

Doktori (PhD) értekezés tézisei

**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.

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

Értekezés a doktori (PhD) fokozat megszerzése érdekében
a klinikai orvostudományok tudományágban

Írta: Dr Martos Renáta okleveles fogorvos

Készült a Debreceni Egyetem Fogorvostudományi doktori iskolája
(Fogászatban gyakran alkalmazott adhezív és kompozit rendszerek vizsgálata programja)
keretében

Témavezető: Dr.Hegedűs Csaba PhD

A doktori szigorlati bizottság:

elnök: Prof Dr. Nánási Péter MTA doktora
tagok: Prof. Dobó-Nagy Csaba PhD
Dr. Csík Attila PhD

A doktori szigorlat időpontja: 2021. 07.01. 10.00

Az értekezés bírálói:

Dr. Lempel Edina PhD
Keczáné Dr Üveges Andrea PhD

A bírálóbizottság:

elnök: Prof. Nánási Péter MTA doktora
tagok: Dr. Lempel Edina PhD
Keczáné Dr Üveges Andrea PhD
Prof. Dobó-Nagy Csaba PhD
Dr. Csík Attila PhD

Az értekezés védésének időpontja: 2021. 07.01. 12.00

A nyilvánosságot online módon biztosítjuk. Amennyiben a vitán részt kíván venni, jelezze a martos.renta@dental.unideb.hu e-mail címre küldött üzenetben a vitát megelőző munkanap 16.00 óráig.

Tartalomjegyzék

1.	A doktori értekezés előzményei és célkitűzései;	4
1.1	<i>A kompozit tömések sikeressége</i>	4
1.2	<i>A kompozitok fogfelszínhez való kapcsolódását biztosító adhezívek.</i>	4
1.3	<i>Az adhezív rendszerek sikeressége</i>	4
1.4	<i>Kompozit javítás koncepciója</i>	5
1.5	<i>Célkitűzés</i>	5
2.	Anyag és módszer	6
2.1	<i>Próbatestek készítése nyírószilárdsági vizsgálathoz</i>	6
2.2	<i>Felszínkezelési eljárások</i>	6
2.3	<i>A javító kompozit rétegzése</i>	7
2.4	<i>Próbatestek készítése szakítószilárdság méréshez</i>	7
3	Vizsgálati módszerek	9
3.1	<i>Nyírószilárdsági teszt (Shear bond strenght SBS)</i>	9
3.2	<i>Törtfelszín vizsgálata</i>	9
3.3	<i>Pásztázó (Scanning) elektron mikroszkópos vizsgálat (PEM)</i>	9
3.4	<i>Felületi érdesség vizsgálata: profilometriával</i>	9
3.5	<i>Az eredmények statisztikai értékelése</i>	9
3.6	<i>Szakítószilárdsági (Microtensile bond strenght) teszt</i>	10
3.7	<i>Felületi érdesség vizsgálata: profilometriával</i>	10
3.8	<i>Törtfelszín vizsgálata</i>	10
3.9	<i>Az eredmények statisztikai értékelése</i>	10
4	Eredmények	11
4.1	<i>A nyírószilárdság eredmények</i>	11
4.2	<i>Törésmód analízis, profilometria és PEM</i>	11
4.3	<i>Szakítószilárdsági eredmények</i>	11
4.4	<i>Törésmód analízis, Profilometria, PEM</i>	12
5.	Az értekezés új tudományos eredményei	13
	Irodalomjegyzék:	14
	Tárgyszavak	18
	Köszönetnyilvánítás	18
	Függelék	19

1. A doktori értekezés előzményei és célkitűzései;

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 makroretenció és mikromechanikai retenció biztosíthatja. Az anyagcsoport diverzitása miatt a garantált sikerességi kompozit javítási protokoll még nem ismert.

1.1 A kompozit tömések sikeressége

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 (1–3). A belőlük készülő restaurációk életidejét nagy mértékben befolyásolják a beteg szájüregi körülményei (4–7) operátorhoz kapcsolható tényezők (8) a kompozitok fizikai, kémiai és mechanikai tulajdonságai (9–15) az alkalmazott adhezív típusa (16,17) valamint a restaurálandó üreg típusa és mérete (6,18,19).

A két leggyakoribb probléma a szekunder szuvasság kialakulása a tömés szélei mentén, valamint a kialakuló mikrorepedések propagációja következtében bekövetkező törés (20–22). 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 (23,24) ezzel mintegy 50-70%-át adva az újonnan készülő restaurációknak (25–27).

1.2 A kompozitok fogfelszínhez való kapcsolódását biztosító adhezívek.

A Bowen féle gyanta kifejlesztése (28), valamint Buonocourt savazásra és adhezív alkalmazására tett javaslatai után vált lehetővé a fogak és a gyanta bázisú tömőanyagok mikromechanikai és kémiai reakción alapuló összekapcsolása (29–31). Ez egy rendkívül technika érzékeny folyamat és a mai napig törekednek a tökéletesítésére (32).

Az adhezív technika az évtizedek során, mind koncepcióban, mind a gyakorlati kivitelezésben jelentős változásokon ment keresztül. A fejlesztések célja, hogy a kezdetben csak a zománc felszíneken elérhető megbízható adhézió a dentinen is megvalósuljon, emellett egy gyorsabban, egyszerűbben alkalmazható, jól kontrollált, bár rendkívül komplex egymásra épülő folyamat sorozat jöjjön létre (33–37).

1.3 Az adhezív rendszerek sikeressége

Jelenleg a 3 lépéses etch and rinse rendszerek a legmegbízhatóbbak, mind az azonnali, mind a hosszú távú eredmények szempontjából (17). Az azonnali bonderősség tekintetében az egyszerűsített rendszerek is megfelelően teljesítenek (13,38,39), azonban klinikai használatuk során a szájüregi nedves környezetben hidrofil karakterük kedvezőtlennek bizonyul (39) 40).

A két lépéses 10-MDP funkcionális molekulát tartalmazó önsavazó rendszerek középtávon (8 év) (41,42), az egy lépéses rendszerek rövid távon (13) sikeresnek mondhatóak. Az önsavazó rendszerek hidrofilítása azonban sérülékennyé teszi a határfelületet (39,40).

1.4 Kompozit javítás koncepciója

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 (43,44). 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 tömés életidejét (45–48). A kompozit tömések esetleges újra-finírozása, újra-kontúrálása, újrarétegzése (relayering), vagy javítása az idő és költség hatékonyság mellett csökkentheti az ismételt üregalakítás pulpára gyakorolt káros hatásait is (49–53).

A javítás fő koncepciója a javítandó felületen lehetővé tenni a javító anyag mechanikai és kémiai kapcsolódását, melyet a felület felérdesítése mellett (54) egy intermedier réteg alkalmazása biztosít. A restauráció első elkészítése és a javítás között eltelt idő is meghatározó tényező (1,53,55) 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 (55,56). 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 (57–59).

További meghatározó tényező a javítandó kompozit összetétele, mind a gyanta komponensek, mind a töltőanyag tekintetében, amely sok esetben nem ismert a kezelő orvos számára és szintén befolyásolhatja a javítás eredményességét (60–64).

A megfelelő stratégia egy közép, vagy hosszú távon jól funkcionáló és megbízható javítást tehet lehetővé (65,66), azonban ilyen univerzális koncepció jelenleg még nem ismert.

1.5 Célkitűzés

Doktori értekezésemben áttekintem a gyanta bázisú tömőanyagok és az adhéziojukat elősegítő bondrendszerek anyagtanát, illetve ezzel összefüggésben a klinikai sikertelenségük hátterét. Emellett ismertetem a minimál invazív 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.

2. Anyag és módszer

2.1 Próbatestek készítése nyírószilárdsági vizsgálathoz

A próbatestek 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 küvettát alkalmaztunk.

Univerzális nanohibrid kompozit (Tetric EvoCeram™, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) próbatesteket készítettünk 2mm magasságú rétegzéssel a bemélyedésben. Minden réteget fénykályhában (Dentacolor XS Kulzer, Germany) (emissziós spektrum 320-500 nm 435 nm emissziós csúcs), 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 próbatestet eltávolítottuk a küvettából.

A pozitív kontrol próbatestek kivételével próbatestek cilindrikus üreggel érintkező felszínét 500-grit simaságú szilikon-karbid szemcsével borított csiszolópapírral 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 próbatesteket leszárítottuk, majd 24 óráig száraz környezetben, szobahőmérsékleten (23 ± 1.0 °C) állni hagytuk. A 15 pozitív kontrollként szolgáló próbatest felszínét nem políroztuk.

2.2 Felszínkezelési eljárások

A próbatesteket hat egyenlő mintaszámot tartalmazó csoportra osztottuk randomizációs táblázat segítségével 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 homokfúvásos, sem kémiai felületkezelési eljárást nem alkalmaztunk.

4. csoport: Homokfúvásos kezelést végeztünk 50 µm-es Al₂O₃ (Korox R, Bego, Bremen, Germany) szemcsét tartalmazó intraorális homokfúvóval (Dento-Prep™, Rønviig A/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: Homokfúvásos kezelést végeztünk 50 µm-es Al₂O₃ (Korox R, Bego, Bremen, Germany) szemcsét tartalmazó intraorális homokfúvóval (Dento-Prep™, RønignA/S, Daugaard, 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, Liechtenstein) kézi LED lámpával high beállítási módban 1200 mW/cm² intenzitás mellett.

6. csoport: Homokfúvásos kezelést végeztünk 50 µm-es Al₂O₃ (Korox R, Bego, Bremen, Germany) szemcsét tartalmazó intraorális homokfúvóval (Dento-Prep™, RønignA/S, Daugaard, 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.

2.3 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 üreget keresztül végeztük el. Egy lapos műanyag kéziműszerrel tömörítettük a kompozitot az üregbe, majd 180 sec-ig fénykályhában polimerizáltuk (Dentacolor XS Kulzer, Germany). 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.

2.4 Próbatestek készítése szakítószilárdság méréshez

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 küvetákban. Minden réteget LC-6 SCHEU Light Oven (SCHEU, Germany) fénykályhában polimerizáltunk 3 percre, a maximális polimerizáltsági fok elérése érdekében. A fénykályha kétféle fluorescens csövet tartalmazott (3 UV-A lámpa, 3 kék fény). Az így biztosított fény hullámhossza 340 és 420 nm között volt, 370 nm emissziós csúcs (UV-A) és 350-450 nm (kék fény) esetében. Ezt követően a vizsgálandó felszínt víz hűtés 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 felszínt 10 percre ultrahangos desztillált vizes fürdőben tisztítottuk, majd szobahőmérsékleten tároltuk 24 óráig.

2.5 Felszínkezelési eljárások

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). Ezt követően a blokkokat (nem öregített, öregített tömböket egyaránt) visszahelyeztük a Teflon küvetákba, majd a javítási protokollnak megfelelő adhezívet alkalmaztuk a polírozott felszínen. 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 kékizlappal high üzemmódban (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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein)

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) .

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

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 LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

8A csoport: öregített SDR felszínére SU-t applikáltunk 20 sec aktív bedörzsöléssel, ezt követően 5 sec-ig levegővel elpárologtattuk az oldószert, majd 10 sec-ig polimerizáltuk LED kékizlappal high üzemmódban (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein).

Pozitív kontroll: Mind a TECBF, mind az SDR kompozitból 14 mm-es magas blokkokat készítettünk rétegezéssel 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.

2.6 Javító kompozit rétegzése

Javító kompozitként Tetric EvoCeram (TEC; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) univerzális kompozitot rétegeztünk 2 mm-es vastagságban, minden réteget 3 percig megvilágítva a fénykályhában LC-6 SCHEU Light Oven (SCHEU, Germany). Így 14 mm x 10 mm x 10 mm blokkokat kaptunk.

Ezután az elkészült tömböket 24 óráig szobahőmérsékleten állni hagytuk (25 ± 1.0 °C) mielőtt előkészítettük szakító szilárdsági teszthez.

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). A nyíróerőt a törés bekövetkezéséig alkalmaztuk. A bonderősséget egy hányadosként számoltuk, ahol a töréskor regisztrált nyíróerőt elosztottuk a javítási felszínnel ($\sigma = \frac{F}{A}$ F az alkalmazott húzóerő, A a határfelület területe).

3.2 Törtszín 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 határfelület, mind a kompozit anyagát érinti.

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.

3.4 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) és a teljes profil mélységet (R_t) rögzítettük a 3 dimenziós profilometriai vizsgálat (Ambios Technology Inc. software, Santa Cruz, California, USA).

3.5 Az eredmények statisztikai értékelése

Az adatokat két-utas ANOVA programmal értékeltük $\alpha=0.05$ érték mellett. Az adatsorokat f próbával teszteltük, majd két mintás T-próbával hasonlítottuk össze az átlagokat Kolmogorov-Smirnov teszttel 95%-os CI értéken $p \leq 0,05$ szignifikancia szint mellett.

3.6 Szakítószilárdsági (Microtensile bond strenght) teszt

Kompozit blokk darabolása

A 14 mm x 10 mm x 10 mm blokkokat 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.

A próbatesteket egyenként 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. A mintákat szakító módban vizsgáltuk 2 kN erőmérőcella és 1 mm/min keresztfej sebesség mellett. 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.

3.7 Felületi érdesség vizsgálata: profilometriával

A bulk-fill kompozit tömbök polírozott felszínén profilometriai vizsgálatot végeztünk 3 dimenziós profilometriai vizsgálattal (Ambios Technology Inc. software, Santa Cruz, California, USA) (Ambios Technology XP-1, Santa Cruz, California, USA). A Stylus csúcs átmérője 2 μm , letapogatási sebessége 0.5 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 mélységet.

3.8 Törétfelszín vizsgálata

Minden egyes próbatest törési felszínét fénymikroszkóppal (Olympus SZ61, Tokyo, Japan) vizsgáltuk meg 45x nagyítás mellett. A törési módokat 2 csoportba különítettük el. Kohezív, amikor törés a próbatest, vagy a javító kompozit anyagában történik, adhezív, amikor a törés a határfelületen történik.

3.9 Az eredmények statisztikai értékelése

Egyes anyagokra vonatkozó adatsorok átlagának páronkénti összehasonlítására kétmintás (független mintás) t próbát használtunk. Több változó (csoport) várható értékének összehasonlításához egyszempontos 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 szórások tekinthetőek-e egyenlőnek az egyes esetekben, továbbá Tukey-féle HSD teszteket is a várható értékek részletes összevetésére.

A szórásanalízissel együtt futtatott Levene tesztek minden esetben megerősítették a szórások egyenlőségét 5%-os szignifikanciaszint mellett, ennél fogva az ANOVA és Tukey tesztek kiváltására alternatív tesztekre nem volt szükségünk. Az egyes változók eloszlásának

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

4. Eredmények

4.1 A nyírószilárdság eredmények

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 felszín kezelési 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 nyírószilárdság 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 felszín kezelést, akkor a pozitív kontroll minden más csoporttal összehasonlítva szignifikánsan magasabb nyírószilárdságot eredményezett ($p < 0,01$).

4.2 Törésmód analízis, profilometria és PEM

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 homokfűjt 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 TEC kompozit polírozott és homokfűjt felszínek minden felszín érdesség paramétere szignifikáns eltérést mutatott. A homokfűjt felszín érdesebb, irregulárisabb felszínt eredményezett, mint a polírozott felszín ($p = 0,0001$).

PEM vizsgálat eredményei megerősítik a profilometria vizsgálat eredményeit.

4.3 Szakítószilárdsági eredmények

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

Alkalmaztunk pozitív és negatív kontroll csoportokat. A statisztikai szignifikanciaszintjét $p < 0,05$ értéken határoztuk meg.

4.4 Törésmód analízis, Profilometria, PEM

A mikroszkópos vizsgálat törésmód eredményei alapján mindkét bulk-fill kompozit pozitív kontrol csoportja 100%-kohezív törésmódot mutatott, egy csoport a nem öregített SDR kivételével (5 csoport), a negatív kontrol csoportok esetén 100% adhezív törésmódot regisztráltunk.

TECBF kompozit SBU-val kezelt csoportjaiban (4, 4A csoport) a nem öregített csoportban 66,67 % kohezív míg az öregített csoportban 53,33 % kohezív törésmódot tapasztaltunk. TECBF kompozit TBFII adhezívvvel kezelt csoportjaiban 46,67 % a nem öregített csoportban (3 csoport) és 33,33 % kohezív törésmódot az öregített (3A csoport) próbatestek esetén.

Az SDR kompozit SBU -al kezelt csoportjaiban 53,33 % (8 csoport) az öregített (8A csoport) esetén 33,33 % kohezív törést tapasztaltunk. Az SDR kompozit TBFII -vel kezelt eseteiben 33,33 % a nem öregített (7 csoport) és 40 % az öregített csoportban (7A csoport) kohezív törésmódot detektáltunk. Mindkét bulk-fill kompozit csoportban a HB kontroll adhezívvvel kezelt esetek főleg adhezív törésmódot mutattak.

Az eredményeink szerint az 1200 gritig történő polírozás az SDR kompozit felszínén szignifikánsan irregulárisabb és érdesebb felszínt eredményezett a TECBF kompozit felszínével összehasonlítva ($p < 0,005$).

PEM vizsgálat eredményei megerősítik a profilometria vizsgálat eredményeit.

5. 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 funkciós 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.

Irodalomjegyzék:

1. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater*; 2011;27(1):29–38.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. Mair LH, Fadm F. Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. *Quintessence Int* 1998 Aug;29(8):483–90.
12. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res*. 2008 Aug;87(8):710–9.
13. 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.
14. Shi L, Wang X, Zhao Y, Zhang Q, Zhang L, Ren Y, et al. 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.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig*. 2003;7(2):71–9.
19. Van Dijken JWV. Direct resin composite inlays/onlays: An 11 year follow-up. *J Dent*. 2000;28(5):299–306.
20. 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.
21. Beck F, Lettner S, Graf A, Bitriol B, Dumitrescu N, Bauer P, et al. Survival of direct resin restorations in posterior teeth within a 19-year period (1996-2015): A meta-analysis of prospective studies. *Dent Mater* 2015;31:958–85.
22. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine. Intern. and American Associations for Dental Research*; 2001;12: 350–60.
23. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2012 Aug;14(5):407–31.
24. 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.
25. Kidd EA, Joyston-Bechal S, Beighton D. Diagnosis of secondary caries: A laboratory study. *Br Dent J.* 1994 Feb;176(4):135–9.
26. Forss H, Widström E. Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. *Acta Odontol Scand.* 2004 Apr;62(2):82–6.
27. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, et al. 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.
28. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66(1):57–64.
29. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
30. 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.
31. 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.
32. 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.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):333–57.
37. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28:3757–85.
38. 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 2:241–3.39.
39. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*; 2010 Febr;26(2):100-21.
40. 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.
41. 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.
 42. 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.
 43. Sharif MO, Catleugh M, Merry A, Tickle M, Dunne SM, Brunton P, et al. Replacement versus repair of defective restorations in adults: resin composite. *Cochrane Database Syst Rev*. J 2010 Feb;17(2):CD005971.
 44. Blum IR, Lynch CD, Wilson NHF. Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. Vol. 6, *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*. Dove Medical Press Ltd; 2014.81–7.
 45. Gordan V V., 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.
 46. 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.
 47. Moncada G, Martin J, Fernández E, Hemnel 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.
 48. 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.
 49. Blum IR, Schrieffer 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.
 50. Chan KC, Boyer DB. Repair of conventional and microfilled composite resins. *J Prosthet Dent*. 1983 Sep;50(3):345–50.
 51. 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.
 52. 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).
 53. 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.
 54. 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.
 55. 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.
 56. 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.
 57. 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.
 58. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent*

- Mater. 2006 Mar;22(3):211–22.
59. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic Degradation of Dental Composites. *J Dent Res.* 1984;63(10):1248–54.
 60. 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.
 61. Loomans BAC, Vivan Cardoso M, Roeters FJM, Opdam NJM, De Munck J, Huysmans MCDNJM, et al. Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater.* 2011 Jul;27(7):701–9.
 62. 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.
 63. Maneenut C, Sakoolnamarka R, Tyas MJ. The repair potential of resin composite materials. *Dent Mater.* 2011 Feb;27(2).
 64. 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.
 65. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci.* 2007 Oct;115(5):417–24.
 66. 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.

Tárgyszavak

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

Köszönetnyilvánítás

Szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek Prof. dr. 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. dr. Márton Ildikónak a támogatásáért, szerzőtársaimnak és mindazoknak a kollégáknak, akik segítettek munkámat, kiemelten dr. Szalóki Melindának a türelméért, a fáradhatatlan együttműködéséért és barátságáért, dr. Bakó Józsefnek gyakorlati tanácsaiért. Gáll Józsefnek a minden részletre kiterjedő statisztikai elemzésekért, Csík Attilának a profilometriai vizsgálatokban nyújtott segítségéért és nem utolsósorban családomnak, akik támogattak a nehéz időszakokban is és barátaimnak, akik mindig bíztak bennem.

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.



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.



