71–9.
 211. Van Dijken JWV. Direct resin composite inlays/onlays: An 11 year follow-up. *J Dent.* 2000;28(5):299–306.
 212. Opdam NJM, Loomans BAC, Roeters FJM, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent.* 2004;32(5):379–83.

213. Larsen IB, Freund M, Munksgaard EC. Change in surface hardness of BisGMA/TEGDMA polymer due to enzymatic action. *J Dent Res.* 1992;71(11):1851–3.
214. De Gee AJ, Wendt SL, Werner A, Davidson CL. Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials.* 1996;17(13):1327–32.
215. Bayne SC. Correlation of clinical performance with ‘in vitro tests’ of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):52–71.
216. Söderholm KJM, Lambrechts P, Sarrett D, Abe Y, Yang MCK, Labella R, et al. Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. *Eur J Oral Sci.* 2001;109(4):273–81.
217. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):87–101.
218. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(4):350–60.
219. Beck F, Lettner S, Graf A, Bitriol B, Dumitrescu N, Bauer P, Mority A, Schedle A. Survival of direct resin restorations in posterior teeth within a 19-year period (1996-2015): A meta-analysis of prospective studies. *Dent Mater.* 2015 Aug;31(8):958–85.
220. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):63–70.
221. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2012 Aug;14(5):407–31.
222. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J.* 2000;50(5):361–6.
223. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BAC. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):2–8.
224. Kidd EA, Joyston-Bechal S, Beighton D. Diagnosis of secondary caries: A laboratory study. *Br Dent J.* 1994 Feb;176(4):135–9.
225. Forss H, Widström E. Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. *Acta Odontol Scand.* 2004 Apr;62(2):82–6.
226. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
227. Bowen RL. Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues. II. Bonding to Dentin Promoted by a Surface-active Comonomer. *J Dent Res.* 1965;44(5):895–902.
228. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res.* 1956;35(6):846–51.
229. Tobi H, Kreulen CM, Vondeling H, Van Amerongen WE. Cost-effectiveness of composite resins and amalgam in the replacement of amalgam Class II restorations. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999;27(2):137–43.
230. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):1–16.
231. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):17–28.
232. van Meerbeek B, Yoshihara K, van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From buonocore’s pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):7–34.

233. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):333–57.
234. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrecht P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007 Sep;28(26):3757–85.
235. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma).* 2017;8(1):1-17.
236. Misra DN, Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. XII. Adsorption of N-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)-N-phenylglycine (NPG-GMA) on hydroxyapatite. *J Colloid Interface Sci.* 1977 Aug;61(1):14–20.
237. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, et al. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1994 Nov;73(11):1690–702.
238. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265–73.
239. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.* 1979 Apr;58(4):1364–70.
240. Macko DJ, Rutberg M, Langeland K. Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1978 Jun;45(6):930–46.
241. Duke E, Robbins JW, Snyder DS. Clinical evaluation of a dentinal adhesive system: three-year results. *Quintessence Int* 1991 Nov;22(11):889-95.
242. Iwaku M, Nakamichi I, Nakamura K, Horie K, Suizu S, Fusayama T. Tags penetrating dentin of a new adhesive resin. *Bull Tokyo Med Dent Univ.* 1981 Jun;28(2):45–51.
243. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993 Oct;72(10):1434–42.
244. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yücel T, Vanherle G. The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent.* 1996 Aug;9(4):167–73.
245. 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. *Dent Mater* 2008 Jan;24(1):90–101.
246. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent.* 1995 Jan;20(1):18–25.
247. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res.* 2005 Feb;84(2):118–32.
248. Meerbeek BV, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent* May-Jun 2003;28(3):215-35.
249. Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *J Dent Res.* 2005 Apr;84(4):350–4.
250. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent.* 2003 Oct;16(5):329–34.

251. Inoue S, Vargas MAL, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts PF, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3(3):237-45.
252. Alex G. Universal Adhesives: The Next Evolution in Adhesive Dentistry? *Compend Contin Educ Dent* 2015 Jan;36(1):15-26..
253. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83(6):454–8.
254. Kasraei SH, Atai M, Khamverdi Z, Khalegh Nejad S. Effect of Nanofiller Addition to an Experimental Dentin Adhesive on Microtensile Bond Strength to Human Dentin. *Journal of Dentistry.* 2009;6:36-41.
255. Pashley DH, Tay FR. aggressiveness of contemporary self-etching adhesives part ii. etching effects on unground enamel. *J Esthet Restor Dent.* 2004 Jan 1;16(1):70–1.
256. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol.* 1967;12(12).
257. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Systems Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res.* 1992;71(8):1530–40.
258. Kanca J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc.* 1992;123(9):35–43.
259. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: A paradigm using water-free adhesive primers. In: *J Dent Res.* 1996 Apr;75(4):1034–44.
260. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res.* 1998;77(1):50–9.
261. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M. Comparative SEM and TEM Examination of the Ultrastructure of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone. *J Dent Res.* 1993;72(2):495–501.
262. Carvalho RM, Mendonça JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FCP, Tay FR, Pashley DH. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res.* 2003;82(8):597–601.
263. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005 Mar;24(1):1–13.
264. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials.* 2005 Mar;26(9):1035–42.
265. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, Suzuki K, Lambrecht P, Van Meerbeek B. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008 Aug;87(8):757–61.
266. Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *J Dent Res.* 2006;85(10):941–4.
267. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, Okazaki M. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res.* 2001;80(6):1565–9.

268. Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent*. 2017 Jul;62:72–80.
269. Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, Leitão J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent*. 1997 Jun;10(3):141–6.
270. Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent*. 2001 Aug;14(4):205–10.
271. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: The effect of smear layers. *Dent Mater*. 2001 Mar;17(2):122–6.
272. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Irie M, Ogawa T, et al. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater*. 2011 Aug;7(8):3187–95.
273. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* winter 2003;5(4):267–82.
274. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang S-F, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent*. 2003 Jan;5(2):91–105.
275. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*. 2001;17(5):445–55.
276. Fukuda R, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Inoue S, Sano H, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials*. 2003;24(11):1861–7.
277. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):895–910.
278. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrecht P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*. 2005 Feb;84(2):183–8.
279. Yoshida Y, Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Okihara T, Matsumoto T, Minagi S, Osaka A, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. HEMA inhibits interfacial nano-layering of the functional monomer MDP. *J Dent Res*. 2012 Nov;91(11):1060–5.
280. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*. 1998;26(1):1–20.
281. Nalla RK, Balooch M, Ager JW, Kruzic JJ, Kinney JH, Ritchie RO. Effects of polar solvents on the fracture resistance of dentin: Role of water hydration. *Acta Biomater*. 2005 Jan;1(1):31–43.
282. Jacobsen T, Söderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater*. 1995;11(2):132–6.
283. Jakubiak J, Allonas X, Fouassier JP, Sionkowska A, Andrzejewska E, Linden LA, Rabek J. Camphorquinone-amines photoinitiating systems for the initiation of free radical polymerization *Polymer* 2003 August;18:5219–5226.
284. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 2005;7(1):7–17.
285. Oyama K, Tsujimoto A, Otsuka E, Shimizu Y, Shiratsuchi K, Tsubota K, et al. Influence of oxygen inhibition on the surface free energy and enamel bond strength

- of self-etch adhesives. *Dent Mater J*. 2012 Jan;31(1):26–31.
286. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrecht P, Van Meerbeek B. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res*. 2007 Aug;86(8):739–44.
 287. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Conterdo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2005 Dec;113(6):525–30.
 288. Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, Bombarda AH, Perdigao J. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent*. 2014;42(5):595–602.
 289. van Dijken JWV, Sunnegardh-Gronberg K, Sorensen E. Clinical bonding of a single-step self-etching adhesive in noncarious cervical lesions. *J Adhes Dent*. 2007 Jan;9 Suppl 2:241–3.
 290. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, J De Munck Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*; 2010 Febr;26(2):100-21.
 291. Tay FR, King NM, Chan K, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Askes Dent Winter* 2002;4(4):225-69.
 292. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*. 2010 Dec;26(12):1176–84.
 293. Van Dijken JWV. A prospective 8-year evaluation of a mild two-step self-etching adhesive and a heavily filled two-step etch-and-rinse system in non-carious cervical lesions. *Dent Mater*. 2010 Sep;26(9):940–6.
 294. Sharif MO, Catleugh M, Merry A, Tickle M, Dunne SM, Brunton P, Aggarwal VR, Chong LY. Replacement versus repair of defective restorations in adults: resin composite. *Cochrane Database Syst Rev*. J 2010 Feb;17(2):CD005971.
 295. Blum IR, Lynch CD, Wilson NHF. Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2014;6:81–7.
 296. Gordan VV, Shen C, Riley J, Mjör IA. Two-year clinical evaluation of repair versus replacement of composite restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(3):144–53.
 297. Moncada G, Fernández E, Martín J, Arancibia C, Mjör IA, Gordan V V. Increasing the longevity of restorations by minimal intervention: A two-year clinical trial. *Oper Dent*. 2008 May;33(3):258–64.
 298. Moncada G, Martin J, Fernández E, Hemmel MC, Mjör IA, Gordan V V. Sealing, refurbishment and repair of Class I and Class II defective restorations A three-year clinical trial. *J Am Dent Assoc*. 2009;140(4):425–32.
 299. Gordan V V., Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjör IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations Results of a seven-year study. *J Am Dent Assoc*. 2009;140(12):1476–84.
 300. Blum IR, Schriever A, Heidemann D, Mjör IA, Wilson NHF. The repair of direct composite restorations: An international survey of the teaching of operative techniques and materials. *Eur J Dent Educ*. 2003;7(1):41–8.
 301. Chan KC, Boyer DB. Repair of conventional and microfilled composite resins. *J Prosthet Dent*. 1983 Sep;50(3):345–50.
 302. Staehle HJ, Wolff D, Frese C. More conservative dentistry: clinical long-term results of direct composite resin restorations. *Quintessence Int*. 2015 May;46(5):373–80.

303. Blum IR, Jagger DC, Wilson NHF. Defective dental restorations: to repair or not to repair? Part 1: direct composite restorations. *Dent Update*. 2011;38(2).
304. Junior SAR, Ferracane JL, Bona Á Della. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dent Mater*. 2009 Apr;25(4):442–51.
305. Lucena-Martín C, González-López S, Navajas-Rodríguez De Mondelo JM. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):481–8.
306. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *J Dent*. 2010 Jan;38(1):29–38.
307. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G. Unreacted Methacrylate Groups on the Surfaces of Composite Resins. *J Dent Res*. 1982;61(6):791–6.
308. Kashi TSJ, Erfan M, Rakhshan V, Aghabaigi N, Tabatabaei FS. An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. *Oper Dent*. 2011 Nov;36(6):608–17.
309. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic Degradation of Dental Composites. *J Dent Res*. 1984;63(10):1248–54.
310. Loomans BAC, Cardoso M V., Opdam NJM, Roeters FJM, De Munck J, Huysmans MCDNJM, et al. Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair. *J Dent*. 2011 Jul;39(7):499–505.
311. Loomans BAC, Vivan Cardoso M, Roeters FJM, Opdam NJM, De Munck J, Huysmans MCDNJM, Van Meerbeek B. Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater*. 2011 Jul;27(7):701–9.
312. Özcan M, Corazza PH, Marocho SMS, Barbosa SH, Bottino MA. Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: Effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clin Oral Investig*. 2013 Sep;17(7):1751–8.
313. Maneenut C, Sakoolnamarka R, Tyas MJ. The repair potential of resin composite materials. *Dent Mater*. 2011 Feb;27(2).
314. Spyrou M, Koliniotou-Koumpia E, Kouros P, Koulaouzidou E, Dionysopoulos P. The reparability of contemporary composite resins. *Eur J Dent*. 2014;8(3):353–9.
315. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*. 2007 Oct;115(5):417–24.
316. Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry - A review: FDI Commission Project 1-97. *Int Dent J*. 2000;50(1):1–12.
317. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R. Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Prosthet Dent*. 1997 Feb;77(2):122–6.
318. Furuse AY, Da Cunha LF, Benetti AR, Mondelli J. Bond strength of resin-resin interfaces contaminated with saliva and submitted to different surface treatments. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(6):501–5.
319. Bonstein T, Garlapo D, Donarummo J, Bush PJ. Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *J Adhes Dent*. 2005 Jan;7(1):41–9.
320. Valente LL, Silva MF, Fonseca AS, Münchow EA, Isolan CP, Moraes RR. Effect of diamond bur grit size on composite repair. *J Adhes Dent*. 2015;17(3):257–63.
321. Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: A self-etching primer vs. a

- total-etch system. *Dent Mater*. 2003 Dec;19(8):758–67.
322. Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*. 2002 Jan;4(4):283–9.
 323. Barcellos DC, Miyazaki Santos VM, Niu LN, Pashley DH, Tay FR, Pucci CR. Repair of composites: Effect of laser and different surface treatments. *Int J Adhes Adhes*. 2015 Jun;59:1–6.
 324. Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial Repair Bond Strength of a Nano-filled Hybrid Resin: Effect of Surface Treatments and Bonding Agents. *J Esthet Restor Dent*. 2009 Aug;21(4):251–60.
 325. Özcan M, Raadschelders J, Vallittu P, Lassilla L. Effect of particle deposition parameters on silica coating of zirconia using a chairside air-abrasion device. *J Adhes Dent*. 2013;15(3):211–4.
 326. Edelhoff D, Marx R, Spiekermann H, Yildirim M. Clinical use of an intraoral silicoating technique. *J Esthet Restor Dent*; 2001;13(6): 350–6.
 327. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dent Mater*; 2012 May;28(5):467–77.
 328. Hannig C, Laubach S, Hahn P, Attin T. Shear bond strength of repaired adhesive filling materials using different repair procedures. *J Adhes Dent*. 2006 Feb;8(1):35–40.
 329. Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ, Rikhtegaran S. Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomed Laser Surg*. 2010 Oct;28 (2):S25-30.
 330. Cho SD, Rajitangson P, Matis BA, Platt JA. Effect of Er,Cr:YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Oper Dent*. 2013;38(3).
 331. Chiniforush N, Nokhbatolfoghahaei H, Monzavi A, Pordel E, Ashnagar S. Surface treatment by different parameters of erbium: Yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) laser: Scanning electron microscope (SEM) evaluation. *J Lasers Med Sci*. 2016;7(1):37–9.
 332. Alizadeh Oskoei P, Mohammadi N, Ebrahimi Chaharom ME, Kimyai S, Pournaghi Azar F, Rikhtegaran S, et al. Effect of Surface Treatment with Er,Cr:YSSG, Nd:YAG, and CO₂ Lasers on Repair Shear Bond Strength of a Silorane-based Composite Resin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2013;7(2):61–616.
 333. Alizadeh Oskoei P, Kimyai S, Talatahari E, Rikhtegaran S, Pournaghi-Azar F, Sajadi Oskoei J. Effect of Mechanical Surface Treatment on the Repair Bond Strength of the Silorane-based Composite Resin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2014;8(2):61–616.
 334. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4). 1017–59.
 335. Etemadi A, Shahabi S, Chiniforush N, Pordel E, Azarbayejani Z, Heidari S. Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation of Composite Surface Irradiated by Different Powers of Er:YAG Laser. *J Lasers Med Sci*. 2015;6(2):80–4.
 336. Lizarelli R de FZ, Moriyama LT, Bagnato VS. Ablation of composite resins using Er:YAG laser - Comparison with enamel and dentin. *Lasers Surg Med*. 2003;33(2):132–9.
 337. Gökçe B, Özpınar B, Dündar M, Çömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: Acid vs laser etching. *Oper Dent*. 2007 Mar;32(2):173–8.
 338. Duran I, Ural C, Yilmaz B, Tatar N. Effects of Er:YAG laser pretreatment with different energy levels on bond strength of repairing composite materials. *Photomed Laser Surg*. 2015 Jun;33(6):320–5.

339. Murray AK, Attrill DC, Dickinson MR. The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: A comparison with sandblasting procedures. *Dent Mater.* 2005 Jun;21(6):538–44.
340. Rossato DM, Bandéca MC, Saade EG, Lizarelli RFZ, Bagnato VS, Saad JRC. Influence of Er:YAG laser on surface treatment of aged composite resin to repair restoration. *Laser Phys.* 2009 Nov;19(11):2144–9.
341. Lima AF, Ferreira SFA, Catelan A, Palialol ARM, Gonçalves LS, Aguiar FHB, Marchi GM. The effect of surface treatment and bonding procedures on the bond strength of silorane composite repairs. *Acta Odontol Scand.* 2014 Jan;72(1):71–5.
342. Gupta S, Parolia A, Jain A, Kundabala M, Mohan M, De Moraes Porto ICC. A comparative effect of various surface chemical treatments on the resin composite-composite repair bond strength. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2015 Jul;33(3):245–9.
343. Loomans BAC, Mine A, Roeters FJM, Opdam NJM, De Munck J, Huysmans MCDNJM, Van Meerbeek B. Hydrofluoric acid on dentin should be avoided. *Dent Mater.* 2010;26(7):643–9.
344. Saracoglu A, Özcan M, Kumbuloglu O, Turkun M. Adhesion of resin composite to hydrofluoric acid-exposed enamel and dentin in repair protocols. *Oper Dent.* 2011 Sep;36(5):545–53.
345. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003 Feb;30(2):194–203.
346. Kupiec KA, Barkmeier WW. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Oper Dent.* 1996;21(2):59–62.
347. Da Costa TRF, Serrano AM, Atman APF, Loguercio AD, Reis A. Durability of composite repair using different surface treatments. *J Dent.* 2012 Jun;40(6):513–21.
348. Rathke A, Tymina Y, Haller B. Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clin Oral Investig.* 2009;13(3):317–23.
349. Loomans BAC, Ozcan M. Intraoral repair of direct and indirect restorations: Procedures and guidelines. *Oper Dent.* 2016 Sep;41(S7):S68–78.
350. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG. Chemistry of silanes: Interfaces in dental polymers and composites. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2005;110(5):541–58.
351. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces ? an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007 Aug;34(8):622–30.
352. Inokoshi M, Poitevin A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clin Oral Investig.* 2014 Sep;18(7):1803–12.
353. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64–71.
354. Chuang SF, Kang LL, Liu YC, Lin JC, Wang CC, Chen HM, et al. Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia–resin adhesion—A ToF-SIMS study. *Dent Mater.* 2017 Aug;33(8):923–33.
355. Staxrud F, Dahl JE. Role of bonding agents in the repair of composite resin restorations. *Eur J Oral Sci.* 2011 Aug;119(4):316–22.
356. Cavalcanti AN, De Lima AF, Peris AR, Mitsui FHO, Marchi GM. Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Esthet Restor Dent.* 2007 Apr;19(2):90–8.
357. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000;2(2):139-47. ;

358. Arpa C, Ceballos L, Fuentes MV, Perdigão J. Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *J Prosthet Dent*. 2019 Mar;121(3):523–30.
359. Teixeira EC, Stephen CB, Thompson JY, Ritter AV, Swift EJ. Shear Bond Strength of Self-Etching Bonding Systems in Combination With Various Composites Used for Repairing Aged Composites *J Adhes Dent* 2005;7(2):159-164.
360. Isolan CP, Valente LL, Münchow EA, Basso GR, Pimentel AH, Schwantz JK, da Silva AV, Moraes RR. Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives applied on enamel, dentin, composite, and porcelain. *Appl Adhes Sci*. 2014 Dec;2(1):1–10.
361. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2015 Feb;17(1):7–26.
362. Malacarne-Zanon J, Pashley DH, Agee KA, Foulger S, Alves MC, Breschi L, Cadenaro M, Garcia FP, Carrilho MR. Effects of ethanol addition on the water sorption/solubility and percent conversion of comonomers in model dental adhesives. *Dent Mater*. 2009 Oct;25(10):1275–84.
363. Mousavinasab S-M, Farhadi A, Shabani M. Effect of storage time, thermocycling and resin coating on durability of dentin bonding systems. *Dent Res J (Isfahan)*. 2009;6(1):29–37.
364. Pushpa R, Suresh B, Arunagiri D, Manuja N. Influence of hydrophobic layer and delayed placement of composite on the marginal adaptation of two self-etch adhesives. *J Conserv Dent*. 2009;12(2):60.
365. Papacchini F, Magni E, Radovic I, Mazzitelli C, Monticelli F, Goracci C, Polimeni A, Ferrari M. Effect of intermediate agents and pre-heating of repairing resin on composite-repair bonds. *Oper Dent*. 2007 Jul;32(4):363–71.
366. Isolan CP, Moreira AG, Ribeiro JS, Nakanishi L, Cuevas-Suárez CE. Effect of different adhesive protocols on bond strength between composite resins for indirect use and repair materials. *J Adhes Sci Technol*. 2020 Jan;34(1):67–75.
367. Kanzow P, Wiegand A. Retrospective analysis on the repair vs. replacement of composite restorations. *Dent Mater*. 2020 Jan 1;36(1):108–18.
368. Fernández E, Martín J, Vildósola P, Oliveira OB, Gordan V, Mjor I, Bersezio C, Estay J, de Andrade MF, Moncada G. Can repair increase the longevity of composite resins? Results of a 10-year clinical trial. *J Dent*. 2015;43(2):279–86.
369. de Carvalho Martins BM, Nogueira Leal da Silva EJ, Masterson Tavares Pereira Ferreira D, Rodrigues Reis K, da Silva Fidalgo TK. Longevity of defective direct restorations treated by minimally invasive techniques or complete replacement in permanent teeth: A systematic review. *J Dent*, 2018 Nov;78:22–30.
370. Casagrande L, Laske M, Bronkhorst EM, Huysmans MCDNJM, Opdam NJM. Repair may increase survival of direct posterior restorations – A practice based study. *J Dent*. 2017 Sep 1;64:30–6.
371. van de Sande FH, Moraes RR, Elias R V., Montagner AF, Rodolpho PA, Demarco FF, Cenci MS. Is composite repair suitable for anterior restorations? A long-term practice-based clinical study. *Clin Oral Investig*. 2019 Jun 1;23(6):2795–803.
372. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM. Longevity of repaired restorations: A practice based study. *J Dent*. 2012 Oct;40(10):829–35.
373. Kanzow P, Wiegand A, Schwendicke F, Göstemeyer G. Same, same, but different? A systematic review of protocols for restoration repair. *J Dent*. 2019;86:1–16.
374. Blunck U. Pretreatment of composite resin surfaces for repair: Why and how. *J Adhes Dent*. 2013;15(6):592.
375. Palasuk J, Platt JA, Cho SD, Levon JA, Brown DT, Hovijitra ST. Effect of Surface

- Treatments on Microtensile Bond Strength of Repaired Aged Silorane Resin Composite. *Oper Dent* Jan-Feb 2013;38(1):91-9.
376. Papacchini F, Dall'Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh BI, Taz FR. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent*. 2007 Feb 1;9(1):25–31.
 377. Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GÁP, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater*. 2007 Oct;23(10):1276–82.
 378. Costa TRF, Ferreira SQ, Klein-Júnior CA, Loguercio AD, Reis A. Durability of surface treatments and intermediate agents used for repair of a polished composite. *Oper Dent*. 2010 Mar;35(2):231–7.
 379. Atalay C, Yazici AR, Ozgunaltay G. Bond strengths of bulk-fill resin composite repairs: effect of different surface treatment protocols *in vitro*. *J Adhes Sci Technol*. 2018 May;32(9):921–30.
 380. Wiegand A, Stawarczyk B, Buchalla W, Tauböck TT, Özcan M, Attin T. Repair of silorane composite-Using the same substrate or a methacrylate-based composite? *Dent Mater*. 2012 Mar;28(3).
 381. Fornazari IA, Wille I, Meda EM, Brum RT, Souza EM. Effect of surface treatment, silane, and universal adhesive on microshear bond strength of nanofilled composite repairs. *Oper Dent*. 2017 Jul;42(4):367–74.
 382. Sismanoglu S, Yildirim-Bilmez Z, Erten-Taysi A, Ercal P. Influence of different surface treatments and universal adhesives on the repair of CAD-CAM composite resins: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2020 Aug 1;124(2):238.e1-238.e9.
 383. Kuşdemir M, Yüzbaşıoğlu E, Toz-Akalın T, Öztürk-Bozkurt F, Özsoy A, Özcan M. Does Al₂O₃ airborne particle abrasion improve repair bond strength of universal adhesives to aged and non-aged nanocomposites? *J Adhes Sci Technol*. 2021 Feb; 9:1–13.
 384. Valente LL, Silva MF, Fonseca AS, Münchow EA, Isolan CP, Moraes RR. Effect of diamond bur grit size on composite repair. *J Adhes Dent*. 2015;17(3):257–25763.
 385. Wendler M, Belli R, Panzer R, Skibbe D, Petschelt A, Lohbauer U. Repair bond strength of aged resin composite after different surface and bonding treatments. *Materials (Basel)*. 2016 Jul;9(7):547.
 386. Cuevas-Suárez CE, Nakanishi L, Isolan CP, Ribeiro JS, Moreira AG, Piva E. Repair bond strength of bulk-fill resin composite: Effect of different adhesivprotocols. *Dent Mater J*. 2020;39(2):236–41.
 387. Fawzy AS, El-Askary FS, Amer MA. Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite. *J Dent*. 2008 Dec;36(12):969–76.
 388. Altinci P, Mutluay M, Tezvergil-Mutluay A. Repair bond strength of nanohybrid composite resins with a universal adhesive. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018 Jan;4(1):10–9.
 389. Bijelic-Donova J, Uctasli S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Original and repair bulk fracture resistance of particle filler and short fiber-reinforced composites. *Oper Dent*. 2018 Sep;43(5):E232–42.
 390. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. In: *Operative Dentistry*. 2003 May;28(3):215–35.
 391. Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. *Oper Dent*. 2008

- Jan;33(1):89–95.
392. Eliasson ST, Tibballs J, Dahl JE. Effect of different surface treatments and adhesives on repair bond strength of resin composites after one and 12 months of storage using an improved microtensile test method. *Oper Dent*. 2014 Sep 1;39(5):E206–16.
 393. De Jesus Tavares RR, Dos Santos Almeida LJ, Gomes Guar TC, Santos Ribeiro I, Maia Filho EM, Macedo Firoozmand L. Shear bond strength of different surface treatments in bulk fill, microhybrid, and nanoparticle repair resins. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2017 Jul;9:61–6.
 394. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
 395. Armstrong S, Breschi L, zcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dent Mater*. 2017 Feb;33(2):133–43.
 396. Lynch CD, Frazier KB, McConnell RJ, Blum IR, Wilson NHF. Minimally invasive management of dental caries: Contemporary teaching of posterior resin-based composite placement in U.S. and Canadian dental schools. *J Am Dent Assoc*. 2011;142(6):612–20.
 397. Estay J, Martín J, Viera V, Valdivieso J, Bersezio C, Vildosola P, Mjor IA, Andrade MF, Moraes RR, Moncada G, Gordan VV, Fernandez E. 12 Years of repair of amalgam and composite resins: A clinical study. *Oper Dent*. 2018 Jan;43(1):12–21.
 398. Valente LL, Sarkis-Onofre R, Gonçalves AP, Fernandez E, Loomans B, Moraes RR. Repair bond strength of dental composites: systematic review and meta-analysis. *Int J Adh Adh*. 2016;69: 15–26.
 399. Bouschlicher M, Reinhardt JW, Vargas MA Surface treatment techniques for resin composite repair. *Am J Dent* 1997;10(6):279–283.
 400. Ritter A V., Sulaiman TA, Altitnichi A, Bair E, Baratto-Filho F, Gonzaga CC, Correr GM. Composite-composite adhesion as a function of adhesive-composite material and surface treatment. *Oper Dent*. 2019;44(4):348–54.
 401. Turp V, Sen D, Tuncelli B, zcan M. Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch-and-rinse technique. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(3):226–33.
 402. Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Okihara T, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Etching Efficacy of Self-Etching Functional Monomers. *J Dent Res*. 2018 Aug;97(9):1010–6.
 403. Hosoya Y, Tay FR. Bonding ability of 4-META self-etching primer used with 4-META/MMA-TBB resin to enamel and dentine: Primary vs permanent teeth. *J Dent*. 2014;42(4):425–31.
 404. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236–40.
 405. Sau CW, Oh GS, Koh H, Chee CS, Lim CC. Shear bond strength of repaired composite resins using a hybrid composite resin. *Oper Dent*. 1999 May;24(3):156–61.
 406. Bacchi A, Kaneko M, Caldas R, Feitosa V, Xediek Consani R, Schneider LF. Influence of surface treatments to repair recent fillings of silorane-and methacrylate-based composites. *J Conserv Dent*. 2015 May;18(3):242–46.
 407. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*. 1995;73(3):240–9.

408. Ye Q, Park J, Parthasarathy R, Pamatmat F, Misra A, Laurence JS, et al. Quantitative analysis of aqueous phase composition of model dentin adhesives experiencing phase separation. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2012 May;100 B(4):1086–92.
409. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: Degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*. 2012;23(5):508–14.
410. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Stansbury JW, Cadenaro M, Ferracane JL. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater*. 2017 Aug;33(8):880–94.
411. De Munck J, Mine A, Poltevin A, Van Ende A, Van Meerbeek B Testing Bond Strength, a Review of the Literature - Academy of Dental Materials, Proceedings 2009 *Dent Mater*. 2010;26(2):
412. Swift EJ, LeValley BD, Boyer DB. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater*. 1992;8(6):362–5.
413. Zhang Z, Tian F , Niu L, Ochala K, Chen C, Fu B, Wang XY, Pashley D, Tay F. Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *J Dent*. 2016 Feb;45:43–52.
414. Imai T, Itoh K, Tani C, Manabe A, Yamashita T, Hisamitsu H, Wakumoto S. Effectiveness of Simplified Dentin Bonding Systems. *Dent Mater J*. 1998;17(1):1–10.
415. Zhang Z, Wang X, Zhang L, Liang B, Tang T, Fu B, Hannig M. The contribution of chemical bonding to the short- and long-term enamel bond strengths. *Dent Mater*. 2013 Jul;29(7).
416. Carrilho E, Cardoso M, Ferreira MM, Marto CM, Paula A, Coelho AS. 10-MDP based dental adhesives: Adhesive interface characterization and adhesive stability-A systematic review. Vol. 12, *Materials*. MDPI AG; 2019 Mar7;12(5):790.
417. Tian F, Zhou L, Zhang Z, Niu L, Zhang L, Chen C, Zhou J, Yang H, Wang X, Fu B, Huang C, Pashley DH, Tay FR. Paucity of nanolayering in resin-dentin interfaces of MDP-based adhesives. *J Dent Res*. 2016;95(4):380–7.
418. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Van Meerbeek B. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res*. 2012 Apr;91(4):376–81.
419. Tian FC, Wang XY, Huang Q, Niu LN, Mitchell J, Zhang ZY, Pranank C, Zhang L, Chen JH, Brschi L, Pashley DH, Tay FR. Effect of nanolayering of calcium salts of phosphoric acid ester monomers on the durability of resin-dentin bonds. *Acta Biomater*. 2016 Jul;38:190–200.
420. Wegner SM, Kern M Long-term Resin Bond Strength to Zirconia Ceramic. *J Adhes Dent* 2000;2(2):139-47.
421. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2006 Apr;77(1):28–33.
422. Al Jaaidi ZA, Alqahtani MA, Awad MM, Rodrigues FP, Alrahlah AA. Bond strength of universal adhesives to air-abraded zirconia ceramics. *J Oral Sci*. 2017;59(4):565–70.
423. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Wilwerding TM, Latta MA, Miyazaki M. Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Oper Dent*. 2017 Mar;42(2):e59–70.
424. Cuevas-Suárez CE, de Oliveira da Rosa WL, Vitti RP, da Silva AF, Piva E. Bonding Strength of Universal Adhesives to Indirect Substrates: A Meta-Analysis of in Vitro

- Studies. *J Prosthodont*. 2020 Apr 5;29(4):298–308.
425. Mitra SB, Lee CY, Bui HT, Tantbirojn D, Rusin RP. Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater*. 2009 Apr;25(4):459–66.
 426. Sezinando A, Serrano ML, Pérez VM, Muñoz RGA, Ceballos L, Perdigão J. Chemical adhesion of polyalkenoate-based adhesives to hydroxyapatite. *J Adhes Dent*. 2016;18(3):257–65.
 427. Staxrud F, Dahl JE. Silanising agents promote resin-composite repair. *Int Dent J*. 2015 Dec;65(6):311–5.
 428. Roberts HW, Berzins DW. Early reaction kinetics of contemporary glass-ionomer restorative materials. *J Adhes Dent*. 2015;17(1):67–75.
 429. Liu Q, Ding J, Chambers DE, Debnath S, Wunder SL, Baran GR. Filler-coupling Agent-Matrix Interactions in silica/polymethylmethacrylate Composites. *J Biomed Mater Res*. 2001;57(3):384–93.
 430. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc*. 2011 Oct;142(10):1176–82.
 431. Nassoohi N, Kazemi H, Sadaghiani M, Mansouri M, Rakhshan V. Effects of three surface conditioning techniques on repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composites. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015;12(6):554–61.
 432. Papacchini F, Dall'Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh bi, Tay FR, Ferrari M. Composite-to-composite Microtensile Bond Strength in the Repair of a Microfilled Hybrid Resin: Effect of Surface Treatment and Oxygen Inhibition - *J Adhes Dent* 2007 Feb;9(1):25–31.
 433. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clin Oral Investig*. 2011 Oct;15(5):625–33.
 434. Abdelmegid FY. Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of Aged Tooth Colored Materials. *IOSR J Dent Med Sci e-ISSN*. 2017;16(3):83–8.
 435. Ayar MK, Guven ME, Burduroglu HD, Erdemir F. Repair of aged bulk-fill composite with posterior composite: Effect of different surface treatments. *J Esthet Restor Dent*. 2019 May;31(3):246–52.
 436. Fonseca ASQS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PPAC, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LFJ. Effect of monomer type on the C[bond]C degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):394–401.
 437. Drummond JL, De Carlo F, Super BJ. Three-dimensional tomography of composite fracture surfaces. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2005 Aug;74(2):669–75.
 438. Valente LL, Sarkis-Onofre R, Gonçalves AP, Fernández E, Loomans B, Moraes RR. Repair bond strength of dental composites: systematic review and meta-analysis. *Int J Adh Adh*. 2016;69:15–26.
 439. Oztas N, Alacam A, Bardakcy Y. The Effect of Air Abrasion With Two New Bonding Agents on Composite Repair. *Oper Dent*. 2003 Mar-Apr;28(2):149–54.
 440. Kaneko M, Caldas RA, Feitosa VP, Xediek Consani RL, Schneider LFJ, Bacchi A. Influence of surface treatments to repair recent fillings of silorane- and methacrylate-based composites. *J Conserv Dent*. 2015 May;18(3):242–6.
 441. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in ‘universal’

- adhesives. *Dent Mater.* 2016 Oct;32(10):1218–25.
442. Özcan M, Koc-Dundar B. Composite–composite adhesion in dentistry: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Sci Technol.* 2014 Nov;28(21):2209–29.
 443. Ferraris S, Conti A. Superficial Roughness on Composite Surface, Composite Enamel and Composite Dentin Junctions After Different Finishing and Polishing Procedures. Part I: Roughness After Treatments With Tungsten Carbide vs Diamond Burs. *Int J Esth Dent.* 2014;9(1):70-89.
 444. Magdy NM, Kola MZ, Hussain Alqahtani H, Alqahtani MD, Alghmlas AS. Evaluation of surface roughness of different direct resin-based composites. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017 May;7(3):104–9.
 445. Ferraris F, Conti A Superficial Roughness on Composite Surface, Composite-Enamel and Composite-Dentin Junctions After Different Finishing and Polishing Procedures. Part II: Roughness With Diamond Finishing and Differences Between Enamel Composite vs Body Composite. *Int J Esthet Dent.* 2014;9(2):184-204..
 446. LI J. Effects of surface properties on bond strength between layers of newly cured dental composites. *J Oral Rehabil.* 1997 May;24(5):358–60.
 447. Yao C, Yu J, Wang Y, Tang C, Huang C. Acidic pH weakens the bonding effectiveness of silane contained in universal adhesives. *Dent Mater.* 2018 May;34(5):809–18.
 448. Dieckmann P, Baur A, Dalvai V, Wiedemeier DB, Attin T, Tauböck TT. Effect of composite age on the repair bond strength after different mechanical surface pretreatments. *J Adhes Dent.* 2020;22(4):365–72.
 449. Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent.* 2010 Jul;35(4):412–9.
 450. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJP, Shortall ACC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: The impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater.* 2009 Feb;25(2):188–97.
 451. Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater.* 1998;14(6):405–11.
 452. Fronza BM, Ayres APA, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias CTS, Giannini M. Characterization of inorganic filler content, mechanical properties, and light transmission of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 2017 Jul;42(4):445–55.
 453. Martos R, Hegedüs V, Szalóki M, Blum IR, Lynch CD, Hegedüs C. A randomised controlled study on the effects of different surface treatments and adhesive self-etch functional monomers on the immediate repair bond strength and integrity of the repaired resin composite interface. *J Dent.* 2019;85:57-63.
 454. Blum IR, Martos R, Szalóki M, Lynch CD, Hegedüs C. Effects of different surface treatments and adhesive self-etch functional monomers on the repair of bulk fill composites: a randomised controlled study. *J Dent.* 2021;108:1–9.

Tárgyszavak

gyanta bázisú kompozit, bulk-fill kompozit, univerzális adhezív, 10-MDP, 4-META, homokfűvás, kompozit javítás

(resin based composite, bulk-fill composite, universal adhesives, 10-MDP, 4-META, air-abrasion, composite repair)

Köszönetnyilvánítás

Szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek Prof. Hegedűs Csabának a kutatásban nyújtott folyamatos iránymutatásáért, segítségéért és támogatásáért, dr. Bágyi Kinga Dékán Asszonynak, hogy lehetőséget biztosított a PhD munkám megírására, volt tanszékvezetőmnek Prof. Márton Ildikónak a támogatásáért, szerzőtársaimnak és azoknak a kollégáknak, akik segítettek munkámat, kiemelten dr. Szalóki Melindának a türelméért, a fáradhatatlan együttműködéséért és barátságáért, dr. Bakó Józsefnek a gyakorlatias tanácsaiért, Gáll Józsefnek a minden részletre kiterjedő statisztikai elemzésekért, Csík Attilának a profilometriai vizsgálatokban nyújtott segítségéért és nem utolsósorban családomnak, aki támogattak a nehéz időszakokban is és barátaimnak, akik folyamatosan biztattak munkám során.

A tanulmány alapjául szolgáló kutatást az Emberei Erőforrások Minisztériuma által meghirdetett Felsőoktatási Intézményi Kiválósági Program támogatta, a Debreceni Egyetem biotechnológia tématerületi programja keretében (20428-3/2018/FEKUTSTRAT).

A publikáció/prezentáció/poszter elkészítését a GINOP-2.3.2-15-2016-00022, valamint a GINOP-2.3.2-15-2016-00011 számú projekt támogatta. A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Regionális Fejlesztési Alap társfinanszírozásával valósult meg.

Függelék

A dolgozatban használt ábrák és fotók saját készítésűek.

Az értekezés témájában született publikációinak a Kenézy Könyvtár által hitelesített listája.



Nyilvántartási szám: DEENK/151/2021.PL
Tárgy: PhD Publikációs Lista

Jelölt: Martos Renáta
Doktori Iskola: Fogorvostudományi Doktori Iskola

A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. Blum, I. R., **Martos, R.**, Szalóki, M., Lynch, C. D., Hegedűs, C.: Effects of different surface treatments and adhesive self-etch functional monomers on the repair of bulk fill composites: a randomised controlled study.
J. Dent. 108, 1-9, 2021.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103637>
IF: 3.242 (2019)
2. **Martos, R.**, Hegedűs, V., Szalóki, M., Blum, I. R., Lynch, C. D., Hegedűs, C.: A randomised controlled study on the effects of different surface treatments and adhesive self-etch functional monomers on the immediate repair bond strength and integrity of the repaired resin composite interface.
J. Dent. 85, 57-63, 2019.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2019.04.012>
IF: 3.242

További közlemények

3. Szalóki, M., Hegedűs, V., Fodor, T., **Martos, R.**, Radics, T., Hegedűs, C., Dezső, B.: Evaluation of the Effect of the Microscopic Glass Surface Protonation on the Hard Tissue Thin Section Preparation.
Appl. Sci.-Basel. 10 (21), 1-21, 2020.
DOI: <http://dx.doi.org/10.3390/app10217742>
IF: 2.474 (2019)
4. Suta, P., Márton, I., D. Tóth, E., **Martos, R.**: Sterilizálási lehetőségek a fogászatban: rugalmas anyagok csírátlánításának korlátai egy eset kapcsán.
Orv. hetil. 161 (3), 110-115, 2020.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1556/650.2020.31569>
IF: 0.497 (2019)





5. **Martos, R.**, Márton, I.: A fogágybetegség és a krónikus obstruktív tüdőbetegség (COPD) lehetséges összefüggései: irodalmi áttekintés.
Fogorv. Szle. 104 (1), 87-92, 2011.
6. **Martos, R.**, Márton, I.: A fogeredetű gyulladásos kórképek és a cardiovascularis megbetegedések összefüggései: irodalmi áttekintés.
Fogorv. Szle. 101 (3), 101-105, 2008.
7. Tar, I., **Martos, R.**: A fogágybetegségek és az általános szervi megbetegedések összefüggése: összefoglaló referátum.
Fogorv. Szle. 95 (2), 73-77, 2002.
8. Hegedűs, C., Flóra-Nagy, E., **Martos, R.**, Juhász, A., Fülöp, I., Pomaházi, S., Nagy, I. P., Tóth, Z., Márton, I., Keszthelyi, G.: 3D reconstruction based on hard tissue microtome cross-section pictures in dentistry.
Comput. Methods Programs Biomed. 63 (2), 77-84, 2000.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607\(00\)00059-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607(00)00059-6)
IF: 0.581

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora: 10,036

**A közlő folyóiratok összesített impakt faktora (az értekezés alapjául szolgáló közleményekre):
6,484**

A DEENK a Jelölt által az iDEa Tudóstérbe feltöltött adatok bibliográfiai és tudománymetriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2021.04.06.

