

MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS TÉZISEI

# A fogászati kompozitok polimerizációval összefüggő tulajdonságainak és klinikai túlélésének vizsgálatai

Dr. Lempel Edina



Pécsi Tudományegyetem  
Általános Orvostudományi Kar  
Klinikai Központ  
Fogászati és Szájsebészeti Klinika

Pécs, 2025

## TARTALOM

|                                                                                                                                                                                                               |          |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|
| RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE .....                                                                                                                                                                                    | 5        |
| <b>I. BEVEZETÉS ÉS IRODALMI HÁTTÉR .....</b>                                                                                                                                                                  | <b>6</b> |
| <b>II. CÉLKITŰZÉSEK .....</b>                                                                                                                                                                                 | <b>7</b> |
| IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI .....                                                                                                                                                         | 7        |
| EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI .....                                                                                                                                                         | 7        |
| IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI .....                                                                                                                                                               | 8        |
| <b>III. A VIZSGÁLATOK RÖVID METODIKAI LEÍRÁSA.....</b>                                                                                                                                                        | <b>9</b> |
| IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI .....                                                                                                                                                            | 9        |
| KOMPOZIT MINTÁK KÉSZÍTÉSÉNEK MENETE .....                                                                                                                                                                     | 9        |
| HŐMÉRSÉKLETI MÉRÉSEK .....                                                                                                                                                                                    | 9        |
| POLIMERIZÁCIÓ .....                                                                                                                                                                                           | 9        |
| A KOMPOZITOKBÓL KIOLDÓDÓ MONOMEREK MENNYISÉGI MEGHATÁROZÁSA FORDÍTOTT FÁZISÚ<br>NAGY HATÉKONYSÁGÚ FOLYADÉKKROMATOGRÁFIÁVAL .....                                                                              | 10       |
| POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁS ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI<br>MÉRÉSEL .....                                                                                                               | 10       |
| POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSG MÉRÉSEK .....                                                                                                                                                            | 10       |
| III.1 FOLYÉKONY BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉNEK ÉS MONOMER<br>FELSZABADULÁSÁNAK ÖSSZEHASZNÁLÁSA HAGYOMÁNYOS FOLYÉKONY KOMPOZITÉVAL .....                                                           | 10       |
| III.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS KONVERZIÓS MÉRTÉKRE KIFEJTETT HATÁSÁNAK<br>VIZSGÁLATA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEG-SZÁLMEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL<br>MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK ESETÉN ..... | 11       |
| III.3 A MAGAS SUGÁRZÁSI TELJESÍTMÉNY ÉS RAPID POLIMERIZÁCIÓ HATÁSA BULK-FILL KOMPOZITOK<br>KONVERZIÓS MÉRTÉKÉRE, MONOMER ELÚCIÓJÁRA, POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁRA ÉS<br>POROZITÁSÁRA .....                    | 11       |
| III.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL ÉS A POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA PARAMÉTEREINEK HATÁSA AFCT<br>MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁNAK KINETIKÁJÁRA ÉS<br>ZSUGORODÁSI FESZÜLTSGÉRE .....            | 12       |
| III.5 AZ ELŐMELEGÍTÉS MONOMERKIOLDÓDÁSRA ÉS MONOMER-POLIMER KONVERZIÓRA KIFEJTETT<br>HATÁSÁNAK ÖSSZEHASZNÁLÁSA KONVENCIONÁLIS ÉS TERMOVISZKÓZUS BULK-FILL KOMPOZITOK<br>KÖZÖTT .....                          | 12       |
| III.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA KONVENCIONÁLIS ÉS BULK-FILL KOMPOZITOK<br>MONOMER ELÚCIÓJÁRA ÉS POROZITÁSÁRA .....                                                                                 | 13       |
| EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI .....                                                                                                                                                            | 13       |
| EGYFOGAS KÍSÉRLETI MODELL PREPARÁLÁSA PULPÁLIS HŐMÉRSÉKLETMÉRÉSEKHEZ .....                                                                                                                                    | 13       |
| KERÁMIA RESTAURÁCIÓT SZIMULÁLÓ MINTÁK KÉSZÍTÉSE ÉS RAGASZTÁSA .....                                                                                                                                           | 14       |
| PULPASEJTEK TENYÉSZTÉSE ÉS KOLORIMETRIÁS SEJTÉLETKÉPESSÉGI VIZSGÁLATOK .....                                                                                                                                  | 14       |
| BELSŐ ADAPTÁCIÓ ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI MÉRÉSEL .....                                                                                                                            | 14       |
| BELSŐ ADAPTÁCIÓ VIZUALIZÁLÁSA PÁSZTÁZÓ ELEKTRONMIKROSKÓPPAL .....                                                                                                                                             | 14       |
| III.7 A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ FOKA ÉS A PULPA IN VITRO HŐMÉRSÉKLET-EMELKEDÉSE<br>FOLYÉKONY ÉS TÖMÖRÍTHETŐ HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL ÉS RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ<br>KOMPOZITOK POLIMERIZÁLÁSA SORÁN .....  | 15       |
| III.8 A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK, VALAMINT A MŰGYANTA ALAPÚ ADHEZÍV CEMENTEK<br>TÍPUSÁNAK HATÁSA A KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS<br>HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA .....       | 15       |

|                                                                                                                                                                                                             |           |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| III.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN.....                                                                                                                            | 16        |
| III.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA.....                                                                                                                                       | 16        |
| III.11 MÉLY MOD ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ<br>KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS<br>VIZSGÁLATA .....                        | 16        |
| <b>IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI.....</b>                                                                                                                                                          | <b>17</b> |
| PÁCIENSEK BEVÁLOGATÁSA .....                                                                                                                                                                                | 17        |
| A RESTAURÁCIÓK ÉRTÉKELÉSE.....                                                                                                                                                                              | 17        |
| III.13 LÍTIUM-DISZILIKÁT KERÁMIA ÉS INDIREKT KOMPOZIT BETÉTEK RETROSPEKTÍV KLINIKAI<br>ÉRTÉKELÉSE.....                                                                                                      | 18        |
| III.14 FELSZŐ FRONTFOGAK TÖRÉSÉT ÉS DIASZTÉMÁJÁT RESTAURÁLÓ DIREKT KOMPOZIT TÖMÉSEK<br>MINŐSÉGÉNEK ÉS BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐINEK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV ÉRTÉKELÉSE .....                                     | 19        |
| III.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27<br>HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY .....                                                                                   | 19        |
| <b>STATISZTIKAI ELEMZÉSEK .....</b>                                                                                                                                                                         | <b>21</b> |
| <b>IV. EREDMÉNYEK.....</b>                                                                                                                                                                                  | <b>23</b> |
| <b>IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI .....</b>                                                                                                                                                  | <b>23</b> |
| IV.1 A KONVERZIÓ MÉRTÉKÉNEK ÉS A BISGMA, TEGDMA, UDMA FELSZABADULÁSÁNAK<br>MEGHATÁROZÁSA FOLYÉKONY BULK-FILL KOMPOZITOKBÓL .....                                                                            | 23        |
| IV.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEGSZÁL-<br>MEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK KONVERZIÓS FOKÁRA .....                                   | 23        |
| IV.3 A MAGAS SUGÁRZÁSI TELJESÍTMÉNY ÉS RAPID POLIMERIZÁCIÓ HATÁSA BULK-FILL KOMPOZITOK<br>KONVERZIÓS MÉRTÉKÉRE, MONOMER ELÚCIÓJÁRA, POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁRA ÉS<br>POROZITÁSÁRA.....                    | 24        |
| IV.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL HATÁSA AZ AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK<br>MONOMER KIOLDÓDÁSÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSGÉRE .....                                                                  | 25        |
| IV.5 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA A MONOMERKIOLDÓDÁSRA ÉS A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓRA<br>KONVENCIONÁLIS ÉS TERMOVISZKÓZUS BULK-FILL KOMPOZITOK ESETÉN.....                                                      | 27        |
| IV.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS ÉS BULK-FILL KOMPOZITOK MONOMER ELÚCIÓJÁRA<br>ÉS POROZITÁSÁRA.....                                                                                                  | 27        |
| <b>EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI .....</b>                                                                                                                                                  | <b>28</b> |
| IV.7 A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ FOKA ÉS A PULPA IN VITRO HŐMÉRSÉKLET-EMELKEDÉSE<br>FOLYÉKONY ÉS TÖMÖRÍTHETŐ HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL ÉS RÖVID ÜVEGSZÁL MEGERŐSÍTÉSŰ<br>KOMPOZITOK POLIMERIZÁLÁSA SORÁN ..... | 28        |
| IV.8 A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK, VALAMINT A MŰGYANTA ALAPÚ ADHEZÍV CEMENTEK<br>TÍPUSÁNAK HATÁSA A KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS<br>HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA .....      | 29        |
| IV.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN.....                                                                                                                             | 30        |
| IV.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA .....                                                                                                                                       | 31        |
| IV.11 MÉLY MOD ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ<br>KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS<br>VIZSGÁLATA .....                         | 32        |
| <b>IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI.....</b>                                                                                                                                                         | <b>33</b> |
| IV.12 DIREKT KOMPOZIT RESTAURÁCIÓK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE VITÁLIS<br>ÉS GYÖKÉRKEZELT POSZTERIOR FOGAKBAN .....                                                                        | 33        |
| IV.13 LÍTIUM-DISZILIKÁT KERÁMIA ÉS INDIREKT KOMPOZIT BETÉTEK RETROSPEKTÍV KLINIKAI<br>ÉRTÉKELÉSE.....                                                                                                       | 33        |

|                                                                                                                                                                    |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| IV.14 FELSŐ FRONTFOGAK TÖRÉSÉT ÉS DIASZTÉMÁJÁT RESTAURÁLÓ DIREKT KOMPOZIT TÖMÉSEK MINŐSÉGÉNEK ÉS BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐINEK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV ÉRTÉKELÉSE ..... | 34        |
| IV.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY .....                                              | 35        |
| <b>V. AZ ÉRTEKEZÉS ÚJ TUDOMÁNYOS MEGÁLLAPÍTÁSAI .....</b>                                                                                                          | <b>36</b> |
| IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI .....                                                                                                            | 36        |
| EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI .....                                                                                                            | 37        |
| IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI .....                                                                                                                  | 39        |
| <b>VI. SAJÁT KÖZLEMÉNYEK JEGYZÉKE .....</b>                                                                                                                        | <b>41</b> |
| VI.1 AZ MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK .....                                                                                                  | 41        |
| VI.2. AZ ÉRTEKEZÉS TÁRGYKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ, PHD ELŐTTI, ELŐZMÉNYKÉNT FELHASZNÁLT KÖZLEMÉNYEK .....                                                                 | 42        |
| VI.3 AZ ÉRTEKEZÉS TÁRGYKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ, PHD UTÁN SZÜLETETT KÖZLEMÉNYEK .....                                                                                    | 43        |
| <b>VII. IRODALOMJEGYZÉK .....</b>                                                                                                                                  | <b>49</b> |
| <b>VIII. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS .....</b>                                                                                                                             | <b>50</b> |

## RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

**3D** háromdimenziós**ACE** Anterior Clinical Erosive Classification, Anterior Klinikai Eróziós Osztályozás**AFCT** addition fragmentation chain transfer, addíciós fragmentációs lánctranszfer**ANOVA** Analysis of Variance, varianciaanalízis**AUDMA** aromás uretán-dimetakrilát**BisGMA** biszfenol A-glicidil metakrilát**DC** degree of conversion, konverzió mértéke**DC** dual-cure, kettős kötésű**DDDMA** 1,12-dodekán-dimetakrilát**DSC** Differential Scanning Calorimetry, Differenciális pásztázó kalorimetria**EDMAB** etil-4-dimetil-amino-benzoát**EP** Enamel Plus HRi Bio Function**EP** estimated probability, becsült valószínűség**ESQ** vagy **EQ** Estelite Sigma Quick**EX** EverX Posterior**EXF** EverX Flow**FBF** Filtek Bulk Fill**FOB** Filtek One Bulk Fill Resorative**FSF** Filtek Supreme Flowable Restorative**FUF** Filtek Ultimate Flow**FZ** Filtek Z250**GEER** Generalized Estimating Equations Logistic Regression, Általánosított Becsült Egyenletek Logisztikus Regresszió**GP** G-aenial Posterior**HR** hazard ratio, kockázati arány**HR%** határfelületi rés százalék**ISO** International Organization of Standardization, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet**LC** light-cure, fényre kötő**LDH** laktát-dehidrogenáz**LED** light emitting diode, fényt kibocsátó dióda lámpa**LidiSi** lítium-diszilikát**mikro-CT** mikrokomputer tomográfia**MOD** mezio-okkluzo-disztális**MTT** 3-[4,5-dimetil-tiazol-2-il]-2,5-difenil tetrazolium-bromid**PH** preheated, előmelegített**PTE** Pécsi Tudományegyetem**PTFE** politetra-fluoro-etilén**RR** relative risk, relatív kockázat**RT** room temperature, szobahőmérséklet**SDR** SureFil SDR Flow**SEM** scanning electron microscope, pásztázó elektronmikroszkóp**SPSS** Statistical Package for Social Science, Statisztikai Csomag

Társadalomtudományok Számára

**R-DC** ratio-degree of conversion, minta alja-teteje konverziós fokának aránya**ROI** region of interest, érdeklődésre számot tartó régió**RP-HPLC** Reversed Phase High Performance Liquid Chromatography, reverz fázisú nagyhatékonyságú folyadék-kromatográfia**TCDDMA** triciklodekán-dimetanol-dimetakrilát**TEC** Tetric Evo Ceram Bulk**TEGDMA** trietilén-glikol-dimetakrilát**TPF** Tetric PowerFill**TS** Twinky Star Flow**UDMA** uretán-dimetakrilát**USPHS** United States Public Health Service, Amerikai Egyesült Államok Közegészségügyi Szolgálat**VCB** VisCalor Bulk**VE\_DC** Variolink Esthetic DC**VE\_LC** Variolink Esthetic LC**vs** versus, ellenében**WST-1** water-soluble tetrazolium salt, vízben oldódó tetrazóliumsó**XB** X-tra Base

## I. BEVEZETÉS

A leggyakrabban alkalmazott fogászati restauratív anyag a fogszínű, szervesetlen töltelékkel megerősített műgyanta alapú fogászati kompozit, mely többnyire kék fény indukálta szabad gyökös polimerizációval keményedik és fogászati adhezívek közbeiktatásával rögzül a fog keményszöveteihez. Folyamatos fejlesztésük eredményeként a mai kompozitok évtizedekig képesek jól funkcionálni a drasztikus szájkörülmények között [5], azonban jellegzetességeik alapos ismerete elengedhetetlen a sikeres restauráláshoz, mely során a kompozitok polimerizációja kulcsfontosságú tényező. A polimerizáció kinetikáját és mértékét számos tényező befolyásolja, beleértve a kompozit anyagösszetételét, rétegvastagságát, polimerizáció előtti hőmérsékletét, a fény hullámhosszát, a megvilágítási időt, a polimerizáló lámpa teljesítményét, illetve e két utóbbi által meghatározott besugárzási energiát, az üreg dimenzióit, legfőképpen a mélységét, valamint a közeget, melyen keresztül történik a polimerizáció [9]. A polimerizáció mértéke, vagyis a monomerek polimerré történő konverziója, lényegesen meghatározza a végső restauráció fizikai-kémiai, optikai tulajdonságait és biokompatibilitását. Az elégtelen konverzió következtében a polimerben maradt reagálatlan monomerek, illetve azok degradációs termékei hajlamosak a kioldódásra, allergiás reakciókat, sejttoxikus és mutagén hatást előidézve [2, 10]. A kémiai hatásokon túl a fogbélre nézve káros tényezőként tekinthetünk a polimerizáció exoterm természetéből és a polimerizációs lámpa energia-közvetítéséből származó termális hatásra is [6]. A polimerizáció során fellépő zsugorodás a foghoz ragasztott kompozitban, fogban és ezek határfelületén ártalmas feszülést generál, melynek mértéke a polimerizáció kinetikáját meghatározó tényezőkön kívül a restaurált üreg konfigurációjától is függ [7]. A viselés során jelentkező, gyakran a tömés sikertelenségét okozó meghibásodások, mint a szekunder kariesz, a tömés vagy fog törése, a tömés-fog határán kialakuló rések, elszíneződések és retencióvesztés, bár jelentős mértékben determináltak az anyagtani tényezők által, előfordulásukban fog-, páciens- és operátoreredetű faktorok is szerepet játszanak [1, 4]. A hátrányok kiküszöbölésére, vagy csupán a beavatkozás idejének csökkentésére újabbnál-újabb kompozitokat hoznak forgalomba, melyekből megfelelő iránymutatás és a hosszú távú klinikai evidencián alapuló ismeret hiányában kell a felhasználó fogorvosoknak választani, és ezekre a gyakorlatilag ismeretlen, új anyagokra, technikákra támaszkodni. Kutatásaim során törekedtem arra, hogy az újabb fejlesztésű kompozitokat, mint például a hagyományos 2 mm helyett 4 mm rétegvastagságban alkalmazható bulk-fill kompozitokat, vagy a konvencionális megvilágítási protokolltól eltérő rapid polimerizációjú anyagokat, illetve az előmelegítési technikával használt kompozit tömőanyagokat, kompozit bázisú adhezív cementeket különböző aspektusból megvizsgálva információval szolgálhassak a biztonságosabb klinikai felhasználás érdekében. Továbbá klinikai vizsgálatok révén igyekeztem feltérképezni a viselés során előforduló meghibásodások típusait, valamint azokat a kockázati tényezőket, amelyek a különböző fogcsoportokhoz és indikációkhoz készült tömések sikertelenségéhez vezetnek. Ezen kívül adatokat gyűjtöttem a kerámia restaurációk sikerességéről, mint alternatív megoldásról, hogy megbízható ismeretekkel gazdagodhassunk ezen sokoldalú anyagok tulajdonságait illetően, segítve a fogorvosokat a mindennapi anyagválasztásban és döntéshozatalban, hozzájárulva a restaurációk, így a fogak élettartamának növeléséhez.

## II. CÉLKITŰZÉSEK

A nyitott kérdések megválaszolására három vizsgálati szinten végeztünk kutatásokat:

*In vitro*, standardizált laboratóriumi körülmények között tisztán kompozit mintákat vizsgálva az egyes anyagtípusok anyagtani tulajdonságait teszteltük.

*Ex vivo* experimentális vizsgálatokkal eltávolított fogakba készült restaurációkon keresztül a kompozit viselkedését, általuk okozott hatásokat tanulmányoztuk még mindig jól meghatározott kísérleti körülmények között, valamint pulpából származó sejtenyészeten vizsgáltuk a kompozit toxicitásának előmelegítést követően mérhető változását.

*In vivo*, klinikai vizsgálatokkal a több éve készített töméseket, betéteket, héjakat validált kritériumrendszer segítségével értékeltük és megállapítottuk klinikai sikerességüket, meghibásodásuk jellegét, azok kockázati tényezőit és túlélését.

### IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI

1. Folyékony, 4 mm rétegvastagságban alkalmazható bulk-fill kompozitok konverziós mértékének és monomer felszabadulásának összehasonlítása hagyományos folyékony kompozitával.
2. Az expozíciós idő és az előmelegítés konverzió mértékére kifejtett hatásának vizsgálata hagyományos, bulk-fill, rövid üvegszál-megerősítésű és poliakrilsavval módosított kompozitok mély üregben történő polimerizációja esetén.
3. A magas sugárzási teljesítmény és rapid polimerizáció hatásának vizsgálata addíciós fragmentációs lánc-transzfer (AFCT) molekulával módosított bulk-fill kompozitok konverziós mértékére, monomer elúciójára, polimerizációs zsugorodására és porozitására.
4. A polimerizációs protokoll és a polimerizációs lámpa paramétereinek AFCT molekulával módosított kompozitok monomer kioldódásának kinetikájára és zsugorodási feszültségére kifejtett hatásának vizsgálata.
5. A polimerizáció előtti előmelegítés monomerkioldódásra és monomer-polimer konverzióra kifejtett hatásának összehasonlítása hagyományos bulk-fill és termovizskózus bulk-fill kompozitok között.
6. Az előmelegítés hatásának vizsgálata 2x2 mm rétegvastagságban polimerizált konvencionális és 4 mm rétegvastagságban polimerizált hagyományos és termovizskózus bulk-fill kompozitok monomer elúciójára és porozitására.

### EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI

7. A monomer-polimer konverzió fokának és a pulpa *in vitro* hőmérséklet-emelkedésének megállapítása 2 mm rétegvastagságú folyékony és tömöríthető hagyományos, valamint 4 mm rétegvastagságú bulk-fill és rövid üvegszál-megerősítésű kompozitok polimerizálása során.
8. A kerámia és a dentin vastagságának és a kompozit alapú ragasztószerek típusának a kerámiabetétek ragasztása során bekövetkező intrapulpális hőmérséklet-változásokra kifejtett hatásának vizsgálata.

9. Az intrapulpális hőmérséklet változásának meghatározása különböző vastagságú kerámia héjak adhezív cementekkel és előmelegített restauratív kompozittal történő ragasztása során.
10. Előmelegített hagyományos és bulk-fill kompozitok sejttoxikus hatásának meghatározása és összehasonlítása.
11. Mély mezio-okkluzo-disztális (MOD) üregek rétegzéses és bulk technikával készített rövid üvegszál-megerősítésű kompozit töméseinek belső adaptációra, konverziós fokára és ezek közti összefüggésre kifejtett hatásának vizsgálata, valamint összehasonlítása hagyományos és folyékony bulk-fill kompozitból készült tömésekkel.

#### IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI

12. Direkt kompozit restaurációk hosszú távú retrospektív klinikai értékelése, túlélésük összehasonlítása és a kockázati tényezők azonosítása vitális és gyökérkezelt poszterior fogakban.
13. Lítium-diszilikát kerámia és indirekt kompozit betétek hosszú távú retrospektív klinikai értékelése, túlélésük összehasonlítása és a kockázati tényezők azonosítása.
14. Felső frontfogak koronai törését és diasztémáját restauráló direkt kompozit tömések minőségének és befolyásoló tényezőinek hosszú távú retrospektív értékelése.
15. Lokalizált frontfogkopás Dahl-konceptióval kombinált adhezív ellátásának értékelése, a betegelégedettség felmérése 27 hónapos esetsorozat tanulmány során.

### III. A VIZSGÁLATOK RÖVID METODIKAI LEÍRÁSA

#### IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI

Kompozitokból készített mintákon teszteltünk különböző aspektusból megközelítve olyan, klinikailag releváns tényezőket (anyagtípus, konzisztencia, polimerizáció előtti anyaghőmérséklet, polimerizáció és lámpa paraméterei, fény-anyag távolság, tömestechika), melyek befolyásolhatják a kompozit konverziós fokát, monomer felszabadulását, porozitását, térfogati zsugorodását és zsugorodási feszülését, adatokat szolgáltatva az anyagok jobb megismeréséhez, felhasználási javaslatot nyújtva a klinikai sikeresség növeléséhez.

#### KOMPOZIT MINTÁK KÉSZÍTÉSÉNEK MENETE

Sablonok segítségével különböző vastagságban készítettük el a vizsgálat tárgyát képező, eltérő típusú kompozit mintákat. A vizsgálat célkitűzésének megfelelően a szobahőmérsékletű kompozitok mellett melegítő kályhában előmelegített anyagokból is készítettünk mintákat.

#### HŐMÉRSÉKLETI MÉRÉSEK

A kályhában történő előmelegítés után közvetlenül megmértük az anyag hőmérsékletét, illetve a kompozitok sablonba töltése és polimerizációja során is regisztráltuk a hőmérsékletet hőelemszonda és hozzá csatlakoztatott digitális hőregisztráló készülék segítségével. A dióda polimerizációs lámpa (light emitting diode, LED) által leadott hőmennyiséget is meghatároztuk az üres sablonokon keresztül úgy, hogy a hőérzékelőt a sablon alá, a polimerizációs lámpa végét pedig a sablon bemenetére helyeztük.

#### POLIMERIZÁCIÓ

A sablonba töltött próbatesteket polimerizációs lámpával polimerizáltuk 0 mm távolságra a minta felszínétől. A lámpa típusa (gyártmánya, intenzitása, hullámhossztartománya, csőr átmérője) kísérletenként változott, illetve több lámpát is alkalmaztunk, ahol a polimerizációs egység paraméterei álltak a vizsgálat célkeresztjében. A sugárterhelést ( $\text{J}/\text{cm}^2$ ) a mért intenzitás ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) és az alkalmazott expozíciós idő (s) szorzatából számoltuk ki. A kompozitok felszínére érkező sugárterhelést is meghatároztuk.

#### A KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉNEK MEGHATÁROZÁSA MIKRO-RAMAN SPEKTROSKÓPPAL

A tesztelt kompozit minták polimerizációs mértékének meghatározásához konfokális Raman spektrométert alkalmaztunk. Spektrumokat gyűjtöttünk a kompozit minták felső és alsó felszínéről, több geometriai pontról. A monomer-polimer átalakulás mértékének kiszámításához spektrumokat gyűjtöttünk a referenciaként használt polimerizálatlan kompozit mintákból is. A polimerizáció

mértékét a polimerizálatlan és a polimerizált kompozit mintákból vett spektrumok felhasználásával számoltuk ki.

#### A KOMPOZITOKBÓL KIOLDÓDÓ MONOMEREK MENNYISÉGI MEGHATÁROZÁSA FORDÍTOTT FÁZISÚ NAGY HATÉKONYSÁGÚ FOLYADÉKKROMATOGRÁFIÁVAL

A kompozitokból kioldódó monomerek reverz fázisú nagyhatékonyságú folyadék-kromatográfiával (reversed phase high performance liquid chromatography, RP-HPLC) történő minőségi és mennyiségi meghatározásához a mintákat 75 %-os etanol/víz tárolóközegben áztattuk 72 órán át. A kioldott komponenseket tartalmazó oldatból kromatográfiás elválasztást végeztünk. Az eluált monomerek mennyiségét a kalibrációs görbe segítségével a monomerek által létrehozott csúcsok görbe alatti területeivel számoltuk ki. Az adott vizsgálatban tesztelt kompozit összetétele alapján választott standard monomereket [biszfenol A-glicidil metakrilát (BisGMA), trietilénlikol-dimetakrilát (TEGDMA), uretán-dimetakrilát (UDMA), 1,12-dodekán-dimetakrilát (DDDMA), triciklodekán-dimetanol-dimetakrilát (TCDDMA), etil-4-dimetil-amino-benzoát (EDMAB)] használtunk a kompozitokból kioldódó monomerek azonosításához. A komponensek retenciós idejét felhasználva azonosítottuk be az adott kompozit kromatogramján megjelenő, jól elkülönülő csúcsokhoz tartozó kioldódott monomerek típusát.

#### POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁS ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI MÉRÉSEL

Nagy felbontású mikrokomputer tomográfiás (mikro-CT) vizsgálatot alkalmaztunk a minták belső struktúrájának 3D megjelenítésére és a térfogati zsugorodás meghatározására. A polimerizáció előtt és közvetlenül utána készült felvételek térfogatának meghatározása segítségével kiszámítottuk a korai fázisban bekövetkező térfogati zsugorodást, melyet százalékban adtunk meg. A belső pórusok térfogatát a kompozit minta teljes térfogatához viszonyítva számoltuk és %-ban fejeztük ki.

#### POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSG MÉRÉSEK

A kompozitok lineáris polimerizációs zsugorodási feszültségét szakítófeszültségi próbával értékeltük. A kompozitok polimerizációja során keletkező erők 300 s valós idejű értékelését végeztük. Az adatokat  $\text{erő (N)} \times \text{idő (s)}$  alakban ábrázoltuk, és a maximális erőeredményeket a próbatestek keresztmetszeti területével elosztva MPa értékre számítottuk át.

#### III.1 FOLYÉKONY BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉNEK ÉS MONOMER FELSZABADULÁSÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA HAGYOMÁNYOS FOLYÉKONY KOMPOZITÉVAL

Az összehasonlító vizsgálathoz SureFil SDR Flow (SDR; Dentsply, Milford, DE, USA), X-tra Base (XB; VOCO, Cuxhaven, Németország) és Filtek Bulk Fill (FBF; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) folyékony bulk-fill anyagokból 4 mm vastag hengeres minták készültek, míg referenciaként Filtek Ultimate Flow (FUF; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) hagyományos folyékony nanofill kompozitot

használtunk, melyből 4 mm vastag negatív kontroll és 2 mm vastag pozitív kontroll minták készültek. A gyártó által ajánlott expozíciós idővel polimerizáltunk, mely a FBF és XB bulk-fillek esetén 10 s volt, ám ezeknél vizsgáltuk a duplázott expozíciós idő (20 s) hatását is. Az SDR esetében az ajánlott megvilágítási idő 20 s, besugárzási teljesítményre vonatkozó javasolt érték nélkül. A pozitív kontrollként használt kompozit 2 mm-es rétegének javasolt expozíciós ideje 20 s; ugyanennyi ideig polimerizáltuk a 4 mm vastag negatív kontroll mintákat is. A hét csoport próbatesteinek konverziós mértékét mikro-Raman spektroszkóppal, a monomerkieldódást HPLC analízissel határoztuk meg, majd összevetettük a bulk-fill csoportok értékeit a hagyományos kontroll kompozit értékeivel.

### III.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS KONVERZIÓS MÉRTÉKRE KIFEJTETT HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEG-SZÁLMEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK ESETÉN

A konverziót befolyásoló hatásokat három kompozit típuson, összesen hat terméken elemeztük mikro-Raman spektroszkóppal: 2 mm rétegvastagságban egy hagyományos tömöríthető mikrohibriden (Filtek Z250, FZ, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) és egy hagyományos folyékony nanotöltésűn (Filtek Ultimate Flow, FUF), 4 mm rétegvastagságban két folyékony bulk-fill kompoziton (Filtek Bulk Fill Flow, FBF és SureFil SDR Flow, SDR), 4 mm rétegvastagságban egy rövid üveg-szálmegerősítésű anyagon (EverX Posterior, EX, GC, Leuven, Belgium) és 2 mm rétegvastagságban egy poliakrilsavval módosított kompoziton (Twinky Star Flow, TS, VOCO, Cuxhaven, Németország). A minta előkészítése és a polimerizációs mód szerint a próbatesteket négy kísérleti csoportra osztottuk. Az 1. csoportban a mintákat a gyártó által javasolt polimerizációs idővel polimerizáltuk. A 2. csoportban a polimerizáció előtt a kompozitokat 35 °C-ra előmelegítettük, majd a mintákat a gyártó által javasolt polimerizációs idővel polimerizáltuk. A 3. csoportban a polimerizáció előtt a kompozitokat 55 °C-ra előmelegítettük, majd a mintákat a gyártó által javasolt polimerizációs idővel polimerizáltuk. A 4. csoportban a gyártó által javasolt expozíciós időket megdupláztuk.

A mintakészítéskor a 8 mm mély (pulpakamrát vagy mély approximális üreget szimuláló) hengeres teflonformákat két egymásra helyezett részből építettük fel, a vizsgált anyagok ajánlott vastagságának megfelelően. A hagyományos kompozitok és a kompomer esetén egy 2 és egy 6 mm magas részből, míg bulk-fillek esetén két 4 mm magas részből állítottuk össze a politetrafluoroetilén (PTFE) sablont, biztosítva a klinikailag releváns távolságot az első réteggént behelyezett kompozit és a polimerizációs lámpa fényvezető csőre között.

### III.3 A MAGAS SUGÁRZÁSI TELJESÍTMÉNY ÉS RAPID POLIMERIZÁCIÓ HATÁSA BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉRE, MONOMER ELÚCIÓJÁRA, POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁRA ÉS POROZITÁSÁRA

Vizsgálatunk során két, eltérő típusú AFCT molekulát tartalmazó bulk-fill kompozitot teszteltünk (Tetric PowerFill, TPF, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Filtek One Bulk Fill Restorative, FOB, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) és vizsgáltuk a leadott energia (expozíciós idő x besugárzási teljesítmény) hatását a 6 mm átmérőjű sablonba töltött kompozitokra. A 4 mm vastag tesztminták mellett a kontrollcsoport mintáit 1 mm vastagságban határoztuk meg, ami feltételezi a maximálisan polimerizálható rétegvastagságot. Az előkészítés és a polimerizációs mód szerint a mintákat öt kísérleti

csoportra osztottuk. Az 1. csoport tartalmazta a 20 s-ig polimerizált 1 mm vastag kontrollmintákat („High” polimerizációs üzemmód, kalkulált sugárterhelés  $19 \text{ J/cm}^2$ ); a második csoport 4 mm vastag mintáit „3s” üzemmódban 3 s-ig polimerizáltuk (kalkulált sugárterhelés  $7,5 \text{ J/cm}^2$ ); a harmadik csoport 4 mm vastag mintáit „Turbo” üzemmódban 5 s-ig polimerizáltuk (kalkulált sugárterhelés  $7,8 \text{ J/cm}^2$ ); a negyedik csoport 4 mm vastag mintáit „High” üzemmódban 10 s-ig polimerizáltuk (kalkulált sugárterhelés  $9,4 \text{ J/cm}^2$ ); az ötödik csoport 4 mm vastag mintáit „High” üzemmódban 20 s-ig polimerizáltuk (kalkulált sugárterhelés  $19 \text{ J/cm}^2$ ). A különböző polimerizációs protokollal világított minták konverziós értékét mikro-Raman spektroszkóppal, a monomerkiodódást RP-HPLC analízissel, a minták térfogati zsugorodását és porozitását pedig mikro-CT elemzéssel vizsgáltuk

#### III.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL ÉS A POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA PARAMÉTEREINEK HATÁSA AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁNAK KINETIKÁJÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSGÉRE

Előző vizsgálatunkhoz képest a leadott energia mellett a polimerizációs lámpa által emittált hullámhossz hatását is vizsgáltuk a monomer kioldódás kinetikájára és a polimerizáció közbeni zsugorodási erőre, két eltérő AFCT molekulát tartalmazó (Tetric PowerFill és Filtek One Bulk Fill Resorative) és egy AFCT-mentes (Tetric EvoCeramBulk Fill, TEC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bulk-fill kompozitból készült 4 mm vastag mintákon. A vizsgálatban alkalmazott három LED lámpa közül a gyártó által megadott adatok szerint az egyik egy hagyományos, csak kék hullámhossz tartományban emittáló (monowave) eszköz (LED.D, Carlo De Giorgi, Milánó, Olaszország), míg a másik kettő többdiódás LED lámpa, amely a kék és az ibolya spektrális tartományában (polywave) is bocsát ki fényt (Bluephase PowerCure, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Curing Pen E, Eighteeth, Changzhou, Kína). A LED lámpák által kibocsátott spektrális eloszlást spektrofotométerrel (Fluorolog tau3, Jobin-Yvon/SPEX, Piscataway, NJ, USA) határoztuk meg. A mintákat a Bluephase Power Cure és Curing Pen E lámpákkal 3 s-ig (kalkulált sugárterhelés  $7,5$  és  $7,4 \text{ J/cm}^2$ ) és 20 s-ig (kalkulált sugárterhelés  $18,8 \text{ J/cm}^2$ ), míg a LED.D lámpával csak 20 s-ig (kalkulált sugárterhelés  $17,1 \text{ J/cm}^2$ ) polimerizáltuk. A kompozit mintákból kioldódó monomerek mennyiségének és kinetikájának analizálásához a mintákat 3 napos áztatást követően friss áztató oldatba helyeztük újabb 7 napig, majd az oldat cseréjét követően további 4 napig. A 3, 10 és 14 napos áztatás végén az oldatokat RP-HPLC vizsgálatnak vetettük alá. A protokollok szerinti polimerizálás során a kompozitok lineáris polimerizációs zsugorodási feszültségét szakítófeszültségi próbával értékeltük

#### III.5 AZ ELŐMELEGÍTÉS MONOMERKIOLDÓDÁSRA ÉS MONOMER-POLIMER KONVERZIÓRA KIFEJTETT HATÁSÁNAK ÖSSZEHASZNÁLÁSA KONVENCIONÁLIS ÉS TERMOVISZKÓZUS BULK-FILL KOMPOZITOK KÖZÖTT

Egy kifejezetten előmelegítésre gyártott magas viszkozitású (VisCalor Bulk, VCB, VOCO, Cuxhaven, Németország) bulk-fill kompozit 4 mm vastag mintáinak monomer kioldódását és konverziós mértékét vetettük össze szintén 4 mm vastagságban készült magas viszkozitású nem előmelegítésre gyártott, de melegíthető bulk-fill kompozittal (Filtek One Bulk Fill, FOB, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) előmelegítést és 20 s polimerizálást követően. Az egyik kísérleti csoport mintáinak polimerizáció előtti

hőmérséklete 25 °C volt (szobahőmérséklet – RT; FOB\_RT és VCB\_RT), míg a másik csoportban a kompozitokat előmelegítettük a mintakészítés előtt 65 °C-ra (VCB\_65) illetve 55 °C-ra (FOB\_55). A mintakészítés során regisztráltuk a hőmérsékletet, majd a konverzió mértékének meghatározását mikro-Raman spektroszkóppal, a mintákból történő monomerkieldódást RP-HPLC analízissel végeztünk.

### III.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA KONVENCIONÁLIS ÉS BULK-FILL KOMPOZITOK MONOMER ELÚCIÓJÁRA ÉS POROZITÁSÁRA

Előző vizsgálatunkban azt tapasztaltuk, hogy az előmelegítés hatása nem konzekvens a monomer elúciót illetően, így kibővítettük vizsgálatunkat hat magas viszkozitású konvencionális és bulk-fill kompozit gyártmányra (konvencionális: Filtek Z250, FZ; G-aenial Posterior, GP, GC, Leuven, Belgium; Enamel Plus HRi Bio Function, EP, Micerium, Avegno, Olaszország) Estelite Sigma Quick, ESQ, Tokuyama, Tokió, Japán; bulk-fill: Filtek One Bulk Restorative, FOB, VisCalor Bulk, VCB). A mintakészítés során a konvencionális kompozitokat a 4 mm mély sablonba a bulk-fillekkel ellentétben nem egy rétegben, hanem 2x2 mm rétegekben tömörítettük, külön-külön 20 s-ig polimerizáltuk. A szobahőmérsékletű anyagok vizsgálata mellett előmelegített formában is teszteltük a kompozitokat, melyhez a VisCalor Bulk-tól eltérően (65 °C) az összes anyagot 55 °C-ra melegítettük. A monomerkieldódást RP-HPLC vizsgálattal, a porozitást pedig mikro-CT vizsgálattal mértük.

### EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI

Ex vivo vizsgálatainkban extrahált fogakat, illetve extrahált fogból származó pulpális sejttenyészetet használtunk fel a kompozit típusú anyagok használata közben keletkező hő, illetve a felszabaduló monomerek toxikus hatásának a pulpában megnyilvánuló mértékének meghatározására; valamint a különböző kompozitok és tömestechnikák fogon belüli alkalmazásakor elért konverziós fok, vagy keletkező zsugorodási feszülés következményének mérésére. A felhasznált extrahált frontfog, illetve bölcsességfogak megalapozott indikációval kerültek eltávolításra, a vizsgálat céljától teljesen függetlenül. A fogak eltávolítás utáni tudományos hasznosítására részlegünknek etikai engedélye volt (PTE/3795; BM/23566–1/2023; PTE/3026).

### EGYFOGAS KÍSÉRLETI MODELL PREPARÁLÁSA PULPÁLIS HŐMÉRSÉKLETMÉRÉSEKHEZ

Kísérleteinkhez frissen extrahált, ép, humán alsó bölcsességfog (3.7 és 3.8 vizsgálat), illetve felső nagymetszőt (3.9 vizsgálat) választottunk. Az egyes fogak szerkezeti különbségeiből adódó mérési hibák kiküszöbölése érdekében a 3.7, 3.8, 3.9 kísérleteknél egyfogas modellt alkalmaztunk. Az okkluzálisan (3.7, 3.8 vizsgálat), illetve vesztibulárisan (3.9 vizsgálat) eltávolított foganyagmennyiséget röntgenfelvétellel ellenőriztük, hogy a pulpakamra feletti dentin meghatározott vastagságú legyen a preparálás után. A pulpakamrába hőszenzort vezetünk a kompozitok polimerizációjakor termelődő hő mértékének regisztrációja érdekében. A fogak gyökéri részét 1 mm-re a zománc-cement határtól apikálisan átlátszó önkötő akrilátba ágyaztuk és a fogat testhőmérsékletű vízfürdőbe helyeztük. A preparált felszíneken végzett beavatkozások során a hőmérsékleti adatokat az in vitro vizsgálatoknál

megadott módon regisztráltuk minden egyes minta készítésekor a polimerizáció kezdetétől a kiindulási hőmérséklet eléréséig. A polimerizációs lámpa által okozott termális hatást is mértük a vizsgált kompozitok közbeiktatása nélkül. A hőmérsékleti maximum eléréséhez szükséges időt is rögzítettük.

#### KERÁMIA RESTAURÁCIÓT SZIMULÁLÓ MINTÁK KÉSZÍTÉSE ÉS RAGASZTÁSA

A kerámia restaurációk szimulálására LidiSi kerámia lemezeket készítettünk - a vizsgálat céljától függő rétegvastagságban - hőprésselés módszerrel. Az előmelegített kerámia lemezek fentebb ismertetett előkészítésen átesett fogfelszínre történő ragasztására tesztelni kívánt kompozit bázisú adhezív cementeket, illetve előmelegített restauratív kompozitokat használtunk. A rögzítőanyagokat a kerámia lemezen keresztül 40 s-ig polimerizáltuk.

#### PULPASEJTEK TENYÉSZTÉSE ÉS KOLORIMETRIÁS SEJTÉLETKÉPESSÉGI VIZSGÁLATOK

A kompozitok sejttoxikus hatásának vizsgálatához izolált pulpaszövetből sejttenyészetet készítettünk. A korábbiakban ismertetett módon készített hengeres kompozit mintákból felszabaduló molekulák toxikus hatásának igazolására két nappal a sejtek mintával történő expozícióját követően kolorimetriás életképességi és sejtproliferációs vizsgálatokat végeztünk WST-1 (water-soluble tetrazolium salt, vízben oldódó tetrazóliumsó), MTT (3-[4,5-dimetil-tiazol-2-il]-2,5-difenil tetrazolium-bromid) és LDH (laktát-dehidrogenáz) tesztekkel. A sejtéletképességi tesztek kiértékelésénél az adatokat a kezeletlen kontroll átlagához viszonyítottunk.

#### BELSŐ ADAPTÁCIÓ ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI MÉRÉSSSEL

Az 5 mm mély üreg kialakítását követően, extrahált fogba készült mezio-okkluzo-disztális tömés üreg falaihoz való adaptációjának értékelésére mikro-CT méréseket végeztünk. Az értékeléshez a rekonstruált képeken kijelöltük az érdeklődésre számot tartó területnek (region of interest, ROI) megfelelő 0,1-0,1 mm-es sávot a fogból és a restaurációból a határfelület mentén. A detektált határfelületi rés és a ROI volumenének arányát kiszámítottuk és százalékban adtuk meg. A tömések porozitásának értékelése az *in vitro* vizsgálatoknál ismertetett módon történt.

#### BELSŐ ADAPTÁCIÓ VIZUALIZÁLÁSA PÁSZTÁZÓ ELEKTRONMIKROSKÓPPAL

A restaurált fogak koronai részét mezio-disztális tengelyük mentén függőlegesen félbevágtuk. Ezen a metszeti felületen a dentin-restauráció átmenet üreg alján, azaz pulpakamrával határos határfelületének pásztázó elektronmikroszkópos (scanning electron microscope, SEM) vizsgálata vált lehetővé. A vágással kapott két fogszelet egyikét a fog oro-vesztibuláris tengelye mentén vízszintesen tovább metsztük. Ez a metszet biztosította a dentin-restauráció laterális határfelületének, azaz oldalfalon történő vizsgálatát. (A másik függőleges metszetet a Raman mérésekhez használtuk.) A metszetek laterális és pulpális határterületein, egy-egy 2000 µm hosszú szakaszon lemértük a polimerizációs zsugorodási feszülés okozta rések hosszát. Az adott felületen kapott rések összesített hosszát a kijelölt

szakasz teljes hosszához arányosítottuk  $[(\text{rész hossz}/\text{teljes hossz}) \times 100 = \text{határfelületi rész százalék} = \text{HR}\%]$ .

### III.7 A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ FOKA ÉS A PULPA IN VITRO HŐMÉRSÉKLET-EMELKEDÉSE FOLYÉKONY ÉS TÖMÖRÍTHETŐ HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL ÉS RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZITOK POLIMERIZÁLÁSA SORÁN

Kísérletünk során 2 mm rétegvastag hagyományos tömöríthető (Filtek Z250, FZ) és folyékony (Filtek Supreme Flowable Restorative, FSF); 2 és 4 mm rétegvastag tömöríthető (Filtek One Bulk Fill Restorative, FOB) és folyékony (Surefil SDR Flow+, SDR) bulk-fill; valamint 2 és 4 mm rétegvastag tömöríthető (EverX Posterior, EX) és folyékony (EverX Flow, EXF) rövid üvegszállal megerősített kompozitokat vizsgáltunk. A hőmérsékleti mérésekhez előkészített moláris fog síkra csiszolt okkluzális felszínére 2 és 4 mm mély, a korona kerületével azonos szélességű sablont helyeztünk és az *in vitro* módszereknél ismertetett mintakészítésnek megfelelően jártunk el a hatféle kompozitból készített próbatest előállításakor. A kompozitok polimerizációjakor bekövetkező exoterm hőváltozás méréséhez használt pulpakamrába helyezett hőszensor és a sablonba helyezett kompozit alja között röntgenfelvétellel meghatározott, 2 mm vastag dentin húzódtott. A hagyományos kompozitokat 20 és 40 s-ig, míg a bulk és üvegszál kompozitokat 20 s-ig polimerizáltuk. A besugárzási energiát a 20 s és 40 s expozíciós idő függvényében kalkuláltuk. Ugyanígy jártunk el a 2 és 4 mm sablonon keresztül is. A hőmérsékleti mérések során készített kompozit mintákat használtuk fel a konverzió mértékének meghatározására mikro-Raman spektroszkópiával.

### III.8 A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK, VALAMINT A MŰGYANTA ALAPÚ ADHEZÍV CEMENTEK TÍPUSÁNAK HATÁSA A KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA

A vizsgálatban három, kerámia betét adhezív rögzítésére alkalmas anyag pulpális hőmérsékletet befolyásoló hatását teszteltük: egy fényrekötő (Variolink Esthetic LC; VE\_LC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), egy kettős kötésű (Variolink Esthetic DC; VE\_DC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) adhezív cementet, és egy 55 °C-ra előmelegített szubmikron töltésű tömésre alkalmas kompozitot (Estelite Sigma Quick, EQ\_55 °C). A méréseket a pulpakamrába helyezett hőszensor és a kerámia ragasztására használt rögzítőanyag között 1,0 mm, 1,5 mm, 2 mm és 2,5 mm vastag visszahagyott dentinnel végeztük. A tesztelt kompozitokkal 2,0 mm, 2,5 mm, 3,0 mm és 3,5 mm vastagságú kerámia betéteket szimbolizáló kerámia lemezeket rögzítettünk a fogra. Az üreg axiális falainak reprezentálására hengeres, a kerámiablokkok vastagságának megfelelő okkluzális nyílású PTFE sablont használtunk, melyet az előkészített fog felszínére helyeztünk. A polimerizációs lámpa által közvetített hőt az üres sablonokon át, majd a különböző vastagságú dentin-kerámia kombinációkon keresztül mértük ragasztóanyag nélkül, majd ragasztóanyaggal.

### DIFFERENCIÁLIS PÁSZTÁZÓ KALORIMETRIÁS (DSC) MÉRÉSEK

Az intrapulpális hőmérsékleti méréseket kiegészítettük a meghatározott vastagságú dentin és a kerámia minták hővezető és hőtároló kapacitásának mérésével. A hőtani méréseket mikrokaloriméterrel végeztük differenciális pásztázó módban.

### III.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN

Előző vizsgálatunkhoz hasonlóan adhezív ragasztásra alkalmas kompozit bázisú anyagok intrapulpális hőmérsékletet befolyásoló hatását vizsgáltuk, de ezennel frontfogon, különböző vastagságú kerámia héjak ragasztása során. Ebben a vizsgálatban a VE\_LC fényrekötő, a VE\_DC kettős-kötésű adhezív cementeket és az EQ\_55°C tömésre alkalmas szubmikron töltésű előmelegített kompozitot kiegészítettük egy magas viszkozitású, restauratív mikrohibrid bulk-fill kompozittal (Filtek One Bulk Restorative), melyet szintén előmelegítettünk 55 °C-ra (FOB\_55°C). A polimerizáció során használt lámpa felületre jutó energiája mellett a héjakat reprezentáló 0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm és 1 mm vastag kerámia lapok közbeiktatásával azok fénycsillapító hatását is mértük radiométerrel. A pulpális hőmérsékletmérésekhez egy felső nagymetsző egyfogas modelljét használtuk (a sakra preparálás után a visszahagyott zománc és dentin együttes vastagsága 2 mm volt a pulpakamra faciális oldalán). Először a polimerizációs lámpa hőhatását mértük 40 s-os expozíció során. Ezután a kerámia héjakon keresztül megnyilvánuló pulpális termális változásokat regisztráltuk. Végül a négyféle vastagságú kerámia lapot a négyféle kompozit bázisú ragasztóval rögzítve mértük a keletkező intrapulpális hőmérsékletet.

### III.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

A szobahőmérsékletű és előmelegített kompozit minták az *in vitro* vizsgálatoknál ismertetett módon készültek. A bulk-fill tömőanyagokat (SDR Plus Bulk Flow, SDR; Filtek One Bulk Fill, FOB; VisCalor Bulk, VCB) 4 mm vastag rétegben használtuk, míg a hagyományos kompozitokat (Estelite Sigma Quick, ESQ; Filtek Z250, FZ) 2×2 mm-es rétegekben polimerizáltuk. A kompozit minták tömegének, felületének és térfogatának meghatározása után a mintákat a sejttenyésztés hatodik napján a felszíni rétegben rögzített fonálon keresztül a sejttenyésztő táptalajoldatba lógattuk. A negatív kontrollt kezeletlen sejtek egy csoportja adta, míg pozitív kontrollként két napig 1,5 mM, 3 mM és 6 mM táptalajban oldott TEGDMA monomernek kitett pulpasejteket használtunk. A két napos inkubálás után kolorimetriás életképességi teszteket végeztünk.

### III.11 MÉLY MOD ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLATA

A vizsgálatához válogatott bölcsességfogakba preparált 2,5 mm széles, 5 mm mély MOD üregekbe kompozit töméseket készítettünk. Az üregelőkészítés után a fogak zománcát átvizsgáltuk repedések után kutatva egy LED polimerizációs lámpa detektáló módjával. A repedésmentes fogakat véletlenszerűen négy csoportba osztottunk és adhezív kezelést követően az alábbi restaurálásban részesültek: 1. csoport: 4 mm rétegvastag, magas viszkozitású, üvegszál-megerősítésű EverX Posterior 40 s-ig polimerizálva, fedve 1 mm rétegvastag inhomogén mikrotöltött konvencionális G-aenial

Posterior kompozittal (20 s polimerizálás); 2. csoport: 2x2 mm rétegvastagságban 40-40 s-ig polimerizált EverX Posterior, fedve 1 mm rétegvastag G-aenial Posterior kompozittal; 3. csoport: 2x2 mm 40-40 s-ig polimerizált +1 mm rétegvastagságban 20 s-ig polimerizált G-aenial Posterior; 4. csoport: 4 mm rétegvastag, 40 s-ig polimerizált alacsony viszkozitású SDR Flow Plus bulk-fill, fedve 1 mm rétegvastag G-aenial Posterior kompozittal. A határfelületi rések, azaz a belső adaptáció és a porozitás értékelése mikro-CT vizsgálattal történt. Mikro-Raman spektroszkóppal meghatároztuk a kompozitok konverziós fokát a tömés három mélységében: 0,5 mm-rel a felület alatt (minta teteje); geometriai középpontjában a minta teteje és alja közötti távolság felénél (minta közepe) és az üreg aljától 0,5 mm-re okkluzális irányba (minta alja). Pásztázó elektron-mikroszkóppal vizualizáltuk a kialakult határfelületi rések lokalizációját.

## IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI

Klinikai vizsgálataink helyszíne a Pécsi Tudományegyetem (PTE), Klinikai Központ, Fogászati és Szájsebészeti Klinika Konzerváló Fogászati és Parodontológiai Tanszéke volt. A vizsgálatok elvégzéséhez és az eredmények publikálásához rendelkezünk a Pécsi Tudományegyetem Regionális Kutatás-Etikai Bizottság engedélyével (No. 3410.1/PTE/2009, 8356-PTE/2020). Retrospektív vizsgálataink mindegyikében a disszertáció szerzője által készített direkt kompozit és indirekt kerámia restaurációk minőségi ellenőrzését végeztük. Emellett egy esetsorozat tanulmányban jelen szerző által Magyarországon bevezetett komplex, adhezív rehabilitációs módszer alkalmazhatóságát, valamint a kezelési móddal kapcsolatos betegelégedettséget teszteltük.

## PÁCIENSEK BEVÁLOGATÁSA

A PTE által használt integrált egészségügyi informatikai rendszerből válogattuk ki azokat a pácienseket, akiknek a megadott fogakba, az érdeklődésre számot tartó restauráció készült egy meghatározott időintervallumon belül. Felnőtt, mentálisan és fizikailag cselekvőképes, jó általános és szájüregi egészségi állapotú, a vizsgálatba önként beleegező pácienseket a későbbiekben részletezett beválogatási és kizárási kritériumoknak való megfelelésük alapján vontuk be a vizsgálatba. Adatgyűjtési űrlapot használtunk a betegek írásos dokumentumából nyert információ, valamint a klinikai és radiológiai vizsgálat eredményeinek rögzítésére.

## A RESTAURÁCIÓK ÉRTÉKELÉSE

A restaurációkat két felkészített és kalibrált értékelő személy vizsgálta. A tömések minőségi változásán túl a fogak szenzibilitását is teszteltük és indokolt esetben a fogról röntgenfelvételt készítettünk. Az adatgyűjtés a betegdokumentáció áttanulmányozása és a restaurációk klinikai értékelése alapján történt. Amennyiben egy restauráció sikertelennek bizonyult az értékelés időpontjában, a sikertelenség adatait és az ahhoz vezető okokat is feljegyeztük. Az eredeti restauráció cseréjét vagy javítását sikertelenségnek ítéltük. Az értékelést a módosított United States Public Health Service (USPHS) kritériumrendszer szerint végeztük. A restaurációk alábbi meghibásodásait értékeltük: szekunder kariesz, a restauráció, illetve a fog törése, (külön értékelve a vertikális és a csücsök fraktúrát), széli elszíneződés, széli

adaptáció, retencióvesztés, színbeli eltérés, anatómiai forma, felszíni simaság és endodonciai sikertelenség.

A restaurációk minőségét az alábbi kritériumok szerint értékeltük:

Alfa (A) vagy 0<sup>1</sup> - változás vagy klinikai jelek nélküli restauráció.

Bravo (B) vagy 1 - klinikailag elfogadható változások a restaurációban, a tömés cseréje nem szükséges. (Ez alól kivétel a 14-es vizsgálat, melyben a tömés törése kategóriában kapott 1-es kód, mint enyhe lepattanás, elfogadhatatlan meghibásodásnak számított a frontrégióra való tekintettel.)

Charlie (C) vagy 2, 3, 4 - a restauráció olyan jelentős eltérést mutat, amely klinikailag nem elfogadható és indokolja a tömés cseréjét.

Emellett értékeltük a páciens-, a fog- és a restauráció eredetű faktorok meghibásodásra, sikertelenség előfordulására kifejtett hatását. A csikorgatással összefüggő okklúziós stresszt kérdőív, illetve a klinikai vizsgálati eredmények alapján állapítottuk meg.

### III.12 DIREKT KOMPOZIT RESTAURÁCIÓK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE VITÁLIS ÉS GYÖKÉRKEZELT POSZTERIOR FOGAKBAN

#### PÁCIENSVÁLASZTÁS ÉS VIZSGÁLATI CSOPORTOK

Retrospektív vizsgálatunkban 557 páciens minimum 6 éves, maximum 13 éves II. osztályú<sup>2</sup>, direkt kompozit tömését értékeltük. A dokumentált adatok és a radiológiai vizsgálat alapján két csoportot hoztunk létre. Az I. csoport vitális fogaiba primer szuvasodás diagnózissal készült a direkt kompozit tömés (n=485); a II. csoportot pedig azok a fogak alkották, amelyeknél primer gyökerkezelés után direkt kompozit töméssel (n=112) történt a helyreállítás. Olyan töméseket válogattunk a vizsgálatba, melyek üregének mérete nem érte el a rágófelszíni borítást igénylő betétek indikációjának dimenzióit. A fogak helyreállításához használt anyag a Filtek Z250 mikrohibrid kompozit volt.

### III.13 LÍTIUM-DISZILIKÁT KERÁMIA ÉS INDIREKT KOMPOZIT BETÉTEK RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE

#### PÁCIENSVÁLASZTÁS ÉS VIZSGÁLATI CSOPORTOK

A vizsgálatba beleegyező 118 felnőtt páciens legalább egy - minimum 5, maximum 15 éves - II. osztályú LidiSi és/vagy indirekt kompozit inlay, onlay vagy overlay típusú restaurációval rendelkezett. A vizsgálatból kizártuk azokat a betéteket, melyek repedt fog ellátására szolgáltak, illetve kizártuk az intrakoronális defektus nélküli, harapásemelésre szolgáló ún. “table-top” overlay-eket.

#### RESTAURATÍV ELJÁRÁS

A betétek (inlay, onlay, overlay) indikációját az üreg paraméterei befolyásolták és a preparálás a szakma szabályainak megfelelően történt. Az anyagválasztás során egymás alternatívájaként hővel préselt LidiSi üveggerámia (IPS e-max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) és inhomogén mikrotöltésű,

<sup>1</sup> A frontfogak értékelésénél a meghibásodásokat árnyaltabban részletező, számozásos kódolást alkalmaztunk.

<sup>2</sup> A II. osztály a premoláris, moláris fogak approximális felszínén preparált üreget és az abba készült restauráció besorolását jelenti.

fényre kötő laboratóriumi kompozit (SR Nexco Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) szerepelt. A LidiSi és kompozit betéteket ugyanaz a fogtechnikai labor készítette. A megfelelő ragasztási erő érdekében mind a LidiSi kerámiák, mind a laborkompozit betétek belfelszínét felületkezeltek az előírt protokollok szerint. A ragasztáshoz előkészített fogak adhezívvel történő előkezelése minden esetben azonos módon és anyagokkal történt. A betétek rögzítéséhez kettős kötésű adhezív cementet (NX3 Nexus Third Generation, Kerr, Bioggio, Svájc) használtunk minden betét esetén.

#### A RESTAURÁCIÓK ÉS BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK ÉRTÉKELÉSE

Az értékelés a fentebb részletezett módon történt. Páciensfüggő kockázati tényezőként a szájhigiénét vizsgáltuk, melyet a biofilmmennyiség alapján kielégítőnek, vagy nem kielégítőnek ítéltünk. További kockázati tényezőként a bruxizmussal összefüggő okklúziós stresszt vizsgáltuk. Az értékelt fogeredetű kockázati tényezők a fogtípus (premoláris vs. moláris), lokalizáció (felső vs. alsó) és a pulpa állapota (vitális vs. gyökerkezelt) voltak, míg a restaurációval összefüggő kockázati tényezőként az anyagválasztást (kerámia vs. kompozit), a kiterjedést (inlay vs. onlay/overlay), és a restauráció életkorát (< 10 év vs. ≥ 10 év) teszteltük.

#### III.14 FELSŐ FRONTFOGAK TÖRÉSÉT ÉS DIASZTÉMÁJÁT RESTAURÁLÓ DIREKT KOMPOZIT TÖMÉSEK MINŐSÉGÉNEK ÉS BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐINEK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV ÉRTÉKELÉSE

##### PÁCIENSEK BEVÁLOGATÁSA

A retrospektív elemzés során 65 páciens koronafraktúra ellátása vagy diasztémazárás céljából készített direkt kompozit tömését értékeltük a minimum 5, maximum 10 éves megfigyelési időszak alatt. A 163 kompozit töméséből 70 készült vitális felső nagymetszőbe és 22 kismetszőbe koronai törés indikációval; diasztémazárást pedig 32 nagymetszőnél, 31 kismetszőnél és 8 szemfognál végeztünk. Követelmény volt a zománcperemek megléte, illetve kizártuk a restaurálás előtt már gyökerkezelt fogakat. A fogak előkezelése minden esetben ugyanazzal az adhezívvel történt, míg a helyreállításához Filtek Supreme XT nanofill vagy Enamel Plus HFO mikrohibrid kompozitot alkalmaztunk anatómikus rétegzéses technikával.

#### A RESTAURÁCIÓK ÉRTÉKELÉSE

Az értékeléshez a módosított USPHS kritériumokat alkalmaztuk. A kiinduláskor rögzített pácienseredetű változók az életkor és nem, bruxizmus, valamint a kávé/tea/kóla fogyasztása és a dohányzás voltak. Restaurációeredetű faktorként értékelésre került a tömés anyagának, életkorának és a kompozit tömés anatómiai korona felületéhez viszonyított kiterjedésének (< 25%, 25-50% vagy > 50%) hatása a meghibásodásra. A fog és a defektus típusát fogeredetű független változóként vizsgáltuk.

#### III.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY

##### PÁCIENSEK BEVÁLOGATÁSA

A kezelés indikációja minden esetben közepesen súlyos, nem kariesz eredetű lokalizált anterior foganyagvesztés volt, relatíve intakt poszterior zónával. A foganyagvesztés etiológiájában túlterhelés miatti attríció, vagy saverózió/biokorrózió és attríció kombinációja szerepelt. A fogak kopása klinikailag szignifikánsnak bizonyult, ha a dentin exponálódott és a koronai magasság csökkent, mely a beteget esztétikailag zavarta, valamint a harapási magasságot is csökkentette. A frontfogak eróziós státuszának meghatározására a Vailati és Belser-féle Anterior Clinical Erosive Classification (ACE) rendszert használtuk [8]. A terápiában alkalmazott héjak felhelyezésének előfeltétele volt minden esetben a zománcsal határolt fogfelszín és a fogak vitalitása. Temporo-mandibuláris ízületi rendellenesség esetén a pácienszt kizártuk a vizsgálatból. A prospektív megfigyelésen alapuló esetsorozat-tanulmányunkba 6 pácienszt vontunk be. A követési idő minimális hossza 27 hónap.

#### KEZELÉS MENETE

A terápiás javaslat a Dahl-koncepcióval kombinált frontfogakra készített ún. bilamináris (szendvics) héj terápia volt, mely során a megemelt harapási magasságban készült diagnosztikus viaszmintázat felhasználásával, szilikon-kulcs technikával direkt palatinális héjakat kaptak a páciensek Enamel Plus HRi Bio Function kompozitból a kopott, de vitális felső metsző- és szemfogaikra. A poszterior zónában kialakult diszokklúzió a hátsó fogak passzív erupciója és az anterior fogak enyhe intrúziója révén fokozatosan megszűnt és az okklúziós érintkezések helyreálltak. A frontfogak labiális felszínére préseléssel előállított LidiSi kerámiahéjak (GC Initial Press, GC, Leuven, Belgium) készültek [3]. A tüneti terápián túl az erózió, attríció oki terápiája is megkezdődött, vagy már a fogászati vizsgálat előtt is folyamatban volt.

#### KLINIKAI ÉRTÉKELÉS

A palatinális felépítés kezdetétől a kompenzatorikus elongációig a fogelőtörés progresszióját hetente rögzítettük az egymással szemben lévő fogak érintkezéseinek értékelésével, egészen addig, amíg a maximális interkuspidáció ki nem alakult. Az öthetes kontrollvizsgálat során a betegek véleményét kérdeztük a kialakult esztétikai eredménnyel, diszkomforttal kapcsolatban, valamint beszámolhattak az esetlegesen előforduló posztoperatív fájdalomról, bruxizmussal vagy temporo-mandibuláris ízületi diszfunkcióval kapcsolatos tünetekről. A palatinális direkt kompozit és labiális kerámia héjakat a USPHS kritériumai alapján értékeltük. Külön figyelmet fordítottunk a palatinális kompozit és a labiális kerámia héjak találkozási vonalának ellenőrzésére. A héjak értékelésére és a funkció vizsgálatára az éves kontrollvizsgálatok alkalmával is sort kerítettünk és a felmerülő eltérések mellett a szükséges intervenciók típusát és idejét is rögzítettük.

## STATISZTIKAI ELEMZÉSEK

A statisztikai elemzést az SPSS (Statistical Package for Social Science, SPSS, 23.0, 26.0 illetve 28.0 verzió; IBM, Armonk, NY, USA) szoftver segítségével végeztük.

## IN VITRO ÉS EX VIVO VIZSGÁLATOK

Az adatok normális eloszlásának meghatározására Kolmogorov-Smirnov-tesztet, illetve Levene-próbát alkalmaztunk. Normál eloszlás esetén parametrikus statisztikai teszttel folytattuk az elemzést. Több vizsgálati csoport közti eltérést egyszempontos varianciaanalízissel (ANOVA) hasonlítottuk össze, majd a többcsoportos összehasonlítások elvégzéséhez post-hoc tesztek alkalmaztunk. A minták tetején és alján mért konverziós értékek közötti különbségeket páros t-próbával elemeztük. Két, egymástól független vizsgált csoport közötti különbség összehasonlítására független mintás t-próbát alkalmaztunk. Többváltozós elemzést (általános lineáris modell) és részleges eta-négyzet ( $\eta^2$ ) statisztikát használtunk a vizsgált függő változók varianciáját befolyásoló független hatások tesztelésére és a relatív hatásméret leírására, mely segít a független változók hatásának rangsorolásában. Lineáris regresszióval történt a függő és független változók korrelációjának meghatározása. Pearson korrelációs együttható számításával határoztuk meg két folytonos függő változó közötti lineáris összefüggés erősségét és irányát.

A 3.4, 3.5, 3.6, 3.8, 3.9, 3.11 kísérletek elvégzése előtt mintaelemszám becsléssel meghatároztuk, hány megfigyelésre van szükség ahhoz, hogy a kutatás során megbízható eredményeket kapjunk és biztosítsuk a statisztikai tesztek megfelelő erejét.

## IN VIVO VIZSGÁLATOK

Az értékeléseket végrehajtó vizsgálók kalibrációját követően a döntések egyezősége Cohen-féle kappa teszt segítségével került kiértékelésre.

Mivel a vizsgálatok során az analizált minta ugyanazon páciens több fogát/tömését is tartalmazta, az egyes egyéneknek a több restaurációból adódó klaszterhatás miatt szükséges volt a potenciális „függőséget” is figyelembe venni, feltételezve, hogy az egy látens betegsintű véletlen hatás vagy rejtett közös érzékenység („shared frailty”) eredménye. A „shared frailty” kifejezés figyelembe veszi az események kontextuális függőségét, melyhez a Cox-féle arányos kockázati modell kiterjesztését, a GEER (Generalized Estimating Equations including Repeated measurements) modult alkalmaztuk. A beteggel és a foggal kapcsolatos paramétereket a csoportok között Mann-Whitney és Pearson Chi-négyzet próbával becsültük. A vizsgált csoportok közötti minőségi kritériumok különbségeit a Fisher's Exact teszt segítségével elemeztük, és minden egyes értékelt paraméterre a sikertelenség előfordulási gyakoriságát (relative risk, relatív kockázat, RR), illetve a sikertelenség kockázatának időbeli arányát (hazard ratio, kockázati arány, HR) becsültük. Bizonyos sikertelenségek (pl. fogtörés) előfordulására kiszámítottuk a becsült valószínűséget (estimated probability, EP). Többváltozós Cox regressziós modellt alkalmaztunk a vizsgált független változók kudarcra gyakorolt hatásának értékelésére. Bináris logisztikus regressziós modellt (GEER) alkalmaztunk a restaurációk jellemzőinek és a restauráció anyagtípusának összehasonlítására, valamint a kockázati tényezők hibák és hiányosságok előfordulására

gyakorolt hatásának értékelésére is. A GEER segítségével végzett többváltozós elemzést használtuk a sikertelenségek és elfogadható hibák előfordulásának összehasonlítására a csoportok között, valamint a restauráció anyagának az értékelt kritériumokra gyakorolt hatásának becslésére. Az anyagtípusnak a hiányosságok és hibák előfordulására gyakorolt hatását más, az eredményt szintén befolyásoló tényezőkkel szemben ellenőriztük. A restaurációk túlélési függvényét a Kaplan-Meier-analízis segítségével ábrázoltuk a sikertelenség számított időpontjához viszonyítva. Ezt követően log-rank tesztet végeztük annak megállapítására, hogy a vizsgált csoportok túlélési eredményei között vannak-e szignifikáns különbségek. Az 5%-nál kisebb p-értékeket minden alkalmazott vizsgálatban statisztikailag szignifikánsnak tekintettük. Esetsorozat tanulmány esetén az alacsony esetszám miatt analízáló statisztikai elemzésre nincs mód, ezért csupán leíró statisztikát alkalmaztunk az USPHS értékelésre adott pontszámok százalékos összesítésére.

## IV. EREDMÉNYEK

### IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI

#### IV.1 A KONVERZIÓ MÉRTÉKÉNEK ÉS A BISGMA, TEGDMA, UDMA FELSZABADULÁSÁNAK MEGHATÁROZÁSA FOLYÉKONY BULK-FILL KOMPOZITOKBÓL

A minták alján mért monomer-polimer konverziós értékek (16,53-50,05%) szignifikánsan alacsonyabbak voltak és az átlagos konverziók sorrendje is különbözött a minták tetején mérttől (43,14-63,04%). A vizsgált anyagok konverziója között statisztikailag szignifikáns különbség volt az alsó felszínen, ám a minták tetején számos anyag konverziója között nem volt különbség. A pozitív kontroll, azaz a 2 mm vastag hagyományos folyékony kompozit konverziós értékét a minták tetején (52,15%) és alján (42,29%) is csak az SDR\_4mm\_20s haladta meg (50,05%-63%). A negatív kontroll, azaz a 4 mm vastag hagyományos folyékony kompozit mutatta a legalacsonyabb konverziós értéket az alsó felszínen (16,53%). A megduplázott expozíciós idő jelentősen fokozta a konverziót, különösen az alsó felületen.

A monomer kioldódás vizsgálatokkor több kompozitban is találtunk a gyártói tájékoztatóban nem említett monomert. A csoportok közötti monomer elúció szignifikáns különbségeket mutatott. Több mint ötször nagyobb elúciós arányt találtunk a felszabaduló BisGMA mennyiségében a 4 mm vastag hagyományos folyékony FUF esetén a bulk-fill anyagokhoz képest, míg a 2 mm és 4 mm vastag FUF minták közötti különbség a BisGMA felszabadulásában közel kétszeres volt. A bulk-fillekből kioldódó BisGMA a következő sorrendet mutatta: FBF > SDR > XB, a különbségek statisztikailag szignifikánsak voltak. A 4 mm FUF mintákból a többi anyaghoz képest statisztikailag szignifikánsan nagyobb volt a TEGDMA elúció is. A bulk-fillek közül az SDR hétszer nagyobb mennyiségű TEGDMA elúciót mutatott. Az FBF esetében több mint hússzor nagyobb mennyiségű eluált UDMA-t figyeltünk meg a többi anyaghoz képest. A konverziós értékekkel összevetve csak a negatív kontroll korrelál, a többi anyagnál inverz összefüggés nem mutatható ki a monomerkkioldódással. A legkevesebb monomert az XB\_4mm\_10s eluálta, míg a legtöbbet a FUF\_4mm\_20s.

#### IV.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK KONVERZIÓS FOKÁRA

A fény energiája a távolsággal radikálisan csökkent. A LED lámpa intenzitását a 6 mm távolság felére csökkentette, amikor a 8 mm mély üregbe 2 mm vastag kompozitot helyeztünk. A 8 mm széles fényvezető csőrhöz képest csupán 5 mm széles bemenet harmadára redukálta a polimerizációhoz szükséges fény teljesítményét. A 4 mm rétegvastagságú anyagoknál a fény 4 mm távolságot megtéve érte el a felszínt mely távolsággal teljesítménye harmadára csökkent, de ebből a szűk bemenet összesen kétharmadával redukálta a sugárzási teljesítményt.

A vizsgált anyagok tetején mért konverziós fok 38,9-75,6 % tartományba esett. A legalacsonyabb értéket a szobahőmérsékletű hagyományos tömöríthető kompozit mutatta a gyártó által ajánlott expozíciós idővel, míg a legmagasabb konverziót a szobahőmérsékletű kompomer érte el a dupla

megvilágítást követően. Az 1. csoportban a legjobban a hagyományos, 2 mm vastagságban alkalmazott folyékony kompozit polimerizálódott. Hasonló értékeket detektáltunk az SDR\_20 esetén 4 mm rétegvastagságban és a TS\_40 esetén 2 mm rétegvastagságban. A 2. csoportban a 35 °C-ra történő előmelegítés hatása megosztó volt. A magas viszkozitású kompozitok esetén statisztikailag szignifikánsan nőtt a konverziós érték a minták tetején az 1. csoportba tartozó anyagokhoz képest. Másrészt az alacsony viszkozitású anyagoknál statisztikailag szignifikáns csökkenést tapasztaltunk. A 3. csoportban a polimerizáció mértékében hasonló tendencia volt megfigyelhető. A 4. csoportban szignifikánsan magasabb (~5-15%-kal) konverziós értékeket mértünk a szobahőmérsékletű anyagok egyszeri expozíciójához képest, kivéve az SDR-t, amely az 1. és a 4. csoportban is hasonló konverziós értékeket mutatott. A megduplázott expozíciós idő minden anyag esetén szignifikánsan jobb polimerizációs hatékonyságot biztosított az előmelegített csoportokhoz képest, kivéve az EX-et, amelynél az 55°C-ra történő előmelegítés drámaian javította a polimerizáció fokát. A vizsgált anyagok alján 33,4-65,6% konverziós értékeket mértünk. Általánosságban elmondható, hogy a minták alján minden esetben alacsonyabb értékeket (~5-15%-kal) lehetett detektálni, mint a tetején.

#### IV.3 A MAGAS SUGÁRZÁSI TELJESÍTMÉNY ÉS RAPID POLIMERIZÁCIÓ HATÁSA BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉRE, MONOMER ELÚCIÓJÁRA, POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁRA ÉS POROZITÁSÁRA

A sablon 6 mm-es nyílása a kompozitot érő sugárterhelést ~20 %-kal csökkentette. A minták tetejét érő sugárterhelés hasonló volt a „3s” és a turbó (5 s) üzemmódban; a 10 s “high” üzemmód esetén 1,6 J/cm<sup>2</sup>-rel magasabb, míg a 20 s expozíciós idő esetén megduplázódott értéket rögzítettünk.

A minták tetején és alján mért konverziós értékek szignifikánsan eltértek mindkét anyag esetén. A TPF minták felső és alsó felszínén mért konverziós érték fokozatosan nőtt az expozíciós idő növelésével és a legmagasabb értéket a kontrollcsoportban érte el. A FOB alsó felületén mért értékek szintén emelkedtek a hosszabb expozíciós idő hatására, azonban a minták tetején mért konverziós értékek nem mutattak arányos kapcsolatot az expozíciós idővel. A FOB alján és tetején mért konverziós értékek aránya (ratio of degree of conversion, R-DC) sokkal alacsonyabb volt (24,4-63,5%) a TPF-nél számolt arányokhoz képest (79,6-91,7%), kivéve a kontrollcsoportok esetén. A legmagasabb R-DC arányt a TPF “3s” csoportja érte el (91,7%), azonban a TPF teteje és alja konverziós értékei ebben a csoportban voltak a legalacsonyabbak. Az expozíció időtartamának növelésével az R-DC csökkent, kivéve a TPF\_1\_20 esetén. Ezzel szemben a FOB R-DC értékei egyenes arányos növekedést mutattak az expozíció idő növelésével. A hatásmeghatározás vizsgálat mind az *anyag*, mind az *expozíció* faktor és ezek kölcsönhatásának konverzió mértékére kifejtett hatását szignifikánsnak és nagynak mutatta a minták tetején és alján egyaránt.

A monomerkioldódási vizsgálat során a TPF esetén UDMA, BisGMA és TCDMA standard monomereket, míg FOB esetén UDMA és DDDMA monomereket használtunk a kompozitokból kioldódó komponensek beazonosítására. A gyártók által megadott monomereken kívül más dimetakrilátokat is kimutattunk mindkét anyag esetén. A növekvő expozíciós idő jelentősen csökkentette a szabad monomer elúcióját a vizsgált kompozitokból. Mindkét vizsgált anyagnál a BisGMA-t detektáltuk a legnagyobb mennyiségben. Az eluált mennyiség háromszor nagyobb volt a TPF-ből. Ugyan a TEGDMA-t a gyártó nem említi, ennek a dimetakrilátnak a felszabadulása

meghaladta a TPF-ből felszabaduló UDMA mennyiségét, mely hasonló volt mindkét bulk-fillnél. A hatásnagyság vizsgálat mind az *anyag*, mind az *expozíció* faktor, mind ezek kölcsönhatásának monomer elúcióra kifejtett hatását szignifikánsnak és nagyknak mutatta a BisGMA és UDMA monomerekre nézve. TEGDMA és DDDMA esetén csak az expozíció hatását tudtuk vizsgálni, mely TEGDMA esetén szignifikáns és nagy hatást gyakorolt a kioldódásra, de jelentéktelen hatása volt a DDDMA elúcióra.

Mindkét vizsgált anyag esetén a minták polimerizáció utáni térfogata szignifikánsan csökkent, azaz polimerizációs zsugorodás következett be. Azonban a vizsgálati alcsoportok között nem volt kimutatható különbség. A polimerizációs zsugorodási értékek a TPF esetén 1,8-2,1%, míg a FOB anyagnál 2,0-2,5% közé estek. A kompozitokat összehasonlítva csak a 3 s megvilágítás esetén találtunk statisztikailag szignifikánsan alacsonyabb értéket a TPF esetén. A zsugorodást tekintve az *anyag* és az *expozíció* faktor hatása egyaránt jelentéktelennek bizonyult az *anyag* közepes hatásméretével.

A FOB polimerizáció előtti átlagos zárt porozitása 3,5-szer alacsonyabb volt a TPF értékeihez képest. A polimerizáció után ez a különbség 4,5-szeresre nőtt. A polimerizálás előtti és utáni zárt porozitás értékek nem különböztek szignifikánsan a vizsgált csoportok között ugyanazon anyagon belül. Ez alól kivételt képezett a 3 s expozíciójú csoport, melynél a polimerizáció jelentősen fokozta a pórusképződést mindkét kompozitnál. Az *anyag* tényező szignifikáns hatással volt a zárt porozitásra, és hatásnagysága kifejezett. Az *expozíció* faktor azonban jelentéktelenül befolyásolta a porozitást, közepes hatásmérettel.

#### IV.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL HATÁSA AZ AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSGÉRE

A spektrofluorimetriás elemzés alapján mindhárom vizsgált polimerizációs lámpa három LED diódát tartalmazott. Ezek a LED diódák különböző hullámhosszúságú fény kibocsátására képesek. A Bluephase PowerCure 385 nm, 425 nm és 480 nm, míg a Curing Pen-E 400 nm, 435 nm és 475 nm emissziós csúcsokat mutatott. Bár a gyártó nem említi, a LED.D is többdiódásnak bizonyult, emissziós maximumát 420, 460 és 485 nm-en mértük.

A legnagyobb mennyiségű monomer a TEC-ből, majd a TPF-ből, és a legkevesebb a FOB-ből eluálódott minden egyes mintavételi időpontban (3, 10 és 14 nap). Az összevont monomerelúcióra vonatkozóan mind a kompozit típusa, azaz az *anyag* faktor, mind a *polimerizációs protokoll*, valamint ezek kölcsönhatása jelentős hatással volt. A kimutatható komponensek mennyisége szignifikánsan csökkent az áztatási idő növekedésével. A 3 napos kioldódáshoz képest a komponensek mennyisége a 10 napos mintavétel során a felére, a második hét végére pedig közel a tizedére csökkent. A teszt ereje az *anyag*, a *polimerizációs protokoll*, az *áztatási idő* és ezek együttes hatásának tesztelése során 1,0 értéket mutatott, ami azt jelzi, hogy 100%-os valószínűsége van annak, hogy helyesen elutasítjuk a nullhipotézist.

A 3 napos összesített UDMA, BisGMA és EDMAB mennyiségi különbsége csaknem minden esetben szignifikáns volt az eltérő lámpák és beállítások használata során. A komponensek kumulatív elúciója szignifikáns különbséget mutatott a különböző kompozitok között is (kivéve, amikor PowerCure\_3s protokollal polimerizáltunk). Mivel a FOB vizsgálati csoportok között nem szignifikáns különbségek is adódtak, többváltozós elemzést végeztünk, hogy meghatározzuk a lámpatípus és az expozíciós idő

hatását a FOB-ból történő elúcióra. Az expozíciós idő hatása szignifikánsnak bizonyult, de a kioldódást a lámpa típusa nem befolyásolta. Azonban a TPF és TEC esetében a többváltozós elemzés szignifikáns hatást mutatott ki a lámpa típusát és az expozíciós időt illetően is. A legkevesebb komponens a PowerCure\_20s használatakor szabadult fel. Az adott kompoziton belül eluált monomerek aránya független az alkalmazott polimerizációs lámpától. A TPF esetén a kioldott BisGMA aránya magasabb volt (52 %), mint az UDMA (33-35 %), az EDMAB elúció pedig az összes elemzett komponens elúciójának 13-15 %-át tette ki, bár a biztonsági adatlapon ez a toxikus komponens nem szerepel. A FOB több UDMA-t szabadított fel (45-51%), ezt követte a BisGMA (22-25%) (a biztonsági adatlapon nem szerepel), és viszonylag nagy arányban eluálódott az EDMAB (25-32%). A TEC-ből, a FOB-hoz hasonlóan, az UDMA felszabadulás nagyobb mértékű volt (49-52%), ezt követte a BisGMA (41-43%) és az EDMAB kisebb mértékben (7-8%) (a biztonsági adatlapon nem szerepel).

A 10 napos áztatási időszak végére a kompozitokból kioldott komponensek mennyiségének eloszlása megváltozott. A legnagyobb mennyiségű oldott komponenst a TPF-ből, míg a legkevesebb a FOB-ból mértük. Statisztikailag szignifikáns különbséget észleltünk az eluált komponensek mennyiségében a legtöbb lámpa használata során az egyes kompozitok esetén. Az összesített komponenseluáció szignifikáns különbséget mutatott a különböző kompozitok között, kivéve amikor CuringPenE\_3s protokollal polimerizáltuk a TPF és a TEC kompozitokat. A TPF-ből kioldódó molekulaarány enyhe változást mutatott, mint az UDMA (28-29 %) csökkenését és az EDMAB (19-21%) növekedését a 3 napos elúcióhoz képest. A FOB-ból származó kumulatív monomer elúció egy hét után szintén a felére esett, és az UDMA (30-35%) aránya jelentősen csökkent, míg az EDMAB elúció (44-53%) a polimerizációs módtól függetlenül megnőtt. A TEC-ből kioldódó molekulák arányában nem volt jelentős változás. Mind az *anyag*, mind a *polimerizációs protokoll*, mint független tényezők hatása szignifikáns volt a kumulatív monomerkioldódásra, nagy hatásmérettel, az egyes kompozitokon belül, azonban a *polimerizációs protokoll* nem volt kifejezett hatással az eluált monomerek arányára.

A 14 napos mintavételkor az összesített elúció tovább csökkent és továbbra is jelentős különbséget mutatott a különböző kompozitok között. Ismét a FOB mutatta a legkisebb oldékonyságot. A különböző megvilágítás többnyire statisztikailag szignifikáns eltérést eredményezett a kompozitok között. A részleges eta-négyzet is a *polimerizációs protokoll* független változó nagy hatását mutatta. A különböző monomerek arányára viszont nem volt befolyással. A FOB EDMAB elúciója tovább nőtt.

A legalacsonyabb zsugorodási feszültséget a FOB mutatta, míg a TPF és a TEC között nem volt szignifikáns különbség. Mind az *anyag*, mind a *polimerizációs protokoll* jelentős hatást gyakorolt a zsugorodási stresszre. Bár az *anyag x polimerizációs protokoll* kölcsönhatása kisebb hatásméretet mutatott a zsugorodási feszültségre, azt is szignifikánsnak találtuk. A polimerizációs protokollt a lámpa típusa és az expozíciós idő határozta meg. Többváltozós elemzés eredményeként az expozíciós idő nagyobb hatással volt a zsugorodási erőre, mint a lámpa típusa. A két változó közötti kölcsönhatás elhanyagolható. Az összesített zsugorodási feszültség adatok szerint a 3 s expozíciós idő szignifikánsan alacsonyabb értékeket eredményezett a vizsgált anyagtól függetlenül, ám a fokozott monomerkioldódás alacsonyabb konverzióra utal, mely amúgy a zsugorodási feszültséggel inverz korrelációban van. A TPF és TEC zsugorodási feszültsége között nem találtunk szignifikáns különbséget egyik vizsgált polimerizációs protokoll esetén sem.

#### IV.5 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA A MONOMERKIOLDÓDÁSRA ÉS A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓRA KONVENCIONÁLIS ÉS TERMOVISZKÓZUS BULK-FILL KOMPOZITOK ESETÉN

A LED lámpa mért maximális sugárzási kibocsátása  $1250 \pm 15 \text{ mW/cm}^2$ . A leadott sugárterhelés  $25 \text{ J/cm}^2$ . A lámpa átlagosan  $7^\circ\text{C}$ -kal növelte a hőmérsékletet, amikor a hőelemet 20 s-ig világítottuk az üres, 4 mm mély sablonon keresztül. Az ajánlott melegítési idő után a készülékből eltávolított FOB valós hőmérséklete a várt  $55^\circ\text{C}$  helyett  $46^\circ\text{C}$ , míg a VCB kompozit  $65^\circ\text{C}$  helyett  $60^\circ\text{C}$  volt. A FOB hőmérséklete  $32,4^\circ\text{C}$ -ra csökkent a formába töltés és a kondenzáció során (első fázis), így a teljes hőmérséklet-csökkenés az előmelegítéstől a polimerizáció kezdetéig körülbelül 20 s alatt  $13,6^\circ\text{C}$  volt. A polimerizáció során (második fázis) az exoterm reakció és a lámpa által leadott hő  $4^\circ\text{C}$ -kal emelte a kompozit hőmérsékletét. A termoviszkózus VCB hőmérséklete  $34^\circ\text{C}$ -ra csökkent az első fázisban, így a teljes hőmérsékletesés az előmelegítéstől a polimerizáció kezdetéig  $26^\circ\text{C}$  volt. A polimerizáció alatti hőmérséklet-emelkedés  $4,4^\circ\text{C}$  volt.

A 4 mm vastag minták tetején és alján mért átlagos konverziós értékek  $54,2\text{-}64\%$ , illetve  $45,0\text{-}51,8\%$  között mozogtak, ám a minták alján statisztikailag szignifikáns csökkenést mutattak mindkét anyag esetén. A VCB mintákon a két hőmérsékleti beállítás között nem volt jelentős különbség, míg a FOB alján mért konverzió előmelegítés után szignifikánsan alacsonyabb volt. A két bulk-fill kompozit összehasonlításakor a szobahőmérsékletű VCB statisztikailag szignifikánsan alacsonyabb ( $\sim 10\%$ -kal kevesebb) konverziós fokot mutatott. Az előmelegítést követően csak a minták tetején volt szignifikánsan alacsonyabb az átalakulás. A legalacsonyabb értékeket mindkét vizsgált kompozitnál a minták alján mértük előmelegítést követően. Az *anyag* hatása csak a szobahőmérsékletű minták tetején és alján mért konverzióra volt szignifikáns hatással, ezzel szemben a *hőmérséklet* csak a FOB minták aljának konverzióját befolyásolta.

A monomerkioldódást tekintve a gyártók által közzétett monomereken kívül más dimetakrilátokat is kimutattunk mindkét anyagból. A FOB és VCB közti monomerelúciós különbségek szignifikánsak voltak szobahőmérsékleten és előmelegítés után is az UDMA és BisGMA esetén, míg a DDDMA hasonló mennyiségben szabadult fel a két anyagból. Szobahőmérsékleten 30-szor annyi UDMA, illetve 2,5-szer annyi DDDMA szabadult fel az FOB-ból, míg 10,5-szer több BisGMA oldódott ki a VCB-ből. Ez utóbbi volt a legnagyobb mennyiségben felszabaduló monomer. Az előmelegítéssel 7,5-szer annyi UDMA eluálódott a FOB-ból, míg 25-ször több BisGMA szabadult fel a VCB-ből. FOB esetén az előmelegítés jelentősen csökkentette az eluált monomerek mennyiségét, míg a VCB esetében a hőmérséklet nem igazán befolyásolta az oldódást. Bár a szobahőmérsékletű és előmelegített mintákból kioldódott monomerek sorrendje azonos a FOB-ból, a mennyiség fele (UDMA, DDMA) illetve egyharmada (BisGMA) volt mérhető az előmelegített mintáknál. A VCB tekintetében mind a sorrend, mind a felszabaduló monomerek mennyisége azonos volt a szobahőmérsékletű és az előmelegített mintákból, kivéve a TEGDMA-t, amelyből szignifikánsan alacsonyabb elúciót detektáltunk az előmelegített mintákból. Az *anyag* és a *hőmérséklet* független változók szignifikáns hatással voltak a monomerkioldódásra.

#### IV.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS ÉS BULK-FILL KOMPOZITOK MONOMER ELÚCIÓJÁRA ÉS POROZITÁSÁRA

A polimerizációhoz használt LED lámpa maximális kilépési sugárzási teljesítménye  $1250 \pm 15 \text{ mW/cm}^2$  volt, így mindegyik kompozit minta egy adott rétege a 20 s expozíció révén  $25 \text{ J/cm}^2$  sugárterhelést kapott. A mikro-CT felvételek kiértékelése a belső légzárványok térfogatát a minták teljes térfogatához viszonyítva nagyobbak mutatta az előmelegítést követően mindegyik vizsgált anyagban. A bulk-fill minták (FOB < VCB) porozitása alacsonyabb volt, mint a rétegzett kompozitoké (ESQ < FZ < GP < EP). A porozitást szignifikánsan befolyásolta az anyag összetétele és polimerizáció előtti hőmérséklete.

A monomerkiodódás erős gyártmányfüggő mintázatot mutatott, azaz a kompozit összetétele jelentős hatást gyakorolt rá. A legnagyobb mennyiségű monomer a GP-ból (UDMA) szabadult fel, ezt követte a VCB (BisGMA), majd az EP (DDMA, UDMA) és az ESQ (BisGMA, TEGDMA). A legkisebb elúciót ugyanazon gyártótól származó FZ konvencionális, és FOB bulk-fill kompozitból detektáltuk (kevesebb, mint  $1 \text{ nmol monomer/1 mg kompozit}$ ). A standard monomerekkel beazonosított komponensek szignifikánsan alacsonyabb mennyiségben voltak jelen az előmelegített bulk-fill minták (FOB, VCB) oldataiban, kivéve a DDMA a VCB-ben és az UDMA a FOB-ban. A nem előmelegített mintákhoz képest a FOB monomer elúciója  $\sim 50\%$ -kal, míg a VCB esetén  $15\text{-}20\%$ -kal volt alacsonyabb. A rétegzett kompozitoknál azonban ellentétes tendencia volt megfigyelhető, ugyanis monomer kibocsátásuk előmelegítés hatására fokozódott (GP\_55-ben  $35\%$ -kal, FZ\_55-ben  $25\text{-}30\%$ -kal, ESQ\_55-ben  $15\text{-}20\%$ -kal, EP\_55-ben  $30\text{-}35\%$ -kal).

Az általánosított lineáris modell statisztikailag szignifikáns hatást mutatott mind az *anyag*, mind a *hőmérséklet*, valamint ezek kölcsönhatása esetén is, nagy hatásmérettel.

## EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI

### IV.7 A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ FOKA ÉS A PULPA IN VITRO HŐMÉRSÉKLET-EMELKEDÉSE FOLYÉKONY ÉS TÖMÖRÍTHETŐ HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL ÉS RÖVID ÜVEGSZÁL MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZITOK POLIMERIZÁLÁSA SORÁN

Az  $1170 \pm 15 \text{ mW/cm}^2$  besugárzási teljesítményt a 6 mm átmérőjű sablon  $930 \text{ mW/cm}^2$ -re, a leadott energiát pedig a minták tetején ötödére csökkentette. A kavitást szimuláló üres 2 és 4 mm mély sablonon keresztüli megvilágítás során a sugárterhelés  $42$  és  $63\%$ -kal csökkent. A polimerizációs lámpa a 2 mm mély, üres sablonon keresztül 20 és 40 s expozíciós idő esetén  $2,7$  és  $5,1^\circ\text{C}$ -kal emelte a pulpális hőmérsékletet. A hőmérsékletek közti különbség statisztikailag szignifikánsnak bizonyult. A hőmérséklet-változás szignifikánsan kisebb volt a 4 mm mély, üres sablon esetén ( $1,9^\circ\text{C}$ ), mint a 2 mm-es sablont alkalmazva ( $2,7^\circ\text{C}$ ). A polimerizációs lámpa által okozott hőmérséklet-emelkedés a pulpakamrában szignifikánsan alacsonyabb volt, mint a kompozitok által okozott exoterm hőhatás. Az exoterm hőmérséklet-változás a vizsgált anyagokban, 2mm dentinen keresztül a következőképpen alakult: EverX Flow/4mm ( $6,3^\circ\text{C}$ ) > EverX Posterior/4mm ( $5,2^\circ\text{C}$ ) > SDR Flow+/4mm ( $4,8^\circ\text{C}$ ) > Filtek Supreme Flowable/2mm ( $4,1^\circ\text{C}$ ) > Filtek One Bulk Fill/4mm ( $3,1^\circ\text{C}$ ) > Filtek Z250/2mm ( $2,5^\circ\text{C}$ ). Általánosságban elmondható, hogy 20 s expozíciós idő mellett az alacsony viszkozitású kompozitok szignifikánsan nagyobb pulpális hőmérséklet-változást idéztek elő, mint a tömöríthető verzióik. A rövid üvegszál-megerősítésű kompozitok jelentősen megemelték a pulpakamra

hőmérsékletét. A folyékony anyagoknak hosszabb idő kellett a hőmérsékleti maximum eléréséhez, de ez csak a bulk-fill kompozitok esetén volt szignifikáns. Azonban a kezdeti hőmérsékletre való visszatérés ideje minden alacsony viszkozitású kompozitnál szignifikánsan rövidebb volt. A hagyományos kompozitok esetén a dupla expozíciós idő hatását is teszteltük. A duplájára emelt (40 s) megvilágítási idő szignifikánsan növelte a hagyományos kompozitok átlagos hőmérsékletét. Az exoterm reakció FZ esetén  $3,5^{\circ}\text{C}$ , a FSF esetén pedig majdnem a duplája ( $6,1^{\circ}\text{C}$ ) hőmérséklet-emelkedést okozott. Bár az expozíciós idő megduplázódott, a hőmérséklet elérésének ideje nem, csak a kiindulási hőmérséklet visszanyeréséig eltelt idő volt kétszeres a 20 s-hoz képest. A rétegvastagság hatásának vizsgálatát a bulk-fill és üvegszállal erősített anyagok esetén végeztük el. A 4 mm-ben alkalmazott anyagok szignifikánsan nagyobb hőterhelést jelentenek a pulpa számára, főleg a folyékony kompozitok, illetve az üvegszálal anyagok. A fény gyengülésének mértéke a 2 mm-es és 4 mm-es mintákon keresztül szignifikánsnak bizonyult.

A tömöríthető hagyományos és az összes 4 mm rétegvastagságban vizsgált minta tetején szignifikánsan magasabb polimerizációs fokot lehetett mérni, mint az alján, ami arányos a csökkent besugárzási energiával. A legmagasabb konverziót a rövid üvegszálal anyagok mutatták. A 40 s expozíciós idő növelte a konverzió mélységét, így a FZ minták tetején (69%) és alján (67%), valamint a FSF minták tetején (77%) és alján (74%) mért értékek között nem volt szignifikáns különbség.

A hatásnagyság vizsgálat alapján az exoterm hőmérséklet-emelkedés és a polimerizáció mértéke főleg anyagfüggő paraméterek. A maximális hőmérséklet eléréséhez szükséges idő nem mutatott szignifikáns összefüggést az alkalmazott rétegvastagsággal, azonban a kiindulási hőmérséklet visszanyeréséhez szükséges idő háromszor hosszabb volt a vastagabb (4 mm) minták esetén. A hőmérséklet emelkedése és a leadott energia nem volt arányban a 2 és 4 mm-es mintáknál.

#### IV.8 A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK, VALAMINT A MŰGYANTA ALAPÚ ADHEZÍV CEMENTEK TÍPUSÁNAK HATÁSA A KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA

A LED polimerizációs lámpa mért teljesítménye  $1550 \pm 15 \text{ mW/cm}^2$  volt. A sugárterhelés 40 s expozíciós idővel  $62 \pm 0,6 \text{ J/cm}^2$  volt. Az üres 2,0 mm, 2,5 mm, 3,0 mm és 3,5 mm mély sablonon keresztül a leadott fényenergia 42, 45, 48, illetve 51%-kal csökkent. A 2,0 mm, 2,5 mm, 3,0 mm és 3,5 mm vastag kerámiablokkok tovább csökkentették a szenzorra eső fényenergiát, sorrendben 67, 70, 73 és 76%-kal. Az üres sablonokon keresztül a polimerizációs lámpa hőhatása szignifikánsan nőtt a dentinvastagság csökkenésével. A 2 mm-nél vékonyabb dentin esetén, üregmélységtől függetlenül, a hőemelkedés meghaladta a pulpakárosodás küszöbértékét. A sablonba helyezett ragasztó nélküli kerámia betétek a 40 s megvilágítás során, bár jelentősen csökkentették a hőmérsékletet, vastagságuk kisebb jelentőséggel bírt, mint a dentiné. A ragasztó nélküli kombinációk egyike sem haladta meg a kritikus  $5,5^{\circ}\text{C}$  küszöbértékét. A D1,0-C3,5 dentin-kerámia vastagság mutatta szignifikánsan a legmagasabb értéket ( $4,1^{\circ}\text{C}$ ), míg a legalacsonyabbat ( $2,3^{\circ}\text{C}$ ) a legvastagabb dentinnél (D2,5-C3) detektáltuk. Ragasztóval együtt vizsgálva azonban jelentősen megemelkedett az intrapulpális hőmérséklet a kompozit bázisú anyagok exoterm polimerizációja miatt, meghaladva a küszöbértékét. Míg a ragasztócsoportokon belül az egyes dentin-kerámia vastagság kombinációk között statisztikailag

szignifikáns különbségek adódtak, addig az anyagok között szignifikáns eltérést nem találtunk. A legkritikusabb értékeket az 1-1,5 mm dentinnél mértük ismét. A hatásnagyság elemzés alapján a dentinvastagság fejtette ki a legnagyobb hatást a termális változásra, ezt követte a ragasztóanyag típusa. A *dentinvastagság*, mint független faktor hatása nagynak az *anyagtípusé* közepesnek tekinthető. Bár az általános lineáris modell eredménye szerint a *kerámiavastagság* hatása nem jelentős, a hatásnagyság vizsgálat közepes befolyást mutatott. A vizsgált független tényezők interakciója jelentéktelen hatású. A lineáris görbeillesztési modell lehetővé tette a hőmérséklet-változás előrejelzését a befolyásoló faktorok viselkedésének függvényében. A determinációs együttható a dentin- és kerámiavastagságra nézve magas értéket mutatott, ami a dentin- illetve kerámiavastagság csökkenésének erős befolyását jelzi a pulpális hőemelkedésre; eközben a ragasztók determinációs együttható értéke csupán 1% volt. A dentin hőkapacitása 86%-kal nagyobb, mint a kerámiáé, hővezetőképessége viszont körülbelül 24%-kal alacsonyabb.

#### IV.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN

A sugárterhelés csökkenése jelentős volt az összes vizsgált kerámia vastagságon keresztül (0,3 mm - 30%, 0,5 mm - 40%, 0,7 mm - 50%, 1,0 mm - 60%), melyek között szintén statisztikailag szignifikáns volt a különbség. A polimerizációs lámpa hőleadása (héj és ragasztó nélkül) 9°C-os intrapulpális hőemelkedést eredményezett. A héjak közbeiktatása (ragasztó nélkül), azok vastagságával fordítottan arányosan korlátozta a termális hatást. Az 1mm vastag héj a lámpa által okozott hőhatást 2,5°C-kal, a 0,7 mm-es 2,3°C-kal, a 0,5 mm-es 1,3°C-kal és a 0,3 mm 1,1°C-kal csökkentette. Összességében a legnagyobb hőmérséklet-emelkedést az előmelegített kompozitok okozták. Az előmelegített anyagok között statisztikailag szignifikáns különbséget találtunk, amikor a 0,3 mm-es, 0,7 mm-es és 1,0 mm vastagságú kerámia héjakat ragasztottuk. Általánosságban az előmelegített anyagok 3-3,5°C-kal növelték a pulpa hőmérsékletét, amint a cement a fogfelszínhez ért. A kompozit fűtőberendezésből való eltávolítása és a fogfelszínre való felhordása között 3-4 s telt el, és további 6-7 s-ra volt szükség a héj felhelyezésére a polimerizáció előtt. A legkisebb termális hatást a fényre kötő adhezív cement (VE\_LC) okozta. A ragasztóanyagok által kiváltott intrapulpális hőmérséklet-emelkedés összevetésében többnyire minden kerámia vastagság esetén szignifikáns különbségek mutatkoztak. Ha a különböző vastagságú kerámia héjak esetén vetjük össze a hőemelkedést, akkor azt mondhatjuk, hogy az előmelegített EQ\_55°C esetén nem számított a kerámia vastagsága. A másik előmelegített kompozitnál (FOB\_55°C), illetve a kettős kötő adhezív cementnél (VE\_DC) csak a 0,3 mm vastag kerámia esetén tért el a hőemelkedés szignifikánsan a többi vastagsághoz képest. Ezekről eltérően a VE\_LC esetén jelentős különbségek adódtak a hőemelkedésben, attól függően milyen vastag kerámiát ragasztunk, kivéve a 0,5 és a 0,7 mm összevetésében. A VE\_LC a 0,5 mm, 0,7 mm és 1 mm-es héjakkal együtt a lámpa hőhatásához képest alacsonyabb termális hatást fejtett ki, hőszigetelő hatással bírt a lámpa hőleadásával szemben. Ha hasonló összevetést alkalmazunk a ragasztóanyagok között a kerámiavastagság függvényében, megállapíthatjuk, hogy egyedül a 0,5 mm vastag kerámia héj előmelegített anyagokkal történő ragasztásakor nincs különbség a hőmérséklet-emelkedésben, míg az összes többi összehasonlítás szignifikáns eltéréseket mutatott. A vegyes ANOVA-modell szerint az *anyag* és a *hőmérséklet* független tényezők szignifikáns hatást fejtettek ki a pulpális hőmérséklet-változásra, és a hatásnagyság mindkét esetben nagynak tekinthető. A két tényező kölcsönhatása nem

mutatott szignifikáns hatást. A magas determinációs együttható érték az exponenciális regressziós egyenesekhez való nagyon szoros illeszkedést mutatta.

#### IV.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

A minták méretét tekintve felületük  $102,1 \text{ mm}^2$ , térfogatuk pedig  $78,5 \text{ mm}^3$  volt. A bulk-fill kompozit minták átlagos tömege  $167,3 \pm 7,1 \text{ mg}$  volt, a szobahőmérsékletű és az előmelegített minták közti szignifikáns különbség nélkül. Ezzel szemben a szobahőmérsékletű, rétegzett hagyományos kompozitok tömege (átlag:  $160,8 \pm 7,4 \text{ mg}$ ) szignifikánsan nagyobb volt, mint az előmelegített (átlag:  $118,8 \pm 5,6 \text{ mg}$ ) mintáké. A három kolorimetriás sejttotoxicitási teszt során egybehangzó eredményt tapasztaltunk a vizsgált szobahőmérsékletű és előmelegített kompozitok toxikus hatására vonatkozóan. Mindent egybevetve az egyes kompozit típusok jelentős toxikus hatást gyakoroltak a pulpális sejtekre. A vizsgált kompozitok polimerizáció előtti hőmérséklete nem volt hatással a sejtek életképességére, bár a VCB a különböző vizsgálati módszerek alkalmazása során ellentmondásos eredményeket mutatott.

A WST-1 festés a sejtek életképességének statisztikailag szignifikáns csökkenését mutatta 48 órával a kompozit expozíciót követően, minden kompozit típusnál. A legrosszabb értéket az ESQ\_RT és az ESQ\_PH mintáknál tapasztaltuk, melyek a TEGDMA letális dózisainak ( $3 \text{ mM}$  és  $6 \text{ mM}$ ) toxikus hatásával statisztikailag hasonló értékeket mutattak. Az FZ, FOB és SDR esetében megfigyelt sejtelhalás szignifikánsan nagyobb volt a negatív kontrollhoz képest, de hasonló volt egymáshoz viszonyítva. A termoviszkozus VCB volt az egyetlen kompozit, melynél a sejtek életképességében szignifikáns csökkenést észleltük a szobahőmérsékletű VCB alkalmazásakor.

Az MTT-vizsgálat eredményei megerősítették a WST-1 festés megállapításait. Minden vizsgált anyag jelentős csökkenést okozott a sejtek életképességében a kezeletlen kontrollhoz képest, függetlenül az alkalmazott előpolimerizációs hőmérséklettől. Ennél a tesztnél is az ESQ\_RT és ESQ\_PH expozíció esetén mutatkozott a leg súlyosabb toxikus hatás, míg a VCB itt a többi vizsgált kompozithoz hasonló eredményt adott..

Az LDH-teszt a WST-1 és az MTT-tesztekhez képest eltérő eredményeket mutatott. A sejtmembrán integritásának csökkenését tükrözi a laktát-dehidrogenáz enzim fokozott felszabadulása az ESQ és VCB kompozitoknak kitett pulpasejtekből. Az FZ, FOB, SDR és a pozitív kontroll között nem találtunk különbséget. Az ESQ\_RT nagy mennyiségű LDH felszabadulást idézett elő, amely szignifikánsan magasabb volt az abszolút letális dózissal számító  $6 \text{ mM}$  TEGDMA oldat hatásánál. Az ESQ\_PH és a VCB\_PH a  $6 \text{ mM}$  TEGDMA-hoz hasonló eredményeket adott. Statisztikailag szignifikáns különbséget csak a VCB csoportok között találtunk (RT vs. PH), miszerint ennek az anyagnak az előmelegítése rontja a biokompatibilitást. A többváltozós varianciaanalízis kimutatta, hogy a sejtek életképessége alapvetően a minta *anyag típusától* függ, hatása nagynak tekinthető. A polimerizáció előtti *hőmérséklet* hatása azonban nem volt szignifikáns egyik tesztnél sem. Az *anyag x hőmérséklet* kölcsönhatás csak az LDH teszt eredményeinél mutatott szignifikáns befolyást. A minták függesztésére használt varrófonál befolyásoló hatása statisztikailag nem tért el a kezeletlen kontrolltól.

#### IV.11 MÉLY MOD ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL- MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLATA

A teljes határfelülethez képest a legnagyobb résképződést a rétegzett EverX mutatta, míg az egyben behelyezett SDR-bulk esetén nagyon kedvező volt a tömőanyag falhoz való illeszkedése. Nem találtunk statisztikailag szignifikáns eltérést a rétegzett és a bulk-fill csoportok között. A rétegzéssel behelyezett töméseknél azonban szignifikánsan nagyobb mértékű adhézióvesztést tapasztaltunk, mint az egyben behelyezett töméseknél. A kialakult rések mértékét tekintve azonban eltérő eredményeket kaptunk a lokalizáció függvényében. Anyagtól és technikától függetlenül a pulpális falon kijelölt határfelület teljes vonalán, azaz 100%-ban adaptáció hiány volt detektálható az adhezív réteg és a kompozit tömőanyag között. Az oldalfalon az SDR\_Bulk 0%, az EverX\_bulk és G-aenial\_rétegzett 40%, míg az EverX\_rétegzett 70%-nyi résképződést mutatott. A pulpális fali résekkel ellentétben az oldalfalon a tapadás elégtelensége az adhezív réteg és a dentin között jött létre. A 3D elemzés szerinti belső pórusok aránya a teljes kompozit volumenéhez viszonyítva a rétegzett tömésekben statisztikailag szignifikáns mértékben meghaladta a bulk töméseket. Azonban a rétegzett csoporton belül sem és a bulk csoport esetén sem volt szignifikáns különbség. Az egyváltozós varianciaanalízis az *anyag* (kompozit típusa) és a *töméstechnika* belső adaptációra kifejtett szignifikáns hatását mutatta ki. A részleges eta-négyzet közepesen nagyra bizonyult. A két független változó interakciója nem volt hatással a résképződésre. A konverziós fok a kompozit tömések tetején 77,1–90,7%, közepén 75,9–87,8% és alján 74,3–83,2% között mozgott. A legmagasabb konverziós értékeket a G-aenial érte el. Az EverX kompozit mindkét töméstechnikával a tömés teljes mélységében hasonló konverziót mutatott. A minta alján és tetején mért konverzió aránya (R-DC) a rétegzett EverX-nél 98,7%, az EverX\_Bulk töméseknél 96,4% volt, ami igen magas polimerizációs mélységet jelent, bár a többi csoporttal összehasonlítva a minták alján az EverX\_Bulk mutatta a legalacsonyabb konverziós értéket. A rétegesen tömött G-aenial aránya (91,7%) hasonlóan alakult, mint a bulk-fill SDR töméseké (91,5%) és konverziós értékeik a minták alján szignifikánsan alacsonyabbnak bizonyultak, mint a tetején. Az anyag hatásnagysága kifejezett volt a tömések tetején, ezt követte a középső régióban mért konverzióra vonatkozó teszt eredménye, majd a tömések aljáé. A részleges eta-négyzet mindegyik régióra vonatkozóan az anyag közepesen nagy befolyását jelezte. A *mélység* (teteje, közepe, alja régiók), mint konverziót befolyásoló faktor szignifikáns hatást fejtett ki az SDR töméseknél és a G-aenial-nál közepesen nagy részleges eta-négyzet értékkel. A *mélység* hatása az EverX töméseknél irrelevánsnak bizonyult. Az összes vizsgált csoportra vonatkozóan a Pearson korrelációs együttható szerint a belső adaptáció és a konverzió közti kapcsolat gyenge és inszignifikáns, míg a töméstechnika (bulk vs. rétegzett) erős kapcsolatot mutat a belső adaptációval és gyengét a konverzióval. Mivel a két egyben behelyezett tömőanyag konzisztenciája (EverX tömöríthető, SDR folyékony) eltért egymástól, a Pearson korrelációs tesztet lefuttattuk a konzisztencia belső adaptációval és konverzióval való kapcsolatára vonatkozóan is. Az eredmények erős összefüggést mutattak az adaptációval, míg közepeset a konverzióval. Mind az adaptáció, mind a konverzió előnyösebb, ha folyékony kompozitot alkalmazunk.

## IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI

IV.12 DIREKT KOMPOZIT RESTAURÁCIÓK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE  
VITÁLIS ÉS GYÖKÉRKEZELT POSZTERIOR FOGAKBAN

Retrospektív klinikai vizsgálatunkban összesen 597 poszterior II. osztályú direkt kompozit tömést értékeltünk 8,6 ± 2,3 év átlagos megfigyelési idő után. A visszahívási arány 78% volt, a lemorzsolódási arány pedig 66% volt a beválogatási és kizárási kritériumok szerint, így végül 245 páciens direkt kompozit restaurációját értékeltünk. A Cohen kappa statisztika szerint a vizsgálón belüli (0,76 és 0,79 kappa-érték) és a vizsgálók közötti (0,84 kappa-érték) egyezés kiválónak bizonyult. Vitális fogakba 485, míg gyökérkezelt fogakba 112 kompozit tömés készült. A teljes, 13 éves viselési időszak alatt a vitális (98,97%) és gyökérkezelt (76,8%) fogak töméseinek túlélése között szignifikáns eltérés mutatkozott, ugyanis a vitális fogak töméseiből csupán 5 (1,03%) bizonyult elfogadhatatlannak, míg a gyökérkezelt fogak esetén 26 (23,2%) tömést értékeltünk sikertelennek. A sikertelenség okai között szerepelt a szekunder kariesz és a restauráció törése, míg gyökérkezelt fogak esetén, magas becsült relatív kockázattal, előbbi meghibásodásokhoz még vertikális gyökértörés, csücsöktörés és adhézíóvesztés is társult. Minden „C” minősítést kapott restauráció sikertelennek minősült. Az extrakcióval járó vertikális gyökértörést katasztrofális kudarcnak tekintettük, ezért az ilyen restaurációt kizártuk a további értékelésből. Az éves sikertelenségi arány vitális fogakban 0,08%, illetve gyökérkezelt fogakban 1,78% volt. A gyökérkezelt fogak esetén a csücsöktörés becsült valószínűsége 4,5%, a vertikális gyökértörés esetén pedig 8,9% volt. Gyökérkezelt fogak esetén a meghibásodás kockázati hányadosa 25,3-szoros volt, míg okklúziós stresszel társuló parafunkció esetén 37,1-szeres.

## IV.13 LÍTIUM-DISZILIKÁT KERÁMIA ÉS INDIREKT KOMPOZIT BETÉTEK RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE

A beválogatási és kizárási kritériumok szerint 91 felnőtt beteg inlay/onlay/overlay (125 LidiSi és 73 kompozit) betétjét értékeltük az átlagosan 7,8 ± 3,3 év megfigyelési idő után. A visszahívási arány 81,0% volt, a lemorzsolódási arány pedig 33%. Összesen 18 (19,8%) férfi 63 (31,8%) foggal és 73 (80,2%) nő 135 (68,2%) foggal került be a mintába. A klinikai értékelés során mind a megfigyelőn belüli (kappa érték 0,77 és 0,79), mind a megfigyelők közötti (kappa érték, 0,82) egyezés kiválónak bizonyult. A restaurációk túlélése a regisztrációs időszak alatt 92,4% volt (LidiSi 96,8%; kompozit 84,9%). A 198 restaurációból 15 volt sikertelen, így a teljes sikertelenségi arány 7,6%. A LidiSi restaurációk sikertelenségi aránya 3,2%, míg a kompozitoké 15,1% volt. Az egy évre vonatkoztatható sikertelenségi arány 0,5% volt (LidiSi 0,2%; kompozit 1,0%). A sikertelenség oka mindkét restaurációtípus esetén a szekunder kariesz (1,0%), a restauráció (onlay csücsök) törése (2,0%) és endodonciai szövődmény (1,5%) volt, míg súlyos marginális résképződés (2,0%) és retencióvesztés (0,5%) csak a kompozit esetén volt megfigyelhető. A fog törését (0,5%) csak a LidiSi restauráció esetén tapasztaltuk. A meghibásodások előfordulását befolyásolta a pácienssel kapcsolatos faktorok közé tartozó nem kielégítő szájhigiénia és az okklúziós stressz jelenléte, míg a restauráció eredetű kockázati tényezők közül az anyag (kompozit) és a restauráció kora. A LidiSi restaurációk esetében a leggyakoribb hiba (B és C kód együtt) a széli elszíneződés (38,8%) volt, amelyet a marginális résképződés (7,2%) és a restauráció törése (törés és kisebb lepattanás) (2,4%) követett. A többi kritériumot illetően a LidiSi

restaurációk esetén nem találtunk hibát. A kompozit betéteknél azonban a vizsgált paraméterek közül több esetben is szignifikánsan rosszabb eredményeket kaptunk. A leggyakoribb hiba (B és C kód együtt) az anatómiai forma romlása (fokozott kopás) volt (61,3%), amelyet a felületi érdesség (vagy a fényesség elvesztése) (58,1%), a marginális elszíneződés (54,8%), a széli résképződés (28,8%), a színeltérés (22,6%), az approximális érintkezések elvesztése (9,7%) és a restauráció törése (törés és kisebb lepattanás) (6,8%) követett. Az anyagtípus (különösen a kompozit), mint kockázati tényező jelentős hatást gyakorolt a felületi érdességre, az anatómiai forma elvesztésére, a széli rész kialakulására, a színeltérésre és a kontaktpont elvesztésére. Bár a restauráció anyaga szignifikánsan befolyásolta több vizsgált kritérium változását, a szájhigiéncia és a széli elszíneződés között erősebb korrelációt találtunk (esélyhányados: 11,6), ami csökkentette az anyag hatásának erejét a többváltozós modellben. A szájhigiéncia szignifikánsan jobbnak bizonyult a női betegeknél, mint a férfiaknál. A bruxizmussal összefüggő okklúziós stressz, mint a beteggel kapcsolatos kockázati tényező, nagyon gyenge hatással volt a restauráció törésére (esélyhányados: 0,9), függetlenül a restauráció anyagától. A LidiSi betétek több mint 50%-a túltea a megfigyelési időszakot meghibásodás nélkül, míg a kompozitok esetében ez az arány csak 10% volt. Általában a többi LidiSi betétnél az értékelt kritériumok közül 1 romlott, míg a kompozitok esetében gyakrabban fordult elő 2-6 kritériumban romlás egy restauráción belül.

#### IV.14 FELSŐ FRONTFOGAK TÖRÉSÉT ÉS DIASZTÉMÁJÁT RESTAURÁLÓ DIREKT KOMPOZIT TÖMÉSEK MINŐSÉGÉNEK ÉS BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐINEK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV ÉRTÉKELÉSE

Tanulmányunkban 65 felnőtt páciens összesen 163 frontfogba készült direkt kompozit restaurációját értékeltük. A követési idő 5 és 10 év között változott, az átlagos megfigyelési idő 7,2 ( $\pm 1,4$ ) év volt. A visszahívási arány 79%. A vizsgálón belüli (0,77 és 0,79-es kappa érték) és a vizsgálók közötti (0,82-es kappa érték) egyezés kiválónak mondható. A javítást vagy cserét igénylő restaurációkat klinikailag sikertelen esetnek tekintettük, és az elemzésben kudarcként rögzítettük. Ha egy restauráció a vizsgálat előtt meghibásodott, a páciens esettörténeti dokumentuma alapján rögzítettük a meghibásodás dátumát és okát. A 163 restaurációból 19-et (11,66%) minősítettünk elfogadhatatlannak. Két sikertelen esetenél egyszerre két elfogadhatatlan meghibásodás is jelen volt, így az elfogadhatatlan elváltozások száma 21. Az éves sikertelenségi arány az átlagos megfigyelési időszakban 1,43% volt. A sikertelenség okai között szerepelt a restauráció törése, színeltérés és széli elszíneződés. Az összesített túlélés a megfigyelési időszak alatt 88,34% volt. A Filtek Supreme XT és az Enamel Plus HFO esetén a sikertelenségi arány 10 év után 12,8%, illetve 12,9% volt, a sikertelenség előfordulásának ütemében nem volt szignifikáns különbség az anyagok között.

A Filtek Supreme XT nanofill restaurációk esetén szignifikánsan magasabb volt az elszíneződés aránya és a színeltérés miatti sikertelenség kockázata 8,3-szor volt magasabb, mint a mikrohibrideké. Eközben az Enamel Plus HFO mikrohibrid tömések gyakrabban törtek és 3,7-szer volt nagyobb a lepattanás miatti meghibásodás kockázata. A restauráció lepattanásának vagy törésének előfordulása a behelyezést követő egy éven belül 57,1% volt. Összesen 103 (63,2%) restaurációt fogadtunk el kimutatható elváltozás nélkül, és 60 (36,8%) esetben legalább 1 detektált elváltozást találtunk. A leggyakoribb hibák a színeltérés (9,2%) és a restauráció törése (8,6%) voltak. Az esetek 8,6%-ában a restauráció szélén enyhe vagy nyilvánvaló elszíneződést észleltünk, 3,7%-ban pedig kisebb résképződést találtunk a tömés

peremein. A felületi fényesség elvesztését vagy enyhén érdes felületet 6,1%-ban tapasztaltunk. Csak egy fog (0,6%) mutatott érzékenységet a vizsgálat során. A fog törése, a restauráció vagy az antagonista fog kopása és a szuvasodás kategóriában mind a 163 restauráció minőségi romlás nélkül volt elfogadható. A vizsgált fogak egyike sem igényelt endodonciai kezelést a vizsgálati időszak alatt. Az elfogadhatónak ítélt meghibásodások előfordulási aránya hasonló volt a vizsgált két anyag esetén (Filtek Supreme XT: 32,1%; Enamel Plus HFO: 32,9%). A defektus típusát vagy a restauráció méretét figyelembe véve a hibák előfordulása nem különbözött szignifikánsan. Megfigyeltük továbbá, hogy az italfogyasztási szokások, mint a tea/kávé/kóla fogyasztása statisztikailag szignifikánsan gyakrabban vezetett a tömés elszíneződéséhez. Azonban sem a dohányzás, sem a bruxizmus nem befolyásolták egyik meghibásodási forma kialakulását sem.

#### IV.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY

Esetsorozat tanulmányunkban 36 palatinális direkt kompozit héjból és 42 labiális kerámia héjból álló szendvics-restaurációt készítettünk és értékeltünk 6 felnőtt betegben, akiket erózió és/vagy attríció okozta lokalizált anterior foganyagvesztéssel diagnosztizáltunk. A páciensek átlagéletkora 26,7 év volt a restaurációk behelyezésekor. Az átlagos követési idő a palatinális héjak esetében 23,7 hónap, míg a labiális héjak esetében 21,7 hónap volt. A restaurációk értékelésénél a Cohen-féle kappateszt alapján mind a vizsgálók közötti (kappa érték 0,79), mind pedig a vizsgálókon belüli (kappa értékek 0,82 és 0,80) értékek kiváló egyezést mutattak. Fonetikai nehézségek minden betegnél jelentkeztek, de rövid beszélgetés (5-10 perc) után ez már egyáltalán nem volt érzékelhető. A poszterior fogak spontán kompenzatórikus erupciójának progressziója és sorrendje szinte ugyanazt a mintázatot mutatta az összes résztvevő beteg esetén. Közel négy hét elteltével szoros érintkezések alakultak ki a premoláris és moláris fogak között. Minden beteg megszokta az okklúzió új vertikális dimenzióját anélkül, hogy temporomandibuláris rendellenesség tüneteit mutatta volna. Két páciens esetében viszont a bruxizmus továbbra is jelen volt, bár nem fokozódott. A bruxizmus káros következményeinek csökkentése érdekében ezek a páciensek kiegészítő védelemként éjszakai Michigan típusú sint kaptak az öthetes ellenőrzési időszak végén. A további megfigyelések során a betegek esztétikai elégedettsége nem változott és a stabilizált okklúziót kényelmesnek tartották. A személyes beszámolókra és a klinikai vizsgálatra alapozva a másik négy betegnél a bruxáló aktivitás alábbhagyott. Az átlagosan 27 hónapos megfigyelési időszak alatt az összes héjjal ellátott fog szuvasodástól mentes és vitális maradt. A túlélés ebben a rövid távú megfigyelési periódusban mindkét restauráció típus esetében 100% volt. A palatinális direkt helyreállításoknál több vizsgált kritériumnál előfordultak kisebb hibák, leszámítva az anatómiai formát, színegyezést és az íny állapotát, melyek kifogástalannak bizonyultak. Leggyakoribb enyhe, javítható elváltozás a palatinális restauráció kismértékű kopása (44,7%) volt, amit a marginális elszíneződést (33,3%) követett. A felületi érdesség előfordulása 16,6% volt, míg a széli adaptáció 11,1%-ban mutatott enyhe diszkrepanciát a palatinális héj és a fog átmeneténél. Polírozással ezek korrekciója megtörtént. A szendvicshéjak határfelületén szintén enyhe elváltozást észleltünk a széli zárásban (16,7%) és a széli elszíneződésben (22,2%). A labiális kerámia héjak kiválóan teljesítettek, enyhe marginális elszíneződést tapasztaltunk egy héj esetén.

## V. AZ ÉRTEKEZÉS ÚJ TUDOMÁNYOS MEGÁLLAPÍTÁSAI

(A vizsgálatok tézisben közölt sorrendjével megegyező számozással felsorolva.)

### IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI

**1. Megállapítottuk, hogy a 4 mm vastag folyékony bulk-fill kompozitok legtöbbje nem éri el a hagyományos, 2 mm vastag kompozit konverziós fokát, azonban dupla (20 s) expozíciós idővel ez jelentősen javítható.** A konverzió mértéke és a monomerfelszabadulás között általánosan megfigyelt inverz korreláció ellenére a bulk-fill kompozitokból felszabaduló összmonomer mennyisége alacsonyabb volt, de egyes gyártmányok ettől eltérhetnek (pl. SDR).

**Klinikai relevancia:** bár a konverzió mértéke nem feltétlenül korrelál a kioldódó monomerek mennyiségével, 4 mm vastag bulk-fill kompozitok esetén érdemes a gyártó által javasolt megvilágítási időt a duplájára emelni.

**2. Megállapítottuk, hogy nagy (8 mm) üregmélység esetén a minták alján mért konverzió jóval alacsonyabb a fényhez közeli felszínükhöz képest, bár egyes gyártmányok (SDR) nem mutatnak különbséget. A megduplázott expozíciós idő jelentősen fokozta a polimerizáció mértékét 8 mm mélységben is,** bár a besugárzási energia nem függ össze közvetlenül a konverzió mértékével, különösen nem a bulk-fill kompozitok esetén. **Az előmelegítés pozitív hatással volt a magas viszkozitású kompozitok konverziós mértékére,** viszont csökkentette az átalakulás mértékét a folyékony kompozitoknál.

**Klinikai relevancia:** mély üregek kompozittal történő ellátása esetén érdemes a megvilágítási időt duplájára növelni, illetve a magas viszkozitású kompozitokat előmelegíteni a jobb konverzió elérése végett.

**3. Megállapítottuk, hogy a fragmentációs lánctranszfer molekulát tartalmazó bulk-fill kompozitok 3 s gyors megvilágítása az átalakulás mértékét, a monomerelúciót és a belső porozitást kedvezőtlenül befolyásolja.** A vizsgált anyagok polimerizációs kinetikája nem támasztja alá az expozíció reciprocitás elvét, miszerint a megvilágítási idő és a sugárzási teljesítmény önmagukban nem, csak a szorzatuk által biztosított sugárterhelés (leadott energia) határozza meg a polimerizáció mértékét.

**Klinikai relevancia:** a klinikai szempontból előnyösebb tulajdonságok elérése érdekében alacsonyabb besugárzási teljesítménnyel és hosszabb megvilágítási idővel, iniciátortartalomnak megfelelő polimerizációs lámpával ajánlott az AFCT-tartalmú kompozitokat megvilágítani a magas intenzitású, 3 s rapid protokoll helyett.

**4. Megállapítottuk, hogy a fragmentációs lánctranszfer molekulával módosított kompozitok monomerelúcióját az anyagösszetételen kívül a polimerizációs protokoll, legfőképpen a megvilágítás**

ideje befolyásolja, azonban a kioldódott komponensek arányára csak a kompozit összetételének van hatása. A polimerizációkor fellépő zsugorodási stresszt is elsődlegesen a kompozit összetétele határozza meg: **az AFCT-monomer/aromás UDMA optimális kombinációja képes a polimerizáció során fellépő feszültség enyhítésére.** Bár a vizsgált kompozitok esetén 3 s megvilágításnál alacsonyabb zsugorodási stresszt mértünk, ennek értelmezése óvatosságra int minket, mivel a szimultán detektált fokozott komponens kioldódódás a konverzió csökkent mértékére és/vagy inhomogén hálózat kialakulására utal. Az alternatív fotoiniciátort tartalmazó anyagok monomer elúciója alacsonyabb, amikor az abszorpciós spektrumuk átfedést mutat a polimerizációs lámpa emissziós spektrumával.

**Klinikai relevancia:** a tömés polimerizációjakor fellépő zsugorodási stressz csökkentése érdekében érdemes lehet AFCT-módosított kompozitot használni, azonban nem javasolt az ultragyors megvilágítási protokoll, mert rontja a konverziót és a biokompatibilitást.

5. Megállapítottuk, hogy a magas viszkozitású hagyományos és termoviszkózus bulk-fill kompozitok elégtelen konverziós mélységét az előmelegítés sem tudja javítani. A termoviszkózus kompozit speciális készülékben történő előmelegítése nem jár előnnyel a konverziót és a monomerelúciót tekintve, rosszabb értékeket mutat a hagyományos bulk-fill kompozithoz képest. **Bár az előmelegítés jelentősen csökkentette a hagyományos bulk-fill kompozit alján mért konverziót, jelentősen csökkentette a monomer felszabadulást is.** A melegített kompozitok pár másodperc alatti nagyfokú (> 27 °C) hűlése kiszámíthatatlan változást okozhat a polimer szerkezetében.

**Klinikai relevancia:** a magas viszkozitású hagyományos bulk-fill kompozit biokompatibilitási szempontok alapján előnyös lehet előmelegítve a csökkent monomerkioldódás miatt, de a gyors hűlés miatti szerkezetváltozás hosszú távú hatása ismeretlen.

6. A felszabaduló monomerek abszolút mennyisége erősen anyagfüggő jelenség és nem függ az applikálás (rétegzett vs. bulk-fill) módjától, azonban **az előmelegítés** ezt módosítja: **a konvencionális, rétegzett kompozitokból felszabaduló monomerek mennyiségét növeli,** ezzel szemben **a bulk-fillekből csökkenti.** Az előmelegítés jelentősen növeli a kompozitok zárt porozitását, függetlenül a kompozit típusától.

**Klinikai relevancia:** ha magas viszkozitású bulk-fill kompozitot választunk, annak előmelegítése előnyt jelenthet csökkent monomerkioldódása miatt, de technikától függetlenül fontosabb az összetételtől függő, kedvező paramétereket biztosító anyag (Filtek Z250, Filtek One Bulk Fill Restorative) kiválasztása.

## EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI

7. Megállapíthattuk, hogy bár a legerősebb hatással az anyagösszetétel bír, azon kívül a kompozit **folyékony konzisztenciája, nagyobb rétegvastagsága (4 mm) és az üvegszálak jelenléte fokozza a polimerizáció exoterm reakcióját,** növelve az intrapulpális hőmérsékletet. A legmagasabb

konverziót a folyékony és üvegszálak kompozitok mutatták, pozitív korrelációval az exoterm reakció és a konverzió között. A dupla idejű megvilágítás minden anyag esetén növeli a konverziót, de a hőmérsékletet is egyaránt.

**Klinikai relevancia:** a kompozit nagyobb konverziója érdekében előnyös lehet a folyékony és/vagy rövid üvegszállal megerősített kompozitok, és/vagy dupla expozíciós idő alkalmazása, azonban a polimerizálás közben fellépő pulpális hőmérséklet-emelkedés potenciális hőkárosodás veszélyét hordozhatja.

8. Megállapítást nyert, hogy az **intrapulpális hőmérséklet-emelkedés** a dentin és a kerámia vastagságától, illetve a felhasznált rögzítőanyag típusától függetlenül **meghaladja a kritikus 5,5 °C-os küszöbértéket kerámia betétek ragasztása során**. A hőmérséklet-változást legmarkánsabban a preparálás során **visszahagyott dentin vastagsága**, majd közepes mértékben a **ragasztóanyag típusa befolyásolja**, míg a kerámia vastagságának nincs szignifikáns hatása. Továbbá kimutattuk, hogy **a dentin hővezető képessége 24%-kal alacsonyabb a kerámiához képest, míg hőkapacitása 86%-kal nagyobb**.

**Klinikai relevancia:** kerámia betét ragasztása során a pulptát érő jelentős hőhatás miatt a biztonságos fogászati kezelés érdekében, amennyire a szituáció engedi, konzervatívabb, a dentin nagyobb mértékű megőrzését célzó üregelőkészítést kell alkalmazni.

9. Kijelenthetjük, hogy előző megállapításaink a **kerámia héjak ragasztásakor** nem feltétlenül érvényesülnek, mert a konzervatívabb preparálás (eredeti dentinvastagság + megtartott zománcréteg) ellenére a frontfogak kerámia héjainak ragasztása során jelentős lehet **a hőmérséklet-emelkedés a pulpában**, melyet mind az alkalmazott **ragasztóanyag** (leginkább az előmelegített kompozit), mind a **kerámia héj vastagsága befolyásol**.

**Klinikai relevancia:** frontfogak ultravékony héjainak ragasztása során kerülni kell az előmelegített restauratív kompozitok használatát a pulpa egészségének megőrzése érdekében.

10. Általunk kifejlesztett vizsgálati modell segítségével megállapítottuk, hogy bár a kompozit **előmelegítésének**, mint eljárásnak, önmagában **nincs szignifikáns hatása a pulpális sejtek életképességére**, egy **közepes méretű tömésnek megfelelő szilárd kompozit** mintából kioldódó komponensek **citotoxikus hatása** minden vizsgált terméknel **meghaladta** az elfogadottnak tekintett 30 %-os **határértéket**.

**Klinikai relevancia:** kompozit típusra való tekintet nélkül, a klinikai használat során a legkörülményesebben kell eljárunk, hogy csökkentjük a kompozit restaurációban visszamaradt szabad monomerek mennyiségét, ezáltal a negatív biológiai válasz lehetőségét.

**11.** Kimutattuk, hogy az általunk vizsgált anyagokra vonatkozóan a **belső adaptációt és konverziót az anyag típusa, konzisztenciája és a tömés technika jelentősen befolyásolja. A belső adaptáció és a konverzió közti kapcsolat gyenge.** Ezzel szemben a tömés technika hatása jelentős, miszerint a tömés egyben történő behelyezése (bulk tömés technika) kisebb határfelületi résképződéssel jár és kielégítő konverziót ér el SDR Plus és EverX Posterior kompozitok esetén, a paraméterek közötti szignifikáns korreláció nélkül. Továbbá megállapítottuk, hogy jelentős befolyása van a konzisztenciának is, hiszen a folyékony bulk-fill kompozit (SDR Plus) alkalmazása csökkentette a határfelületi résképződést és közepes mértékben fokozta a konverziót. Továbbá jelentősebb belső porozitás várható, ha a tömést rétegenként visszük az üregbe.

**Klinikai relevancia:** ha a mély ( $\geq 5$  mm) üreget egyben behelyezett folyékony (SDR Plus) vagy rövid üvegszálas kompozittal (EverX Posterior) tömjük, majd fedjük egy tömöríthető anyaggal, előnyösebb eredményre számíthatunk a belső adaptáció, a konverzió és a porozitás kapcsán is.

## IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI

**12.** Megállapítottuk, hogy a **kompozit tömések hosszú távon (6-13 év) klinikailag sikeresnek mondhatók, ám sikerarányuk gyökérkezelt fogakban (76,8%) szignifikánsan alacsonyabb, mint vitális fogakban (98,97%).** A kompozit töméseknél általánosan megfigyelt sikertelenségért felelős tényezők (szekunder kariesz és a tömés törése) mellett gyökérkezelt fogaknál számíthatunk még csücsöktörésre, vertikális gyökértörésre, illetve retencióvesztésre, de emellett a kisebb meghibásodások (széli elszíneződés és résképződés, színbeli eltérés) gyakorisága is magasabb. A sikertelenséget potenciálisan befolyásoló változók közül csak az **okklúziós stressz fejt ki szignifikáns hatást a gyökérkezelt fogak töméseire.**

**Klinikai relevancia:** kellő falvastagság (min. 2,5 mm) esetén a gyökérkezelt fogak II. osztályú üregei elfogadható sikerarányal állíthatók helyre direkt kompozit töméssel, azonban okklúziós stressz jelenlétekor a megnövekedett törés kockázat miatt érdemes a fogat csücsökborítással védeni.

**13.** Megállapíthattuk, hogy mind a **LidiSi kerámia (96,8%), mind az indirekt kompozit (84,9%) betétek relatíve magas túlélési aránnyal bírnak 5-15 éves viselés során.** A kompozit inlay/onlay/overlay típusú restaurációk esetén viszont 6 éves használatot követően 20%-kal, 15 év elteltével 40%-kal **kisebb túlélési valószínűséggel** számolhatunk, míg kerámia esetén ez 95% felett maradt. Az értékelt kockázati tényezők közül a restauráció anyaga szignifikáns hatással bírt több vizsgált paraméterre, a bruxizmussal kapcsolatos okkluzális stressz gyenge negatív hatással volt a restauráció törésére, a nem kielégítő szájhigiénia pedig növelte a széli elszíneződés előfordulását. A meghibásodások előfordulása az idő előrehaladtával szignifikánsan nőtt.

**Klinikai relevancia:** LidiSi kerámiából, megfelelő indikációval, az előkészítési és ragasztási protokollok betartásával hosszú távon tartós, igen magas túlélési valószínűséggel és alacsony meghibásodással készíthetünk betéteket.

**14.** Megállapítást nyert, hogy a **mikrohibrid és nanofill kompozitok hosszú távon magas túlélési aránnyal bírnak** nem karieszes frontfog defektusok helyreállításakor, **éves meghibásodásuk 1,43%-os a 7,2 éves átlagos megfigyelési idő alatt**. Bár sikerességük nem különbözik, meghibásodásuk jellege eltér, ugyanis a **restaurációk törése 3,7-szer gyakrabban** fordult elő a **mikrohibrid** kompozitok esetén, míg a **színeltérés 8,3-szor gyakoribb** a **nanofill** kompozitoknál. Utóbbira a kávé/kóla/tea fogyasztása közvetlen hatással volt. A restauráció mérete és típusa, a bruxizmus és a dohányzás, mint független változók nem befolyásolták a restaurációk meghibásodását.

**Klinikai relevancia:** a frontfogak koronai törésének, diasztéma zárásának restauratív anyagaként jó választás mind a mikrohibrid, mind a nanotöltésű kompozit, ám számolnunk kell hosszú távon anyagfüggő meghibásodásokkal, melyek kialakulását fokozhatják pácienseredetű tényezők.

**15.** Az általam meghonosítani kívánt, **Dahl-koncepcióval kombinált, adhezíven ragasztott labiális kerámia és palatális direkt kompozit héjak** (bilamináris héj) minimál invazív, additív megközelítést nyújtanak **lokalizált frontfogkopás esetén**, hiszen az esztétika helyreállítása mellett a poszterior fogak kompenzáló előtörése révén rekonstruálja a funkciót a megmaradt fogszerkezet maximális megőrzésével. Bár a direkt kompozitok biomechanikai korlátai kopáshoz, marginális réshez és elszíneződéshez, valamint felületi érdességhez vezethetnek, ezen restaurációk fenntartása egyszerű polírozással vagy lokális javítással megoldható. A bilamináris restaurációkkal kapcsolatos betegelégedettség kiemelkedő. Az ideiglenesen kialakult poszterior diszokklúzió jól tolerálható, és az érintkezések pár héten belül helyreállnak.

**Klinikai relevancia:** A Dahl-koncepcióval kombinált, adhezíven ragasztott bilamináris héjak készítése ígéretes módszer a lokalizált frontfogkopás szövetkímélő kezelésére.

## VI. SAJÁT KÖZLEMÉNYEK JEGYZÉKE

## VI.1 AZ MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK

**Az MTA doktori értekezés alapjául szolgáló közlemények tudományometriai mutatói**

|                                            |                  |
|--------------------------------------------|------------------|
| Közlemények száma                          | 15 folyóiratcikk |
| Elsőszerzős közlemények száma              | 9 folyóiratcikk  |
| Utolsó szerzős közlemények száma           | 6 folyóiratcikk  |
| Összesített impakt faktor                  | 67,322           |
| SJR indikátorok                            | D1: 13, Q1: 2    |
| Közlemények összes (független) idézettsége | 450 (412)        |

1. Lempel E, Czibulya Zs, Kovács B, Szalma J, Tóth Á, Kunsági-Máté S, Varga Z, Böddi K. Degree of conversion and BISGMA, TEGDMA, UDMA elution from flowable bulk fill composites. Int J Mol Sci 2016; 17:732. IF: 3,226; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 108, Független citáció: 100
2. Lempel E, Őri Zs, Szalma J, Lovász Bv, 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. Dent Mater 2019; 37:983-997. IF: 4,495; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 63, Független citáció: 55
3. Lempel E, Szebeni D, Őri Zs, Kiss T, Szalma J, Lovász BV, Kunsági-Máté S, Böddi K. The effect of high-irradiance rapid polymerization on degree of conversion, monomer elution, volumetric change and porosity of bulk-fill resin composites. Dent Mater 2023; 39:442-453. IF: 4,6; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 17, Független citáció: 16
4. Szebeni D, Told R, Kunsági-Máté S, Szalma J, Maróti P, Böddi K, Lempel E. Monomer elution and shrinkage stress analysis of addition-fragmentation chaintransfer-modified resin composites in relation to the curing protocol. Dent Mater 2024; 40:1611-1623. IF<sub>2023</sub> 4,6; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 4, Független citáció: 4
5. Kincses D, Böddi K, Őri Zs, Lovász BV, Jeges S, Szalma J, Kunsági-Máté S, Lempel E. Pre-heating effect on monomer elution and degree of conversion of contemporary and thermoviscous bulk-fill resin-based dental composites. Polymers 2021; 13:3599. IF: 4,967; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 29, Független citáció: 26
6. 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. Int J Mol Sci 2022; 23: 16188. IF 5,6; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 7, Független citáció: 5
7. Lempel E, Őri Zs, Kincses D, Lovász BV, 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. Dent Mater 2021; 37:983-997. IF: 5,687; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 36, Független citáció: 31

8. Néma V, Kunsági-Máté S, Öri Zs, 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. Dent Mater 2024; 40:581-592. IF<sub>2023</sub> 4,6; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 2, Független citáció: 2

9. Dunavári EK, Kóházy A, Vecsernyés M, Szalma J, Lovász BV, Berta G, Lempel E. Does preheating influence the cytotoxic potential of dental resin composites? Polymers 2024; 16:174. IF<sub>2023</sub> 4,7; SJR indikátor: Q1; Összes citáció:2, Független citáció: 1

10. Lempel E, Kincses D, Szebeni D, Jordáki D, Lovász BV, Szalma J. Intrapulpal temperature changes during the cementation of ceramic veneers Sci Rep 2022; 12:12919. IF 4,6; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 5, Független citáció: 4

11. Kincses D, Jordáki D, Szebeni D, Kunsági-Máté S, Szalma J, Lempel E. Effect of ceramic and dentin thicknesses and type of resin-based luting agents on intrapulpal temperature changes during luting of ceramic inlays. Int J Mol Sci 2023; 24: 5466. IF 4,9; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 5, Független citáció: 4

12. Lempel E, Lovász BV, 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. Dent Mater 2019; 35:1308-1318. IF: 4,495; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 66, Független citáció: 62

13. Lempel E, Gyulai S, Lovász BV, Jeges S, Szalma J. Clinical evaluation of lithium disilicate versus indirect resin composite partial posterior restorations - A 7.8-year retrospective study. Dent Mater 2023; 39:1095-1104. IF: 4,6; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 10, Független citáció: 10

14. Lempel E, Lovász BV, Meszarics R, Jeges S, Tóth Á, Szalma J. Direct resin composite restorations for fractured maxillary teeth and diastema closure: A 7 years retrospective evaluation of survival and influencing factors. Dent Mater 2017; 33:467-476. IF: 4,039; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 89, Független citáció: 87

15. Lempel E, Németh KD, Lovász BV, Szalma J. Adhesive management of anterior Tooth wear in combination with the Dahl concept-A 27-month observational case series. Oper Dent 2021; 46:594-608. IF: 2,213; SJR indikátor: Q1; Összes citáció: 5, Független citáció: 5

## VI.2. AZ ÉRTEKEZÉS TÁRGYKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ, PHD ELŐTTI, ELŐZMÉNYKÉNT FELHASZNÁLT KÖZLEMÉNYEK

16. Lempel E, Tóth V, Szalma J, Szabó Gy. Minőségi követelményrendszer alkalmazása kerámiarestaurációk ellenőrző vizsgálatában. Fogorv Szle 2006; 99:3-8.

17. Lempel E, Szalma J, Jeges S, Kende D, Krajczár K, Nagy Á, Tóth V. Direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján Fogorv Szle 2012; 105:47-52.

18. Lempel E, Czibulya Zs, Kunsági-Máté S, Szalma J Sümegi B Böddi K. Quantification of conversion degree and monomer elution from dental composite using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *Chromatographia* 2014; 77: 1137-1144.
19. Lempel E, Tóth Á, Fábíán T, Krajczár K, Szalma J. Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10-Year findings. *Dent Mater* 2015; 31:115-122.

### VI.3 AZ ÉRTEKEZÉS TÁRGYKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ, PHD UTÁN SZÜLETETT KÖZLEMÉNYEK

20. Lovász BV, Lempel E, Szalma J, Sétáló Gy, Vecsernyés M, Berta G. Influence of TEGDMA monomer on MMP-2, MMP-8, and MMP-9 production and collagenase activity in pulp cells. *Clin Oral Investig* 2021; 25:2269-2279.
21. Lovász BV, Berta G, Lempel E, Sétáló Gy Jr, Vecsernyés M, Szalma J. TEGDMA (triethylene-glycol-dimethacrylate) induces both caspase-dependent and caspase-independent apoptotic pathways in pulp cells *Polymers* 2021; 13:699.
22. Lempel E, Gyulai S, Németh KD. Lokalizált frontfogkopás adhezív rehabilitációja Dahl-konceptióval kombinálva: Esetsorozat-tanulmány. *Fogorv Szle* 2022; 115:80-93.
23. Lempel E, Szalma J. Effect of spray air settings of speed-increasing contra-angle handpieces on intrapulpal temperatures, drilling times, and coolant spray pattern. *Clin Oral Investig* 2022; 26:523-533.
24. Németh KD, Haluszka D, Seress L, Lovász BV, Szalma J, Lempel E. Effect of air-polishing and different post-polishing methods on surface roughness of nanofill and microhybrid resin composites. *Polymers* 2022; 14:1643.
25. Németh KD, Told R, Szabó P, Maróti P, Szénai R, Pintér ZsB, Lovász BV, Szalma J, Lempel E. Comparative evaluation of the repair bond strength of dental resin composite after sodium bicarbonate or aluminum oxide air-abrasion. *Int J Mol Sci* 2023; 24:11568.
26. Néma V, Sárý T, Szántó FL, Szabó B, Braunitzer G, Lassila L, Garoushi S, Lempel E, Fráter Márk. Crack propensity of different direct restorative procedures in deep MOD cavities. *Clin Oral Investig* 2023; 27:2003-2011.

### VI.4 AZ ÉRTEKEZÉSTŐL FÜGGETLEN EGYÉB KÖZLEMÉNYEK

27. Szalma J, Lempel E, Jeges S, Szabó Gy, Olasz L. The prognostic value of panoramic radiography of inferior alveolar nerve damage after mandibular third molar removal: retrospective study of 400 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109:294-302.
28. Szalma J, Lempel E, Csuta T, Bártfai D, Jeges S, Olasz L. A panorámaröntgen szerepe a nervus alveolaris inferior sérülések várható kockázatában alsó bölcsességfogak eltávolítása előtt. A gyökérgörbület és a gyökércsúcs-canalís mandibulae átfedésének hatása a rizikóbecslésre. *Fogorv Szle* 2010; 103:43-48.
29. Szalma J, Lempel E, Csuta T, Vajta L, Jeges S, Olasz L. A jellegzetes panorámaröntgen-jelek szerepe a nervus alveolaris inferior sérülések várható megítélésében alsó bölcsességfogak eltávolításakor. *Fogorv Szle* 2011; 104:27-32.

30. Szalma J, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Darkening of third molar roots: panoramic radiographic associations with inferior alveolar nerve exposure. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69:1544-1549.
31. Olasz L, Szalma J, Lempel E, Orsi E, Gelencsér G, Nyárády Z. Application of platysma-based transpositional flap for through-and-through facial defect when the facial artery circulation is blocked or compromised. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69:1242-1247.
32. Szalma J, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Digital versus conventional panoramic radiography in predicting inferior alveolar nerve injury after mandibular third molar removal. *J Craniofac Surg* 2012; 23:e155-e158.
33. Szalma J, Böddi K, Lempel E, Sieroslawska, AF, Szabó Z, Harfouche R, Olasz L, Takátsy A, Guttman A. Proteomic and scanning electron microscopic analysis of submandibular sialoliths. *Clin Oral Investig* 2013; 17:1709-1717.
34. Szalma J, Vajta L, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Darkening of third molar roots on panoramic radiographs: is it really predominantly thinning of the lingual cortex? *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013; 42:483-488.
35. Szalma J, Bata Zs, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Quantitative pixel gray measurement of the “high-risk” sign, darkening of third molar roots: a pilot study. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42:20130160.
36. Szalma J, Lempel E. A nervus alveolaris inferior védelmében: Alsó bölcsességfogak coronectomiája: Irodalmi áttekintés. *Orv Hetilap* 2017; 158:1787-1793.
37. Szalma J, Vajta L, Lempel E, Tóth Á, Jeges S, Olasz L. Intracanal temperature changes during bone preparations close to and penetrating the inferior alveolar canal: Drills versus piezosurgery. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2017; 45:1622-1631.
38. Gurdán Zs, Vajta L, Tóth Á, Lempel E, Joób-Fancsaly Á, Szalma J. Effect of pre-drilling on intraosseous temperature during self-drilling mini-implant placement in a porcine mandible model. *J Oral Sci* 2017; 59:47-53.
39. Tordai B, Schreindorfer K, Lempel E, Krajczar K. Factors affecting ultrasonic removal of separated endodontic instruments: A retrospective clinical study. *Quintessence Int* 2018; 49:257-266.
40. Szalma J, Klein O, Lovász BV, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Recommended drilling parameters of tungsten carbide round drills for the most optimal bone removals in oral surgery. *Biomed Res Int* 2018; 2018:3108581.
41. Szalma J, Lovász BV, Lempel E, Maróti P. Three-dimensionally printed individual drill sleeve for depth-controlled sections in third molar surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2019; 77:704.e1-704.e7.
42. Szalma J, Lovász BV, Vajta L, Soós B, Lempel E, Möhlhenrich SC. The influence of the chosen in vitro bone simulation model on intraosseous temperatures and drilling times. *Sci Rep* 2019; 9:11817.
43. Szalma J, Vajta L, Olasz L, Lempel E. Tooth sectioning for coronectomy: how to perform? *Clin Oral Investig* 2019; 23:519-527.
44. Szalma J, Soós B, Krajczár K, Lempel E. Piezosurgical management of sealer extrusion associated mental nerve anesthesia: A case report. *Austr Endod J* 2019; 45:274-280.
45. Szalma J, Vajta L, Lovász BV, Kiss Cs, Soós B, Lempel E. Identification of specific panoramic high-risk signs in impacted third molar cases in which cone beam computed tomography changes the treatment decision. *J Oral Maxillofac Surg* 2020; 78:1061-1070.

46. Janovics K, Soós B, Lempel E, Bán Á, Szalma J. Az alsó bölcsességfogak juxta-apikális radiolucenciája: Irodalmi összefoglaló. Fogorv Szle 2021; 114:106-112.
47. Szalma J, Janovics K, Pacheco AE, Kaszás B, Lempel E. Pre-eruptive intracoronar resorption in “high-risk” impacted third molars: A report of four cases. J Cranio-Maxillofac Surg 2022; 50:798-805.
48. Pintér L, Krajczár K, Öry F, Szalma J, Lempel E. Effect of intermediate irrigation on temperature rise during broken NiTi file removal using ultrasonic device. Appl Sci (Basel) 2023; 13:9761.
49. Pacheco A, Soós B, Lempel E, Simon I, Maróti P, Möhlhenrich SC, Szalma J. The effect of individual drilling sleeves on the precision of coronectomy tooth sections. An in vitro 3D-printed jaw model experiment. Clin Oral Investig 2023; 27:6769-6780.
50. Janovics K, Soós B, Gurdán Zs, Pacheco AE, Lempel E, Bán Á, Szalma J. A pre-eruptív intrakoronális reszorpció előfordulása és jelentősége bölcsességfogak esetén. Fogorv Szle 2023; 116:120-126.

#### FELSŐOKTATÁSI TANKÖNYVFEJEZET

51. Antal G, Katona K, Kiss Cs, Kolarovszki B, Lempel E, Manesh ME, Mátyás M, Soós B, Szalma J (szerk.), Szép F, Tálos G, Vajta L. A fogorvosi és szájszészeti ellátásokhoz társuló idegsérülés szövődmények. Pécs, Magyarország, Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar (PTE ÁOK), 2020

#### FELSŐOKTATÁSI KÖNYVRÉSZLET

53. Lempel E. A kerámiák anyagtana. A magyarországi fogorvosképzés módszertani és tartalmi modernizációja korszerű hosszanti digitális tananyagfejlesztéssel három nyelven. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 735-61. (Angol nyelven is.)
54. Lempel E. Direkt héj készítése különböző technikákkal. A magyarországi fogorvosképzés módszertani és tartalmi modernizációja korszerű hosszanti digitális tananyagfejlesztéssel három nyelven. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 707-35. (Angol és német nyelven is.)
55. Lempel E. Polimerizációs stressz, rétegzéses technikák moláris fogakon. A magyarországi fogorvosképzés módszertani és tartalmi modernizációja korszerű hosszanti digitális tananyagfejlesztéssel három nyelven. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 692-707. (Angol nyelven is.)
56. Lempel E. A kompozitok összetevői, szint befolyásoló hatásuk. A magyarországi fogorvosképzés módszertani és tartalmi modernizációja korszerű hosszanti digitális tananyagfejlesztéssel három nyelven. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 683-92. (Angol nyelven is.)
57. Lempel E. A pulpa és a periapikális tér patológiája. A magyarországi fogorvosképzés módszertani és tartalmi modernizációja korszerű hosszanti digitális tananyagfejlesztéssel három nyelven. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 617-32. (Angol nyelven is.)
62. Lempel E. Step-back technique, step-down technique, double-flared technique, balanced-force technique. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 666-672.
64. Lempel E. Endodontic Examination Methods, Differential Diagnosis of the Oro-Facial Pains. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 606-319.

65. Lempel E. Pulp Diseases and Their Diagnosis. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 584-605.
66. Lempel E. The Modern Concept of Endodontics, Examination Methodes, Treatment Plan. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 580-584.

## VI.5 TUDOMÁNYMETRIAI TÁBLÁZAT

Lempel Edina tudományos és oktatói munkásságának összefoglalása (2025.03.18)  
MTA V. Orvosi Tudományok Osztálya

| Tudományos közlemények                                                                                                                          | Szám      |             | Hivatkozások <sup>1</sup> |            |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|-------------|---------------------------|------------|
|                                                                                                                                                 | Összesen  | Részletezve | Független                 | Összes     |
| <b>I. Tudományos folyóiratcikk<sup>2</sup></b>                                                                                                  | <u>50</u> |             |                           |            |
| szakcikk nemzetközi folyóiratban, idegen nyelvű                                                                                                 |           | <u>39</u>   | <u>593</u>                | <u>722</u> |
| szakcikk hazai idegen nyelvű                                                                                                                    |           | 0           | 0                         | 0          |
| szakcikk magyar nyelvű                                                                                                                          |           | <u>6</u>    | <u>5</u>                  | <u>11</u>  |
| szakcikk sokszerzős, érdemi szerzőként <sup>3</sup>                                                                                             |           | 0           | 0                         | 0          |
| összefoglaló közlemény                                                                                                                          |           | <u>2</u>    | <u>5</u>                  | <u>9</u>   |
| rövid közlemény                                                                                                                                 |           | <u>3</u>    | <u>7</u>                  | <u>8</u>   |
| <b>II. Könyvek</b>                                                                                                                              | <u>1</u>  |             |                           |            |
| <b>a) Szakkönyv, kézikönyv, tankönyv szerzőként</b>                                                                                             | <u>1</u>  |             |                           |            |
| idegen nyelvű                                                                                                                                   |           | 0           | 0                         | 0          |
| magyar nyelvű                                                                                                                                   |           | 0           | 0                         | 0          |
| aa) Felsőoktatási tankönyv                                                                                                                      |           | <u>1</u>    | 0                         | 0          |
| <b>b) Szakkönyv, kézikönyv, konferenciakötet, tankönyv szerkesztőként</b>                                                                       | 0         |             |                           |            |
| idegen nyelvű                                                                                                                                   |           | 0           |                           |            |
| magyar nyelvű                                                                                                                                   |           | 0           |                           |            |
| bb) Felsőoktatási tankönyv                                                                                                                      |           | 0           |                           |            |
| <b>III. Könyvrészlet</b>                                                                                                                        | <u>5</u>  |             |                           |            |
| idegen nyelvű                                                                                                                                   |           | 0           | 0                         | 0          |
| magyar nyelvű                                                                                                                                   |           | 0           | 0                         | 0          |
| cc) Felsőoktatási tankönyvfejezet                                                                                                               |           | <u>5</u>    | 0                         | 0          |
| <b>IV. Konferenciaközlemény<sup>4</sup></b>                                                                                                     | 0         |             | 0                         | 0          |
| <b>Oktatási közlemények összesen (II.aa,bb-III.cc)</b>                                                                                          |           | <u>6</u>    | 0                         | 0          |
| <b>Tudományos közlemények összesen (I.-IV)</b>                                                                                                  |           | <u>50</u>   | <u>610</u>                | <u>750</u> |
| <b>Tudományos és oktatási közlemények összesen (I-IV.)</b>                                                                                      | <u>56</u> |             | <u>610</u>                | <u>750</u> |
| <b>V. További tudományos művek</b>                                                                                                              | <u>7</u>  |             |                           |            |
| További tudományos művek, ide értve a nem teljes folyóiratcikket és a nem ismert lektoráltságú folyóiratban megjelent teljes folyóiratcikket is |           | <u>7</u>    | 0                         | 0          |
| Szerkesztőségi levelezés, hozzászólások, válaszok                                                                                               |           | 0           | 0                         | 0          |
| Olthalmak (szabadalmak)                                                                                                                         |           | 0           | 0                         | 0          |
| <b>VI. Hivatkozott absztraktok<sup>5</sup></b>                                                                                                  | <u>1</u>  |             | <u>1</u>                  | <u>1</u>   |
| <b>Összes hivatkozás<sup>1</sup></b>                                                                                                            |           |             | <u>611</u>                | <u>751</u> |
| <b>Hirsch index<sup>6</sup></b>                                                                                                                 | <u>17</u> |             |                           |            |
| <b>g index<sup>6</sup></b>                                                                                                                      | <u>31</u> |             |                           |            |

| Speciális tudománymetriai adatok                                                                  | Száma              | Összes hivatkozás   |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------|---------------------|
| Első szerzős teljes folyóiratcikkek száma <sup>2</sup>                                            | <a href="#">15</a> | <a href="#">384</a> |
| Utolsó szerzős teljes folyóiratcikkek száma <sup>2</sup>                                          | <a href="#">15</a> | <a href="#">84</a>  |
| A tudományos fokozat (PhD 2015) elnyerése utáni teljes tudományos folyóiratcikkek száma           | <a href="#">37</a> | <a href="#">459</a> |
| Az utolsó 10 év (2015-) tudományos, teljes, lektorált tudományos folyóiratcikkeinek száma         | <a href="#">38</a> | <a href="#">520</a> |
| A legmagasabb hivatkozottságú közlemény hivatkozásainak száma (az összes hivatkozás százalékában) | <a href="#">92</a> | 12,25%              |
| Hivatkozások száma, amelyek nem szerepelnek a WoS/Scopus rendszerben                              |                    | <a href="#">361</a> |
| Jelentés, guideline                                                                               | 0                  | 0                   |
| Csoportos (multicentrikus) közleményben kollaborációs közreműködő <sup>7</sup>                    | 0                  | 0                   |

**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

## VII. IRODALOMJEGYZÉK

1. Demarco FF, Cenci MS, Montagner AF, de Lima VP, Correa MB, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of composite restorations is definitely not only about materials. *Dent Mater* 2023; 39:1–12.
2. Lempel E, Czibulya Zs, Kunsági-Máté S, Szalma J, Sümegi B, Böddi K. Quantification of conversion degree and monomer elution from dental composite using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *Chromatographia* 2014; 77:1137-1144.
3. Lempel E, Gyulai S, Németh KD. Lokalizált frontfogkopás adhezív rehabilitációja Dahl-konceptióval kombinálva: Esetsorozat-tanulmány. *Fogorv Szle* 2022; 115:80-93.
4. Lempel E, Szalma J, Jeges S, Kende D, Krajczár K, Nagy Á, Tóth V. Direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján *Fogorv Szle* 2012; 105:47-52.
5. Lempel E, Tóth Á, Fábián T, Krajczár K, Szalma J. Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10-year findings. *Dent Mater* 2015; 31:115-22.
6. Lynch CD, Roberts JL, Al-Shehri A, Milward PJ, Sloan AJ. An ex-vivo model to determine dental pulp responses to heat and light-curing of dental restorative materials. *J Dent* 2018; 79:11-8.
7. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MP, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? *Braz Oral Res* 2017; 31(suppl 1):e62.
8. Vailati F, Belser UC. Classification and treatment of the anterior maxillary dentition affected by dental erosion: The ACE classification. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010; 30:559-71.
9. Watts DC. Light-curing dental resin-based composites: How it works and how you can make it work. *Front Dent Med* 2023; 4:1108316.
10. Wiertelak-Makala K, Szymczak-Pajor I, Bociong K, Śliwińska A. Considerations about cytotoxicity of resin-based composite dental materials: A systematic review. *Int J Mol Sci* 2024; 25:152.

## VIII. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretném kifejezni köszönetemet mindazoknak, akik segítséget nyújtottak abban, hogy doktori értekezésem elkészülhessen.

Kiemelt köszönettel tartozom férjemnek, kutatótársamnak, **Szalma József** professzor úrnak, aki nem csupán a magánéletben társam, de kutatói pályámon is kezdetől fogva támogatott, segített és motivált. A kutatómunkához való hozzáállása és szemlélete példaértékű számomra, mindvégig mentoromként tekintettem és tekintek rá, tanácsai és útmutatásai nagyban meghatározták kutatói pályafutásomat. Tudományos életem elindításáért, támogató hozzáállásukért köszönettel tartozom **Olasz Lajos** és **Szabó Gyula** professzor uraknak.

Külön köszönetet szeretnék mondani kollaborátoraim közül **Böddi Katalinnak**, **Kunsági-Máté Sándor** professzor úrnak, **Jeges Sára** professzor asszonynak a közös munkáink során nyújtott támogatásért és sok-sok segítségért, valamint kutatótársaimnak, társszerzőimnek akik közös közleményeink révén szintén hozzájárultak értekezésem elkészítéséhez. A kutatások háttérmunkáiért köszönettel tartozom a vizsgálatok helyszínéül szolgáló intézetek asszisztenseinek és a Fogászati Klinika minden dolgozójának, akik valamilyen módon hozzájárultak munkámhoz.

Hálás vagyok a **MTA Bolyai Kuratóriumának** és a Bíráló Bizottság tagjainak, hogy az ösztöndíj odaítélésével nem csupán anyagi támogatást, de hatalmas motivációs erőt, lendületet biztosítottak, mellyel tudományos kutatásaim jelentősen előrehaladhattak. Ugyancsak köszönetemet fejezem ki az alma materem, a **PTE Általános Orvostudományi Kar dékáni vezetésének**, a kutatói munka támogatásáért és finanszírozásáért nyújtott anyagi hozzájárulásért.

Nagy köszönettel tartozom a kutatásban aktívan résztvevő jelenlegi és végzett PhD és tudományos diákkörös hallgatóimnak, akiknek lelkes hozzáállása, segítő munkája nélkülözhetetlen volt az értekezés létrejöttében.

Végül, de nem utolsó sorban szeretettel köszönöm lányomnak, **Zsófinak**, akitől megannyi együtt töltött idő lehetőségét vettem el, mégis pozitív, támogató hozzáállással és határtalan szeretetével kitartásra buzdított. Hálásan köszönöm drága **szüleimnek**, **testvéremnek** a támogatást, és a tőlük kapott útravalót, melyek szorgalomra, alázatra és türelemre tanítottak.

TUDOMÁNYOS MUNKÁMAT A KÖVETKEZŐ, VEZETŐ KUTATÓKÉNT ELNYERT, TÁMOGATÁSOK ÉS ÖSZTÖNDÍJAK SEGÍTSÉGÉVEL VÉGEZTEM:

PTE ÁOK Kari Kutatási Alap (ÁOK-KA-2013/5; OK-KA-2016/1; ÁOK-KA-2020/24)

MTA Bolyai János Kutatási Ösztöndíj (BO/713/20/5; 2020-2023);

ÚNKP Bolyai+ Felsőoktatási Fiatal Oktatói, Kutatói Ösztöndíj (ÚNKP-20-5-PTE-615; ÚNKP-21-5-PTE-1353; ÚNKP-22-5-PTE-1733);

ÁOK-KK Kollaborációs Alap (KA-2024-28)