



**POSZTERIOR FOGAK HELYREÁLLÍTÁSA ÉS
MEGERŐSÍTÉSE RÖVID ÜVEGSZÁLAS
KOMPOZITOK SEGÍTSÉGÉVEL:
EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK**

MTA Doktori Értekezés

Dr. Fráter Márk



Tartalom

Rövidítések jegyzéke.....	5
I. Bevezetés	6
II. Célkitűzések.....	30
III. Anyagok és módszerek.....	32
III.1. A vizsgálatok közös módszertani jellemzői.....	32
III.1.1. Az extrahált fogak beszerzése, beválogatási kritériumok, a minták előkészítése	32
III.1.2. Minták beágyazása és előkészítése a mechanikai tesztelésekhez	32
III.1.3. Mechanikai tesztelési eljárások	33
III.1.4. Törésmintázat-analízis	36
III. 1.5. Statisztikai elemzés.....	37
III.2. Különböző méretű MOD kavitásokkal rendelkező, majd kompozittal restaurált moláris fogak töréssel szembeni ellenállóságának vizsgálata	37
III.3. Különböző szálerősítésű restauratív technikákkal ellátott, nagyméretű MOD kavitással rendelkező moláris fogak törési ellenállásának vizsgálata.....	39
III.4. Rövid üvegszál-megerősítésű restaurátumokkal ellátott nagyméretű MOD kavitások törési vizsgálata	43
III.5. Direkt restauratív technikákkal helyreállított nagyméretű MOD kavitások repedésképződési hajlamának vizsgálata	46
III.6. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott kisörlő fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása	49
III.7. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorész-képződési vizsgálattal	53
III.8. Gyökérkezelt II. osztályú MO kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorész-képződési vizsgálattal	57
III.9. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt és indirekt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása	61

III.10. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott moláris fogak restaurálására alkalmazott különböző direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata.....	64
III.11. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott moláris fogak helyreállítására alkalmazott különböző szálerősített, csücsökborítással járó és anélküli restauratív technikák mechanikai összehasonlítása	67
IV. Eredmények	71
IV.1. Különböző méretű MOD kavitásokkal rendelkező, majd kompozittal restaurált moláris fogak töréssel szembeni ellenállóságának vizsgálata	71
IV.2. Különböző szálerősítésű restauratív technikákkal ellátott, nagyméretű MOD kavitással rendelkező moláris fogak törési ellenállásának vizsgálata.....	72
IV.3. Rövid üvegszál-megerősítésű restaurátumokkal ellátott nagyméretű MOD kavitások törési viselkedésének vizsgálata	73
IV.4. Direkt restauratív technikákkal helyreállított nagyméretű MOD kavitások repedésképződési hajlamának vizsgálata.....	76
IV.5. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott kisörlő fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata	77
IV.6. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorés-képződési vizsgálattal	78
IV.7. Gyökérkezelt II. osztályú MO kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorés-képződési vizsgálattal	81
IV.8. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt és indirekt restauratív technikák mechanikai vizsgálata	86
IV.9. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott moláris fogak restaurálására alkalmazott különböző direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata.....	89
IV.10. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott moláris fogak helyreállítására alkalmazott különböző szálerősített, csücsökborítással járó és anélküli restauratív technikák mechanikai vizsgálata.....	93
V. Megbeszélés és következtetések	95
V.1. Különböző méretű MOD kavitásokkal rendelkező, majd kompozittal restaurált moláris fogak töréssel szembeni ellenállóságának vizsgálata	95

V.2. Különféle szálerősítésű restauratív technikákkal ellátott, nagyméretű MOD kavitással rendelkező moláris fogak törési ellenállásának vizsgálata.....	97
V.3. Rövid üvegszál-megerősítésű restaurátumokkal ellátott nagyméretű MOD kavitások törési vizsgálata	103
V.4. Direkt restauratív technikákkal helyreállított nagyméretű MOD kavitások repedésképződési hajlamának vizsgálata	105
V.5. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott kisórló fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata	107
V.6. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása	110
V.7. Gyökérkezelt II. osztályú MO kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata	114
V.8. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt és indirekt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása	119
V.9. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott moláris fogak restaurálására alkalmazott különböző direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása ..	123
V.10. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott moláris fogak helyreállítására alkalmazott különböző szálerősített, csücsökborítással járó és anélküli restauratív technikák mechanikai összehasonlítása	127
VIII. Az értekezés új tudományos megállapításai	131
IX. Az értekezés alapjául szolgáló közlemények.....	134
IX.1. Az értekezésben felhasznált közlemények.....	134
IX.2. Az értekezés tárgyköréhez kapcsolódó, de az értekezésben fel nem használt közlemények	136
X. A Felhasznált irodalom jegyzéke	147
XI. Köszönetnyilvánítás.....	176

Rövidítések jegyzéke

bis-GMA	biszfénol-A-glicidil-metakrilát
FRC	fiber-reinforced composite (angol), üvegszál-megerősítésű kompozit
FRGIC	fiber-reinforced resin-modified glass-ionomer cement (angol), üvegszál-megerősítésű rezinnel módosított üvegionomer cement
FT	fracture toughness (angol), törési szívósság
MO	mezio-okkluzális
MOD	mezio-okkluzo-disztális
OD	okkluzo-disztális
RMGIC	resin-modified glass-ionomer cement (angol), rezinnel módosított üvegionomer cement
SEM	scanning electron microscope (angol), pásztázó elektronmikroszkóp
SFRC	short fiber-reinforced composite (angol), rövid üvegszál-megerősítésű kompozit
Szemi IPN	semi-interpenetrating polymer network (angol), szemi-interpenetráló polimer mátrix
ZCJ	zománc-cement junkció
ZDJ	zománc-dentin junkció

I. Bevezetés

A restauratív fogászat alapvető célja a hiányzó fogszövetek pótlása által a fogak esztétikai és funkcionális helyreállítása. Restauratív fogászati ellátásra lehet szüksége a páciensnek, ha a fog keményszöveti veszteséget szenvedett el szuvaság vagy trauma következtében. Szintén restauratív fogászati ellátásra lehet szükség, ha a fog vagy fogak kopása következik be savi hatások (dentális erózió), idegentest általi mechanikai behatás (abrázió), az antagonista fogazat (attríció), vagy okkluzális terhelési viszonyok, parafunkciós mozgások (abfrakció) miatt [1–3]. A páciensek fokozódó esztétikai igényeinek következtében ugyanakkor egyre gyakrabban előfordul, hogy egészséges, foganyagvesztést nem szenvedett fogak esetén is felmerül a restauratív fogászati beavatkozás lehetősége. Mindezen lehetséges okok közül mai napig a szuvaság következtében kialakult keményszöveti veszteség a restauratív fogászati beavatkozások vezető indikációja [4]. A restauratív beavatkozáshoz szükség lehet fogtechnikai segítségre (indirekt restaurátum készítése), amely esetben a restaurátum szájon kívül készül el. Ellenkező esetben a restaurátum szájban készül el és direkt restaurátumról beszélhetünk. A már üregképződéssel járó szuvaság ellátására a leggyakrabban alkalmazott és egyben szakmailag elfogadott eljárás a töméskészítés (direkt restaurátum készítése) [5–7]. Direkt restaurátum készítésére, maradó fogakban, leggyakrabban amalgámot, üvegeionomer anyagokat, vagy kompozitot¹ alkalmazunk. Az említett anyagok közül mára a legkedveltebb és legelterjedtebb direkt restauratív anyagok a kompozitok [8–13]. Egy 2012-es közlemény szerint az évente készülő kompozit tömések számát legalább 260 millióra becsülte [14]. Ez a szám 2015-ben már 800 millió kompozit tömés volt, melyek 80%-a a hátsó fogakat érintette, 20%-a pedig az elülső fogakat [15]. A kompozit tömések térhódítása soha nem látott méreteket ölt, mely számos okra vezethető vissza, amelyek közül talán a legfontosabbak: az esztétikai igények növekedése a páciensek részéről, a minimálinvazivitás és foganyag megőrzésének igénye mind a páciensek, mind a fogorvosok részéről, valamint a destruált fog megerősítésének szakmai igénye [16–20]. A mai, korszerű felfogás szerint ugyanis a restauratív fogászatnak a fog esztétikai és funkcionális rehabilitációja mellett egyértelműen célja az is, hogy a megmaradt foganyagot a restaurátum által megerősítse. Ez ma talán fontosabb, mint

¹ Kompozit alatt, amennyiben további specifikáció nem történik, az értekezés során mindvégig a korszerű fogorvosi gyakorlatban alkalmazott hibrid- és nanokompozitokat értünk.

valaha, mert egyrészt folyamatosan nő a lakosság várható élettartama, másrészt nő a megtartható fogak száma is, ebből következően pedig igény keletkezik a restaurátumok fokozott tartósságára [4,21]. Emellett, legalábbis a nyugati civilizációban, a mindennapi élet egyre inkább stresszterhelt, így a restaurátumoknak, a normál rágóerőn túl, extrém terhelést is el kell tudni viselni [22]. Ezek a megfontolások adják egy új irányvonal, a biomimetikus fogászat kiindulópontját, melynek központi tétele, hogy a legellenállóbb egység a szájüregben az egészséges fog (szemben a mesterséges anyagokkal helyreállított fogakkal szemben) [23]. Ez a gyakorlatban is jól megfigyelhető, ugyanis az egészséges fog természetes jellemzője, hogy képes egy életen át megfelelően ellenállni a normál szájüregi behatásoknak. A biomimetikus fogászat az egészséges fogat állítja középpontba; annak a felépítését, szövettanát, a keményszöveti rétegek mechanikai tulajdonságait és együttes viselkedését vizsgálja, és ezt kívánja utánózni a direkt és indirekt restaurátumokkal is [23]. Ehhez elengedhetetlen a fog koronai részét alkotó két fő keményszövet alapos ismerete. A külső borítást biztosító zománc egy saját keringéssel nem rendelkező, rendkívül rigid és merev (fizikai tulajdonságai: rugalmassági modulus: ~80 GPa, szakítószilárdság: ~10 MPa, Vickers keménység: ~350) szövet [23]. Ezzel szemben az alatta elhelyezkedő, a fog koronai részének legnagyobb tömegét alkotó dentin egy, a zománcnál jóval magasabb víz- és szervesanyag-tartalmú, rugalmasabb (fizikai tulajdonságai: rugalmassági modulus: ~14-20 GPa, szakítószilárdság: ~105 MPa, Vickers keménység: ~60), érző vitális szövet [23]. A két, jelentősen különböző szövetet kapcsolja össze a zománc-dentin junkció (ZDJ), melynek szerepéről a későbbiekben szólunk. A biomimetikus restauratív fogászat célja a hiányzó keményszövetek anatómiailag helyes pótlása olyan restauratív anyagokkal, amelyek a lehető legjobban lekövetik a pótlendő szövetek mechanikai tulajdonságait [24]. Ez a gyakorlatban, némileg leegyszerűsítve, azt jelenti, hogy a hiányzó zománcot célszerű egy rá mechanikailag hasonló, rigidebb anyaggal, a hiányzó dentint pedig egy hozzá hasonló, rugalmasabb anyaggal helyettesíteni. Ugyanakkor a megfelelő anyagválasztás nem biztosítja önmagában a fog megerősítését. Fontos kíváncsi, hogy a restaurátumnak, illetve az eltérő mechanikai tulajdonságú restauratív anyagoknak megfelelő adhézióval kell rögzülni a meglévő foganyaghoz, valamint egymáshoz is. A ma elérhető, korszerű adhezív rendszerek képesek megfelelő mértékű kötőerőt biztosítani a foganyaghoz, ezáltal kulcsszerepet kapnak a restaurált fog megerősítésére irányuló újításokban és fejlesztésekben. Verslius és mtsai. kimutatták, hogy a nem adhezíven rögzülő, amalgám tömással helyreállított fog

mechanikailag ugyanúgy viselkedik, mintha a preparált üreggel ellátott fog nem lett volna helyreállítva [25]. Jól demonstrálja az adhezíven rögzülő (kompozit tömés) és adhezíven nem rögzülő (amalgám tömés) restaurátumok megerősítő hatásában mutatkozó eltérést Magne és Oganessian vizsgálata [26], amely vizsgálat feltárta, hogy az eltérés a rendelkezésre álló saját foganyag mennyiségével fordítottan arányos. Ennek oka a volumenfaktorban és a falak megtartottságában keresendő, amint erre a későbbiekben még visszatérünk. Részben ez (és egyéb, jelen dolgozatban nem tárgyalt tényezők) is hozzájárultak az amalgám elmúlt években bekövetkezett háttérbe szorulásához [14,27–30]. Amalgám tömések esetén a megerősítés hiánya klinikailag is észlelhető, a tömés mellett, a saját foganyagban kialakult repedések formájában. Opdam és mtsai. kiemelik, hogy amalgám tömések mellett gyakrabban láthatunk repedéseket a megmaradt saját foganyagban, mint egyéb tömések mellett [31]. Értelemszerűen a restauratív anyagok lehetséges gyengítő vagy megerősítő hatása annál látványosabb, minél kevesebb saját, ép foganyag áll rendelkezésre az adott klinikai szituációban. Az üvegeionomer restauratív anyagok, bár kémiaiilag kötnek a dentális keményszövetekhez, ez a kötés lényegesen gyengébb, mint amit kompozit töméseknél mérhetünk az adhezív rendszerek megfelelő használata esetén [32–34]. Emiatt, továbbá az üvegeionomer restauratív anyagok kompozit tömésekhez viszonyított kevésbé kedvező mechanikai tulajdonságai miatt az üvegeionomer anyagok szűkebb restauratív fogászati indikációs körrel bírnak a kompozit tömésekhez képest [35]. A leggyakrabban használt restauratív anyag jelenleg a kompozit (fizikai tulajdonságai: rugalmassági modulus: ~10-20 GPa, szakítószilárdság: ~40-60 MPa, hajlítószilárdság: ~130-190 MPa, töréssel szembeni szívósság: 1,2-1,43 MPa/m, Vickers keménység: ~55-105) [36,37]. A kompozit tömőanyag számos előnyös tulajdonsággal bír, többek között esztétikus, azaz fogszínű végeredményt nyújt, adhezíven rögzül a fog keményszöveiteihez, így nem kell további foganyagot feláldozni a tömés retenciója érdekében, relatíve gyorsan elkészíthető vele a direkt restaurátum, indikációs köre igen széles, végül a belőle elkészített tömés kopása közel azonos a fog koronai részét borító zománc kopásával [36].

Mindennemű restauratív ellátás sikeressége 3 fő tényezőtől függ: az operátorfaktortól, a páciensfaktortól, és a választott restauratív anyagtól, illetve technikától [13,31,38–40]. A kompozit tömésekre vonatkoztatva ezek a faktorok az alábbiak szerint értelmezendők. Az operátorfaktor magába foglalja azt, hogy az operátor milyen szintű elméleti és

gyakorlati tudással bír a restauratív fogászattal és konkrétan a választott anyaggal kapcsolatban, használ-e nagyítást, valamint alkalmaz-e kofferdám izolálást [41,42]. A páciensfaktorba tartozik a páciens kooperációja és szájhigiéneje, karieszrizikója, az eróziós felszínek megléte vagy hiánya, és a bruxizmusra, szorításra vagy egyéb parafunkciós állkapocsmozgásra utaló tünetek [8,43,44]. A választott anyag és technika kapcsán gondolni kell arra, hogy a kompozit tömőanyagot milyen módon applikáljuk (bulk-fill vagy rétegzéses módszer), és arra is, hogy a kompozit tömőanyagoknak milyen anyagtani limitációi vannak. A kompozit tömőanyagok esetében, előírászerű használat esetén is számolni kell a polimerizációs zsugorodással, valamint azzal, hogy töréssel szembeni szívósságuk (fracture toughness, FT) elégtelen [45]. Ez a kompozit tömőanyagok ma ismert két fő anyagtani limitációja. A polimerizációs zsugorodás problémája pontosan 60 éve ismeretes [46]. A mai kompozitok polimerizációs zsugorodása, mindennemű ennek csökkentésére irányuló kísérlet ellenére, még mindig nagyjából 2-4% közöttinek mondható [47,48]. Ez a zsugorodás számos negatív következménnyel járhat, attól függően, hogy az operátor képes-e megfelelő adhéziót létrehozni a kavitás falaihoz. Amennyiben nem (elégtelen adhézió), úgy a tömőanyag a zsugorodása során elválk a kavitás falaitól (ún. debonding), így résképződés, elszíneződés, érzékenység, később szekunder kariesz alakul ki [49,50]. Ezzel szemben, megfelelő adhézió esetén a polimerizációs zsugorodás során nem jön létre debonding, hanem a falak mozdulnak el a tömőanyag zsugorodása következtében [49,51]. Ezt a jelenséget a szakirodalom csücsökelhajlásnak (cuspal flexure) nevezi, mely során könnyedén kialakulhat repedés a fog külső felszínén, a zománcban (1. ábra) [52–54]. Ezek a repedések nemkívánatosak, ugyanis későbbi törések kiindulópontjai lehetnek [53].



1.ábra: Polimerizációs zsugorodás által okozott horizontális repedés a felső premoláris orális felszínén.

Továbbá, minél nagyobb a csücskök elhajlása a tömés készítése során vagy azt követően (posztpolimerizációs zsugorodás), annál nagyobb a későbbi, a fog használata során bekövetkező fáradásos törések kialakulásának esélye [55]. A kompozitok polimerizációs zsugorodása 2 + 1 fázisban zajlik le, ezek a pre-gél fázis, a post-gél fázis, valamint a posztpolimerizációs fázis [56,57]. A pre-gél fázisban a kompozit anyag képes folyásra, ezáltal képes a kötése, zsugorodása során kialakuló feszülés, stressz egy részének kioltására [49,58,58,59]. Ellenben onnantól fogva, hogy a polimerizációs folyamat során a folyási képesség megszűnik (post-gél fázis), a további zsugorodás mindenképpen stresszt generál az anyagban és a ragasztási felületen [60–63]. Ez utóbbi fázisnál lényegesen kisebb szerep jut a posztpolimerizációs fázisnak a zsugorodási stressz generálásában, melynek jelentőségét a későbbiekben tárgyalom.

Az operátornak minden szituációban célja a polimerizációs zsugorodás által kiváltott stressz csökkentése [64]. Ennek egyik módja az arra alkalmas polimerizációs lámpákon

egy alacsonyabb intenzitású „soft start” fényerő alkalmazása, mely elnyújtja a polimerizációs folyamatban a pre-gél fázist [65,66]. Ennek következtében az alacsonyabb intenzitású fénnel, hosszabb ideig végzett megvilágítás segít megtartani a ragasztási felületen a kötőerőt, növeli a kompozit konverzióját, valamint csökkenti az anyag polimerizációs zsugorodása során kialakuló stresszt [65,67–69]. Ehhez természetesen ismernünk kell a polimerizációs lámpa teljesítményét, amit adott időközönként ajánlott fényerősségmérő berendezéssel ellenőrizni is [69]. Fontos emellett a megvilágítás iránya. Célszerű a kompozit tömést először a ragasztási felület felől, ép foganyagon keresztül megvilágítani. Ez biztosítja a tömőanyag számára a szabad elmozdulást a nem bondozott, szabad felszín(ek) felé, így kisebb polimerizációs zsugorodás által kiváltott stressz fogja terhelni a ragasztási felületet. Emellett kulcsfontosságú egy rugalmas alap alkalmazása a kompozit tömések alá, mely szintén a már említett zsugorodási stresszt hivatott csökkenteni vagy elnyelni [70,71]. Hooke törvénye értelmében a stressz egyenlő a zsugorodás és a rugalmassági (Young) modulus szorzatával. A folyékony (flow) kompozitok számos képviselője alacsonyabb rugalmassági modulussal rendelkezik, mint a hagyományos kompozit tömés készítéséhez használt paszta konzisztenciájú kompozitok, ezáltal kisebb stresszt közvetítenek a zsugorodásuk során. Továbbá az „elasztikus kavitásfal” elmélet értelmében érdemes a kavitás falait vékonyan bevonni egy rugalmas, alacsony töltöttségű flow kompozittal, ezáltal a ráhelyezett hagyományos kompozit ezt a rugalmasabb réteget fogja húzni, deformálni és terhelni a polimerizációs zsugorodás során, nem pedig az adhezív ragasztási felületet [72,73]. Ez az elképzelés eredetileg Carel Davidsontól ered, aki 1999-ben javasolta először egy rugalmas alap alkalmazását [74]. Vizsgálatok kimutatták, hogy a rugalmas alappal ellátott fogak nagyobb töréssel szembeni ellenállással rendelkeznek, valamint kisebb csücsökelhajlást, deformálódást mutatnak, mint a rugalmas alap nélküli kompozit tömések [75–77]. Ezek a hatások annál szembetűnőbbek, minél nagyobb egy üreg esetén a C-faktor (a ragasztott és a nem ragasztott falak aránya) [78–80], valamint, hátsó fogak esetén, minél kisebb a zárólécek száma. Soares és mtsai. tömören úgy összegezték ezt a kérdéskört, hogy a flow kompozit alap alkalmazása vagy javítja a restaurátum mechanikai értelemben vett sikerességét vagy nem, de biztosan nem rontja azt [49]. Talán a leggyakrabban használt technika a zsugorodási stressz csökkentésére a kompozit tömőanyagok rétegzése a restaurálandó kavitásba [81]. A kompozit rétegekben történő alkalmazása biztosítja az anyag megfelelő polimerizáltságát és csökkenti a polimerizációs zsugorodási stresszt

[82]. Ennek a magyarázata a C-faktorban keresendő, ugyanis a C-faktor növekedésével a polimerizációs zsugorodási stressz nő [18]. A rétegzési technika alkalmazásával viszont csökken az adott rétegre vonatkoztatott C-faktor az egy tömbben (bulk-fill) történő applikáláshoz képest. Ugyanakkor, bármennyire is elterjedt a klinikai gyakorlatban a kompozitok rétegzéses alkalmazása, számos újabb vizsgálat vitatja azt, hogy ilyen módon a zsugorodási stressz csökkenthető lenne [83,84].

Emellett alkalmazhatók még a zsugorodási stressz csökkentésére a szálerősítéssel anyagok [17,85], illetve a szendvics-technikák üvegionomer restauratív anyagok felhasználásával [86]. Tömés készítése során ezen stresszcsökkentő technikák valamelyikének (vagy ezek kombinációjának) nem alkalmazása szakmai hiba, hiszen a kompozitok polimerizációs zsugorodása mai napig releváns, nem megoldott probléma, mely jelentősen befolyásolja a direkt restaurátum sikerességét [87].

Emellett fontos megemlítenünk, hogy a kompozitok posztpolimerizációs zsugorodása és az ennek következtében kialakuló stressz fokozatos fellépése a tömés elkészülte után, a páciens fogászati rendelőlőből való távozása után is zajlik [57,88]. Egyes szerzők szerint a posztpolimerizációs zsugorodás 24 órával a tömés elkészülte utánig [89], míg más szerzők szerint akár 1 hónapig is eltarthat [90]. Emiatt is érdemes tehát a tömés elkészítése során törekedni az anyag zsugorodási stresszének csökkentésére, hiszen, annak ellenére, hogy az említett folyamatok a tömés elkészítése után is aktívak, beavatkozásra ekkor már nincs mód.

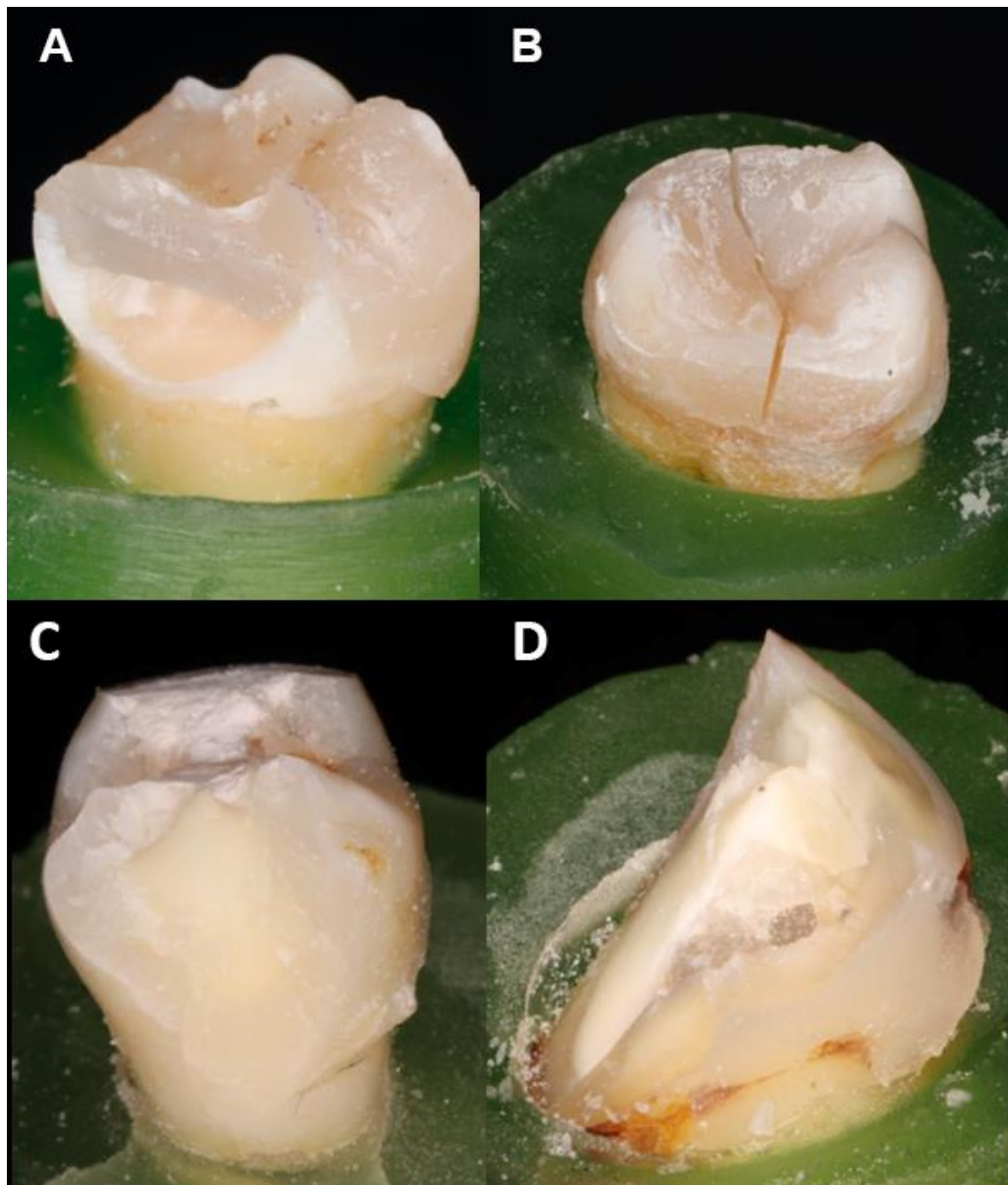
A kompozit tömőanyagok másik nagy anyagtani limitációja, amint azt már említettük, az elégtelen töréssel szembeni szívósság (fracture toughness, FT) [91]. Ez egy mechanikai tulajdonság, amely egy törékeny anyag ellenállását mutatja meg az anyagban létrejött hibák, repedések katasztrofális tovaterjedését illetően [92,93]. Ezáltal FT az adott anyag károsodással, deformálódással szembeni toleranciáját, ellenállását jellemzi [93,94]. A korszerű kompozitok fizikai tulajdonságait áttekintve könnyű belátni, hogy azok jellemzően közelebb esnek a zománc, mint a dentin mechanikai tulajdonságaihoz [95]. Emellett a kompozitok FT értéke nem éri el a dentinnél mérhető FT értéket [96,97]. Ez amiatt kiemelt jelentőségű, mert a biomimetikus szemlélet értelmében az egészséges fogszövetek biomechanikai jellemzőihez a lehető leghasonlóbb restaurátumot kívánunk létrehozni, egészséges, érintetlen integritású fog esetén viszont normál rágóerő hatására nem tud repedés kialakulni a dentinben [98,99]. Ez a jelenség a dentin, valamint a dentin és zománc találkozásánál elhelyezkedő ZDJ tulajdonságaira vezethető vissza [100]. A

ZDJ egy rugalmas kollagénréteg, mely az alatta elhelyezkedő dentinnel együtt rugalmas alátámasztást biztosít a zománcnak [101–103]. Jelentős tény, hogy - normál rágóerőket feltételezve - a zománcban kialakuló repedések, amikor elérik a ZDJ-t, elnyelődnek vagy irányt váltanak, így nem képesek behatolni a dentinbe [101,102]. Ez a repedéselnyelő, stresszelnyelő mechanizmus a ZDJ-ban kezdődik el, de jelentősebb részben a rugalmas dentinben valósul meg [45,100]. Ennek az oka nem csak a dentin tömegében, hanem annak jelentősen nagyobb FT értékében (a ZDJ FT értéke mindössze 75%-a a dentin FT értékének) is keresendő [45,100]. Ennek a fiziológiás elnyelő mechanizmusnak jelentős haszna, hogy egészséges fogak esetén a repedések, mivel nem tudnak betérjedni a dentinbe, nem tudnak fogérzékenységet okozni. A hagyományos kompozitok viszont nem rendelkeznek repedésmegállító képességgel, emiatt, ha a kompozit tömésben repedés alakul ki, az mindig végig fog terjedni az egész tömésvolumenen és eléri az alatta lévő ragasztási felületet (2. ábra).



2.ábra: Hosszanti repedés a felső premoláris kompozit tömésében.

Az így kialakuló törés nem kontrollált, és sokszor fatális kimenetelű a fog szempontjából. A restaurátum-fog egység szempontjából a töréseket Scotti és Mtsai beosztása alapján 2 csoportra osztjuk: restaurálható, tehát kedvező, és nem restaurálható, tehát kedvezőtlen törésekre [104]. A kedvező törések a zománc-cement junkció (ZCJ) szintjében vagy afelett végződnek, ebben az esetben, törés esetén, a fog még helyreállítható, a restaurátum javítható. Kedvezőtlen törések a ZCJ szintje alá terjednek, így a fog vagy csak sebészeti kiegészítő beavatkozással menthető, vagy egyáltalán nem menthető (3A, 3B, 3C és 3D ábra).



3. ábra: A: Restaurálható törés restaurált moláris fogban, mely könnyedén javítható. B: Nem restaurálható, hosszanti törés moláris fogban, mely miatt a fog hasonló klinikai szituációban nem lenne megtartható. C: restaurálható törés premoláris fogban, D: nem restaurálható törés premoláris fogban.

Szigorúan véve tehát a kompozit mechanikai szempontból nem ideális a hiányzó dentin pótlására, ugyanis nem rendelkezik repedésmegállító képességgel [91,105]. Viszont, hogy ez az anyagtani deficit mikor gyakorol jelentős hatást a restaurátum sikerességére, az az adott klinikai szituációtól függ. Számos kutatás utal arra, hogy a sikertelenség gyakoribb több felszínű direkt restaurátumok mellett, kiváltképp, ha a fog approximális felszíne is involválva van [8,14,106,107]. Régi, ma is érvényes alaptétel a restauratív fogászatban, hogy a restaurátumok sikerességének egyik fő meghatározó tényezője a megmaradt foganyag mennyisége [108]. Minél nagyobb mennyiségű dentint kell mesterségesen pótolni, annál határozottabban jelentkezhetnek az ideális, dentinre jellemző FT hiányának hatásai. Emiatt az operátornak a restauratív anyagok megválasztása előtt alaposan elemezni kell a megmaradt foganyag mennyiségét, a kavitás dimenzióit, valamint a fog típusát, állcsontban elfoglalt helyét. I. osztályú okkluzális kavitás esetén mindössze 5-20%-al csökken a fog merevsége, és ha ebben a szituációban gyökérkezeljük a fogat, tehát növeljük a kavitás mélységét, a merevség csökkenése a 20%-ot akkor sem haladja meg. [109,110]. Ezen minimális csökkenés oka I. osztályú kavitások esetén a zárólécek megtartottsága. Egy záróléc hiánya esetén, azaz II. osztályú mezio-okkluzális (MO) vagy okkluzo-disztális (OD) kavitásoknál az egyik záróléc hiánya nagyjából 45%-os merevségcsökkenést eredményez [109]. Ugyanakkor II. osztályú mezio-okkluzo-disztális (MOD) kavitás esetén a gyengülés hozzávetőleg 63%-os, ami mindkét záróléc együttes hiányára vezethető vissza [111]. Ez a gyengülés mind a csücskök stabilitásában, elmozdulásában, mind a töréssel szembeni ellenállásban megmutatkozik [112,113]. Az említett gyengülés jól észlelhető a klinikai gyakorlatban II. osztályú amalgám tömással ellátott fogak esetén, ahol gyakran figyelhető meg a megmaradt foganyag, csücskök letörése [114]. A zárólécek megléte vagy elvesztése mellett a kavitás mélysége és formája, mérete is meghatározó tényezők a kavitás falaiban, a zománcban kialakuló stressz létrejöttében [115]. A kavitás dimenzióinak növekedésével nő a csücsökelhajlás [116,117], tehát minél nagyobb a direkt restaurátum volumene (volumenfaktor), annál nagyobb stressz jön létre a megmaradt fogállományban [82,118–120]. A volumenfaktor a direkt restaurátum méretére, azaz a restauráláshoz felhasznált anyag mennyiségére, volumenére, és ezáltal indirekten a megmaradt foganyag mennyiségére és a kavitás méretére utal [87,120]. Ez jól megfigyelhető mind az *in vitro* vizsgálatokban, mind a klinikai mindennapi gyakorlatban, amennyiben premoláris és moláris fogak esetén minél több felszínt érint, illetve pótol a direkt restaurátum és minél

nagyobb a kavitás szemben lévő falai közötti távolság, annál nagyobb az esélye, hogy idővel csücsökfraktúra fog bekövetkezni [121]. Hood vizsgálataiban arról számolt be, hogy MOD kavitás terhelése esetén a meglévő falakra ható erőkar nagysága azonos a fal magasságával [122]. Ezt alátámasztani látszik Granath és Svensson tanulmánya, mely szerint a csücsökelhajlás egyenes arányú összefüggést mutat a kavitás mélységével és szélességével [123]. A volumenfaktor legfontosabb dimenziója a kavitás mélysége [87], mely a klinikumban jól mérhető milliméter-beosztású parodontális szondával. A másik fontos, klinikailag részben megítélhető, részben mérhető paraméter a kavitás falainak megtartottsága (cavity wall compliance), mely a meglévő falak stabilitását jellemzi [54,119,124,125]. A kavitás falainak megtartottsága magában foglalja, hogy a szemben lévő falak összeköttetésben állnak-e egymással (záróléc(ek) megléte), valamint, hogy a meglévő falak milyen vastagok. Ez klinikai körülmények között falvastagságmérővel könnyen mérhető [125]. Az említett tényezők vizsgálata és elemzése kulcsfontosságú a direkt restaurátumok sikeressége érdekében. A volumenfaktor legdrasztikusabb növekedése a gyökérkezelt fogaknál figyelhető meg, a kavitásmélység növekedéséből következően. Ez részben a kiterjedtebb kárieszes léziók, valamint a trepanálás következtében bekövetkezett keményszöveti veszteségnek tudható be [95,126–128].

A direkt restaurátumok, így a kompozit tömések sikertelenségének 2 fő oka és egyben megjelenési formája a szekunder káriesz, valamint a restaurált fog eltörése, mely érintheti csak a megmaradt foganyagot, a restaurátumot, vagy mindkettőt [27,38,129,130]. Alvanforoush és mtsai. vizsgálata szerint ezen belül a szekunder káriesz aránya csökkenni látszik, ugyanakkor nő a törés miatt kialakuló sikertelenségek aránya [10]. Ezt alátámasztja Borgia és mtsai. vizsgálata, mely szerint a restaurátumok sikertelenségének elsődleges oka sokkal inkább a fog és/vagy a restaurátum eltörése, mint a szekunder káriesz [131].

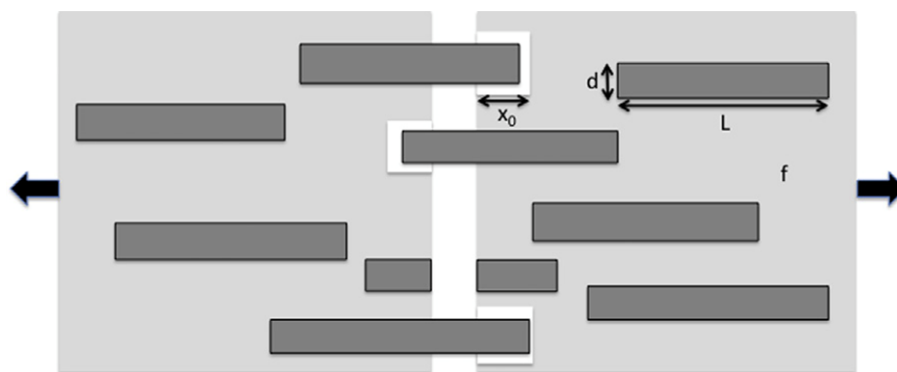
Éves szinten a kompozit tömések sikeressége nagy variabilitást mutat [13,132–135]. Az eltérő adatok hátterében a már korábban említett befolyásoló tényezők (páciensfaktor, operátorfaktor, a választott restauratív anyag és technika, stb.) állnak [40]. A foggal kapcsolatos tényezőket vizsgálva egyértelműen kijelenthető, hogy a poszterior régióban (premoláris és moláris fogak) a direkt restaurátumok túlélése szoros összefüggést mutat a restaurátum méretével [31,38,39,108]. Bernardo és mtsai. kutatásában az éves sikertelenségi ráta 0,95%-ról (egyetlen felszint pótló tömések esetén) 9,43%-ra ugrott (4 vagy több felszint pótló tömések esetén), amikor a restaurátum mérete drasztikusan nőtt

[39]. Ezt alátámasztja Laske és mtsai. kutatása, mely szerint a több felszínre terjedő direkt restaurátumok sikeressége alacsonyabb, mint a kevesebb felszínre terjedőeké [136]. Laske és mtsai. másik kutatásukban szintén kimutatták, hogy az MOD tömések sikeressége alacsonyabb, mint az MO vagy OD tömések sikeressége [137]. A restaurátum méretének jelentőségét szintén jól mutatja Demarco és mtsai.-nak [9], valamint Manhart és mtsai.-nak kutatásai [30], melyekben a kisebb és közepes méretű kompozit restaurátumok éves sikertelensége igen alacsony volt (1-3%). Ezek a számok talán szembetűnőbbek a gyökérkezelt fogak esetén, ahol minden esetben kevesebb megmaradt dentinnel és ezáltal nagyobb volumenfaktorral kell számolni, mint a hasonló nem gyökérkezelt fogak esetén. Klinikai vizsgálatok csökkent sikerességről számolnak be gyökérkezelt fogak esetén, az éves sikertelenséget 2-12,4%-ra becsülve [129]. Nagasari és mtsai. kutatása alapján a hagyományos kompozit tömással ellátott gyökérkezelt moláris fogak sikeressége évről-évre drasztikusan csökken: az első évben 96% körüli, a második évben 88% körüli, míg az ötödik évre már mindössze 36% körüli volt [138].

A kompozitok általános ismertetésénél említett kedvezőtlen tulajdonságokból és a fenti adatokból is következik, hogy a kompozit tömések alkalmazhatóságának markáns határai vannak, és számos szituációban nem ideálisak például közepes vagy nagy mennyiségű hiányzó dentin pótlására [139,140]. Ezen felül a kompozitok anyagtani szerkezete sem hasonlít a dentin szerkezetéhez. A korszerű hibrid- és nanokompozitok anyagában szervesetlen töltelékanyag-szemcsék vannak beágyazva szerves mártixba, míg a dentin esetén nem szemcsék, hanem kollagénrostok vannak beágyazva a hidroxipatit mártixba. Ezen oknál fogva belátható annak előnye, ha inkább rostok vannak beágyazva a kompozitba, jobban imitálva a dentin struktúráját és növelve az anyag FT-értékét [93], tehát növelve az anyag ellenállását a repedések kialakulásával és tovaterjedésével szemben [141,142]. Anyagtani vizsgálatok alapján az adott restauratív anyag szájüregi sikerességét legpontosabban bejósoló két mutató a hajlítószilárdság és az FT-érték [15,93,94,143]. Az elmondottakból logikusan következik, hogy az ideális dentinpótló anyag dentinhez hasonló FT értékkel, ezáltal bizonyos mértékű repedésmegállító képességgel rendelkezik, valamint valamilyen szálerősítést is tartalmaz.

Az üvegszál-megerősítésű kompozit (Fiber-Reinforced Composite, FRC) anyagok már 1960-as évek óta forgalomban vannak a fogászatban [144,145]. Ugyanakkor csak 2013-ban jelent meg egy paszta állagú rövid üvegszál-megerősítésű kompozit (Short Fiber-Reinforced Composite, SFRC) restauratív anyag (EverX Posterior, GC Europe, Leuven,

Belgium) azzal a céllal, hogy visszaadja a hiányzó dentin stresszelnyelő és repedésmegállító képességét [146,147]. Jelen tézis fókuszában ez az anyag áll. Az SFRC-t eredetileg nagymértékű stressznek kitett területekre tervezték, mind vitális, mind gyökérkezelt fogak restaurálására [148]. Ez az anyag, mint minden kompozit, tartalmaz rezin mátrixot, szervesen szemcse töltelékanyagot, valamint (szemben a hagyományos kompozitokkal) random elhelyezkedésű rövid üvegszálakat. A rezin mátrixot ennek az anyagnak az esetében szemi-interpenetráló polimer mátrixnak (szemi IPN) nevezzük, mely biztosítja az anyag javítása esetén a megfelelő adhéziót, valamint javítja a mátrix szívósságát, ellenállását [148]. A rövid üvegszálak potenciális megerősítő hatása számos tényezőtől függ, ideértve a rezin típusát [149], az üvegszálak hosszát [150], az üvegszálak hosszának és átmérőjének arányát [141], az üvegszálak elhelyezkedését [151], mennyiségét [93,141], valamint a rezin mátrix és az üvegszálak közötti adhézió mértékét [144,152–155]. Az üvegszálak kompozitok akkor rendelkeznek stressztörő képességgel, ha az anyagban lévő üvegszálak feszülés alatt vannak, valamint, ha stabil, jó kémiai kötés van az üvegszál és az azt körbevevő rezin mátrix között [156,157]. Ha a kötés közötti adhézió gyenge, akkor a terhelés nem lesz képes áttevődni a nagyobb teherbírású üvegszálra, elválás (debonding) jön létre az üvegszál és a mátrix között, és az anyagban repedés, szakadás alakul ki. Viszont, ha az előbb említett kötés stabil, de az üvegszál nincs feszülés alatt (a mérete, azaz pontosabban a hossz/átmérő aránya miatt), akkor az nem lesz képes a kialakuló stresszt elnyelni, és megint csak anyagon belüli repedés, szakadás jön létre (4. ábra) [144,152].



4. ábra: Az üvegszál erősített kompozit anyagban kialakulható sérülések sematikus ábrázolása: rezin mátrix repedése, üvegszál elválása a mátrixtól, valamint üvegszál törése. (X_0 =a mátrixtól elvált üvegszál rost-szakasz hossza, d =üvegszál átmérője, L =üvegszál hossza). A nyilak a terhelés irányát jelölik [144, copyright license number: 5703520349155].

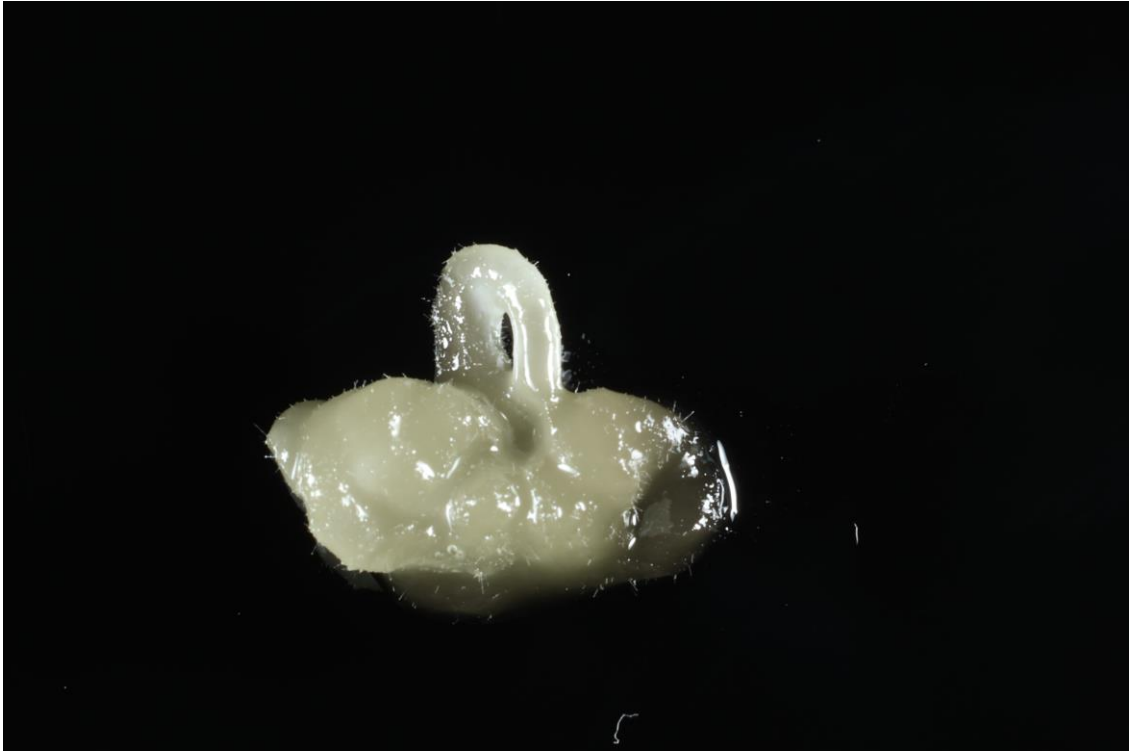
Az üvegszálak akkor vannak feszülés alatt, azaz akkor képesek a stressz elnyelésére és a repedések megállítására, ha méretük meghaladja a rájuk jellemző kritikus rosthosszt [144,152,158]. A legtöbb üvegszálazó anyag esetén a kritikus rosthossz abban a tartományban keresendő, ahol 50-150-szer nagyobb a rost hossza, mint a rost átmérője [152]. A korszerű FRC anyagok esetében legalább 50-es rosthossz/átmérő arányt várunk el [144]. Ez a rosthossz a legkisebb hossz, amelynél a terhelés már a rostokon összpontosul és a rostok tenziós károsodása dominálhat, ami által jelentősen csökken a rezin mátrix repedésének, szakadásának, vagy a rostok és a mátrix szétválásának esélye [144]. Ennél rövidebb rosthossz esetén a megerősítő hatás bizonytalan. A kritikus rosthosszt el nem érő üvegszálak nincsenek maximális feszülés alatt, ezáltal a rostok hagyományos töltelékanyagként viselkednek, és megfelelő terhelés hatására a rezin mátrix deformálódása, repedése, szakadása következhet be [144].

Ahogy arra már utaltunk, a restauratív anyagok és a belőlük készített restaurátumok sikerességének legfontosabb, meghatározó fizikai paraméterei az FT és a hajlító szilárdság [15]. Garoushi és mtsai. [159], valamint Bijelic-Donova és mtsai. [158] kutatása alapján a paszta állagú SFRC FT értéke 2,4-2,6 MPa/m, ami lényegesen magasabb, mint a vizsgálatokban tesztelt hagyományos kompozit tömőanyagoké. Ezt Tsujimoto és mtsai. mérései is alátámasztják [160]. Goracci és mtsai. mérései alapján a paszta állagú SFRC hajlítószilárdság értéke (201 MPa) szignifikánsan nagyobb, mint a vizsgálatban szereplő hagyományos kompozit anyagoké [161]. A paszta állagú SFRC alkalmas arra, hogy 4-5 mm vastagságban bulk-fill módon alkalmazzuk [159]. Ennek hátterében részben az áll, hogy az anyag transzparens (5. ábra), így képes átengedni a fényt, részben pedig az, hogy a rövid üvegszálak képesek vezetni és szórní a fényt, ezzel is fokozva az anyag átvilágíthatóságát [162].



5. ábra: A paszta állagú SFRC esetén az üvegszálak vezetnek, illetve szórják a fényt.

2019-ben az SFRC folyékony verziója is megjelent (EverX Flow, GC Europe), mely könnyebb felhasználást, illetve applikálhatóságot ígért mind a nagyobb kiterjedésű kavítások, mind a szűkebb, nehezen hozzáférhető területek (pl.: okkluzális slot preparálás, gyökércsatorna, stb.) esetében [163].

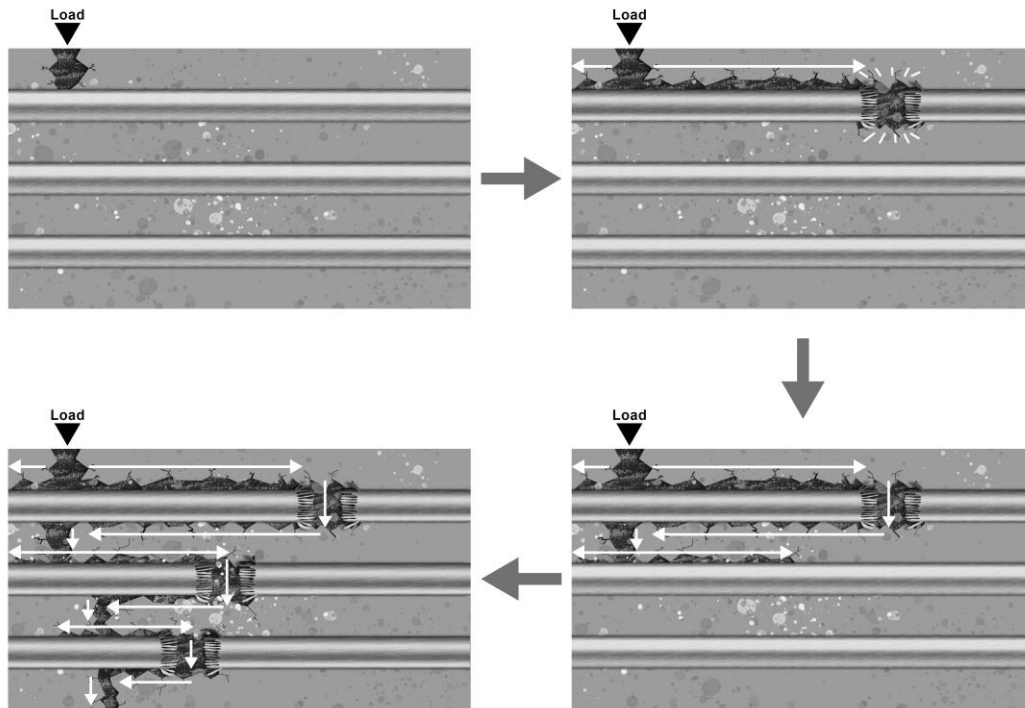


6. ábra: A folyékony állagú SFRC anyag dentin színű változata.

Bár a hagyományos, folyékony kompozitok általában gyengébb mechanikai tulajdonságokkal rendelkeznek, mint a hagyományos paszta kompozitok, a már bemutatott SFRC anyagok esetén ez pont fordítva van, ugyanis a folyékony SFRC FT értéke 2,8 MPa/m, mely magasabb a paszta állagú SFRC FT értékénél [141]. Ez azáltal lehetséges, hogy a paszta állagú SFRC anyagban milliméter nagyságú rövid üvegszálak vannak, míg a folyékony SFRC-ben mikrométer nagyságúak [92,141]. Ez lehetővé tette, hogy a folyékony SFRC -be sokkal nagyobb mennyiségű rövid üvegszál kerüljön (25 V%), mint a paszta állagú SFRC-be (9 V%).² A folyékony SFRC -nek 2 fajtája van: a dentin színű (EverX Flow Dentin Shade), mely ugyanakkora rétegvastagságban használható, mint a hagyományos kompozitok (nagyjából 2-2,5 mm), és a transzparens (EverX Flow Bulk Shade), mely 5,5 mm vastagságban applikálható [141]. Ezidáig a folyékony SFRC -vel szerzett tapasztalatok kedvezőek, akár önmagában alkalmazva a gyökércsatornában [164], akár hagyományos FRC csap körül csomkfelépítő anyagként használva [165]. Mind a paszta állagú SFRC (EverX Posterior), mind a folyékony SFRC (EverX Flow) esetén a rövid üvegszálak elérik a kritikus rosthosszt, ezáltal képesek

² A gyártó adatai.

megerősítésre, stresszelnyelésre, valamint a repedések megállítására [93,141]. Ezen mechanizmus hátterében az SFRC anyagban lévő rövid üvegszálak szívóssága áll. Az üvegszálak szívóssága azon alapszik, hogy az üvegszálak képesek a repedés kialakulását és tovaterjedését megakadályozni, képesek repedéseket áthidalni, valamint megakadályozni a repedések megnyílását és tovafutását, mélyülését. Az első ismert mechanizmus ebben a folyamatban, hogy az üvegszálak eltérítik a repedést, mintegy arra kényszerítve, hogy az egy hosszabb útvonalon fusson le, ahogyan ezt a 7. ábra is mutatja.

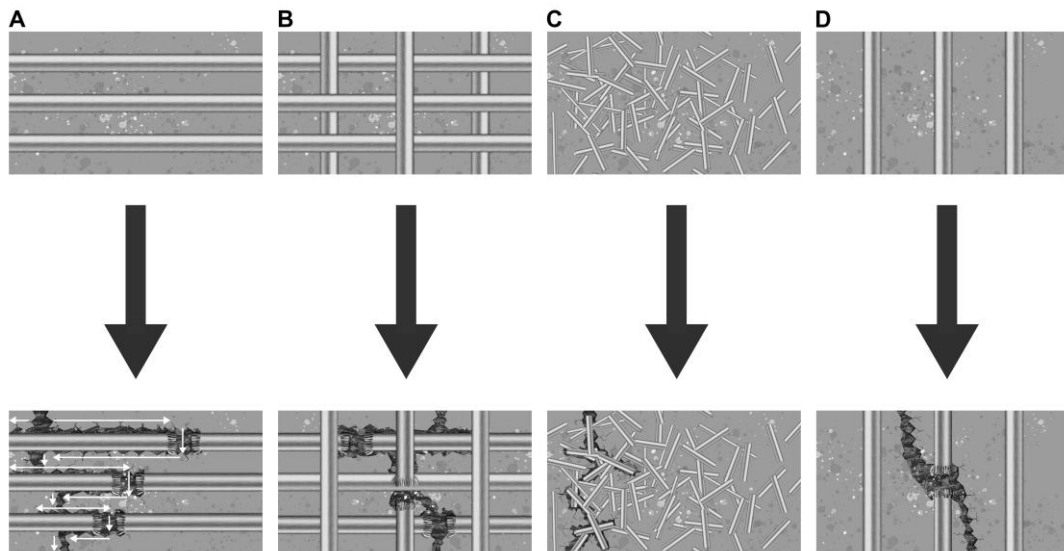


7. ábra: Az anyagban terhelés hatására kialakuló repedéseket az üvegszál rostok eltérítik.

A repedés addig halad a rost mellett, amíg azon egy gyenge pontot nem talál, vagy rövid üvegszálak esetén a rost végéig, ahol a repedés megtorpan és nem terjed mélyebbre. Egy másik lehetőség, hogy a repedés zárul [166]. Az üvegszálak hajlékonysága, nyúlása lehetővé teszi a repedés tompítását, áthidalását. A repedés tompítása azáltal jöhet létre, hogy a rostok lágyítják az őket körülvevő rezin mátrixot, amely ezáltal könnyebben deformálható, így a kialakuló repedések éles végei lekerekítettebbé válnak, tompulnak. Ez csökkenti a repedés csúcsánál a stresszképződést, ezáltal lassítva vagy akár meg is akadályozva annak tovaterjedését. Ezen felül, amikor az SFRC anyag eltörik, a rostok mind különböző ponton fognak elszakadni. Ez nem csak azt jelenti, hogy egy komplex repedés jön létre, hanem hogy a rostoknak el kellene egymás felé mozdulniuk, hogy a repedés egyazon vonalba kerüljön és megnyíljon, növekedjen. Ez nagy mennyiségű

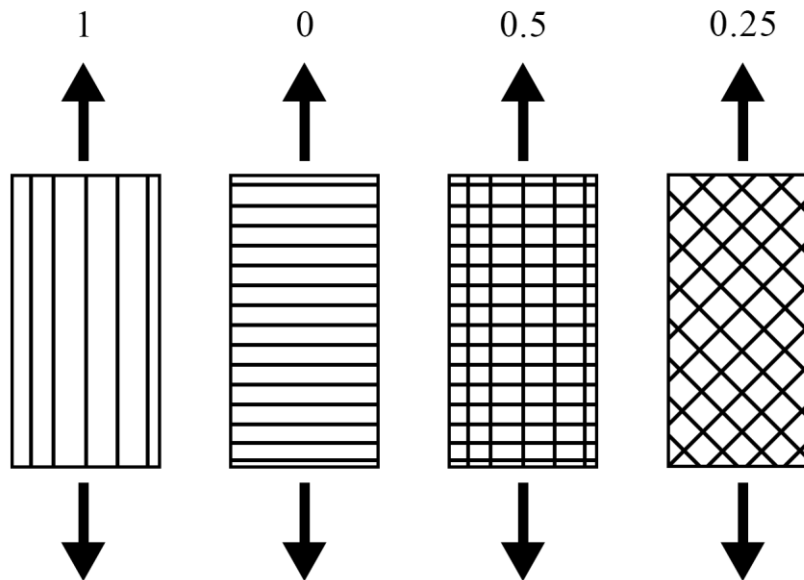
energiát emészt el, ugyanis a rostok elmozdulását gátolja a kémiai kötés, valamint a köztük létrejött súrlódás. Ez a jelenség mindig létrejön, amikor az üvegszálaknak van merőlegesen elhelyezkedő komponense a repedés irányára [152]. Ha a rostok egy irányban rendeződnek, és ez merőleges a repedésre, maximális megerősítés jön létre. A véletlenszerűen elhelyezkedő üvegszálak ezáltal képesek bizonyos mértékű megerősítésre a repedésekkel szemben, minden irányban.

Az üvegszálak anyagok közül a tér egyetlen, adott irányában a legnagyobb teherviselést a hosszú, unidirekcionális rostokat tartalmazó FRC csapok biztosítják. A hosszú üvegszálak anizotróp tulajdonságúak, azaz a viselkedésük irányfüggőséget mutat [152,167]. Kompressziós és hajlító erőket az üvegszálak jól képesek tolerálni, amennyiben az erők a hosszú üvegszálakra közel merőlegesen hatnak, ugyanakkor ha az erők a rostokkal párhuzamosan hatnak, nem jön létre megerősítés [157]. Krenchel tanulmánya szerint az üvegszálak által létrehozott megerősítés hatékonyságából (0-100%) megjósolható az üvegszálakat tartalmazó anyag ereje (8. ábra) [168,169].



8. ábra: Különböző elhelyezkedésű üvegszálrostok megerősítési hatékonyságának (Krenchel faktor $K\theta$), valamint a repedések terjedési irányának sematikus ábrázolása. A: unidirekcionális rostok megerősítési képessége 1.0 a rostokkal párhuzamos irányú repedésekkel szemben. B: bidirekcionális elhelyezkedésű rostok megerősítési képessége 0.5. C: véletlenszerűen elhelyezkedő rostok a tér minden irányában 0.2 megerősítést biztosítanak. D: unidirekcionális rostok az elhelyezkedésükkel párhuzamos irányú repedésekkel szemben nem erősítik meg az anyagot.

Húzó erők esetén szintén jól megfigyelhető a hosszú unidirekcionális üvegszálak anizotróp viselkedése, ugyanis a rostok irányával párhuzamos erők esetén a rostok maximálisan képesek a húzásnak ellenállni (Krenchel- faktor: 1, azaz 100%) [152,157,170]. Ugyanakkor, ha az erők merőlegesen hatnak, az üvegszálak csapon belül a rostok közötti gyenge kapcsolat könnyen felszakad, azaz egyáltalán nem jön létre megerősítés vagy a húzással szembeni ellenállás (9. ábra) [152].

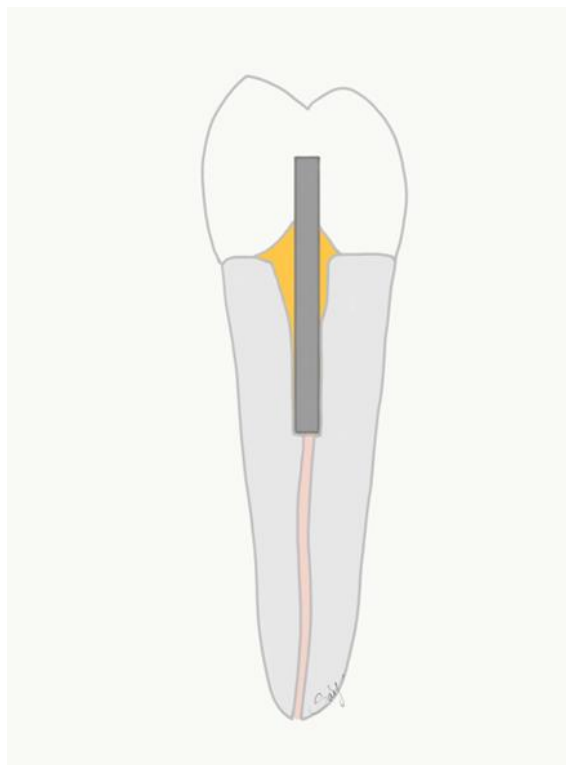


9. ábra: Megerősítési képesség (Krenchel faktor) (balról jobbra): unidirekcionális rostok, melyek a terhelés irányában helyezkednek el, unidirekcionális rostok amelyek a terhelés irányára merőlegesen helyezkednek el, bidirekcionális rostok melyek a terhelés irányával párhuzamosan és merőlegesen helyezkednek el, bidirekcionális rostok melyek a terhelés irányával 45°-os szöget zárnak be.

Az FRC csapok alkalmazása bevett gyakorlat, gyökérkezelt fogak esetén a koronai rész retenciójának fokozására, valamint direkt vagy indirekt restaurátumok esetén a fog megerősítésére [171]. Az FRC csapokat már az 1990-es évek óta alkalmazzák a jelentősen destruált gyökérkezelt fogak restaurálására [171]. Az elmúlt 30 évben az FRC csapokat általánosságban előnyben részesítik a fém csapokkal szemben, részben esztétikus megjelenésük miatt, részben azért, mert fizikai tulajdonságaik közelebb állnak a dentinéhez, mint a fém csapok megfelelő tulajdonságai [172]. A biomimetikus elvekhez jól igazodó mechanikai tulajdonságaik ellenére az FRC csapok gyökérkezelt fogak megerősítésére történő alkalmazása tekintetében az irodalom meglehetősen megosztott. Számos tanulmány arról számolt be, hogy az FRC csapok képesek növelni a gyökérkezelt fogak töréssel szembeni ellenállását [173–176], míg más tanulmányok azt találták, hogy az FRC csapok kizárólag az esetleges törés mintázatát képesek kedvező irányba módosítani [177,178]. Ismét más tanulmányok arra a következtetésre jutottak, hogy az FRC csapok nem képesek megerősíteni a gyökérkezelt fogakat [179,180]. Magne és mtsai. még ennél is drasztikusabb kijelentést fogalmaznak meg: szerintük FRC csapokkal

gyengébb mechanikai eredmény érhető el, mint FRC csapok nélkül [181]. A korszerű felfogás szerint a gyári FRC csapok nem ideálisak a gyökérkezelt fogak megerősítésére, az alábbi okok miatt: 1. a gyári FRC csapok elégtelen illeszkedést mutatnak a gyökérkezelt fog kritikus nyaki területén; 2. a hagyományos gyári FRC csapok nem képesek stabil, hosszútávú kémiai kötést létrehozni a ragasztásukra használt, illetve a csomkfelépítő anyagokkal; végül 3. FRC csappal történő restaurálás esetén a rostok pozíciója biomechanikai szempontból nem ideális [182,183].

Az FRC csap elégtelen illeszkedése hátterében az áll - ahogyan azt számos vizsgálat bizonyította és hangsúlyozza - hogy nem kívánatos a gyökércsatorna keresztmetszetének megváltoztatása és/vagy jelentős dentineltávolítás a csap illeszkedésének javítása érdekében [180,184–188]. Ennek következtében a fog nyaki részén a csak ragasztásra használt cement fogja kitölteni a csap és a gyökércsatorna bemenete közötti, legtöbbször igen jelentős szabad területet (10. ábra) [189,190].



10. ábra: Sematikus kép egy gyökérkezelt és FRC csappal ellátott és restaurált fogról. A sárgával jelölt rész a gyökércsatorna nyaki szakaszán felhalmozódott ragasztó anyagot jelöli. [Ábra: Dr. Sály Tekla]

A második problémaként említett elégtelen kötés hátterében az áll, hogy a gyári FRC csapok alapvetően 2 fő komponensből állnak: a megerősítés szándékával alkalmazott

hosszú üvegszálakból és az őket egységbe foglaló rezin mátrixból [172,191]. A rezin mátrix általában epoxi rezin, magas konverzióval és sűrűn elhelyezkedő keresztkötésekből álló szerkezettel [192,193]. Ugyanakkor a csapok beragasztására használt ragasztók, valamint a csonkfelépítésre használt hagyományos paszta vagy folyékony kompozit tömőanyagok mind metakrilát rezint tartalmaznak, melyek nem képesek kémiai kötést létrehozni az említett epoxi rezin szerkezettel [194,195]. A gyökérkezelt fogakon végzett biomechanikai vizsgálatok pedig arról számolnak be, hogy a fog tengelyébe (a gyökércsatornába) helyezett csap nem ideális a stresszelnyelés, stressztörés szempontjából, ugyanis az egészséges fog tengelyében eredetileg puha pulpális szövet volt, melynek egyébként sincs stresszelnyelő funkciója. Terheléskor a stressz nem a fog tengelyében, hanem a kavitás, valamint a gyökércsatorna falain jön létre, ezért a cél az lenne, hogy közvetlenül a gyökércsatorna falára adaptáljuk a stresszelnyelésre szánt üvegszálás anyagokat [145,196,197]. Az említett okok miatt a cél egy individuális, a gyökércsatorna koronális (nyaki) részét minél tökéletesebben kitöltő, az üvegszálak mennyiségét maximalizáló, a gyökércsatorna falával direkt adhezív kapcsolatban lévő üvegszálás csapozási technika alkalmazása a gyökérkezelt fogak megerősítésére [145]. A gyökérkezelt fogak gyökércsatornájában történő alkalmazásán kívül az FRC csapok alkalmazása még felmerülhet szintén a gyökérkezelt, de MOD kavitással rendelkező moláris fogakban, a megmaradt koronai falak horizontális stabilizálása érdekében [198].

Az üvegszálás hálók (everStick NET, GC Europe) bidirekcionális elhelyezkedésben tartalmaznak üvegszálás rostokat, így megerősítő hatásukat a tér két irányában képesek kifejteni. Ugyanakkor ezen a módon a tér egy adott irányában kisebb a teherbírásuk, mint a hosszú unidirekcionális üvegszálaknak (Krenchel-faktor: 0,5, azaz 50%) (9. ábra) [152,157,167]. Az üvegszálás hálókat tipikusan részleges vagy teljes kivehető pótlások megerősítésére vagy javítására [199], indirekt pótlásokban alkalmazva, azok megerősítésére [200], vagy endokoronák alatt alkalmazták [201,202]. Ugyanakkor, látva a polietilén rostokból álló háló, a Ribbond (Ribbond THM; Ribbond Inc., Seattle WA, USA) számos kavitáson belüli felhasználási lehetőségét [45,85,203,204], szóba jön az üvegszálás hálók kavitás- és direkt restaurátum-megerősítő alkalmazása is [118].

Az SFRC anyagok esetén, függetlenül az anyag állagától (paszta vagy folyékony) a rövid üvegszálak random elhelyezkedést mutatnak, és a tér mindhárom irányában képesek megerősítő hatást kifejteni (11. ábra).



11. ábra: Paszta típusú SFRC (EverX Posterior), a tér minden irányába elágazó üvegszálakkal.

A megerősítés szempontjából tehát az anyag ugyanúgy viselkedik minden irányban, azaz izotrópnak mondható [167,205,206]. Viszont az egy adott irányba mutatott megerősítés lényegesen kisebb, mint a hosszú unidirekcionális rostok esetén (Krenchel- faktor: 0,2, azaz 20%) (9. ábra) [152,207]. Az SFRC anyagokat a poszterior régióban, nagy terhelésnek kitett szituációkban javasolják, jelentősen destruált, főleg gyökerkezelt fogak dentinjének pótlására [95,147,206,208]. Ugyanakkor, hogy pontosan milyen kavitás-paraméterek mellett javasolt, arról a mai napig igen keveset tudunk, és ebben a kérdésben a gyártói ajánlások sem adnak igazán jó orientációt.

Jogosan merülhet fel a kérdés, hogy mikor származik egyértelmű előnye a páciensnek abból, ha a dentint SFRC-vel helyettesítjük, és ezzel szemben mikor lehet kompromisszum-mentesen, tisztán hagyományos kompozittal restaurálni egy fogat. Emellett kérdés az is, hogy ha egy adott szituációban nem a kompozit tömés a legjobb megoldás a fog megerősítésére, akkor milyen üvegszálás anyagot célszerű választani és annak applikációjára milyen technika a legmegfelelőbb. A jelen értekezés ezekre a kérdésekre igyekszik választ adni, kutatócsoportunk az elmúlt évtizedben közölt *in vitro* vizsgálatai alapján. PhD tanulmányai során a jelölt először sekély (3,5 mm mélységű)

MOD kavitásokban vizsgálta a paszta állagú SFRC potenciális megerősítő hatását. Az említett, korábbi vizsgálatban az SFRC nem biztosított a restaurált fognak nagyobb töréssel szembeni ellenállást a hagyományos, rétegzett kompozit töméshez képest [244]. Ez indította el a kutatócsoportot abba az irányba, hogy különböző kavitás dimenziók, különböző megmaradt foganyagmennyiség esetén vizsgálják az SFRC alkalmazhatóságát, megerősítő hatását.

II. Célkitűzések

A poszterior fogakon végzett mechanikai vizsgálatainkkal két fontos kérdésre kerestük a választ: 1. milyen dentális keményszöveti defektusok, kavitások kezelhetők és erősíthetők meg tisztán hagyományos kompozit tömással, valamint 2. ha a hagyományos kompozit már nem tud megerősítést létrehozni, akkor az SFRC anyagok képesek-e megerősíteni a restaurált fogakat. Célunk a kutatásaink során szerzett eredmények alapján egy a gyakorlatban alkalmazható restauratív guideline megalkotása. Vizsgálataink eredményei felhasználhatók a fogak megerősítésére, ezáltal a fogak megtarthatóságának növelésére, és így a páciensek életminőségének növelésére. Ezen általános célkitűzések 10 specifikus célkitűzésre bonthatók le, amelyek egyben az értekezéssel érintett 10 tanulmány célkitűzéseinek is megfeleltethetők. Ezeket a célkitűzéseket röviden az alábbiakban ismertetjük. Ahogyan az értekezés során a későbbiekben is, a tanulmányokra már itt is a megfelelő módszertani fejezetszámmal utalunk.

Célul tűztük ki, hogy megvizsgáljuk a hagyományos kompozit tömés megerősítő hatását különböző mélységű és falvastagságú MOD kavitásokban (III.2. vizsgálat).

Célunk volt, hogy mély MOD kavitásokban megvizsgáljuk a különböző szálerősített anyagok (polietilénrost, SFRC és üvegszálalás háló) megerősítő hatását, különböző applikációs restauratív technikák esetén (III.3. vizsgálat).

Célunk volt, hogy összehasonlítsuk az újabb, folyékony SFRC tömőanyag megerősítő hatását a hagyományos kompozit tömással, valamint megvizsgáljuk a folyékony SFRC applikációjának módját a fog mechanikai ellenállási paramétereire. Emellett célunk volt az SFRC anyag rágófelszín felőli fedésére használt, két eltérő konzisztenciájú hagyományos kompozit hatását is vizsgálni a fog mechanikai ellenállása tekintetében (III.4. vizsgálat).

Célunk volt megvizsgálni, hogy mély MOD kavitások restaurálása esetén az SFRC anyag kevesebb repedést hoz-e létre, mint a hagyományos kompozit tömés. Továbbá azt is meg kívántuk vizsgálni, hogy SFRC tömőanyag esetén van-e különbség a kialakult repedésszám tekintetében a tömeges (bulk) applikáció és a ferde rétegzés között (III.5. vizsgálat).

Célul tűztük ki, hogy kidolgozzunk egy új, SFRC-re alapozott technikát a gyökerkezelt premoláris fogak csapozására és megerősítésére (III.6. vizsgálat).

Célunk volt az általunk kifejlesztett Bioblock-technika mechanikai tesztelése és összehasonlítása hagyományos FRC csapozási megoldásokkal gyökérkezelt premoláris MOD kavitások esetében (III.7. vizsgálat).

Célul tűztük ki, hogy megvizsgáljuk a Bioblock-technika potenciális megerősítő hatását gyökérkezelt premoláris MO kavitások esetében, és összehasonlítsuk újabb, hosszú (FRC csap) és rövid (folyékony SFRC) üvegszálakat is tartalmazó restauratív megoldásokkal. Célunk volt egy olyan technika kidolgozása az ilyen fogak ellátására, mely esetén nem szükséges csücsökborítás (III.8. vizsgálat).

Célunk volt a Bioblock-technika, valamint a hosszú (FRC csap) és rövid (folyékony SFRC) üvegszálakat is tartalmazó restauratív megoldások biomechanikai szempontú összehasonlítása a gyökérkezelt premoláris MOD kavitások ellátásában. Emellett az is célunk volt, hogy megvizsgáljuk a csücsökborítás hatását ezen szituációkban (III.9. vizsgálat).

Célunk volt az összes, a korszerű klinikai gyakorlatban elterjedt csonkfelépítési (azaz potenciális dentinpótló) anyagot összehasonlítani a gyökérkezelt moláris fogak megerősítésére való alkalmasságuk szempontjából (III.10. vizsgálat).

Célunk volt, hogy összehasonlítsuk a jelenleg elérhető, horizontális intrakoronális merevítési lehetőségeket (polietilénrost vagy horizontális FRC csap) az SFRC anyagot magukban foglaló restauratív megoldásokkal a gyökérkezelt moláris MOD kavitásokkal ellátott fogak megerősítése szempontjából. Emellett célunk volt az is, hogy megvizsgáljuk a csücsökborítás hatását ezen szituációkban is (III.11. vizsgálat).

III. Anyagok és módszerek

III.1. A vizsgálatok közös módszertani jellemzői

Vizsgálataink helyszíne minden esetben a Szegedi Tudományegyetem Fogorvostudományi Kar Konzerváló és Esztétikai Fogászati Tanszéke, valamint a Szegedi Tudományegyetem Mérnöki Kara voltak. A vizsgálatainkban felhasznált, extrahált fogak a vizsgálattal nem összefüggésben, parodontológiai vagy fogszabályozó kezelés miatt kerültek eltávolításra a paciensek tájékoztatása és írásbeli hozzájárulását követően a Szegedi Tudományegyetem Fogorvostudományi Kar Szájsebészeti Tanszékén. Az extrahált fogak begyűjtése, valamint az *in vitro* vizsgálatokban történő felhasználása a Szegedi Tudományegyetem Regionális Kutatásetikai Bizottságának engedélyével történt (4029-SZTE).

III.1.1. Az extrahált fogak beszerzése, beválogatási kritériumok, a minták előkészítése

Valamennyi vizsgálatunkba megtartott koronai állománnyal rendelkező, látható repedéstől, kariesztől, reszorpciótól mentes fogakat válogattunk be, amelyek parodontális vagy fogszabályozási okból kerültek eltávolításra. Az extrahált fogak ezirányú vizsgálata fogászati mikroszkóppal történt (Carl Zeiss Omni Pico, Oberkochen, Németország). Az extrahált fogakat 5,25% koncentrációjú nátrium-hipoklorit oldattal fertőtlenítettük, 5 perces behatási idővel. Ezt követően a mintákat 0,9%-os nátrium-klorid oldatban tároltuk felhasználásukig (az eltávolítástól számított fél éven belül felhasználásra kerültek). A vizsgálatokat megelőzően a foggyökerek felszínéről kézi depurátor segítségével minden lágyszöveti maradványt eltávolítottunk. Egy adott vizsgálatba csak közel azonos mezio-disztális és oro-vesztibuláris átmérőjű fogak kerülhettek.

III.1.2. Minták beágyazása és előkészítése a mechanikai tesztekhez

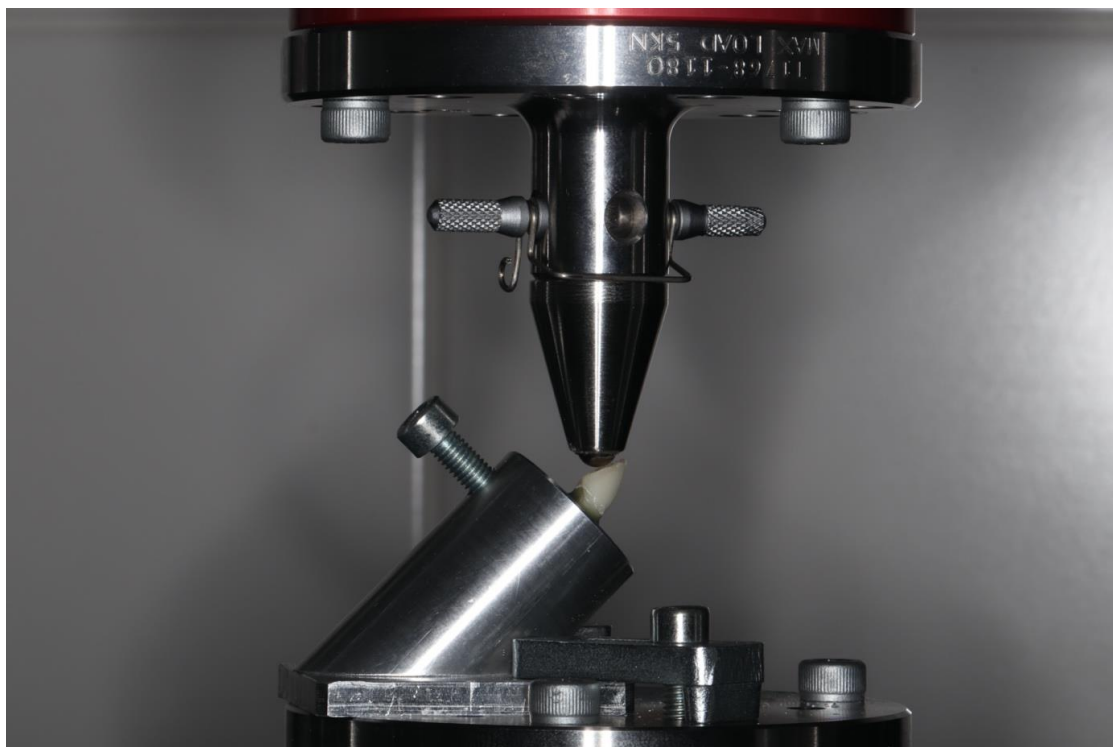
A vizsgálatokhoz előkészített fogak mechanikai teszteléséhez valamennyi esetben standardizált beágyazási módot alkalmaztunk. A szájüregi körülmények szimulálása érdekében a megtisztított foggyökerek felszínét egy folyékony latex szeparáló anyaggal (Rubber-Sep, Kerr, Orange, CA) vontuk be, ezzel szimulálva a parodontális ligamentumok rugalmasságát [112,209,210]. A minták beágyazása metakrilát-rezinnel (Technovit 4004, Heraeus-Kulzer) történt, melynek koronális határa a ZCJ-től apikális irányba számított 2 mm volt, ezzel szimulálva a fiziológiás csontos megtámasztást.

III.1.3. Mechanikai tesztelési eljárások

Vizsgálataink során alapvetően két típusú mechanikai tesztelési eljárást alkalmaztunk: statikus és gyorsított dinamikus terhelést.

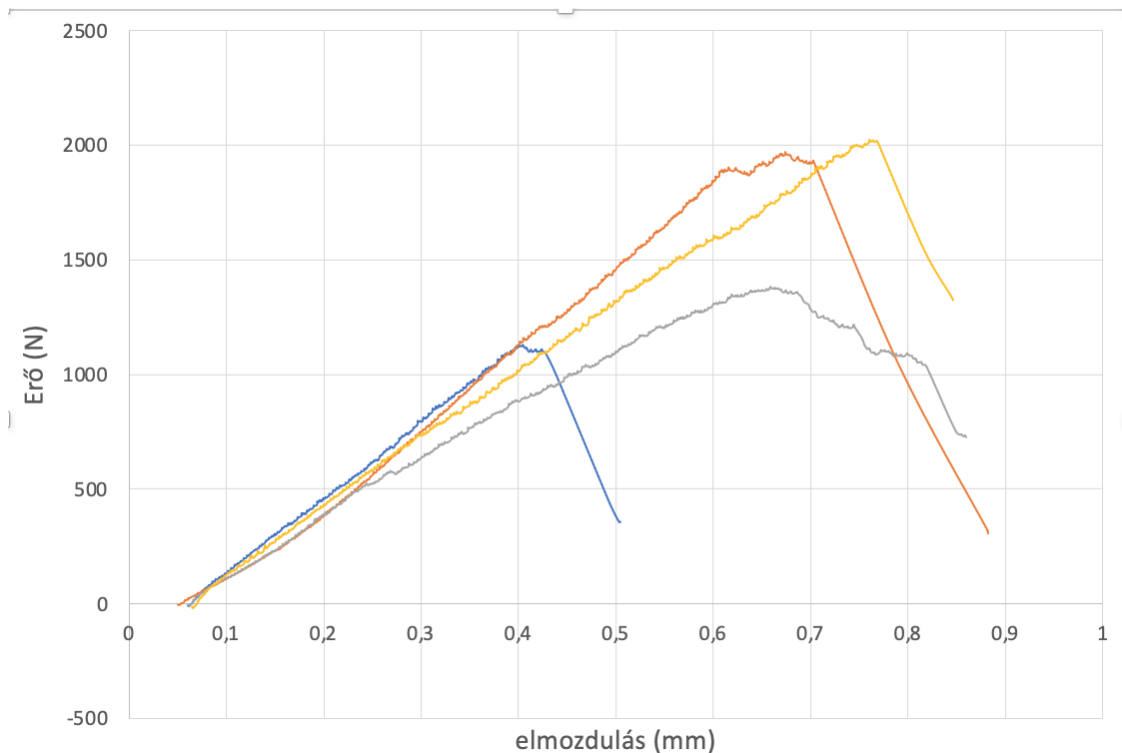
A statikus terhelés a szájüregben a traumás fogsérülésekre vagy idegen testre (pl. ételben maradt csontszilánk, magvak) való harapáskor jellemző. A statikus terhelés segítségével extrém magas erőbehatásokat tudunk szimulálni, valamint információt kapunk a fogminták töréssel szembeni ellenállóságáról [209,210]. A tesztelést egy univerzális terhelő berendezéssel (Lloyd R1000, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) végeztük. A berendezés rozsdamentes acél terhelő mérőfejének a gömbfeje moláris fogak esetében a rágófelszín közepére, míg permoláris fogak esetében a centrális barázdába volt pozícionálva úgy, hogy a mérőfej gömbfeje a csücskök háromszögű gerincét, valamint a dominánsabb zárólécet terhelje.

A terhelésre alkalmazott acél gömbfej átmérője premoláris fogak esetén 5 mm, míg moláris fogak esetében 6 mm volt. A terhelés iránya moláris fogak esetében a fog vertikális hossz tengelyével párhuzamos volt, míg premoláris fogaknál a hossz tengellyel bezárt 45°-os szögben történt, ezzel szimulálva a kisőrlő fogakra jellemző vegyes irányú rágóerőket [76,211]. Moláris fogak esetében a beállított sebesség 2 mm / perc volt, míg premoláris fogak esetében 0,5 mm / perc [104,209,212] (12. ábra).



12. ábra: 45°-ban beágyazott fog mechanikai terhelése.

A beállított maximális terhelési érték minden esetben 3000 N volt. A terhelés minden alkalommal a minták eltöréséig tartott. Minden esetben egy dinamikus erő-elmozdulás görbét rögzítettünk. Törési pontként definiáltuk azt a Newtonban meghatározott erőnagyságot, amelynél az első fraktúra megjelent. Ezt az eseményt a tesztelés során az erő-elmozdulás görbe „beesése” jelzi, ami a 13. ábrán igen jól megfigyelhető.



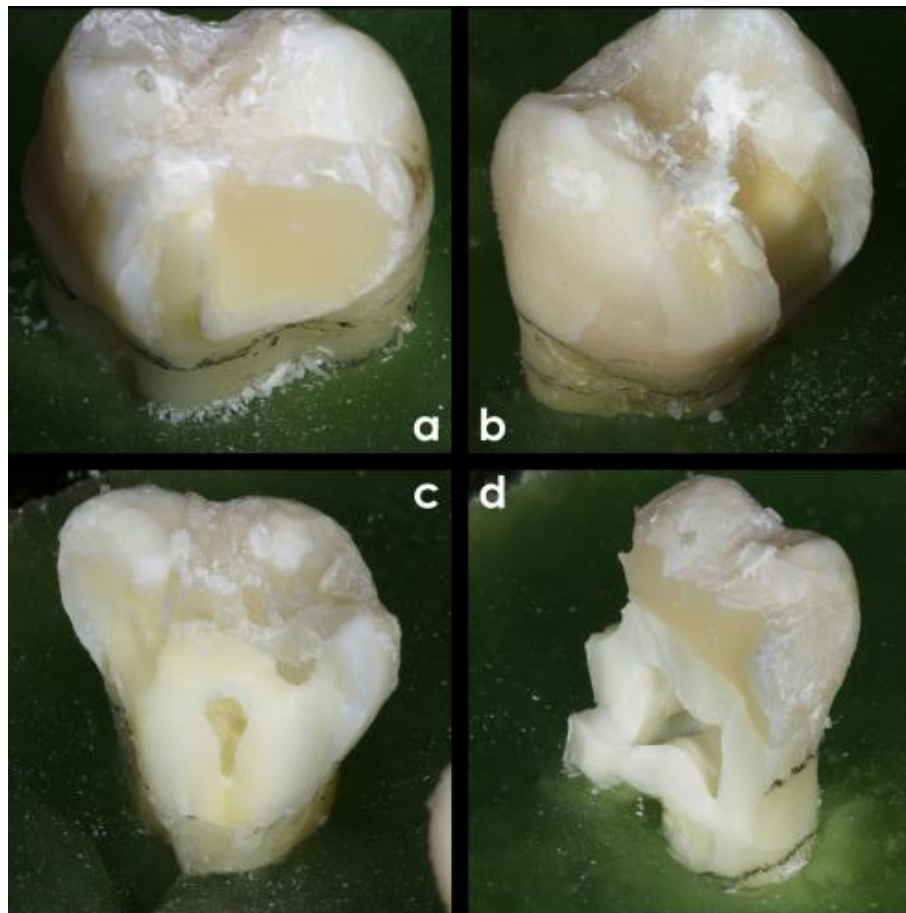
13. ábra: Erő-elmozdulás görbék különböző anyagok statikus mechanikai terheléses vizsgálatakor.

A gyorsított dinamikus terhelési eljárás során kisebb, egyre növekvő nagyságú erőket alkalmaztunk a minták terhelésére, ezzel mechanikai fárasztásnak kitéve a mintákat [86,181,213–219]. A minták terheléséhez egy elektrodinamikus berendezést alkalmaztunk (Instron ElektroPuls E3000, Norwood, MA, USA). A ciklikus-izometrikus tesztelési eljárás a minták előterhelésével indul, amely során 5 másodpercen keresztül lineárisan emelkedő erőbehatással terheljük a mintát az általunk beállított előterhelési értékig. Ez az érték moláris fogak esetében 200 N, míg premoláris fogak esetében 100 N volt. A terhelési eljárás különböző fázisaiban egyre növekvő erővel terheltek a mintákat, minden fázisban 5000 cikluson keresztül. Egy ciklus során a berendezés a mintát az általunk meghatározott erővel megterheli, majd a terhelést megszünteti. A ciklusok frekvenciáját 5 Hz-ben határoztuk meg minden esetben [86,215,217,218]. Az egyes fázisok közötti erőkülönbség (N) és a maximális ciklusszám minden vizsgálatnál egyedileg meghatározott. Tesztelés során a berendezés rögzíti az adott erőérték mellett a mintán bekövetkező elmozdulásokat. A minta eltörése során az elmozdulásban kiugró érték keletkezik, amely esetében a tesztelés véget ér és az addig lezajlott ciklusok száma

kerül rögzítésre. A minták terhelése valamennyi esetben a ciklusok előre definiált maximális számának eléréséig (5000 ciklus) vagy a minták eltöréséig történt.

III.1.4. Törésmintázat-analízis

Az eltört minták törésmintázatát több kutatásunkban is megvizsgáltuk. A minták vizsgálatára fogászati mikroszkópot alkalmaztunk (Carl Zeiss Omni Pico). A törésmintázat klinikailag releváns információt ad a minta restaurálhatóságáról, ami a klinikai gyakorlat nyelvére lefordítva a fog megtarthatóságát jelenti. A kialakult töréseket kedvező és kedvezőtlen törések közé soroltuk a Bevezetésben bemutatott klasszifikáció alapján [104] (14. ábra). A vizsgálatot minden esetben 2 személy végezte, egy adott minta adott törésmintázatának besorolása a két értékelő egyetértése esetén volt lehetséges.



14. ábra: Példák az eltört fogak törésmintázataira. (a) és (b) Kedvező, restaurálható törésmintázat, ahol egy kicsi, körülhatárolt része tört a klinikai koronának. (c) A fogbél ebben az esetben már érintett, de a törésvonal a ZCJ-től koronálisan fut, így a törésmintázat kedvező. (d) Kedvezőtlen törésmintázat, a törésvonal a ZCJ-től apikálisan húzódik. A fog nem restaurálható.

III. 1.5. Statisztikai elemzés

Statisztikai elemzéseknél minden alkalommal az SPSS szoftver valamelyik verzióját alkalmaztuk (SPSS 17.0-26.0, IBM, Chicago, IL, USA). A szignifikanciahatárt főszabály szerint minden esetben 5%-ban határoztuk meg ($p < 0,05$), amit szükség esetén Bonferroni szerint korrigáltunk. A vizsgálatokban alkalmazott általános szignifikanciahatár tehát 5%, kivéve, ha ettől eltérést jelzünk. Csoportok közötti összehasonlításnál, amennyiben az adatok normál eloszlást mutattak, egyszempontos varianciaanalízist alkalmaztunk, melyet post-hoc tesztek követtek (pl.: Tukey-féle HSD teszt). Amennyiben az adatok nem normál eloszlást mutattak, Kruskal-Wallis egyszempontos varianciaanalízist végeztünk, alkalmanként post-hoc páronkénti összevetéssel (Dunn-teszt). A túlélésanalízisekhez a Kaplan-Meier eljárást alkalmaztuk. A túlélési görbék grafikus ábrázolásán túl csoportok közötti összehasonlításokat is végeztünk, a görbék jellegének megfelelően (Breslow vagy Mantel-Cox eljárások).

III.2. Különböző méretű MOD kavitásokkal rendelkező, majd kompozittal restaurált moláris fogak töréssel szembeni ellenállóságának vizsgálata

A vizsgálat célja az volt, hogy összehasonlítsa a különböző mélységű és falvastagságú MOD kavitással rendelkező fogak töréssel szembeni ellenállását, kompozit tömással való restaurálást követően. A beválogatási kritériumainknak megfelelt 120 alsó nagyörlőfogat 9 vizsgálati csoportba (A-I csoport) és 1 kontrollcsoportra osztottunk ($n = 12/\text{csoport}$)³. A vizsgálati csoportok fogaiba különböző mélységű és bukko-lingvális kiterjedésű (ezáltal különböző falvastagságú) II. osztályú MOD kavitásokat preparáltunk. A kontrollcsoport fogai semmilyen megmunkálásban nem részesültek.

Az üregek kialakítása lekerekített fejű gyémánt fúróval történt (881.31.014 FG; Brasseler USA Dental, Savannah, GA, USA), a fog okkluzális felszínéről kezdve, annak bukko-lingvális felezőpontjában. Preparáció során a falvastagságokat folyamatosan ellenőriztük egy digitális tolómérő segítségével (Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japan) és a kavitás falait párhuzamosan alakítottuk ki. Az üreg mélységét 15-ös UNC parodontális szondával ellenőriztük (Hu-Friedy Mfg. Co., Chicago, IL, USA) a legközelebb eső csücsök

³ Mivel az értekezésben igen sok szó esik Newtonban (N) kifejezett értékekről, az olvasás és értelmezés megkönnyítése érdekében a sok esetben szintén nagy N betűvel jelölt elemszámot mindvégig kis n betűvel jelöljük.

csúcsától számítva. A kavitások approximális részei is az okkluzális résszel megegyező mélységűek és szélességűek voltak. Azoknál a csoportoknál, ahol a kavitás mélysége 7 mm volt, megfelelő hozzáférési nyílás kialakítása után a fogakat gyökérkezeltük. A gyökércsatornák step-back technikával ISO 35-40 méretig tágítottuk, majd thermoplasztikus guttaperhával gyökértömtük (ObturaII; Obtura/Spartan, Fenton, MO, USA). A gyökértömések elvégzése után a pulpakamra aljára alaptömést készítettünk 2-3 mm vastagságban egy rezinnel-módosított üvegeionomer cement (RMGIC) segítségével (Fuji II LC; GC Europe). Az alaptömést ezután egy durva gyémánt fúróval (801.36.6801 FG/Surg; Brasseler USA Dental) visszavágtuk, így kialakítva az egyenletes 7 mm-es kavitásmélységet. A kavitások méretbeli jellemzőit az egyes csoportokban az 1. táblázat foglalja össze.

1. táblázat: A kavitások paraméterei a különböző vizsgálati csoportokban (A-I). *A 7 mm kavitásmélységű csoportban a fogakat gyökérkezeltük is (ld. a szövegben).

	falvastagság 3,5 mm	falvastagság 2,5 mm	falvastagság 1,5 mm
mélység 3 mm	A	B	C
mélység 5 mm	D	E	F
mélység 7 mm*	G	H	I

A preparációt követően az üregeket vízzel kimostuk és puszter segítségével kiszárítottuk. Tofflemire matricaszalag applikálását követően a zománcot szelektíven savaztuk 37%-os ortofoszforsavval 15 másodpercig. A savazás után a kavitást a, korábbiakhoz hasonló módon, újra kimostuk és leszárítottuk. A minták adhezív kezelése egy önsavazó adhezív rendszerrel történt (G-aenial Bond; GC Europe) a gyártói utasításoknak megfelelően. Az adhezív réteget 40 másodpercig fotopolimerizáltuk, Optilux 501 típusú halogén lámpával (Kerr), standard üzemmódban, $740 \pm 36 \text{ mW} / \text{cm}^2$ fényintenzitással. A polimerizációt követően a bondréteget minden vizsgálati csoportban egy 0,5 mm vastagságú folyékony kompozitréteggel fedtük (G-aenial Flo A2, GC Europe), melyet további 40 másodpercig fotopolimerizáltunk. Ezt követően a II. osztályú üregeket I. osztályúvá alakítottuk a centripetális technika szerint.⁴ A hiányzó approximális falakat két, egymást követő ferde rétegből építettük vissza, rétegenként 40 másodpercig fotopolimerizálva. Ezután a kavitásokat ferde rétegzési technikával, nagyjából 2 mm-es vastagságú rétegeket

⁴ A centripetális tömésteknika során a II. osztályú üregnek először visszaépítik a hiányzó approximális falát, így egy első osztályú javítási szituációt hoznak létre, majd a következő lépésben ezt restaurálják, tömí meg.

alkalmazva restauráltuk hagyományos kompozit tömőanyaggal (Gradia Direct Anterior A2; GC Europe). Valamennyi réteg applikálását követően az adott réteget 40 másodpercig fotopolimerizáltuk, majd a Tofflemire matricaszalag eltávolítása után a meziális és disztális oldalról is fotopolimerizálást végeztünk 20-20 másodpercig. A restaurátumok finírozása egy finomszemcsés gyémánt fúróval történt (FG 7406-018, Jet Diamonds, Kerr, és FG 249-F012; Horico), amit polírozás követetett. Ez utóbbi műveletet alumínium-oxidos polírozókkal végeztük (OneGloss PS Midi, Shofu Dental GmbH, Ratingen, Németország). A minták beágyazását követően azokat statikus terhelésnek vetettük alá, amely során a töréssel szembeni ellenállásukat vizsgáltuk.

III.3. Különféle szálerősítésű restauratív technikákkal ellátott, nagyméretű MOD kavitással rendelkező moláris fogak törési ellenállásának vizsgálata

A vizsgálat célja az volt, hogy összehasonlítsa a nagyméretű MOD kavitással rendelkező, különféle direkt, szálerősített restaurátumokkal helyreállított fogak töréssel szembeni ellenállását. 240 darab, a beválogatási kritériumoknak megfelelt alsó bölcsességfogot véletlenszerűen 11 vizsgálati csoportra (1-11. csoport) és 1 kontrollcsoportra (intakt fogak) osztottuk. A kontrollcsoport fogai semmilyen megmunkálásban nem részesültek. A vizsgálati csoportok fogainak koronai állományába nagyméretű MOD kavitásokat preparáltunk egy lekerekített végű torpedó alakú gyémánt fúróval (881.31.014 FG - Brasseler USA Dental). A kavitás mélysége mindenhol 5 mm volt, a bukkális és lingvális falvastagság pedig 2,5 mm az approximális és az okkluzális részeken egyaránt. A falvastagságok mérése egy digitális tolómérő segítségével történt (Mitutoyo Corp., Japán). A kavitások axiális falai párhuzamosak voltak. A 11. vizsgálati csoport fogai esetében az előkészítést követően a bukkális és a lingvális falon is egy-egy 2-3 mm átmérőjű lyukat preparáltunk a falak okkluzális harmadában egy gömb alakú, kisméretű gyémánt fúróval (MP 53, TwoStriper, Airbrasive Tehcnology inc. USA). Tofflemire matricaszalag felhelyezése után valamennyi minta ugyanabban az adhezív kezelésben részesült. A zománcréteget 37%-os ortofoszforsavval 15 másodpercig szelektíven kondicionáltuk. A sav lemosása és az üreg puszterrel történő kiszárítását követően a kavitásokat egy önsavazó adhezív rendszerrel (G-Premio Bond; GC Europe) kezeltük, a gyártói utasításoknak megfelelően. Az adhezív réteget 40 másodpercig fotopolimerizáltuk egy Optilux 501 típusú halogénlámpával (Kerr), standard üzemmódban, $740 \pm 36 \text{ mW / cm}^2$ fényintenzitással. Ezt követően az adhezív réteget egy

0,5 mm vastagságú folyékony kompozit réteggel fedtük (G-aenial Flo), melyet 40 másodpercig polimerizáltunk. A folyékony kompozitréteg kötését követően az approximális falakat kompozit tömőanyaggal felépítettük (G-aenial Posterior PJ-E; GC Europe), centripetális tömés technikát alkalmazva. Az így kapott I. osztályú üregeket a vizsgálati csoportoknak megfelelően eltérő technikákkal restauráltuk, az alábbiak szerint:

1. csoport: a kavitásokat ferde rétegzési technikával restauráltuk hagyományos kompozit tömőanyaggal (G-aenial Posterior PJ-E). A rétegek vastagsága 2 mm volt és minden réteget külön-külön 40 másodpercig fotopolimerizáltuk.

2. csoport: az üregeket paszta állagú SFRC tömőanyaggal (EverX Posterior) bulk-fill technikát alkalmazva restauráltuk. Az anyagot a dentin anatómiájának megfelelően egy rétegben applikáltuk, okkluzálisan kb. 1,5-2 mm helyet biztosítva az anyag fedésére, a gyártói utasításoknak megfelelően. Ezt a réteget 40 másodpercig polimerizáltuk az okkluzális felszín felől. A fedésre hagyományos kompozitot alkalmaztunk (G-aenial Posterior PJ-E).

3. csoport: egy 3 mm szélességű impregnált üvegszál hálót (everStick NET) a kavitás dimenzióinak megfelelő méretűre vágunk, majd bukko-lingvális irányban a kavitás falaira applikáltuk. A hálót úgy helyeztük el az üregben, hogy okkluzálisan 1,5-2 mm helyet hagyjunk a fedésre alkalmazott kompozitrétegnek. A háló kavitásfalakra történő adaptálása egy töltetlen rezin anyaggal (Stick Resin; GC Europe) benedvesített parodontális szonda (Hu-Friedy Mfg. Co.) segítségével történt. Ezt 40 másodperc fotopolimerizáció követte, okkluzális irányból. A háló applikálását követően a kavitások restaurálása a 2. csoportnál leírtak szerint, SFRC és hagyományos kompozit anyagokkal történt.

4. csoport: Az üregek helyreállítása a 2. csoportnál leírtaknak megfelelően először SFRC anyaggal zajlott. Az okkluzálisan kihagyott 1,5-2 mm restaurálásánál egy 3 mm széles impregnált üvegszál hálót (everStick NET) helyeztünk el bukko-lingvális irányban úgy, hogy az a kavitás széleit ne érje el. 40 másodperces fotopolimerizációt követően a végső kompozit réteg applikálása a 2. csoportnak megfelelően történt.

5. csoport: A kavitásokat a 2. csoportnál leírtaknak megfelelően SFRC anyaggal és hagyományos kompozittal restauráltuk. A restaurátum finírozását követően egy 4 mm széles és 1,5 mm mélységű vájatot preparáltunk az okkluzális felszínen bukko-lingvális irányban. A vájat a bukkális és lingvális felszín okkluzális egyharmadánál végződött.

Ezen területen szabaddá vált zománcrészeket szelektíven savaztuk 37%-os ortofoszforsav segítségével, majd a savat lemostuk, a kavitásokat szárítottuk és a korábbiakban leírtak szerint, adhezíven kezeltük. Egy darab impregnált üvegszálalás hálót (everStick NET) a vájatnak megfelelő méretűre vágunk, applikálását követően 40 másodpercig fotopolimerizáltuk. A háló applikálását követően a kavitások restaurálása a 2. csoportnál leírtak szerint történt.

6. csoport: Két darab 4 mm széles impregnált üvegszálalás hálót (everStick NET) helyeztünk a kavitás falaira körkörös irányban. A háló lefedte az axiális falakat, de nem érte el a kavitás széleit. Az ilyen módon applikált hálót 40 másodpercig fotopolimerizáltuk, majd az üreget a 2. csoportnak megfelelően SFRC és hagyományos kompozit anyagokkal restauráltuk.

7. csoport: polietilén hálót (Ribbond-Ultra THM; Ribbond Inc., Seattle WA, USA) helyeztünk a kavitásokba bukko-lingvális irányban, a 3. csoportnál leírtakkal megegyezően. Minden csoportban, ahol polietilén hálót alkalmaztunk, a hálót előzetesen adhezív rezinbe áztattuk (Stick Resin; GC Europe). A felesleges rezin eltávolítása után, a kavitás aljára egy réteg folyékony kompozitot helyeztünk (G-aenial Universal Flo, GC Europe), majd a polimerizálatlan kompozit rétegbe ágyaztuk a polietilén hálót. 40 másodperces fotopolimerizációt követően a kavitást hagyományos kompozittal restauráltuk az 1. csoportnál leírtak szerint.

8. csoport: A kavitások restaurálása az 1. csoportnak megfelelően hagyományos kompozittal történt, egészen az okkluzális 1,5-2 mm-ig. Ezen a ponton egy darab 3 mm széles polietilén hálót applikáltunk bukko-lingvális irányban, ahogyan azt a 4. csoport esetében az üvegszálalás hálóval tettük. A polietilén háló fotopolimerizációját követően a kavitást az 1. csoportnak megfelelően restauráltuk.

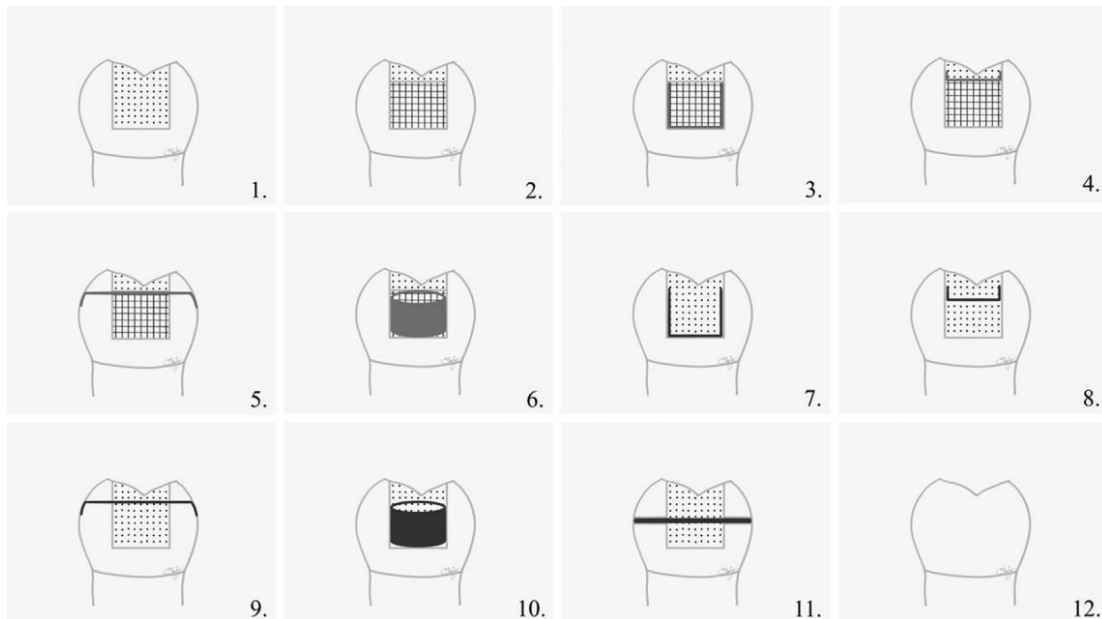
9. csoport: A kavitások restaurálása az 1. csoportnak megfelelően hagyományos kompozittal történt. A restaurátum finírozását követően egy 4 mm széles és 1 mm mélységű okkluzális vájatot preparáltunk, bukko-lingvális irányban. A vájat a bukkális és lingvális falak okkluzális egyharmadát érintette. Ezen területen szabaddá vált zománcréteget szelektíven savaztuk 37%-os ortofoszforsav segítségével, majd a savat lemostuk, a kavitásokat szárítottuk és a korábbiakban leírtak szerint adhezíven kezeltük. Egy darab polietilén hálót helyeztünk a vájatba, majd 40 másodpercig fotopolimerizáltuk.

A restaurátumot egy réteg hagyományos kompozittal fejeztük be, a 2. csoportnak megfelelően.

10. csoport: A kavitás falaira körkörösén egy polietilén hálót applikáltunk, a 7. csoportnál leírt előkészítést követően. 40 másodperces fotopolimerizációt követően a kavitást az 1. csoportnak megfelelően hagyományos kompozittal restauráltuk.

11. csoport: Az előzetesen a bukkális és lingvális falakon kialakított művi perforációkon keresztül egy darab 1 mm szélességű polietilén hálót feszítettünk ki, ezzel összekötve a falakat. A polietilén hálót először az egyik perforációnál rögzítettük kompozit tömőanyaggal, majd a hálót egy fogászati csipesszel feszesen tartva, a másik falnál is. Ezzel „transzkoronális sínezést” alakítottunk ki kavitásunkban. 40 másodperces fotopolimerizációt követően az üreget az 1. csoportnak megfelelően hagyományos kompozittal restauráltuk.

Az egyes csoportokban alkalmazott restauratív eljárásokat a 15. ábra szemlélteti.



15. ábra: Az egyes csoportoknál alkalmazott restaurátumok sematikus ábrája. 1-11. vizsgálati csoportok és 12. kontrollcsoport (ép fogak).

A restaurátumok finírozása és polírozása minden vizsgálati csoport esetében ugyanúgy történt, finomszemcsés gyémánpolírozó (FG 7406-018, Jet Diamonds, Kerr, és FG 249-F012; Horico) és alumínium-oxidos polírozó (OneGloss PS Midi, Shofu Dental GmbH) segítségével. Az előkészített mintákat ezután beágyaztuk és statikus terhelési tesztelésnek vetettük alá. Mechanikai tesztelést követően az eltört mintáknál törésmintázat-analízist végeztünk fogászati mikroszkóp (Carl Zeiss Omni Pico) segítségével.

III.4. Rövid üvegszál-megerősítésű restaurátumokkal ellátott nagyméretű MOD kavitások törési vizsgálata

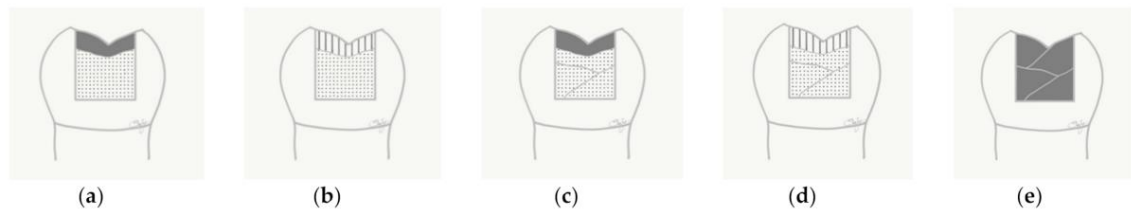
Ebben a vizsgálatban az újabb, folyékony SFRC anyagok hatását kívántuk leírni a nagyméretű MOD kavitással ellátott, majd restaurált fogak töréssel szembeni ellenállására, valamint a kialakuló törésmintázatokra. Vizsgáltuk azt is, hogy az SFRC okkluzális fedésére alkalmazott kompozit anyag konzisztenciája (hagyományos paszta vagy magas töltöttségű folyékony) milyen hatással van a már említett törési mutatókra. A beválogatási kritériumoknak megfelelt 100 alsó bölcsességfogot véletlenszerűen 5 csoportra osztottuk (1-5. csoport). Minden fogba standardizált, nagyméretű MOD kavitásokat preparált ugyanaz a tapasztalt operátor. A kavitások mélysége 4,5 – 5 mm, a bukkális és lingvális falak vastagsága pedig egységesen mindenhol 2,5 mm volt. A

kavitások széleit a fogfelszínnel merőlegesre preparáltuk és valamennyi belső szögletet lekerekítettünk. A kavitások vízzel történő kimosását és kiszáraitását követően Tofflemire matricaszalagot helyeztünk fel. A zománcszéleket 37%-os ortofoszforsavval szelektíven savastuk, 15 másodperces behatási idővel. A kondicionáló lemosását és az üreg kiszáraitását követően önsavazó adhezív rendszerrel (G-Premio Bond) adhezív kezelést alkalmaztunk, a gyártói utasításoknak megfelelően. Az adhezív fotopolimerizációja D-Light Pro lámpával történt (GC Europe) „HP” üzemmódban, $1000 \pm 60 \text{ mW / cm}^2$ fényintenzitással. A kavitás falait ezt követően 0,5 mm rétegvastagságban folyékony kompozittal (G-aenial Flo A2) fedtük, melyet 40 másodpercig fotopolimerizáltunk. A kavitások approximális széleihez magasan töltött folyékony kompozitot (G-aenial Injectable Flow A2, GC Europe) injektáltunk, majd hagyományos paszta kompozittal (G-aenial Posterior A2) egy rétegben felépítettük az approximális falakat, ezzel I. osztályú kavitássá alakítva az üregeket a centripetális technikának megfelelően. A meziális és disztális falakat egyidőben, 40 másodpercig polimerizáltuk. Ezt követően az alábbiak szerint restauráltuk a kavitásokat (16. ábra):

1. csoport: Az okkluzális felszíntől számított 2 mm-es szintig bulk-fill technikával, 1 rétegben a fogba injektált folyékony SFRC anyaggal (EverX Flow Bulk Shade) töltöttük fel a kavitásokat. Ezt követően a csücsköknek megfelelően, ferde rétegzéssel, 2 mm-es rétegvastagságban, hagyományos paszta állagú kompozittal (G-aenial Posterior A2) fedtük az SFRC-t és fejeztük be a restaurátumokat. A rétegeket egyenként 40 másodpercig fotopolimerizáltuk. A Tofflemire matricaszalag eltávolítását követően a meziális és a disztális felszínt további 20-20 másodpercig világítottuk.
2. csoport: Az okkluzális felszíntől számított 2 mm-ig az 1. csoportban leírtaknak megfelelően töltöttük fel az üregeket. Ezt követően a rágófelszín helyreállítására magasan töltött folyékony kompozitot (G-aenial Injectable Flow A2) alkalmaztunk, 2 mm-es rétegvastagsággal. Az anyagok polimerizációja az 1. csoportban leírtak szerint történt.
3. csoport: A kavitást folyékony SFRC anyaggal (EverX Flow Bulk Shade) töltöttük fel ferde rétegzéssel, 2 mm-es rétegvastagsággal, az okkluzális felszíntől számított 2 mm-es távolságig. A rágófelszín helyreállítása és a rétegek fotopolimerizációja az 1. csoportnál leírtak szerint történt.
4. csoport: Az üregeket a 3. csoportban leírt módon töltöttük fel a rágófelszíntől számított 2 mm-ig. Az okkluzális felszín helyreállítására magas töltöttségű, folyékony kompozitot

(G-aenial Injectable Flow A2) alkalmaztunk, a 2. csoportnál leírtak szerint. A rétegek fotopolimerizációja ugyanúgy történt, mint az 1. csoport esetében.

Kontrollcsoport: A kavitásokat teljes egészében hagyományos paszta kompozittal (G-aenial Posterior A2) restauráltuk, ferde rétegzési technikával, 2 mm-es rétegvastagságot alkalmazva. A rétegek polimerizációja az 1. csoporttal megegyezően történt.



16. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus ábrája. (a) 1. csoport: folyékony SFRC tömőanyag bulk-fill módon és hagyományos paszta kompozit fedés; (b) 2. csoport: folyékony SFRC tömőanyag bulk-fill módon és magas töltöttségű folyékony kompozit fedés; (c) 3. csoport: folyékony SFRC tömőanyag ferdén rétegezve és hagyományos paszta kompozit fedés; (d) 4. csoport: folyékony SFRC tömőanyag ferdén rétegezve és magas töltöttségű folyékony kompozit fedés; (e) 5. csoport: ferdén rétegzett hagyományos kompozit tömés (kontroll).

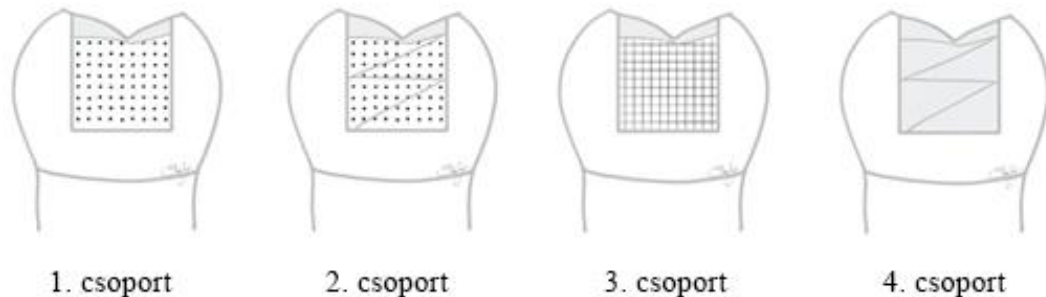
A restaurátumok finírozása és polírozása a III.3. alatt részletezett módon történt. Az előkészített mintákat dinamikus terhelésnek vetettük alá, ezzel szimulálva a rágás során fellépő dinamikus terhelést. A terhelés az III.1.3. alatt részletezett módon történt 5 lépcsőben, 200 N-os lépcsőkben növekvő terheléssel. A maximális terhelési érték 1000 N volt és a tesztelés a minták eltöréséig vagy a maximális 25000 ciklus elérésig zajlott. Az el nem tört mintákat ezt követően statikus törési tesztnek vetettük alá, a minták töréssel szembeni ellenállását vizsgálva. Az eltört minták törési mintázatát fogászati mikroszkóppal (Carl Zeiss Omni Pico) vizsgáltuk.

III.5. Direkt restauratív technikákkal helyreállított nagyméretű MOD kavitások repedésképződési hajlamának vizsgálata

A vizsgálat célja az volt, hogy különböző direkt restauratív technikák alkalmazását követően feltérképezze a megmaradt saját foganyag, saját kavitásfalak megrepedésének mértékét nagyméretű MOD kavitások esetén, közvetlenül a töméskészítés után, valamint 1 héttel később. A beválogatási kritériumoknak megfelelt 110 darab alsó bölcsességfogba 5 mm mélységű MOD kavitásokat preparáltunk, egységesen 2,5 mm-es bukkális és lingvális falvastagságot kialakítva. Az üregek kialakítása az III.3. alatt részletezett módon történt. A preparációt követően a bukkális és lingvális zománcréteget repedések után kutatva átvizsgáltuk. Ezt egy D-Light Pro (GC Europe) lámpát „Detection” módban alkalmazva, fogászati mikroszkóppal (Carl Zeiss Omni Pico) valósítottuk meg. Azokat a fogakat, amelyeknél repedéseket találtunk, kizártuk, és olyan foggal pótoltuk, amelyeknél nem találtunk repedést a kavitás kialakítását követően. Így végül 80 repedésmentes MOD kavitással rendelkező alsó bölcsességfogot osztottunk szét véletlenszerűen 4 csoportra (1-4. csoport). Valamennyi fogat az III.3. alatt részletezett adhezív kezelésnek vetettük alá. Az adhezív réteget 60 másodpercig fotopolimerizáltuk Optilux 501 kvarc-volfrám-halogén lámpával (Kerr). A fényintenzitás $800 \pm 40 \text{ mW / cm}^2$ volt. A kavitásokat ezt követően I. osztályú üreggé alakítottuk centripetális tömés technikával, hagyományos kompozit tömőanyagot (G-aenial Posterior A3) alkalmazva. A mintákat ezután az alábbiaknak megfelelően restauráltuk (17. ábra):

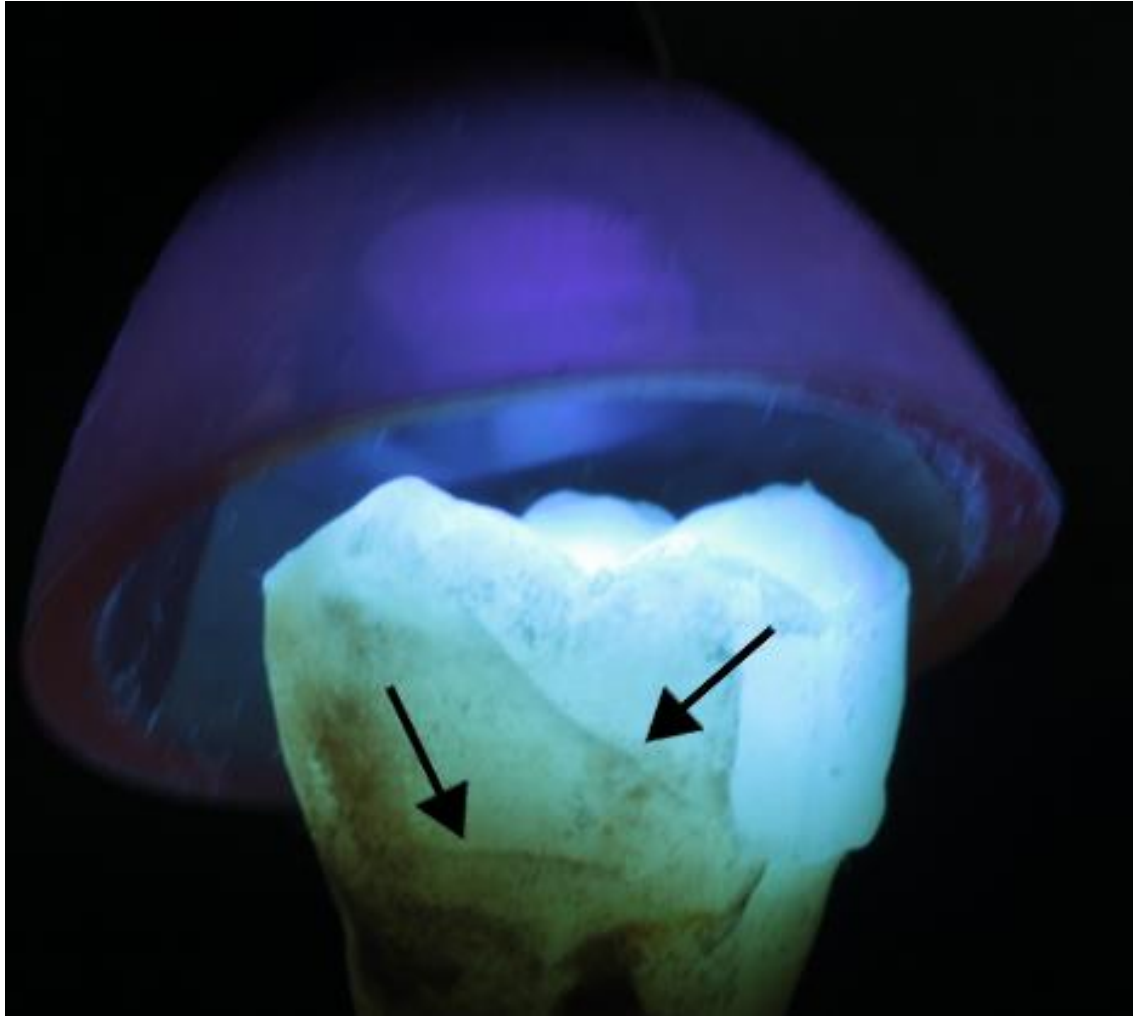
1. csoport: A kavitásokat egy 4 mm-es rétegvastagságban alkalmazott paszta állagú SFRC tömőanyaggal (EverX Posterior) töltöttük fel a rágófelszíntől számított 1 mm-es távolságig, a dentin anatómiájának megfelelően. 40 másodperces fotopolimerizációt követően a rágófelszínt 1 mm vastagságban hagyományos kompozittal restauráltuk (G-aenial Posterior A3), melyet 20 másodpercig fotopolimerizáltunk.
2. csoport: Az üregeket az 1. csoportnál alkalmazott paszta állagú SFRC tömőanyaggal töltöttük fel, ezúttal ferde rétegzési technikával, 2 mm-es rétegvastagságokat alkalmazva. A mélyebb rétegeket 40, míg a felszínebbeket 20 másodpercig polimerizáltuk. Az okkluzális 1 mm helyreállítása az 1. csoporttal megegyezően történt.
3. csoport: A kavitásokat egy bulk-fill kompozit tömőanyaggal (SDR Flow+, Dentsply Sirona, NC, USA) töltöttük fel, egyetlen 4 mm vastag rétegben a rágófelszíntől számított 1 mm-es távolságig. 40 másodperces megvilágítást követően a rágófelszín helyreállítása az 1. csoportnál leírtak szerint történt.

4. csoport (kontroll): A fogak helyreállítása hagyományos kompozittal (G-aenial Posterior A3) történt, ferde rétegzési technikával, 2 mm-es rétegvastagságban alkalmazva. A mélyebb rétegeket 40, míg a felszínebbeket 20 másodpercig világítottuk.

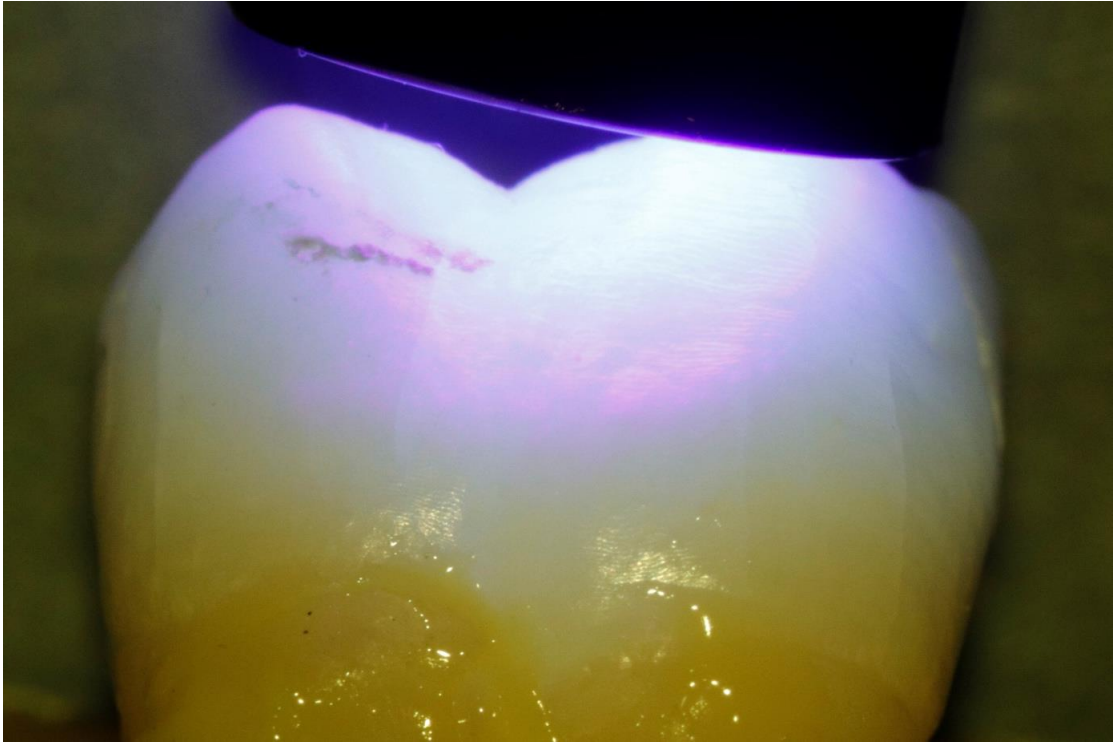


17. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus ábrája.

A restaurátumok finírozása és polírozása az III.3. alatt leírtaknak megfelelően történt. Az előkészített mintákat ezt követően 2 független, tapasztalt operátor vizsgálta át repedések után kutatva, a már korábban részletezett módon. Ezt a vizsgálatot kétszer végeztük el: először közvetlenül a restaurátumok elkészülte után, majd 1 héttel azt követően. Kizárólag a 2 mm hosszúságot meghaladó repedéseket tekintettük az anyagok polimerizációs zsugorodása miatt kialakuló repedésnek (18. és 19. ábra).



18. ábra: Példák a polimerizációs zsugorodás hatására kialakuló repedésekre.



19. ábra: Példák a polimerizációs zsugorodás hatására kialakuló repedésekre.

A repedések hosszának mérésére egy UNC 15-ös parodontális szondát alkalmaztunk (Hufriedy Mfg. Co.). A két vizsgálati időpont között a fogakat fysiológias sóoldatban tároltuk.

III.6. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott kisörlő fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása

Ebben a vizsgálatunkban arra kerestük a választ, hogy a paszta állagú SFRC alkalmas lehet-e a gyökérkezelt, I. osztályú kavitással rendelkező fogak restaurálására és megerősítésére, valamint, hogy ebben az indikációban jobb eredményeket ad-e, mint a hagyományos FRC csapos megoldás. A beválogatási kritériumoknak megfelelő 72 darab kisörlő fog került felhasználásra. A beválogatott fogak 1 gyökérrel és 1 gyökércsatornával rendelkeztek, amelynek Schneider-szögértéke [222] nem haladta meg az 5° -ot. A minták előkészítését követően azokat véletlenszerűen 5 vizsgálati csoportra (1-5. csoport) és 1 kontrollcsoportra osztottuk ($n = 12/\text{csoport}$). A kontrollcsoport fogai intaktak maradtak, azokon beavatkozást nem végeztünk. A vizsgálati csoportok mintáiba ugyanaz a tapasztalt operátor endodonciai hozzáférési nyílást preparált egy lekerekített végű,

torpedó alakú gyémánt fúróval (850-014 M SSWhite, Lakewood, NJ, USA), vízhűtés mellett. A hozzáférési nyílás dimenzióit az alábbiak szerint határoztuk meg: a bukkolingvális irányban a bukkális és lingvális csücskök távolságának egyharmada, míg meziodisztális irányban a fog mezio-disztális szélességének egyharmada. A kavitás a rágófelszín közepén helyezkedett el. A munkahossz-meghatározáshoz a gyökércsatornába vezettünk egy ISO #10-es méretű K-file gyökérkezelő tűt (Maillefer-Dentsply, Ballaigues, Svájc) amíg annak hegye láthatóvá nem vált a gyökércsatorna apikális végénél. Az így meghatározott hosszúságból 1 mm-t levonva kaptuk meg a munkahosszt. A gyökércsatorna instrumentálása ProTaper Universal gyökérkezelő tűkkel történt (Maillefer-Dentsply) a gyártó által javasolt szekvenciát követve (S1, S2, F1, F2). A gyökércsatornát minden egyes eszköz alkalmazása után 2 ml 2,5%-os nátrium-hipoklorit oldattal átöblítettük. A gyökércsatornákat, azok mechanikai és kémiai megmunkálását követően, 96%-os alkohol és papírcsúcsok segítségével kiszárítottuk, majd az utolsó megmunkáló eszközzel izokónikus guttapercha (F2 guttapercha; Maillefer-Dentsply) és egy rezin-bázisú sealer (AH plus; Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Németország) segítségével, 1-poén töméstechnikával gyökértöltöttük. Ezt követően a hozzáférési nyílást ideiglenes tömással láttuk el (Fuji Triage Pink, GC Europe), valamint ugyanezen anyag felhasználásával a gyökerek apikális részét is lefedtük, ezzel megakadályozva a gyökércsatorna apikális részénél bekövetkező szivárgást. Ezt követően az 1. és 2. csoport fogai minimálinvazív csapelőkészítésen estek át, a ZCJ szintjétől mért 8 mm apikális mélységben, a gyártók által javasolt csapelőfúrók használatát mellőzve. Az eredeti gyökércsatorna-anatómia minél tökéletesebb megőrzése érdekében kizárólag a guttaperchát vágtuk vissza 3-as méretű Gates-Glidden fúró (Maillefer-Dentsply) és Hedström-reszelő (Maillefer-Dentsply) segítségével. A 3.-5. csoportok esetében csak a ZCJ határtól számított 2 mm mélységben vágtuk vissza a guttaperchát egy 0,1 mm átmérőjű karbid gömbfúró segítségével (H1SM.205.010, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Németország). A guttapercha visszavágását követően valamennyi esetben RMGIC tömőanyag (Fuji VIII, GC Europe) segítségével zártuk le a gyökércsatorna-bemeneteket. Minden csoport azonos adhezív kezelésben részesült. 37%-os ortofoszforsavval 15 másodpercig történt szelektív zománcsavazást követően a mintákat vízzel lemostuk és leszártítottuk. Az adhezív kezelésre egy duál kötésű önsavazó adhezív rendszert (Gradia Core Self-Etching Bond, GC Europe) alkalmaztunk, a gyártói utasításoknak megfelelően. A felesleges adhezívet elszívással

(Evacuation Tip – Starryshine, Anaheim, CA, USA), a gyökércsatornákból pedig papírcsúcsok segítségével távolítottuk el. Az adhezív réteget 60 másodpercig fotopolimerizáltuk egy Optilux 501 kvarc-volfrám-halogén lámpával (Kerr), 840 ± 26.8 mW / cm² fényintenzitással. Az átlagos fényintenzitást egy digitális radiométerrel (Jetlite light tester; J. Morita USA Inc. Irvine, CA, USA) ellenőriztük. Ezt követően az alábbiak szerint restauráltuk a fogakat (20. ábra):

1. csoport: Az első csoport mintáit egy hagyományos, gyári FRC csappal láttuk el (GC Fiber Post, GC Europe). Az adhezív kezelést megelőzően a hagyományos, transzlucens, 0,8 mm átmérőjű FRC csapot a gyökércsatornába bepróbáltuk, és méretre vágtuk úgy, hogy koronálisan a rágófelszíntől számított 1 mm távolságig érjen. A csapok méretre vágása egy gyémántkorong segítségével történt, vízhűtés mellett (Isomet 2000; Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA). Bepróbálást követően a csapokat alkohollal tisztítottuk. A csapok felszínét szilanizáltuk (Ceramic Primer, GC Europe) a gyártói utasításoknak megfelelően. Szilanizálást követően a felületet a fogaknál is alkalmazott adhezív rendszerrel kezeltük, majd egy duál kötésű kompozit csomkfelépítő anyaggal (Gradia Core, GC Europe) ragasztottuk a gyökércsatornába. A csap behelyezését követően 5 percet biztosítottunk a kémiai polimerizáció lezajlásához, ezzel minimalizálva a polimerizációs zsugorodási stresszt. Ezután minden oldalról 60 másodpercig világítottuk (összesen 240 másodperc / fog). Az okkluzális felszín helyreállítása hagyományos kompozittal történt (G-aenial Posterior P-JE).

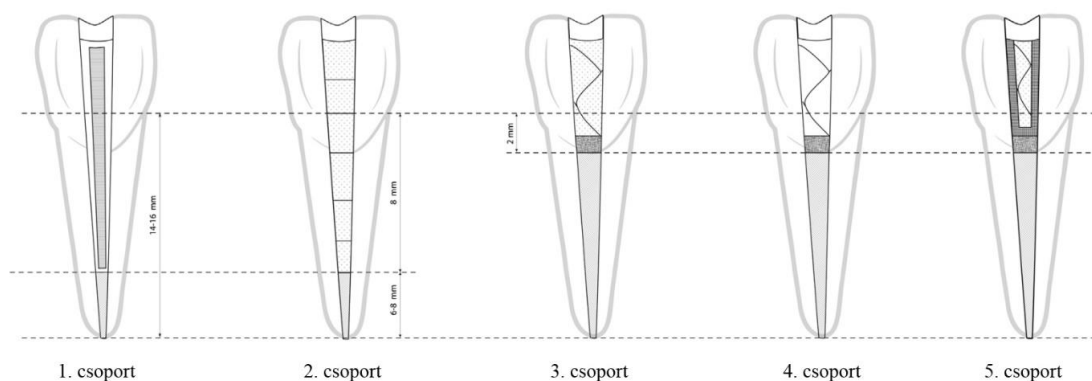
2. csoport: A csoport fogait egy direkt módon rétegzett, paszta állagú SFRC anyagból (EverX Posterior) létrehozott „csap- és csomkfelépítéssel” láttuk el (Bioblock-technika). Az anyag rétegzése 2 mm-es rétegvastagságban történt. A csap területére applikált anyag kondenzációja egy bondecset segítségével történt. Az 1. csoportnál alkalmazott FRC csappal azonos FRC csapot fényvezetőként használva, azon keresztül polimerizáltuk a mélyebb rétegeket. A még meg nem kötött SFRC anyagtól 0,5 mm távolságot tartva a csatornába vezettük a hagyományos FRC csapot és azon keresztül történt a fotopolimerizáció. Az anyag kötését követően az FRC csapot eltávolítottuk. Minden réteg bevitele után 80 másodpercig polimerizáltuk azt, az FRC csapon keresztül. Ezzel a technikával töltöttük fel a gyökércsatornát a csatornabemenetig. Ezután a koronai részt 2 mm-es rétegvastagsággal dolgozva ugyanezzel az anyaggal építettük fel a rágófelszíntől számított 1 mm távolságig, a dentin anatómiájának megfelelően. Minden réteget külön-

külön 40 másodpercig fotopolimerizáltunk, a rágófelszín irányából. Az okkluzális felszín helyreállítása az 1. csoporttal megegyezően történt.

3. csoport: A koronai kavitások helyreállítása, a rágófelszíntől számított 1 mm-es távolságig, a 2. csoportnál is alkalmazott paszta állagú SFRC tömőanyag segítségével történt, ferde rétegezéssel, 2 mm-es rétegvastagságot alkalmazva. A rétegeket külön-külön 40 másodpercig polimerizáltuk. Az okkluzális felszín helyreállítása az 1. csoporttal megegyezően történt.

4. csoport: A koronai kavitásokat teljes egészében egy hagyományos kompozit (G-aenial Posterior PJ-E) segítségével, ferdén rétegezve restauráltuk. Az anyagot 2 mm-es rétegvastagságban alkalmaztuk, a rétegeket 40 másodpercig fotopolimerizálva. Az okkluzális felszín helyreállítása az 1. csoporttal megegyezően történt.

5. csoport: Az adhezív kezelést követően a koronai kavitás falait egy réteg folyékony kompozittal (G-aenial Flo) vontuk be. A polimerizálatlan kompozit anyagba ezt követően egy méretre vágott, impregnált üvegszál hálót (everStick NET) fektettünk, először bukko-lingvális, majd mezio-disztális irányban. 40 másodperces fotopolimerizációt követően egy újabb darab üvegszál hálót fektettünk a kavitás axiális falaira, körkörös irányban, így egy üvegszál „dobozt” kialakítva. Az üreg további részeit a 3. csoporttal megegyezően restauráltuk.



20. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus ábrái. 1. csoport: gyári FRC gyökércsap és hagyományos kompozit tömőanyag, 2. csoport: Bioblock-technika, 3. csoport: csapozás nélkül, SFRC + hagyományos kompozit restaurátum, 4. csoport: hagyományos kompozit tömőanyag, 5. csoport: impregnált üvegszál háló és kompozit tömőanyag.

A restaurátumok elkészülte után azok felszínét finomszemcsés gyémánt fűrőkkal (FG 7406-018, Jet Diamonds, USA és FG 249-F012, Horico, Berlin, Németország) és Sof-lex

korongokkal (3M ESPE, USA) políroztuk. A fogak beágyazását követően, azokat statikus törési tesztnek vetettük alá, a töréssel szembeni ellenállásuk tesztelésére. Az eltört minták esetében törésmintázat-analízist végeztünk.

III.7. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorés-képződési vizsgálattal

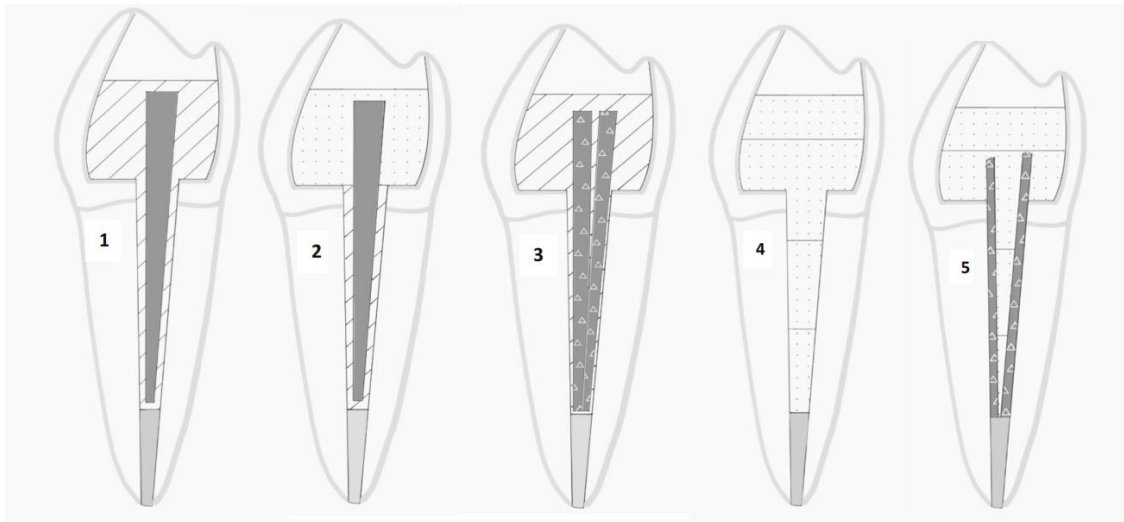
Ennek a vizsgálatnak az volt a célja, hogy összehasonlítsa a gyökérkezelt MOD kavitással rendelkező premoláris fogak helyreállítására alkalmazott csapozási és csomkfelépítési eljárások hatását a restaurált fogak töréssel szembeni ellenállására, továbbá a gyökércsatornában keletkező mikrorések képződésére. Célunk volt továbbá a gyökércsatornában végbemenő polimerizáció mértékének indirekt vizsgálata SFRC anyagok esetén. A beválogatási kritériumoknak megfelelt 87 darab premoláris fog 1 gyökérrel és 1 gyökércsatornával rendelkezett, amelynek Schneider-szög értéke [222] nem haladta meg az 5°-ot. A mintákat 5 vizsgálati csoportra (n = 15/csoport) és 1 kontrollcsoportra (n = 12) osztottuk. A kontrollcsoport fogai nem részesültek semmilyen megmunkálásban. A vizsgálati csoport fogaiba ugyanaz a tapasztalt operátor standardizált MOD kavitásokat preparált egy lekerekített végű, torpedó alakú gyémánt fúróval (881.31.014 FG - Brasseler USA Dental). A kavitás okkluzális szélessége a csücskök közötti távolság egyharmada volt. Az approximális ládák szélessége a koronai fogállomány bukko-lingvális szélességének felével volt megegyező. A gingivális láda mélysége a ZCJ-től 1 mm-el koronális szintig terjedt. A kavitás belső szögleit lekerekítettük és az üreg széléit a fogfelszínnel merőlegesre preparáltuk. Az MOD kavitás kialakítása után endodonciai hozzáférési nyílást készítettünk egy lekerekített gyémánt fúróval (850-014 M SSWhite). A fogakat ezután az III.6. alatt ismertetett módon gyökérkezeltük és gyökértömtük. Ezt követően, a gyökércsatornák anatómiáját a lehető legjobban megőrizve, egy 3-as méretű Gates-Glidden fúró segítségével a guttaperchát minden fognál visszavágtuk a ZCJ-től számított 7-8 mm mélységben. A gyökércsatornák falára tapadt guttaperchát ISO standard Hedström reszelőkkel (Maillefer-Dentsply) távolítottuk el, apikálisan 4-6 mm guttaperchát hagyva a gyökércsatornában. A guttapercha visszavágását követően a gyökércsatornákat 2%-os klórhexidinnel átöblítettük, majd papírcsúcsokkal kiszárítottuk. A 3. csoport esetében a csatorna

kiszáritását követően egy individualizált üvegszálas csapot készítettünk a gyökércsatornákba. Ezen csoport mintáinak csatornáiba annyi 0,9 mm átmérőjű elasztikus FRC csapot (everStick POST, GC Europe) helyeztünk, amennyit a gyökércsatorna szélessége megengedett, a Hatta és mtsai. által leírt laterálkondenzációs technikával [223]. Ezt követően a csapokat összefogtuk egy keskeny végű tűfogó segítségével, majd egy egységként eltávolítottuk a gyökércsatornából. 40 másodperces fotopolimerizációt követően a csapok összekötöttek, így rögzítve a gyökércsatorna egyedi anatómiáját. Polimerizáció után a csapokat minden esetben visszapróbáltuk a helyükre. Minden kavitás az III.6. alatt ismertetett adhezív kezelésben részesült, majd egy Tofflemire matricaszalagot applikáltunk a fogakra. A kavitásokat centripetális tömésttechnikával I. osztályú kavitásokká alakítottuk, egy réteg hagyományos kompozit segítségével (G-aenial Posterior PJ-E). Az approximális falakat egyenként 40 másodpercig fotopolimerizáltuk. Az egyes vizsgálati csoportok restaurációja a következőképpen alakult (21. ábra):

1. csoport: A fogakat egy 0,8 mm átmérőjű, hagyományos FRC csappal láttuk el (GC Fiber Post). Az adhezív kezelést megelőzően a csapokat méretre vágtuk úgy, hogy azok koronális határa a rágófelszíntől számított 1 mm volt. A csapok méretre vágása egy gyémántkoronggal történt, vízűtés mellett (Isomet 2000). A csapot a bepróbálást követően alkohollal letisztítottuk, majd a gyártói utasításnak megfelelően szilanizáltuk (Ceramic Primer). Szilanizációt követően a csapok felszínét a fogaknál is alkalmazott adhezívvel kezeltük. A csapok beragasztása és a csonkfelépítés egy duál kötésű kompozit csonkfelépítő anyaggal történt (Gradia Core). A csap behelyezését követően 5 percet biztosítottunk a kémiai polimerizáció végbemeneteléhez, ezzel csökkentve a polimerizációs zsugorodás mértékét. Ezután minden oldalról 40 másodpercig fotopolimerizáltuk (összesen 160 másodperc / fog). A rágófelszíni 1 mm-t hagyományos kompozittal restauráltuk (G-aenial Posterior PJE), melyet 40 másodpercig polimerizáltunk.

2. csoport: Az első csoportnál ismertetett FRC csapot alkalmaztuk, az ott leírt protokollnak megfelelően. A koronai csonkfelépítés azonban ennél a csoportnál paszta állagú SFRC tömőanyaggal (EverX Posterior) történt. A tömőanyagot a csap köré kompaktáltuk, megközelítőleg 3 mm-es rétegvastagságban. Minden réteget egyenként 40 másodpercig fotopolimerizáltunk. A rágófelszíni utolsó 1 mm-t az 1. csoportnál is alkalmazott hagyományos kompozit tömőanyaggal restauráltuk.

3. csoport: Az előzőekben ismertetett módon elkészített, individualizált üvegszálas csapok (everStick POST) alkalmaztuk ezeknél a fogaknál. A gyártói utasításoknak megfelelően, ezek a csapok semmilyen felületkezelésben nem részesültek. Az individualizált csap beragasztása, a csonkfelépítés, valamint a rágófelszín restaurálása az 1. csoportnál ismertetett módon történt.
4. csoport (Bioblock-technika): A fogakat egy direkt módon rétegzett, paszta állagú SFRC tömőanyagból készített egyedi csappal és csonkfelépítéssel láttuk el (az III.6. alatt bemutatott módszer továbbfejlesztése). Az anyagot 3-4 mm-es rétegekben applikáltuk a gyökércsatornába, majd kondenzáltuk egy bondecset segítségével. A mélyebb rétegek fotopolimerizációjához egy hagyományos FRC csapot (GC Fiber Post) vezettünk a gyökércsatornákba oly módon, hogy az ne érintkezzen a még polimerizálatlan anyaggal. Ezt követően a gyári csapon keresztül, 80 másodpercig világítottuk, a csapot fényvezetőként használva. A megvilágítást követően az FRC csapot eltávolítottuk a gyökércsatornából. Miután a gyökércsatornát feltöltöttük az ZCJ szintjéig, a 2. csoportban leírtak szerint restauráltuk a koronai fogállományt.
5. csoport: Egy, a 3. csoportnál is alkalmazott, még polimerizálatlan elasztikus FRC csapot (everStick POST) hosszában félbe vágunk. Az így kapott két csapot a gyökércsatorna bukkális, valamint lingvális falaihoz helyeztük. Miután feszes érintkezést hoztunk létre a csapok és a gyökércsatorna fala között, 40 másodperc fotopolimerizációt alkalmaztunk. A csapok között fennmaradó területet, valamint a koronai fogállományt a 4. csoportnál leírtak szerint restauráltuk, paszta állagú SFRC-vel.



21. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus bemutatása. (1. csoport: gyári FRC csap + kompozit tömőanyag, 2. csoport: gyári FRC csap + SFRC dentin mag + kompozit tömőanyag fedés, 3. csoport: individualizált üvegszálcsap + kompozit tömőanyag, 4. csoport: bioblock-technika, 5. csoport: individualizált üvegszálcsap + SFRC, kompozit tömőanyag fedéssel.

A tömések finírozása és polírozása az III.3. alatt ismertetett módon történt. A minták beágyazását követően statikus terhelési tesztnek vetettük alá a fogakat. Az eltört mintákon törésmintázat-analízist is végeztünk.

A mikrorés-képződés vizsgálatához az 5 vizsgálati csoportnak megfelelően, további 3-3 fogat készítettünk elő, az előzőekben leírtak szerint. Az előkészített fogakat a fog tengelyében szagittálisan egy kerámia vágókorong segítségével, 100 fordulat / perces fordulatszámmal szekcionáltuk, vízhűtés mellett (Struers, Koppenhága, Dánia). A mintákat tovább csiszoltunk és políroztunk egy #4000-es szemcseméretű szilikon karbid csiszolópapírral, 300 fordulat / perces fordulatszámon, egy automata csiszológép segítségével (Rotapol-1; Struers). Ezt követően a szekcionált mintákat jelölőfestékkel megjelöltük és néhány másodpercen keresztül óvatosan tovább políroztuk. A csap/csonkfelépítés és a foganyag határán végbement festék-penetrációt egy sztereomikroszkóp segítségével értékeltük (Heerbrugg M3Z, Heerbrugg, Switzerland), 6,5x-ös nagyítás mellett. A festékpenetráció mértékét a restaurált gyökércsatornában található ragasztási felület kiterjedésének (hosszának) százalékában adtuk meg.

A gyökércsatornában alkalmazott anyagok polimerizációjára indirekt úton az anyag mikrokeménységének vizsgálatával következtettünk. Erre a célra egy Struers Duramin keménységvizsgáló mikroszkópot alkalmaztunk (Struers), 40-es objektív lencsével, 1,96

N erő 10 másodpercig történő applikálásával. Minden szekcionált mintán 5 helyen végeztünk benyomási vizsgálatot, a gyökércsatorna koronális és apikális részeit is érintve. A benyomódások mérése után a kapott Vickers keménységi értékeket mikrokeménységi értékekké konvertáltuk, az alábbi képlet szerint:

$$H = \frac{1854.4 \times P}{d^2}$$

ahol H a Vickers-keménység kg / mm²-ben megadva, P a terhelés grammokban kifejezve, míg a d a benyomódások mértéke µm-ben kifejezve.

III.8. Gyökerkezelt II. osztályú MO kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorésképződési vizsgálattal

A vizsgálat célja az volt, hogy összehasonlítsa a gyökerkezelt MO kavitással rendelkező premoláris fogak helyreállítására alkalmazott csapozási és csonkfelépítési eljárások hatásait a restaurált fogak fáradásos töréssel szembeni ellenállására, valamint a gyökércsatornában keletkező mikrorések képződésére. További célunk volt, hogy a gyökércsatornában végbemenő polimerizáció mértékét ismét az SFRC anyagok mikrokeménysége által becsüljük meg. A beválogatási kritériumoknak megfelelt 170 darab premoláris fog 1 gyökérrel és 1 gyökércsatornával rendelkező, amelynek Schneider-szög értéke [222] nem haladta meg az 5°-ot. A fogakat 9 vizsgálati (A1-A3, B1-B2, C1-C4), valamint 1 kontrollcsoportra (ép fogak) osztottuk. A C1, C2, C3 és C4-es csoportok elemszáma 20 volt, a többi csoport csoportonként 15 fogat tartalmazott. A kontrollcsoport fogai nem részesültek semmilyen megmunkálásban. A vizsgálati csoportok fogaiba ugyanaz a tapasztalt operátor II. osztályú MO kavitásokat preparált egy lekerekített végű, párhuzamos falú gyémánt fűrész segítségével (883H.146.016 F G - Brasseler USA Dental), vízhűtés mellett. A kavitás szélessége az okkluzális részén a fog bukko-lingvális szélességének egyharmada, míg az approximális területeken annak kétharmada volt. A gingivális láda apikális kiterjedése a ZCJ-től koronális irányban számított 1 mm volt. Valamennyi belső szögletet lekerekítettük és a kavitás széleit a fogfelszínnel merőlegesre preparáltuk. Az MO kavitás kialakítását követően endodonciai hozzáférési nyílást alakítottunk egy lekerekített gyémánt fűrész segítségével (850-014 M SSWhite). Ezután a fogakat az III.5. kutatásban részletezett módon gyökerkezeltük és

gyökértömtük. Gyökértömést követően a koronai fogállományt ideiglenes tömással láttuk el, valamint a gyökércsatorna apikális nyílását is lezártuk (Fuji Triage Pink). A későbbiekben az ideiglenes tömést egy gyémánt fúró segítségével eltávolítottuk és a kavitás falait felérdesítettük. Az A1-A3 jelű csoportok esetében további preparáció nem történt, és a meglévő MO kavitást direkt technikákkal restauráltuk. A B1-B2 jelű csoportoknál egy sekély csapelőfúrás történt a gyökércsatornában egy 1,2 mm-es méretű GC Fiber Post Drill csapelőfúró segítségével. A preparáció a csatornabemenettől számított 3 mm mélységben történt. A C1-C4 jelű csoportok esetében az előzőekben említett csapelőfúró segítségével a csatornabemenettől számított 6 mm mélységben történt csapelőkészítés. A guttaperchák visszavágását követően a gyökércsatornákat klórhexidinnel kiöblítettük, majd papírcsúcsok segítségével kiszárítottuk. Tofflemire matricaszalag felhelyezését követően minden minta esetében szelektív zománcsavazás történt 37%-os ortofoszforsavval, 15 másodpercen keresztül. Ezt követően a fogakat lemostuk, majd alaposan leszárítottuk fogászati puszter és papírcsúcsok segítségével. Az adhezív kezelés egy önsavazó, duál kötésű adhezív rendszerrel történt (G-Premio Bond és DCA, GC Europe), a gyártói utasításoknak megfelelően. A felesleges adhezívet elszívással és papírcsúcsok alkalmazásával távolítottuk el. Az adhezív réteg polimerizációja 60 másodpercen keresztül zajlott, az előző kutatásokban alkalmazott Optilux 501 kvarc-volfrám-halogén polimerizációs lámpával, $840 \pm 26.8 \text{ mW / cm}^2$ fényintenzitással. Az adhezív polimerizációját követően a kavitásokat I. osztályú üregekké alakítottuk centripetális tömésttechnikával, hagyományos kompozitot alkalmazva (G-aenial Posterior PJ-E). Az approximális falak polimerizációja 40 másodpercen keresztül történt. A vizsgálati csoportoknak (A1-C4) megfelelően 9 különböző technikával restauráltuk a fogakat, amelyeket az alábbiakban részletezünk (22. ábra):

A1 csoport: A dentin anatómiájának megfelelően, bulk-fill technikával egy rétegben, paszta állagú SFRC tömőanyaggal (EverX Posterior) restauráltuk a fogakat, okkluzálisan 1,5-2 mm helyet hagyva. Ezt követően az anyagot 40 másodpercen keresztül világítottuk, az okkluzális felszín felől. A rágófelszín helyreállítására (és az SFRC fedésére) hagyományos kompozitot alkalmaztunk (G-aenial Posterior PJ-E).

A2 csoport: A fogak restaurációja az A1 csoportban leírt technikával történt, azonban folyékony SFRC anyagot alkalmaztunk a dentin pótlására (EverX Flow Bulk Shade).

A3 csoport: A kavitásokat hagyományos kompozittal restauráltuk, ferde rétegzési technikával. Az egyes rétegek vastagsága 2 mm volt és minden réteget külön-külön 40 másodpercig fotopolimerizáltunk.

B1 csoport: A kavitást, az előkészített 3 mm csapozási területtel együtt, paszta állagú SFRC tömőanyaggal (EverX Posterior) töltöttük fel, a dentin anatómiájának megfelelően. Az anyagot két, egyenként 4 mm vastag rétegben applikáltuk az üregbe. A rétegeket egyenként 40 másodpercig fotopolimerizáltuk. Az okkluzális felszín helyreállítása az A1 csoportban leírtakkal megegyezően történt.

B2 csoport: A B1 csoportnál ismertetett technikával restauráltuk a fogakat, azonban folyékony SFRC anyagot alkalmaztunk (EverX Flow Bulk Shade).

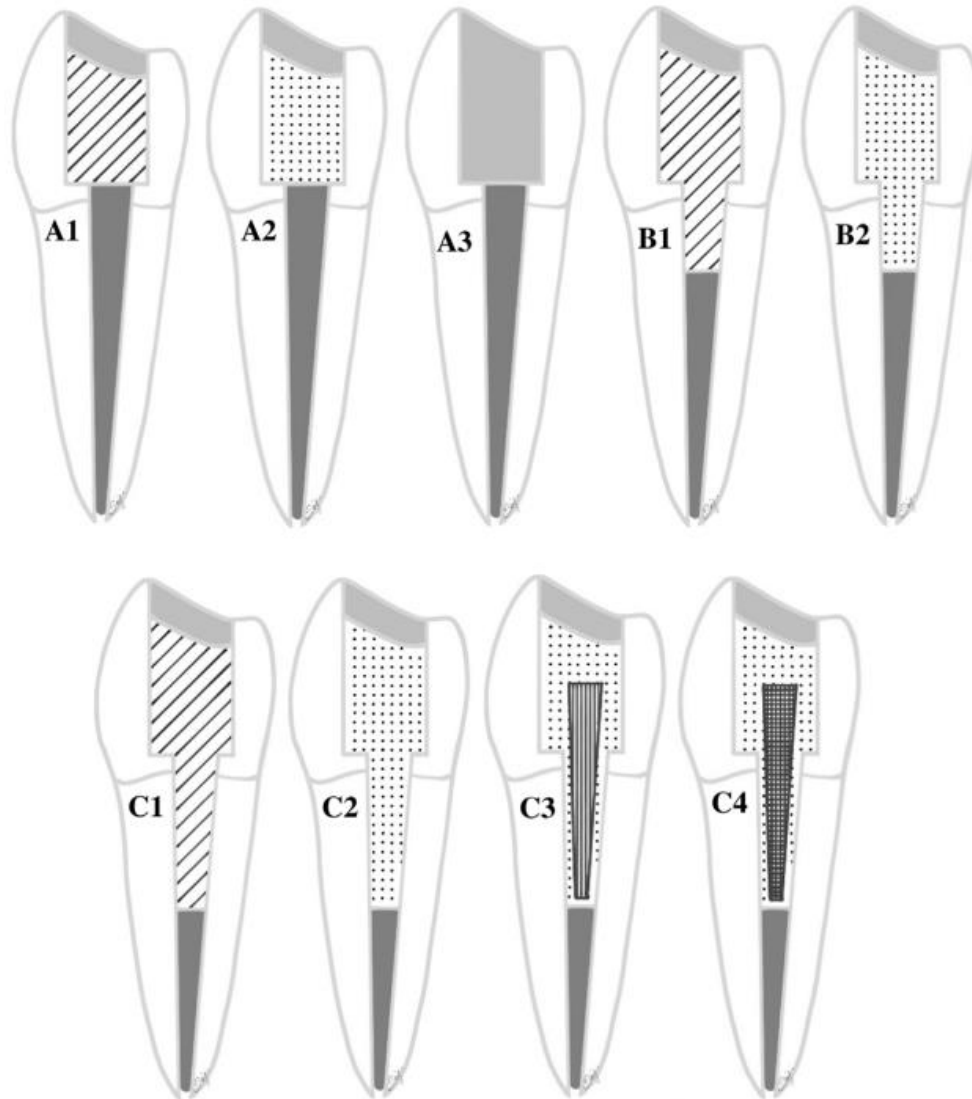
C1 csoport: A kavitásokat, a 6 mm mélységben előkészített csapozási területtel együtt az III.7. alatt ismertetett Bioblock technikával restauráltuk. A gyökércsatornákat az A1, valamint B1 csoportoknál alkalmazott paszta állagú SFRC tömőanyaggal (EverX Posterior) töltöttük fel, 4 mm-es rétegvastagságban. A gyökércsatorna mélyére applikált réteg megvilágítása során egy hagyományos FRC csapot alkalmaztunk fényvezetőként. Az FRC csapot a korábbiakban ismertetett módon a gyökércsatornába vezettük, és azon keresztül 80 másodpercig polimerizációs lámpával megvilágítottuk, majd a gyári csapot eltávolítottuk. A kavitások többi részét az A1 csoportnál leírtak szerint restauráltuk.

C2 csoport: A csapozási terület helyreállítása a C1 csoportnál leírtak szerint történt, azonban folyékony SFRC anyagot (EverX Flow Bulk Shade) alkalmaztunk. A koronai fogállomány restaurációja az A2 csoportban leírtak szerint történt.

C3 csoport: A fogakat elasztikus FRC csap segítségével restauráltuk (everStick POST). Az adhezív kezelés előtt 1,2 mm átmérőjű csapokat helyeztünk a kavitásokba, majd egy steril olló segítségével méretre vágtuk őket úgy, hogy a rágófelszíntől apikális irányba számított 2 mm távolságig érjenek. A csapok ragasztása, valamint a csomkfelépítés is folyékony SFRC tömőanyaggal (EverX Flow Bulk Shade) történt, melyet 4 mm vastagságú rétegekben applikáltunk. A csap behelyezését követően 60 másodpercnyi fotopolimerizációt alkalmaztunk. A koronai fogállomány restaurációja az A2 csoportnál leírtak szerint történt.

C4 csoport: A csoport fogait hagyományos FRC csap segítségével restauráltuk (GC Fiber Post). Az adhezív kezelés előtt az 1,2 mm-es méretű csapokat bepróbáltuk, majd a rágófelszíntől számított 2 mm távolságban, vízhűtés mellett elvagtuk egy gyémánt korong

segítségével (Isomet 2000). A csap felszínét ezután alkohol segítségével megtisztítottuk, majd a gyártói utasításnak megfelelően szilanizáltuk (Ceramic Primer). Szilanizálást követően a kavitások adhezív kezelésénél is alkalmazott anyaggal bondoztuk. A csapok beragasztása, valamint a koronai fogállomány restaurációja a C3 csoportnál leírtak szerint történt.



22. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus bemutatása. A csoportok részletes összetételét fentebb ismertettük.

A restaurátumok finírozása és polírozása az III.3. alatt ismertetett eljárásnak megfelelően történt. A fogakat, beágyazásukat követően, két alkalommal vetettük alá dinamikus terhelésnek. Első alkalommal a normál rágóerőket szimulálva, a fázisok között 100 N terhelésnövekedéssel, összesen 25000 cikluson keresztül. A maximális terhelési érték 500

N volt. Az el nem tört mintákat ezután újból dinamikus terhelésnek vetettük alá, ezúttal a bruxizmus során fellépő, fokozott rágóterhelést szimulálva. Ebben az esetben a fogak előterhelése 600 N-nal történt 5 másodpercen keresztül, majd az egyes lépcsők között 100 N-nal nőtt a terhelési érték. Összesen 30000 cikluson keresztül, 1000 N maximális erővel terheltek a fogakat. Az eltört mintáknál törésmintázat-analízist végeztünk.

A mechanikai teszteléseket követően a C1-C4 csoportoknak megfelelően előkészítettünk újabb 20 fogat (5 fog / csoport) a mikrorés-képződés, valamint a mikrokeménység vizsgálatához. Ezen vizsgálatok az III.7. alatt részletezett módon történtek.

III.9. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt és indirekt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása

A vizsgálat célja az volt, hogy összehasonlítsa a gyökérkezelt MOD kavitással rendelkező premoláris fogak helyreállítására alkalmazott, eddig mechanikailag leghatékonyabbnak bizonyult csapozási és csomkfelépítési eljárások hatásait, valamint a csücsökborítás meglétét a restaurált fogak fáradásos töréssel szembeni ellenállására. A beválogatási kritériumoknak megfelelt 108 premoláris fogat 9 vizsgálati csoportra (A1-3, B1-3, C1-3) osztottuk ($n = 12$). A kavitások preparációja, a fogak gyökérkezeltése és gyökértömése az III.7. alatt ismertetetteknek megfelelően történt. Az A2-3, B2-3, valamint C2-3 csoportokban csapelőfúrás történt 1,2 méretű GC Fiber Post Drill csapelőfúró használatával, a csatornabemenettől számítva 6 mm mélységig. A guttapercha visszavágását követően a gyökércsatornákat klórhexidinnel kimostuk és kiszárítottuk. A „B” és „C” jelű csoportoknál minden csücsköt 2 mm-el redukáltunk. Valamennyi fog ugyanabban az adhezív kezelésben részesült, ezt III.8. alatt ismertettük. A kontroll (A1) és B1 csoportok esetében az approximális falak felépítése hagyományos kompozit tömőanyaggal (G-aenial Universal Injectable), míg az A2, A3, B2 és B3 csoportokban folyékony SFRC tömőanyaggal (EverX Flow Dentin Shade) történt, centripetális tömésttechnikával. Az approximális falakat minden esetben 40 másodpercig világítottuk. A csoportokat az alábbiaknak megfelelően restauráltuk (23. ábra):

A1 csoport (kontroll): A kavitásokat magas töltöttségű, folyékony kompozittal (G-aenial Universal Injectable) restauráltuk, ferde rétegzéssel. Az anyagot 2 mm vastag rétegekben applikáltuk és minden réteget 40 másodpercig polimerizáltunk az okkluzális felszín felől.

A2 csoport: Az üregeket, az előkészített csapozási területtel együtt Bioblock-technikával töltöttük fel. A rétegek vastagsága 4 mm volt, azokat egy bondecsettel applikáltuk. A mélyebb rétegek megvilágításához 1,2 mm átmérőjű hagyományos FRC csapot (GC Fiber Post) alkalmaztunk fényvezetőként. Az FRC csapon keresztül 80 másodpercen át világítottuk a mélyebb rétegeket. A megvilágítást követően a csapot eltávolítottuk. A kavitás további részeit 4 mm vastag folyékony SFRC anyaggal (EverX Flow Bulk Shade) töltöttük fel, az okkluzális felszíntől számított 2 mm-es szintig. Minden réteget 40 másodpercig világítottuk. Az okkluzális felszín helyreállítása magas töltöttségű, folyékony kompozittal történt (G-aenial Universal Injectable).

A3 csoport: A csoport fogait elasztikus FRC csappal (everStick POST) restauráltuk. Az adhezív kezelés előtt az 1,2 mm átmérőjű csapokat a gyökércsatornába próbáltuk, majd egy steril olló segítségével méretre vágtuk, hogy a rágófelszíntől apikális irányba számított 2 mm-es szintig érjenek. A csapok ragasztása, valamint a csomkfelépítés folyékony SFRC tömőanyaggal (EverX Flow Bulk Shade) történt. Az anyagot 4 mm-es rétegekben applikáltuk, majd 60 másodpercig fotopolimerizáltuk. A kavitás koronális részének helyreállítása az A2 csoportban leírtak szerint történt.

B1 csoport: A kavitásokat az okkluzális redukció szintjéig az A1 csoportban leírtak szerint restauráltuk magas töltöttségű, folyékony kompozit tömőanyaggal (G-aenial Universal Injectable). A redukált csücsköket ugyanezzel a tömőanyaggal direkt módon visszaépítettük, egy szilikon-index felhasználásával.

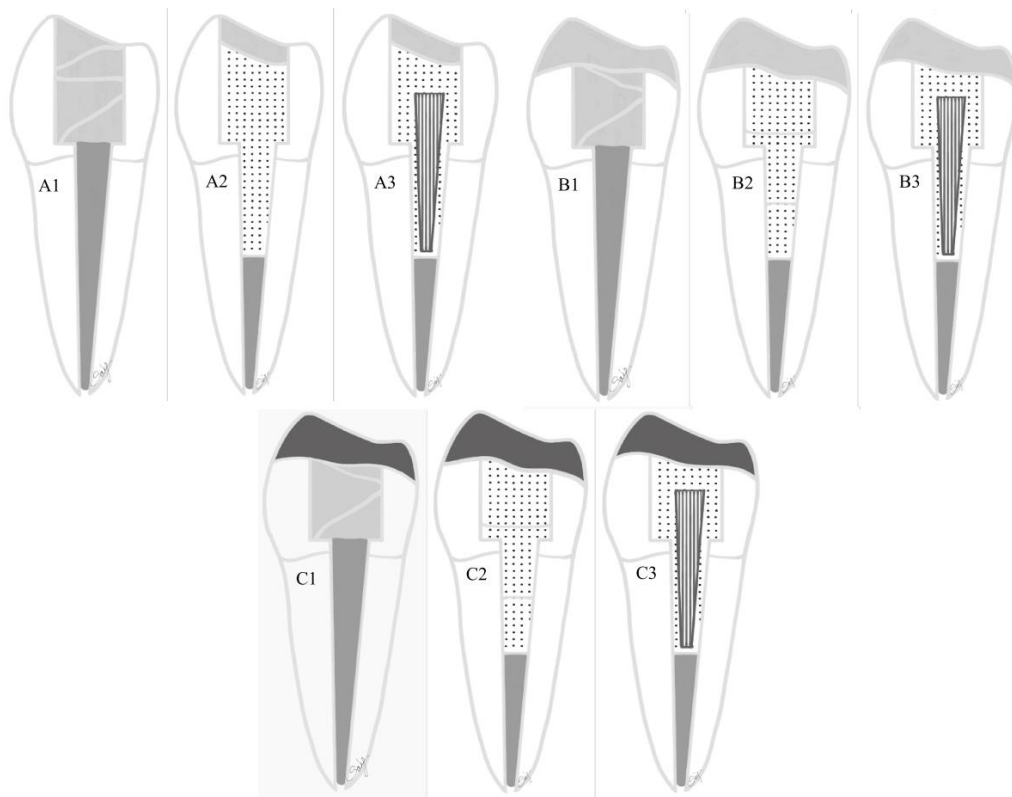
B2 csoport: A kavitásokat a csücsökredukció szintjéig az A2 csoportnak megfelelően restauráltuk. A redukált csücsköket magas töltöttségű, folyékony kompozit tömőanyaggal (G-aenial Universal Injectable) direkt módon visszaépítettük, egy szilikon-index segítségével.

B3 csoport: A restauráció a csücsökredukció szintjéig az A3 csoportnál leírtak szerint történt, majd a redukált csücsköket a B1 és B2 csoportnál leírtak szerint építettük vissza.

C1 csoport: A kavitásokat az A1 csoportnál alkalmazott technikával restauráltuk, csomkfelépítést képezve. Az okkluzális és approximális felszíneken 2 mm szabad helyet hagytunk indirekt overlay készítéséhez.

C2 csoport: A kavitást és a csapozáshoz előkészített területet az A2 csoportban leírtak szerint töltöttük fel, csomkfelépítést képezve. Az okkluzális és approximális felszíneken 2 mm szabad helyet hagytunk indirekt overlay készítéséhez.

C3 csoport: A kavitást és a csapozáshoz előkészített területet az A3 csoportnak megfelelően töltöttük fel, okkluzálisan és approximálisan ezúttal is 2 mm szabad helyett biztosítva indirekt overlay készítéséhez.



23. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus bemutatása. A csoportok részletes leírása az előzőekben olvasható.

A C1-C3 csoportok esetében indirekt overlayt készítettünk, CAD/CAM eljárással. A kavitásszélek finírozását követően a mintákról poliéter lenyomatot vettünk (Permadyne, 3M ESPE). A lenyomatokat 4-es típusú fogászati gipsszel (FUJIROCK, GC Europe) öntöttük ki. Az így kapott mintákra ugyanaz a képzett fogtechnikus 2 mm vastagságú kompozit overlayeket készített (CERASMART 270, GC Europe). A betétek ragasztásához azok belvilágát 20 másodpercig hidrofluorsavval (Porcelain Etch, Ultradent, South Jordan, UT, USA) előkezeltük. A sav lemosását és a betétek szárítását követően azokat szilanizáltuk (G-Multi PRIMER, GC Europe), majd újból megszáritottuk. A fogak zománcrétegeit 37%-os ortofoszforsavval 30 másodpercig savaztuk, majd lemostuk és leszárítottuk. A kompozit csomkfelépítések felszínét egy gyémánt fúró segítségével átérdesítettük, majd adhezívvel kezeltük (G-Premio Bond). Ugyanezt az adhezív anyagot alkalmaztuk az overlayek belvilágán is. 10 másodperc

várakozási idő után a restaurátumokat 5 másodpercen keresztül, nagynyomású levegővel szárítottuk. A pótlások ragasztása duál kötésű kompozit cementtel történt (G-CEM LinkForce, GC Europe). A ragasztóanyagot a betétek belvilágára vittük fel, majd a betéteket ujjal történő nyomással a fogakra applikáltuk. Az anyag kötését követően a felesleget eltávolítottuk, majd a fogakat glicerín gélen keresztül minden oldalról 40 másodpercig fotopolimerizáltuk egy Optilux 501 polimerizációs lámpával. Ezt követően a mintákat beágyasztuk és előkészítettük a mechanikai teszteléshez. A fogakat dinamikus, ciklikus izometrikus terhelésnek vetettük alá, a mechanikai tesztelési eljárások fejezetnél részletezett módon, összesen 50000 cikluson keresztül, vagy a minták eltöréséig. Az egyes terhelési fázisok között a terhelés 100 N-nal nőtt. Az eltört mintákat törésminta-analízisnek vetettük alá.

III.10. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott moláris fogak restaurálására alkalmazott különböző direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata

A vizsgálat célja az volt, hogy összehasonlítsa a gyökérkezelt, I. osztályú kavitással rendelkező moláris fogak helyreállítására alkalmazott direkt restauratív eljárások hatásait a restaurált fogak fáradásos töréssel szembeni ellenállására. A beválogatási kritériumoknak megfelelt 250 darab alsó bölcsességfogot véletlenszerűen 10 csoportra osztottuk ($n = 25/\text{csoport}$). Valamennyi csoport esetében ugyanaz a képzett operátor I. osztályú, standardizált méretű kavitásokat preparált, amelyeket utána konvencionális endodonciai hozzáférési nyílássá alakított [224,225]. Minden olyan esetben, amikor anatómiai okokból a hozzáférési nyílás kiterjesztésére lett volna szükség, az adott fogat kihagytuk a kutatásból és másik, megfelelő foggal pótoltuk. A gyökércsatornák mechanikai megmunkálásához Pathfile gyökérkezelő tűket (1-2-3) és ProTaper gyökérkezelő tűket (S1-S2-F1-F2-F3) használtunk (Maillefer-Dentsply). A gyökércsatornákat 5%-os nátrium-hipoklorittal öblítettük át. A gyökértömésekhez izokónikus guttaperchát (F3 guttapercha; Maillefer-Dentsply) és műgyanta bázisú sealert alkalmaztunk (AH plus). A gyökértömést követően a guttaperchát a gyökércsatorna bemenetek szintjében visszavágtuk, majd a hozzáférési nyílást ideiglenes tömással (Cavit W, 3 M ESPE, St. Paul, MN, USA) láttuk el. A gyökércsatorna apikális végét Fuji Triage Pink (GC Europe) tömőanyaggal lezártuk, ezzel megakadályozva az apikális szivárgást. Ezután az ideiglenes tömőanyagot eltávolítottuk, és a dentint mindenhol átérdesítettük egy gyémánt fúró segítségével. A guttaperchát minden esetben a csatornabemenettől

számított 4 mm apikális távolságig visszavágtuk egy 3-as méretű Gates-Glidden fúróval (Maillefer-Dentsply). A gyökércsatornákat klórhexidinnel kiöblítettük, majd papírcsúcsok segítségével kiszárítottuk. Az 1, 2, 3, 5, 7, 9 és 10. csoportok ugyanabban az adhezív kezelésben részesültek, míg a többi csoport ebben a fázisban semmilyen adhezív kezelést nem kapott. Az adhezív kezelés az III.8. alatt ismertetett eljárás szerint történt. A 4, 6 és 8. csoportok esetében a dentint poliakrilsavval (Cavity Conditioner; GC Europe) kondicionáltuk, a gyártói utasításoknak megfelelően. Az egyes csoportokat az alábbiak szerint restauráltuk (24. ábra):

1. csoport: A kavitásokat, beleértve a 4 mm-es csapozási területet, paszta állagú SFRC tömőanyaggal (EverX Posterior) töltöttük fel, a dentin anatómiájának megfelelően. Az anyagot horizontális rétegzéssel, 4 mm-es vastagságban applikáltuk. Az első réteget 60 másodpercig, az utána következőket 40 másodpercig fotopolimerizáltuk. A rágófelszín (utolsó 1,5-2 mm-es réteg) restaurálására hagyományos kompozitot használtunk (G-aenial Posterior PJ-E), így lefedve az SFRC réteget. A végső réteget 20 másodpercig világítottuk.
2. csoport: A kavitásokat az 1. csoportnál leírt módon restauráltuk, de folyékony SFRC anyagot alkalmaztunk (EverX Flow Bulk Shade) a paszta állagú SFRC helyett.
3. csoport: A kavitásokat egy kísérleti fázisban lévő üvegszál-erősített rezin-módosított üvegonomer cementtel (FRGIC) töltöttük fel, a dentin anatómiáját követve. Ezt követően az FRGIC felszínét adhezíven kezeltük (G-Premio Bond). A felesleges adhezívet elszívással eltávolítottuk, majd a felszínt 20 másodpercig fotopolimerizáltuk. Ezt követően a rágófelszín helyreállítása az 1. csoportban leírtak szerint történt, hagyományos kompozit tömőanyaggal.
4. csoport: A kavitásokat (adhezív előkezelés nélkül) a 3. csoportban leírt protokoll szerint restauráltuk. Az FRGIC anyag kötését követően a kavitást az 1,2,3,5,7,9 és 10. csoportoknál leírt adhezív kezelésben részesítettük, majd a rágófelszínt hagyományos kompozittal restauráltuk, az 1. csoportnak megfelelően.
5. csoport: A kavitások dentinpótlása bulk-fill technikával, RMGIC anyaggal történt (Fuji II LC, GC Europe), a gyártói utasításoknak megfelelően. A rágófelszíni 1,5-2 mm helyreállítása a 3. csoportban leírtak szerint történt.

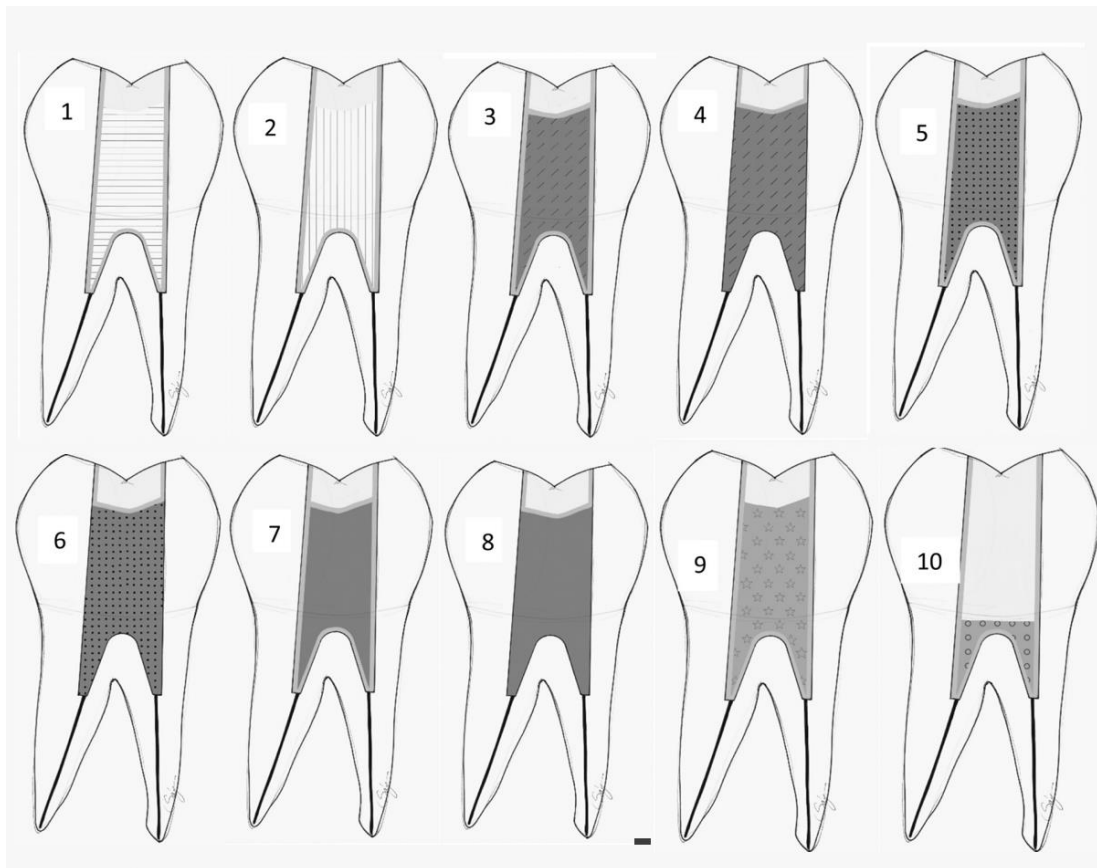
6. csoport: Az adhezív előkezelés nélküli kavitások dentin pótlása az 5. csoportban leírt módon történt, RMGIC anyaggal (Fuji II LC). Az ezt követő adhezív kezelés és a rágófelszín helyreállítása a 4. csoportban leírtak szerint történt.

7. csoport: Az üregeket a rágófelszíntől számított 1,5-2 mm-es apikális távolságig üvegionomer restauratív anyaggal (EQUIA Forte; GC Europe) töltöttük fel, bulk-fill technikával, a gyártói utasításoknak megfelelően. A kavitás további részeit a 3. csoporttal megegyezően restauráltuk.

8. csoport: Az adhezív előkezelés nélküli kavitások dentinpótlása a 7. csoportban leírt módon történt üvegionomer restauratív anyaggal (EQUIA Forte; GC Europe). Az ezt követő adhezív kezelés és a rágófelszín helyreállítása a 4. csoportban leírtak szerint történt.

9. csoport: A kavitásokat duál kötésű kompozit csomkfelépítő anyaggal (Gradia Core) töltöttük fel, bulk-fill technikával. A csomkfelépítő anyagot 40 másodpercig fotopolimerizáltuk. A rágófelszínt az 1. csoportban leírtak szerint restauráltuk.

10. csoport (kontroll): A kavitásokat hagyományos kompozit tömőanyaggal restauráltuk, ferde rétegzéssel. Először a gyökércsatornát töltöttük fel 2 egymást követő horizontális réteg folyékony kompozittal (G-aenial Flow X, GC Europe), rétegenként hozzávetőleg 2 mm vastagságban. A rétegeket egyenként 60 másodpercig világítottuk. Ezt követően hagyományos kompozittal (G-aenial Posterior PJ-E) ferdén rétegezve építettük fel a kavitást. A rétegeket egyenként 40 másodpercig polimerizáltuk, kivéve a rágófelszíni réteget, amely 20 másodperc polimerizációban részesült.



24. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus bemutatása. A csoportok részletes összetétele fentebb található.

A restaurátumok finírozása és polírozása az III.3. alatt leírt eljárás szerint történt. A mechanikai tesztelés során a fogakat ciklikus izometrikus terhelésnek vetettük alá, összesen 40000 cikluson keresztül, 1600 N maximális erővel. A tesztelési lépcsőfokok között a terhelési érték 200 N-nal növekedett. Az eltört mintákat törésmintázat-analízisnek vetettük alá.

III.11. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott moláris fogak helyreállítására alkalmazott különböző szálerősített, csücsökborítással járó és anélküli restauratív technikák mechanikai összehasonlítása

A vizsgálat célja az volt, hogy összehasonlítsa a gyökérkezelt MOD kavitással rendelkező moláris fogak helyreállítására alkalmazott, szálerősítéssel járó és anélküli csücsökborítás hatását, a restaurált fogak fáradásos töréssel szembeni ellenállására. A beválogatási kritériumoknak megfelelt 120 darab alsó moláris fogba egy képzett operátor II. osztályú MOD kavitásokat preparált. A kavitásmélység 5 mm volt, míg a bukkális és lingvális falak vastagsága 3-3 mm, mely dimenziókat az III.2. alatt ismertetett mérési eljárások

segítségével standardizáltuk. A preparációt követően endodonciai hozzáférést alakítottunk és a fogakat gyökerkezeltük az III.10. alatt leírt módon. A gyökértömést követően a guttaperchát a csatornabemenetektől számított 2 mm mélységben visszavágtuk, majd a hozzáférési nyílást Cavit W ideiglenes tömással láttuk el. Ezután az ideiglenes tömést eltávolítottuk és a dentint mindenhol átérdesítettük egy gyémánt fűrő segítségével. A mintákat véletlenszerűen 6 csoportra osztottuk ($n = 20/\text{csoport}$). A 2., 4. és 6. csoportok esetében a csücsköket 2 mm-el redukáltuk. Az unidirekcionális, hosszú rostokkal restaurált csoportok esetében (3.-6. csoport) a bukkális és lingvális falakon egy 3 mm átmérőjű művi perforációt hoztunk létre egy gyémánt mikropreparációs fűrővel (MP 53, Two Striper, Henry Schein Canada Inc., Canada). A gyökércsatorna bemeneteket és a pulpakamra alját üvegeionomer restauratív anyaggal (EQUIA Forte) fedtük, majd Tofflemire matricaszalag felhelyezését követően valamennyi fog adhezív kezelésen esett át az III.3. vizsgálatban leírtaknak megfelelően. Az adhezív réteget 60 másodpercig világítottuk Optilux 501 polimerizációs lámpával, $840 \pm 26,8 \text{ mW/cm}^2$ fényintenzitással. Az adhezív kezelést követően a kavitásokat centripetális töméstechnikával I. osztályú üreggé alakítottuk. Az 1. és 2. csoportok esetében a hiányzó approximális falakat folyékony SFRC anyaggal építettük fel (EverX Flow Dentin Shade) 2 rétegben. A többi csoport esetében az approximális falak felépítése hagyományos kompozittal (G-aenial PA3) történt. Ezt követően a fogakat az alábbi csoportoknak megfelelően restauráltuk (25. ábra):

1. csoport (kontroll): A kavitásokban a hiányzó dentint 2 darab 4-5 mm vastag réteg folyékony SFRC tömőanyaggal (EverX Flow Bulk Shade) pótoltuk. Az rágófelszínnek megfelelő okkluzális réteget szintén folyékony SFRC tömőanyaggal (EverX Flow Dentin Shade) pótoltuk.

2. csoport: Az 1. csoportban részletezett módon, folyékony SFRC tömőanyaggal (EverX Flow Bulk Shade) építettük fel a fogat a csücsökredukciók szintjéig. A hiányzó csücsköket ezután magas töltöttségű folyékony kompozittal (G-aenial Universal Injectable A3) építettük vissza, egy szilikon-kulcs segítségével.

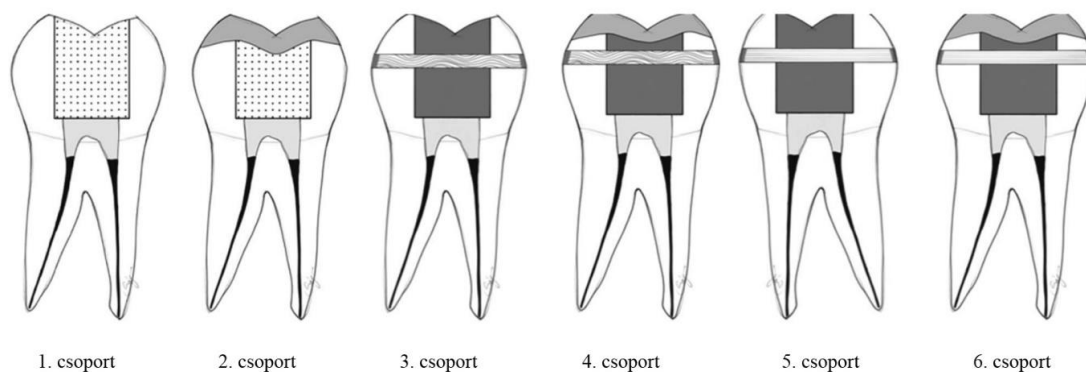
3. csoport: Először egy 1 mm széles polietilén hálót (Ribbond Ultra Orthodontic) helyeztünk az előzetesen preparált perforációkba, a bukkális és lingvális falakon, az III.2. vizsgálatban bemutatott módon. A polietilén hálót az egyik perforációnál kompozit tömőanyag segítségével fixáltuk, majd a hálót egy csipesz segítségével kifeszítve a másik oldalon is rögzítettük. Így a szemben álló falakat egymáshoz „síneltük”. 40 másodperces

fotopolimerizáció után a kavitásokat hagyományos kompozittal (G-aenial Posterior PA3) restauráltuk. Az anyagot ferde rétegzéssel applikáltuk, 2 mm vastag rétegekben. Minden réteget 40 másodpercig világítottunk.

4. csoport: A fogakat a 3. csoportban leírt protokoll szerint restauráltunk a csücsökredukció szintjéig. A csücskök pótlása a 2. csoportban leírtak szerint történt.

5. csoport: Hagományos FRC csapot (FibreKleer, Petron, Orange, CA, USA) készítettünk elő. Az FRC csapot először 30 másodpercig hidrofluorsavval (Porcelain Etch) kezeltük, majd a sav lemosását és a csap szárítását követően szilanizáltuk (Silane, Ultradent), a gyártói utasításoknak megfelelően; ezt követően a bukkális és a lingvális falakon lévő perforációkon átbújtatva, keresztben rögzítettük a fogakban. A csapok rögzítése és a kavitások feltöltése hagyományos kompozittal (G-aenial Posterior PA3) történt, 2 mm-es rétegekben applikálva. A restaurátum elkészülte után az üvegszálcsap kilógó részeit egy gyémántkorong segítségével levágtuk, majd kompozit tömőanyaggal fedtük.

6. csoport: A kavitásokat az 5. csoportban leírt protokoll szerint restauráltuk a csücsökredukció szintjéig. A csücsköket a 2. csoportnál leírt módon pótoltuk.



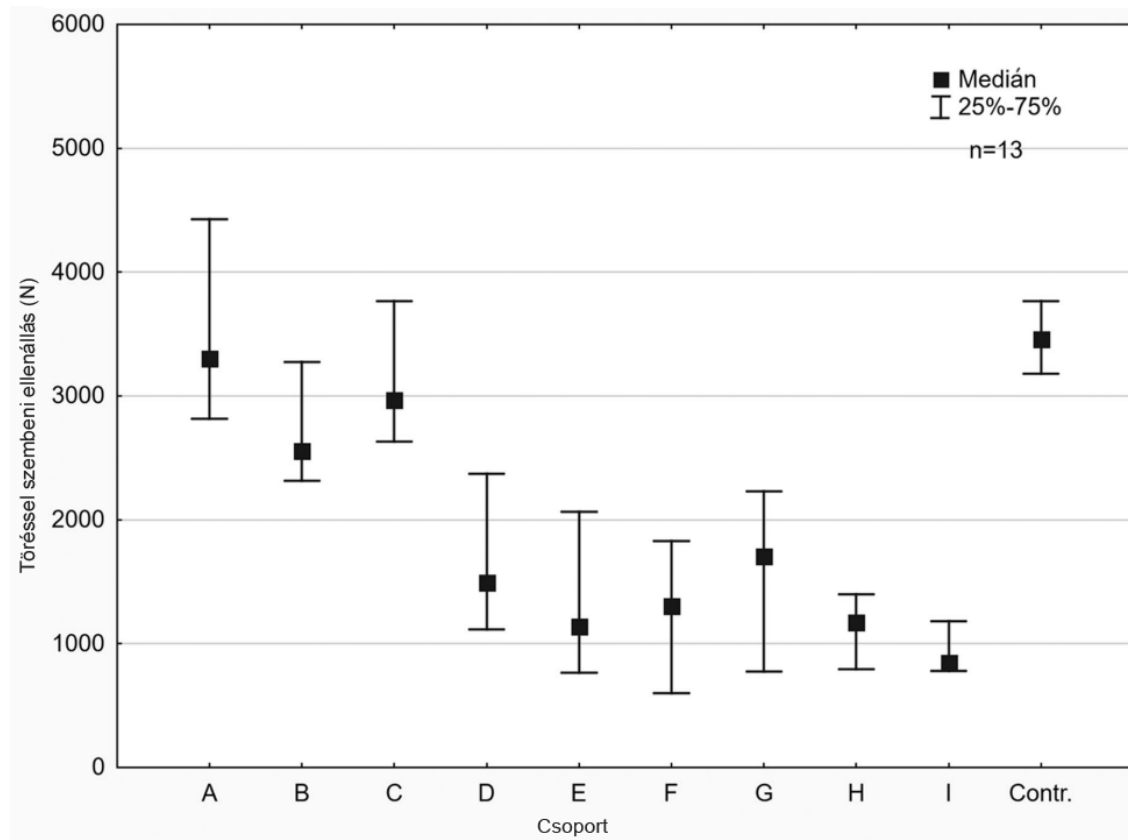
25. ábra: A vizsgálati csoportok sematikus ábrái. 1. csoport: SFRC flow, 2. csoport: SFRC dentin mag + kompozit fedés csücsökborítással, 3. csoport: kompozit tömőanyag + polietilén hálóval történt transzkoronális sínezés, 4. csoport: kompozit tömőanyag + polietilén hálóval történt transzkoronális sínezés, csücsökborítással, 5. csoport: kompozit tömőanyag + üvegszálcsappal történt transzkoronális sínezés, 6. csoport: kompozit tömőanyag + üvegszálcsappal történt transzkoronális sínezés, csücsökborítással.

A restaurátumok finírozása és polírozása az III.3. alatt leírtakkal megegyezően történt. A minták beágyazását követően azokat dinamikus mechanikai tesztelésnek vetettük alá. Ciklikus izometrikus terhelés során, összesen 40000 cikluson keresztül terheltük a fogakat, 1600 N maximális erővel. A tesztelési lépcsőfokok között a terhelési érték 200 N-nal nőtt. Az eltört mintákon törésmintázat-analízist végeztünk.

IV. Eredmények

IV.1. Különböző méretű MOD kavitásokkal rendelkező, majd kompozittal restaurált moláris fogak töréssel szembeni ellenállóságának vizsgálata

A csoportok töréssel szembeni ellenállásának mediánértékeit a 26. ábra foglalja össze.



26. ábra: A tesztelt csoportok töréssel szembeni ellenállásának mediánértékei a 25%-os és 75%-os percentilishatárokkal.

Mivel a Kruskal-Wallis teszt szignifikáns eredményt adott, az ahhoz tartozó páronkénti összehasonlításokat is elvégeztük. A páronkénti tesztek szignifikáns különbséget mutattak a kontrollcsoport és az összes 5, illetve 7 mm mélységű kavitást tartalmazó csoport között (D, E, F, G, H, I, $p < 0,05$). A 3 mm mélységű kavitásokat tartalmazó csoportok (A, B, C) nem különböztek szignifikánsan a kontrollcsoporttól. A 3 mm-es csoportok egymástól nem különböztek szignifikánsan, azonban az „A” jelű csoport szignifikánsan különbözött valamennyi 5 és 7 mm mélységű kavitásokat tartalmazó csoporttól (D, E, F, G, H, I, $p < 0,05$). Az 5 és 7 mm mélységű csoportokat egymással összehasonlítva nem tapasztaltunk szignifikáns különbségeket. A páronkénti összehasonlítást az 2. táblázat foglalja össze.

2. táblázat: Kruskal-Wallis ANOVA, post-hoc páronkénti összehasonlítások.

Csoport	A	B	C	D	E	F	G	H	I	Kontroll
A		1,000000	1,000000	0,029247	0,000970	0,002154	0,021271	0,000389	0,000170	1,000000
B	1,000000		1,000000	0,923576	0,072278	0,132891	0,732700	0,035687	0,018728	1,000000
C	1,000000	1,000000		0,300701	0,017307	0,034044	0,231264	0,007930	0,003899	1,000000
D	0,029247	0,923576	0,300701		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	0,008013
E	0,000970	0,072278	0,017307	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	0,000203
F	0,002154	0,132891	0,034044	1,000000	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000	0,000478
G	0,021271	0,732700	0,231264	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000	1,000000	0,005670
H	0,000389	0,035687	0,007930	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000	0,000076
I	0,000170	0,018728	0,003899	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000		0,000032
Kontroll	1,000000	1,000000	1,000000	0,008013	0,000203	0,000478	0,005670	0,000076	0,000032	

IV.2. Különféle szálerősítésű restauratív technikákkal ellátott, nagyméretű MOD kavitással rendelkező moláris fogak törési ellenállásának vizsgálata

Az egyes csoportok esetében mért törési küszöbértékeket a 3. táblázat foglalja össze. A falak transzkoronális sínezése (11. csoport) esetén mutatkozott a legmagasabb töréssel szembeni ellenállás, és ez az érték szignifikánsan magasabb volt, mint az 1.-4., a 7., valamint az intakt fogakat tartalmazó kontrollcsoport értékei.

3. táblázat: Az eredmények leíró statisztikái. Az átlagértékek Newtonban értendők.

Csoport	n	Átlag	SD
1	20	1629,45	503,11
2	20	1746,25	467,50
3	20	1122,20	440,04
4	20	1408,65	314,59
5	20	1925,60	792,69
6	20	2067,30	535,80
7	20	1834,40	578,56
8	20	2022,05	771,41
9	20	2129,25	629,75
10	20	1906,95	538,09
11	20	2484,80	682,90
Kontroll	20	2266,30	601,14

A Tukey HSD post-hoc páronkénti összehasonlítás eredményeit a 4. táblázat foglalja össze. Az 1., 3. és 4. csoportok szignifikánsan alacsonyabb törési küszöbértékeket mutattak, mint az intakt fogak, azaz a kontrollcsoport ($p < 0,05$).

4. táblázat: Páronkénti összehasonlításból kapott szignifikancia mátrix (Tukey HSD). A táblázatban a jobb áttekinthetőség érdekében csak a szignifikáns értékeket tüntettük fel. Az üres cellák a szignifikáns különbség hiányát jelzik.

Csoport	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Kontroll
1	-										0,000	0,033
2		-	0,041								0,005	
3		0,041	-		0,001	0,000	0,009	0,000	0,000	0,002	0,000	0,000
4				-		0,0023		0,049	0,007		0,000	0,000
5			0,001		-							
6			0,000	0,023		-						
7			0,009				-				0,026	
8			0,000	0,049				-				
9			0,000	0,007					-			
10			0,002							-		
11	0,000	0,005	0,000	0,000			0,026				-	
Kontroll	0,033		0,000	0,000								-

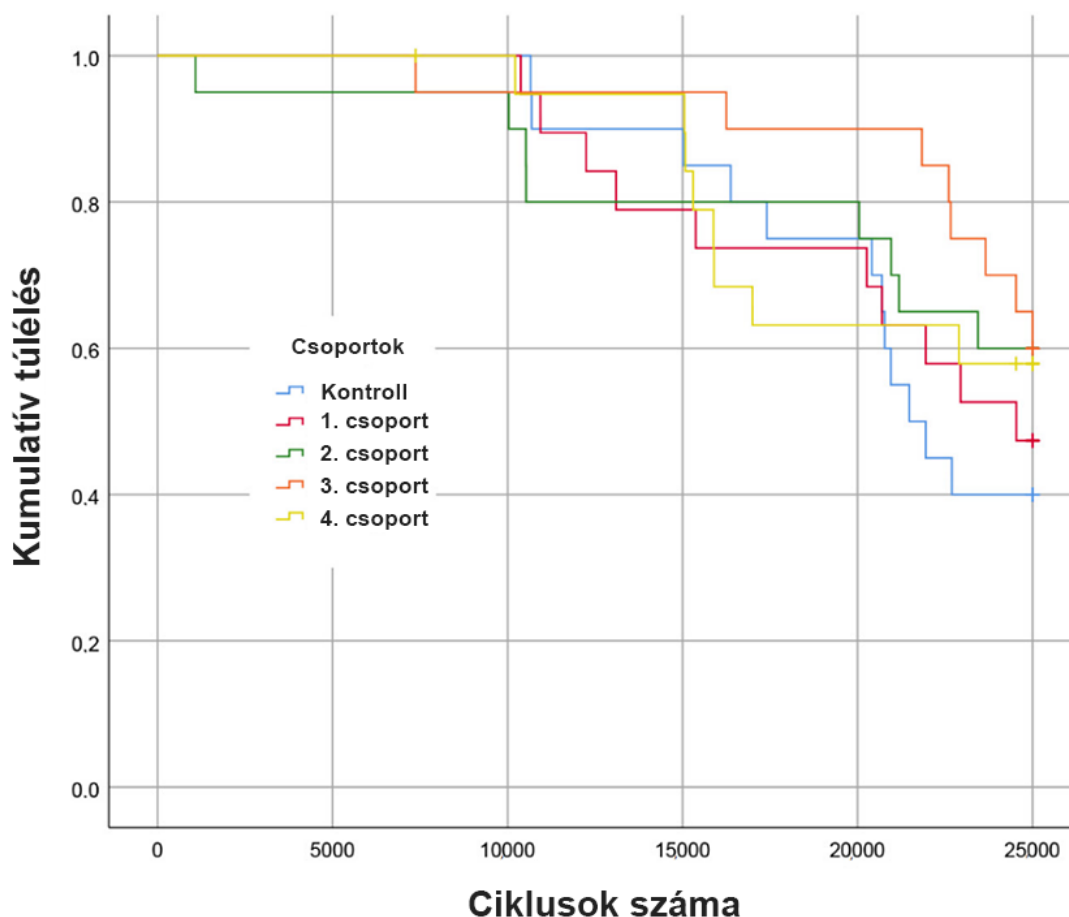
A törésmintázat-elemzés eredményei szerint a szálerősítés típusa és azok elhelyezkedése befolyásolta a kedvező és kedvezőtlen törésmintázatok előfordulási gyakoriságát (5. táblázat). A csak paszta állagú SFRC anyaggal megerősített csoport (2. csoport) mutatott a legmagasabb arányban kedvező törésmintázatot. Kedvezőtlen mintázat a legmagasabb arányban a csak hagyományos kompozitot tartalmazó csoportban (1. csoport) és a transzkoronálisan sínezett csoportban (11. csoport) fordult elő.

5. táblázat: A törésmintázatok gyakorisága százalékban kifejezve, csoportok szerint. n=20/csoport

Csoport	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Kontroll
Kedvező	20%	80%	40%	70%	65%	70%	40%	50%	50%	60%	20%	90%
Kedvezőtlen	80%	20%	60%	30%	30%	30%	60%	50%	50%	40%	80%	10%

IV.3. Rövid üvegszál-megerősítésű restaurátumokkal ellátott nagyméretű MOD kavitások törési viselkedésének vizsgálata

A Kaplan-Meier-féle túlélési görbéket a 27. ábra mutatja be. A 6. táblázatban a csoportok páronkénti összehasonlításának szignifikanciaértékeit ismertetjük.



27. ábra: A töréssel szembeni ellenállás-vizsgálatok Kaplan-Meier- féle túlélési görbéi.

6. táblázat: A vizsgálati csoportok ciklusszámainak páronkénti összehasonlítása a minták eltöréséig vagy a terhelési eljárás végéig (p-értékek, Mantel-Cox teszt)

	Kontroll		1. csoport		2. csoport		3. csoport		4. csoport	
Csoport	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.
Kontroll	-	-	0,077	0,781	0,610	0,435	3,387	0,066	0,257	0,612
1. csoport	0,077	0,781	-	-	0,183	0,669	1,512	0,219	0,181	0,670
2. csoport	0,610	0,435	0,183	0,669	-	-	0,303	0,582	0,006	0,937
3. csoport	3,387	0,066	1,512	0,219	0,303	0,582	-	-	0,529	0,467
4. csoport	0,257	0,612	0,181	0,670	0,006	0,937	0,529	0,467	-	-

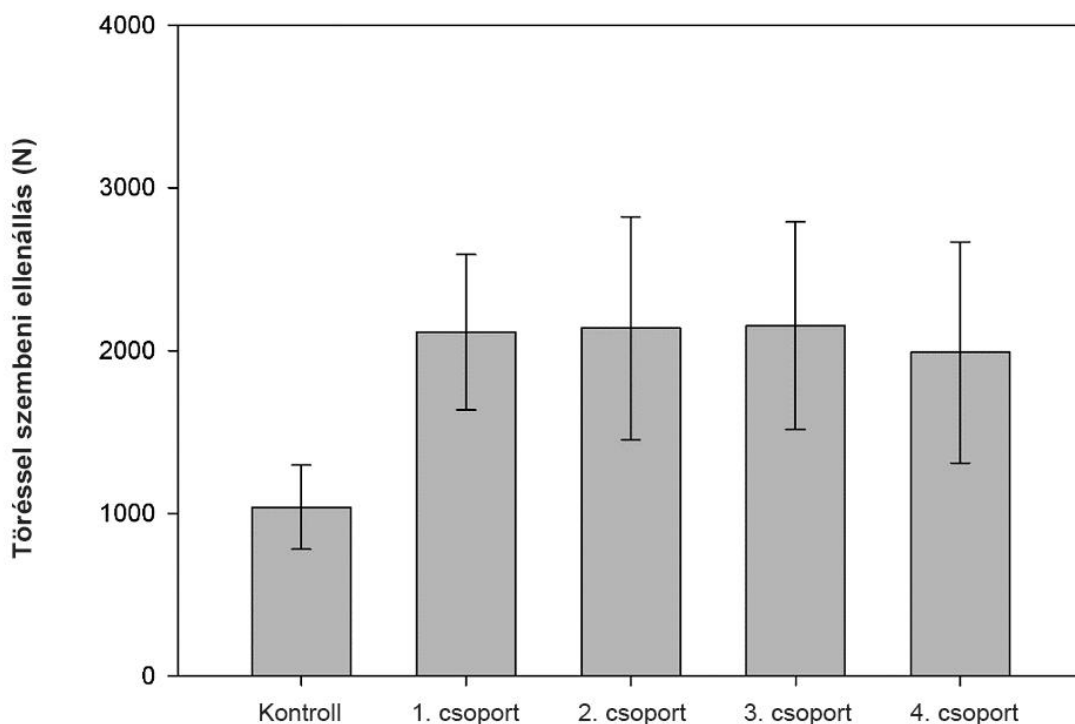
A vizsgálati csoportok túlélése között, ahogyan azt a táblázat is szemlélteti, nem volt szignifikáns különbség.

A törésmintázatra vonatkozó vizsgálat eredményei szerint azok a csoportok, amelyeknél folyékony SFRC anyagot alkalmaztunk, többnyire restaurálható törésmintázatot mutattak. Ezzel szemben a kontrollcsoport (hagyományos kompozittal restaurált fogak) többnyire nem-restaurálható törésmintázattal volt jellemezhető (7. táblázat).

7. táblázat: A törésmintázatok gyakorisága százalékban kifejezve, csoportok szerint (n = 20/csoport).

	Kontroll	1. csoport	2. csoport	3. csoport	4. csoport
Nincs törés	40%	47%	60%	65%	60%
Kedvezőtlen törés	40%	0%	0%	15%	5%
Kedvező törés	20%	53%	40%	20%	35%

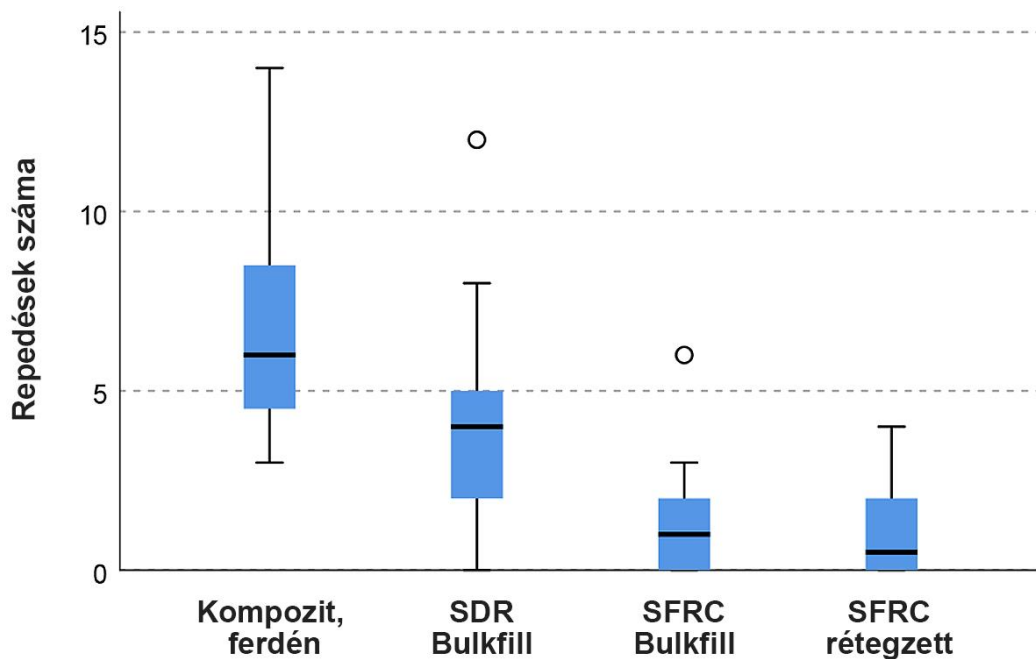
A dinamikus terhelési eljárást követő statikus törési teszt során azt tapasztaltuk, hogy a folyékony SFRC tömőanyaggal restaurált csoportok (1.-4. csoport) szignifikánsan jobban teljesítettek, mint a kontrollcsoport ($p < 0,05$). Az SFRC anyaggal restaurált csoportok között nem volt szignifikáns különbség. A statikus törési teszt eredményeit a 28. ábra foglalja össze.



28. ábra: A statikus törési küszöbértékek átlagértékei és a hozzájuk tartozó standard deviációk.

IV.4. Direkt restauratív technikákkal helyreállított nagyméretű MOD kavitások repedésképződési hajlamának vizsgálata

Ha közvetlenül a restaurátumok elkészülte után vizsgáljuk a kialakult repedések számát, szignifikánsan kevesebb repedés figyelhető meg az SFRC anyaggal restaurált csoportok esetében (1. és 2. csoport), mint a kontrollcsoport esetén ($p < 0,000$). Továbbá, az SFRC anyagot nem tartalmazó csoportokat (3. csoport és kontroll) összehasonlítva nem tapasztaltunk szignifikáns különbséget, ahogy az SFRC anyagot tartalmazó csoportok (1. és 2. csoport) között sem (29. ábra és 8. táblázat).

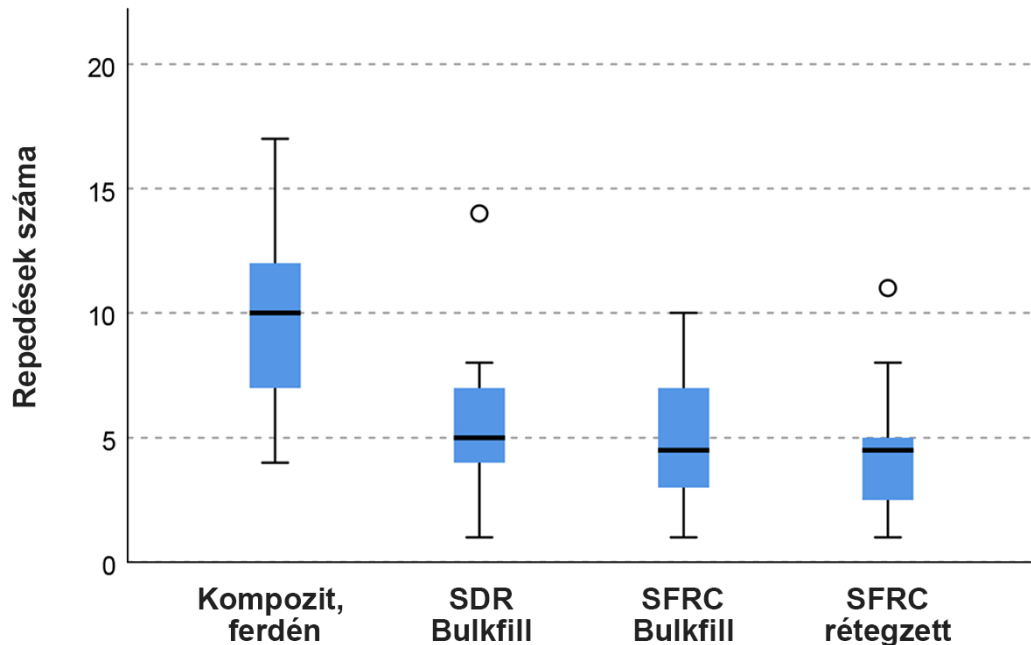


29. ábra: A repedésszámok box-plot diagramjai közvetlenül a restaurátumok elkészülte után. A körök egy-egy extrém értéket jelölnek.

8. táblázat: A szignifikáns eredményű Kruskal-Wallis tesztet követő páronkénti összehasonlítás (Dunn-féle páronkénti z-teszt) eredményei közvetlenül a restaurátumok elkészítése után. A szignifikáns különbséget * jelöli.		
Összehasonlítás	z	Szig. (p)
SFRC rétegzett – SFRC bulk	4,750	1,000
SFRC rétegzett – SDR bulk	26,125	0,002
SFRC rétegzett – kompozit	43,225	0,000
SFRC bulk – SDR bulk	21,375	0,020
SFRC bulk – kompozit	38,475	0,000
SDR bulk - kompozit	17,100	0,113

A restaurátum elkészülte után egy héttel kivétel nélkül minden csoportban szignifikánsan több repedés volt észlelhető (1. csoport: $p < 0,000$, 2. csoport: $p < 0,000$, 3. csoport: $p = 0,001$, kontrollcsoport: $p < 0,000$). A csoportokat egy hét elteltével egymással újra

összevetve azt találtuk, hogy szignifikánsan csak a hagyományos rétegzett kompozittal restaurált csoport (kontrollcsoport) tért el 3 másik csoporttól, míg a többi csoport között a különbség nem volt szignifikáns a repedésszámok tekintetében (30. ábra és 9. táblázat).



30. ábra: A repedésszámok box-plot diagramjai a restaurátumok elkészülte után 1 héttel. A körök egy-egy extrém értéket jelölnek.

9. táblázat: A szignifikáns eredményű Kruskal-Wallis tesztet követő páronkénti összehasonlítás (Dunn-féle páronkénti z-teszt) eredményei a restaurátumok elkészítése után 1 héttel. A szignifikáns különbséget * jelöli.

Összehasonlítás	z	Szig. (p)
SFRC rétegzett – SFRC bulk	4,750	1,000
SFRC rétegzett – SDR bulk	26,125	0,002
SFRC rétegzett – kompozit	43,225	0,000
SFRC bulk – SDR bulk	21,375	0,020
SFRC bulk – kompozit	38,475	0,000
SDR bulk - kompozit	17,100	0,113

IV.5. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott kisőrlő fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata

Az egyes csoportok törési küszöbértékeit a 10. táblázat foglalja össze. A kontrollcsoport (ép fogak) mutatta a legmagasabb töréssel szembeni ellenállást. A restaurált csoportok közül az individuálisan, SFRC anyagból rétegzett csappal és csonkfelépítéssel ellátott csoport (Bioblock-technika, 2. csoport) mutatta a legmagasabb töréssel szembeni

ellenállást. A 2. csoportnál mért értékek nem különböztek szignifikánsan a kontrollcsoport értékeitől. A többi csoport esetében a kontrollcsoportéhoz viszonyítva szignifikánsan alacsonyabb törési küszöbértékeket mértünk. A restaurált csoportok között nem mutatkozott szignifikáns különbség.

10. táblázat: A kontrollcsoport és a vizsgálati csoportok törési küszöbértékei, és az egyes vizsgálati csoportok kontrollhoz viszonyított eltérésének szignifikanciája. A törési küszöbértékeket Newtonban adtuk meg.

Csoport	Szig. a kontrollcsoporthoz képest (p, post hoc)	n	Minimum	Maximum	Átlag	SD
Kontroll	-	12	605,85	1205,83	922,34	189,21
1. csoport	0,005	12	208,28	802,61	501,30	186,65
2. csoport	1,000	12	352,85	1171,19	727,98	287,37
3. csoport	0,009	12	123,59	865,93	511,61	225,20
4. csoport	0,005	12	216,67	748,44	456,24	189,75
5. csoport	0,023	12	303,64	682,83	536,35	126,41

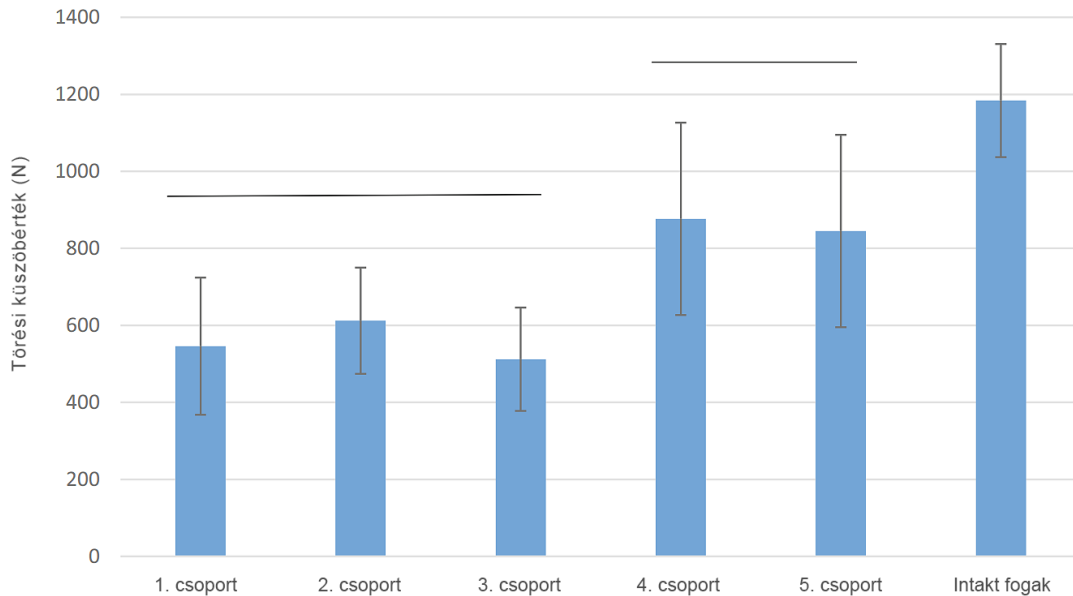
A törésmintázatok tekintetében a 2., 3., 4. és 5. csoportok megegyezően teljesítettek (11. táblázat). Kizárólag a kontroll és az 1. csoport mutattak többségében restaurálható törésmintázatot.

11. táblázat: A törésmintázat-típusok eloszlása csoportok szerint, a megfigyelések százalékában kifejezve.

Csoport	Kontroll	1	2	3	4	5
Kedvező	66%	58%	33%	33%	33%	33%
Kedvezőtlen	33%	42%	66%	66%	66%	66%

IV.6. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorés-képződési vizsgálattal

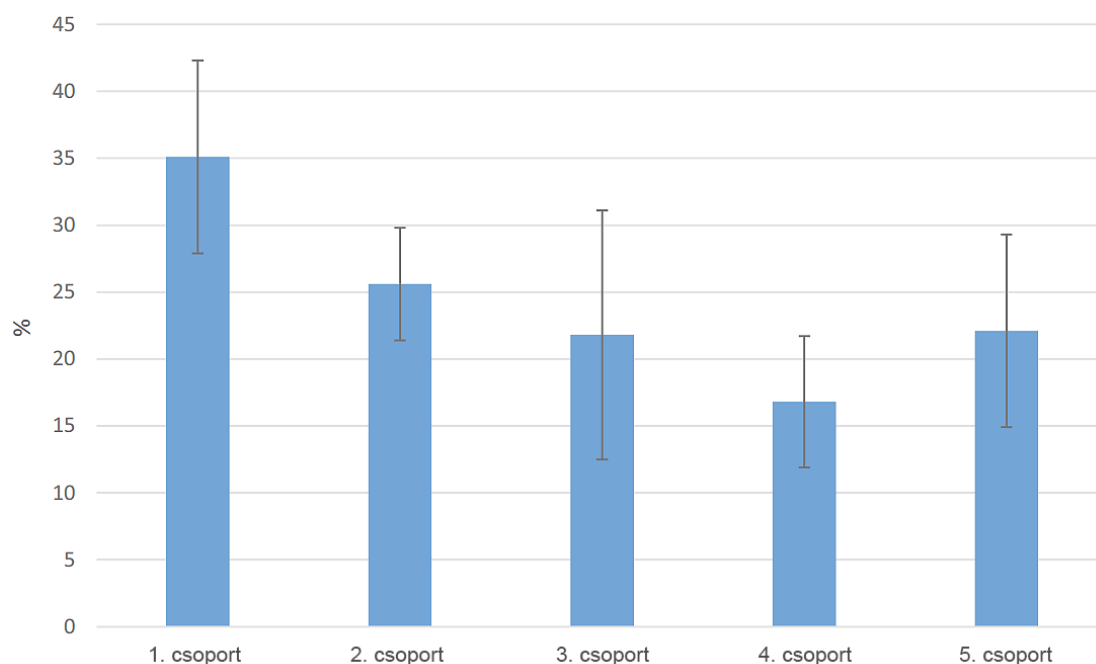
A törési küszöbértékeket a 31. ábra foglalja össze. A kontrollcsoport (intakt fogak) mutatta a legmagasabb töréssel szembeni ellenállást (1183,9 N) és szignifikánsan jobban teljesített valamennyi restaurált csoportnál ($p < 0,05$). Paszta állagú SFRC tömőanyag applikálása a gyökércsatornában (4. és 5. csoport) szignifikánsan magasabb töréssel szembeni ellenállást eredményezett a többi vizsgálati csoportéhoz képest ($p < 0,05$).



31. ábra: Az átlagos törési küszöbértékek (N) és standard deviációjuk. Az oszlopok felett elhelyezkedő vízszintes vonalak azokat a csoportokat jelölik, amelyek nem különböznek egymástól szignifikánsan.

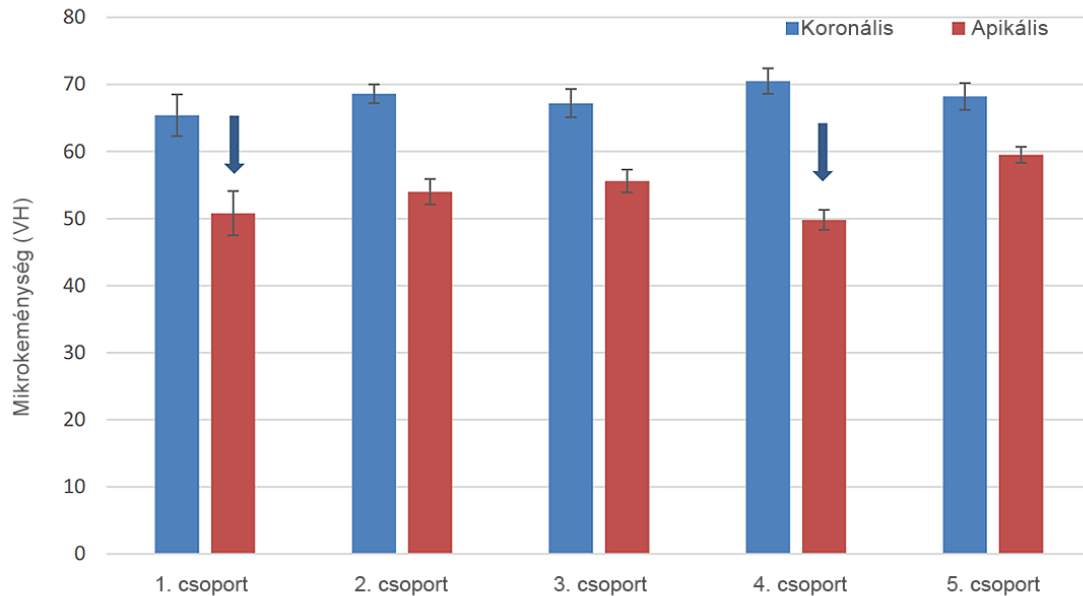
Törésmintázatot tekintve, azok a csoportok, ahol SFRC anyagot alkalmaztunk, akár a gyökércsatornában (4-5. csoport), akár csak a koronai kavitásban (2. csoport), illetve, ahol elasztikus FRC csapot alkalmaztunk (3. csoport), többnyire kedvező törésmintázatot mutattak. Az 1. csoport esetében, ahol csak hagyományos FRC csapot alkalmaztunk, többnyire kedvezőtlen töréseket tapasztaltunk.

A csap/SFRC/ragasztó, valamint a gyökércsatorna fala találkozásánál kialakuló mikroréseknek a teljes interfészhez viszonyított kiterjedését a 32. ábra foglalja össze. Az adatok szerint a Bioblock-technika (4. csoport) kisebb mikrorés képződést (16,8%) mutatott, mint a többi vizsgálati csoport. A csak hagyományos FRC csapot tartalmazó csoport (1. csoport) fogai mutatták a legmagasabb mikrorés képződést (35,1%).



32. ábra: A teljes fog - csap/csonkfelépítés interfész százalékában kifejezett mikrorés képződés átlagos mértéke csoportonként és standard deviációjuk.

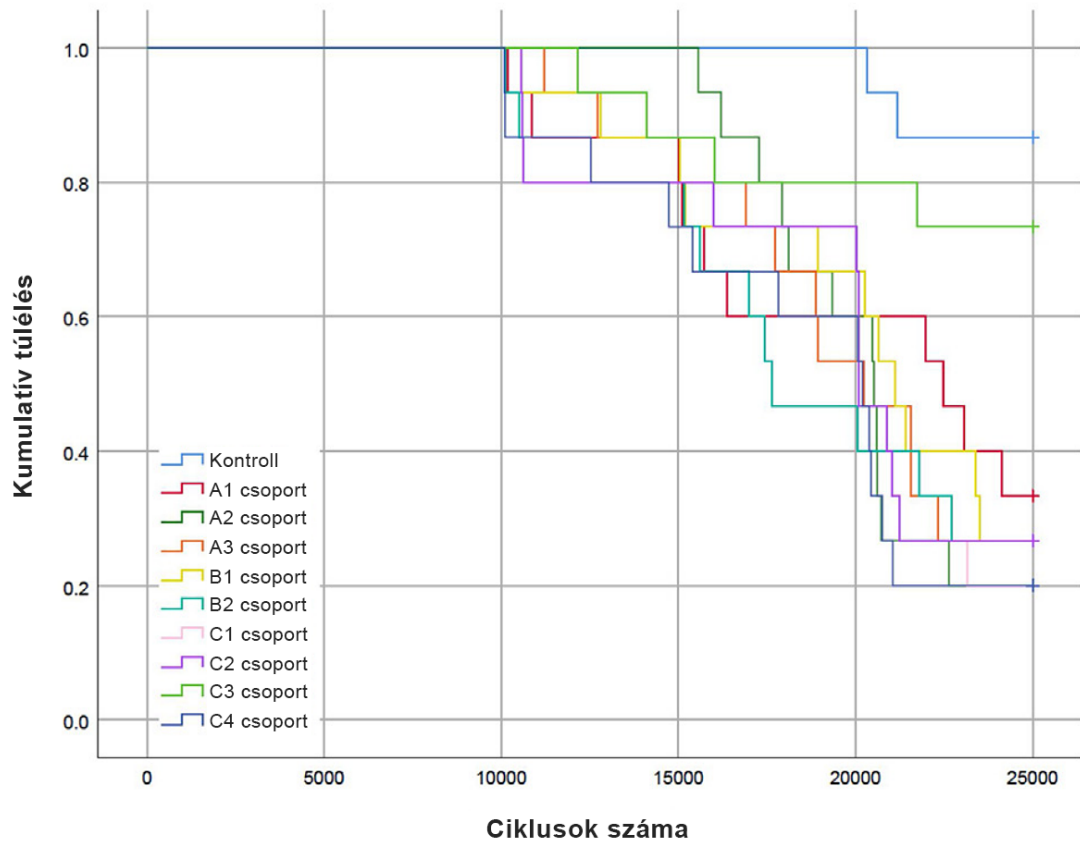
A gyökércsatorna apikális területén alkalmazott anyagok mikrokeményiség- vizsgálata az 5. csoport esetében igazolta a legmagasabb mikrokeményiség értéket (59,5 VH), és szintén ezt a csoportot jellemezte a legkisebb különbség a gyökércsatorna apikális és koronális harmada között (33. ábra).



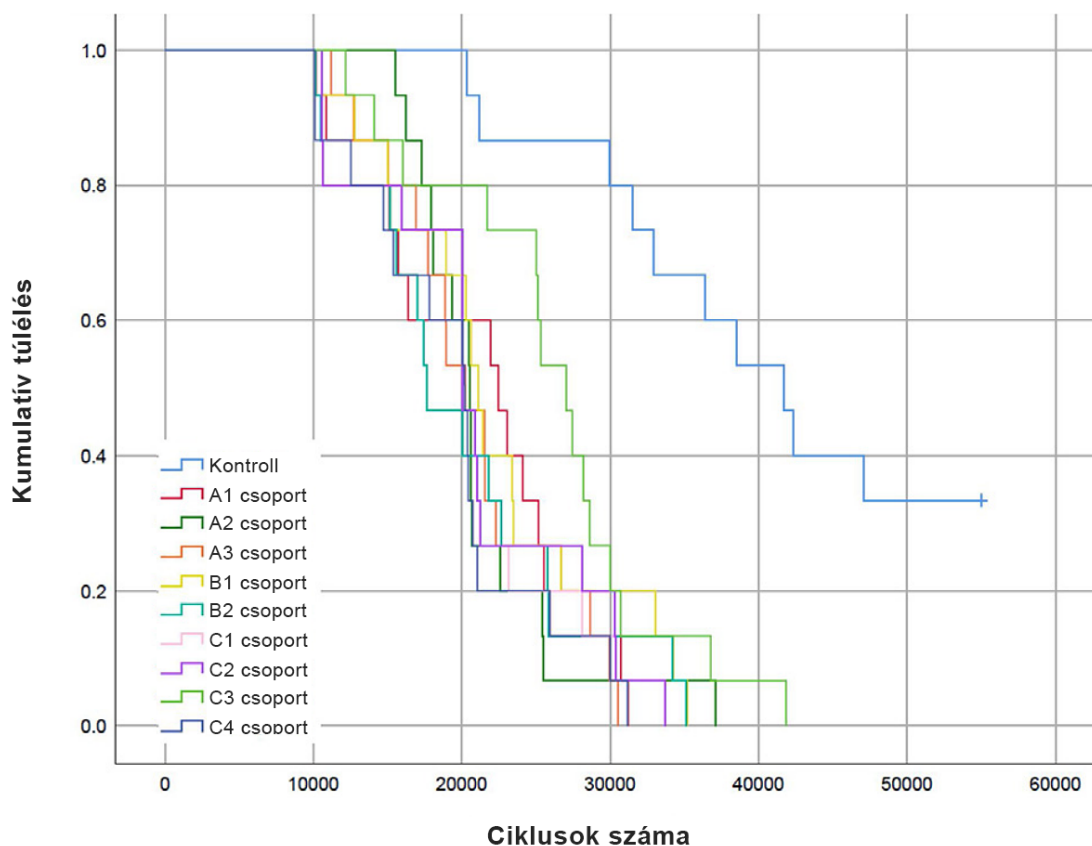
33. ábra: Kompozit anyagok mikrokeménység (VH) értékei a gyökércsatorna koronális és apikális harmadában. Az oszlopok felett elhelyezkedő nyilak azt jelzik, hogy az apikális mikrokeménység a koronális érték 80%-a alá esett.

IV.7. Gyökérkezelt II. osztályú MO kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata, a gyökércsatornában alkalmazott anyagok keménységének vizsgálatával és mikrorés-képződési vizsgálattal

A normál (100-500 N) és a parafunkciós (600-1000 N) rágóerőket szimuláló dinamikus terhelés eredményeiből készült Kaplan-Meier túlélési görbék a 35. és 36. ábrákon láthatóak. A 12. táblázat összegzi a normál rágóerőket szimuláló terhelési eredmények alapján készített páronkénti összehasonlítások eredményét, míg a parafunkciót szimuláló terhelési eredményekből készített páronkénti összehasonlítás a 13. táblázatban látható. A normál rágóerőket szimuláló terhelés során a C3 csoport nem különbözött szignifikánsan az A1, valamint a kontroll (intakt fogak) csoporttól. A többi csoport szignifikánsan alacsonyabb túlélést mutatott ($p < 0,05$). Az első terhelést túlélő fogakat ($n = 54$) ezután parafunkciót szimuláló magasabb dinamikus terhelésnek vetettük alá, amely során a kontrollcsoport szignifikánsan magasabb túlélést mutatott valamennyi vizsgálati csoportnál ($p < 0,05$). A különböző restauratív technikákkal helyreállított csoportok a parafunkciókat szimuláló dinamikus terhelés esetén egymástól nem különböztek szignifikánsan túlélés tekintetében.



34. ábra: Az egyes vizsgálati csoportok Kaplan-Meier-féle túlélési görbéi a normál rágóerőket szimuláló terhelési teszt során. A terhelés mértéke 100-500 N volt.



35. ábra: Az egyes vizsgálati csoportok Kaplan-Meier-féle túlélési görbéi a parafunkciós rágóerőket szimuláló terhelési teszt során. A terhelés mértéke 600-1000 N volt.

A törésmintázat tekintetében valamennyi vizsgálati csoport többnyire kedvezőtlen törésmintázatot mutatott, míg a kontrollcsoport fogai esetében szinte kizárólag kedvező, restaurálható töréseket figyeltünk meg (14. táblázat).

12. táblázat: A páronkénti Mantel-Cox post-hoc összehasonlítások p-értékei, normál rágóerőket szimuláló 100-500 N erők alkalmazása esetén.

Csoport	A1		A2		A3		B1		B2		C1		C2		C3		C4		Kontroll	
	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p
A1			0,028	0,866	0,074	0,785	0,053	0,818	0,370	0,543	0,448	0,503	0,276	0,600	3,252	0,071	1,099	0,294	8,658	0,003
A2	0,028	0,866			0,035	0,852	0,126	0,723	0,736	0,391	0,007	0,934	0,000	0,983	4,509	0,034	0,918	0,338	13,778	0,000
A3	0,074	0,785	0,035	0,852			0,085	0,770	0,367	0,545	0,097	0,755	0,053	0,819	4,305	0,038	0,471	0,493	11,571	0,001
B1	0,053	0,818	0,126	0,723	0,085	0,770			0,419	0,517	0,416	0,519	0,230	0,631	4,294	0,038	1,134	0,287	10,864	0,001
B2	0,370	0,543	0,736	0,391	0,000	0,545	0,419	0,517			0,229	0,632	0,318	0,573	5,080	0,024	0,004	0,950	12,320	0,000
C1	0,448	0,503	0,007	0,934	0,471	0,755	0,416	0,519	0,229	0,632			0,007	0,934	6,367	0,012	0,247	0,619	14,155	0,000
C2	0,276	0,600	0,000	0,983	0,735	0,819	0,230	0,631	0,318	0,573	0,007	0,934			5,312	0,021	0,315	0,575	12,320	0,000
C3	3,252	0,071	4,509	0,034	0,140	0,038	4,294	0,038	5,080	0,024	6,367	0,012	5,312	0,021			6,619	0,010	1,019	0,313
C4	1,099	0,294	0,918	0,338	0,121	0,493	1,134	0,287	0,004	0,950	0,247	0,619	0,315	0,575	6,619	0,010			15,017	0,000
Kontroll	8,658	0,003	13,778	0,000	15,059	0,001	10,864	0,001	12,320	0,000	14,155	0,000	12,320	0,000	1,019	0,313	15,017	0,000		

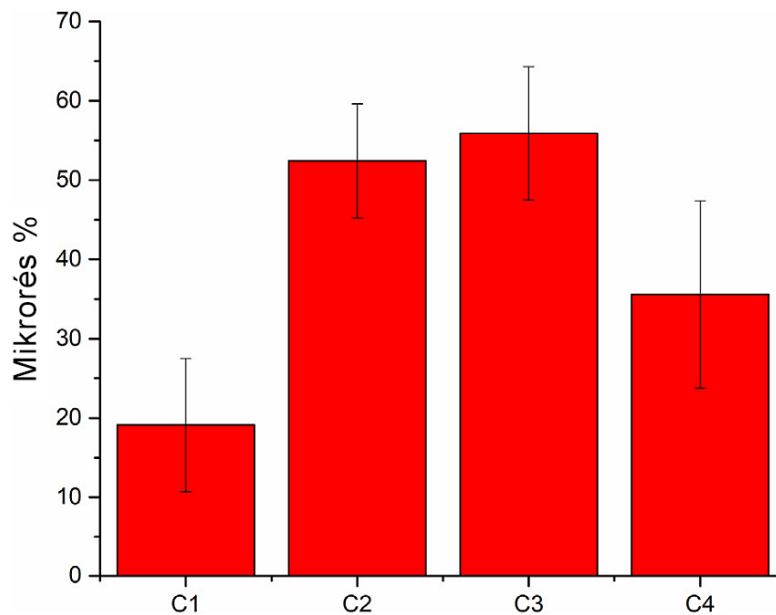
13. táblázat: A páronkénti Mantel-Cox post-hoc összehasonlítások p-értékei, normál rágóerőket szimuláló 600-1000 N erők alkalmazása esetén.

Csoport	A1		A2		A3		B1		B2		C1		C2		C3		C4		Kontroll	
	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p	χ^2	p
A1			0,022	0,0881	0,235	0,628	3,938	0,047	0,928	0,336	1,000	0,317	0,928	0,336	0,029	0,866	0,184	0,668	17,069	0,000
A2	0,022	0,881			0,533	0,465	0,533	0,465	0,533	0,465	0,429	0,513	0,533	0,465	0,006	0,938	0,429	0,513	8,008	0,005
A3	0,235	0,628	0,533	0,465			1,391	0,238	0,000	1,000	0,471	0,493	0,735	0,391	0,140	0,708	0,121	0,728	15,059	0,000
B1	3,938	0,047	0,533	0,465	1,391	0,238			0,735	0,391	0,500	0,480	0,750	0,386	0,973	0,324	2,207	0,137	5,255	0,022
B2	0,928	0,336	0,533	0,465	0,000	1,000	0,735	0,391			0,000	1,000	0,000	1,000	0,065	0,799	0,000	1,000	8,290	0,004
C1	1,000	0,317	0,429	0,513	0,471	0,493	0,500	0,480	0,000	1,000			0,032	0,858	0,624	0,430	0,409	0,522	7,877	0,005
C2	0,928	0,336	0,533	0,465	0,735	0,391	0,750	0,386	0,000	1,000	0,032	0,858			0,952	0,329	0,500	0,480	9,587	0,002
C3	0,029	0,866	0,006	0,938	0,140	0,708	0,973	0,324	0,065	0,799	0,624	0,430	0,952	0,329			0,137	0,712	14,569	0,000
C4	0,184	0,668	0,429	0,513	0,121	0,728	2,207	0,137	0,000	1,000	0,409	0,522	0,500	0,480	0,137	0,712			12,129	0,000
Kontroll	17,069	0,000	8,008	0,005	15,059	0,000	5,255	0,022	8,290	0,004	7,877	0,005	9,587	0,002	14,569	0,000	12,129	0,000		

14. táblázat: A törésmintázatok gyakorisága százalékban kifejezve, csoportok szerint. n=15/csoport

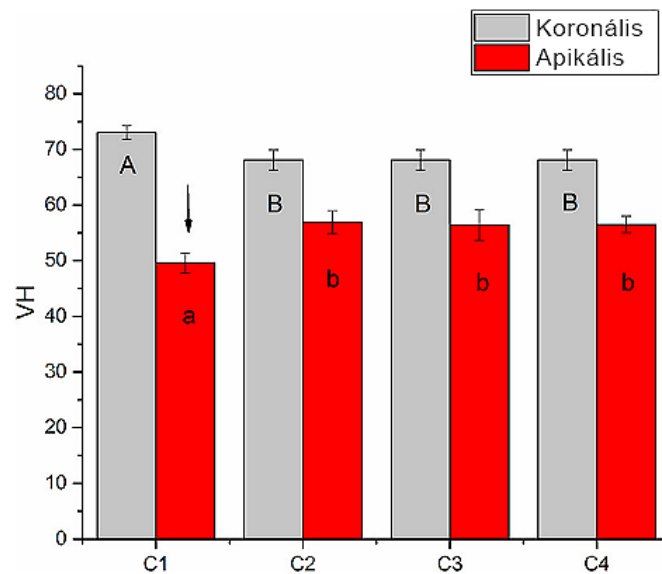
Csoport	A1	A2	A3	B1	B2	C1	C2	C3	C4	Kontroll
Kedvező	7%	20%	13%	7%	0%	7%	0%	0%	0%	80%
Kedvezőtlen	93%	80%	87%	93%	100%	93%	100%	100%	100%	20%

A csap/SFRC, valamint a gyökércsatorna fala találkozásánál kialakuló mikrorések vizsgálata során (C1-C4 csoportok) a Bioblock-technika (C1 csoport) esetében találtuk a legkisebb mikrorés képződést (19,1%). A legnagyobb mértékben a C3-as csoportban képződtek mikrorések (55,9%) (36. ábra).



36. ábra: Átlagos mikrorésképződés és az átlagértékek standard deviációja a vizsgált csoportoknál.

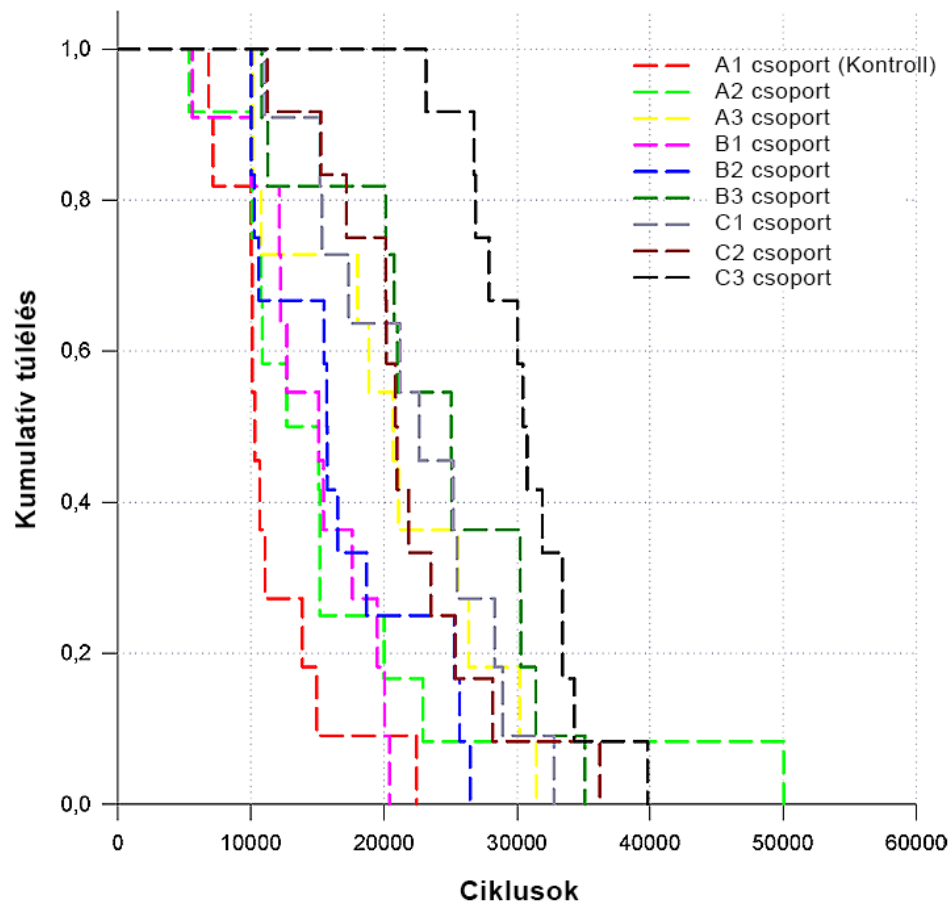
A paszta állagú és folyékony SFRC anyagok mikrokeménység-vizsgálata során a folyékony SFRC (C2-C4) a paszta állagú anyaghoz képest (C1 csoport) magasabb mikrokeménységet mutatott az apikális területen (56,9 VH), illetve a folyékony SFRC esetében a koronális és apikális területek keménysége között is kisebb volt az eltérés (37. ábra).



37. ábra: Mikrokeménység (VH) átlagértékek a koronális és apikális vizsgálati pontoknál. A lefelé mutató nyíl azt jelzi, hogy az apikális mikrokeménység a koronális érték 80%-a alá esett.

IV.8. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt és indirekt restauratív technikák mechanikai vizsgálata

A dinamikus terhelés eredményei alapján készült Kaplan-Meier túlélési görbéket a 39. ábrán mutatjuk be. A C3 jelű csoport mutatta a legmagasabb túlélést, míg az A1 csoport (hagyományos kompozit tömés, kontroll) a legalacsonyabbat. A C3 csoport szignifikánsan jobban teljesített a többi vizsgálati csoporthoz képest ($p < 0,05$). A kontrollcsoport (A1) nem különbözött szignifikánsan a B1 és A2 csoportoktól. A többi vizsgálati csoport szignifikánsan jobban teljesített a kontrollcsoportnál ($p < 0,05$). A B3 csoport szignifikánsan magasabb túlélést mutatott, mint a kontroll, ill. az A2, B1 és B2 csoportok ($p < 0,05$), azonban nem különbözött szignifikánsan az A3, C1 és C2 csoportoktól. A 15. táblázat tartalmazza a csoportok közötti összehasonlításokból származó p-értékeket.



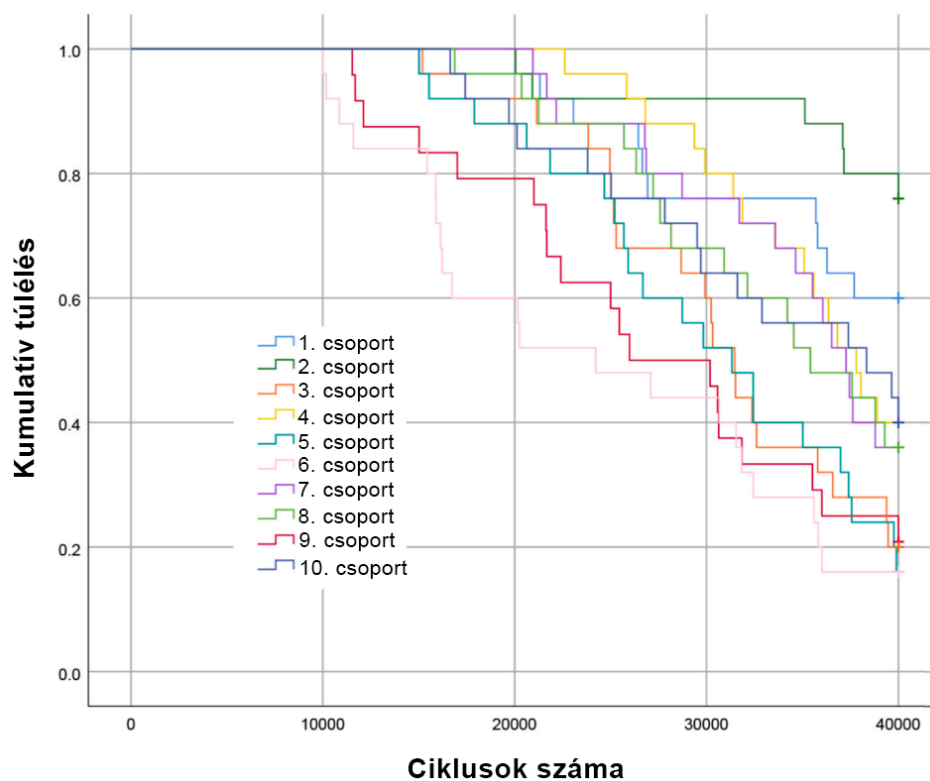
38. ábra: Kaplan-Meier túlélési görbék

15. táblázat: A páronkénti Mantel-Cox post-hoc összehasonlítások p-értékei

Csoport	A1 (kontroll)		A2		A3		B1		B2		B3		C1		C2		C3	
	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.
A1			2,235	0,135	7,647	0,006	3,142	0,076	4,084	0,043	12,672	0,000	13,956	0,000	14,402	0,000	22,000	0,000
A2	2,235	0,135			2,580	0,108	0,093	0,760	0,653	0,419	6,048	0,014	6,724	0,010	7,337	0,007	14,371	0,000
A3	7,647	0,006	2,580	0,108			3,384	0,066	1,828	0,176	1,317	0,251	0,308	0,579	0,136	0,713	11,951	0,001
B1	3,142	0,076	0,093	0,760	3,384	0,066			0,305	0,581	8,270	0,004	6,488	0,011	9,004	0,003	22,000	0,000
B2	4,084	0,043	0,653	0,419	1,828	0,176	0,305	0,581			4,762	0,029	2,769	0,096	3,525	0,060	19,714	0,000
B3	12,672	0,000	6,048	0,014	1,317	0,251	8,270	0,004	4,762	0,029			0,129	0,720	0,634	0,426	5,263	0,022
C1	13,956	0,000	6,724	0,010	0,308	0,579	6,488	0,011	2,769	0,096	0,129	0,720			0,183	0,669	9,899	0,002
C2	14,402	0,000	7,337	0,007	0,136	0,713	9,004	0,003	3,525	0,060	0,634	0,426	0,183	0,669			11,491	0,001
C3	22,000	0,000	14,371	0,000	11,951	0,001	22,000	0,000	19,714	0,000	5,263	0,022	9,899	0,002	11,491	0,001		

IV.9. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott moláris fogak restaurálására alkalmazott különböző direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata

A dinamikus terhelési vizsgálat eredményeiből készített Kaplan-Meier túlélési görbéket a 40. ábrán mutatjuk be. A csoportközi összehasonlítások p-értékei a 16. táblázatban találhatóak. A 2. csoport (folyékony SFRC) szignifikánsan magasabb túlélést mutatott mindegyik csoportnál ($p < 0,05$), kivéve az 1. csoportot (paszta állagú SFRC). A kontrollcsoport (10. csoport, hagyományos kompozit tömés) szignifikánsan magasabb túlélést mutatott, mint a 6. csoport (RMGIC adhezív nélkül, $p = 0,005$), ugyanakkor szignifikánsan rosszabbul teljesített, mint a 2. csoport ($p = 0,008$). A többi vizsgálati csoport nem különbözött szignifikánsan a kontrollcsoporttól. A 4. csoport (FRGIC adhezív nélkül) szignifikánsan jobban teljesített, mint a 3. csoport (FRGIC, adhezív előkezeléssel, $p = 0,025$), 5. csoport (RMGIC adhezívvel, $p = 0,013$), 6. csoport (RMGIC adhezív nélkül, $p = 0,000$) és 9. csoport (duál kötésű kompozit, $p = 0,003$).



39. ábra: Kaplan-Meier túlélési görbék.

16. táblázat: A páronkénti Mantel-Cox post-hoc összehasonlítások p-értékei

Csoport	1. csoport		2. csoport		3. csoport		4. csoport		5. csoport		6. csoport		7. csoport		8. csoport		9. csoport		10. csoport	
	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.	χ^2	Szig.
1			1,727	0,189	6,096	0,014	0,604	0,437	7,590	0,006	13,549	0,000	1,326	0,250	2,019	0,155	9,607	0,002	1,470	0,225
2	1,727	0,189			16,383	0,000	6,346	0,012	18,207	0,000	23,617	0,000	7,394	0,007	8,401	0,004	17,371	0,000	7,142	0,008
3	6,096	0,014	16,383	0,000			5,039	0,025	0,034	0,854	3,516	0,061	3,228	0,072	1,578	0,209	1,160	0,281	1,420	0,233
4	0,604	0,437	6,346	0,012	5,039	0,025			6,208	0,013	12,490	0,000	0,201	0,654	0,718	0,397	8,633	0,003	0,374	0,541
5	7,590	0,006	18,207	0,000	0,034	0,854	6,208	0,013			2,931	0,087	3,999	0,046	2,368	0,124	0,677	0,411	2,144	0,143
6	13,549	0,000	23,617	0,000	3,516	0,061	12,490	0,000	2,931	0,087			11,257	0,001	8,445	0,004	0,812	0,368	7,977	0,005
7	1,326	0,250	7,394	0,007	3,228	0,072	0,201	0,654	3,999	0,046	11,257	0,001			0,190	0,663	6,281	0,012	0,053	0,819
8	2,019	0,155	8,401	0,004	1,578	0,209	0,718	0,397	2,368	0,124	8,445	0,004	0,190	0,663			4,232	0,040	0,002	0,960
9	9,607	0,002	17,371	0,000	1,160	0,281	8,633	0,003	0,677	0,411	0,812	0,368	6,281	0,012	4,232	0,040			3,540	0,060
10	1,470	0,225	7,142	0,008	1,420	0,233	0,374	0,541	2,144	0,143	7,977	0,005	0,053	0,819	0,002	0,960	3,540	0,060		

A 17. táblázat tartalmazza az egyes csoportok törési terhelési értékeinek leíró statisztikáit.

17. táblázat: A törési terhelés leíró statisztikái és a törési arányok csoportonkénti bontásban. A terhelési értékek Newtonban értendők. n=25/csoport

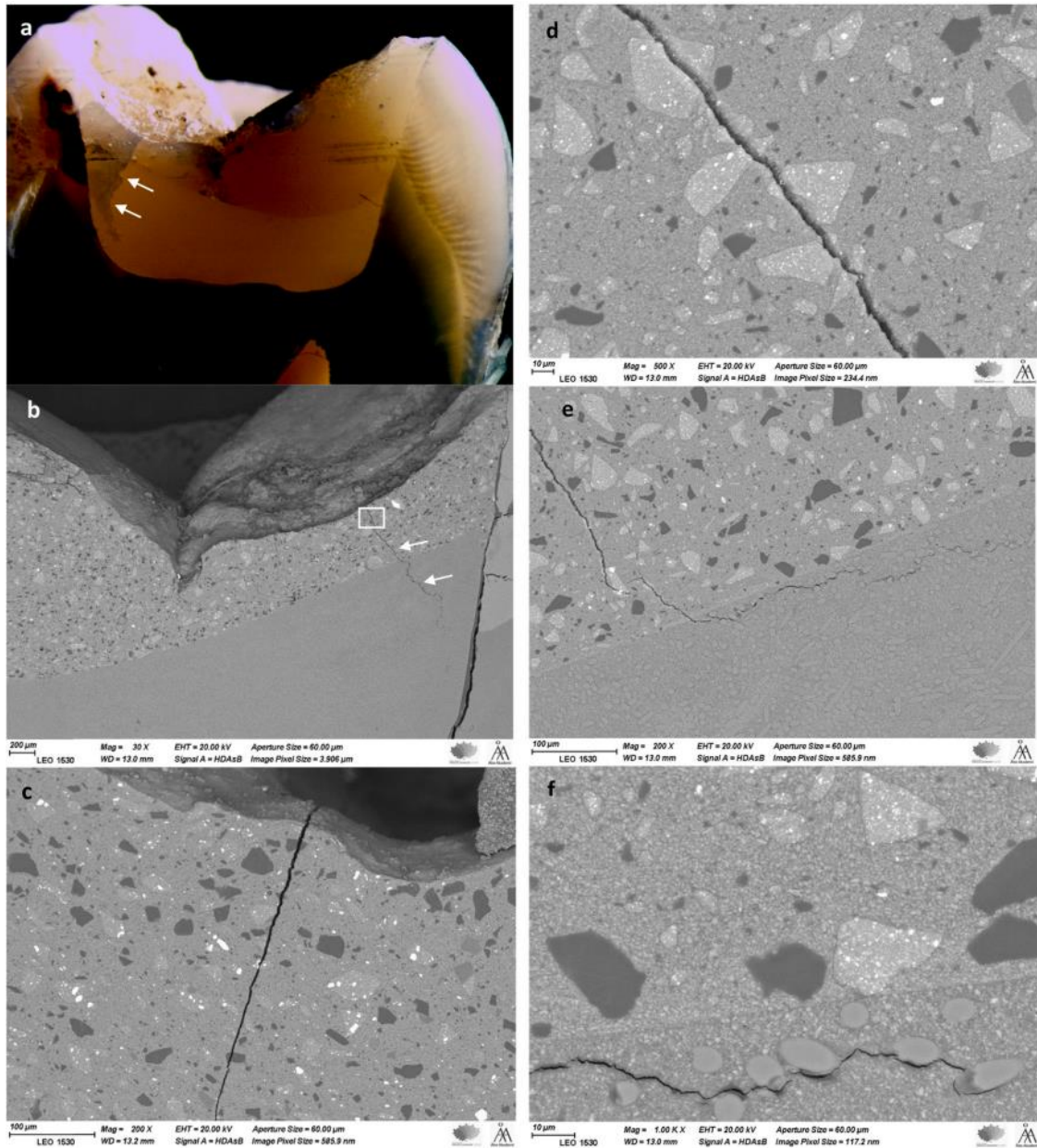
	1. csoport	2. csoport	3. csoport	4. csoport	5. csoport
Törési arány	32%	24%	80%	60%	84%
Átlag	1300	1400	1270	1413	1214
SD	262	310	254	207	377
Medián	1200	1600	1300	1400	1200
Minimum	1000	1000	800	1000	100
Maximum	1600	1600	1600	1600	1600
	6. csoport	7. csoport	8. csoport	9. csoport	10. csoport
Törési arány	84%	84%	64%	76%	60%
Átlag	1057	1375	1238	1105	1227
SD	359	241	473	322	301
Medián	1000	1400	1400	1200	1200
Minimum	600	1000	100	600	800
Maximum	1600	1600	1600	1600	1600

A törésmintázatot tekintve valamennyi vizsgálati csoport többnyire kedvezőtlen törésmintázatot mutatott (18. táblázat). Az 1. és 2. csoport mintái közül ugyanakkor több, mint 60% nem tört el a maximális 40000 ciklus végéig.

18. táblázat: A törésmintázatok gyakorisága százalékban kifejezve a 10 vizsgálati csoportban (n = 25/csoport)

	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
Nem tört el	64%	76%	20%	40%	16%	16%	36%	36%	24%	40%
Kedvezőtlen	36%	24%	68%	56%	72%	80%	64%	60%	64%	48%
Kedvező	0%	0%	12%	4%	12%	4%	0%	4%	12%	12%

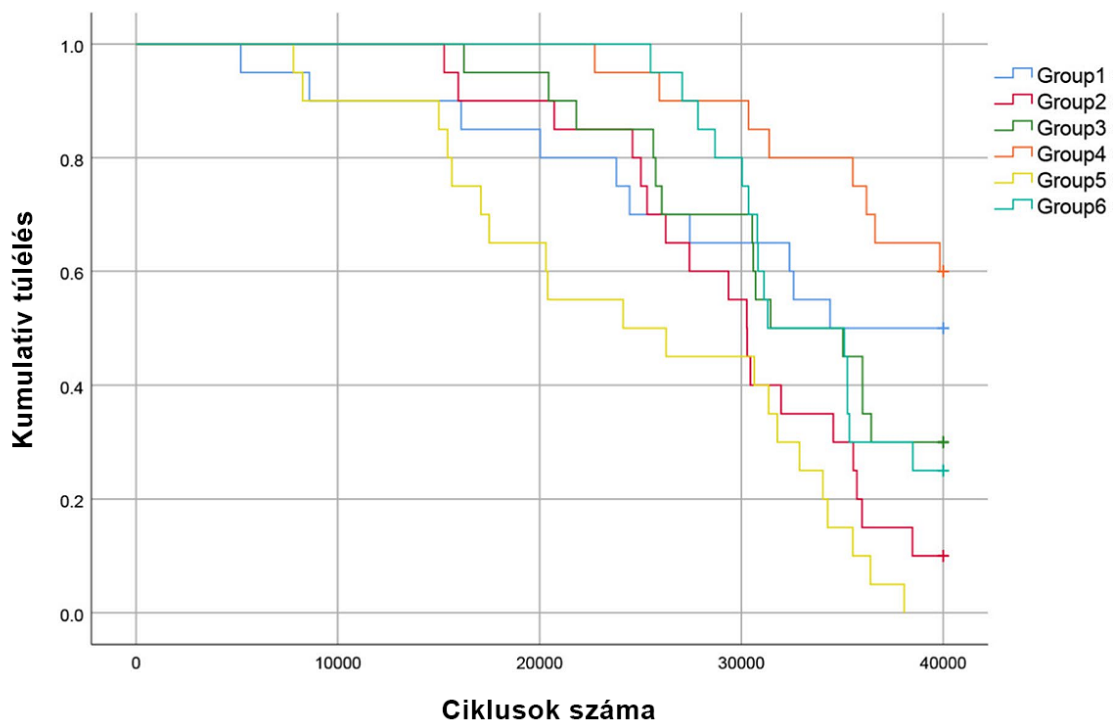
Optikai mikroszkópos és pásztázó elektronmikroszkópos vizsgálattal megállapítottuk, hogy a fáradás következtében létrejövő repedés az okkluzális felszínről indul a dentin pótlásra alkalmazott anyag belseje felé (40. ábra). A 40. ábra d. részén látható ahogy a repedés keresztülhalad a kompozit tömőanyag töltőanyag szemcséin, azonban a 40. ábra e. részén látható, ahogy a repedés irányt vált, ahogy az SFRC tömőanyaghoz ér. A 40. ábra f. részén világosan látszik, hogy az (átmetszetben látszó) üvegszálorostok hogyan vezetik a repedést, mintegy irányítva azt, egészen addig, hogy a repedés egy rostba beleütközve megáll.



40. ábra: Fáradás okozta repedés különböző nagyításokban. A repedés az okkluzális felszínről indul és áthalad a kompozit fedőrétegen, majd a dentin pótlásra használt anyagban az üvegszálak hatására irányt vált és megáll.

IV.10. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott moláris fogak helyreállítására alkalmazott különböző szálerősített, csücsökborítással járó és anélküli restauratív technikák mechanikai vizsgálata

Az egyes csoportok Kaplan-Meier túlélési görbéit a 41. ábra mutatja be. A 19. táblázat tartalmazza a minták által túlélő ciklusok átlagos számát és az átlagokhoz tartozó standard deviációkat. A 20. táblázat tartalmazza a csoportok közötti összehasonlítások p-értékeit. A 4. csoport szignifikánsan jobban teljesített, mint a többi vizsgálati csoport ($p < 0,05$), kivéve a kontrollcsoportot. Az 5. csoport szignifikánsan gyengébben teljesített, mint a többi vizsgálati csoport ($p < 0,05$), kivéve a 2. csoportot. A kontrollcsoport szignifikánsan jobban teljesített, mint a 2. és 5. csoport ($p < 0,05$), azonban nem különbözött szignifikánsan a többi csoporttól.



41. ábra: Kaplan-Meier túlélési görbék.

19. táblázat: A ciklusszámban kifejezett túlélés leíró statisztikái.

Csoport	Átlag	SD	Medián	Minimum	Maximum
1. (kontroll)	31250,20	11337,748	37202,0	5187	40000
2.	29661,70	7220,843	30278,0	15268	40000
3.	32136,65	7435,769	33246,5	16253	40000
4.	36930,45	5232,823	40000,0	22740	40000
5.	24641,80	9670,161	25201,0	7799	38076
6.	33653,65	4895,268	33214,5	25502	40000

20. táblázat: Szignifikanciámátrix a Mantel-Cox post hoc csoportonkénti összehasonlítás alapján (p-értékek).

	1. (kontroll)	2.	3.	4.	5.	6.
1. (kontroll)	-	0,037	0,408	0,317	0,001	0,353
2.	0,037	-	0,103	0,000	0,118	0,129
3.	0,408	0,103	-	0,030	0,005	0,949
4.	0,317	0,000	0,030	-	0,000	0,014
5.	0,001	0,118	0,005	0,000	-	0,006
6.	0,353	0,129	0,949	0,014	0,006	-

Törésmintázatot tekintve valamennyi horizontális üvegszálat tartalmazó csoport (5. és 6. csoport) többnyire restaurálható töréseket tartalmazott. A kontroll és 3. csoportok esetében többnyire nem restaurálható töréseket találtunk. A 2. és 4. csoportok ugyanannyi restaurálható és nem restaurálható törést tartalmaztak (21. táblázat).

21. táblázat: Törésmintázatok gyakorisága százalékban kifejezve a 6 vizsgálati csoportban. n=20/csoport

	1.	2.	3.	4.	5.	6.
Nem tört el	50%	10%	30%	60%	0%	25%
Kedvezőtlen	35%	45%	40%	20%	10%	10%
Kedvező	15%	45%	30%	20%	90%	65%

V. Megbeszélés és következtetések

V.1. Különböző méretű MOD kavitásokkal rendelkező, majd kompozittal restaurált moláris fogak töréssel szembeni ellenállóságának vizsgálata

Számos vizsgálat bizonyította, hogy ha az üreg a záróléceket is érinti, a fog töréssel szembeni ellenállósága jelentősen csökken, függetlenül attól, hogy sor került-e gyökérkezelésre vagy sem [234,235]. Ebben a vizsgálatban hagyományos kompozit tömással restaurált fogak töréssel szembeni ellenállását vizsgáltuk kis-, közepes, -és nagyméretű (gyökérkezelt) MOD üregek esetében. A vizsgálat közepes méretű MOD kavitásai tipikusnak tekinthetők olyan esetekben, amikor amalgám tömést indirekt vagy nagyméretű direkt restaurációval kell helyettesíteni, ez pedig manapság egyre gyakoribbá válik. Ahogyan azt korábbi tanulmányok is megállapították, a preparáció mélysége az egyik legkritikusabb tényező a későbbi törés szempontjából [236,237]. Emellett a restaurációs módszer kiválasztása általában az üreg konfigurációján és méretein, valamint a maradó üregfalak számán alapul [238–240]. Ebben a tanulmányban kontrolláltuk a megmaradt falak vastagságát és az üreg mélységét. A helyreállított csoportok közül a legtöbb dentinnel rendelkező A csoport mutatta a legnagyobb átlagos töréssel szembeni ellenállást, míg a legkevésbé ellenálló az I csoport volt, amely csoport a legnagyobb üreggel, így a legkevesebb dentinnel rendelkezett. Ez összhangban van Goel és mtsai. [241] és Torbjörner és mtsai. [242] korábbi eredményeivel, amelyek szerint az anatómiai struktúrák és a dentin megőrzése közvetlenül összefügg a jobb mechanikai tulajdonságokkal és a fog kisebb mértékű gyengülésével. A 3 mm üregmélységű csoportok (A, B, C csoport) mutatták a legmagasabb töréssel szembeni ellenállást az összes restaurált minta közül, és e tekintetben nem találtunk szignifikáns különbséget a három csoport között. A 3 mm-es csoportok sem voltak szignifikánsan gyengébbek az ép kontrollfogakhoz képest. Az okkluzális peremtől az üreg aljáig terjedő viszonylag kis erőkar egy lehetséges magyarázat erre a megállapításra. Hood hipotézise szerint a MOD üreggel ellátott fogak csücskei erőként működnek, a terhelés alatti elhajlás mértékét pedig az így kialakuló erőkar vastagsága és hossza egyaránt befolyásolja [122]. Az eredmények alapján úgy tűnik, hogy ha az üreg sekély (3 mm mélységű), és így az erőkar rövid, a falak vastagsága nem döntő tényező a töréssel szembeni ellenállás szempontjából.

Amikor az üreg mélysége már 5 mm volt, de még mindig nem volt szükség gyökérkezelésre, a töréssel szembeni ellenállás az A csoportban mért érték kb. felére

csökkent. Ezt az okozhatta, hogy a megnövekedett mélység nagyobb mértékű erőkart eredményezett. Mélyebb üregpreparációval a szabadon elhajló csücsök hossza, és azok elhajlása is megnő [234,243]. Saját vizsgálatunkban a gyökérkezelésnek megfelelő üregmélység (G, H, I csoport) nem okozott jelentős gyengülést az 5 mm mélységű csoportokhoz képest (D, E, F csoport). Ez összhangban van a Reeh és mtsai. által végzett korábbi vizsgálatokkal, amelyek azt mutatják, hogy ha a mély MOD üreg preparálása után a gyökérkezelést végezzük, a relatív csücsökmerevségi értékekben mért csökkenés nem jelentős a gyökérkezelés nélküli MOD üregek értékeihez képest [111,126].

E vizsgálat eredményei alapján a 3 mm tekinthető biztonságos üregmélységnek a hagyományos kompozittal elkészített direkt restaurációkhoz. Ez összhangban van korábban ismertetett vizsgálatunk megállapításával, ami szerint a sekély MOD üregek ferde rétegezéssel történő hagyományos kompozittal elvégzett helyreállítása után nem mutatkozott szignifikáns különbség a töréssel szembeni ellenállás tekintetében a restaurált csoport és az ép fogak között [244]. Ezek az eredmények ugyanakkor támasztják alá Batalha-Silva és mtsai. megállapításait [51], akik arra a következtetésre jutottak, hogy 5 mm mélységű üregek biztonságosan helyreállíthatók hagyományos kompozittal direkt restaurátummal. A jelen eredményeink inkább azt sugallják, hogy egy 5 mm mélységű üreg már fokozottan kockázatos, amennyiben direkt kompozit restaurációt kívánunk alkalmazni. Mindezek alapján 5 mm vagy annál mélyebb MOD kavitások esetén felmerülhet a csücsökborítás alkalmazása. A klinikai döntéshozatal megkönnyítése érdekében meg kell határozni a pontos üregméreteket és/vagy a fennmaradó keményszövetek azon dimenzióit, amelyek fennállása esetén a csücsökborítást már el kell végezni. Ahogy Seow és mtsai. megállapították, a felső premolárisok átlagosan merevségük 53%-át veszítik el, amikor olyan MOD üreggel látják el őket, amelynél az okkluzális üreg szélessége a csücskök közötti távolság egyharmada; ha az üreg szélessége a csücskök közötti távolság fele volt, a preparált premoláris fogak merevségük kb. 67%-át veszítették el [245]. Amikor egy MOD üreget terhelnek, az erő és a feszültség a preparált üreg alsó sarkaiban, a falak találkozásánál koncentrálódik [246]. Ezért az üreg megmaradt falának alapnál mért mért vastagsága kulcsfontosságú lehet a döntés meghozatalában, amikor a csücskök megőrzéséről vagy eliminálásáról van szó [247]. Scotti és mtsai. [238], valamint Deliperi és mtsai. [247] szerint a 2 mm-nél vastagabb üregfalakat nem szabad redukálni, és el kell kerülni a csücskök fedését, míg Scotti és mtsai. [248] egy későbbi tanulmányában a „megfelelő” falvastagságot már 2,5

mm-ben határozták meg. Saját vizsgálatunkban csak a falvastagság csökkentése, az üreg mélységének megváltoztatása nélkül, nem okozott jelentős csökkenést a töréssel szembeni ellenállásban. Úgy tűnik tehát, hogy hagyományos kompozit tömással helyreállított moláris MOD üregekben az üreg falvastagsága másodlagos az üreg mélységéhez képest a töréssel szembeni ellenállás szempontjából. E vizsgálat korlátain belül ez arra a következtetésre vezet, hogy amikor egy üreg törésbiztonságát kell meghatározni direkt restaurációhoz, csücsökborítás alkalmazása nélkül, az üreg mélysége az elsődleges meghatározó tényező. Ez összhangban van Morin és mtsai. [249] és Manhart és mtsai. [96] eredményeivel, akik azt találták, hogy a kavitás mélysége a legkritikusabb tényező a jövőbeli törések szempontjából. Mivel ebben a vizsgálatban nem vettek részt olyan csoportok, amelyekben a csücsökborítást alkalmaztunk volna, az eredmények nem nyújtanak közvetlen útmutatást a csücsökborításra vonatkozóan. Továbbá, mivel az üregeket csak hagyományos kompozit restaurációval állítottuk helyre, az eredmények nem mérvadók szálerősítésű anyagok alkalmazásának eseteire sem.

V.2. Különböző szálerősítésű restauratív technikákkal ellátott, nagyméretű MOD kavitással rendelkező moláris fogak törési ellenállásának vizsgálata

Az adhezív rendszerek fejlődésével és a tartósabb kompozit anyagok megjelenésével a moláris fogak jelentős keményszöveti defektusait rutinszerűen kiterjedt MOD tömással kezelik [250]. Az ebben az értekezésben ismertetett vizsgálatunkban kialakított MOD üregek méretei a legközelebb állnak a nagyméretű direkt amalgámpótlások üregméretéhez, amely üregméret a mindennapi rutinban is egyre gyakoribb [220]. A polimerizációs zsugorodás azonban komoly problémát jelent a nagyméretű direkt kompozitpótlások esetében [76,251], ami csücsökelhajláshoz, a bondréteg későbbi feszüléséhez vagy megszakadásához, mikroszivárgáshoz és szekunder szuvasodáshoz, vagy akár zománcrepedéshez is vezethet [49,76]. A kompozit anyagok másik eredendő problémája nem megfelelő FT értékük, amely a dentinnél lényegesen alacsonyabbnak bizonyul [45]. A szívósság hiányának problémája különösen jól látható a kiterjedt direkt helyreállításoknál, mivel ezekben az esetekben az anyag térfogata megnő [252]. A fent említett hátrányok következtében a direkt kompozit tömések nem ideálisak a hátsó fogak mély MOD üregeinek helyreállítására. Vizsgálatunkban éppen ezért kerestünk ezen fogak megerősítésére direkt restauratív alternatívát. A ferdén rétegzett, hagyományos kompozit tömással helyreállított fogak (1. csoport) szignifikánsan alacsonyabb töréssel szembeni

ellenállást mutattak, mint az ép fogak (12. csoport, $p=0,033$). Ez összhangban van korábban ismertetett azon vizsgálati eredményeinkkel, amelyek szerint a mély üregű, nem gyökérkezelt moláris fogakat nem lehet sikeresen megerősíteni direkt kompozit tömésekkel [253]. Ugyanezt találták Papadopoulos és mtsai. is, amikor természetes fogak töréssel szembeni ellenállását MOD kavitásba készített bulk kompozit restaurátummal helyreállított fogak ellenállásához hasonlították [254]. Scholtanus és mtsai. szintén azt találták, hogy a direkt kompozit kitöltéssel helyreállított MOD üregekkel rendelkező premoláris fogak szignifikánsan gyengébbek voltak, mint az ép fogak. Vizsgálatukban azonban az egyik csücsköt is kompozit anyaggal helyettesítették, mely jelentős különbség saját vizsgálatunkhoz képest [255]. Saját eredményeinkben a hagyományos kompozit tömések anyagtani korlátai nemcsak a kompozit tömésekkel helyreállított fogak töréssel szembeni ellenállásában, de a törésmintázatokban is tükröződnek. Ami ez utóbbi szempontot illeti, az 1. csoportot (hagyományos kompozit tömés) túlnyomórészt kedvezőtlen, azaz nem helyreállítható törések jellemezték. A feszültségelnyelő és repedésmegállító képességet a ZDJ-nak, valamint a dentinnek tulajdonítják [256]. Minél sérültebb szerkezetű a fog, annál kisebb a ZDJ és az egészséges dentin aránya, és annál nagyobb az esély a restaurátum és a fog egységének potenciálisan katasztrofális megbomlására. 2013-ban egy új, rövid szálakkal erősített restauratív kompozit (EverX Posterior) került piaci forgalomba. A forgalomba hozatal megelőző preklinikai és klinikai vizsgálatok során bebizonyosodott, hogy jobb mechanikai tulajdonságokkal rendelkezik, mint a hagyományos kompozit, és polimerizációs stresszt is jobban elnyeli, így egy új biomimetikus helyreállító anyag ígéretét hordozza a poszterior régióban, a szájüreg azon részén, ahol a fogak gyakran extrém erőhatásoknak vannak kitéve [226–230]. A gyártó utasításai alapján az SFRC-t nagy igénybevételnek kitett területeken és/vagy szerkezetileg sérült fogakban dentinpótló anyagként javasolt alkalmazni [159]. A mechanikai vizsgálatok jelentős javulást mutattak ki az SFRC teherbírása, hajlítoszilárdsága és törési szívóssága terén a hagyományos kompozitokhoz képest (lásd Bevezetés). Erős korreláció mutatkozott a FT és a fárasztásos terhelési teszteken mutatott teljesítmény között: az SFRC a statikus nyomással járó terhelést éppen olyan jól viseli, mint a fárasztásos terhelést [206]. Az SFRC repedésmegállító képességét, ami ezt az anyagtípust hangsúlyosan elkülöníti a hagyományos kompozitoktól, két fő tényezőnek tulajdonítják: az adott méretű rövid üvegszálaknak és az egyedi semi-IPN szerkezetnek. Vizsgálatunkban a paszta állagú SFRC-vel helyreállított fogak (2. csoport) töréssel

szembeni ellenállás szempontjából nem mutattak statisztikailag szignifikáns különbséget az ép fogakhoz képest (12. csoport). Emellett a törésmintázat, ellentétben a hagyományos kompozittal helyreállított fogakkal (1. csoport), túlnyomórészt kedvező volt. Valójában a paszta állagú SFRC csoportban keletkezett a legtöbb kedvező törés a helyreállított csoportok közül. Ez összhangban van korábban ismertetett vizsgálatunk eredményeivel, ahol a paszta állagú SFRC még a sekélyebb MOD üregekben is képes volt a törésmintázatot túlnyomórészt kedvező irányba eltolni [244]. Számos tanulmány kimutatta, hogy az SFRC mint dentinpotló anatómikus csomófelépítés (mesterséges dentinmag) támogatja a direkt restauratív helyreállítást, és repedésgátló rétegként szolgál [149,205,257]. Az SFRC csomó vastagsága rendkívül fontos, mivel befolyásolja a törésmódot és a repedésmegszakítási mechanizmust [147]. Ebben a tanulmányban a paszta állagú SFRC anyagot biomimetikus módon alkalmaztuk, a hiányzó dentin és ZDJ szintjén végződve, anatómikus csomófelépítésként hogy mindkét szövetet egyszerre helyettesítsük, követve Monaco és mtsai. javaslatát, akik szerint így érhető el a legnagyobb töréssel szembeni ellenállás [258].

Ahogy azt már a Bevezetés részben alaposan körüljártuk, a mély MOD üregek törésre hajlamosak [112], amit elsősorban a megnövekedett üregméretek és a zárólécek elvesztése okoz [259]. A megmaradt szemközti üregfalak stabilizálása érdekében számos olyan direkt módszer került előtérbe, amely a rostokat belső összekötő vagy sínező elemként használja. Vizsgálatunkban két különböző anyagot, polietilénrostos hálót (Ribbond THM) és üvegszál hálót (everStick NET) használtunk különböző pozíciókban az üregben, azzal a céllal, hogy stabilizáljuk a szemben lévő falakat és megerősítsük a fogszerkezetet. A polietilénrostok nagy koncentrációban rendelkeznek rögzített kötési csomópontokkal, amelyek segítik a szövet integritásának fenntartását. Ez lehetővé teszi az anyagban létrejövő stressz hatékonyabb elosztását és elvezetését, mivel az egyik területről a másikra jól meghatározott terhelési utak vezetnek [260]. Amint azt Eskitascioglu és mtsai. kimutatták, a polietilénrostos háló használata bonddal és folyékony kompozittal kombinálva a kompozit restauráció alatt feszültségelnyelő zónaként működhet az alacsonyabb rugalmassági modulus miatt [261]. Vizsgálatunkban a polietilénrostok hatékonysága a legtöbb csoportban nem függött a direkt restauráción belüli pozíciójuktól, a velük restaurált csoportok (7.-11. csoport) töréssel szembeni ellenállása között nem volt statisztikailag szignifikáns különbség. Ez összhangban van Akman és mtsai. adataival, amelyek alapján nem találtak szignifikáns különbséget a

MOD üreggel rendelkező gyökérkezelt fogak különböző konfigurációjú és pozíciójú polietilénrostokkal történő helyreállítása során [260]. Vizsgálatunkban a polietilén rostokkal ellátott csoportok közül csak a 7. és a 11. csoport között volt szignifikáns eltérés ($p = 0,026$). Úgy tűnik, hogy a polietilénrostok használata előnyös mély MOD kavitások restaurálása esetén, mivel a polietilénzálakkal ellátott csoportok nem különböztek szignifikánsan az ép fogaktól, míg a szálerősítés nélkül hagyományos kompozittal helyreállított fogak az ép fogakhoz képest szignifikánsan gyengébb töréssel szembeni ellenállást mutattak ($p = 0,033$). Ez ellentétben áll Belli és mtsai. (2005, 2006b) [203,204] eredményeivel. Figyelembe kell azonban venni, hogy ők a polietilénrostokat gyökérkezelt fogakon vizsgálták.

Garoushi és mtsai. kimutatták, hogy folyamatos kétirányú vagy rövid random FRC szubstruktúra a kompozit tömés alatt növeli a restaurációk teherbírását [205,262]. Az üvegszálak hálóban lévő kétirányú szálak ortotróp tulajdonságokat kölcsönöznek az anyagnak [263]. Turkaslan és mtsai. megállapították, hogy az előimpregnált kétirányú FRC háló két irányban is képes megerősíteni a ragasztási határfelületet, így a feszültségek egyenletesebben oszlanak el, és a repedés terjedésének megakadályozásával növekszik a restauráció szívóssága [264]. A polietilénrostokkal ellentétben a kétirányú üvegszálak háló megerősítő hatása a restauráción belüli pozíciójától függően változik. A 3. csoport az 5. csoporthoz ($p = 0,001$) és a 6. csoporthoz ($p = 0,000$) képest szignifikánsan kisebb töréssel szembeni ellenállást mutatott, míg a 4. csoport szignifikánsan gyengébb volt a 6. csoportnál ($p = 0,023$). Miközben a polietilénrostok használata minden csoportban előnyös volt, az üvegszálak háló csak az 5. és 6. csoportban tudta hatékonyan megerősíteni a fogakat (a kontrollhoz képest szignifikáns eltérés nem volt kimutatható). Érdekes módon, bizonyos pozíciókban, nevezetesen amikor az üreg bukko-lingvális alapján (3. és 7. csoport) vagy a restauráció koronális harmadában (4. és 8. csoport) alkalmaztuk, a két különböző kétirányú szálerősítő anyag eltérő mértékű megerősítést eredményezett. A 3. csoport szignifikánsan gyengébb volt, mint a 7. csoport ($p = 0,009$), illetve a 4. csoport gyengébbnek bizonyult a 8. csoporthoz képest ($p = 0,049$). Ez valószínűleg a szálak minőségének és mennyiségének különbségére vezethető vissza. A helyreállított csoportok közül a 3. csoportot jellemezték a leggyengébb eredmények. Ez összhangban van Oskoe és mtsai. megállapításaival [265]. Emellett a 7. csoport (az üreg aljára fektetett, a szemben lévő falakat összekötő polietilénrostok) bizonyult a leggyengébbnek a polietilénrostos csoportok közül. Ennek oka az lehet, hogy bár a

szemben lévő falakat összekötik, de a rostok nincsenek kifeszítve, és egyáltalán nem állnak feszülés alatt. Korábbi vizsgálatok rámutattak arra, hogy a rostok elhelyezése a kompozittöméssel ellátott fog húzóoldalán javítja a hajlítási tulajdonságokat [151,266].

Oskoe és mtsai. eredményei szerint az üvegszál háló okkluzális sínként történő elhelyezése a MOD üregek okkluzális harmadában a kompozitrétegek között jelentősen növeli a töréssel szembeni ellenállást [265]. Okkluzális sínezés esetében a rostvégek meghosszabbítása a bukkális vagy lingvális falak okkluzális egyharmadán keresztül lehetővé teszi, hogy a rostok összetartsák a csücsköket, ahogyan azt Oskoe és mtsai. [265] és Akman és mtsai. [260] leírták. Vizsgálatunkban, függetlenül a pontos rosttípustól, az okkluzális sínként alkalmazott rostok fokozott töréssel szembeni ellenállást eredményeztek, és ilyen szempontból nem különböztek jelentősen az ép fogaktól. Ez csak részben áll összhangban Belli és mtsai. eredményeivel, akiknek sikerült megnövekedett töréssel szembeni ellenállást kimutatniuk a polietilénrostokkal okkluzálisan sínezett csoportoknál. Mégis, az általuk helyreállított minták szignifikánsan gyengébbek voltak, mint az ép fogak [204]. Az okkluzális sínezéssel a rostokat az erő támadáspontjához közel helyezik el, ami az erőkarok elveinek megfelelően rövidebb munkakart eredményez. Ezenkívül a rostoknak az okkluzális felszínekre történő elhelyezése együtt tartja a bukkális és a lingvális csücsköket, ami nagyobb töréssel szembeni ellenállást eredményez [265]. A megmaradt szemben lévő üregfalak összekötése az visszaépített, pótolts meziális és/vagy disztális falakat körkörös lefedve is megvalósítható, ezt a technikát Deliperi és mtsai. képszerűen „wallpapering”-nek (magyarul: tapétázásnak) nevezik [45]. Daher és mtsai. tettek kísérletet arra, hogy FRC anyagokat használjanak a MOD üregek falainak körkörös összekötésére, de ők ezt külsőleg, a fogak koronális része körül végezték [267]. A mi vizsgálatunkban az üvegszál háló és a polietilénrostok között nem volt különbség körkörös alkalmazás esetén. Érdekes módon a körkörös alkalmazott háló (6. csoport) szignifikánsan nagyobb töréssel szembeni ellenállást eredményezett ahhoz képest, amikor az üvegszál háló az üreg tövében (3. csoport, $p = 0,000$) vagy az okkluzális harmadban a tömés belsejében (4. csoport, $p = 0,023$) volt elhelyezve. Ugyanakkor az azonos pozíciókban Ribbondot alkalmazva helyreállított csoportok között (a 7., 8., 9. és 10. csoport között) nem volt statisztikailag szignifikáns különbség. Érdemes megemlíteni azt is, hogy az üvegszál háló az SFRC-vel együtt az okkluzális sínezésben (5. csoport) vagy körkörös (6. csoport) applikálva a megerősítés szempontjából nem vezetett szignifikánsan jobb eredményre, mint az SFRC önmagában (2. csoport). Feltételezhető,

hogy még abban az esetben is, ha az SFRC-t önmagában használják dentinhelyettesítőként, a véletlenszerűen orientált szálak izotróp erősítő hatása több irányban érvényesül, nem pedig csak néhány kiemelt irányban, mint Ribbond vagy háló esetén [268]. Továbbá, szintén önmagában való alkalmazást feltételezve, az SFRC adaptációja is jobb lehet az üregfalakhoz. Klinikai szempontból érdemes megemlíteni, hogy a paszta állagú SFRC önmagában, bulk módszerrel történő felhasználása egyszerűbb és kevésbé időigényes, mint az üvegszálak háló vagy a polietilénrostok használata.

Vizsgálatunk eredményeire visszatérve, az összes helyreállítási eljárás közül a polietilénrostokkal történő transzkoronális sínezés (11. csoport) eredményezte a legmagasabb töréssel szembeni ellenállást, ami így kissé meg is haladta az ép fogak ellenállási értékeit. Véleményünk szerint ez annak tulajdonítható, hogy a polietilénrostokat nem fektetve applikáltuk, mint a többi csoportban, hanem feszülés alatt. Mivel a polietilénrostok a korona okkluzális harmadához vannak pozícionálva, elméletileg ennek a megoldásnak minden, az okkluzálisan sínezett csoportnál (9. csoport) tapasztalt előnnyel bírnia kell. Nevezetesen korai feszültség-átirányító réteggént kell működnie, és terhelés alatt rövidebb munkakart kell produkálnia. A koncepció biomechanikailag is helyesnek tekinthető, mivel a polietilénrostok, a velük együtt járó sűrű, zárt csomóponti kereszteződések hálózata miatt, repedésmegállító mechanizmusként is szolgálhatnak, ezért lényegében ZDJ-pótló réteggént funkcionálhatnak. Tudomásunk szerint eddig nem végeztek hasonló eredményű intrakoronális sínezést polietilénrostok segítségével.

Ami a törésmintázatot illeti, a kedvező törések legmagasabb aránya a tisztán paszta állagú SFRC esetében volt tapasztalható (2. csoport), míg a csak kompozit (1. csoport) és a transzkoronális sínezés (11. csoport) esetén jött létre a kedvezőtlen törések legmagasabb aránya. Ez ismét rámutat a nagyméretű direkt kompozit restaurációk egyre inkább felismert problémájára, vagyis arra, hogy az FT értékük nem optimális, és nem szolgálhatnak a ZDJ és a hiányzó dentin jó helyettesítőjeként. Így a repedések és törések szabadon terjednek bennük, ami végső soron nem helyreállítható károsodást eredményez.

V.3. Rövid üvegszál-megerősítésű restaurátumokkal ellátott nagyméretű MOD kavitások törési vizsgálata

Ez a vizsgálatunk azt célozta, hogy összehasonlítsa az egyben (bulk-fill eljárással) vagy rétegzéssel alkalmazott folyékony SFRC megerősítő hatását a hagyományos kompozit tömésekkel összehasonlítva mély, nem gyökérkezelt MOD üregekben. Célunk volt továbbá annak vizsgálata is, hogy az SFRC fedésére használt kompozit konzisztenciája (hagyományos paszta vagy magas töltöttségű folyékony anyag) fontos-e a töréssel szembeni ellenállás tekintetében.

Vizsgálatunkban a hagyományos kompozit tömés (kontrollcsoport) mutatta a legalacsonyabb túlélést, ugyanakkor a vizsgált csoportok között nem volt statisztikailag szignifikáns különbség a túlélés tekintetében a fárasztásos terhelés végeztével. Legjobb tudomásunk szerint folyékony SFRC-vel készült direkt restaurációkat eddig még nem vizsgáltak ciklikus, fárasztásos terheléssel. Az eredmények arra utalnak, hogy sem a folyékony SFRC használata, sem az okkluzális kompozit fedés konzisztenciája (folyékony vagy paszta) nem javította jelentősen a direkt MOD restaurációk fáradásos töréssel szembeni ellenállását a hagyományos kompozit tömésekhez képest. Úgy tűnik azonban, hogy az SFRC alkalmazása képes módosítani a törési mintázatot, túlnyomórészt restaurálható irányába. Ez utóbbi megállapítás összhangban van az az ebben az értekezésben is ismertetett saját tanulmányaink és más tanulmányok [91,269] eredményeivel, amelyek azt mutatják, hogy az SFRC használata, amennyiben törés következik be, kedvezőbb törési profilra vezet, mint a szálerősítés nélküli kompozit. Ennek oka a FT nyilvánvaló különbsége az SFRC és a nem üvegszálak kompozitok között. Az SFRC anyagok (paszta és folyékony) képesek a repedés terjedését az anyagon belül átirányítani és megállítani, illetve a repedés terjedését a restaurátum tömege felől a periféria felé terelni (40. ábra) [91,93,270]. Ugyanakkor a hagyományos kompozitok ridegsége az egész restaurátum teljes vastagságában könnyen terjedő törést generál (3B. ábra). A gyorsított fárasztásos mechanikai vizsgálat befejezése után a túlélő mintákat statikus terhelési vizsgálatnak vetettük alá. A statikus terhelési vizsgálatban minden kétrétegű, biomimetikus restauráció (SFRC + hagyományos kompozit fedés), függetlenül a folyékony SFRC alkalmazási módjától vagy az okkluzális kompozit konzisztenciájától, szignifikánsan nagyobb töréssel szembeni ellenállást mutatott a hagyományos kompozit töméshez (kontrollcsoport) képest ($p < 0,05$). Ez összhangban van Garoushi és mtsai. eredményeivel, akik úgy találták, hogy a minimális mennyiségű kompozittal fedett

folyékony SFRC szignifikánsan magasabb töréssel szembeni ellenállást mutat a hagyományos kompozit töméshez képest [97]. Vizsgálatukban azonban az üregek nagyobbak voltak, mint a saját vizsgálatunkban alkalmazottak. Továbbá az ebben a vizsgálatunkban talált töréssel szembeni ellenállási eredmények ellentétben állnak az III.3. alatt ismertetett vizsgálatunk eredményeivel, ahol ugyanebben a tekintetben nem volt statisztikailag szignifikáns különbség egy bulk-fill SFRC-vel kivitelezett MOD restaurátum és egy rétegzett kompozit tömés között. Meg kell azonban említeni, hogy az említett korábbi vizsgálataink egyikében sem használtunk folyékony SFRC-t. A megfigyelhető eltérés minden bizonnyal a folyékony SFRC egyedi szerkezetének és magas rosttartalmának köszönhető. Míg a paszta állagú SFRC milliméteres hosszúságú szálakat tartalmaz, addig a folyékony SFRC-ben lévő szálak mikrométeres hosszúságúak. A rosthossz: átmérő arány még a kisebb szálak esetében is 30-as tartományban van, ami még biztosítja a megerősítést [93]. Egy másik jelentős különbség a paszta állagú és a folyékony SFRC között, hogy a folyékony verzió 25 tömegszázalék rostot tartalmaz, míg a paszta változatban ez az arány csak 9 tömegszázalék. A folyékony SFRC alkalmazása mindeddig ígéretes eredményekre vezetett, amikor különböző klinikai helyzetekben direkt restaurációkban alkalmazták [97,164,271].

Eredményeink azt mutatják, hogy a kétrétegű, biomimetikus direkt restaurációk a hagyományos kompozit tömésekkel összehasonlítva jóval ellenállóbbak voltak, amikor kifejezetten nagy erővel tesztelték őket. Más tanulmányok szintén erre a következtetésre jutottak [97,269]. Eredményeink arra is utalnak, hogy az okkluzálisan elhelyezett kompozit konzisztenciája (magas töltésű folyékony vagy hagyományos paszta) nem jelentős tényező a folyékony SFRC-t alkalmazó direkt restauráció töréssel szembeni ellenállása tekintetében. Ez nagy valószínűséggel az általunk okkluzális fedésre használt magas töltöttségű folyékony kompozit jó mechanikai tulajdonságainak tudható be. Tény, hogy mindkét okkluzális fedésre használt kompozit FT-e hasonló, 1,1 Mpa/m értékkel rendelkezik, ami jóval alacsonyabb, mint az SFRC 2,6 Mpam^{1/2} értéke [91]. A G-aenial Universal Injectable (GC Europe) 69 tömegszázalék töltőanyagot tartalmaz, így további fedés nélkül alkalmas a direkt restaurálásra. Eredményeink látszólag igen hasonlóak Lawson és mtsai. klinikai eredményeihez, de lényeges módszertani különbség, hogy ők nem használtak kétrétegű, biomimetikus restaurátumokat [272].

V.4. Direkt restauratív technikákkal helyreállított nagyméretű MOD kavitások repedésképződési hajlamának vizsgálata

Mint azt már a bevezető részben is tárgyaltuk, a polimerizációs zsugorodási stressz a kompozitokban marginális dezintegrációt, csücsökelhajlást, zománcrepedések kialakulását, csökkent bonderőt, romló mechanikai tulajdonságokat és a kompozit és az üreg falai közötti határfelületi hézagokat eredményezhet, amelyek mind hatással lehetnek a direkt kompozit restauráció sikerességére [17,49,273]. A csücsökelhajlás és az azt követő zománcrepedés kialakulása szorosan összefügg az üreg méreteivel, nevezetesen a volumenfaktorról és az üreg falainak stabilitásával (a megmaradó falak folytonosságával és vastagságával) [80,120]. Ahogyan Magne és mtsai. kimutatták, a hátsó régióban a mély MOD-üregek mutatják a legnagyobb mértékű csücsökelhajlást, aminek oka a zárólécek hiánya [274]. Az III.2. alatt részletezett vizsgálatunk eredményei szerint ebben a klinikai helyzetben 5 mm az a kritikus mélység, amelynél az anyag inherens limitáció (mint például a szuboptimális FT) kezdenek megmutatkozni [253]. Továbbá fontos megjegyezni, hogy az amalgám használatának világméretű kivezetésével az ilyen mély üregekben várhatóan növekedni fog a direkt poszterior kompozit helyreállítások száma [27–29]. Ezért tanulmányunkban mély MOD üregekben elemeztük a polimerizációs zsugorodás okozta repedésképződést.

A restaurációs eljárás után közvetlenül bekövetkező repedésképződés elemzésekor mind a bulk-fill, mind a rétegzett paszta állagú SFRC restaurációkat (1. és 2. csoport) szignifikánsan kevesebb repedés jellemezte a rétegzett hagyományos kompozit restaurációkhoz (kontrollcsoport) képest ($p < 0,000$). Az SFRC-t eddig még nem hasonlították össze semmilyen direkt restaurációs anyaggal a repedésképződés szempontjából. Az SFRC kiváló eredményei a rezin mátrixba ágyazott rövid, nagyjából 0,3-1,9 mm-es üvegszálakkal rendelkező egyedi szerkezetének tulajdoníthatók [158]. Mivel a szálak véletlenszerűen helyezkednek el az anyagban, képesek lehetnek szabályozni a zsugorodást és az ebből eredő feszültséget az üreg falán, mivel az anyag nem képes a szálak irányában zsugorodni, csak rájuk merőlegesen [159,275]. Fronza és mtsai. ezzel szemben SFRC esetén a zsugorodási feszültség magasabb értékeit mutatták ki, és eredményüket a magas szervesanyag-tartalommal és az ebből eredő magas rugalmassági modulussal magyarázták [276]. A rétegzett SFRC csoport (2. csoport) és a bulk-fill technikával kivitelezett SFRC csoport (1. csoport) összehasonlításakor a repedésképződés tekintetében nem találtunk különbséget. Ez ellentétes Oliveira és mtsai.

eredményeivel, akik azt találták, hogy a rétegzett kompozit restaurációkban szignifikánsan több repedés keletkezett, mint a bulk-fill kompozit tömésekben [80]. Módszertani eltérés azonban, hogy ők nem szálerősítésű kompozitokat vizsgáltak. Tudomásunk szerint vizsgálatunk az első, amely a különböző tömési technikák szerint alkalmazott szálerősítésű és szálerősítés nélküli direkt restaurációs anyagokkal történő restaurációt követő repedésképződést vizsgálta. A mechanikai teljesítmény tekintetében az III.4. alatt részletezett vizsgálatunkban nem találtunk különbséget a rétegzett és a bulk-fill direkt SFRC-restaurációk között [163]. A repedésképződést azonban ezekben a vizsgálatokban nem értékeltük. Érdekes módon ebből a szempontból csak a rétegzett SFRC csoport (2. csoport) volt jobb az SDR csoportnál (3. csoport, $p=0,002$), míg a két bulk-fill csoport (1. és 3. csoport) között nem volt különbség. Ez részben a 2 mm-es rétegek kisebb térfogatával magyarázható a 4 mm-es bulk-fill réteghez képest, ami csökkentheti a végső polimerizációs térfogati zsugorodást és következésképpen a zsugorodás okozta repedéseket [36]. Ezzel szemben a kontrollcsoportban a rétegzéses technika nem mutatta ezt az előnyös hatást a repedésképződés tekintetében. Boaro és mtsai. erős kapcsolatot mutattak ki a zsugorodási feszültség és a minta térfogata között a bulk-fill anyagok javára [277]; Fronza és mtsai. azonban cáfolták ezt a felvetést [276]. Eredményeink és a fent említett, egymásnak ellentmondó eredmények alapján egyértelmű, hogy nemcsak az anyag térfogata, de annak összetétele is fontos szerepet játszik a zsugorodási feszültség alakulásában. A vizsgált anyagok közül a G-aenial Posterior – amely kontrollként szolgált – rendelkezett a legmagasabb, 65 térfogatszázalékos szerves töltőanyag-tartalommal, és mutatta a legtöbb repedést, amelyek a polimerizáció alatt és után alakultak ki. Bár a töltőanyag-tartalom csökkenti a térfogati zsugorodást, növelheti az anyag merevségét és így a rugalmassági moduluszt [278]. A posztpolimerizáció során a rugalmassági modulus jelentősen nőhet [279], azonban nedves tárolásnál ennek ellenkezőjét is kimutatták [280]. Eredményeink az előbbi megállapítást támasztják alá, hiszen a repedések számát közvetlenül a restaurációs beavatkozás után és 1 héttel azt követően összehasonlítva minden csoportban szignifikáns növekedést tapasztaltunk ($p=0,000$). A repedésszámot 1 hét elteltével vizsgálva, minden csoportban szignifikánsan kevesebb repedés volt a kontrollcsoporthoz képest (hagyományos rétegzett kompozit tömés). Ismert tény, hogy a polimerizációs folyamat és ennek következtében a zsugorodás a fotopolimerizáció után még több mint 24 órán keresztül folytatódik (posztpolimerizáció) [89,90]. Mivel a zománcrepedések

előfordulása közismerten szorosan összefügg a kompozitok polimerizációs zsugorodásával [281], a posztpolimerizációnak tükröződnie kell a repedések számában a restauratív kezelés után. A posztpolimerizáció és a repedésképződés közötti összefüggést vizsgálatunk egyértelműen megerősítette: a repedések száma minden csoportban szignifikánsan megnőtt a restaurációs beavatkozást követő első héten. Érdekes módon ebben a tekintetben a higroszkópos expanszió hatása nem tudta ellensúlyozni a posztpolimerizáció hatását. A vízben történő tárolás viszont plasticizálhatja a rezin mátrixot, ami a töltőanyag-mátrix határfelületet is roncsolhatja, így pedig a rugalmassági modulus és ezáltal a felhalmozott feszültség csökken [282]. Klinikai körülmények között a restaurált fogak folyamatosan érintkeznek szájüreg nedvességével, és így a vízfelvétel, a higroszkópos expanszió és a plasticizáló hatás várhatóan ellensúlyozza a polimerizációs kontrakciót. Akár az is előfordulhat, hogy ez a hatás ellensúlyozza a csücsökelhajlást és semlegesíti a reziduális zsugorodási feszültségeket [52]. Suiter és munkatársai szerint ez a feszültség-relaxáció több mint 4 hétig tart a rezin kompozit anyagok esetében, tehát hosszas folyamat [88]. Ez pedig egy lehetséges magyarázatot kínál arra, hogy vizsgálatunkban a vízfelvétel miatt nem tudta hatékonyan ellensúlyozni a zsugorodási feszültséget, hiszen mintáinkat az ismételt vizsgálat előtt csak egy hétig tartottuk vízben. Ez összhangban van Magne és msai. [86] megállapításaival. Úgy tűnik, hogy mind az SFRC, mind a bulk-fill kompozitok ellenállóbbak a polimerizációs zsugorodással összefüggő repedésképződéssel szemben, mint a hagyományos rétegzett kompozit tömések.

V.5. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott kisórló fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata

A III.6. alatt ismertetett vizsgálatban felső premoláris fogakat használtunk, mivel ezen fogak esetén a korona térfogata, valamint a korona-gyökér arány kedvezőtlen, ami a többi poszterior fognál hajlamosabbá teszi őket a csücskök törésére [173]. A premolárisok ezen felül a molárisoknál kedvezőtlenebb oldalirányú erőknek vannak kitéve a rágás során, nevezetesen a kompressziós és nyíróerők kombinációjának, ami növeli a csücsöktörés valószínűségét [283]. A gyökérkezelt fogak fokozott törési kockázatot hordoznak, ezért az ideális restaurációnak az esztétikai megfontolások mellett nemcsak a funkciót kell helyreállítania, hanem törekednie kell a megmaradó saját foganyag megőrzésére és megerősítésére is, ezáltal csökkentve a katasztrofális törések előfordulását és növelve a

restauráció élettartamát [51,242,284,285]. Több szerző szerint a trepanációs nyílással ellátott és egyéb szerkezeti veszteséget nem szenvedett hátsó fogak esetében konzervatív adhezív restauráció is megfelelő lehet [126,238,286]. Vizsgálatunkban a ferde rétegezési technikával alkalmazott kompozit restaurációval helyreállított minta (4. csoport) mutatta a legalacsonyabb töréssel szembeni ellenállást a restaurált csoportok közül, ez azonban statisztikailag nem volt szignifikánsan alacsonyabb a többi restaurált csoporthoz képest. Ez az eredmény összhangban van néhány olyan vizsgálattal, amelyekben az FRC csap nélkül restaurált gyökértömött felső premolárisok hasonló töréssel szembeni ellenállást mutattak, mint amikor FRC csapot helyeztek el bennük [287–289]. Saját vizsgálatunkban ez az eredmény annak tulajdonítható, hogy a minimálisan invazív hozzáférési nyílás esetén valószínűleg még a kompozit restauráció is megfelelő belső sínezést biztosított a megmaradt falaknak. Az FRC csapokkal kapcsolatos vonatkozó irodalom ellentmondásossága a különböző csapelőfűrési eljárások különbözőségének is tulajdonítható. A gyökércsatorna előkészítése csapelőfűrőkkel a csap befogadására és a radikuláris dentin szándékos eltávolítása repedésekhez és defektusokhoz vezethet, amelyek koncentrálhatják a stresszt és növelhetik a fog törésének esélyét [290]. Éppen ezért végeztünk ebben a vizsgálatban minimálisan invazív csapelőfűrést, ami az egyedi, szabálytalan gyökércsatorna-anatómia- és keresztmetszet megőrzését eredményezte. Emiatt a beillesztett, kisebb, hagyományos FRC csap nem tudta teljesen kitölteni a gyökércsatornát, és ez valószínűleg oda vezetett, hogy a gyökércsatornában a ragasztó kompozit aránya jelentősebb volt. Ez magyarázhatja a jelen vizsgálatban a csappal helyreállított csoportra vonatkozó gyengébb eredményeket, mivel az 1. csoport statisztikailag nem volt jobb a többi restaurált csoportnál. A jelenlegi vizsgálatban a koronálisan ferdén rétegzett SFRC-vel helyreállított csoport (3. csoport) magasabb töréssel szembeni ellenállási értékeket ért el, mint a hagyományos kompozittal helyreállított csoport (4. csoport), vagy akár a hagyományos FRC csappal helyreállított csoport (1. csoport); a különbség azonban közöttük statisztikailag nem volt szignifikáns. Míg az SFRC anyagban az üvegszálak orientációja véletlenszerű és ezek az anyagok izotróp tulajdonságokkal rendelkeznek, ami többirányú megerősítést eredményez, addig a kétirányú előimpregnált szálerősítésű háló (everStick NET) üvegszála ortotróp tulajdonságot mutatnak, így két irányban erősítik a szerkezetet [263,291]. Az FRC-háló („FRC box”) hármass alkalmazása az SFRC anyaggal együtt a szemben lévő üregfalak integritásának és szilárdságának helyreállítását célozza. Az FRC box restauráció értékei

ugyan magasabbak voltak az 1., 3. és 4. csoporthoz képest, ugyanakkor ezzel a technikával sem voltak teljesen elérhetőek az egészséges premoláris fogak esetében mért értékek. A vizsgálati eredmények ezzel együtt mégis azt mutatják, hogy FRC anyagok használata esetén egyértelműen magasabb a töréssel szembeni ellenállás, mint hagyományos technikák (hagyományos kompozit restauráció vagy FRC csap) alkalmazása mellett. Ez a megfigyelés összhangban van Bijelic és mtsai. [292] megállapításaival. Az FRC box csoport (5. csoport) alacsonyabb, bár nem szignifikánsan eltérő ellenállási értékei a Bioblock-technikát alkalmazó csoporthoz (2. csoport) képest az FRC box tisztán koronális pozíciójával magyarázhatók, amely csak a fog koronális részét képes egyben tartani, de nem erősíti meg a fog nyaki és gyökéri részét. Az FRC csapok használatával kapcsolatos hátrányokról a Bevezetésben már szóltunk. Az SFRC rétegezése a gyökércsatornába (Bioblock-technika) ezeket a hátrányokat hivatott megoldani. Több szerző kimutatta, hogy egy átlátszó FRC csap képes a fényt vezetni és elősegíteni a kompozit polimerizációját a gyökércsatornában [293–295], lehetővé téve az anyag rétegzését a gyökércsatorna koronálisabb részében. Vannak azonban olyan vizsgálatok, amelyek cáfolni látszanak ezt az állítást [296,297]. Vizsgálatunkban a Bioblock-technika (2. csoport) alkalmazása eredményezte a legmagasabb töréssel szembeni ellenállási értékeket. Ezek az eredmények összhangban vannak Garoushi és mtsai. következtetésével, miszerint minél vastagabb az alkalmazott SFRC restauráció, annál nagyobb a töréssel szembeni ellenállás [298]. Annak ellenére, hogy 2. csoport ellenállása nem volt szignifikánsan magasabb, mint a többi helyreállított csoporté, az SFRC anyagok felhasználása mindenképpen pozitív irányba befolyásolta ezt a paramétert. Ezenkívül nem volt statisztikailag szignifikáns különbség a 2. csoport és az ép fogak között sem. Ez az eredmény a biomimetikus restaurációs koncepció helyességét jelzi. Meg kell jegyezni, hogy a leírt előnyöknek az 1. csoporthoz képest megnövekedett alkalmazási idő és technikaigényesebb klinikai eljárás az ára. A törési mintázatot tekintve a vizsgált csoportok azonosak voltak, dominánsan kedvezőtlen, nem helyreállítható törések alakultak ki. Csak a kontrollcsoport és az 1. csoport mutatott elmozdulást a kedvező, restaurálható törések felé.

V.6. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása.

Az gyökérkezelt fogban alkalmazott restauráció minősége fontos szerepet játszik a gyökérkezelt fog túlélésében és egyben az endodonciai terápia kritikus utolsó lépésének kell tekinteni [260]. Csakúgy, mint az III.6. alatt ismertetett vizsgálatban, ebben a vizsgálatban is gyökérkezelt felső premolárisokat használtunk, a már említett kedvezőtlen koronai anatómia és korona-gyökér arány miatt [173]. MOD kavitást alkalmaztunk, ugyanis, ahogyan azt a bevezetésben láthattuk, az MOD üreg konfigurációja további jelentős biomechanikai problémához vezethet. A mindennapi klinikai gyakorlatban a direkt restaurációkat gyakran alkalmazzák a gyökérkezelt fogak esetében, mint a csücsökborítást szolgáló indirekt restaurációk viszonylag alacsony költségű, esztétikus alternatíváit [76]. A nem megfelelő anyagtani tulajdonságok azonban korlátozzák a direkt kompozit restaurációk sikerességét a nagy terhelésnek kitett területeken [30,93]. Az III.2. és III.3. alatt ismertetett vizsgálatokban kimutattuk, hogy amint egy MOD üreg mélysége eléri az 5 mm-t, a hagyományos kompozittal történő direkt tömés önmagában már nem képes megerősíteni a sérült fogat. Ezt támasztják alá van Eapen és mtsai. [299], illetve Kemaloglu és mtsai. laboratóriumi eredményei is [300]. Ennek ismeretében a fogorvosok többsége a gyökértömött felső premolárisokat rutinszerűen hagyományos FRC csapokkal próbálja megerősíteni [301]. Az eredmények azonban az FRC csapok ilyen irányú hatékonysága szempontjából ellentmondásosak. Egyes tanulmányok azt állítják, hogy az üvegszálcsapok növelik a gyökérkezelt premoláris fogak ellenállóképességét, míg mások, arra mutatnak rá, hogy az üvegszálcsapok nem erősítik meg a fogakat, viszont csökkentik a katasztrofális törések előfordulását [177,179,290]. Vizsgálatunkban a hagyományos FRC csappal restaurált csoportok (1. és 2. csoport) szignifikánsan alacsonyabb töréssel szembeni ellenállást mutattak, mint a gyökércsatornában SFRC-vel restaurált csoportok (4. és 5. csoport) ($p < 0,05$), és az FRC csap nem tudta helyreállítani a kontrollhoz közeli töréssel szembeni ellenállást. Több szerző rámutatott, hogy az FRC-csapok elégtelen megerősítő hatása annak tulajdonítható, hogy a csapok behelyezése során több foganyagot távolítanak el, ami valószínűleg gyengíti a gyökeret [184,186–188,301,302]. Ebben a vizsgálatunkban, ahogyan az III.6. alatt ismertetett vizsgálatban is, a restaurált csoportoknál minimálisan invazív módszert alkalmaztunk a csapelőfúrás elvégzésére, hogy minimalizáljuk ezt a gyengítő hatást. Emiatt a kisebb FRC csap sem tudta teljesen kitölteni a gyökércsatornát, és ez valószínűleg ahhoz vezetett, hogy a

rendelkezésre álló térben nagyobb mennyiségű ragasztó kompozit halmozódott fel. Az FRC csap és a csap számára előkészített csatorna átmérője közötti eltérés továbbra is jól ismert klinikai kihívás [303,304]. Ha a csap nem illeszkedik jól, különösen a cervikális részen, a ragasztóréteg túl vastag lesz, és valószínűleg buborékok is képződhetnek benne, ami a kötés helyenkénti meggyengülését okozhatja [303,305]. Ez lehet az egyik oka a hagyományos FRC csapok gyengébb teljesítményének. Az 1. csoportban a hiányzó koronális dentin pótlására hagyományos FRC csapot és ugyanazt a kompozit csonkfelépítő anyagot használtuk, amelyet az csap ragasztásához. Ez az egyik legegyszerűbb és legnépszerűbb restaurációs megoldás a gyakorló orvosok körében, egyben ez a duál kötésű csonkfelépítő anyagok gyártóinak elsődleges ajánlása is. A hiányzó dentin pótlására használt, hagyományos kompozit és duál kötésű csonkfelépítő anyagok egyik fő hátránya a kompozit anyagok jelentősen alacsonyabb FT értéke a dentinéhez képest [93]. A 2. csoportban a hiányzó koronális dentint paszta állagú SFRC-vel helyettesítettük a hagyományos FRC csap mellett. Vizsgálatunkban a paszta állagú SFRC a hagyományos FRC csappal együtt (2. csoport) nem hozott szignifikánsan jobb eredményeket, mint a duál kötésű csonkfelépítő anyag hagyományos FRC csappal együtt (1. csoport). Ez a hagyományos FRC csap és bármely kompozit anyag közötti gyenge adhéziónak tulajdonítható (lásd Bevezetés). A minimálinvazív csapelőfűrés és a szándékos dentinmegőrzés folytán létrejövő szabálytalan gyökércsatorna-anatómia jelentette problémák áthidalásának lehetséges módja több csap alkalmazása ugyanabban a csatornában (multi-post technika) vagy egyedi kialakítású FRC csapok alkalmazása. A 3. csoportban egy 2-3 elasztikus FRC csapból kialakított, individualizált FRC csapot alkalmaztunk, ahogyan azt korábban Hatta és mtsai. leírták [223]. Az elasztikus FRC csapok hosszú unidirekcionális üvegszálakból és egy többfázisú polimer mátrixból állnak (szemi-IPN). A szemi-IPN szerkezetben lineáris és térhálós polimer fázisok egyaránt jelen vannak. A lineáris polimerfázis jelenléte miatt ennek az anyagnak az alkalmazása jó kötést eredményez a csap, a ragasztócement és a dentin között, szemben a hagyományos, nagy számú keresztkötéssel bíró polimer mátrixot tartalmazó FRC csapokkal [197,306,307]. Bár elméletileg ennek az individualizált, elasztikus csapnak jobban kellene illeszkednie a gyökércsatornába, így kevesebb ragasztócementet lehetne használni, a 3. csoport nem hozott jobb eredményt, mint az egyetlen hagyományos FRC csapot alkalmazó csoportok (1. és 2. csoport). Ez ellentétben áll korábbi eredményeinkkel [302], ahol a töréssel szembeni ellenállás tekintetében bármelyik multi-post technika

szignifikánsan jobb volt, mint az egyetlen hagyományos FRC csapot alkalmazó felépítés. Nyilvánvaló, hogy ez a különbség a vizsgálati elrendezésben mutatkozó jelentős különbségeknek tulajdonítható: korábbi vizsgálatunkban a fogak dekoronáltak voltak, ferrule és végleges koronális restauráció nélkül. Az itt tárgyalt vizsgálatban alkalmazott technikák közül a Bioblock-technikát (4. csoport) szignifikánsan nagyobb töréssel szembeni ellenállás jellemezte, mint az SFRC nélküli FRC csapokat alkalmazó többi technikát (1., 2. és 3. csoport). Ez a fog biomechanikai szempontból történő vizsgálatával magyarázható. Amint arra Le Bell-Rönnlöf és mtsai. rámutattak, mivel a hagyományos FRC csapot a fog központi tengelyébe helyezik el, a rostok állása, helyzete nem optimális, ha a megerősítés a kívánt eredmény [197]. Valójában a megerősítéshez a gyökércsatorna falának felszíne a megfelelőbb választás a rostok elhelyezésének szempontjából, mivel itt jön létre a legnagyobb húzó-, illetve nyírófeszültség [196]. A Bioblock-technikával az SFRC közvetlenül és szorosan illeszkedik a gyökércsatorna falához, kiküszöbölve a ragasztócement használatából vagy az FRC csap biomechanikailag helytelen pozicionálásából eredő hátrányokat, így potenciálisan kiküszöbölve a restauráció terhelésekor keletkező összes káros feszültséget. Ezt más tanulmányok is alátámasztják, amelyek szerint a restaurációk túlélési aránya növekedhet, ha az üvegszálakat a ragasztási felületen helyezik el [308,309]. Ez a koncepció összhangban van a monoblokk-elmélettel, amely szerint mindig előnyös a ragasztási felületek számának csökkentése, mivel ezek nem csak koncentrálnak, hanem növelik is a restaurátumon belüli feszültséget [310]. Az itt bemutatott tanulmány protokollja szerint a fog belsejében az egyes SFRC-rétegek vastagságát a III.6. alatt bemutatott vizsgálatban alkalmazott 2 mm-ről 3-4 mm-re növeltük, mivel bizonyított, hogy az SFRC 4-5 mm vastagságig biztonságosan átvilágítható [147]. Ez egyrészt az anyag transzparens jellegének köszönhető, másrészt annak, hogy a benne lévő véletlenszerűen orientált szálak nagyobb távolságra vezethetők és szórhatják a fényt [311].

Felmerül a kérdés, hogy az SFRC anyag a gyökércsatornán belül is megfelelően tud-e polimerizálódni. Ezért mikrokeménység-vizsgálatot végeztünk a gyökércsatornán belül alkalmazott restaurációs technikákon. Az eredmények azt mutatták, hogy a csatorna koronális részében használt valamennyi helyreállító anyag mikrokeménysége magasabb volt, mint ugyanezen csatorna apikális részében, ami a fotopolimerizáció nagyobb intenzitása miatti jobb polimerizáltságra utal. A kritikus apikális részen nem volt különbség a felhasznált anyagok mikrokeménysége között. Ez azért érdekes, mert a 4. és

5. csoportban paszta állagú SFRC-t használtunk a gyökércsatorna belsejében, amelynek a megkötéséhez fényre van szükség, míg a többi helyreállított csoportban duál kötésű csonkfelépítő anyagot használtunk. Ez mutatja az III.6. alatt részletezett vizsgálatban a Bioblock-technikához javasolt fotopolimerizációs protokoll hatékonyságát, amely a csatornán belül egy hagyományos FRC csapot használ, átmenetileg és kizárólag fényvezetési céllal. A legmagasabb mikrokeménységi fokozatot a csatorna apikális részén az 5. csoportban értük el, amikor 2 darab elasztikus FRC csapot használtunk a csatornán belüli SFRC-vel együtt megerősítésként. Ebben a hibrid technikában az elasztikus FRC csapokat közvetlenül a szemben lévő gyökércsatorna falához rögzítettük, hogy potenciális feszültségelnyelő réteggént működjenek, ahogy azt Vallittu és mtsai. [182] és Le Bell Rönnlöf és mtsai. [197] javasolták. A koronális és apikális mikrokeménységi értékek közötti átlagos különbség is az 5. csoportban volt a legkisebb, ami a csatornán belül egyedileg kialakított FRC csapok potenciális fényvezető képességének tulajdonítható.

Mivel a felhasznált anyagok csatornán belüli adaptálhatósága kulcsfontosságúnak tűnik, a résképződést is értékeltük az egyes technikák esetén. A mikrorés-képződés aránya az 1. csoportban volt a legmagasabb, és az 5. csoportban a legalacsonyabb. Ez összhangban van Patel és mtsai. [312] megállapításaival. A zsugorodási stressz és az ebből következő résképződés a gyökércsatornában történő ragasztáshoz használt duál kötésű csonkfelépítő anyagok használata esetén jól ismert probléma, mivel ezen a speciális területen rendkívül magas a C-faktor [313,314]. Az SFRC anyag esetében a polimerizációs zsugorodási feszültség szabályozása a szálak orientációjával érhető el [159]. Ezért a polimerizáció során az anyag nem képes a szálak hossza mentén zsugorodni. Vízzintesen megtartja eredeti méreteit, de a szálak közötti polimer mátrix zsugorodhat, ami jobb adaptációt eredményez a gyökércsatorna falához (4. és 5. csoport).

Ami a törési mintázatot illeti, a helyreállított csoportok túlnyomórészt kedvező törésképet produkáltak, kivéve az 1. csoportot. A töréskép eltolódása a javítható törések irányába jól ismert jelenség SFRC alkalmazásakor [167,300,315], mivel feszültségelnyelő és repedésgátló réteggént működik, ami az inkorporált szálak méretével magyarázható. Mérések szerint a rövid üvegszálak kritikus szálhossza bis-GMA polimer mátrixszal 0,5-1,6 mm közötti [316]. A paszta állagú SFRC ezt a követelményt teljesíti. Érdekes módon vizsgálatunkban a multi-post technikával (3. csoport) nem sikerült kielégítő mértékben megerősíteni a fogakat, de a törésképek így is többnyire kedvezőek voltak. Ennek oka

lehet a fent leírtak szerint ezeknek az elasztikus FRC csapoknak a gyökércsatornán belüli száma és az egyedi jellemzőik. Az 1. csoportot, a hagyományos FRC csap és a duál kötésű csonkfelépítő anyaggal, túlnyomórészt kedvezőtlen törések jellemezték. Ez összhangban van Lazari és mtsai. [213] eredményeivel. Bár a paszta állagú SFRC alkalmazása (4. és 5. csoport) szignifikánsan jobb töréssel szembeni ellenállást eredményezett, mint az FRC csapok bármely típusa vagy száma (1., 2. és 3. csoport) esetén, az elért töréssel szembeni ellenállás még mindig jelentősen alacsonyabb volt, mint a kontrollcsoport (ép fogak) esetén. Ez arra utalhat, hogy a MOD üreggel rendelkező premoláris gyökérkezelt fogaknál szükség lehet a csücskök borítására, ha a tökéletes megerősítés a cél.

V.7. Gyökérkezelt II. osztályú MO kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt restauratív technikák mechanikai vizsgálata

Mint az ismeretes, a gyökérkezelt fogak helyreállításának egyik fő célja az elvesztett ellenállóképesség helyreállítása a rágóterheléssel szemben [212]. Ebben a vizsgálatban MO üregekkel rendelkező felső gyökérkezelt premolárisokat alkalmaztunk, a korábban már ismertetett okok miatt (ld. erre a III.6. és III.7. alatt írtakat). Ferrario és mtsai. szerint a normál rágóerő, amely egyetlen fog harapása során alakul ki, egészséges fiatal férfiban mérve, az első és második premolárisok esetében körülbelül 250-290 N [317]. Ez összhangban van Jantarah és mtsai. eredményeivel, akik a maxilláris premolárisok normál harapóerejét 100-300 N közötti tartományba sorolták [318]. Azonban nagyobb harapási erőkkel kell számolni a funkcionális zavarokkal küzdő egyéneknél, mint például a szorítás vagy a bruxizmus, ahol a harapási erő akár 520-800 N is lehet [319,320]. E publikált értékek alapján osztottuk a vizsgálati protokollt 2 fázisra, ahol az első fázis a normál harapási erőket (500 N-ig), a második fázis pedig a rendkívül nagy erőket (1000 N-ig) szimulálta. Ez utóbbi szempontot azért kell figyelembe venni, mert a temporomandibuláris rendellenességek igen elterjedtek a nyugati társadalmakban [22]. Az okkluzális terhelés kulcsfontosságú tényező a gyökérkezelt fogak sikeres kezelésében, és a klinikus számára döntő fontosságú, hogy a páciensnek van-e parafunkcionális mozgása [117].

Vizsgálatunkban csak az elasztikus, folyékony SFRC-vel ragasztott FRC csappal restaurált minták (C3 csoport) mutattak szignifikánsan magasabb túlélést a többi restaurált csoporthoz képest, amikor normál harapóerőknek voltak kitéve. Az egyetlen

kivétel az A1 csoport volt, amely a túlélés szempontjából nem különbözött jelentősen a C3 csoporttól. A C3 csoportban használt, elasztikus FRC csap hosszú, unidirekcionális üvegszálakból készült, amelyeket bis-GMA, mint térhálós fázis, és polimetil-metakrilát, mint lineáris fázis kombinációjával impregnáltak, amelyek együttesen egy egyedi polimerhálózatot (szemi-IPN) alkotnak [321]. Mivel a szemi-IPN szerkezet keresztmetszeti és lineáris polimer fázisokat is tartalmaz, stabil kötést biztosít a ragasztáshoz használt rezinhez. Ez logikusan befolyásolhatja a restauráció töréssel szembeni ellenállását. Doshi és mtsai. tanulmányában az elasztikus FRC csappal restaurált fogak nagyobb töréssel szembeni ellenállást mutattak, mint a hagyományos FRC csappal restauráltak [322]. Ezzel szemben korábbi vizsgálatunkban az elasztikus FRC csap nem mutatott szignifikáns különbséget a töréssel szembeni ellenállást tekintetében a hagyományos FRC csaphoz képest [302]. Meg kell jegyezni, hogy az említett vizsgálatban a fogak dekoronált premoláris fogak voltak (nem MO kavitással rendelkező fogak), valamint a ragasztó- és csomófelépítő anyag is hagyományos, duál kötési kompozit volt, nem pedig szálerősítésű. Ugyanezt találtuk egy másik vizsgálatunkban is, ahol apexifikált elülső fogakat használtunk [164]. Jelen vizsgálatban az elasztikus FRC csappal restaurált fogak jobb ellenállóképessége a csap ragasztásához és az azt követő csomófelépítéshez használt folyékony SFRC-nek tulajdonítható. A folyékony SFRC egységet képez az elasztikus FRC csap szemi-IPN polimer mátrixának köszönhetően. Tanulmányok bizonyították, hogy a hagyományos FRC csappal összehasonlítva az elasztikus FRC csap és a kompozit anyagok között nagyobb kötési erősség mérhető [194]. Tudomásunk szerint folyékony SFRC-t még nem használtak gyökércsatornába helyezett csapok ragasztásához. Ez az indikáció biomimetikai szempontból fontos lehet. Az FRC csapok általában nem illeszkednek tökéletesen a gyökérbe a gyökércsatorna szabálytalan anatómiája és egyedi keresztmetszete miatt. Ennek következtében általában a mechanikailag nem megfelelő ragasztóanyag tölti ki a gyökércsatorna falai és a csap közötti hézagokat. Mivel a gyökércsatorna falainak felszínén káros feszültség keletkezik terheléskor, a stressztörő szándékkal elhelyezett restaurációs anyagot közvetlenül, szoros érintkezéssel kell adaptálni a falhoz [197]. Amellett, hogy a normál rágóerő tartományban (100-500 N) jobb ellenálló képességet mutattak, a folyékony SFRC-vel kombinált elasztikus FRC csappal restaurált minták nem mutattak statisztikailag szignifikáns különbséget a kontrollhoz képest (1. táblázat). A szálerősítésű anyagokat egyre gyakrabban használják repedésgátlásra és megerősítésre a nagy igénybevételű területeken. A Bioblock-

technikában az SFRC közvetlenül és szorosan illeszkedik a gyökércsatorna falához, kizárva a ragasztócement használatából vagy a hagyományos FRC csap biomechanikailag nem megfelelő pozicionálásából adódó hiányosságokat, így elméletileg kiküszöbölve a restauráció terheléskor keletkező összes káros feszültséget [323]. Ez lehetővé teszi a klinikus számára, hogy minden olyan szabálytalan keresztmetszetű gyökércsatornát kitöltsön és helyreállítson, amelyek nem ideálisak az FRC csap behelyezéséhez. A Bioblock-technikával a rostok mennyisége maximalizálható a fog kritikus nyaki részén is, ami a későbbi stresszfelhalmozódás szempontjából fontosnak tűnik [182]. Nem kevésbé fontos, hogy a Bioblock-technika minimalizálja a restauráció és a fogak közötti határfelületek számát (monoblokk-elmélet), ami bizonyítottan előnyös, mivel a határfelületek növelik a restauráción belüli feszültséget [310]. Érdekes módon ebben a vizsgálatban sem a normál Bioblock-technika (C1 csoport), sem annak módosítása (csak 3 mm-re nyúlt be a csatornába; B1 csoport) nem ért el a C3 csoporthoz vagy az ép fogakhoz hasonló túlélést. A III.7. alatt részletezett vizsgálatunkban a Bioblock-technika nagyobb töréssel szembeni ellenállást mutatott a hagyományos FRC csappal helyreállított fogakhoz képest. Abban a vizsgálatban azonban premolárisok MOD üregének helyreállítását vizsgáltuk, és statikus terhelést alkalmaztunk. Jelenlegi eredményeink összhangban vannak a korábbi tanulmányokkal, amelyek szerint a Bioblock-technikával készített restaurációk nem érték el az ép fogakhoz hasonló töréssel szembeni ellenállást vagy túlélést MOD kavitással rendelkező gyökérkezelt premolárisokban (III.7. vizsgálat), illetve apexifikált elülső fogakban [164]. A szálerősítés teljesítménye számos tényezőtől függ, nevezetesen a felhasznált rezintől, a szálak vastagságától, hosszától, pozíciójától és orientációjától, a szálak hossz-átmérő arányától, a polimer mátrix és a szálak adhéziójától, valamint a szálaknak a rezinbe való impregnációjától [147]. A szálak hossz-átmérő aránya a modern szálerősítésű anyagok esetében igen fontos, mivel befolyásolja a rugalmassági modulust, a szakítószilárdságot és az anyag megerősítési hatékonyságát [144,158]. Míg a paszta állagú SFRC milliméteres szálakat tartalmaz, addig a folyékony SFRC-ben a szálak mikrométeres hosszúságúak. A folyékony SFRC rövidebb üvegszálainak esetében is a rosthossz-átmérő arány a 30-94 közötti tartományba esik [93], így megerősítést nyújt az anyagoknak és valószínűleg az ahhoz adhezíven rögzülő fogszöveteknek is. Érdekes módon a Bioblock-technika nem tett lehetővé jobb túlélést a többi csoporthoz képest, és az ilyen módon készített restaurációval ellátott fogak jelentősen gyengébbek voltak az ép fogakhoz

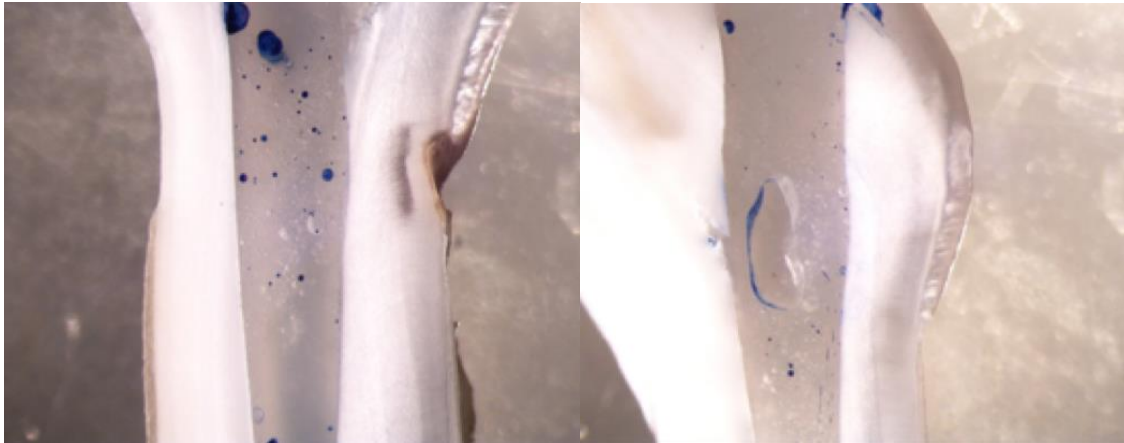
képest, még a folyékony SFRC esetében is. Ez ellentétben áll az elülső, apexifikált fogakkal kapcsolatos korábbi eredményeinkkel, ahol a Bioblock-technika folyékony SFRC-vel volt az egyetlen vizsgált restaurációs technika, amely az ép fogakhoz hasonló túlélést eredményezett [164]. Az SFRC restaurációk törési viselkedésével és teherbíró képességével kapcsolatban Lassila és mtsai. megállapították, hogy az SFRC-csonk feletti felületi hagyományos kompozit optimális vastagsága 0,5-1 mm között van [269]. Feltételezve, hogy az SFRC-ből álló anatómikus csonkfelépítés megerősítő szerepe a repedésgátló mechanizmusra épül, a feszültség kiindulási pontjától a felszíni réteg és az SFRC csonk közötti távolságnak van jelentősége. Így a hagyományos kompozit rétegvastagsága hozzájárulhat a repedés terjedéséhez és a restaurációk túléléséhez. Ez összhangban van a korábbi vizsgálatokkal, amelyek kimutatták az alkalmazott SFRC és hagyományos felszíni rétegek, fedés vastagságának fontosságát [103,257]. A legtöbb fogorvos rendszeresen restaurál gyökérkezelt felső premolárisokat konvencionális üvegszálcsapokkal, de ez a megközelítés vita tárgyát képezi (lásd fentebb) [301]. Jelen vizsgálatunkban nem volt különbség a csak hagyományos kompozit tömessel (A3 csoport) vagy hagyományos FRC csappal és folyékony SFRC-vel (C4 csoport) helyreállított fogak között. Az utóbbi két technikával helyreállított csoportok túlélése is szignifikánsan alacsonyabb volt az ép fogakhoz képest. A mi aktuális eredményeink is összhangban vannak Shah és mtsai. [212], valamint Nothdurft és mtsai. [176] eredményeivel, amelyek szerint a MO üreggel rendelkező gyökérkezelt premolárisok nem erősíthetők meg csak kompozit tömessel, mivel ezek a fogak nem rendelkeznek ugyanolyan töréssel szembeni ellenállással, mint az ép fogak.

A szélsőséges erőtartományban végzett vizsgálatokban a vizsgált technikák egyike sem tette lehetővé az ép fogakhoz hasonló túlélést. Ezt fontos figyelembe venni olyan betegek kezelésénél, akiknél a fogszorítás vagy a bruxizmus miatt a restauráció túlterhelődhet.

Ami a törési mintázatot illeti, minden csoportban az összes minta túlnyomórészt nem restaurálható töréseket mutatott, kivéve a kontrollcsoportot, ahol a törések túlnyomórészt restaurálhatók voltak.

Mivel a felhasznált anyagok gyökércsatornán belüli adaptációja fontosnak tűnik, a paszta állagú és a folyékony SFRC-k esetében is végeztünk mikrorés-képződési tesztek. A paszta állagú SFRC (C1 csoport) jobb adaptációt mutatott a csatorna falához, mint a többi vizsgált csoport (C2-C4), ami összhangban volt korábbi eredményeinkkel [164,323]. Bár

a paszta állagú SFRC adaptációja a csatornafalakhoz ideális volt, magában az anyagban üregek voltak láthatók (42. ábra).



42. ábra: Gyökércsatornán belül alkalmazott paszta állagú SFRC anyagon belüli résképződés.

Ezek a hézagok az anyag rossz kondenzációjából adódhattak a szűk térben, vagy a levegő beszorulásából, amikor a pasztát a csatornába juttattuk. Véleményünk szerint ezek az üregek hozzájárulhatnak a polimerizáció során fellépő zsugorodási feszültség csökkentéséhez, és ez csökkentheti a mikroréseket a határfelületeken. Valójában ezt már korábban is sugallták, amikor az FRC hatását vizsgálták hagyományos tömés alkalmazásakor [324]. Tezvergil-Mutluay és mtsai. eredményeivel összhangban [324] és a folyékony SFRC nagyobb volumenű zsugorodása miatt a mikrorés kialakulása a folyékony SFRC-vel (C2-C4 csoport) ellátott gyökércsatornában nem volt tökéletes. Emellett mikrokeménység-vizsgálatot végeztünk az SFRC anyagok polimerizáltságának becslésére a gyökércsatornában. Az adatokból kiderült, hogy a csatorna koronális részében használt SFRC anyagok mikrokeménysége jobb volt, mint ugyanezen csatorna apikális részében, ami a fotopolimerizáció nagyobb intenzitása miatti fokozott keményedést mutatja. A csatorna apikális részében a folyékony SFRC (C2-C4) magasabb mikrokeménységi értékeket mutatott, valamint kisebb különbséget a gyökércsatorna apikális és koronális részén mért mikrokeménység között. Ez összhangban van a III.7. és III.8. alatt ismertetett vizsgálataink eredményével, valamint egyéb korábbi eredményekkel, amelyek azt mutatják, hogy az SFRC a csatornán belül is megfelelően polimerizálódhat [164,302,323]. Ez egyrészt az anyag transzparenciájából, másrészt

abból a tényből adódik, hogy a benne lévő üvegszálak nagyobb távolságra vezethetik és szórhatják a fényt [325]. Kimutatták, hogy az üvegszálak és a dimetakrilát gyanta mátrix fénytörési indexe a polimerizációs fázisban előnyös a fényszórás szempontjából és javítja a fotopolimerizációt [326].

V.8. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott premoláris fogak restaurálására alkalmazott különböző szálerősített direkt és indirekt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása

Ez a tanulmány az egyedi szálerősítésű, csücsökborítással ellátott és anélkül készült MOD restaurációk fáradásos túlélésére összpontosított. Azt a kérdést is megvizsgáltuk, hogy a direkt csücsökborítás ugyanolyan hatékony lehet-e, mint indirekt megfelelője. Jelen vizsgálatban is, csakúgy mint az III.6., III.7. és III.8. alatt ismertetett vizsgálatainkban, felső gyökérkezelt premolárisokat használtunk.

Korábbi vizsgálatainkban úgy találtuk, hogy a paszta állagú vagy folyékony SFRC anyagot használó Bioblock-technika figyelemre méltó eredményekre vezet a gyökérkezelt fogak helyreállításában [164,323]. Ha azonban az operátor rövid és hosszú üvegszálakat kombinál az egyénre szabott megerősítéshez, akkor még jobb eredményre lehet számítani [165,270,327]. A gyökérkezelt fogak felépítéséhez választandó legjobb anyag, illetve a kiválasztás szempontjai jelenleg is folyó szakmai vita tárgyát képezik. Egy nemrég megjelent szisztematikus áttekintésben és metaanalízisben Zarow és mtsai. arra a következtetésre jutottak, hogy a magas töltésű kompozit anyagok jobb választásnak bizonyulhatnak a klasszikus kompozit anyagokhoz képest [328]. Ezzel szemben Stavridakis és mtsai. az FRC csap melletti csomkfelépítő anyagként folyékony kompozitok használatát javasolják, legalábbis ferrule nélküli elülső fogak esetén [329]. A szálerősített kompozitok számos klinikai szituációban felülmúlták a nem szálerősített kompozitokat. Továbbá, mivel a folyékony SFRC jobb mechanikai tulajdonságokat mutatott a paszta állagú SFRC-hez képest [153], logikusnak tűnik, hogy a folyékony változatot csomkfelépítésként is használjuk, akár önmagában, akár FRC csap mellett. Lassila és mtsai., valamint Uctasli és mtsai. tanulmányában a folyékony SFRC ígéretes eredményeket mutatott, amikor csomkfelépítésként FRC csap mellett alkalmazták [165,330]. Klinikai szempontból még fontosabb, hogy a folyékony SFRC kezelése és alkalmazása sokkal kényelmesebb csomkfelépítéshez önmagában vagy FRC csappal együtt, mint a paszta állagú kompozitoké, akár szálerősítésűek, akár nem.

Vizsgálatunkban a kontrollcsoportot (kompozit tömés) jellemezte a legalacsonyabb, a C3 csoportot (rövid és hosszú üvegszálakat egyaránt tartalmazó csontfelépítésre helyezett indirekt restaurátum) pedig a legmagasabb túlélési arány. Ha a vizsgálatban a direkt restaurációkat tekintettük, amelyeknél nem volt csücsökfedés, akkor az A3 csoport (folyékony SFRC elasztikus FRC csappal) jobb túlélést mutatott a kontrollcsoporthoz képest ($p = 0,006$). Ez összhangban áll a III.8. alatt ismertetett vizsgálatunk eredményeivel az MO üreggel rendelkező gyökérkezelt premolárisok esetében. Jelen vizsgálatban a Bioblock-technika csücsökborítás nélkül (A2 csoport) nem volt szignifikánsan jobb, mint a hagyományos kompozit tömés (kontrollcsoport). Ez nyilvánvalóan ellentétes Shah és mtsai. [212] és Eapen és mtsai. [299] eredményeivel. Ők azonban csak a koronális kavitásban használtak SFRC-t, és statikus terheléses törésvizsgálatot végeztek. Garlapati és mtsai. szintén azt találták, hogy az SFRC alkalmazása szignifikánsan magasabb töréssel szembeni ellenállási értékeket eredményezett a gyökérkezelt MOD üregekben, mint a hagyományos kompozit tömés [331]. Ők azonban statikus terheléses vizsgálatot alkalmaztak, és a vizsgált minták moláris fogak voltak, ami megmagyarázhatja a különbséget. Ami a gyökérkezelt MOD üregek optimális kezelését illeti, a szakirodalom egyetért abban, hogy biztonsági okokból az indirekt csücsökborítás javasolt [248,332,333]. Az adhezív technikák és a kompozit anyagok fejlődésével azonban felmerült a hagyományos kompozit anyagokkal történő direkt csücsökborítás lehetősége. Ez a technika szükségtelenné teszi a fogtechnikus közreműködését, így a restaurációs eljárás kevésbé időigényes és kevésbé költséges. A direkt csücsökborítást, mint sikeres restaurációs lehetőséget klinikai körülmények között már dokumentálták [247,334,335]. A direkt csücsökborítással kapcsolatos eredményeket tekintve a hagyományos kompozit tömésen végzett direkt csücsökborítás (B1 csoport) nem bizonyult szignifikánsan előnyösebbnek, mint a csücsökborítás nélküli módszerek (kontroll, A2-3 csoport). Ez összhangban van Mohammadi és mtsai. [301] eredményeivel, de ellentmond Fennis és mtsai. [336] és ElAyouti és mtsai. [337] eredményeinek. Érdekes módon, amikor a direkt csücsökborítást a Bioblock-technikával kombináltuk (B2 csoport), a túlélés szignifikánsan javult a kontrollcsoporthoz képest ($p = 0,043$). Nyilvánvalónak tűnik, hogy ez annak az tudható be, hogy a restaurációban folyékony SFRC van jelen, és egyidejűleg a csücsökborítás is biztosított. Figyelemre méltó, hogy a Bioblock-technika a direkt csücsökborítással (B2 csoport) nem csak a folyékony SFRC-t és elasztikus FRC csapot tartalmazó csoporttól (A3 csoport), hanem a

kompozit (C1 csoport) vagy a Bioblock csonkfelépítésű (C2 csoport) indirekt csücsökborítású restaurációktól sem különbözött szignifikánsan a túlélés szempontjából. Ezek az eredmények azt sugallhatják, hogy a Bioblock-technika a direkt csücsökborítással kombinálva (B2 csoport), vagy a csücsökborítás nélküli, folyékony SFRC-vel ellátott elasztikus FRC csap (A3 csoport) alternatívája lehet az indirekt csücsökborításnak. Tudomásunk szerint ezt, a saját közleményünket megelőzően, még senki nem dokumentálta. Ezek az FRC alapú megközelítések biztonságos direkt restaurációs megoldást nyújthatnak a premoláris területen lévő gyökérkezelt MOD üregek esetében. Míg a Bioblock technika és a folyékony SFRC-vel ragasztott elasztikus FRC csap között nem volt statisztikailag szignifikáns különbség, amikor nem alkalmaztunk csücsökborítást (A2 és A3 csoport), szignifikáns különbséget találtunk, amikor direkt csücsökborítást alkalmaztunk ugyanezzel a két FRC alapú megközelítéssel (B2 és B3 csoport, $p = 0,029$). Úgy tűnik, hogy a hosszú üvegszálak használata elasztikus FRC csap (everStick POST) formájában előnyös a premoláris gyökérkezelt fogak esetében. Ez összhangban van a III.7. és III.8. alatt ismertetett vizsgálataink eredményeivel. A magyarázat valószínűleg az, hogy a hosszú üvegszálak további védelmet nyújtanak a kompressziós, nyíró-, és húzóerőkkel szemben, amelyeket a premolárisoknak a fogívben elfoglalt helyzetük miatt el kell viselniük. Úgy tűnik tehát, hogy azokban a régiókban, ahol a fogak potenciálisan nagy nyíró-, és húzóerőknek vannak kitéve (jellemzően az elülső és a premoláris régiók), ajánlott hosszú szálakat beépíteni a gyökérkezelt fogak restaurációjába [327]. Ezeket az ajánlásokat azonban a jövőben *in vivo* körülmények között is ellenőrizni kell. Különösen fontos megjegyezni, hogy amíg a helyreállított fogak funkcióban vannak, a károsodást okozó húzófeszültség különösen a külső felületükön jelentkezik, ezért a keményebb anyag(ok)at inkább oda kell helyezni, mint a gyökércsatorna közepére, ahol a fog tengelyében feszültségtől mentes terület található. Ezt a megközelítést, azaz az individualizált üvegszálcsap-koncepciót már sikeresen alkalmazták hosszú üvegszálakkal [338]. A rövid szálerősítésű csonkfelépítő kompozitok ezzel szemben képesek átirányítani és megállítani a repedés terjedését az anyagon belül [270]. Az ilyen energiaeinyelő és feszültségelosztó szálak jelenléte lehetővé teszi, hogy a repedések terjedését az anyag tömegétől a periféria felé tereljék [91,97,339].

Ebben a vizsgálatban az individualizált FRC csapokat és csonkfelépítéseket 6 mm mélyen helyeztük el a gyökércsatornába, a III.8. alatt ismertetett vizsgálatban bemutatott módon.

Eddig számos tanulmány rámutatott arra, hogy az FRC csapok hossza a csatornán belül nem kritikus tényező [340–343], ellentétben a fémcsapok alkalmazása esetén kialakuló szituációval. Meyenberg szerint a klinikailag kielégítő eredményhez elegendő lehet, ha körülbelül 7 mm FRC csap kerül a csatornába, és körülbelül 4 mm ugyanebből a csapból biztosítja a koronális retenciót a csomkfelépítéshez [184]. Ez a „beterjesztés” minimálisabb lehet az individuális FRC csapok és felépítmények esetében, mivel ezek jobban illeszkednek a gyökércsatorna kritikus nyaki területére (ugyanis a szálak mennyisége maximalizálódik, míg a ragasztócement mennyisége minimalizálódik). Következésképpen a szálak megnövekedett mennyisége ezekben az esetekben ellensúlyozhatja a csökkentett behelyezési mélységet. Ki kell emelni, hogy a 6 mm-es csapmélységet ebben a vizsgálatban szándékosan választottuk, hogy lehetővé tegyük a közvetlen összehasonlítást a gyökérkezelt premoláris fogak helyreállításával kapcsolatos korábbi vizsgálatunk eredményeivel. Véleményünk szerint ez a vizsgálat egyik jelentős erőssége.

Jelen vizsgálatban a direkt csücsökborítás nem javította a folyékony SFRC-vel ellátott elasztikus FRC csappal helyreállított fogak fáradásos túlélését (B3 csoport az A3-hoz képest). Ez valószínűleg azokra az egyedi tulajdonságokra vezethető vissza, amelyek az elasztikus FRC csap (szemi-IPN, lásd fentebb) és a folyékony SFRC kombinálásával jönnek létre. Mivel ez a szemi-IPN szerkezet keresztkötésű és lineáris polimer fázisokat is tartalmaz, stabil adhéziót biztosít a rögzítéshez használt rezin anyagokhoz. Az A3, B3 és C3 csoportban a csap rögzítéséhez folyékony SFRC-t használtunk. Ez fontos szempont, mivel így hosszú (FRC csap) vagy rövid szálak (folyékony SFRC) kerülnek közvetlen kapcsolatba a gyökércsatorna falával, ahol terheléskor a kedvezőtlen stressz jelentkezik [182,197]. A III.7. és III.8. alatt bemutatott vizsgálatok, valamint korábbi vizsgálataink szerint a gyökércsatornán belüli SFRC-anyagokat, beleértve az elasztikus FRC csap melletti ragasztáshoz használt folyékony SFRC-t is, biztonságosan lehet fotopolimerizálni [164]. Ez több okra vezethető vissza, nevezetesen az FRC-csap fényáteresztő képességére [344], az SFRC-anyagok átlátszóságára és a fény rövid szálak általi szórására [311]. A legmagasabb túlélési arányt akkor tapasztaltuk, amikor az indirekt csücsökborítást az elasztikus FRC csap és a folyékony SFRC kombinációjával biztosítottuk (C3 csoport). Ami még fontosabb, hogy ez a restaurációs módszer szignifikánsan jobb túlélési arányt eredményezett az összes többi megközelítéshez képest. Ebben a vizsgálati elrendezésben ez volt az egyetlen eset, amikor szignifikáns

különbséget találtunk a szálerősített csonkfelépítéssel végzett direkt és indirekt csücsökborítás között.

Ami a törési mintázatot illeti, minden csoportot túlnyomórészt nem helyreállítható törések jellemeztek. A szakirodalomban egyértés van abban a tekintetben, hogy a hagyományos kompozit anyagok ridegsége a restauráció teljes vastagságában könnyen terjedő, a foganyagot elérő, továbbterjedő tömeges törést generál [91,97]. Így a hagyományos kompozit anyagok alapvető tulajdonságai (alacsony FT) nem nyújtanak jelentős védelmet a fáradásos repedések terjedése ellen. Ezzel szemben az SFRC csonk támogatja a kompozit fedőréteget, és repedésgátlóként működik [91,97,244]. Ha az SFRC csonkot elsősorban repedésgátlónak tekintjük, akkor a felületen lévő feszültség keletkezési pont és az SFRC csonk közötti távolság számít. Így a felszíni fedőréteg vastagsága hozzájárulhat a fáradásos túléléshez és a sikertelenség módjához. Ebben a vizsgálatban 2 mm vastag kompozit fedőréteget alkalmaztunk, és ez magyarázatot adhat a nem helyreállítható törésképre még az SFRC csonkot alkalmazó csoportok esetében is. Ez összhangban van a korábbi vizsgálatok eredményeivel, amelyek kimutatták az SFRC és a kompozit fedőréteg vastagságának jelentőségét [97,205,269].

A szálak mennyiségének és a szívósságnak a maximalizálása érdekében az A2, A3, B2 és B3 csoportokban a hiányzó interproximális falak felépítéséhez folyékony SFRC-t (EverX Flow Dentin Shade) használtunk. Meg kell jegyezni, hogy az SFRC anyagokat alapként vagy csonkfelépítésként kell használni, és a gyártó utasításai szerint nem érdemes végleges felületi restaurációként alkalmazni. Mára ugyanakkor számos *in vitro* és *in vivo* vizsgálatból tudjuk, hogy ezen anyagok töltőanyag-tartalma nem befolyásolja sem a kompozit restaurációk kopását, sem a fényét [141,153,345–347], és fedés nélküli használatukkal a restaurátum teherbírása megsokszorozható.

V.9. Gyökérkezelt I. osztályú kavitással ellátott moláris fogak restaurálására alkalmazott különböző direkt restauratív technikák mechanikai összehasonlítása

Ebben a vizsgálatunkban többféle direkt restaurációs technikát és szálerősített dentinhelyettesítő anyagot alkalmaztunk gyökérkezelt molárisok I. osztályú üregeinek helyreállítására. Az ebben a speciális helyzetben lehetséges direkt helyreállítási lehetőségek közül a klinikusok leggyakrabban a kompozit töméseket választják. Ezért kontrollként direkt kompozit tömést alkalmaztunk (10. csoport). Az, hogy a direkt

kompozit tömés-e a legjobb megoldás ebben a helyzetben, vita tárgyát képezi. Számos tanulmány arra a következtetésre jutott, hogy a gyökerkezelt molárisok, ha a gyökerkezelést hagyományos hozzáférési nyíláson keresztül végezték, biztonságosan helyreállíthatóak kompozit töméssel [109,267,348,349]. Más tanulmányok azonban az ilyen fogaknál jelentősen alacsonyabb töréssel szembeni ellenállást találtak az ép fogakhoz képest [224,350,351]. Továbbá, az ilyen mély üregek töméséhez szükséges kompozit rétegzése időigényes bármely bulk-fill technikához képest. Ami biomechanikai szempontból még fontosabb, hogy a legtöbb esetben, amikor törés következik be a tisztán kompozit töméssel helyreállított mély üregekben, dominánsan nem helyreállítható törések alakulnak ki [118,253]. Az SFRC-t használó kétrétegű, biomimetikus restaurációk kiváló töréssel szembeni ellenállást mutattak, kedvező törési mintázattal [91,118,269]. Vizsgálatunkban a folyékony SFRC-t tartalmazó restauráció (EverX Flow, 2. csoport) mutatta a legmagasabb túlélést a vizsgált csoportok közül. Figyelemre méltó, hogy szignifikánsan magasabb túlélést mutatott még a kontrollcsoportnál is ($p = 0,008$). Tudomásunk szerint az EverX Flow anyagot korábban még nem vizsgálták gyökerkezelt moláris fogak helyreállításában. A kedvező eredmény magyarázata a folyékony SFRC egyedi tulajdonságaiban, különösen a magas üvegszáltartalomban rejlik (lásd Bevezetés). Amint arról korábban már volt szó, a paszta állagú SFRC-ben milliméteres szálakat, a folyékony SFRC-ben mikrométeres szálakat használnak. Annak ellenére, hogy a folyékony anyagban a szálak rövidebbek, mint a pasztánál ismeretes kritikus szálhossz, a hossz-átmérő arány 30 és 94 között van [93], ami megerősítést nyújt az anyagoknak és a hozzájuk adhezíven rögzülő fogszöveteknek is. Bár az EverX Flow törési szívóssági értéke magasabb, mint az EverX Posterioré [141], amikor az anyagokat önmagukban vizsgálják (azaz nem egy tényleges üregben alkalmazzák), az EverX Posteriorral helyreállított fogak (1. csoport) a túlélés szempontjából nem különböztek az EverX Flow-val helyreállított fogaktól (2. csoport). Ez összhangban van az III.8. alatt ismertetett vizsgálatunk eredményeivel. Ez az eredmény azzal a ténnyel magyarázható, hogy mindkét anyag tartalmaz véletlenszerűen elhelyezkedő rövid szálakat, ami izotróp tulajdonságot kölcsönöz az anyagnak, és ezáltal többirányú erősítést eredményez az üreg belsejében [263]. Az SFRC anyagok már bizonyított biomechanikai előnyei mellett az is lényeges szempont, hogy átlátszóak, és a bennük lévő szálak szórják a fényt, így akár 4-5 mm vastagságban is alkalmazhatók [159,352,353]. Mivel azonban az ebben a vizsgálatban használt üregek meglehetősen mélyek voltak, nem lehet azt mondani, hogy

ezeket a hagyományos értelemben bulk-fill eljárással tömték volna, hiszen az SFRC-t három egymást követő rétegben használták. Az üvegionomer anyagok folyamatos fejlődésével felmerül a kérdés, hogy felhasználhatók-e dentinpótló anyagként a gyökérkezelt molárisok helyreállítására és megerősítésére az SFRC kevésbé költséges alternatívájaként. Az is érdekes kérdés, hogy a dentinpótlásként alkalmazott GIC hatékonyságát növeli-e az adhezív előkezelés (mint a „szuper-zárt szendvics-technika” esetében).⁵ Tudomásunk szerint saját vizsgálatunk az első, amely a gyökérkezelt moláris fogak helyreállításához alkalmazható összes dentinhelyettesítő anyagot egy vizsgálaton belül hasonlította össze, adhezív kezeléssel és anélkül. Vizsgálatunkban az adhezív előkezelés egyik vizsgált üvegionomer anyag esetében sem eredményezett nagyobb túlélést. Az üvegionomer anyagok gyenge, de valódi kémiai kötést képeznek a dentinhez, és úgy tűnik, hogy dentinpótló anyagként való alkalmazásuk esetén az előzetes adhezív kezelésnek nincs jelentős előnye. Mindazonáltal a különböző üvegionomer anyagok között egyértelmű különbség volt a túlélés tekintetében. A modern üvegionomer restaurációs anyag (EQUIA Forte, GC Europe) felülmúlta az RMGIC restaurációs anyagokat (Fuji II LC), mind adhezíves előkezeléssel (a 7. csoport szignifikánsan jobb volt, mint az 5. csoport, $p = 0,046$), mind pedig anélkül (a 8. csoport szignifikánsan jobb volt, mint a 6. csoport, $p = 0,004$). Ez egyértelmű ellentmondásban van Magne és mtsai. eredményeivel, akik szerint a hagyományos üvegionomer nem különbözik az RMGIC változattól [86]. Ők azonban MOD üregekkel dolgoztak, ami magyarázatot adhat a különbségre. A mi eredményeinket valószínűleg a modern üvegionomer restauratív anyagok javított mechanikai jellemzőivel lehet a legjobban magyarázni; ebben az anyagban ugyanis a fokozott megerősítés érdekében kisebb és reaktívabb szilikátrészecskéket használnak nagyobb molekulatömegű akrilsavmolekulákkal [354,355]. További eredmény, hogy az üvegionomer anyagokat használó restaurációk túlélése nem különbözött szignifikánsan a kontrollcsoporttól (10. csoport), kivéve a 6. csoportot ($p = 0,005$). Ez azt mutatja, hogy az üvegionomer anyagokkal történő helyreállítások jó alternatívát jelenthetnek a gyökérkezelt moláris fogak közvetlen kompozit töméseivel szemben mély, I. osztályú szuvas fogak esetén. E tekintetben eredményeink összhangban vannak Magne és mtsai. [86] eredményeivel.

⁵ Szuper-zárt szendvics-technika esetén a poszterior, mély I. osztályú üreget adhezíven kezeljük (II. osztályú üreg esetén az adhezív kezelést követően I. osztályúvá alakítjuk a centripetális technika szerint hagyományos kompozittal), majd a hiányzó denting üvegionomer cementtel pótoljuk. Ezután üvegionomer “mag” okkluzális felszínét adhezíven kezeljük, majd hagyományos kompozittal fedjük.

A 3. és 4. csoportban a hiányzó dentin helyére új, FRGIC anyagot használtunk. Ezt az anyagot úgy fejlesztették ki, hogy az RMGIC porhoz (Fuji II LC) 20 %-os tömegarányban rövid, 200-500 μm hosszúságú, üvegszálakat építettek be. Korábbi anyagtani tanulmányok kimutatták, hogy a rövid mikroszálak RMGIC mátrixszal való kombinálása a hagyományos RMGIC-hez képest a FT értéket és a hajlítoszilárdságot javította [356,357]. Ezt az anyagot azonban még nem vizsgálták fogak helyreállításában és terhelési helyzetben. Az FRGIC restaurációk szignifikánsan nagyobb túlélést mutattak az előzetes adhezív kezelés nélküli üregekben (4. csoport), mint amikor az anyagot az adhezív rétegre helyezték (3. csoport) ($p = 0,025$). Továbbá az FRGIC előzetes adhezív kezelés nélkül (4. csoport) nem különbözött a túlélés tekintetében sem a kontrollcsoporttól (10. csoport), sem a paszta állagú SFRC-vel helyreállított fogaktól (1. csoport). Ez a mikroszálak véletlenszerű orientációjának tulajdonítható az FRGIC mátrixban (3. ábra), ami úgy tűnt, hogy javítja az anyag fáradási repedések terjedésével szembeni ellenálló képességét, valamint növeli a törési energiát és az anyag FT értékét. Garoushi és mtsai. szerint ennek az anyagnak a törési szívóssága $1,7 \text{ Mpam}^{1/2}$, ami összehasonlítható a kereskedelmi forgalomban kapható hagyományos kompozit anyagokkal ($1,1\text{-}1,9 \text{ Mpam}^{1/2}$) [153,357–359].

Ebben a tanulmányban is elvégeztük a törések minőségi elemzését, optikai sztereomikroszkóp és pásztázó elektronmikroszkóp (SEM) alkalmazásával. Az elemzés szerint az elsődleges repedés a restauráció okkluzális felületén keletkezett, lefelé terjedt, a restauráció és a fogszerkezet különböző rétegeiben. Ezt a fajta törési viselkedést más terheléses vizsgálatokban is megfigyelték [97,360,361]. A legtöbb eltört minta, függetlenül attól, hogy szálerősítésű restaurátumot tartalmazott-e vagy sem, főként katasztrofális, nem helyreállítható töréseket mutatott, amelyek általában medián-radiális repedések voltak, amelyek a terhelési ponttól a restaurációs anyagba nyúltak. Ez ismét azt mutatta, hogy a jobb teherbírás és a kedvező törésmód nem feltétlenül járnak együtt (pl. a 4. csoport és a kontrollcsoport összehasonlítása). Az SFRC-vel megerősített restaurációk esetében (1. és 2. csoport) ugyanakkor a minták több mint 50%-a túlélte a 40 000 terhelési ciklusból álló gyorsított terhelési vizsgálatot, míg a többi vizsgált direkt restaurációs technika esetében ilyen eredmény nem volt tapasztalható. Ez ismét azt jelezheti, hogy az SFRC képes mind a teherbírást növelni, mind a törési képet kedvező irányba módosítani [147,159]. Az eltört minták elemzése egyértelműen kimutatta azt is,

hogy a hagyományos anyagok törékenysége a restauráció teljes vastagságán keresztül könnyen terjedő, nagy törést eredményezett (40. ábra c. és d. része). Így az anyag alapvető jellemzői nem növelik jelentősen a fáradásos repedésterjedés ellenállását. A másik oldalon a szálerősítésű kompozitok megmutatták azt a képességüket, hogy átirányítják és megállítják a repedés propagációját az anyagon belül. Amint az a 40. ábrán látható, az ilyen energiaeinyelő és feszültségelosztó szálak jelenléte lehetővé teszi a repedés terjedésének eltérítését az anyag tömegétől a periféria felé.

V.10. Gyökérkezelt II. osztályú MOD kavitással ellátott moláris fogak helyreállítására alkalmazott különböző szálerősített, csücsökborítással járó és anélküli restauratív technikák mechanikai összehasonlítása

Ennek a vizsgálatnak az volt a célja, hogy összehasonlítsa azokat a direkt restaurációs technikákat, amelyek a MOD üregekkel rendelkező gyökérkezelt moláris fogak megerősítésére használnak rövid és hosszú rostokat tartalmazó FRC anyagokat.

A hosszú üvegszálak FRC csap formájában történő alkalmazását gyökérkezelt moláris fogak helyreállítására már sokan tanulmányozták [104,348]. A legtöbb tanulmány arra a következtetésre jutott, hogy a gyökérkezelt moláris fogakba helyezett FRC csap nem erősíti meg a restaurációt, de az esetleges töréseket a javíthatóság irányába tolhatja el [104,348]. Hangsúlyozni kell azonban, hogy a legtöbb ilyen vizsgálatban az FRC csapot a gyökércsatornába helyezték, és a behelyezés elsődleges célja nem a megmaradó üregfalak stabilizálása volt [104,348]. Jelen vizsgálatban az 5. és 6. csoportokban az FRC csapot horizontális módon alkalmaztuk, azzal a céllal, hogy stabilizáljuk a szemben lévő üregfalakat. A csücsökborítás nélküli, FRC csapot tartalmazó csoportban (5. csoport) szignifikánsan alacsonyabb volt a túlélés majdnem az összes többi csoporthoz képest, beleértve a kontrollcsoportot is ($p < 0,05$). Az egyetlen kivétel a csücsökborítással ellátott, folyékony SFRC anyagot tartalmazó csoport (2. csoport) volt. Ez, a csücsökborítás nélküli, FRC csapot tartalmazó csoport tekintetében, ellentétes Karzoun és mtsai. eredményeivel, ami azzal magyarázható, hogy a szerzők premoláris fogakat vizsgáltak [362]. Az FRC csappal történő horizontális sínezéssel saját vizsgálatunkban elért gyengébb eredményeknek sokféle oka lehet. Az egyi lehetséges ok a gyenge adhízió az FRC csap és a koronálisan alkalmazott kompozit tömés anyaga között. Az FRC csapok mátrixpolimerjei általában epoxigyanták vagy más hőre keményedő polimerek, amelyek magas konverziós fokkal bírnak és erősen térhálós szerkezetűek [172]. Ezek a

tulajdonságok nagyon megnehezítik a hagyományos FRC csapok bármilyen kompozitához vagy a fogszerkezethez való kötését [194]. Ha a kötés gyenge a csap és a restaurációs anyag között, terheléses esetén nem valósul meg feszültségátvitel, ami az egymáshoz ragasztott anyagok elválásához és repedésekhez vezet. Szintén probléma lehet, hogy az FRC csappal történő horizontális sínezés esetén a koronális üreg helyreállításához általában hagyományos kompozitot használnak [362–364]. A hagyományos kompozitok két fő hátránya a polimerizációs zsugorodás és az ezzel járó feszültség, valamint a dentinhez képest nem megfelelő FT [91]. Hangsúlyozni kell, hogy a FT hiánya a kiterjedt direkt restaurációk (pl. mély vitális és gyökerkezelt MOD üregek) esetében igen fontos tényező, mivel ezekben az esetekben a restaurációs anyag térfogata megnő [252]. Továbbá, mivel az 5. csoportban (horizontális FRC csap) nem végeztünk csücsökborítást, a meglévő falakon kialakuló erőkar nem csökkent. Ez is magyarázhatja az ebben a csoportban megfigyelt rosszabb túlélést. Amikor a direkt csücsökborítást horizontálisan pozicionált FRC csappal együtt alkalmaztuk (6. csoport), a túlélés szignifikánsan magasabb volt ($p = 0,006$) ahhoz a csoporthoz képest, ahol a csücsökborítást nem végeztük el (5. csoport). A csücsökfedéssel a megmaradó falak magassága csökken, ami automatikusan az erőkar csökkenéséhez vezet. Ez lehet az oka a megnövekedett túlélésnek a 6. csoport esetében. Továbbá csak a 4. csoport (transzkoronális sínezés csücsökborítással) volt jobb a 6. csoportnál (horizontális FRC csap csücsökborítással) a túlélés tekintetében ($p = 0,014$). Ez idáig az irodalomban már használtak különböző pozíciókban elhelyezett polietilénszálakat az MOD üregek stabilizálására gyökerkezelt molárisokban [203,365]. Ezek közül a transzkoronális sínezés az egyetlen, ahol a polietilénrostokat az üreg belsejében helyezik el és feszülés alatt fotopolimerizálják. Ezáltal terheléskor a meglévő falak minimális elmozdulása jöhet csak létre, ha egyáltalán történik elmozdulás. Ebben a vizsgálatban a transzkoronális sínezés csücsökborítás nélkül (3. csoport) szignifikánsan nagyobb túlélést tett lehetővé, mint a horizontális FRC csap csücsökborítás nélkül (5. csoport, $p = 0,005$). Ennek oka lehet a hosszú rostok anyagtani különbözősége ezekben a technikákban.

A polietilénrostokat a rögzített csomópontok sűrű koncentrációja jellemzi, ami segíti a szövet integritásának fenntartását. Ez lehetővé teszi, hogy a feszültségek az anyag tömegében a jól meghatározott terhelési utak miatt hatékonyabban átadódjanak az egyik területről a másikra [198]. Rudo és Karbhari szerint a polietilénszálak egyedi tulajdonságai, a szál és a gyanta közötti kémiai kötés, valamint a lenszövés

repedésmegállító tulajdonsága vezet a rostháló kedvező teljesítményéhez [366]. A transzkoronális sínezéssel helyreállított minták csücsökborítás nélkül (3. csoport) nem különböztek jelentősen a kontrollcsoporttól (folyékony SFRC csücsökborítás nélkül). Ez ellentétes a III.3. alatt ismertetett vizsgálatunk megállapításaival. Ugyanakkor abban a vizsgálatban mély MOD üregeket vizsgáltunk gyökérkezelés nélkül, és ez a jelentős különbség könnyen megmagyarázhatja az eltérő eredményeket. Amikor a csücsökborítást transzkoronális sínezéssel együtt végeztük (4. csoport), a túlélés szignifikánsan meghaladta a csücsökborítás nélküli 3. csoport túlélését ($p = 0,030$). Ez az eredmény az erőkar csökkenésének tulajdonítható. Továbbá a 4. csoport a túlélés tekintetében az összes többi csoportot felülmúlta, kivéve a kontrollcsoportot (folyékony SFRC csücsökborítás nélkül). Ki kell emelni, hogy a polietilénrostok horizontális alkalmazása esetén a túlélés mindig szignifikánsan magasabb volt, min az FRC-csapos restaurációk túlélése, függetlenül attól, hogy a horizontális alkalmazást kísérte-e csücsökborítás. Az eredmények tehát arra utalnak, hogy a horizontálisan alkalmazott polietilénrostok alkalmasabbak MOD üreggel rendelkező gyökérkezelt molárisok megerősítésére, mint az FRC csap. Sajnos nem áll rendelkezésre más tanulmány, ami ugyanezt az összehasonlítást végezte volna el, így eredményeinket jelenleg nem lehet összevetni a szakirodalommal. Ebben a vizsgálatban kontrollcsoportként folyékony SFRC-vel helyreállított mintákat alkalmaztunk, csücsökborítás nélkül. Mint arról korábban már szóltunk, az SFRC-t nagy terhelésnek kitett területeken a hiányzó dentin pótlására ajánlják mind direkt, mind indirekt restaurációkhoz [91,97,118]. Kiemelendő, hogy a kontrollcsoport (folyékony SFRC csücsökborítás nélkül) és a 2. csoport (folyékony SFRC csücsökborítással) esetében nemcsak a hiányzó dentin, hanem a hiányzó interproximális falak is helyreállításra kerültek folyékony SFRC-vel (EverX Flow Dentin Shade). Az eljárás célja, hogy a hagyományos kompozithoz képest jelentősebb megerősítést nyújtson az újraépített interproximális falnak, és korábbi vizsgálatainkban is alkalmaztuk [270]. A kontrollcsoport esetében továbbá a szálak mennyiségének maximalizálása érdekében az okkluzális felületet is folyékony SFRC-ből (EverX Flow Dentin Shade) építettük fel, kompozitfedés nélkül. Ez összhangban van más tanulmányok módszertanával [97,269]. Fontos megjegyezni, hogy a kontrollcsoportban alkalmazott technikával ugyanolyan mértékben lehetett megerősíteni a fogszerkezetet, mint folyamatos, hosszú szálak alkalmazásával, és ez a technika még szignifikánsan nagyobb túlélést is lehetővé tett az 5. csoporthoz (horizontális FRC csap) képest ($p = 0,001$). Érdekes módon a

kontrollcsoport fogait is szignifikánsan magasabb túlélés jellemezte, mint azokat, ahol az SFRC-t kompozittal fedtük le a csücsökborítás során (2. csoport, $p = 0,037$). Ez összhangban van Lassila és mtsai. eredményeivel, akik kimutatták, hogy a tisztán folyékony SFRC-ből készült restaurációk szignifikánsan nagyobb töréssel szembeni ellenállást mutattak a fedett SFRC restaurációkhoz képest [269]. Eddig tehát úgy tűnik, hogy mechanikai szempontból nem egyértelműen előnyös tisztán folyékony SFRC restaurációkat kompozit fedéssel ellátni.

Az eltört minták törésmintázatát tekintve azok a restaurációk, amelyekhez horizontális FRC csapot használtak (5. és 6. csoportok), túlnyomórészt helyreállítható töréseket szenvedtek. Ez összhangban van Karzoun és mtsai. [362] eredményeivel, de ellentmond Bromberg és mtsai. [364] eredményeinek. A többi csoportban vagy többnyire nem helyreállítható törések (kontrollcsoport, 3. és 4. csoport), vagy egyenlő számú helyreállítható és nem helyreállítható törés (2. és 4. csoport) fordult elő. A transzkoronális sínezéssel kapcsolatos, a csücsök fedése nélküli restaurátumok törésmintázatára vonatkozó megállapítások összhangban vannak a III.3. alatt ismertetett vizsgálatunk eredményeivel. Meg kell jegyezni, hogy a két legmagasabb túlélési arányú csoportban az el nem törés aránya abszolút értelemben is igen magas volt: a kontrollcsoport (folyékony SFRC) tíz foga (50%) és a 3. csoport (transzkoronális sínezés csücsökfedéssel) tizenkét foga (60%) túlélte a gyorsított fárasztási teszt minden ciklusát.

VIII. Az értekezés új tudományos megállapításai

Az értekezésben ismertetett vizsgálatok eredményei közül az alábbiakban foglaljuk össze azokat, amelyeket új tudományos megállapításnak tekintünk.

Megállapítottuk, hogy sekély (3,5 mm mélységű) moláris MOD restaurátumok töréssel szembeni ellenállását a hagyományos kompozit tömés képes helyreállítani, függetlenül az üreg falvastagságától. Mély MOD moláris kavitások esetében ez nem mondható el: ezekben az esetekben a hagyományos kompozit tömással ellátott fog töréssel szemben kevésbé ellenálló. Az viszont, ha a fog még gyökérkezelt is, nem eredményez további szignifikáns romlást a töréssel szembeni ellenállásban.

Megállapítottuk, hogy mély MOD moláris kavitások helyreállítása esetén számos pozícióban használható polietilénrost (Ribbond) a fogak megerősítésére. Ezek közül **kutatócsoportunk írta le először a transzkoronális fixáció technikáját**, mely kiemelten magas töréssel szembeni ellenállást eredményezett. Ugyanakkor az üvegszálas háló (EverStick NET) csak bizonyos pozíciókban alkalmazva volt képes megerősíteni a fogakat. Megállapítottuk továbbá, hogy az SFRC mély MOD kavitás helyreállítása esetén önmagában is képes az ép foghoz hasonló töréssel szembeni ellenállást létrehozni, szemben a hagyományos kompozit tömással. Utóbbira, amennyiben törés következik be, mély kavitás esetén is a klinikailag kedvezőtlen törésmintázat jellemző.

Megállapítottuk, hogy mély MOD moláris kavitások restaurálása esetén a restaurált fog túlélése, töréssel szembeni ellenállása, és a törési mintázat szempontjából is közömbös, hogy a paszta állagú SFRC-t rétegezve vagy bulk-fill eljárással, tehát tömegesen bejuttatva alkalmazzuk. Közömbös továbbá az is, hogy a folyékony SFRC-ből kialakított restaurációt paszta vagy magasan töltött folyékony kompozit tömőanyaggal fedjük. Az, hogy a folyékony SFRC-t tömegesen juttattuk be vagy rétegeztük, nem okozott különbséget a túlélésben vagy a töréssel szembeni ellenállásban. Ez a megállapítás klinikai szempontból jelentős, hiszen a rétegzés jóval időigényesebb eljárás.

Megállapítottuk, hogy mély MOD moláris kavitások esetén a paszta SFRC, alkalmazási módtól (rétegzés vagy bulk-fill) függetlenül, kevesebb zománcrepedést okozott a tömés elkészülte után, mint a hagyományos, rétegzett kompozit tömés. Ez az arány 1 hét elteltével is egyértelműen fennmaradt, miközben a repedések száma az egy hét során minden vizsgálati csoportban szignifikánsan nőtt a közvetlenül a tömés elkészítése utáni számhoz képest. Megállapítható tehát, hogy az anyagok zsugorodása következtében kialakuló zománcrepedések szempontjából sincs előnye az SFRC rétegzésének, ebből következően pedig, tekintettel az időtakarékoság szempontjára, a klinikai gyakorlat számára a bulk-fill alkalmazási mód javasolható.

Megállapítottuk, hogy gyökérkezelt premoláris MOD kavitások esetén az **általunk kidolgozott Bioblock-technika** jobb töréssel szembeni ellenállást eredményezett, mint az FRC csapokat alkalmazó módszerek. Ugyanakkor a Bioblock-technika sem volt képes az egészséges fogak szintjére visszaállítani ezen restaurátumok töréssel szembeni ellenállását. A Bioblock-technika esetén közel azonos mikrokeménység volt elérhető az FRC csapon keresztüli fényvezetetéses fotopolimerizáció által, mint egy fotopolimerizációt nem igénylő, duál kötésű anyag esetén.

Megállapítottuk, hogy a normál rágóerőket szimuláló fárasztásos vizsgálat esetén, gyökérkezelt premoláris MO kavitásban elasztikus FRC csapot alkalmazva egyedül a csap folyékony SFRC anyaggal történő ragasztása mellett volt lehetséges a fogak ellenállásának az intakthoz közelítő szintre történő visszaállítása. A Bioblock-technika ebben a szituációban sem eredményezett az egészséges fogakéhoz hasonló ellenállást. **Tudomásunk szerint a folyékony SFRC csapragasztási célú alkalmazását kutatócsoportunk javasolta először az irodalomban.** A technika előnye, hogy alkalmazása esetén csücsökborításra nincs szükség.

Megállapítottuk, hogy gyökérkezelt premoláris MOD kavitás esetén a Bioblock-technika csücsökborítással képes volt megerősíteni a fogakat a hagyományos kompozit töméshez képest, de csücsökborítás nélkül nem. Az általunk javasolt elasztikus FRC csap folyékony SFRC anyaggal ragasztva, csücsökborítás nélkül is jelentősen nagyobb túlélést mutatott, mint a hagyományos kompozit tömés vagy mint a Bioblock-technika direkt

csücsökborítással. Mindezek folyamánya, hogy ha a csapozás és csomkfelépítés csak SFRC-t tartalmaz (Bioblock-technika), akkor csücsökborítás szükséges, míg ha hosszú és rövid üvegszálakat is (elasztikus FRC csap és folyékony SFRC) tartalmaz, akkor nem feltétlen kell a csücsköket beborítani.

Megállapítottuk, hogy gyökérkezelt moláris I. osztályú kavitás esetén a folyékony SFRC anyag hozta létre a legmagasabb túlélést az összes tesztelt csoport és anyag közül, valamint jelentősen nagyobb túlélést hozott létre a hagyományos kompozit töméshez képest. Emellett a vizsgált üveginomer anyagok tekintetében megállapítottuk, hogy ebben a szituációban az adhezív előkezelés az ezekkel készült restaurátumok túlélését nem növeli.

Megállapítottuk, hogy gyökérkezelt moláris MOD kavitás esetén, ha a megmaradt falakat horizontálisan stabilizáljuk FRC csap vagy polietilénrost segítségével, a csücsökborítás mindig jelentősen magasabb túlélést biztosít a csücsökborítást mellőző, azonos szálerősítést alkalmazó megoldáshoz képest. Hasonló megerősítést biztosít a csücsökborítást alkalmazó restaurátumokhoz a kavitás tisztán folyékony SFRC anyagból, fedés nélkül történő helyreállítása.

IX. Az értekezés alapjául szolgáló közlemények

IX.1. Az értekezésben felhasznált közlemények

PhD előtti közlemények (felhasználva, mint előzmény)

1. **Fráter M**, Forster A, Keresztúri M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. **JOURNAL OF DENTISTRY** 2014 Sep;42(9):1143-50.
Scimango: **Q1, D1** IF: 2.749 független/összes MTMT idézés: 55/75

PhD utáni közlemények (a tematika sorrendjében)

2. Forster A, Braunitzer G, Tóth M, Szabó BP, **Fráter M**. In Vitro Fracture Resistance of Adhesively Restored Molar Teeth with Different MOD Cavity Dimensions. **JOURNAL OF PROSTHODONTICS** 2019 Jan;28(1):e325-e331.
Scimango: **Q1** IF: 2.187 független/összes MTMT idézés: 42/58
3. Sály T, Garoushi S, Braunitzer G, Alleman D, Volom A, **Fráter M**. Fracture behaviour of MOD restorations reinforced by various fibre-reinforced techniques - An in vitro study. **JOURNAL OF MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS** 2019 Oct;98:348-356.
doi:10.1016/j.jmbbm.2019.07.006. Epub 2019 Jul 9. Erratum in: J Mech Behav Biomed Mater. 2020 Feb;102:103505.
Scimango: **Q1** IF: 3.372 független/összes MTMT idézés: 20/37
4. **Fráter M**, Sály T, Vincze-Bandi E, Volom A, Braunitzer G, Szabó P B, Garoushi S, Forster A. Fracture Behavior of Short Fiber-Reinforced Direct Restorations in Large MOD Cavities. **POLYMERS (Basel)** 2021 Jun 23;13(13):2040.
Scimango: **Q1** IF: 4.967 független/összes MTMT idézés: 12/23
5. Néma V, Sály T, Szántó LF, Braunitzer G, **Fráter M**. Rövid üvegszál megerősített kompozit által kifejtett olimerizációs stress. Előzetes tanulmány :

[Polymerization shrinkage-stress of short fiber-reinforced composite. Pilot study.]
FOGORVOSI SZEMLE 2022;115(4):178-82.

Scimago: - IF: - független/összes MTMT idézés: 0/1

6. Néma V, Sály T, Szántó FL, Szabó B, Braunitzer G, Lassila L, Garoushi S, Lempel E, **Fráter M**. Crack propensity of different direct restorative procedures in deep MOD cavities. **CLINICAL ORAL INVESTIGATIONS 2023** May;27(5):2003-2011.

Scimago: **Q1, D1** IF: 3.4 független/összes MTMT idézés: 1/6

7. Forster A, Sály T, Braunitzer G, **Fráter M**. In vitro fracture resistance of endodontically treated premolar teeth restored with a direct layered fiber-reinforced composite post and core. **JOURNAL OF ADHESION SCIENCE AND TECHNOLOGY 2016**;31, 1454–66.

Scimago: **Q3** IF: 1.039 független/összes MTMT idézés: 20/28

8. **Fráter M**, Lassila L, Braunitzer G, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture resistance and marginal gap formation of post-core restorations: influence of different fiber-reinforced composites. **CLINICAL ORAL INVESTIGATIONS 2020** Jan;24(1):265-276. doi: 10.1007/s00784-019-02902-3. Epub 2019 May 16. Erratum in: Clin Oral Investig. 2021 May;25(5):3339-3340.

Scimago: **Q1** IF: 2.573 független/összes MTMT idézés: 29/49

9. **Fráter M**, Sály T, Jókai B, Braunitzer G, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L, Garoushi S. Fatigue behavior of endodontically treated premolars restored with different fiber-reinforced designs. *DENTAL MATERIALS* **2021** Mar;37(3):391-402.
Scimango: **Q1, D1** IF: 5.687 független/összes MTMT idézés: 17/36

10. **Fráter M**, Sály T, Molnár J, Braunitzer G, Lassila L, Vallittu PK, Garoushi S. Fatigue performance of endodontically treated premolars restored with direct and indirect cuspal coverage restorations utilizing fiber-reinforced cores. *CLINICAL ORAL INVESTIGATIONS* **2022** Apr;26(4):3501-3513.
Scimango: **Q1** IF: 3.4 független/összes MTMT idézés: 3/10

11. Molnár J, **Fráter M**, Sály T, Braunitzer G, Vallittu PK, Lassila L, Garoushi S. Fatigue performance of endodontically treated molars restored with different dentin replacement materials. *DENTAL MATERIALS* **2022** Apr;38(4):e83-e93.
Scimango: **Q1, D1** IF: 5 független/összes MTMT idézés: 5/13

12. Volom A, Vincze-Bandi E, Sály T, Alleman D, Forster A, Jakab A, Braunitzer G, Garoushi S, Fráter M. Fatigue performance of endodontically treated molars reinforced with different fiber systems. *CLINICAL ORAL INVESTIGATION* **2023** Jun;27(6):3211-3220.
Scimango: **Q1, D1** IF: 3.4 független/összes MTMT idézés: 1/5

13. Jakab A, Volom A, Sály T, Vincze-Bandi E, Braunitzer G, Alleman D, Garoushi S, **Fráter M**. Mechanical Performance of Direct Restorative Techniques Utilizing Long Fibers for "Horizontal Splinting" to Reinforce Deep MOD Cavities-An Updated Literature Review. *POLYMERS (Basel)* **2022** Apr 1;14(7):1438.
Scimango: **Q1** IF: 5 független/összes MTMT idézés: 5/6

IX.2. Az értekezés tárgyköréhez kapcsolódó, de az értekezésben fel nem használt közlemények

1. **Fráter M**, Forster A, Jantyik Á, Braunitzer G, Nagy K. Flexibilis és merev üvegszál megerősítésű intraradikuláris csapok törési ellenállásának in vitro

összehasonlító vizsgálata--pilot study [Fracture strength of elastic and conventional fibre-reinforced composite intraradicular posts--an in vitro pilot study]. **FOGORVOSI SZEMLE** 2015 Dec;108(4):115-9.

Scimango: **Q4** IF: - független/összes MTMT idézés: 3/4

2. **Fráter M**, Forster A, Jantyik Á, Braunitzer G, Nagy K, Grandini S. In vitro fracture resistance of premolar teeth restored with fibre-reinforced composite posts using a single or a multi-post technique. **AUSTRALIAN ENDODONTIC JOURNAL** 2017 Apr;43(1):16-22.

Scimango: **Q2** IF: 1.371 független/összes MTMT idézés: 29/38

3. Szabó B, Eördegh G, Szabó P B, **Fráter M**. Gyökéramputált és betéttel restaurált felső moláris fogak törési ellenállásának in vitro vizsgálata. Előzetes tanulmány : [In vitro fracture resistance of root amputated molar teeth restored with overlay. Pilot study.] **FOGORVOSI SZEMLE** 2017;110(4):111-6.

Scimango: **Q4** IF: - független/összes MTMT idézés: 1/7

4. Volom A, **Fráter M**. Transzmurális szálerősítéses merevítés a nagyméretű MOD kavitások mechanikai ellenállóképességének növelésére – technikai leírás : [Transmural fiber reinforcement in order to restore the fracture resistance of large MOD cavities]. **FOGORVOSI SZEMLE** 2019;112(3):82-6.

Scimango: **Q4** IF: - független/összes MTMT idézés: 1/1

5. Szabó B, Garoushi S, Braunitzer G, Szabó P B, Baráth Z, **Fráter M**. Fracture behavior of root-amputated teeth at different amount of periodontal support – a preliminary in vitro study. **BMC ORAL HEALTH** 2019 Nov 27;19(1):261.

Scimango: **Q1** IF: 1.911 független/összes MTMT idézés: 4/13

6. Lassila L, Oksanen V, **Fráter M**, Vallittu PK, Garoushi S. The influence of resin composite with high fiber aspect ratio on fracture resistance of severely damaged bovine incisors. **DENTAL MATERIALS JOURNAL** 2020 Jun 5;39(3):381-388.

Scimango: **Q1** IF: 2.102 független/összes MTMT idézés: 8/17

7. **Fráter M**, Sáy T, Garoushi S. Bioblock technique to treat severe internal resorption with subsequent periapical pathology: a case report. **RESTORATIVE DENTISTRY & ENDODONTICS** 2020 Aug 18;45(4):e43.
Scimango: - IF: - független/összes MTMT idézés: 2/6

8. **Fráter M**, Sáy T, Néma V, Braunitzer G, Vallittu P, Lassila L, Garoushi S. Fatigue failure load of immature anterior teeth: influence of different fiber post-core systems. **ODONTOLOGY** 2021 Jan;109(1):222-230.
Scimango: **Q1** IF: 2.885 független/összes MTMT idézés: 13/30

9. Battancs E, **Fráter M**, Sáy T, Gál E, Braunitzer G, Szabó P B, Garoushi S. Fracture Behavior and Integrity of Different Direct Restorative Materials to Restore Noncarious Cervical Lesions. **POLYMERS (Basel)** 2021 Nov 29;13(23):4170.
Scimango: **Q1** IF: 4.967 független/összes MTMT idézés: 4/5

10. **Fráter M**, Sáy T, Braunitzer G, Balázs Szabó P, Lassila L, Vallittu PK, Garoushi S. Fatigue failure of anterior teeth without ferrule restored with individualized fiber-reinforced post-core foundations. **JOURNAL OF MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS** 2021 Jun;118:104440.
Scimango: **Q2** IF: 4.042 független/összes MTMT idézés: 12/21

11. Szabó VT, Szabó B, Tarjányi T, Szőke-Trenyik E, Szabó PB, **Fráter M**. Analog and digital modelling of sound and impaired periodontal supporting tissues during mechanical testing. **ANALECTA TECHNICA SZEGEDIENSIA** 2021;15(2):84-97.
Scimango: - IF: - független/összes MTMT idézés: 4/4

12. Szabó TV, Szabó B, Braunitzer G, Szabó PB, **Fráter M**. A gyökéramputáció hatásának vizsgálata intrakoronálisan sínezett, furkációérintett felső moláris fogak törési ellenállására. Előzetes tanulmány : [Effect of root amputation on the fracture resistance of furcation-involved, intracoronally splinted upper molars. Pilot study.] **FOGORVOSI SZEMLE** 2022;115(2):69-75.
Scimango: - IF: - független/összes MTMT idézés: -

13. Szabó VT, Szabó B, Paczona B, Mészáros C, Braunitzer G, Balázs Szabó P, Garoushi S, **Fráter M.** The biomechanical effect of root amputation and degree of furcation involvement on intracoronally splinted upper molar teeth - An in vitro study. *JOURNAL OF MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS* 2022 May;129:105143.
Scimango: **Q2** IF: 3.9 független/összes MTMT idézés: 1/2

14. Battancs E, Sály T, Molnár J, Braunitzer G, Skolnikovics M, Schindler Á, Szabó P B, Garoushi S, **Fráter M.** Fracture Resistance and Microleakage around Direct Restorations in High C-Factor Cavities. *POLYMERS (Basel)* 2022 Aug 25;14(17):3463.
Scimango: **Q1** IF: 4.967 független/összes MTMT idézés: 3/4

15. Dunavári E, Berta G, Kiss T, Szalma J, **Fráter M,** Böddi K, Lempel E. Effect of Pre-Heating on the Monomer Elution and Porosity of Conventional and Bulk-Fill Resin-Based Dental Composites. *INTERNATIONAL JOURNAL OF MOLECULAR SCIENCES* 2022 Dec 19;23(24):16188.
Scimango: **Q1** IF: 5.6 független/összes MTMT idézés: 3/5

16. Szabó VT, Szabó B, Barcsayné-Tátrai N, Mészáros C, Braunitzer G, Szabó BP, Lassila L, Garoushi S, **Fráter M.** Fatigue Resistance of Dissected Lower First Molars Restored with Direct Fiber-Reinforced Bridges-An In Vitro Pilot Study *POLYMERS (Basel)* 2023 Mar 8;15(6):1343.
Scimango: **Q1** IF: 5 független/összes MTMT idézés: 3/3

17. **Fráter M,** Grosz J, Jakab A, Braunitzer G, Tarjányi T, Gulyás G, Bali K, Villa-Machado PA, Garoushi S, Forster A. Evaluation of microhardness of short fiber-reinforced composites inside the root canal after different light curing methods - An in vitro study. *JOURNAL OF MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS* 2024 Feb;150:106324.
Scimango: **Q2** IF: 3.9 független/összes MTMT idézés: -

18. Jakab A, Palkovics D, T Szabó V, Szabó B, Vincze-Bandi E, Braunitzer G, Lassila L, Vallittu P, Garoushi S, **Fráter M**. Mechanical Performance of Extensive Restorations Made with Short Fiber-Reinforced Composites without Coverage: A Systematic Review of In Vitro Studies. *POLYMERS (Basel)* 2024 Feb 21;16(5):590.

Scimango: **Q1**

IF: 5

független/összes MTMT idézés: -

19. ElAziz RHA, ElAziz SAA, ElAziz PMA, **Frater M**, Vallittu PK, Lassila L, Garoushi S. Clinical evaluation of posterior flowable short fiber-reinforced composite restorations without proximal surface coverage. *ODONTOLOGY* 2024 Feb 23.

Scimango: **Q1**

IF: 3.9

független/összes MTMT idézés: -

20. Néma V, Kunsági-Máté S, Őri Z, Kiss T, Szabó P, Szalma J, **Fráter M**, Lempel E. Relation between internal adaptation and degree of conversion of short-fiber reinforced resin composites applied in bulk or layered technique in deep MOD cavities. *DENTAL MATERIALS* 2024 Apr;40(4):581-592.

Scimango: **Q1, D1**

IF: 5

független/összes MTMT idézés: -

IX.3. További lektorált közlemények

1. **Fráter M**, Braunitzer G, Urbán E, Bereczki L, Antal M, Nagy K. In vitro efficacy of different irrigating solutions against polymicrobial human root canal bacterial biofilms. *ACTA MICROBIOLOGICA ET IMMUNOLOGICA HUNGARICA* 2013 Jun;60(2):187-99.
Scimango: **Q3** IF: 0.78 független/összes MTMT idézés: 7/7

2. **Fráter M**, Antal M, Braunitzer G, Joób-Fancsaly Á, Nagy K. Az endodonciai mikrosebészet helye napjainkban – irodalmi áttekintés : [An update on endodontic microsurgery – a literature review]. *FOGORVOSI SZEMLE* 2017;110(2):43-8.
Scimango: **Q4** IF: - független/összes MTMT idézés: 0/2

3. Párkányi L, Vályi P, Nagy K, **Fráter M**. Az odontogén góc és a szisztémás betegségek. Irodalmi áttekintés [Odontogenic foci and systemic diseases. A review]. *ORVOSI HETILAP* 2018 Mar;159(11):415-422.
Scimango: **Q3** IF: 0.564 független/összes MTMT idézés: 11/12

4. Párkányi L, **Fráter M**. Feszés íny szélesítés implantátumok körül – “H” technika esetismertetés : [Thickening the attached gingiva around implants – the “H-technique” – case presentation]. *FOGORVOSI SZEMLE* 2018;111(1):12-5.
Scimango: **Q4** IF: - független/összes MTMT idézés: -

5. Antal M, Nagy E, Braunitzer G, **Fráter M**, Piffkó J. Accuracy and clinical safety of guided root end resection with a trephine: a case series. *HEAD & FACE MEDICINE* 2019 Dec 21;15(1):30.
Scimango: **Q1** IF: 1.882 független/összes MTMT idézés: 17/23

6. **Fráter M**, Jakab A, Braunitzer G, Tóth Z, Nagy K. The potential effect of instrumentation with different nickel titanium rotary systems on dentinal crack formation-An in vitro study. *PLOS ONE* 2020 Sep 9;15(9):e0238790.
Scimango: **Q1, D1** IF: 3.24 független/összes MTMT idézés: 10/10

7. Nagy E, **Fráter M**, Antal M. Gyökércsúcs rezekciója navigált endodontiai mikrosebészeti technikával [Guided modern endodontic microsurgery by use of a trephine bur]. **ORVOSI HETILAP** 2020 Jul;161(30):1260-1265.
Scimango: **Q3** IF: 0.54 független/összes MTMT idézés: 6/8

8. Barna BK, **Fráter M**. Műgyanta alapú kompozíciós helyreállító anyagok és azok egészségre gyakorolt hatása. Irodalmi áttekintés : [Resin based composite restorative materials and their effect on oral and general health. Literature review]. **FOGORVOSI SZEMLE** 2020;113(3):90-5.
Scimango: **Q4** IF: - független/összes MTMT idézés: -

9. Szabó B, Szabó TV, **Fráter M**. Digitális technika alkalmazása parodontalis betegségek diagnózisában és a sebészi megoldás tervezésében [Application of digital technique in the diagnosis of periodontal diseases and in surgical planning]. **ORVOSI HETILAP** 2022 Jun 19;163(25):1005-1011.
Scimango: **Q4** IF: 0.6 független/összes MTMT idézés: -

10. Kiscsatári R, Nagy E, Szabó M, Braunitzer G, Piffkó J, **Fráter M**, Antal M. Comparison of the three-dimensional accuracy of guided apicoectomy performed with a drill or a trephine: An in vitro study. **APPLIED SCIENCES (Basel)** 2023;13(17):9642.
Scimango: **Q2** IF: 2.7 független/összes MTMT idézés: -

11. Nagy E, Vőneki B, Vásárhelyi L, Szent I, **Fráter M**, Kukovecz Á, Antal M. An exploratory in vitro microcomputed tomographic investigation of the efficacy of semicircular apicoectomy performed with a trephine bur. **APPLIED SCIENCES (Basel)** 2023;13(16):9431.
Scimango: **Q2** IF: 2.7 független/összes MTMT idézés: -

JEGYZET:

Fráter M, Nagy K.

A fogászati ellátás higiénés szabályai pp. 77-84.

In: Orosi, Piroska (szerk.) Infekciókontroll a gyakorlatban : egyetemi jegyzet

Debrecen, Magyarország : Debreceni Egyetemi Kiadó, (2015) p. 92

KÖNYVFEJEZET:

Fráter M, Szabó B.

Fogak preparálása betétekhez

In: Pelsőczy-Kovács, István ; Radnai, Márta (szerk.) Rögzített fogpótlások

Szeged, Magyarország : Medicina Könyvkiadó, (2022) 151-162.

Fráter M, Pelsőczy-Kovács I, Szabó B.

Rögzített fogművek cementezése, ragasztása

In: Pelsőczy-Kovács, István ; Radnai, Márta (szerk.) Rögzített fogpótlások

Szeged, Magyarország : Medicina Könyvkiadó, (2022) 275-290.

Pelsőczy-Kovács I, **Fráter M.**

Csapos fogművek

In: Pelsőczy-Kovács, István ; Radnai, Márta (szerk.) Rögzített fogpótlások

Szeged, Magyarország : Medicina Könyvkiadó, (2022) pp. 60-71.

Fráter M, Szabó B.

Betétek

In: Pelsőczy-Kovács, István ; Radnai, Márta (szerk.) Rögzített fogpótlások

Szeged, Magyarország : Medicina Könyvkiadó, (2022) pp. 33-36.

Fráter M

Fertőzésátvitel lehetőségei a fogászati ellátásban

In: Barcs, István (szerk.) Egészségesen gyógyulni : A centripetális infekciókontroll kézikönyve

Budapest, Magyarország : Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió, (2019) pp. 116-129. , 14 p.

Fráter M, Nagy K.

Vágásos és tűszúrásos balesetek. A vérrel és váladékokkal terjedő fertőzések járványtana

In: Barcs, István (szerk.) Egészségesen gyógyulni : A centripetális infekciókontroll kézikönyve

Budapest, Magyarország : Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió, (2019) pp. 84-98. , 15 p.

2024. 05. 24. 16:25

MTA V. Orvostudományi Osztálya szakterületi táblázat

Fráter Márk Tibor tudományos és oktatói munkásságának összefoglalása
MTA V. Orvostudományi Osztálya (2024.05.24)

Tudományos közlemények	Szám		Hivatkozások ¹	
	Összesen	Részletezve	Független	Összes
I. Tudományos folyóiratcikk²	47			
szakcikk nemzetközi folyóiratban, idegen nyelvű		26	223	360
szakcikk hazai idegen nyelvű		2	6	10
szakcikk magyar nyelvű		10	7	13
szakcikk sokszerzős, érdemi szerzőként ³		0	0	0
összefoglaló közlemény		5	12	15
rövid közlemény		4	17	31
II. Könyvek	0			
a) Szakkönyv, kézikönyv, tankönyv szerzőként	0			
idegen nyelvű		0	0	0
magyar nyelvű		0	0	0
aa) Felsőoktatási tankönyv		0	0	0
b) Szakkönyv, kézikönyv, konferenciakötet, tankönyv szerkesztőként	0			
idegen nyelvű		0		
magyar nyelvű		0		
bb) Felsőoktatási tankönyv		0		
III. Könyvrészlet	6			
idegen nyelvű		0	0	0
magyar nyelvű		2	0	0
cc) Felsőoktatási tankönyvfejezet		4	0	0
IV. Konferenciaközlemény⁴	0		0	0
Oktatási közlemények összesen (II.aa,bb-III.cc)		4	0	0
Tudományos közlemények összesen (I-IV)		49	265	429
Tudományos és oktatási közlemények összesen (I-IV.)	53		265	429
V. További tudományos művek	26			
További tudományos művek, ide értve a nem teljes folyóiratcikkeket és a nem ismert lektoráltsági folyóiratokban megjelent teljes folyóiratcikkeket is		24	0	0
Szerkesztőségi levelezés, hozzászólások, válaszok		2	1	2
Olthalmak (szabadalmak)		0	0	0
VI. Hivatkozott absztraktok⁵	0		0	0
Összes hivatkozás¹			266	431
Hirsch index⁶	13			
g index⁶	23			
Speciális tudánymetria adatok	Száma	Összes hivatkozás		
Első szerzős teljes folyóiratcikkek száma ²	17	248		
Utolsó szerzős teljes folyóiratcikkek száma ²	23	136		
A tudományos fokozat (PhD 2016) elnyerése utáni teljes tudományos folyóiratcikkek száma	41	368		
Az utolsó 10 év (2014-) tudományos, teljes, lektorált tudományos folyóiratcikkeinek száma	44	423		
A legmagasabb hivatkozottsági közlemény hivatkozásainak száma (az összes hivatkozás százalékában)	53	12,3%		
Hivatkozások száma, amelyek nem szerepelnek a WoS/Scopus rendszerben		212		
Jelentés, guideline	1	0		
Csoportos (multicentrikus) közleményben kollaborációs közreműködő ⁷	0	0		

2024. 05. 24. 16:25

MTA V. Orvostudományi Osztálya szakterületi táblázat

Megjegyzések:

- 1 a disszertáció és egyéb típusú hivatkozás nélküli, a WoS és/vagy Scopus rendszerben nyilvántartott adatok
 - 2 lektorált, tudományos folyóiratban
 - 3 a szerző írásban nyilatkozik, hogy érdemi szerzői hozzájárulásával készültek szerzőként jegyzett közleményei, és az érdemi hozzájárulást dokumentálni tudja
 - 4 konferenciaközlemény folyóiratban, könyvben vagy egyéb konferenciakötetben
 - 5 nem-hivatkozott absztrakt itt nem kerül az összesítésbe
 - 6 a disszertáció és egyéb típusú hivatkozás nélküli összes hivatkozással számolva. A Hirsch és a g index definíciója
 - 7 közreműködés esetén a csoportos szerzőségű közlemények hivatkozottsága külön értékelendő, és nem számítható be az összesített hivatkozások közé
- n.a. = nincs adat

X. A Felhasznált irodalom jegyzéke

1. Crins, L.A.M.J.; Opdam, N.J.M.; Kreulen, C.M.; Bronkhorst, E.M.; Sterenborg, B.A.M.M.; Huysmans, M.C.D.N.J.M.; Loomans, B.A.C. Randomized Controlled Trial on the Performance of Direct and Indirect Composite Restorations in Patients with Severe Tooth Wear. *Dental Materials* **2021**, *37*, 1645–1654, doi:10.1016/j.dental.2021.08.018.
2. Hattab, F.N.; Yassin, O.M. Etiology and Diagnosis of Tooth Wear: A Literature Review and Presentation of Selected Cases. *Int J Prosthodont* **2000**, *13*, 101–107.
3. Peumans, M.; Politano, G.; Van Meerbeek, B. Treatment of Noncarious Cervical Lesions: When, Why, and How. *Int J Esthet Dent* **2020**, *15*, 16–42.
4. Frencen, J.E.; Sharma, P.; Stenhouse, L.; Green, D.; Lavery, D.; Dietrich, T. Global Epidemiology of Dental Caries and Severe Periodontitis – a Comprehensive Review. *J Clin Periodontology* **2017**, *44*, doi:10.1111/jcpe.12677.
5. Momoi, Y.; Hayashi, M.; Fujitani, M.; Fukushima, M.; Imazato, S.; Kubo, S.; Nikaido, T.; Shimizu, A.; Unemori, M.; Yamaki, C. Clinical Guidelines for Treating Caries in Adults Following a Minimal Intervention Policy—Evidence and Consensus Based Report. *Journal of Dentistry* **2012**, *40*, 95–105, doi:10.1016/j.jdent.2011.10.011.
6. Hurlbutt, M.; Young, D.A. A Best Practices Approach to Caries Management. *Journal of Evidence Based Dental Practice* **2014**, *14*, 77–86, doi:10.1016/j.jebdp.2014.03.006.
7. Young, D.A.; Nový, B.B.; Zeller, G.G.; Hale, R.; Hart, T.C.; Truelove, E.L.; Ekstrand, K.R.; Featherstone, J.D.B.; Fontana, M.; Ismail, A.; et al. The American Dental Association Caries Classification System for Clinical Practice. *The Journal of the American Dental Association* **2015**, *146*, 79–86, doi:10.1016/j.adaj.2014.11.018.
8. Opdam, N.J.M.; Van De Sande, F.H.; Bronkhorst, E.; Cenci, M.S.; Bottenberg, P.; Pallesen, U.; Gaengler, P.; Lindberg, A.; Huysmans, M.C.D.N.J.M.; Van Dijken, J.W. Longevity of Posterior Composite Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Dent Res* **2014**, *93*, 943–949, doi:10.1177/0022034514544217.
9. Demarco, F.F.; Corrêa, M.B.; Cenci, M.S.; Moraes, R.R.; Opdam, N.J.M. Longevity of Posterior Composite Restorations: Not Only a Matter of Materials. *Dental Materials* **2012**, *28*, 87–101, doi:10.1016/j.dental.2011.09.003.
10. Alvanforoush, N.; Palamara, J.; Wong, R.; Burrow, M. Comparison between Published Clinical Success of Direct Resin Composite Restorations in Vital Posterior Teeth in 1995–2005 and 2006–2016 Periods. *Australian Dental Journal* **2017**, *62*, 132–145, doi:10.1111/adj.12487.
11. Pallesen, U.; Van Dijken, J.W.V. A Randomized Controlled 30 Years Follow up of Three Conventional Resin Composites in Class II Restorations. *Dental Materials* **2015**, *31*, 1232–1244, doi:10.1016/j.dental.2015.08.146.
12. Frankenberger, R.; Reinelt, C.; Glatthöfer, C.; Krämer, N. Clinical Performance and SEM Marginal Quality of Extended Posterior Resin Composite Restorations after 12 Years. *Dental Materials* **2020**, *36*, e217–e228, doi:10.1016/j.dental.2020.03.022.

13. Lempel, E.; Tóth, Á.; Fábián, T.; Krajczár, K.; Szalma, J. Retrospective Evaluation of Posterior Direct Composite Restorations: 10-Year Findings. *Dental Materials* **2015**, *31*, 115–122, doi:10.1016/j.dental.2014.11.001.
14. Heintze, S.D.; Rousson, V. Clinical Effectiveness of Direct Class II Restorations - A Meta-Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry* **2012**, *14*, 407–431, doi:10.3290/j.jad.a28390.
15. Heintze, S.D.; Ilie, N.; Hickel, R.; Reis, A.; Loguercio, A.; Rousson, V. Laboratory Mechanical Parameters of Composite Resins and Their Relation to Fractures and Wear in Clinical Trials—A Systematic Review. *Dental Materials* **2017**, *33*, e101–e114, doi:10.1016/j.dental.2016.11.013.
16. Behl, S.; Rajan, G.; Raju, Farrar, P.; Prentice, L.; Prusty, B.G. Evaluation of Depth-Wise Post-Gel Polymerisation Shrinkage Behaviour of Flowable Dental Composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2021**, *124*, 104860, doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104860.
17. Sadr, A.; Bakhtiari, B.; Hayashi, J.; Luong, M.N.; Chen, Y.-W.; Chyz, G.; Chan, D.; Tagami, J. Effects of Fiber Reinforcement on Adaptation and Bond Strength of a Bulk-Fill Composite in Deep Preparations. *Dental Materials* **2020**, *36*, 527–534, doi:10.1016/j.dental.2020.01.007.
18. Ohmori, K.; Tasaki, T.; Kimura, S.; Hori, A.; Sakaeda, N.; Hanabusa, M.; Yamamoto, T. Residual Polymerization Stresses in Human Premolars Generated with Class II Composite Restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2020**, *104*, 103643, doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103643.
19. Mantri, S.P.; Mantri, S.S. Management of Shrinkage Stresses in Direct Restorative Light-Cured Composites: A Review. *J Esthet Restor Dent* **2013**, *25*, 305–313, doi:10.1111/jerd.12047.
20. Säilynoja, E.; Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L. Characterization of Experimental Short-Fiber-Reinforced Dual-Cure Core Build-Up Resin Composites. *Polymers* **2021**, *13*, 2281, doi:10.3390/polym13142281.
21. De Paris Matos, T.; Perdigão, J.; De Paula, E.; Coppla, F.; Hass, V.; Scheffer, R.F.; Reis, A.; Loguercio, A.D. Five-Year Clinical Evaluation of a Universal Adhesive: A Randomized Double-Blind Trial. *Dental Materials* **2020**, *36*, 1474–1485, doi:10.1016/j.dental.2020.08.007.
22. Barbosa, T.D.S.; Miyakoda, L.S.; Pocztaruk, R.D.L.; Rocha, C.P.; Gavião, M.B.D. Temporomandibular Disorders and Bruxism in Childhood and Adolescence: Review of the Literature. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* **2008**, *72*, 299–314, doi:10.1016/j.ijporl.2007.11.006.
23. Magne, P.; Belser, U. *Biomimetic Restorative Dentistry*; Second edition.; Quintessence Publishing Co., Inc: Batavia, IL, 2021; ISBN 978-0-86715-572-3.
24. Zafar, M.S.; Amin, F.; Fareed, M.A.; Ghabbani, H.; Riaz, S.; Khurshid, Z.; Kumar, N. Biomimetic Aspects of Restorative Dentistry Biomaterials. *Biomimetics* **2020**, *5*, 34, doi:10.3390/biomimetics5030034.
25. Versluis, A.; Versluis-Tantbirojn, D. Filling Cavities or Restoring Teeth? *J Tenn Dent Assoc* **2011**, *91*, 36–42; quiz 42–43.

26. Magne, P.; Oganessian, T. CT Scan-Based Finite Element Analysis of Premolar Cuspal Deflection Following Operative Procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* **2009**, *29*, 361–369.
27. Ástvaldsdóttir, Á.; Dagerhamn, J.; Van Dijken, J.W.V.; Naimi-Akbar, A.; Sandborgh-Englund, G.; Tranæus, S.; Nilsson, M. Longevity of Posterior Resin Composite Restorations in Adults – A Systematic Review. *Journal of Dentistry* **2015**, *43*, 934–954, doi:10.1016/j.jdent.2015.05.001.
28. Mikulás K.; Linninger M.; Takács E.; Kispélyi B.; Nagy K.; Fejérdy P.; Hermann P. Paradigmaváltás a fogmegtartó kezelésben: az amalgámkorszak vége. *Orvosi Hetilap* **2018**, *159*, 1700–1709, doi:10.1556/650.2018.31215.
29. FDI Policy Statement on Dental Amalgam and the Minamata Convention on Mercury. *International Dental Journal* **2014**, *64*, 295–296, doi:10.1111/idj.12151.
30. Manhart, J.; Chen, H.; Hamm, G.; Hickel, R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the Clinical Survival of Direct and Indirect Restorations in Posterior Teeth of the Permanent Dentition. *Oper Dent* **2004**, *29*, 481–508.
31. Opdam, N.J.M.; Bronkhorst, E.M.; Loomans, B.A.C.; Huysmans, M.-C.D.N.J.M. 12-Year Survival of Composite vs . Amalgam Restorations. *J Dent Res* **2010**, *89*, 1063–1067, doi:10.1177/0022034510376071.
32. Sidhu, S.; Nicholson, J. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *JFB* **2016**, *7*, 16, doi:10.3390/jfb7030016.
33. Heintze, S.D.; Loguercio, A.D.; Hanzen, T.A.; Reis, A.; Rousson, V. Clinical Efficacy of Resin-Based Direct Posterior Restorations and Glass-Ionomer Restorations – An Updated Meta-Analysis of Clinical Outcome Parameters. *Dental Materials* **2022**, *38*, e109–e135, doi:10.1016/j.dental.2021.10.018.
34. Baig, M.S.; Fleming, G.J.P. Conventional Glass-Ionomer Materials: A Review of the Developments in Glass Powder, Polyacid Liquid and the Strategies of Reinforcement. *Journal of Dentistry* **2015**, *43*, 897–912, doi:10.1016/j.jdent.2015.04.004.
35. EQUIA Forte™ HT from GC Comprehensive Guide (2022). 2024.
36. Ferracane, J.L. Resin Composite—State of the Art. *Dental Materials* **2011**, *27*, 29–38, doi:10.1016/j.dental.2010.10.020.
37. Alzraikat, H.; Burrow, M.; Maghaireh, G.; Taha, N. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Operative Dentistry* **2018**, *43*, E173–E190, doi:10.2341/17-208-T.
38. Da Rosa Rodolpho, P.A.; Donassollo, T.A.; Cenci, M.S.; Loguercio, A.D.; Moraes, R.R.; Bronkhorst, E.M.; Opdam, N.J.M.; Demarco, F.F. 22-Year Clinical Evaluation of the Performance of Two Posterior Composites with Different Filler Characteristics. *Dental Materials* **2011**, *27*, 955–963, doi:10.1016/j.dental.2011.06.001.
39. Bernardo, M.; Luis, H.; Martin, M.D.; Leroux, B.G.; Rue, T.; Leitão, J.; DeRouen, T.A. Survival and Reasons for Failure of Amalgam versus Composite Posterior Restorations Placed in a Randomized Clinical Trial. *The Journal of the American Dental Association* **2007**, *138*, 775–783, doi:10.14219/jada.archive.2007.0265.

40. Lempel, E.; Lovász, B.V.; Bihari, E.; Krajczár, K.; Jeges, S.; Tóth, Á.; Szalma, J. Long-Term Clinical Evaluation of Direct Resin Composite Restorations in Vital vs. Endodontically Treated Posterior Teeth — Retrospective Study up to 13 Years. *Dental Materials* **2019**, *35*, 1308–1318, doi:10.1016/j.dental.2019.06.002.
41. Frankenberger, R.; Reinelt, C.; Petschelt, A.; Krämer, N. Operator vs. Material Influence on Clinical Outcome of Bonded Ceramic Inlays. *Dental Materials* **2009**, *25*, 960–968, doi:10.1016/j.dental.2009.02.002.
42. Santucci, N.; Santucci, E.; Geissberger, M. A Simplified Clinical Technique for a Routine Indirect Restoration Impression on a Challenging Patient Using a Dry Field Illuminator. *Operative Dentistry* **2014**, *39*, 15–21, doi:10.2341/11-290-T.
43. Hamburger, J.T.; Opdam, N.J.; Bronkhorst, E.M.; Kreulen, C.M.; Roeters, J.J.; Huysmans, M.-C.D. Clinical Performance of Direct Composite Restorations for Treatment of Severe Tooth Wear. *J Adhes Dent* **2011**, *13*, 585–593, doi:10.3290/j.jad.a22094.
44. Kuper, N.K.; Opdam, N.J.M.; Bronkhorst, E.M.; Huysmans, M.C.D.N.J.M. The Influence of Approximal Restoration Extension on the Development of Secondary Caries. *Journal of Dentistry* **2012**, *40*, 241–247, doi:10.1016/j.jdent.2011.12.014.
45. Deliperi, S.; Alleman, D.; Rudo, D. Stress-Reduced Direct Composites for the Restoration of Structurally Compromised Teeth: Fiber Design According to the “Wallpapering” Technique. *Operative Dentistry* **2017**, *42*, 233–243, doi:10.2341/15-289-T.
46. Bowen, R.L. Properties of a Silica-Reinforced Polymer for Dental Restorations. *The Journal of the American Dental Association* **1963**, *66*, 57–64, doi:10.14219/jada.archive.1963.0010.
47. Dewaele, M.; Truffier-Boutry, D.; Devaux, J.; Leloup, G. Volume Contraction in Photocured Dental Resins: The Shrinkage-Conversion Relationship Revisited. *Dental Materials* **2006**, *22*, 359–365, doi:10.1016/j.dental.2005.03.014.
48. Braga, R.; Ballester, R.; Ferracane, J. Factors Involved in the Development of Polymerization Shrinkage Stress in Resin-Composites: A Systematic Review. *Dental Materials* **2005**, *21*, 962–970, doi:10.1016/j.dental.2005.04.018.
49. Soares, C.J.; Faria-E-Silva, A.L.; Rodrigues, M.D.P.; Vilela, A.B.F.; Pfeifer, C.S.; Tantbirojn, D.; Versluis, A. Polymerization Shrinkage Stress of Composite Resins and Resin Cements – What Do We Need to Know? *Braz. oral res.* **2017**, *31*, doi:10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0062.
50. Versluis, A.; Tantbirojn, D.; Lee, M.S.; Tu, L.S.; DeLong, R. Can Hygroscopic Expansion Compensate Polymerization Shrinkage? Part I. Deformation of Restored Teeth. *Dental Materials* **2011**, *27*, 126–133, doi:10.1016/j.dental.2010.09.007.
51. Batalha-Silva, S.; De Andrada, M.A.C.; Maia, H.P.; Magne, P. Fatigue Resistance and Crack Propensity of Large MOD Composite Resin Restorations: Direct versus CAD/CAM Inlays. *Dental Materials* **2013**, *29*, 324–331, doi:10.1016/j.dental.2012.11.013.
52. Meriwether, L.A.; Blen, B.J.; Benson, J.H.; Hatch, R.H.; Tantbirojn, D.; Versluis, A. Shrinkage Stress Compensation in Composite-Restored Teeth: Relaxation or

- Hygroscopic Expansion? *Dental Materials* **2013**, 29, 573–579, doi:10.1016/j.dental.2013.03.006.
53. Sabbagh, J.; McConnell, R.J.; McConnell, M.C. Posterior Composites: Update on Cavities and Filling Techniques. *Journal of Dentistry* **2017**, 57, 86–90, doi:10.1016/j.jdent.2016.11.010.
54. Kim, Y.-J.; Kim, R.; Ferracane, J.; Lee, I.-B. Influence of the Compliance and Layering Method on the Wall Deflection of Simulated Cavities in Bulk-Fill Composite Restoration. *Operative Dentistry* **2016**, 41, e183–e194, doi:10.2341/15-260-L.
55. Oliveira, L.; Mota, E.; Borges, G.; Burnett, L.; Spohr, A. Influence of Immediate Dentin Sealing Techniques on Cuspal Deflection and Fracture Resistance of Teeth Restored with Composite Resin Inlays. *Operative Dentistry* **2014**, 39, 72–80, doi:10.2341/12-100-L.
56. Sakaguchi, R.L.; Berge, H.X. Reduced Light Energy Density Decreases Post-Gel Contraction While Maintaining Degree of Conversion in Composites. *Journal of Dentistry* **1998**, 26, 695–700, doi:10.1016/S0300-5712(97)00048-1.
57. Hayashi, J.; Shimada, Y.; Tagami, J.; Sumi, Y.; Sadr, A. Real-Time Imaging of Gap Progress during and after Composite Polymerization. *J Dent Res* **2017**, 96, 992–998, doi:10.1177/0022034517709005.
58. Davidson, C.L.; De Gee, A.J. Relaxation of Polymerization Contraction Stresses by Flow in Dental Composites. *J Dent Res* **1984**, 63, 146–148, doi:10.1177/00220345840630021001.
59. Sakaguchi, R.L.; Versluis, A.; Douglas, W.H. Analysis of Strain Gage Method for Measurement of Post-Gel Shrinkage in Resin Composites. *Dental Materials* **1997**, 13, 233–239, doi:10.1016/S0109-5641(97)80034-6.
60. Pereira, R.; Valdívía, A.; Bicalho, A.; Franco, S.; Tantbirojn, D.; Versluis, A.; Soares, C. Effect of Photoactivation Timing on the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strength of Fiberglass Post to Root Dentin. *Operative Dentistry* **2015**, 40, E206–E221, doi:10.2341/14-115-L.
61. Bicalho, A.; Pereira, R.; Zanatta, R.; Franco, S.; Tantbirojn, D.; Versluis, A.; Soares, C. Incremental Filling Technique and Composite Material—Part I: Cuspal Deformation, Bond Strength, and Physical Properties. *Operative Dentistry* **2014**, 39, e71–e82, doi:10.2341/12-441-L.
62. Bicalho, A.; Valdívía, A.; Barreto, B.; Tantbirojn, D.; Versluis, A.; Soares, C. Incremental Filling Technique and Composite Material—Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses. *Operative Dentistry* **2014**, 39, e83–e92, doi:10.2341/12-442-L.
63. Yap, A.U.J.; Soh, M.S. Post-Gel Polymerization Contraction of “Low Shrinkage” Composite Restoratives. *Oper Dent* **2004**, 29, 182–187.
64. Carvalho, R.M.; Pereira, J.C.; Yoshiyama, M.; Pashley, D.H. A Review of Polymerization Contraction: The Influence of Stress Development versus Stress Relief. *Oper Dent* **1996**, 21, 17–24.

65. Yoshikawa, T.; Burrow, M.F.; Tagami, J. A Light Curing Method for Improving Marginal Sealing and Cavity Wall Adaptation of Resin Composite Restorations. *Dental Materials* **2001**, *17*, 359–366, doi:10.1016/S0109-5641(00)00095-6.
66. Tauböck, T.T.; Feilzer, A.J.; Buchalla, W.; Kleverlaan, C.J.; Krejci, I.; Attin, T. Effect of Modulated Photo-activation on Polymerization Shrinkage Behavior of Dental Restorative Resin Composites. *European J Oral Sciences* **2014**, *122*, 293–302, doi:10.1111/eos.12139.
67. Deliperi, S.; Bardwell, D.N. Reconstruction of Nonvital Teeth Using Direct Fiber-Reinforced Composite Resin: A Pilot Clinical Study. *J Adhes Dent* **2009**, *11*, 71–78.
68. Deliperi, S.; Bardwell, D.N. An Alternative Method to Reduce Polymerization Shrinkage in Direct Posterior Composite Restorations. *The Journal of the American Dental Association* **2002**, *133*, 1387–1398, doi:10.14219/jada.archive.2002.0055.
69. Price, R.; Shortall, A.; Palin, W. Contemporary Issues in Light Curing. *Operative Dentistry* **2014**, *39*, 4–14, doi:10.2341/13-067-LIT.
70. Braga, R.R.; Hilton, T.J.; Ferracane, J.L. Contraction Stress of Flowable Composite Materials and Their Efficacy as Stress-Relieving Layers. *The Journal of the American Dental Association* **2003**, *134*, 721–728, doi:10.14219/jada.archive.2003.0258.
71. Oliveira, L.C.A.; Duarte, S.; Araujo, C.A.; Abrahão, A. Effect of Low-Elastic Modulus Liner and Base as Stress-Absorbing Layer in Composite Resin Restorations. *Dental Materials* **2010**, *26*, e159–e169, doi:10.1016/j.dental.2009.11.076.
72. Veneziani, M. Adhesive Restorations in the Posterior Area with Subgingival Cervical Margins: New Classification and Differentiated Treatment Approach. *Eur J Esthet Dent* **2010**, *5*, 50–76.
73. Dombi, C.; Volom, A. *A Kompozitok Típusai És Anyagtani Jellemzői. Esztétika a Fogászatban. Direkt Kompozit Restaurációk.*; 2006th ed.; Dental Press Hungary Kft;
74. Davidson, C.L. Advances in Glass-Ionomer Cements. *J Appl Oral Sci* **2006**, *14 Suppl*, 3–9, doi:10.1590/s1678-77572006000700002.
75. Pereira, R.; Bicalho, A.; Franco, S.; Tantbirojn, D.; Versluis, A.; Soares, C. Effect of Restorative Protocol on Cuspal Strain and Residual Stress in Endodontically Treated Molars. *Operative Dentistry* **2016**, *41*, 23–33, doi:10.2341/14-178-L.
76. Taha, N.; Palamara, J.; Messer, H. Fracture Strength and Fracture Patterns of Root-Filled Teeth Restored With Direct Resin Composite Restorations Under Static and Fatigue Loading. *Operative Dentistry* **2014**, *39*, 181–188, doi:10.2341/13-006-L.
77. Nguyen, K.; Wong, R.; Palamara, J.; Burrow, M. The Effect of Resin-Modified Glass-Ionomer Cement Base and Bulk-Fill Resin Composite on Cuspal Deformation. *Operative Dentistry* **2016**, *41*, 208–218, doi:10.2341/14-331-L.
78. Nikolaenko, S.A.; Lohbauer, U.; Roggendorf, M.; Petschelt, A.; Dasch, W.; Frankenberger, R. Influence of C-Factor and Layering Technique on Microtensile

- Bond Strength to Dentin. *Dental Materials* **2004**, 20, 579–585, doi:10.1016/j.dental.2003.08.001.
79. Wang, Z.; Chiang, M.Y.M. Correlation between Polymerization Shrinkage Stress and C-Factor Depends upon Cavity Compliance. *Dental Materials* **2016**, 32, 343–352, doi:10.1016/j.dental.2015.11.003.
80. Oliveira, L.R.S.; Braga, S.S.L.; Bicalho, A.A.; Ribeiro, M.T.H.; Price, R.B.; Soares, C.J. Molar Cusp Deformation Evaluated by Micro-CT and Enamel Crack Formation to Compare Incremental and Bulk-Filling Techniques. *Journal of Dentistry* **2018**, 74, 71–78, doi:10.1016/j.jdent.2018.04.015.
81. Deliperi, S. Functional and Aesthetic Guidelines for Stress-Reduced Direct Posterior Composite Restorations. *Operative Dentistry* **2012**, 37, 425–431, doi:10.2341/11-082-T.
82. Ferracane, J.L.; Hilton, T.J. Polymerization Stress – Is It Clinically Meaningful? *Dental Materials* **2016**, 32, 1–10, doi:10.1016/j.dental.2015.06.020.
83. Kuijs, R.H.; Fennis, W.M.M.; Kreulen, C.M.; Barink, M.; Verdonschot, N. Does Layering Minimize Shrinkage Stresses in Composite Restorations? *J Dent Res* **2003**, 82, 967–971, doi:10.1177/154405910308201206.
84. Versluis, A.; Douglas, W.H.; Cross, M.; Sakaguchi, R.L. Does an Incremental Filling Technique Reduce Polymerization Shrinkage Stresses? *J Dent Res* **1996**, 75, 871–878, doi:10.1177/00220345960750030301.
85. Belli, S.; Dönmez, N.; Eskitaşcioğlu, G. The Effect of C-Factor and Flowable Resin or Fiber Use at the Interface on Microtensile Bond Strength to Dentin. *J Adhes Dent* **2006**, 8, 247–253.
86. Magne, P.; Silva, S.; Andrada, M. de; Maia, H. Fatigue Resistance and Crack Propensity of Novel “Super-Closed” Sandwich Composite Resin Restorations in Large MOD Defects. *Int J Esthet Dent* **2016**, 11, 82–97.
87. Magne, P.; Carvalho, M.A.; Milani, T. Shrinkage-induced Cuspal Deformation and Strength of Three Different Short Fiber-reinforced Composite Resins. *J Esthet Restor Dent* **2023**, 35, 56–63, doi:10.1111/jerd.12998.
88. Suiter, E.A.; Watson, L.E.; Tantbirojn, D.; Lou, J.S.B.; Versluis, A. Effective Expansion: Balance between Shrinkage and Hygroscopic Expansion. *J Dent Res* **2016**, 95, 543–549, doi:10.1177/0022034516633450.
89. Par, M.; Gamulin, O.; Marovic, D.; Klaric, E.; Tarle, Z. Effect of Temperature on Post-Cure Polymerization of Bulk-Fill Composites. *Journal of Dentistry* **2014**, 42, 1255–1260, doi:10.1016/j.jdent.2014.08.004.
90. Schneider, L.F.J.; Consani, S.; Ogliari, F.; Correr, A.B.; Sobrinho, L.C.; Sinhoreti, M.A.C. Effect of Time and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of a Resin Composite. *Operative Dentistry* **2006**, 31, 489–495, doi:10.2341/05-81.
91. Lassila, L.; Säilynoja, E.; Prinssi, R.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. Fracture Behavior of Bi-Structure Fiber-Reinforced Composite Restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2020**, 101, 103444, doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103444.
92. Lassila, L.; Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Säilynoja, E. Mechanical Properties of Fiber Reinforced Restorative Composite with Two Distinguished Fiber Length

- Distribution. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2016**, 60, 331–338, doi:10.1016/j.jmbbm.2016.01.036.
93. Lassila, L.; Keulemans, F.; Säilynoja, E.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. Mechanical Properties and Fracture Behavior of Flowable Fiber Reinforced Composite Restorations. *Dental Materials* **2018**, 34, 598–606, doi:10.1016/j.dental.2018.01.002.
 94. Kim, K. -H.; Okuno, O. Microfracture Behaviour of Composite Resins Containing Irregular-shaped Fillers. *J of Oral Rehabilitation* **2002**, 29, 1153–1159, doi:10.1046/j.1365-2842.2002.00940.x.
 95. Barreto, B.C.F.; Van Ende, A.; Lise, D.P.; Noritomi, P.Y.; Jaecques, S.; Sloten, J.V.; De Munck, J.; Van Meerbeek, B. Short Fibre-Reinforced Composite for Extensive Direct Restorations: A Laboratory and Computational Assessment. *Clin Oral Invest* **2016**, 20, 959–966, doi:10.1007/s00784-015-1576-3.
 96. Manhart, J.; Kunzelmann, K.-H.; Chen, H.Y.; Hickel, R. Mechanical Properties and Wear Behavior of Light-Cured Packable Composite Resins. *Dental Materials* **2000**, 16, 33–40, doi:10.1016/S0109-5641(99)00082-2.
 97. Garoushi, S.; Sungur, S.; Boz, Y.; Ozkan, P.; Vallittu, P.K.; Uctasli, S.; Lassila, L. Influence of Short-Fiber Composite Base on Fracture Behavior of Direct and Indirect Restorations. *Clin Oral Invest* **2021**, 25, 4543–4552, doi:10.1007/s00784-020-03768-6.
 98. Zaslansky, P.; Friesem, A.A.; Weiner, S. Structure and Mechanical Properties of the Soft Zone Separating Bulk Dentin and Enamel in Crowns of Human Teeth: Insight into Tooth Function. *Journal of Structural Biology* **2006**, 153, 188–199, doi:10.1016/j.jsb.2005.10.010.
 99. Bechtle, S.; Fett, T.; Rizzi, G.; Habelitz, S.; Klocke, A.; Schneider, G.A. Crack Arrest within Teeth at the Dentinoenamel Junction Caused by Elastic Modulus Mismatch. *Biomaterials* **2010**, 31, 4238–4247, doi:10.1016/j.biomaterials.2010.01.127.
 100. Imbeni, V.; Kruzic, J.J.; Marshall, G.W.; Marshall, S.J.; Ritchie, R.O. The Dentin–Enamel Junction and the Fracture of Human Teeth. *Nature Mater* **2005**, 4, 229–232, doi:10.1038/nmat1323.
 101. Bazos, P.; Magne, P. Bio-Emulation: Biomimetically Emulating Nature Utilizing a Histo-Anatomic Approach; Structural Analysis. *Eur J Esthet Dent* **2011**, 6, 8–19.
 102. Yamada, Y.; Inoue, T.; Saito, M.; Nishimura, F.; Miyazaki, T. Anisotropic Ultimate Strength and Microscopic Fracture Patterns during Tensile Testing in the Dentin–Enamel Junction Region. *Dent. Mater. J.* **2020**, 39, 272–277, doi:10.4012/dmj.2019-024.
 103. Omran, T.A.; Garoushi, S.; Lassila, L.V.; Vallittu, P.K. Effect of Interface Surface Design on the Fracture Behavior of Bilayered Composites. *European J Oral Sciences* **2019**, 127, 276–284, doi:10.1111/eos.12617.
 104. Scotti, N.; Coero Borga, F.A.; Alovise, M.; Rota, R.; Pasqualini, D.; Berutti, E. Is Fracture Resistance of Endodontically Treated Mandibular Molars Restored with Indirect Onlay Composite Restorations Influenced by Fibre Post Insertion? *Journal of Dentistry* **2012**, 40, 814–820, doi:10.1016/j.jdent.2012.06.005.

105. Bijelic-Donova, J.; Garoushi, S.; Lassila, L.V.; Rocca, G.T.; Vallittu, P.K. Crack Propagation and Toughening Mechanism of Bilayered Short-Fiber Reinforced Resin Composite Structure —Evaluation up to Six Months Storage in Water. *Dent. Mater. J.* **2022**, *41*, 580–588, doi:10.4012/dmj.2021-321.
106. Heintze, S.D.; Rousson, V.; Hickel, R. Clinical Effectiveness of Direct Anterior Restorations—A Meta-Analysis. *Dental Materials* **2015**, *31*, 481–495, doi:10.1016/j.dental.2015.01.015.
107. Beck, F.; Lettner, S.; Graf, A.; Bitriol, B.; Dumitrescu, N.; Bauer, P.; Moritz, A.; Schedle, A. Survival of Direct Resin Restorations in Posterior Teeth within a 19-Year Period (1996–2015): A Meta-Analysis of Prospective Studies. *Dental Materials* **2015**, *31*, 958–985, doi:10.1016/j.dental.2015.05.004.
108. Van Nieuwenhuysen, J.-P.; D’Hoore, W.; Carvalho, J.; Qvist, V. Long-Term Evaluation of Extensive Restorations in Permanent Teeth. *Journal of Dentistry* **2003**, *31*, 395–405, doi:10.1016/S0300-5712(03)00084-8.
109. Rocca, G.T.; Krejci, I. Crown and Post-Free Adhesive Restorations for Endodontically Treated Posterior Teeth: From Direct Composite to Endocrowns. *Eur J Esthet Dent* **2013**, *8*, 156–179.
110. Tay, F.R.; Pashley, D.H. Monoblocks in Root Canals: A Hypothetical or a Tangible Goal. *Journal of Endodontics* **2007**, *33*, 391–398, doi:10.1016/j.joen.2006.10.009.
111. Reeh, E.S.; Douglas, W.H.; Messer, H.H. Stiffness of Endodontically-Treated Teeth Related to Restoration Technique. *J Dent Res* **1989**, *68*, 1540–1544, doi:10.1177/00220345890680111401.
112. Hannig, C.; Westphal, C.; Becker, K.; Attin, T. Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored with CAD/CAM Ceramic Inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2005**, *94*, 342–349, doi:10.1016/j.prosdent.2005.08.004.
113. Seo, D.-G.; Yi, Y.-A.; Shin, S.-J.; Park, J.-W. Analysis of Factors Associated with Cracked Teeth. *Journal of Endodontics* **2012**, *38*, 288–292, doi:10.1016/j.joen.2011.11.017.
114. Fennis, W.M.M.; Kreulen, C.M.; Tezvergil, A.; Lassila, L.V.J.; Vallittu, P.K.; Creugers, N.H.J. In Vitro Repair of Fractured Fiber-Reinforced Cusp-Replacing Composite Restorations. *International Journal of Dentistry* **2011**, *2011*, 1–6, doi:10.1155/2011/165938.
115. Hansen, E.K.; Asmussen, E. *In Vivo* Fractures of Endodontically Treated Posterior Teeth Restored with Enamel-bonded Resin. *Dental Traumatology* **1990**, *6*, 218–225, doi:10.1111/j.1600-9657.1990.tb00422.x.
116. Taha, N.A.; Palamara, J.E.A.; Messer, H.H. Cuspal Deflection, Strain and Microleakage of Endodontically Treated Premolar Teeth Restored with Direct Resin Composites. *Journal of Dentistry* **2009**, *37*, 724–730, doi:10.1016/j.jdent.2009.05.027.
117. Zarow, M.; Ramírez-Sebastià, A.; Paolone, G.; De Ribot Porta, J.; Mora, J.; Espona, J.; Durán-Sindreu, F.; Roig, M. A New Classification System for the Restoration of Root Filled Teeth. *Int Endodontic J* **2018**, *51*, 318–334, doi:10.1111/iej.12847.

118. Sárý, T.; Garoushi, S.; Braunitzer, G.; Alleman, D.; Volom, A.; Fráter, M. Fracture Behaviour of MOD Restorations Reinforced by Various Fibre-Reinforced Techniques – An in Vitro Study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2019**, *98*, 348–356, doi:10.1016/j.jmbbm.2019.07.006.
119. Han, S.-H.; Park, S.-H. Incremental and Bulk-Fill Techniques With Bulk-Fill Resin Composite in Different Cavity Configurations. *Operative Dentistry* **2018**, *43*, 631–641, doi:10.2341/17-279-LR.
120. Van Dijken, J.W.V.; Pallesen, U. Clinical Performance of a Hybrid Resin Composite with and without an Intermediate Layer of Flowable Resin Composite: A 7-Year Evaluation. *Dental Materials* **2011**, *27*, 150–156, doi:10.1016/j.dental.2010.09.010.
121. De V. Habekost, L.; Camacho, G.B.; Azevedo, E.C.; Demarco, F.F. Fracture Resistance of Thermal Cycled and Endodontically Treated Premolars with Adhesive Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2007**, *98*, 186–192, doi:10.1016/S0022-3913(07)60054-7.
122. Hood, J.A. Biomechanics of the Intact, Prepared and Restored Tooth: Some Clinical Implications. *Int Dent J* **1991**, *41*, 25–32.
123. Granath, L.; Svensson, A. Elastic Outward Bending of Loaded Buccal and Lingual Premolar Walls in Relation to Cavity Size and Form. *European J Oral Sciences* **1991**, *99*, 1–7, doi:10.1111/j.1600-0722.1991.tb01015.x.
124. Lee, C.-H.; Lee, I.-B. Effects of Wall Compliance and Light-Curing Protocol on Wall Deflection of Simulated Cavities in Bulk-Fill Composite Restoration. *Journal of Dental Sciences* **2022**, *17*, 233–240, doi:10.1016/j.jds.2021.03.017.
125. Aregawi, W.A.; Fok, A.S.L. Shrinkage Stress and Cuspal Deflection in MOD Restorations: Analytical Solutions and Design Guidelines. *Dental Materials* **2021**, *37*, 783–795, doi:10.1016/j.dental.2021.02.003.
126. Reeh, E.S.; Messer, H.H.; Douglas, W.H. Reduction in Tooth Stiffness as a Result of Endodontic and Restorative Procedures. *Journal of Endodontics* **1989**, *15*, 512–516, doi:10.1016/S0099-2399(89)80191-8.
127. Tang, W.; Wu, Y.; Smales, R.J. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. *Journal of Endodontics* **2010**, *36*, 609–617, doi:10.1016/j.joen.2009.12.002.
128. Soares, P.V.; Santos-Filho, P.C.F.; Queiroz, E.C.; Araújo, T.C.; Campos, R.E.; Araújo, C.A.; Soares, C.J. Fracture Resistance and Stress Distribution in Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored with Composite Resin. *Journal of Prosthodontics* **2008**, *17*, 114–119, doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00258.x.
129. Brunthaler, A.; König, F.; Lucas, T.; Sperr, W.; Schedle, A. Longevity of Direct Resin Composite Restorations in Posterior Teeth: A Review. *Clin Oral Invest* **2003**, *7*, 63–70, doi:10.1007/s00784-003-0206-7.
130. Van Dijken, J.W.V.; Lindberg, A. A 15-Year Randomized Controlled Study of a Reduced Shrinkage Stress Resin Composite. *Dental Materials* **2015**, *31*, 1150–1158, doi:10.1016/j.dental.2015.06.012.

131. Borgia, E.; Baron, R.; Borgia, J.L. Quality and Survival of Direct Light-Activated Composite Resin Restorations in Posterior Teeth: A 5- to 20-Year Retrospective Longitudinal Study. *Journal of Prosthodontics* **2019**, *28*, doi:10.1111/jopr.12630.
132. Frankenberger, R.; Reinelt, C.; Krämer, N. Nanohybrid vs. Fine Hybrid Composite in Extended Class II Cavities: 8-Year Results. *Clin Oral Invest* **2014**, *18*, 125–137, doi:10.1007/s00784-013-0957-8.
133. Kopperud, S.E.; Tveit, A.B.; Gaarden, T.; Sandvik, L.; Espelid, I. Longevity of Posterior Dental Restorations and Reasons for Failure. *European J Oral Sciences* **2012**, *120*, 539–548, doi:10.1111/eos.12004.
134. Van Dijken, J.W.V. Durability of Resin Composite Restorations in High C-Factor Cavities: A 12-Year Follow-Up. *Journal of Dentistry* **2010**, *38*, 469–474, doi:10.1016/j.jdent.2010.02.007.
135. Baldissera, R.A.; Corrêa, M.B.; Schuch, H.S.; Collares, K.; Nascimento, G.G.; Jardim, P.S.; Moraes, R.R.; Opdam, N.J.M.; Demarco, F.F. Are There Universal Restorative Composites for Anterior and Posterior Teeth? *Journal of Dentistry* **2013**, *41*, 1027–1035, doi:10.1016/j.jdent.2013.08.016.
136. Laske, M.; Opdam, N.J.M.; Bronkhorst, E.M.; Braspenning, J.C.C.; Huysmans, M.C.D.N.J.M. Ten-Year Survival of Class II Restorations Placed by General Practitioners. *JDR Clinical & Translational Research* **2016**, *1*, 292–299, doi:10.1177/2380084416663192.
137. Laske, M.; Opdam, N.J.M.; Bronkhorst, E.M.; Braspenning, J.C.C.; Huysmans, M.C.D.N.J.M. Longevity of Direct Restorations in Dutch Dental Practices. Descriptive Study out of a Practice Based Research Network. *Journal of Dentistry* **2016**, *46*, 12–17, doi:10.1016/j.jdent.2016.01.002.
138. Nagasiri, R.; Chitmongkolsuk, S. Long-Term Survival of Endodontically Treated Molars without Crown Coverage: A Retrospective Cohort Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2005**, *93*, 164–170, doi:10.1016/j.prosdent.2004.11.001.
139. Garoushi, S.; Vallittu, P.; Watts, D.; Lassila, L. Polymerization Shrinkage of Experimental Short Glass Fiber-Reinforced Composite with Semi-Inter Penetrating Polymer Network Matrix. *Dental Materials* **2008**, *24*, 211–215, doi:10.1016/j.dental.2007.04.001.
140. Mangoush, E.; Garoushi, S.; Lassila, L.; Vallittu, P.K.; Säilynoja, E. Effect of Fiber Reinforcement Type on the Performance of Large Posterior Restorations: A Review of In Vitro Studies. *Polymers* **2021**, *13*, 3682, doi:10.3390/polym13213682.
141. Lassila, L.; Säilynoja, E.; Prinssi, R.; Vallittu, P.; Garoushi, S. Characterization of a New Fiber-Reinforced Flowable Composite. *Odontology* **2019**, *107*, 342–352, doi:10.1007/s10266-018-0405-y.
142. Mangoush, E. Influence of Short Fiber Reinforced Composites on Fracture Resistance of Single-Structure Restorations. *EUROPEAN JOURNAL OF PROSTHODONTICS AND RESTORATIVE DENTISTRY* **2020**, *189*, doi:10.1922/EJPRD_2075Mangoush10.
143. Ruddell, D. Effect of Novel Filler Particles on the Mechanical and Wear Properties of Dental Composites. *Dental Materials* **2002**, *18*, 72–80, doi:10.1016/S0109-5641(01)00022-7.

144. Vallittu, P.K. High-Aspect Ratio Fillers: Fiber-Reinforced Composites and Their Anisotropic Properties. *Dental Materials* **2015**, *31*, 1–7, doi:10.1016/j.dental.2014.07.009.
145. Vallittu, P.K. An Overview of Development and Status of Fiber-Reinforced Composites as Dental and Medical Biomaterials. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* **2018**, *4*, 44–55, doi:10.1080/23337931.2018.1457445.
146. Tsujimoto, A.; Barkmeier, W.W.; Takamizawa, T.; Latta, M.A.; Miyazaki, M. Mechanical Properties, Volumetric Shrinkage and Depth of Cure of Short Fiber-Reinforced Resin Composite. *Dental Materials Journal* **2016**, *35*, 418–424, doi:10.4012/dmj.2015-280.
147. Garoushi, S.; Gargoum, A.; Vallittu, P.K.; Lassila, L. Short Fiber-Reinforced Composite Restorations: A Review of the Current Literature. *J Investig Clin Dent* **2018**, *9*, e12330, doi:10.1111/jicd.12330.
148. *Chapter: Fillings and Core Build-Ups in Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*; Vallittu, P., Özcan, M., Eds.; Woodhead Publishing series in biomaterials; Elsevier, Woodhead Publishing: Duxford, United Kingdom, 2017; ISBN 978-0-08-100607-8.
149. Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V.J. Direct Restoration of Severely Damaged Incisors Using Short Fiber-Reinforced Composite Resin. *Journal of Dentistry* **2007**, *35*, 731–736, doi:10.1016/j.jdent.2007.05.009.
150. Stipho, H.D. Effect of Glass Fiber Reinforcement on Some Mechanical Properties of Autopolymerizing Polymethyl Methacrylate. *J Prosthet Dent* **1998**, *79*, 580–584, doi:10.1016/s0022-3913(98)70180-5.
151. Dyer, S. Effect of Fiber Position and Orientation on Fracture Load of Fiber-Reinforced Composite. *Dental Materials* **2004**, *20*, 947–955, doi:10.1016/j.dental.2003.12.003.
152. Alshabib, A.; Jurado, C.A.; Tsujimoto, A. Short Fiber-Reinforced Resin-Based Composites (SFRCs); Current Status and Future Perspectives. *Dent. Mater. J.* **2022**, *41*, 647–654, doi:10.4012/dmj.2022-080.
153. Lassila, L.; Keulemans, F.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. Characterization of Restorative Short-Fiber Reinforced Dental Composites. *Dent. Mater. J.* **2020**, *39*, 992–999, doi:10.4012/dmj.2019-088.
154. Matinlinna, J.P.; Lung, C.Y.K.; Tsoi, J.K.H. Silane Adhesion Mechanism in Dental Applications and Surface Treatments: A Review. *Dental Materials* **2018**, *34*, 13–28, doi:10.1016/j.dental.2017.09.002.
155. Vallittu, P.K. The Effect of Void Space and Polymerization Time on Transverse Strength of Acrylic-glass Fibre Composite. *J of Oral Rehabilitation* **1995**, *22*, 257–261, doi:10.1111/j.1365-2842.1995.tb00083.x.
156. Lastumäki, T.M.; Lassila, L.V.J.; Vallittu, P.K. The Semi-Interpenetrating Polymer Network Matrix of Fiber-Reinforced Composite and Its Effect on the Surface Adhesive Properties. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* **2003**, *14*, 803–809, doi:10.1023/A:1025044623421.

157. Khan, A.S.; Azam, M.T.; Khan, M.; Mian, S.A.; Rehman, I.U. An Update on Glass Fiber Dental Restorative Composites: A Systematic Review. *Materials Science and Engineering: C* **2015**, *47*, 26–39, doi:10.1016/j.msec.2014.11.015.
158. Bijelic-Donova, J.; Garoushi, S.; Lassila, L.V.J.; Keulemans, F.; Vallittu, P.K. Mechanical and Structural Characterization of Discontinuous Fiber-Reinforced Dental Resin Composite. *Journal of Dentistry* **2016**, *52*, 70–78, doi:10.1016/j.jdent.2016.07.009.
159. Garoushi, S.; Säilynoja, E.; Vallittu, P.K.; Lassila, L. Physical Properties and Depth of Cure of a New Short Fiber Reinforced Composite. *Dental Materials* **2013**, *29*, 835–841, doi:10.1016/j.dental.2013.04.016.
160. Tsujimoto, A.; Barkmeier, W.W.; Takamizawa, T.; Watanabe, H.; Johnson, W.W.; Latta, M.A.; Miyazaki, M. Relationship between Mechanical Properties and Bond Durability of Short Fiber-reinforced Resin Composite with Universal Adhesive. *European J Oral Sciences* **2016**, *124*, 480–489, doi:10.1111/eos.12291.
161. Goracci, C.; Cadenaro, M.; Fontanive, L.; Giangrosso, G.; Juloski, J.; Vichi, A.; Ferrari, M. Polymerization Efficiency and Flexural Strength of Low-Stress Restorative Composites. *Dental Materials* **2014**, *30*, 688–694, doi:10.1016/j.dental.2014.03.006.
162. Miletic, V.; Pongprueksa, P.; De Munck, J.; Brooks, N.R.; Van Meerbeek, B. Curing Characteristics of Flowable and Sculptable Bulk-Fill Composites. *Clin Oral Invest* **2017**, *21*, 1201–1212, doi:10.1007/s00784-016-1894-0.
163. Fráter, M.; Sáry, T.; Vincze-Bandi, E.; Volom, A.; Braunitzer, G.; Szabó P., B.; Garoushi, S.; Forster, A. Fracture Behavior of Short Fiber-Reinforced Direct Restorations in Large MOD Cavities. *Polymers* **2021**, *13*, 2040, doi:10.3390/polym13132040.
164. Fráter, M.; Sáry, T.; Néma, V.; Braunitzer, G.; Vallittu, P.; Lassila, L.; Garoushi, S. Fatigue Failure Load of Immature Anterior Teeth: Influence of Different Fiber Post-Core Systems. *Odontology* **2021**, *109*, 222–230, doi:10.1007/s10266-020-00522-y.
165. Lassila, L.; Oksanen, V.; Fráter, M.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. The Influence of Resin Composite with High Fiber Aspect Ratio on Fracture Resistance of Severely Damaged Bovine Incisors. *Dent. Mater. J.* **2020**, *39*, 381–388, doi:10.4012/dmj.2019-051.
166. Kim, S.-H.; Watts, D.C. Effect of Glass-Fiber Reinforcement and Water Storage on Fracture Toughness (KIC) of Polymer-Based Provisional Crown and FPD Materials. *Int J Prosthodont* **2004**, *17*, 318–322.
167. Rocca, G.T.; Saratti, C.M.; Cattani-Lorenti, M.; Feilzer, A.J.; Scherrer, S.; Krejci, I. The Effect of a Fiber Reinforced Cavity Configuration on Load Bearing Capacity and Failure Mode of Endodontically Treated Molars Restored with CAD/CAM Resin Composite Overlay Restorations. *Journal of Dentistry* **2015**, *43*, 1106–1115, doi:10.1016/j.jdent.2015.06.012.
168. Krenchel, H. Fibre Reinforcement; Theoretical and Practical Investigations of the Elasticity and Strength of Fibre-Reinforced Materials.; Akademisk forlag, Copenhagen: Technical University of Denmark, 1964.

169. Norman, D.A.; Robertson, R.E. The Effect of Fiber Orientation on the Toughening of Short Fiber-reinforced Polymers. *J of Applied Polymer Sci* **2003**, *90*, 2740–2751, doi:10.1002/app.12913.
170. Murphy, J. *The Reinforced Plastics Handbook*; Elsevier, 2013; ISBN 978-1-4832-9263-2.
171. Zicari, F.; De Munck, J.; Scotti, R.; Naert, I.; Van Meerbeek, B. Factors Affecting the Cement–Post Interface. *Dental Materials* **2012**, *28*, 287–297, doi:10.1016/j.dental.2011.11.003.
172. Chieruzzi, M.; Pagano, S.; Pennacchi, M.; Lombardo, G.; D’Errico, P.; Kenny, J.M. Compressive and Flexural Behaviour of Fibre Reinforced Endodontic Posts. *Journal of Dentistry* **2012**, *40*, 968–978, doi:10.1016/j.jdent.2012.08.003.
173. Soares, P.V.; Santos-Filho, P.C.F.; Martins, L.R.M.; Soares, C.J. Influence of Restorative Technique on the Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Maxillary Premolars. Part I: Fracture Resistance and Fracture Mode. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2008**, *99*, 30–37, doi:10.1016/S0022-3913(08)60006-2.
174. Scotti, N.; Scansetti, M.; Rota, R.; Pera, F.; Pasqualini, D.; Berutti, E. The Effect of the Post Length and Cusp Coverage on the Cycling and Static Load of Endodontically Treated Maxillary Premolars. *Clin Oral Invest* **2011**, *15*, 923–929, doi:10.1007/s00784-010-0466-y.
175. Bitter, K.; Noetzel, J.; Stamm, O.; Vaudt, J.; Meyer-Lueckel, H.; Neumann, K.; Kielbassa, A.M. Randomized Clinical Trial Comparing the Effects of Post Placement on Failure Rate of Postendodontic Restorations: Preliminary Results of a Mean Period of 32 Months. *Journal of Endodontics* **2009**, *35*, 1477–1482, doi:10.1016/j.joen.2009.07.026.
176. Nothdurft, F.P.; Seidel, E.; Gebhart, F.; Naumann, M.; Motter, P.J.; Pospiech, P.R. The Fracture Behavior of Premolar Teeth with Class II Cavities Restored by Both Direct Composite Restorations and Endodontic Post Systems. *Journal of Dentistry* **2008**, *36*, 444–449, doi:10.1016/j.jdent.2008.03.004.
177. Soares, C.J.; Soares, P.V.; Santos-Filho, P.C.F.; Castro, C.G.; Magalhaes, D.; Versluis, A. The Influence of Cavity Design and Glass Fiber Posts on Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Premolars. *Journal of Endodontics* **2008**, *34*, 1015–1019, doi:10.1016/j.joen.2008.05.017.
178. Qualtrough, A.J.E.; Mannocci, F. Tooth-Colored Post Systems: A Review. *Oper Dent* **2003**, *28*, 86–91.
179. Trope, M.; Maltz, D.O.; Tronstad, L. Resistance to Fracture of Restored Endodontically Treated Teeth. *Dental Traumatology* **1985**, *1*, 108–111, doi:10.1111/j.1600-9657.1985.tb00571.x.
180. Zicari, F.; Van Meerbeek, B.; Scotti, R.; Naert, I. Effect of Fibre Post Length and Adhesive Strategy on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth after Fatigue Loading. *Journal of Dentistry* **2012**, *40*, 312–321, doi:10.1016/j.jdent.2012.01.006.
181. Magne, P.; Lazari, P.; Carvalho, M.; Johnson, T.; Del Bel Cury, A. Ferrule-Effect Dominates Over Use of a Fiber Post When Restoring Endodontically Treated Incisors: An In Vitro Study. *Operative Dentistry* **2017**, *42*, 396–406, doi:10.2341/16-243-L.

182. Vallittu, P.K. Are We Misusing Fiber Posts? Guest Editorial. *Dental Materials* **2016**, 32, 125–126, doi:10.1016/j.dental.2015.11.001.
183. Naumann, M.; Blankenstein, F.; Kießling, S.; Dietrich, T. Risk Factors for Failure of Glass Fiber-reinforced Composite Post Restorations: A Prospective Observational Clinical Study. *European J Oral Sciences* **2005**, 113, 519–524, doi:10.1111/j.1600-0722.2005.00257.x.
184. Meyenberg, K. The Ideal Restoration of Endodontically Treated Teeth - Structural and Esthetic Considerations: A Review of the Literature and Clinical Guidelines for the Restorative Clinician. *Eur J Esthet Dent* **2013**, 8, 238–268.
185. Khaled AL-Omiri, M.; Mahmoud, A.A.; Rayyan, M.R.; Abu-Hammad, O. Fracture Resistance of Teeth Restored with Post-Retained Restorations: An Overview. *Journal of Endodontics* **2010**, 36, 1439–1449, doi:10.1016/j.joen.2010.06.005.
186. Paolone, G.; Saracinelli, M.; Devoto, W.; Putignano, A. Esthetic Direct Restorations in Endodontically Treated Anterior Teeth. *Eur J Esthet Dent* **2013**, 8, 44–67.
187. Aurélio, I.L.; Fraga, S.; Rippe, M.P.; Valandro, L.F. Are Posts Necessary for the Restoration of Root Filled Teeth with Limited Tissue Loss? A Structured Review of Laboratory and Clinical Studies. *Int Endodontic J* **2016**, 49, 827–835, doi:10.1111/iej.12538.
188. Scotti, N.; Forniglia, A.; Michelotto Tempesta, R.; Comba, A.; Saratti, C.M.; Pasqualini, D.; Alovise, M.; Berutti, E. Effects of Fiber-Glass-Reinforced Composite Restorations on Fracture Resistance and Failure Mode of Endodontically Treated Molars. *Journal of Dentistry* **2016**, 53, 82–87, doi:10.1016/j.jdent.2016.08.001.
189. Vallittu, P.K. A Review of Fiber-Reinforced Denture Base Resins. *J Prosthodont* **1996**, 5, 270–276, doi:10.1111/j.1532-849x.1996.tb00511.x.
190. Nembrini, E.; Acquaviva, P.A.; Zubani, A.; Queiroz, J.R.C.; Cerutti, A.; Özcan, M. Degree of Conversion and Adhesion of Methacrylate-Based Resin Cements with Phosphonic or Phosphoric Acid Acrylate to Glass Fiber Posts at Different Regions of Intraradicular Dentin. *Journal of Adhesion Science and Technology* **2016**, 30, 328–337, doi:10.1080/01694243.2015.1105122.
191. Zicari, F.; Coutinho, E.; Scotti, R.; Van Meerbeek, B.; Naert, I. Mechanical Properties and Micro-Morphology of Fiber Posts. *Dental Materials* **2013**, 29, e45–e52, doi:10.1016/j.dental.2012.11.001.
192. Terry, D.A.; Triolo, P.T.; Swift, E.J. Fabrication of Direct Fiber-Reinforced Posts: A Structural Design Concept. *J Esthet Restor Dent* **2001**, 13, 228–240, doi:10.1111/j.1708-8240.2001.tb00269.x.
193. Seefeld, F.; Wenz, H.-J.; Ludwig, K.; Kern, M. Resistance to Fracture and Structural Characteristics of Different Fiber Reinforced Post Systems. *Dental Materials* **2007**, 23, 265–271, doi:10.1016/j.dental.2006.01.018.
194. Bell, A.-M.L.; Lassila, L.V.J.; Kangasniemi, I.; Vallittu, P.K. Bonding of Fibre-Reinforced Composite Post to Root Canal Dentin. *Journal of Dentistry* **2005**, 33, 533–539, doi:10.1016/j.jdent.2004.11.014.

195. Purton, D.G.; Payne, J.A. Comparison of Carbon Fiber and Stainless Steel Root Canal Posts. *Quintessence Int* **1996**, *27*, 93–97.
196. Guzy, G.E.; Nicholls, J.I. In Vitro Comparison of Intact Endodontically Treated Teeth with and without Endo-Post Reinforcement. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **1979**, *42*, 39–44, doi:10.1016/0022-3913(79)90328-7.
197. Le Bell-Rönnlöf, A.-M.; Lassila, L.V.J.; Kangasniemi, I.; Vallittu, P.K. Load-Bearing Capacity of Human Incisor Restored with Various Fiber-Reinforced Composite Posts. *Dental Materials* **2011**, *27*, e107–e115, doi:10.1016/j.dental.2011.02.009.
198. Jakab, A.; Volom, A.; Sáros, T.; Vincze-Bandi, E.; Braunitzer, G.; Alleman, D.; Garoushi, S.; Fráter, M. Mechanical Performance of Direct Restorative Techniques Utilizing Long Fibers for “Horizontal Splinting” to Reinforce Deep MOD Cavities—An Updated Literature Review. *Polymers* **2022**, *14*, 1438, doi:10.3390/polym14071438.
199. Vallittu, P.K. The Effect of Glass Fiber Reinforcement on the Fracture Resistance of a Provisional Fixed Partial Denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **1998**, *79*, 125–130, doi:10.1016/S0022-3913(98)70204-5.
200. Vallittu, P.K. Use of Woven Glass Fibres to Reinforce a Composite Veneer. A Fracture Resistance and Acoustic Emission Study. *J of Oral Rehabilitation* **2002**, *29*, 423–429, doi:10.1046/j.1365-2842.2002.00915.x.
201. Rocca, G.T.; Saratti, C.M.; Poncet, A.; Feilzer, A.J.; Krejci, I. The Influence of FRCs Reinforcement on Marginal Adaptation of CAD/CAM Composite Resin Endocrowns after Simulated Fatigue Loading. *Odontology* **2016**, *104*, 220–232, doi:10.1007/s10266-015-0202-9.
202. Anton Y Otero, C.; Bijelic-Donova, J.; Saratti, C.M.; Vallittu, P.K.; Di Bella, E.; Krejci, I.; Rocca, G.T. The Influence of FRC Base and Bonded CAD/CAM Resin Composite Endocrowns on Fatigue Behavior of Cracked Endodontically-Treated Molars. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2021**, *121*, 104647, doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104647.
203. Belli, S.; Erdemir, A.; Ozcopur, M.; Eskitascioglu, G. The Effect of Fibre Insertion on Fracture Resistance of Root Filled Molar Teeth with MOD Preparations Restored with Composite. *Int Endodontic J* **2005**, *38*, 73–80, doi:10.1111/j.1365-2591.2004.00892.x.
204. Belli, S.; Erdemir, A.; Yildirim, C. Reinforcement Effect of Polyethylene Fibre in Root-filled Teeth: Comparison of Two Restoration Techniques. *Int Endodontic J* **2006**, *39*, 136–142, doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01057.x.
205. Garoushi, S.; Lassila, L.V.J.; Tezvergil, A.; Vallittu, P.K. Load Bearing Capacity of Fibre-Reinforced and Particulate Filler Composite Resin Combination. *Journal of Dentistry* **2006**, *34*, 179–184, doi:10.1016/j.jdent.2005.05.010.
206. Bijelic-Donova, J.; Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V.J. Mechanical Properties, Fracture Resistance, and Fatigue Limits of Short Fiber Reinforced Dental Composite Resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2016**, *115*, 95–102, doi:10.1016/j.prosdent.2015.07.012.

207. Chong, K.-H.; Chai, J. Strength and Mode of Failure of Unidirectional and Bidirectional Glass Fiber-Reinforced Composite Materials. *Int J Prosthodont* **2003**, *16*, 161–166.
208. ElAziz, R.H.; Mohammed, M.M.; Gomaa, H.A. Clinical Performance of Short-Fiber-Reinforced Resin Composite Restorations vs Resin Composite Onlay Restorations in Complex Cavities of Molars (Randomized Clinical Trial). *J Contemp Dent Pract* **2020**, *21*, 296–303.
209. Szabó P., B.; Sáry, T.; Szabó, B. The Key Elements of Conducting Load-to-Fracture Mechanical Testing on Restoration-Tooth Units in Restorative Dentistry. *Anal. Tech. Szeged.* **2019**, *13*, 59–64, doi:10.14232/analecta.2019.2.59-64.
210. Szabó, V.T.; Szabó, B.; Tarjányi, T.; Szőke-Trenyik, E.; Szabó, B.P.; Fráter, M. Analog and Digital Modeling of Sound and Impaired Periodontal Supporting Tissues during Mechanical Testing. *Anal. Tech. Szeged.* **2021**, *15*, 84–97, doi:10.14232/analecta.2021.2.84-97.
211. Wandscher, V.; Bergoli, C.; Limberger, I.; Ardenghi, T.; Valandro, L. Preliminary Results of the Survival and Fracture Load of Roots Restored With Intracanal Posts: Weakened vs Nonweakened Roots. *Operative Dentistry* **2014**, *39*, 541–555, doi:10.2341/12-465.
212. Shah, S.; Shilpa-Jain, D.P.; Velmurugan, N.; Sooriaprakas, C.; Krithikadatta, J. Performance of Fibre Reinforced Composite as a Post-Endodontic Restoration on Different Endodontic Cavity Designs— an in-Vitro Study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2020**, *104*, 103650, doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103650.
213. Lazari, P.C.; De Carvalho, M.A.; Del Bel Cury, A.A.; Magne, P. Survival of Extensively Damaged Endodontically Treated Incisors Restored with Different Types of Posts-and-Core Foundation Restoration Material. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2018**, *119*, 769–776, doi:10.1016/j.prosdent.2017.05.012.
214. Gresnigt, M.M.M.; Özcan, M.; Carvalho, M.; Lazari, P.; Cune, M.S.; Razavi, P.; Magne, P. Effect of Luting Agent on the Load to Failure and Accelerated-Fatigue Resistance of Lithium Disilicate Laminate Veneers. *Dental Materials* **2017**, *33*, 1392–1401, doi:10.1016/j.dental.2017.09.010.
215. Soares, L.M.; Razaghy, M.; Magne, P. Optimization of Large MOD Restorations: Composite Resin Inlays vs. Short Fiber-Reinforced Direct Restorations. *Dental Materials* **2018**, *34*, 587–597, doi:10.1016/j.dental.2018.01.004.
216. Venturini, A.B.; Bohrer, T.C.; Fontana, P.E.; Fröhlich, T.T.; May, L.G.; Valandro, L.F. Step-Stress vs. Staircase Fatigue Tests to Evaluate the Effect of Intaglio Adjustment on the Fatigue Behavior of Simplified Lithium Disilicate Glass-Ceramic Restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2021**, *113*, 104091, doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104091.
217. Magne, P.; Carvalho, A.; Bruzi, G.; Anderson, R.; Maia, H.; Giannini, M. Influence of No-Ferrule and No-Post Buildup Design on the Fatigue Resistance of Endodontically Treated Molars Restored With Resin Nanoceramic CAD/CAM Crowns. *Operative Dentistry* **2014**, *39*, 595–602, doi:10.2341/13-004-L.

218. Magne, P.; Goldberg, J.; Edelhoff, D.; Güth, J.-F. Composite Resin Core Buildups With and Without Post for the Restoration of Endodontically Treated Molars Without Ferrule. *Operative Dentistry* **2016**, *41*, 64–75, doi:10.2341/14-258-L.
219. Figueiredo, F.; Santos, R.; Silva, A.; Valdívia, A.; Oliveira-Neto, L.; Griza, S.; Soares, C.; Faria-e-Silva, A. Ferrule Design Does Not Affect the Biomechanical Behavior of Anterior Teeth Under Mechanical Fatigue: An In Vitro Evaluation. *Operative Dentistry* **2019**, *44*, 273–280, doi:10.2341/17-296-L.
220. Cara, R.R.; Fleming, G.J.P.; Palin, W.M.; Walmsley, A.D.; Burke, F.J.T. Cuspal Deflection and Microleakage in Premolar Teeth Restored with Resin-Based Composites with and without an Intermediary Flowable Layer. *Journal of Dentistry* **2007**, *35*, 482–489, doi:10.1016/j.jdent.2007.01.005.
221. Bichacho, N. The Centripetal Build-up for Composite Resin Posterior Restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* **1994**, *6*, 17–23; quiz 24.
222. Schneider, S.W. A Comparison of Canal Preparations in Straight and Curved Root Canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* **1971**, *32*, 271–275, doi:10.1016/0030-4220(71)90230-1.
223. Hatta, M.; Shinya, A.; Vallittu, P.K.; Shinya, A.; Lassila, L.V.J. High Volume Individual Fibre Post versus Low Volume Fibre Post: The Fracture Load of the Restored Tooth. *Journal of Dentistry* **2011**, *39*, 65–71, doi:10.1016/j.jdent.2010.10.004.
224. Plotino, G.; Grande, N.M.; Isufi, A.; Ioppolo, P.; Pedullà, E.; Bedini, R.; Gambarini, G.; Testarelli, L. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Different Access Cavity Designs. *Journal of Endodontics* **2017**, *43*, 995–1000, doi:10.1016/j.joen.2017.01.022.
225. Patel, S.; Rhodes, J. A Practical Guide to Endodontic Access Cavity Preparation in Molar Teeth. *Br Dent J* **2007**, *203*, 133–140, doi:10.1038/bdj.2007.682.
226. Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Watts, D.C.; Lassila, L.V.J. Effect of Nanofiller Fractions and Temperature on Polymerization Shrinkage on Glass Fiber Reinforced Filling Material. *Dental Materials* **2008**, *24*, 606–610, doi:10.1016/j.dental.2007.06.020.
227. Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V.J. Depth of Cure and Surface Microhardness of Experimental Short Fiber-Reinforced Composite. *Acta Odontologica Scandinavica* **2008**, *66*, 38–42, doi:10.1080/00016350801918377.
228. Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V. Fracture Toughness, Compressive Strength and Load-Bearing Capacity of Short Glass Fibre-Reinforced Composite Resin. *Chin J Dent Res* **2011**, *14*, 15–19.
229. Garoushi, S.; Lassila, L.V.J.; Vallittu, P.K. The Effect of Span Length of Flexural Testing on Properties of Short Fiber Reinforced Composite. *J Mater Sci: Mater Med* **2012**, *23*, 325–328, doi:10.1007/s10856-011-4480-7.
230. Garoushi, S.; Kaleem, M.; Shinya, A.; K.Vallittu, P.; D. Satterthwaite, J.; C. Watts, D.; V. J. Lassila, L. Creep of Experimental Short Fiber-Reinforced Composite Resin. *Dent. Mater. J.* **2012**, *31*, 737–741, doi:10.4012/dmj.2011-247.

231. Park, J.; Chang, J.; Ferracane, J.; Lee, I.B. How Should Composite Be Layered to Reduce Shrinkage Stress: Incremental or Bulk Filling? *Dental Materials* **2008**, *24*, 1501–1505, doi:10.1016/j.dental.2008.03.013.
232. Kowalczyk, P. Influence of the Shape of the Layers in Photo-Cured Dental Restorations on the Shrinkage Stress Peaks—FEM Study. *Dental Materials* **2009**, *25*, e83–e91, doi:10.1016/j.dental.2009.07.014.
233. Dejak, B.; Młotkowski, A.; Romanowicz, M. Finite Element Analysis of Stresses in Molars during Clenching and Mastication. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2003**, *90*, 591–597, doi:10.1016/j.prosdent.2003.08.009.
234. Lee, M.-R.; Cho, B.-H.; Son, H.-H.; Um, C.-M.; Lee, I.-B. Influence of Cavity Dimension and Restoration Methods on the Cusp Deflection of Premolars in Composite Restoration. *Dental Materials* **2007**, *23*, 288–295, doi:10.1016/j.dental.2006.01.025.
235. Meredith, N.; Setchell, D.J. In Vitro Measurement of Cuspal Strain and Displacement in Composite Restored Teeth. *Journal of Dentistry* **1997**, *25*, 331–337, doi:10.1016/S0300-5712(96)00047-4.
236. Lin, C.; Chang, C.; Ko, C. Multifactorial Analysis of an MOD Restored Human Premolar Using Auto-mesh Finite Element Approach. *J of Oral Rehabilitation* **2001**, *28*, 576–585, doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00721.x.
237. Khera, S.C.; Carpenter, C.W.; Vetter, J.D.; Staley, R.N. Anatomy of Cusps of Posterior Teeth and Their Fracture Potential. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **1990**, *64*, 139–147, doi:10.1016/0022-3913(90)90168-C.
238. Scotti, N.; Rota, R.; Scansetti, M.; Paolino, D.S.; Chiandussi, G.; Pasqualini, D.; Berutti, E. Influence of Adhesive Techniques on Fracture Resistance of Endodontically Treated Premolars with Various Residual Wall Thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2013**, *110*, 376–382, doi:10.1016/j.prosdent.2013.08.001.
239. Nam, S.-H.; Chang, H.-S.; Min, K.-S.; Lee, Y.; Cho, H.-W.; Bae, J.-M. Effect of the Number of Residual Walls on Fracture Resistances, Failure Patterns, and Photoelasticity of Simulated Premolars Restored with or without Fiber-Reinforced Composite Posts. *Journal of Endodontics* **2010**, *36*, 297–301, doi:10.1016/j.joen.2009.10.010.
240. Mangold, J.T.; Kern, M. Influence of Glass-Fiber Posts on the Fracture Resistance and Failure Pattern of Endodontically Treated Premolars with Varying Substance Loss: An in Vitro Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2011**, *105*, 387–393, doi:10.1016/S0022-3913(11)60080-2.
241. Goel, V.K.; Khera, S.C.; Gurusami, S.; Chen, R.C.S. Effect of Cavity Depth on Stresses in a Restored Tooth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **1992**, *67*, 174–183, doi:10.1016/0022-3913(92)90449-K.
242. Torbjörner, A.; Fransson, B. Biomechanical Aspects of Prosthetic Treatment of Structurally Compromised Teeth. *Int J Prosthodont* **2004**, *17*, 135–141.
243. Wu, Y.; Cathro, P.; Marino, V. Fracture Resistance and Pattern of the Upper Premolars with Obturated Canals and Restored Endodontic Occlusal Access Cavities. *Journal of Biomedical Research* **2010**, *24*, 474–478, doi:10.1016/S1674-8301(10)60063-2.

244. Fráter, M.; Forster, A.; Keresztúri, M.; Braunitzer, G.; Nagy, K. In Vitro Fracture Resistance of Molar Teeth Restored with a Short Fibre-Reinforced Composite Material. *Journal of Dentistry* **2014**, *42*, 1143–1150, doi:10.1016/j.jdent.2014.05.004.
245. Seow, L.L.; Toh, C.G.; Wilson, N.H.F. Strain Measurements and Fracture Resistance of Endodontically Treated Premolars Restored with All-Ceramic Restorations. *Journal of Dentistry* **2015**, *43*, 126–132, doi:10.1016/j.jdent.2014.10.001.
246. Bell, J.G.; Smith, M.C.; De Pont, J.J. Cuspal Failures of MOD Restored Teeth. *Australian Dental Journal* **1982**, *27*, 283–287, doi:10.1111/j.1834-7819.1982.tb05247.x.
247. Deliperi, S.; Bardwell, D.N. Multiple Cuspal-Coverage Direct Composite Restorations: Functional and Esthetic Guidelines. *J Esthet Restor Dent* **2008**, *20*, 300–308, doi:10.1111/j.1708-8240.2008.00198.x.
248. Scotti, N.; Eruli, C.; Comba, A.; Paolino, D.S.; Alovise, M.; Pasqualini, D.; Berutti, E. Longevity of Class 2 Direct Restorations in Root-Filled Teeth: A Retrospective Clinical Study. *Journal of Dentistry* **2015**, *43*, 499–505, doi:10.1016/j.jdent.2015.02.006.
249. Morin, D.; DeLong, R.; Douglas, W.H. Clinical Science Cusp Reinforcement by the Acid-Etch Technique. *J Dent Res* **1984**, *63*, 1075–1078, doi:10.1177/00220345840630081401.
250. Chai, H.; Lawn, B.R. Fracture Resistance of Molar Teeth with Mesial-Occlusal-Distal (MOD) Restorations. *Dental Materials* **2017**, *33*, e283–e289, doi:10.1016/j.dental.2017.04.019.
251. Plotino, G.; Buono, L.; Grande, N.M.; Lamorgese, V.; Somma, F. Fracture Resistance of Endodontically Treated Molars Restored with Extensive Composite Resin Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2008**, *99*, 225–232, doi:10.1016/S0022-3913(08)60047-5.
252. Braga, R.; Boaro, L.; Kuroe, T.; Azevedo, C.; Singer, J. Influence of Cavity Dimensions and Their Derivatives (Volume and ‘C’ Factor) on Shrinkage Stress Development and Microleakage of Composite Restorations. *Dental Materials* **2006**, *22*, 818–823, doi:10.1016/j.dental.2005.11.010.
253. Forster, A.; Braunitzer, G.; Tóth, M.; Szabó, B.P.; Fráter, M. In Vitro Fracture Resistance of Adhesively Restored Molar Teeth with Different MOD Cavity Dimensions. *Journal of Prosthodontics* **2019**, *28*, doi:10.1111/jopr.12777.
254. Papadopoulos, C.; Dionysopoulos, D.; Tolidis, K.; Kouros, P.; Koliniotou-Koumpia, E.; Tsitrou, E. Structural Integrity Evaluation of Large MOD Restorations Fabricated With a Bulk-Fill and a CAD/CAM Resin Composite Material. *Operative Dentistry* **2019**, *44*, 312–321, doi:10.2341/18-013-L.
255. Scholtanus, J.D.; Özcan, M. Clinical Longevity of Extensive Direct Composite Restorations in Amalgam Replacement: Up to 3.5 Years Follow-Up. *Journal of Dentistry* **2014**, *42*, 1404–1410, doi:10.1016/j.jdent.2014.06.008.
256. Lee, J.J.-. W.; Kwon, J.-Y.; Chai, H.; Lucas, P.W.; Thompson, V.P.; Lawn, B.R. Fracture Modes in Human Teeth. *J Dent Res* **2009**, *88*, 224–228, doi:10.1177/0022034508330055.

257. Garoushi, S.; Lassila, L.V.J.; Tezvergil, A.; Vallittu, P.K. Static and Fatigue Compression Test for Particulate Filler Composite Resin with Fiber-Reinforced Composite Substructure. *Dental Materials* **2007**, *23*, 17–23, doi:10.1016/j.dental.2005.11.041.
258. Monaco, C.; Bortolotto, T.; Arena, A.; Krejci, I. Restoring Nonvital Premolars with Composite Resin Onlays: Effect of Different Fiber-Reinforced Composite Layers on Marginal Adaptation and Fracture Load. *J Adhes Dent* **2015**, *17*, 567–574, doi:10.3290/j.jad.a35251.
259. El-Helali, R.; Dowling, A.H.; McGinley, E.L.; Duncan, H.F.; Fleming, G.J.P. Influence of Resin-Based Composite Restoration Technique and Endodontic Access on Cuspal Deflection and Cervical Microleakage Scores. *Journal of Dentistry* **2013**, *41*, 216–222, doi:10.1016/j.jdent.2012.11.002.
260. Akman, S.; Akman, M.; Eskitascioglu, G.; Belli, S. Influence of Several Fibre-reinforced Composite Restoration Techniques on Cusp Movement and Fracture Strength of Molar Teeth. *Int Endodontic J* **2011**, *44*, 407–415, doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01843.x.
261. Eskitascioglu, G.; Belli, S.; Kalkan, M. Evaluation of Two Post Core Systems Using Two Different Methods (Fracture Strength Test and a Finite Elemental Stress Analysis). *Journal of Endodontics* **2002**, *28*, 629–633, doi:10.1097/00004770-200209000-00001.
262. Garoushi, S.K.; Lassila, L.V.J.; Vallittu, P.K. Fiber-Reinforced Composite Substructure: Load-Bearing Capacity of an Onlay Restoration. *Acta Odontologica Scandinavica* **2006**, *64*, 281–285, doi:10.1080/00016350600700067.
263. Başaran, E.G.; Ayna, E.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V.J. Load Bearing Capacity of Fiber-Reinforced and Unreinforced Composite Resin CAD/CAM-Fabricated Fixed Dental Prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2013**, *109*, 88–94, doi:10.1016/S0022-3913(13)60022-0.
264. Turkaslan, S.; Tezvergil-Mutluay, A.; Bagis, B.; K. Vallittu, P.; V.J. Lassila, L. Effect of Fiber-Reinforced Composites on the Failure Load and Failure Mode of Composite Veneers. *Dent. Mater. J.* **2009**, *28*, 530–536, doi:10.4012/dmj.28.530.
265. Oskoe, P.A.; Ajami, A.A.; Navimipour, E.J.; Oskoe, S.S.; Sadjadi, J. The Effect of Three Composite Fiber Insertion Techniques on Fracture Resistance of Root-Filled Teeth. *Journal of Endodontics* **2009**, *35*, 413–416, doi:10.1016/j.joen.2008.11.027.
266. Ellakwa, A.E.; Shortall, A.C.; Shehata, M.K.; Marquis, P.M. The Influence of Fibre Placement and Position on the Efficiency of Reinforcement of Fibre Reinforced Composite Bridgework. *J of Oral Rehabilitation* **2001**, *28*, 785–791, doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00792.x.
267. Daher, R.; Feilzer, A.J.; Krejci, I. Novel Non-Invasive Reinforcement of MOD Cavities on Endodontically Treated Teeth. *Journal of Dentistry* **2016**, *54*, 77–85, doi:10.1016/j.jdent.2016.09.008.
268. Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V.J. Fracture Resistance of Short, Randomly Oriented, Glass Fiber-Reinforced Composite Premolar Crowns. *Acta Biomaterialia* **2007**, *3*, 779–784, doi:10.1016/j.actbio.2007.02.007.

269. Lassila, L.; Säilynoja, E.; Prinssi, R.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. Bilayered Composite Restoration: The Effect of Layer Thickness on Fracture Behavior. *Biomaterial Investigations in Dentistry* **2020**, *7*, 80–85, doi:10.1080/26415275.2020.1770094.
270. Fráter, M.; Sáry, T.; Jókai, B.; Braunitzer, G.; Säilynoja, E.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.; Garoushi, S. Fatigue Behavior of Endodontically Treated Premolars Restored with Different Fiber-Reinforced Designs. *Dental Materials* **2021**, *37*, 391–402, doi:10.1016/j.dental.2020.11.026.
271. Fráter, M.; Sáry, T.; Garoushi, S. Bioblock Technique to Treat Severe Internal Resorption with Subsequent Periapical Pathology: A Case Report. *Restor Dent Endod* **2020**, *45*, e43, doi:10.5395/rde.2020.45.e43.
272. Lawson, N.; Radhakrishnan, R.; Givan, D.; Ramp, L.; Burgess, J. Two-Year Randomized, Controlled Clinical Trial of a Flowable and Conventional Composite in Class I Restorations. *Operative Dentistry* **2015**, *40*, 594–602, doi:10.2341/15-038-C.
273. Rosatto, C.M.P.; Bicalho, A.A.; Veríssimo, C.; Bragança, G.F.; Rodrigues, M.P.; Tantbirojn, D.; Versluis, A.; Soares, C.J. Mechanical Properties, Shrinkage Stress, Cuspal Strain and Fracture Resistance of Molars Restored with Bulk-Fill Composites and Incremental Filling Technique. *Journal of Dentistry* **2015**, *43*, 1519–1528, doi:10.1016/j.jdent.2015.09.007.
274. Magne, P.; Oganessian, T. Premolar Cuspal Flexure as a Function of Restorative Material and Occlusal Contact Location. *Quintessence Int* **2009**, *40*, 363–370.
275. Miura, D.; Ishida, Y.; Shinya, A. Polymerization Shrinkage of Short Fiber Reinforced Dental Composite Using a Confocal Laser Analysis. *Polymers* **2021**, *13*, 3088, doi:10.3390/polym13183088.
276. Fronza, B.M.; Rueggeberg, F.A.; Braga, R.R.; Mogilevych, B.; Soares, L.E.S.; Martin, A.A.; Ambrosano, G.; Giannini, M. Monomer Conversion, Microhardness, Internal Marginal Adaptation, and Shrinkage Stress of Bulk-Fill Resin Composites. *Dental Materials* **2015**, *31*, 1542–1551, doi:10.1016/j.dental.2015.10.001.
277. Boaro, L.C.C.; Meira, J.B.C.; Ballester, R.Y.; Braga, R.R. Influence of Specimen Dimensions and Their Derivatives (C-Factor and Volume) on Polymerization Stress Determined in a High Compliance Testing System. *Dental Materials* **2013**, *29*, 1034–1039, doi:10.1016/j.dental.2013.07.011.
278. Masouras, K.; Silikas, N.; Watts, D.C. Correlation of Filler Content and Elastic Properties of Resin-Composites. *Dental Materials* **2008**, *24*, 932–939, doi:10.1016/j.dental.2007.11.007.
279. Braem, M.; Lambrechts, P.; Van Doren, V.; Vanherle, G. The Impact of Composite Structure on Its Elastic Response. *J Dent Res* **1986**, *65*, 648–653, doi:10.1177/00220345860650050301.
280. Abe, Y.; Lambrechts, P.; Inoue, S.; Braem, M.J.A.; Takeuchi, M.; Vanherle, G.; Van Meerbeek, B. Dynamic Elastic Modulus of ‘Packable’ Composites. *Dental Materials* **2001**, *17*, 520–525, doi:10.1016/S0109-5641(01)00012-4.
281. Han, L.; Okamoto, A.; Fukushima, M.; Okiji, T. Enamel Micro-Cracks Produced around Restorations with Flowable Composites. *Dental Materials Journal* **2005**, *24*, 83–91, doi:10.4012/dmj.24.83.

282. Chung, S.M.; Yap, A.U.J.; Koh, W.K.; Tsai, K.T.; Lim, C.T. Measurement of Poisson's Ratio of Dental Composite Restorative Materials. *Biomaterials* **2004**, *25*, 2455–2460, doi:10.1016/j.biomaterials.2003.09.029.
283. Robbins, J.W. Restoration of the Endodontically Treated Tooth. *Dental Clinics of North America* **2002**, *46*, 367–384, doi:10.1016/S0011-8532(01)00006-4.
284. Dejak, B.; Młotkowski, A. Finite Element Analysis of Strength and Adhesion of Cast Posts Compared to Glass Fiber-Reinforced Composite Resin Posts in Anterior Teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2011**, *105*, 115–126, doi:10.1016/S0022-3913(11)60011-5.
285. Torres-Sánchez, C.; Montoya-Salazar, V.; Córdoba, P.; Vélez, C.; Guzmán-Duran, A.; Gutierrez-Pérez, J.-L.; Torres-Lagares, D. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with Glass Fiber Reinforced Posts and Cast Gold Post and Cores Cemented with Three Cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2013**, *110*, 127–133, doi:10.1016/S0022-3913(13)60352-2.
286. Steele, A.; Johnson, B.R. In Vitro Fracture Strength of Endodontically Treated Premolars. *Journal of Endodontics* **1999**, *25*, 6–8, doi:10.1016/S0099-2399(99)80389-6.
287. Yamada, Y.; Tsubota, Y.; Fukushima, S. Effect of Restoration Method on Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars. *Int J Prosthodont* **2004**, *17*, 94–98.
288. Krejci, I.; Duc, O.; Dietschi, D.; de Campos, E. Marginal Adaptation, Retention and Fracture Resistance of Adhesive Composite Restorations on Devital Teeth with and without Posts. *Oper Dent* **2003**, *28*, 127–135.
289. Fokkinga, W.A.; Le Bell, A. -M.; Kreulen, C.M.; Lassila, L.V.J.; Vallittu, P.K.; Creugers, N.H.J. *Ex Vivo* Fracture Resistance of Direct Resin Composite Complete Crowns with and without Posts on Maxillary Premolars. *Int Endodontic J* **2005**, *38*, 230–237, doi:10.1111/j.1365-2591.2005.00941.x.
290. Siso, Ş.H.; Hürmüzlü, F.; Turgut, M.; Altundaşar, E.; Serper, A.; Er, K. Fracture Resistance of the Buccal cuSPS of Root Filled Maxillary Premolar Teeth Restored with Various Techniques. *Int Endodontic J* **2007**, *40*, 161–168, doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01192.x.
291. Fennis, W.; Tezvergil, A.; Kuijs, R.; Lassila, L.; Kreulen, C.; Creugers, N.; Vallittu, P. In Vitro Fracture Resistance of Fiber Reinforced Cusp-Replacing Composite Restorations. *Dental Materials* **2005**, *21*, 565–572, doi:10.1016/j.dental.2004.07.019.
292. Bijelic, J.; Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L.V.J. Short Fiber Reinforced Composite in Restoring Severely Damaged Incisors. *Acta Odontologica Scandinavica* **2013**, *71*, 1221–1231, doi:10.3109/00016357.2012.757640.
293. Seyam, R.; Mobarak, E. Reinforcement of Teeth With Simulated Coronal Fracture and Immature Weakened Roots Using Resin Composite Cured by a Modified Layering Technique. *Operative Dentistry* **2014**, *39*, E128–E136, doi:10.2341/12-525L.
294. Galhano, G.; De Melo, R.M.; Barbosa, S.H.; Zamboni, S.C.; Bottino, M.A.; Scotti, R. Evaluation of Light Transmission Through Translucent and Opaque Posts. *Operative Dentistry* **2008**, *33*, 321–324, doi:10.2341/07-93.

295. Aksornmuang, J.; Nakajima, M.; Panyayong, W.; Tagami, J. Effects of Photocuring Strategy on Bonding of Dual-Cure One-Step Self-Etch Adhesive to Root Canal Dentin. *Dent. Mater. J.* **2009**, *28*, 133–141, doi:10.4012/dmj.28.133.
296. Goracci, C.; Corciolani, G.; Vichi, A.; Ferrari, M. Light-Transmitting Ability of Marketed Fiber Posts. *J Dent Res* **2008**, *87*, 1122–1126, doi:10.1177/154405910808701208.
297. Fariaesilva, A.; Arias, V.; Soares, L.; Martin, A.; Martins, L. Influence of Fiber-Post Translucency on the Degree of Conversion of a Dual-Cured Resin Cement. *Journal of Endodontics* **2007**, *33*, 303–305, doi:10.1016/j.joen.2006.11.015.
298. Garoushi, S.; Mangoush, E.; Vallittu, M.; Lassila, L. Short Fiber Reinforced Composite: A New Alternative for Direct Onlay Restorations. *TODENTJ* **2013**, *7*, 181–185, doi:10.2174/1874210601307010181.
299. Eapen, A.M.; Amirtharaj, L.V.; Sanjeev, K.; Mahalaxmi, S. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with 2 Different Fiber-Reinforced Composite and 2 Conventional Composite Resin Core Buildup Materials: An In Vitro Study. *Journal of Endodontics* **2017**, *43*, 1499–1504, doi:10.1016/j.joen.2017.03.031.
300. Kemaloglu, H.; Emin Kaval, M.; Turkun, M.; Micoogullari Kurt, S. Effect of Novel Restoration Techniques on the Fracture Resistance of Teeth Treated Endodontically: An *in Vitro* Study. *Dental Materials Journal* **2015**, *34*, 618–622, doi:10.4012/dmj.2014-326.
301. Mohammadi, N.; Kahnamoii, M.A.; Yeganeh, P.K.; Navimipour, E.J. Effect of Fiber Post and Cusp Coverage on Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars Directly Restored with Composite Resin. *Journal of Endodontics* **2009**, *35*, 1428–1432, doi:10.1016/j.joen.2009.07.010.
302. Fráter, M.; Forster, A.; Janttyik, Á.; Braunitzer, G.; Nagy, K.; Grandini, S. *In Vitro* Fracture Resistance of Premolar Teeth Restored with Fibre-Reinforced Composite Posts Using a Single or a Multi-Post Technique. *Aust Endod J* **2017**, *43*, 16–22, doi:10.1111/aej.12150.
303. Faria-e-Silva, A.L.; Pedrosa-Filho, C.D.F.; Menezes, M.D.S.; Silveira, D.M.D.; Martins, L.R.M. Effect of Relining on Fiber Post Retention to Root Canal. *J. Appl. Oral Sci.* **2009**, *17*, 600–604, doi:10.1590/S1678-77572009000600012.
304. D’Arcangelo, C.; Cinelli, M.; De Angelis, F.; D’Amaro, M. The Effect of Resin Cement Film Thickness on the Pullout Strength of a Fiber-Reinforced Post System. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2007**, *98*, 193–198, doi:10.1016/S0022-3913(07)60055-9.
305. Grandini, S.; Goracci, C.; Monticelli, F.; Borracchini, A.; Ferrari, M. SEM Evaluation of the Cement Layer Thickness after Luting Two Different Posts. *J Adhes Dent* **2005**, *7*, 235–240.
306. Mannocci, F.; Sherriff, M.; Watson, T.F.; Vallittu, P.K. Penetration of Bonding Resins into Fibre-reinforced Composite Posts: A Confocal Microscopic Study. *Int Endodontic J* **2005**, *38*, 46–51, doi:10.1111/j.1365-2591.2004.00900.x.
307. Bitter, K.; Noetzel, J.; Neumann, K.; Kielbassa, A.M. Effect of Silanization on Bond Strengths of Fiber Posts to Various Resin Cements. *Quintessence Int* **2007**, *38*, 121–128.

308. Wang, J.; Crouch, S.L.; Mogilevskaya, S.G. Numerical Modeling of the Elastic Behavior of Fiber-Reinforced Composites with Inhomogeneous Interphases. *Composites Science and Technology* **2006**, *66*, 1–18, doi:10.1016/j.compscitech.2005.06.006.
309. Turkaslan, S.; Bagis, B.; Akan, E.; Mutluay, M.; Vallittu, P. Fracture Strengths of Chair-Side-Generated Veneers Cemented with Glass Fibers. *Niger J Clin Pract* **2015**, *18*, 240, doi:10.4103/1119-3077.151052.
310. Belli, S.; Eraslan, O.; Eskitascioglu, G.; Karbhari, V. Monoblocks in Root Canals: A Finite Elemental Stress Analysis Study: Monoblocks in Root Canals: A FEA Study. *International Endodontic Journal* **2011**, *44*, 817–826, doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01885.x.
311. Li, X.; Pongprueksa, P.; Van Meerbeek, B.; De Munck, J. Curing Profile of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Journal of Dentistry* **2015**, *43*, 664–672, doi:10.1016/j.jdent.2015.01.002.
312. Patel, P.; Manish, S.; Neha, A. Comparative Evaluation of Microleakage of Class II Cavities Restored with Different Bulk Fill Composite Restorative Systems: An In Vitro Study. *Journal of Research and Advancement in Dentistry*. **2016**.
313. Aksornmuang, J.; Nakajima, M.; Senawongse, P.; Tagami, J. Effects of C-Factor and Resin Volume on the Bonding to Root Canal with and without Fibre Post Insertion. *Journal of Dentistry* **2011**, *39*, 422–429, doi:10.1016/j.jdent.2011.03.007.
314. Albashaireh, Z.S.; Ghazal, M.; Kern, M. Effects of Endodontic Post Surface Treatment, Dentin Conditioning, and Artificial Aging on the Retention of Glass Fiber-Reinforced Composite Resin Posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2010**, *103*, 31–39, doi:10.1016/S0022-3913(09)60212-2.
315. Omran, T.A.; Garoushi, S.; Abdulmajeed, A.A.; Lassila, L.V.; Vallittu, P.K. Influence of Increment Thickness on Dentin Bond Strength and Light Transmission of Composite Base Materials. *Clin Oral Invest* **2017**, *21*, 1717–1724, doi:10.1007/s00784-016-1953-6.
316. Vallittu, P.K.; Lassila, V.P.; Lappalainen, R. Transverse Strength and Fatigue of Denture Acrylic-Glass Fiber Composite. *Dental Materials* **1994**, *10*, 116–121, doi:10.1016/0109-5641(94)90051-5.
317. Ferrario, V.F.; Sforza, C.; Serrao, G.; Dellavia, C.; Tartaglia, G.M. Single Tooth Bite Forces in Healthy Young Adults. *J of Oral Rehabilitation* **2004**, *31*, 18–22, doi:10.1046/j.0305-182X.2003.01179.x.
318. Jantararat, J.; Palamara, J.E.A.; Messer, H.H. An Investigation of Cuspal Deformation and Delayed Recovery after Occlusal Loading. *Journal of Dentistry* **2001**, *29*, 363–370, doi:10.1016/S0300-5712(01)00018-5.
319. Nishigawa, K.; Bando, E.; Nakano, M. Quantitative Study of Bite Force during Sleep Associated Bruxism. *J of Oral Rehabilitation* **2001**, *28*, 485–491, doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00692.x.
320. Rahman, H.; Singh, S.; Chandra, A.; Chandra, R.; Tripathi, S. Evaluation of Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with Composite Resin along with Fibre Insertion in Different Positions *in Vitro*. *Aust Endodontic J* **2016**, *42*, 60–65, doi:10.1111/aej.12127.

321. Amižić, I.P.; Miletić, I.; Baraba, A.; Fan, Y.; Nathanson, D. In Vitro Retention of Prefabricated and Individually Formed Posts: A Pilot Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2018**, *120*, 553–557, doi:10.1016/j.prosdent.2018.04.011.
322. Doshi, P.; Kanaparthi, A.; Kanaparthi, R.; Parikh, D.S. A Comparative Analysis of Fracture Resistance and Mode of Failure of Endodontically Treated Teeth Restored Using Different Fiber Posts: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract* **2019**, *20*, 1195–1199.
323. Fráter, M.; Lassila, L.; Braunitzer, G.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. Fracture Resistance and Marginal Gap Formation of Post-Core Restorations: Influence of Different Fiber-Reinforced Composites. *Clin Oral Invest* **2020**, *24*, 265–276, doi:10.1007/s00784-019-02902-3.
324. A, T.-M.; P.K, V. Effects of Fiber-Reinforced Composite Bases on Microleakage of Composite Restorations in Proximal Locations. *TODENTJ* **2014**, *8*, 213–219, doi:10.2174/1874210601408010213.
325. Xue, J. [Factors influencing clinical application of bulk-fill composite resin]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* **2020**, *38*, 233–239, doi:10.7518/hxkq.2020.03.001.
326. Lehtinen, J.; Laurila, T.; Lassila, L.V.J.; Vallittu, P.K.; Rätty, J.; Hernberg, R. Optical Characterization of Bisphenol-A-Glycidylmethacrylate–Triethyleneglycoldimethacrylate (BisGMA/TEGDMA) Monomers and Copolymer. *Dental Materials* **2008**, *24*, 1324–1328, doi:10.1016/j.dental.2008.02.012.
327. Fráter, M.; Sáry, T.; Braunitzer, G.; Balázs Szabó, P.; Lassila, L.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. Fatigue Failure of Anterior Teeth without Ferrule Restored with Individualized Fiber-Reinforced Post-Core Foundations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2021**, *118*, 104440, doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104440.
328. Zarow, M.; Dominiak, M.; Szczeklik, K.; Hardan, L.; Bourgi, R.; Cuevas-Suárez, C.E.; Zamarripa-Calderón, J.E.; Kharouf, N.; Filtchev, D. Effect of Composite Core Materials on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *Polymers* **2021**, *13*, 2251, doi:10.3390/polym13142251.
329. Stavridakis, M.; Brokos, Y.; Krejci, I. Is the Glass Half Empty or Half Full? A Novel “Philosophical” Approach to the “Mystery” of the so-Called Ferrule Effect. *Medical Hypotheses* **2018**, *115*, 35–41, doi:10.1016/j.mehy.2018.03.013.
330. Uctasli, S.; Boz, Y.; Sungur, S.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S.; Lassila, L. Influence of Post-Core and Crown Type on the Fracture Resistance of Incisors Submitted to Quasistatic Loading. *Polymers* **2021**, *13*, 1130, doi:10.3390/polym13071130.
331. Garlapati, T.G.; Krithikadatta, J.; Natanasabapathy, V. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with Short Fiber Composite Used as a Core Material—An in Vitro Study. *Journal of Prosthodontic Research* **2017**, *61*, 464–470, doi:10.1016/j.jpor.2017.02.001.
332. Sorensen, J.A.; Martinoff, J.T. Intracoronar Reinforcement and Coronal Coverage: A Study of Endodontically Treated Teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **1984**, *51*, 780–784, doi:10.1016/0022-3913(84)90376-7.

333. Xie, K.X.; Wang, X.Y.; Gao, X.J.; Yuan, C.Y.; Li, J.X.; Chu, C.H. Fracture Resistance of Root Filled Premolar Teeth Restored with Direct Composite Resin with or without Cusp Coverage. *Int Endodontic J* **2012**, *45*, 524–529, doi:10.1111/j.1365-2591.2011.02005.x.
334. Deliperi, S.; Bardwell, D.N. Direct Cuspal-Coverage Posterior Resin Composite Restorations: A Case Report. *Operative Dentistry* **2006**, *31*, 143–150, doi:10.2341/04-177.
335. Fennis, W.M.; Kuijs, R.H.; Roeters, F.J.; Creugers, N.H.; Kreulen, C.M. Randomized Control Trial of Composite Cuspal Restorations: Five-Year Results. *J Dent Res* **2014**, *93*, 36–41, doi:10.1177/0022034513510946.
336. Fennis, W.M.M.; Kuijs, R.H.; Kreulen, C.M.; Verdonschot, N.; Creugers, N.H.J. Fatigue Resistance of Teeth Restored with Cuspal-Coverage Composite Restorations. *Int J Prosthodont* **2004**, *17*, 313–317.
337. ElAyouti, A.; Serry, M.I.; Geis-Gerstorfer, J.; Löst, C. Influence of Cusp Coverage on the Fracture Resistance of Premolars with Endodontic Access Cavities: MOD Restoration of Premolars. *International Endodontic Journal* **2011**, *44*, 543–549, doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01859.x.
338. Garoushi, S. Fiber Reinforcement of Endodontically Treated Teeth: What Options Do We Have? Literature Review. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* **2020**, *28*, 54–63, doi:10.1922/EJPRD_2002Garoushi10.
339. Tiu, J.; Belli, R.; Lohbauer, U. Rising R-Curves in Particulate/Fiber-Reinforced Resin Composite Layered Systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2020**, *103*, 103537, doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103537.
340. Ramírez-Sebastià, A.; Bortolotto, T.; Cattani-Lorente, M.; Giner, L.; Roig, M.; Krejci, I. Adhesive Restoration of Anterior Endodontically Treated Teeth: Influence of Post Length on Fracture Strength. *Clin Oral Invest* **2014**, *18*, 545–554, doi:10.1007/s00784-013-0978-3.
341. Chuang, S.-F.; Yaman, P.; Herrero, A.; Dennison, J.B.; Chang, C.-H. Influence of Post Material and Length on Endodontically Treated Incisors: An in Vitro and Finite Element Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2010**, *104*, 379–388, doi:10.1016/S0022-3913(10)60171-0.
342. Dejak, B.; Młotkowski, A. The Influence of Ferrule Effect and Length of Cast and FRC Posts on the Stresses in Anterior Teeth. *Dental Materials* **2013**, *29*, e227–e237, doi:10.1016/j.dental.2013.06.002.
343. Santos-Filho, P.C.F.; Veríssimo, C.; Soares, P.V.; Saltarelo, R.C.; Soares, C.J.; Marcondes Martins, L.R. Influence of Ferrule, Post System, and Length on Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Anterior Teeth. *Journal of Endodontics* **2014**, *40*, 119–123, doi:10.1016/j.joen.2013.09.034.
344. Bell-Rönnlöf, A.-M.L.; Jaatinen, J.; Lassila, L.; Närhi, T.; Vallittu, P. Transmission of Light through Fiber-Reinforced Composite Posts. *Dent. Mater. J.* **2019**, *38*, 928–933, doi:10.4012/dmj.2018-217.
345. Lassila, L.; Säilynoja, E.; Prinssi, R.; Vallittu, P.K.; Garoushi, S. The Effect of Polishing Protocol on Surface Gloss of Different Restorative Resin Composites. *Biomaterial Investigations in Dentistry* **2020**, *7*, 1–8, doi:10.1080/26415275.2019.1708201.

346. Hosaka, K.; Tichy, A.; Hasegawa, Y.; Motoyama, Y.; Kanazawa, M.; Tagami, J.; Nakajima, M. Replacing Mandibular Central Incisors with a Direct Resin-Bonded Fixed Dental Prosthesis by Using a Bilayering Composite Resin Injection Technique with a Digital Workflow: A Dental Technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **2021**, *126*, 150–154, doi:10.1016/j.prosdent.2020.05.007.
347. Van Dijken, J.W.V.; Sunnegårdh-Grönberg, K. Fiber-Reinforced Packable Resin Composites in Class II Cavities. *Journal of Dentistry* **2006**, *34*, 763–769, doi:10.1016/j.jdent.2006.02.003.
348. Salameh, Z.; Sorrentino, R.; Papacchini, F.; Ounsi, H.F.; Tashkandi, E.; Goracci, C.; Ferrari, M. Fracture Resistance and Failure Patterns of Endodontically Treated Mandibular Molars Restored Using Resin Composite With or Without Translucent Glass Fiber Posts. *Journal of Endodontics* **2006**, *32*, 752–755, doi:10.1016/j.joen.2006.02.002.
349. Suksaphar, W.; Banomyong, D.; Jirathanyanatt, T.; Ngoenwiwatkul, Y. Survival Rates from Fracture of Endodontically Treated Premolars Restored with Full-Coverage Crowns or Direct Resin Composite Restorations: A Retrospective Study. *Journal of Endodontics* **2018**, *44*, 233–238, doi:10.1016/j.joen.2017.09.013.
350. Moore, B.; Verdelis, K.; Kishen, A.; Dao, T.; Friedman, S. Impacts of Contracted Endodontic Cavities on Instrumentation Efficacy and Biomechanical Responses in Maxillary Molars. *Journal of Endodontics* **2016**, *42*, 1779–1783, doi:10.1016/j.joen.2016.08.028.
351. Corsentino, G.; Pedullà, E.; Castelli, L.; Liguori, M.; Spicciarelli, V.; Martignoni, M.; Ferrari, M.; Grandini, S. Influence of Access Cavity Preparation and Remaining Tooth Substance on Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth. *Journal of Endodontics* **2018**, *44*, 1416–1421, doi:10.1016/j.joen.2018.05.012.
352. Lempel, E.; Őri, Z.; Kincses, D.; Lovász, B.V.; Kunsági-Máté, S.; Szalma, J. Degree of Conversion and in Vitro Temperature Rise of Pulp Chamber during Polymerization of Flowable and Sculptable Conventional, Bulk-Fill and Short-Fibre Reinforced Resin Composites. *Dental Materials* **2021**, *37*, 983–997, doi:10.1016/j.dental.2021.02.013.
353. Lempel, E.; Őri, Z.; Szalma, J.; Lovász, B.V.; Kiss, A.; Tóth, Á.; Kunsági-Máté, S. Effect of Exposure Time and Pre-Heating on the Conversion Degree of Conventional, Bulk-Fill, Fiber Reinforced and Polyacid-Modified Resin Composites. *Dental Materials* **2019**, *35*, 217–228, doi:10.1016/j.dental.2018.11.017.
354. Balkaya, H.; Arslan, S.; Pala, K. A Randomized, Prospective Clinical Study Evaluating Effectiveness of a Bulk-Fill Composite Resin, a Conventional Composite Resin and a Reinforced Glass Ionomer in Class II Cavities: One-Year Results. *J. Appl. Oral Sci.* **2019**, *27*, e20180678, doi:10.1590/1678-7757-2018-0678.
355. Koc Vural, U.; Meral, E.; Ergin, E.; Gürkan, S. Twenty-Four-Month Clinical Performance of a Glass Hybrid Restorative in Non-Carious Cervical Lesions of Patients with Bruxism: A Split-Mouth, Randomized Clinical Trial. *Clin Oral Invest* **2020**, *24*, 1229–1238, doi:10.1007/s00784-019-02986-x.

356. Garoushi, S.; Vallittu, P.; Lassila, L. Hollow Glass Fibers in Reinforcing Glass Ionomer Cements. *Dental Materials* **2017**, *33*, e86–e93, doi:10.1016/j.dental.2016.10.004.
357. Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L. Reinforcing Effect of Discontinuous Microglass Fibers on Resin-Modified Glass Ionomer Cement. *Dental Materials Journal* **2018**, *37*, 484–492, doi:10.4012/dmj.2017-234.
358. Garoushi, S.; Vallittu, P.K.; Lassila, L. Characterization of Fluoride Releasing Restorative Dental Materials. *Dental Materials Journal* **2018**, *37*, 293–300, doi:10.4012/dmj.2017-161.
359. Bonilla, E.D.; Mardirossian, G.; Caputo, A.A. Fracture Toughness of Various Core Build-up Materials. *Journal of Prosthodontics* **2000**, *9*, 14–18, doi:10.1111/j.1532-849X.2000.00014.x.
360. Scherrer, S.S.; Lohbauer, U.; Della Bona, A.; Vichi, A.; Tholey, M.J.; Kelly, J.R.; Van Noort, R.; Cesar, P.F. ADM Guidance—Ceramics: Guidance to the Use of Fractography in Failure Analysis of Brittle Materials. *Dental Materials* **2017**, *33*, 599–620, doi:10.1016/j.dental.2017.03.004.
361. Rocca, G.T.; Sedlakova, P.; Saratti, C.M.; Sedlacek, R.; Gregor, L.; Rizcalla, N.; Feilzer, A.J.; Krejci, I. Fatigue Behavior of Resin-Modified Monolithic CAD–CAM RNC Crowns and Endocrowns. *Dental Materials* **2016**, *32*, e338–e350, doi:10.1016/j.dental.2016.09.024.
362. Karzoun, W.; Abdulkarim, A.; Samran, A.; Kern, M. Fracture Strength of Endodontically Treated Maxillary Premolars Supported by a Horizontal Glass Fiber Post: An In Vitro Study. *Journal of Endodontics* **2015**, *41*, 907–912, doi:10.1016/j.joen.2015.01.022.
363. Kim, S.G.; Kim, S.S.; Levine, J.L.; Piracha, Y.S.; Solomon, C.S. A Novel Approach to Fracture Resistance Using Horizontal Posts after Endodontic Therapy: A Case Report and Review of Literature. *Journal of Endodontics* **2020**, *46*, 545–550, doi:10.1016/j.joen.2019.12.012.
364. Bromberg, C.R.; Alves, C.B.; Stona, D.; Spohr, A.M.; Rodrigues-Junior, S.A.; Melara, R.; Burnett, L.H. Fracture Resistance of Endodontically Treated Molars Restored with Horizontal Fiberglass Posts or Indirect Techniques. *The Journal of the American Dental Association* **2016**, *147*, 952–958, doi:10.1016/j.adaj.2016.08.001.
365. Sáry, T.; Garoushi, S.; Braunitzer, G.; Alleman, D.; Volom, A.; Fráter, M. Corrigendum to “Fracture Behaviour of MOD Restorations Reinforced by Various Fibre Reinforced Techniques – An in Vitro Study” [J. Mech. Behav. Biomed. Mater. *98* (2019) 348–356]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2020**, *102*, 103505, doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103505.
366. Rudo, D.N.; Karbhari, V.M. Physical Behaviors of Fiber Reinforcement as Applied to Tooth Stabilization. *Dent Clin North Am* **1999**, *43*, 7–35, v.

XI. Köszönetnyilvánítás

Jelen tézis három fő pilléren nyugszik: 1. csapat, 2. motiváció, és 3. érzelmi támogatás.

Mivel a tézis több, mint tíz év intenzív kutatói munkájának egy részét mutatja be, sem a tézis, sem a kutatások nem lettek volna lehetségesek egy ütőképes csapat nélkül, akik hajlandók voltak sokszor mindent alárendelni a kutatásnak, és prioritásként kezelni a számukra kiosztott feladatot. Ezúton köszönöm PhD-hallgatóimnak, fiatal kollégáimnak, akik segítettek abban, hogy a Biomechanikai kutatócsoport mára az első számú fogászati üvegszálak anyagokat tesztelő csapattá nőtte ki magát Európában. Kiemelt köszönet illeti meg **Dr. Jakab András** fiatal kollégámat, akinél szorgalmasabb embert nem ismerek, tehetsége pedig sokszor zavarba ejtő.

Köszönettel tartozom **Dr. Szabó P. Balázs** Tanszékvezető Docens Úrnak, akivel az évek alatt együtt tanultuk meg a statikus és dinamikus mechanikai vizsgálatok kivitelezését, fortélyait.

Köszönetet kell mondanom nemzetközi kutatótársaimnak, **Sufyan Garoushinak, Lippo Lassilanak** és **Pekka Vallittu** Professzor Úrnak, akikkel már évek óta együtt végzem a kutatásokat és akikhez mindig fordulhattam szakmai segítségért.

Köszönettel tartozom **Dr. Braunitzer Gábornak** nem csak a számos statisztikai és lektori feladatért, amit ellátott a kutatások során, hanem az önzetlen segítségnyújtásért is, bármiről is legyen szó.

Hálásan köszönöm az MTA Bolyai János Kutatói Ösztöndíjnak, hogy támogatásával lehetővé tette kutatómunkám.

Kiemelt köszönettel tartozom **Nagy Katalin** Professzor Asszonynak, aki végig kísérte a szakmai pályafutásom minden egyes lépését, mint oktató, dékán, PhD-témavezető. Ő egy valódi ikon a magyar fogorvoslásban. Hatalmas motivációt jelentett és jelent még jelenleg is vele dolgozni, oktatni, kutatni.

Köszönet illeti **Búzás Krisztina** Tanszékvezető Asszonyt, akire szintén számíthattam, ha segítségre volt szükségem.

Köszönettel tartozom támogatásáért, valamint szakmai és emberi példamutatásáért **Kemény Lajos** Professzor Úrnak, akire mind az SZTE, mind Magyarország büszke lehet.

Köszönettel tartozom **Elekes Attilának** és a **GC Hungary** csapatának a kutatásokban nyújtott támogatásukért.

A másik fő motiváló személy az életemben **Édesanyám**, aki miatt fogorvos lettem, és aki miatt mindig is szerettem volna egyetemi tanár lenni.

Építkezni természetesen csak stabil érzelmi háttérrel lehetséges, ezért szeretnék köszönetet mondani a támogatásukért **Szüleimnek**, menyasszonyomnak **Eszternek**, és barátaimnak.