drlempel_310_25

MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS

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 ... 6

I. BEVEZETÉS ÉS IRODALMI HÁTTÉR ... 8

I.1. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK ÖSSZETÉTELE ... 9

I.1.1 MÁTRIX MONOMEREK ... 10

I.1.2. SZERVETLEN TÖLTELÉK FÁZIS ... 11

I.1.3. KAPCSOLÓ ÁGENSEK ... 12

I.1.4. INICIÁTOR RENDSZEREK ... 13

I.2. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK POLIMERIZÁCIÓJA ... 16

I.2.1. SZABAD GYÖKÖS POLIMERIZÁCIÓ ... 17

I.2.2. ÉLŐ POLIMERIZÁCIÓ ... 19

I.2.3. A KOMPOZITOK POLIMERIZÁCIÓJÁT BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK ... 20

A POLIMERIZÁCIÓ (ÉS POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA) PARAMÉTEREINEK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA ... 21

A KOMPOZIT ÖSSZETÉTELÉNEK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA ... 22

A KOMPOZIT POLIMERIZÁCIÓ ELŐTTI HŐMÉRSÉKLETÉNEK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA ... 23

A KOMPOZIT ALKALMAZOTT RÉTEGVASTAGSÁGÁNAK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA ... 24

A POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA FÉNYVEZETŐ CSŐRE ÉS A KOMPOZIT FELSZÍNE KÖZTI TÁVOLSÁG BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA ... 25

A RESTAURÁLANDÓ ÜREG DIMENZIÓINAK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA ... 25

AZ ÁTVILÁGÍTANDÓ KÖZEG BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA ... 26

I.3. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK POTENCIÁLISAN KÁROS HATÁSAI ... 28

I.3.1. A KOMPOZIT KOMPONENSEINEK FELSZABADULÁSÉRT FELELŐS TÉNYEZŐK ... 28

I.3.2. A MONOMEREK TOXIKUS HATÁSAI ... 29

I.4. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK KLINIKAI SIKERESSÉGE ... 31

I.5. INDIREKT RESTAURÁCIÓK KLINIKAI SIKERESSÉGE ... 33

II. CÉLKITŰZÉSEK ... 36

IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI ... 36

EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI ... 38

IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI ... 39

III. BETEGEK, ILLETVE ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK ... 41

A VIZSGÁLATOK SORÁN TESZTELT ÉS A KLINIKUMBAN ALKALMAZOTT KOMPOZITOK ÉS A POLIMERIZÁCIÓHOZ HASZNÁLT POLIMERIZÁCIÓS LÁMPÁK ... 41

IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI ... 44

A KOMPOZIT MINTÁK KÉSZÍTÉSÉNEK MENETE ... 44

HŐMÉRSÉKLETI MÉRÉSEK ... 44

POLIMERIZÁCIÓ ... 45

A KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉNEK MEGHATÁROZÁSA MIKRO-RAMAN SPEKTROSZKÓPPAL ... 45

A KOMPOZITOKBÓL KIOLDÓDÓ MONOMEREK MENNYISÉGI MEGHATÁROZÁSA FORDÍTOTT FÁZISÚ NAGY HATÉKONYSÁGÚ FOLYADÉKKROMATOGRÁFIÁVAL ... 47

POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁS ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI MÉRÉSSEL ... 48

POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉG MÉRÉSEK ... 49

III.1 FOLYÉKONY BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉNEK ÉS MONOMER FELSZABADULÁSÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA HAGYOMÁNYOS FOLYÉKONY KOMPOZITÉVAL 49

III.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS KONVERZIÓS MÉRTÉKRE KIFEJTETT HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEG-SZÁLMEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK ESETÉN 50

III.3 A MAGAS SUGÁRZÁSI TELJESÍTMÉNY ÉS RAPID POLIMERIZÁCIÓ HATÁSA BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉRE, MONOMER ELÚCIÓJÁRA, POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁRA ÉS POROZITÁSÁRA 51

III.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL ÉS A POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA PARAMÉTEREINEK HATÁSA AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁNAK KINETIKÁJÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉGÉRE 52

III.5 AZ ELŐMELEGÍTÉS MONOMERKIOLDÓDÁSRA ÉS MONOMER-POLIMER KONVERZIÓRA KIFEJTETT HATÁSÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA KONVENCIONÁLIS ÉS TERMOVISZKÓZUS BULK-FILL KOMPOZITOK KÖZÖTT 53

III.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA KONVENCIONÁLIS ÉS BULK-FILL KOMPOZITOK MONOMER ELÚCIÓJÁRA ÉS POROZITÁSÁRA 54

EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI 54

EGYFOGAS KÍSÉRLETI MODELL PREPARÁLÁSA PULPÁLIS HŐMÉRSÉKLETMÉRÉSEKHEZ 54

KERÁMIA RESTAURÁCIÓT SZIMULÁLÓ MINTÁK KÉSZÍTÉSE ÉS RAGASZTÁSA 55

PULPASEJTEK TENYÉSZTÉSE ÉS KOLORIMETRIÁS SEJTÉLETKÉPESSÉGI VIZSGÁLATOK 56

BELSŐ ADAPTÁCIÓ ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI MÉRÉSSEL 57

BELSŐ ADAPTÁCIÓ VIZUALIZÁLÁSA PÁSZTÁZÓ ELEKTRONMIKROSZKÓPPAL 57

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 59

III.8 A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK, VALAMINT A MŰGYANTA ALAPÚ ADHEZÍV CEMENTEK TÍPUSÁNAK HATÁSA A KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA 60

III.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN 61

III.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA 62

III.11 MÉLY MOD ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLATA 63

IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI 65

PÁCIENSEK BEVÁLOGATÁSA 65

RESTAURATÍV BEAVATKOZÁS 65

A RESTAURÁCIÓK ÉRTÉKELÉSE 66

III.12 DIREKT KOMPOZIT RESTAURÁCIÓK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE VITÁLIS ÉS GYÖKÉRKEZELT POSZTERIOR FOGAKBAN 67

III.13 LÍTIUM-DISZILIKÁT KERÁMIA ÉS INDIREKT KOMPOZIT BETÉTEK RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE 69

III.14 FELSŐ FRONTFOGAK TÖRÉSÉT ÉS DIASZTÉMÁJÁT RESTAURÁLÓ DIREKT KOMPOZIT TÖMÉSEK MINŐSÉGÉNEK ÉS BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐINEK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV ÉRTÉKELÉSE 71

III.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY 73

STATISZTIKAI ELEMZÉSEK 77

IV. EREDMÉNYEK 80

IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI 80
IV.1 A KONVERZIÓ MÉRTÉKÉNEK ÉS A BISGMA, TEGDMA, UDMA FELSZABADULÁSÁNAK MEGHATÁROZÁSA FOLYÉKONY BULK-FILL KOMPOZITOKBÓL 80
IV.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK KONVERZIÓS FOKÁRA 82
IV.3 A MAGAS SUGÁRZÁSI TELJESÍTMÉNY ÉS RAPID POLIMERIZÁCIÓ HATÁSA BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉRE, MONOMER ELÚCIÓJÁRA, POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁRA ÉS POROZITÁSÁRA 85
IV.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL HATÁSA AZ AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉGÉRE 93
IV.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS ÉS BULK-FILL KOMPOZITOK MONOMER ELÚCIÓJÁRA ÉS POROZITÁSÁRA 104
EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI 106
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 106
IV.8 A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK, VALAMINT A MŰGYANTA ALAPÚ ADHEZÍV CEMENTEK TÍPUSÁNAK HATÁSA A KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA 111
IV.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN 114
IV.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA 116
IV.11 MÉLY MOD ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLATA 120
IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI 123
IV.12 DIREKT KOMPOZIT RESTAURÁCIÓK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE VITÁLIS ÉS GYÖKÉRKEZELT POSZTERIOR FOGAKBAN 123
IV.13 LÍTIUM-DISZILIKÁT KERÁMIA ÉS INDIREKT KOMPOZIT BETÉTEK RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE 126
IV.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY 135
V. MEGBESZÉLÉS 138
IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK 138
V.1 A KONVERZIÓ MÉRTÉKÉNEK ÉS A BISGMA, TEGDMA, UDMA FELSZABADULÁSÁNAK MEGHATÁROZÁSA FOLYÉKONY BULK-FILL KOMPOZITOKBÓL 138
V.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK KONVERZIÓS FOKÁRA 140
V.3 A MAGAS SUGÁRZÁSI TELJESÍTMÉNY ÉS RAPID POLIMERIZÁCIÓ HATÁSA BULK-FILL KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉRE, MONOMER ELÚCIÓJÁRA, POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁRA ÉS POROZITÁSÁRA 142
V.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL HATÁSA AZ AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉGÉRE 146
V.5 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA A MONOMERKIOLDÓDÁSRA ÉS A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓRA KONVENCIONÁLIS ÉS TERMOVISZKÓZUS BULK-FILL KOMPOZITOK ESETÉN 149
V.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS ÉS BULK-FILL FOGÁSZATI KOMPOZITOK MONOMER ELÚCIÓJÁRA ÉS POROZITÁSÁRA 152
EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK 154

V.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 154

V.8 A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK, VALAMINT A MŰGYANTA ALAPÚ ADHEZÍV CEMENTEK TÍPUSÁNAK HATÁSA A KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA 156

V.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN 159

V.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA 160

V.11 MÉLY MOD ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLATA 162

IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK 165

V.12 DIREKT KOMPOZIT RESTAURÁCIÓK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE VITÁLIS ÉS GYÖKÉRKEZELT POSZTERIOR FOGAKBAN 165

V.13 LÍTIUM-DISZILIKÁT KERÁMIA ÉS INDIREKT KOMPOZIT BETÉTEK RETROSPEKTÍV KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE 168

V.14 FELSŐ FRONTFOGAK TÖRÉSÉT ÉS DIASZTÉMÁJÁT RESTAURÁLÓ DIREKT KOMPOZIT TÖMÉSEK MINŐSÉGÉNEK ÉS BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐINEK HOSSZÚ TÁVÚ RETROSPEKTÍV ÉRTÉKELÉSE 171

V.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY 173

VI. AZ ÉRTEKEZÉS ÚJ TUDOMÁNYOS MEGÁLLAPÍTÁSAI ÉS KLINIKAI JELENTŐSÉGÜK. 177

IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI 177

EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI 178

IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI 180

VII. SAJÁT KÖZLEMÉNYEK JEGYZÉKE 182

VII.1 AZ MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK 182

VII.2 AZ ÉRTEKEZÉS TÁRGYKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ, PHD ELŐTTI, ELŐZMÉNYKÉNT FELHASZNÁLT KÖZLEMÉNYEK 184

VII.3 AZ ÉRTEKEZÉS TÁRGYKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ, PHD UTÁN SZÜLETETT KÖZLEMÉNYEK 184

VII.4 AZ ÉRTEKEZÉSTŐL FÜGGETLEN EGYÉB KÖZLEMÉNYEK 185

VIII. IRODALOMJEGYZÉK 191

IX. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS 213

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

3D háromdimenziós
ACE Anterior Clinical Erosive Classification, Anterior Klinikai Eróziós Osztályozás
ACN acetonitril
AFCT addition fragmentation chain transfer, addíciós fragmentációs lánctranszfer
AFM addíciós fragmentációs monomer
AFR annual failure rate, éves sikertelenségi arány
ANOVA Analysis of Variance, varianciaanalízis
AUDMA aromás uretán-dimetakrilát
BDDMA 1,4-butándiol-dimetakrilát
BHT butilált-hidroxitoluol
BisDMA biszfenol-A-dimetakrilát
BisEMA vagy **EBPADMA** biszfenol-A etoxilált dimetakrilát (Az elnevezések az etoxilálás helyén és mértékén térnek el.)
BisGMA biszfenol A-glicidil metakrilát
Bis-HPPP 2,2-bisz-[4(2,3-hidroxi-propoxi)-fenil]-propán
BPA biszfenol-A
BPO fenil-bisz(2,4,6-trimetilbenzoil)-foszfin-oxid
CAD/CAM computer aided design/computer aided manufacturing, számítógép vezérelt tervezés/ és faragás
C-faktor configuration factor, konfigurációs faktor
CI Confidence Interval, megbízhatósági tartomány
CQ kámforkinont
DC degree of conversion, konverzió mértéke
DC dual-cure, kettős kötésű
DC/TMD Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders, Temporo-mandibuláris rendellenességek diagnosztikai kritériumai
DDDMA 1,12-dodekán-dimetakrilát
DMAEMA dimetil-amino-etil-metakrilát
DMSO dimetil-szulfoxid
DNS dezoribonukleinsav
DPO dibenzoil-peroxid
DSC Differencial Scanning Calorimetry, Differenciális pásztázó kalorimetria
DUDMA diuretán-dimetakrilát
EDMAB etil-4-dimetil-amino-benzoát
EGDMA etilénglikol-dimetakrilát
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
FDA U.S. Food and Drug Administration, Egyesült Államok Élelmiszer- és Gyógyszerügyi Hatósága
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
GERD gastroesophageal reflux disease, gasztroözofageális reflux betegség
GP G-aenial Posterior
HMDS hexametil-diszilazán
HR hazard ratio, kockázati arány
HR% határfelületi rés százalék
IPN semi-interpenetrating polymer network; félig áthatoló polimerhálózat
ISO International Organization of Standardization, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet
LC light-cure, fényre kötő
LDH laktát-dehidrogenáz
LED light emitting diode, fényt kibocsátó dióda lámpa
LH labiális kerámia héj
LidiSi lítium-diszilikát
MA metakrilsav
MAPO monoacil-foszfin-oxid
MEHQ hidrokinon-monometil-éter
mikro-CT mikrokomputer tomográfia

MMA metil-metakrilát
MMP mátrix-metalloproteinázok
MO mezio-okkluzális
MOD mezio-okkluzo-disztális
mp másodperc
MPS 3-metakriloxipropil-trimetoxiszilán
MTT 3-[4,5-dimetil-tiazol-2-il]-2,5-difenil tetrazolium-bromid
OD okkluzo-disztális
OVD okklúzió vertikális dimenziója
PH palatinális direkt kompozit héj
PH preheated, előmelegített
PMMA polimetil-metakrilát
PTE Pécsi Tudományegyetem
PTFE politetra-fluoro-etilén
RR relative risk, relatív kockázat
RT room temperature, szobahőmérséklet
S.D. standard deviáció
SDR SureFil SDR Flow
SEM scanning electron microscope, pásztázó elektronmikroszkóp
SPSS Statistical Package for Social Science, Statisztikai Csomag Társadalomtudományok Számára
RAFT reversible addition fragmentation chain transfer, reverzibilis addíciós fragmentációs lánctranszfer
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
TEG trietilén-glikol
TEGDMA trietilénglikol-dimetakrilát
TMD temporomandibular disorder, temporo-mandibuláris rendellenesség
TPF Tetric PowerFill
TPO 2,4,6-trimetilbenzoil-difenil-foszfin-oxid
TS Twinky Star Flow
U univerzális
UDMA uretán-dimetakrilát
USPHS United States Public Health Service, Amerikai Egyesült Államok Közegészségügyi Szolgálata
VCB VisCalor Bulk
VE_DC Variolink Esthetic DC
VE_LC Variolink Esthetic LC
vol% volumen%, térfogat%
vs versus, ellenében
WST-1 water-soluble tetrazolium salt, vízben oldódó tetrazóliumsó
wt% weight%, tömeg%;
XB X-tra Base

I. BEVEZETÉS ÉS IRODALMI HÁTTÉR

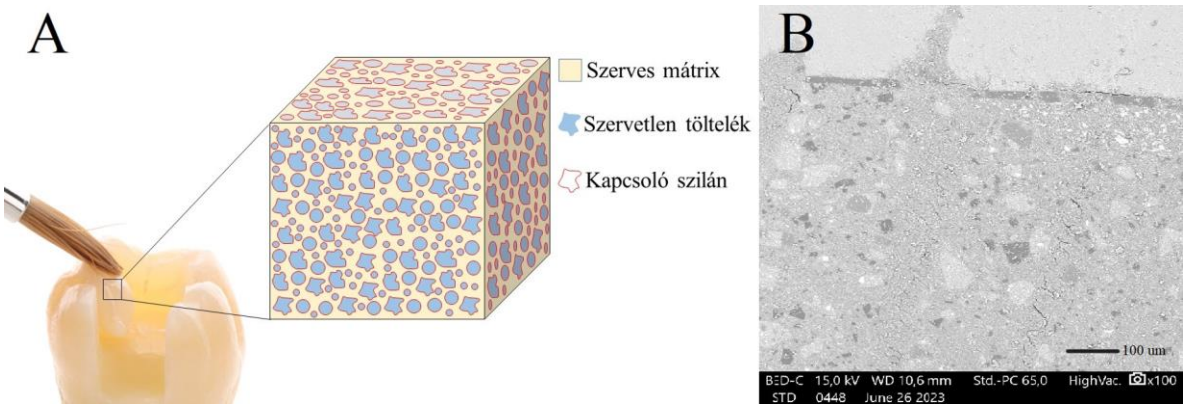
Az egészséggel és életminőséggel szoros összefüggésben áll a szájüregi egészség [228]. A lakosság szájhigiénés oktatásának széles körű elterjedése és fejlődése ellenére a fogszuvasodás kezelése továbbra is a mindennapi fogászat elválaszthatatlan része. A jó minőségben elkészített tömés, amely képes visszaállítani a fog anatómiáját, funkcióját és esztétikáját, jelentős mértékben hozzájárul a szájüregi egészséghez és a jó életminőséghez. Egy szakirodalmi áttekintés szerint 1981 óta fogászati restauratív anyagként leggyakrabban a műgyanta alapú fogászati kompozitokat alkalmazzák a fogorvosok [142]. Ezt a fogszínű tömőanyagot a hatvanas évek elején vezették be a szilikát cementek és a töltetlen metil-metakrilát alapú műgyanták kiváltására. Alapját a biszfenol A-glicidil metakrilát (BisGMA) hibrid monomer képezte, melyben az epoxi műgyanta epoxi csoportját egy metakrilát csoport helyettesíti. A monomer jellegzetessége a szájkörülmények közötti gyors polimerizáció, rugalmasság, egyben kellő merevség, és elődjéhez, a metil-metakriláthoz képest kisebb mértékű polimerizációs zsugorodás [62]. Szervetlen töltelék szemcsékkel megerősítve tulajdonságai tovább javultak, ráadásul a foghoz történő ragasztás (fogászati adhezívek) fejlesztésével felhasználási területük is kiszélesedett. Míg kezdetben a rágófogak helyreállításában a kompozit kifejezetten előnytelen tömőanyagnak minősült, napjainkban, a fejlesztéseknek köszönhetően kimagasló fizikai és optikai tulajdonságaik elsődlegesen választott restauratív anyaggá emelték őket. Bár az elmúlt hat és fél évtized alatt a fogászati kompozitok rengeteget javultak, az út nem ért véget, hiszen anyagtani jellegükből adódó negatívumaik a mai napig fellelhetők a kezdetekhez viszonyítva sokkal kifinomultabb mértékben. Ezek kiküszöbölésére, mértékük további csökkentésére irányuló törekvések eredményeként folyamatos kutatások, fejlesztések zajlanak és a fogászati kompozitokkal foglalkozó tudományos közlemények száma évről évre nő. Minél többet tudunk az anyagról, annál több kérdés és kutatási ötlet merül fel vele kapcsolatban. A PubMed adatbázisban a „dental composite" keresőszóra 47 744 találat született, melyből csak a tavalyi évben (2024) 2785 publikáció jelent meg. Fogorvosként különösen kedvelem a fogászati kompozitot, mint tömőanyagot, hiszen segítségével a fogakkal azonos anatómiai és optikai megjelenésű, természethű, funkcionálisan stabil restaurációkat készíthetünk. Ugyanakkor fontos hangsúlyozni, hogy alkalmazása nagy odafigyelést igényel, mivel érzékeny anyagról van szó; ha nem kap kellő figyelmet használata közben, viszonylag gyorsan meghibásodhat. Ezért a felhasználásuk során elengedhetetlen a precizitás és a szakmai tudás, hogy a végeredmény tartós és esztétikus legyen.

A kompozitok szakirodalomból és tapasztalatból ismert hátrányos tulajdonságaival összefüggő, betegellátás során felmerülő kérdések ihlették kutatásaim célkitűzéseit, melyekben a kompozitok számos aspektusát vizsgálva laboratóriumi és klinikai körülmények között próbáltam feltárni és információt szolgáltatni a leggyakrabban alkalmazott restauratív anyag jobb megismerése érdekében.

I.1. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK ÖSSZETÉTELE

A fogászati kompozitok olyan műgyanta bázisú, szervetlen töltelékkel megerősített anyagok, melyek szabad gyökös polimerizációval keményednek és fogászati adhezívek közbeiktatásával rögzülnek a fog keményszöveteihez. Sokoldalúságuk miatt felhasználási területük igen széles. Nem csupán plasztikus tömőanyagként, hanem laborkompozit formájában, szilárd töltésként, azaz betétként, vagy ideiglenes fogpótlásként is alkalmazhatók. Kerámiából, laborkompozitból készült restaurációk, rögzített fogszabályozó készülékek ragasztó anyaga, kárieszprevencióban alkalmazott barázdazárók, vagy endodonciai sealerek, csapok alapanyaga. Sokrétűségük, számos előnyös tulajdonságuk összetételüknek köszönhető, melyben a különböző jellegű komponensek mindegyike speciális funkcióval rendelkezik, és egymást kiegészítve alkotják meg a drasztikus körülményeket is elviselő, akár évtizedeken keresztül is funkcióképes tömőanyagot.

Összetételét tekintve a fogászati kompozit egymással összekapcsolt heterogén anyagokból tevődik össze. A szerves és szervetlen molekulák homogén keveréke három elkülöníthető fázisból áll (I.1 ábra) [98]: (1) alapját a szerves monomerekből felépülő polimer mátrix képezi, mely a kémiai/fotokémiai polimerizáció folyamata során rugalmas, fizikai és kémiai behatásoknak részben ellenálló anyaggá keményedik. Mivel a monomer molekulák szilárdságukban, viszkozitásukban, zsugorodásukban, egyéb fizikai-kémiai jellegzetességben különböznek egymástól, ezért az egyes monomerek kombinációban való alkalmazásával lehet létrehozni az egyedi tömőanyagokat [86]. Önmagában a szerves mátrix zsugorodása is, kopásállósága is kedvezőtlen, mely tulajdonságok javítására kombinálják a (2) diszpergált fázissal, melyet különböző anyagú, morfológiájú és méretű szervetlen töltelékek alkotnak [98].



I.1 ábra: A fogászati kompozit egymással összekapcsolt szerves és szervetlen anyagokból álló homogén keverék (A – sematikus ábra; B – mikrohibrid kompozit pásztázó elektronmikroszkópos felvétele, 100x-os nagyítás) (szerző saját készítésű ábrája).

A mind fizikai, mind kémiai tulajdonságaiban eltérő két komponens kémiai összekapcsolása (3) bifunkcionális szilán molekulák alkotta interfázissal valósul meg [274]. Ez a határfelületi kapcsolat biztosítja a két fázis közti feszültségátvitelt, egységes anyagot hozva létre [24]. Bár a fő

alkotóelemek között nem említik, mégis elengedhetetlen a kémiai/fotokémiai iniciátorok és segédanyagaik jelenléte, melyek segítségével a képlékeny állagú anyagból szilárd tömést kaphatunk [98].

I.1.1 MÁTRIX MONOMEREK

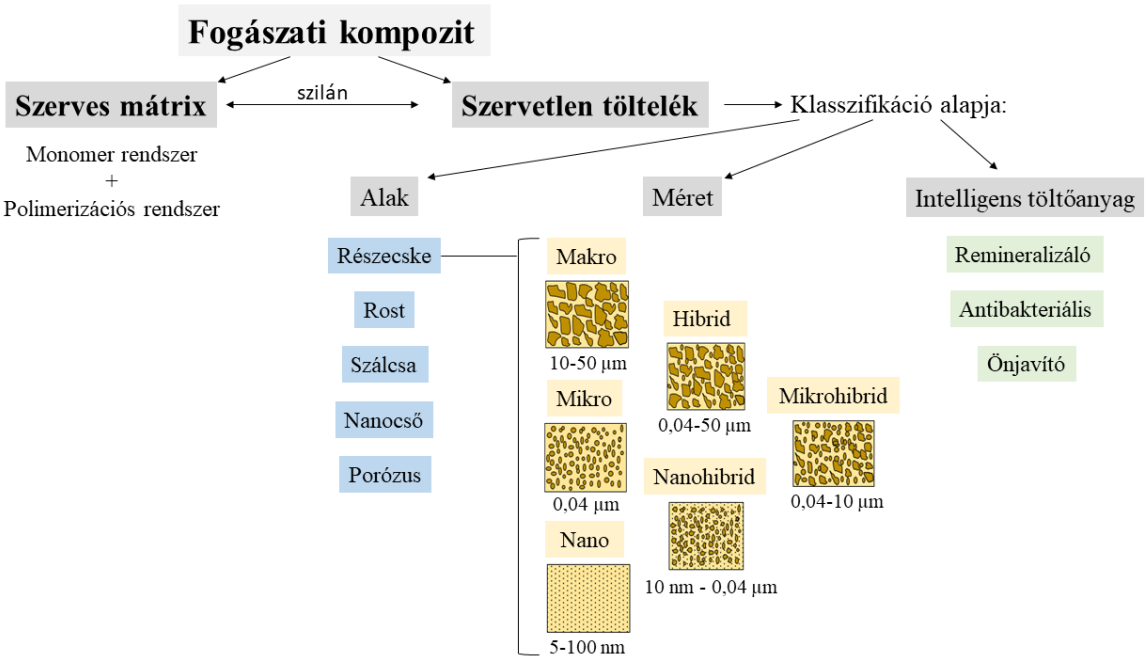
A szerves mátrixot mono-, di- és/vagy trifuncionális monomerek alkotják, melyek polimerizáció révén egymáshoz kötődve hozzák létre a térhálós szerkezetű szilárd vázat [233]. Az elsőként bevezetett műgyanta monomer a BisGMA volt, mely továbbra is a leggyakrabban használt mátrix molekula a mai kompozitok gyártása során. A fogászati kompozit körülbelül 20 térfogat %-át teszi ki. Mivel ez a gyantamonomer molekulán belüli hidrogénkötésének és az aromás gyűrűk által létrehozott π-π kölcsönhatásoknak köszönhetően erősen viszkózus [400], a gyártási folyamat és a klinikai kezelhetőség megkönnyítése érdekében más, alacsony viszkozitású, alacsony molekulatömegű monomerekkel hígítják. Ilyen viszkozitásszabályozónak minősül a biszfenol-A-dimetakrilát (BisDMA), az etilénglikol-dimetakrilát (EGDMA), a trietilénglikol-dimetakrilát (TEGDMA), a metil-metakrilát (MMA) vagy az uretán-dimetakrilát (UDMA) [237]. A különböző viszkozitású és kémiai szerkezetű multifunkcionális monomerek szinergikus társulása az amúgy kis reaktivitású, kevésbé mozgékony BisGMA reakcióképessége szempontjából kedvező egyensúlyt biztosít [322], amely kielégítő fizikai-kémiai tulajdonságokkal rendelkező kopolimert eredményez. Az UDMA például, amely a viszonylag nagy molekulatömeget a kettős kötések magas koncentrációjával és az alacsony viszkozitással ötvözi, fokozza a monomer-polimer végső konverziójának mértékét, növeli a polimerizáció mélységét, emellett javítja a kompozit mechanikai tulajdonságait, hajlítószilárdságát, rugalmassági modulusát és csökkenti a polimerizációs zsugorodást is [462, 481]. A BisGMA analóg molekulája annak etoxilált változata (etoxilált biszfenol-A-dimetakrilát, BisEMA), amely, bár nagy molekulatömeggel rendelkezik, a hidroxil-csoportok által biztosított erős másodlagos molekuláris kölcsönhatások hiánya csökkenti a viszkozitását, lehetővé teszi a fokozott polimerizációs készséget, jobb mechanikai tulajdonságokat elérve [371]. Ezzel szemben, ha a mozgékony UDMA-t nagy molekulatömegű BisEMA-val kombinálják, jelentősen korlátozhatja az UDMA monomerek mobilitását, csökkentheti reaktivitásukat, ezáltal a konverziós értéket [262]. Emellett a BisEMA monomer keverékben való jelenléte a tömőanyag hajlítószilárdságát csökkenti [201]. Hasonlóan kétélű fegyver lehet az alacsony viszkozitású TEGDMA is, mely, bár jelentős mértékben javíthatja a kompozit konverziós fokát és növeli a polimerizálódott kompozit oldékonyságát, rontja az általános mechanikai tulajdonságait és a színstabilitását [201, 253]. Azonban pozitív tulajdonsága az éterkötéseivel összefüggő rugalmassága, mely a kötés körüli szabad forgásnak köszönhető, szemben a merev BisGMA-val, melynek aromás csoportja a molekula kötés körüli forgásának akadályát képezi [400]. Bár ez a szerkezeti jellegzetesség korlátozza a molekula polimerizációra való képességét, mégsem csökken jelentősen a kompozit keménysége, szívóssága az alacsonyabb konverzióval arányosan, mert a BisGMA merevsége kompenzálja az ebből eredő hátrányt [400]. A monomerek egyedi és szinergista/antagonista hatásait ismerve a gyártónak tudatosan kell megtervezni az adott kompozit monomer kombinációját, befolyásolva ezzel a tömőanyag végső tulajdonságait. A kompozitok

polimerizációs foka, azaz a monomerek polimerré történő konverziójának mértéke kritikus jelentőségű az elkészült tömés fizikai-kémiai tulajdonságai szempontjából. Minél kisebb az átalakulás mértéke, annál kedvezőtlenebbek a kompozit mechanikai mutatói és egyben a biokompatibilitása is. A monomerek kémiai jellegzetességüknél fogva erőteljesen befolyásolják a konverziót.

A monomereken kívül a kompozit mátrix tartalmazhat polimetil-metakrilátot (PMMA) is (a rövid üvegszálakkal megerősített kompozitok esetén), mely a dimetakrilát monomerekkel történő együttes polimerizációja során egy úgynevezett félig áthatoló polimerhálózatot (semi-interpenetrating polymer network- IPN) alkot, mely jó kötési lehetőséget biztosít az üvegszálak számára és növeli a polimer mátrix szívósságát [188].

I.1.2. SZERVETLEN TÖLTELÉK FÁZIS

A szervetlen töltelék fázis a fogászati kompozitok diszperz fázisa. A töltőanyag minél nagyobb arányú beépítése alapvető cél a szerves mátrix fizikai és mechanikai tulajdonságainak javítása érdekében. A kompozitokban a legnagyobb tömegarányt a töltőanyag szemcsék – egyes kompozit típusoknál rost jellegű töltelék - foglalják el. A szemcsék a polimerizált gyantamátrixba ágyazva megakadályozzák egy esetleges törés során a repedés terjedését, módosítva, kedvezőbbé téve így a tömés meghibásodásának módját [265]. A szervetlen fázis jelenléte csökkenti továbbá a szerves fázis polimerizáció közben bekövetkező zsugorodását, fokozza a tömőanyag nyomási-, szakító- és hajlítószilárdságát, szívósságát, keménységét és csökkenti a vízfelvételt [200, 215, 428]. A sok pozitívum mellett a töltelék negatív hatással bír a polimerizáció mértékét tekintve fényárnyékoló hatásánál fogva, és bizonyos nézőpontból a reológiai tulajdonságokra nézve [215]. A töltőanyagok mennyisége mellett azok anyaga, mérete, alakja, eloszlása is fontos meghatározó tényező, nem csupán a teherviselés szempontjából, de a fogzománchoz, dentinhez hasonló optikai jellegzetességek megjelenítése miatt is [165, 216]. A kompozitok osztályozása elsősorban a töltelékszemcsék méretén alapul [286]. Ezek szerint megkülönböztethetünk makro- és mikroszemcsével töltött kompozitokat, ezek kombinációját, azaz a hibrid-, vagy csökkentett mérettartományú változatukat, a mikrohibrid kompozitokat, valamint a nanotechnológia térfoglalásával a nanoszemcsés és nanohibrid tömőanyagokat (I.2 ábra). A szervetlen diszperz fázis részecskéit kezdetben szilícium-dioxidból állították elő, melynek kristályos változata a kvarc. Számos más típusú töltőanyag alapjának tekinthető a szilícium-dioxid, mivel az üveg töltőanyagok szintén szilikátok, de más elemeket, mint például oxidokat (bárium-oxidot, stroncium-oxidot, alumínium-oxidot, cirkónium-oxidot), alkáliüveget (bárium-boroszilikát, bárium-aluminoszilikát, bárium-alumino- boroszilikát, stroncium- szilikát) is tartalmazhatnak. Ezen összetevők jobb optikai megjelenést, színválasztékot, radiopacitást, kémiai ellenállást és kitűnő mechanikai tulajdonságokat kölcsönöznek a tömőanyagnak [214]. A kompozitok tulajdonságait, ezáltal a tömés paramétereit is befolyásoló töltelékszemcsék formáját tekintve lehetnek amorfak, vagy gömb alakúak, melyeket különféle módon állíthatnak elő [4, 34, 63, 264, 369]



I.2 ábra: A fogászati kompozitok összetétele. A szervetlen töltelék osztályozásának alapját képezi annak alakja, mérete, speciális funkciója. A kompozit típusok leggyakoribb meghatározása a töltelék részecske méretére épül (szerző saját készítésű ábrája).

Nem ritka az előpolimerizátum alkalmazása sem, mely esetén polimerizált és őrölt kompozit részecskéket adagolnak a szilícium-dioxid töltelék mellett a polimerizálatlan mátrixhoz [286]. A mai kompozitokat jellemzően 50-85 tömegszázalékos töltőanyag aránnyal, 5 nm - 85 µm közötti részecskeméretttel hozzák forgalomba [139]. A töltőanyag mennyisége a konzisztencián túl jelentősen meghatározza a fizikai, kémiai és optikai jellegzetességeket [498].
A kompozitok szívósságának fokozása érdekében kifejlesztettek rövid üvegszállal megerősített tömőanyagokat, melyekben a szemcsés töltőanyagok mellett a véletlenszerűen elrendeződő E-üvegszálak feladata, hogy a terhelést a gyengébb polimer fázisról a tartósabb erősítő szálakra továbbítsák [508]. Alkalmazásuk leginkább a nagy igénybevételnek kitett vitális és gyökérkezelt fogak restaurálására korlátozódik, csökkentve a destruált fogak törési hajlamát [188].

I.1.3. KAPCSOLÓ ÁGENSEK

A fogászati kompozitok esetében a határfelület kifejezést a folytonosnak mondható mátrixfázis és a diszpergált töltőanyagfázis közötti viszonylag éles határrétegre használják. A határfelület mikroszerkezetét azonban egy széles, inkább gradiens jellegű átmeneti zóna jellemzi, amelyet pontosabb kifejezéssel élve interfázisnak nevezhetnénk [24]. A polimer mátrix és szervetlen töltőanyag közti kapcsolat van der Waals-erők, hidrogénkötések, ionos vagy kovalens kötések, polimerhálózat összefonódás, valamint bizonyos töltőanyag típus esetén mikromechanikai kapcsolódási mechanizmusok eredményeként jöhet létre. A legtöbb fogászati kompozit esetén a polimer mátrix és a töltőanyag közötti elsődleges fázisközi kapcsolat kémiai kötéssel, egy kettős funkcióval bíró szerves szilán közvetítésével jön létre [271]. A kompozitokban leggyakrabban

alkalmazott 3-metakriloxipropil-trimetoxiszilán (MPS) metakrilát csoportja a mátrix monomerekkel, míg szilanol funkciós csoportja a szilikát töltőanyag felületén lévő hidroxil-csoportok kondenzációja révén a töltelékkel valósít meg kémiai kötést [24]. A szilán a szilikát töltőanyaggal (oxánkötés), önmagával (sziloxán) és a gyantarendszerrel (kopolimerizáció) való reakciójának általános mértéke határozza meg a kapcsolószer hatékonyságát. A cél a kompozitok mechanikai és kémiai stabilitásának javítása. Azonban a szilán és az ásványi töltőanyag között kialakuló oxánkötés (szilícium-oxigén-szilícium) különösen érzékeny lehet a hidrolízisre, mivel ez a kovalens kötés jelentős ionos jelleggel bír [340].

A szilán, mint kapcsoló molekula, fontos szerepet tölt be a szilikát alapú kerámia restaurációk adhezív ragasztásában is, mint áthidaló molekula a szervetlen restauráció és a szerves, kompozit bázisú ragasztó között [339].

I.1.4. INICIÁTOR RENDSZEREK

A kompozitokban jelen lévő, elektronban gazdag metakrilát vinilcsoport (szén-szén kettős kötés) nagy hajlamot mutat belső energiái felszabadítására és más metakrilát-csoportokkal való polimerizálódásra. Ezen belső energia felszabadításának, azaz a kettős kötések felszakításának kulcsa egy olyan reaktív kémiai ágens, amely agresszíven keresi a nagy sűrűségű elektronpályákat. Különböző típusú szabadgyök-képző molekulákat használhatnak erre a szerepre, melyek valamilyen külső energia (hő, vegyi anyagok vagy optikai sugárzás) révén aktiválhatók párosítatlan elektronokkal rendelkező szabad gyökök képzésére. A műgyanta alapú fogászati kompozitok esetén az anyagok térhálósítása különböző típusú iniciációs rendszerekkel és aktiválási módokkal történhet. Szájon kívül ez megvalósulhat magas hővel és nyomással, míg intraorálisan a kémiai vagy fény általi aktiválásra, illetve e két utóbbi kombinációjára korlátozódik [347].

Klinikai szempontból a térhálósítás maximalizálására kell törekedni, hogy a lehető legmagasabb monomer-polimer átalakulási fokot és ezáltal kedvezőbb szilárdságot érhessük el. Bár a polimerizáció mértékének növelése nagyobb zsugorodáshoz és zsugorodási feszültséghez vezet [66], az elégtelen konverzió rontja a biokompatibilitást [349], a fizikai és mechanikai tulajdonságokat [156, 398], és potenciálisan a restauráció korai meghibásodásához vezet [354].

A kémiai aktiválású kompozitok paszta-paszta kiszerelésű rendszerek, melyek összekeverésekor következik be szobahőmérsékleten a kémiai iniciálás [460]. A bázis pasztában található benzoil-peroxid iniciátor reakcióba lépve a katalizátor pasztában található aromás tercier aminnal egy redox reakciót indít be. A reakciótermékként keletkező benzoiloxi gyök és kisebb mértékben az amin származékú gyök felelős a polimerizáció elindításáért [460]. Ezeknek az úgynevezett önkötő rendszereknek a hátránya a rövid felhasználási idő mellett a nagy mennyiségű reagálatlan monomer jelenléte a már megkötött anyagban, valamint a két komponens összekeveréséből adódó magas porozitási hajlam [58, 492]. Ugyancsak problémát okoz a polimerizálódott kompozitban reagálatlan molekulaként visszamaradt tercier-amin oxidációja, mely erősen

elszínezheti az anyagot [29]. A kémiai iniciálású kompozitokat hátrányaik miatt napjainkban inkább csak ideiglenes restaurációkhoz használjuk.

A kontrollált polimerizáció érdekében kifejlesztették a fényre keményedő kompozitokat. A fényenergia aktiválta rendszerekben az alapállapotban lévő fotoiniciátor kölcsönhatásba lép a megfelelő elektromágneses sugárzással (korábban ultraibolya, napjainkban látható fény), és gerjesztett állapotba kerül. A fény általi aktiválás különböző módokon hathat a fényérzékeny molekulára, mely alapján a fotoiniciátorok két típusba sorolhatók. A Norrish I típusú iniciátorok olyan vegyületek, amelyek besugárzás hatására α-hasadási folyamaton mennek keresztül, és két szabad gyök képződik. A fotoiniciátorok másik típusa (Norrish II) olyan vegyületen alapul, amelynek gerjesztett állapota reakcióba lép egy hidrogéndonorral, ezáltal egy iniciáló gyököt hozva létre. Így a gerjesztett molekula bomlik (homolítikus fragmentációs típusú fotoiniciátorok) vagy más molekulákkal kölcsönhatásba lépve (hidrogén absztrakciós típusú fotoiniciátorok) olyan gyököket képez, amelyek képesek a monomerek gyors polimerizációját előidézni [431]. A legtöbb kompozitban kámforkinont (CQ) alkalmaznak, mely egy Norrish II típusú diketon molekula. A látható fény kék hullámhossza (400-500 nm) aktiválja, egy szabadgyököt eredményezve. A folyamat redukálószereként, azaz ko-iniciátorként tercier aminokat (pl: dimetil-amino-etil-metakrilát, DMAEMA, vagy etil-4-dimetil-amino-benzoát, EDMAB) alkalmaznak. A fotopolimerizáció során a CQ hidrogént von el a ko-iniciátortól, így képezve szabad gyököt mely a láncreakciót elindítja [276]. Az iniciátor molekula ketilgyökké, míg a ko-iniciátor molekula amino-alkil gyökké válik. Az alkéncsoport fennmaradó elektronja eléri a monomer ellentétes terminálját, gyökké alakítva a monomer molekulát. Ez a molekula reagál egy másik monomerrel, felhasítva annak kettős kötését és láncreakciót eredményezve létrehozza a háromdimenziós (3D) térhálót [410]. Bár a CQ kifejezetten jó penetrációs képességgel bír, gyenge reakciókészsége miatt az iniciáció lassabban megy végbe, korlátozva így a polimerizáció fokát. Ezen negatív hatása kompenzálható lenne mennyiségének növelésével, azonban a reagálatlan CQ erőteljes sárga színe miatt idővel a tömés erős elszíneződését okozhatja [287] (I.3 ábra). Ezért mennyisége 0,1% körüli értékre korlátozódik [515]. A CQ kiváltására alternatív fotoiniciátorokat vezettek be. Ezek a Norrish I típusú fotoiniciátorok képesek ko-iniciátor nélkül, önhasítással két szabadgyököt képezni. Ilyen alternatív iniciátor a 2,4,6- trimetilbenzoil-difenil-foszfin-oxid (TPO), a fenil-bisz(2,4,6-trimetilbenzoil)-foszfin-oxid (BPO), vagy a monoacil-foszfin-oxid (MAPO), melyek jellemzően alacsony energiájú kötésekkel rendelkeznek, és homolítikus hasadásuk után aktívabb gyököket eredményeznek, mint a CQ. Nagyobb moláris abszorpciójuk révén hatékony monomer-polimer átalakuláshoz és fokozott térhálósodási sűrűséghez vezetnek. Színük kevésbé sárga, így színstabilitásuk is kifejezetten jó, rövidebb hullámhossztartomány-abszorpciójuknak köszönhetően [170]. A CQ-hoz képest 50-250-szer kifejezettebb sejtkárosító hatása miatt a BPO, TPO helyett új, metallo-organikus germánium alapú (dibenzoil-germánium, biszakril-digermánium, acil-germánium) alternatív fotoiniciátorokat szintetizáltak [407, 525].

I.3 ábra: Sárgán elszíneződött, kopott, elálló szélű 15 éves kompozit felépítés a 2.1 fogon (A). A régi tömés eltávolítása után a fog anatómikus rétegzéses technikával lett helyreállítva mikrohibrid kompozittal (Enamel Plus HRi, Micerium, Avegno, Olaszország) (B) (szerző saját munkája).

Elszíneződési hajlam nélkül alkalmazhatók kimagasló hatásfokkal, elhanyagolható toxicitással és jó környezeti kompatibilitással [525]. Fényabszorpciós spektrumuk a TPO-hoz, BPO-hoz hasonlóan az ibolya hullámhossz-tartományba esik és elég szűk (380-420 nm), így inkompatibilitási problémák merülhetnek fel a 440-490 nm tartományban polimerizálásra használt, fényt kibocsátó diódalámpák (light emitting diode, LED) együttes alkalmazásakor. Ennek következtében a polimerizáció mélysége elégtelenné válhat [437]. Ezen probléma kiküszöbölésére olyan, több diódás (multi-chip, polywave) LED lámpákat hoztak forgalomba, melyek a kék hullámhossz mellett az ibolya tartományban is képesek fényt kibocsátani [287, 455]. A germánium alapú iniciátor magas hatásfoka és nagy fényabszorbciós képessége miatt, alkalmas lehet az általában alkalmazott 10-20 s-nál rövidebb, ún. rapid polimerizációra, mely 3 s alatt hozza létre a megfelelő mértékű térhálósodást [338]. A különböző típusú fotoiniciátorok szinergizáló hatása miatt azok kombinációja lehetővé teszi a fényabszorpció hatékonyságának növelését, hiszen szélesebb spektrumon nő az elnyelt fotonok mennyisége, valamint fokozódik a penetrációs képességük [287].

A polimerizáció módját tekintve egy anyagon belül kombinálhatók a kémiai- és fotokémiai rendszerek, létrehozva így az úgynevezett kettős kötésű fogászati kompozitokat. Alkalmazásuk során két komponenst kevernek össze az önkötő reakció kémiai aktiválásához, míg a fotoiniciátorok ettől függetlenül fényindukcióval aktiválhatók [488]. Előnyük, hogy azokon a területeken is elfogadható mértékű, gyors polimerizációra számíthatunk, ahol korlátozott a fény

penetrációja [159]. Ennél fogva alkalmasak indirekt kerámia restaurációk, rostcsapok adhezív ragasztására, csonkfelépítésre [120]. Bár az önkötő mód a kompozit teljes vastagságában biztosítja a polimerizációt, a mélyebb rétegek elégtelen fotopolimerizációja a kompozit inadekvát keménységét eredményezheti [518].

A monomerek polimerizációjának idő előtti elfojtására, a szállítás és tárolás megkönnyítésére inhibítorokat adnak a kompozithoz. Az inhibitorok könnyen reagálnak az aktív gyökökkel, stabil vagy kevésbé reaktív gyököket képezve, megakadályozva így a polimerizációs reakció spontán beindulását és terjedését. Inhibítorként fenolos vegyületek, mint például a butilált-hidroxitoluol (BHT) és a hidrokinon-monometil-éter (MEHQ) használatosak, nem csupán a kémiai iniciálású, hanem a fény indukálta, illetve a kombinált kötésű kompozitokban is.

Itt említeném meg, hogy a levegő oxigén tartalma szintén erős inhibitor, mivel a gyökökkel reakcióba lépve viszonylag gyenge reakciókészségű peroxi gyököt képez [477]. Ez az úgynevezett oxigén-inhibíciós zóna minden megkötött kompozit réteg felületén megtalálható. Míg a rétegek között előnyösen nedvesíti a felületet, addig a felszínen hagyva – nagyon magas reagálatlan monomer tartalma miatt – káros hatású lehet a szervezetre nézve, ezért a felszínről polírozással el kell távolítani [384].

I.2. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK POLIMERIZÁCIÓJA

A fent említett komponensek részvételével a polimerizáció folyamatán keresztül alakul ki a szervetlen töltelékkel megerősített szerves polimer mátrix, mely egy sűrűn térhálósodott, szívós, stabil 3D molekula. A sikeres, mechanikailag ellenálló és kémiailag stabil kompozit restaurátum fő kritériuma, hogy a polimerizáció az anyag teljes vastagságában megvalósuljon. Ennek feltétele a monomerek polimerré alakulásának magas aránya, azaz a megfelelő fokú konverzió. A monomer-polimer átalakulás mértékét a szén-szén kettős kötések szén-szén egyszeres kötéssé alakulásának százalékos aránya mutatja, melyet az angol szakirodalomban degree of conversion (DC) kifejezéssel említenek.

A polimerizáció nem egy lineáris folyamat, hanem eltérő sebességgel zajlik a kialakuló hálózaton belül. Az iniciációs gócpontokban kezdődik és ezekben az ún. mikrogél régiókban magasabb a reakció sebessége [30]. A polimerizáció előrehaladtával a növekvő viszkozitású kompozitban a terjedő szabad gyökök és a monomer molekulák diffúziós sebessége jelentősen csökken, ami megakadályozza a monomerek maradéktalan átalakulását. Így a metakrilát csoportok akár 25-55 %-a reakcióképtelen marad [247]. Ezek egytizede teszi ki a kompozit reziduális monomereit, míg többségük úgynevezett függő (az angol szakirodalomban „pendant" kifejezéssel említett) metakrilát csoportként van jelen a polimerhálóban, azaz a molekula egyik vége a térhálóhoz kapcsolt, míg másik vége két szénatom közötti reagálatlan kettős kötést tartalmaz [367]. Az el nem reagált monomer vagy a nem reagált szén-szén kettős kötések jelenléte lágyító hatással van a polimerre, így egy adott rendszer fizikai tulajdonságai a konverzió mértékével korrelálnak [161]. Ezen túlmenően a visszamaradt szén-szén telítetlen kötések a polimer mátrixot érzékenyebbé tehetik a degradációs folyamatokra, melyek csökkentik a színstabilitást, a kopásállóságot,

valamint olyan melléktermékek, mint a formaldehid, metakrilsav, biszfenol-A képződését és felszabadulását eredményezhetik [212].

I.2.1. SZABAD GYÖKÖS POLIMERIZÁCIÓ

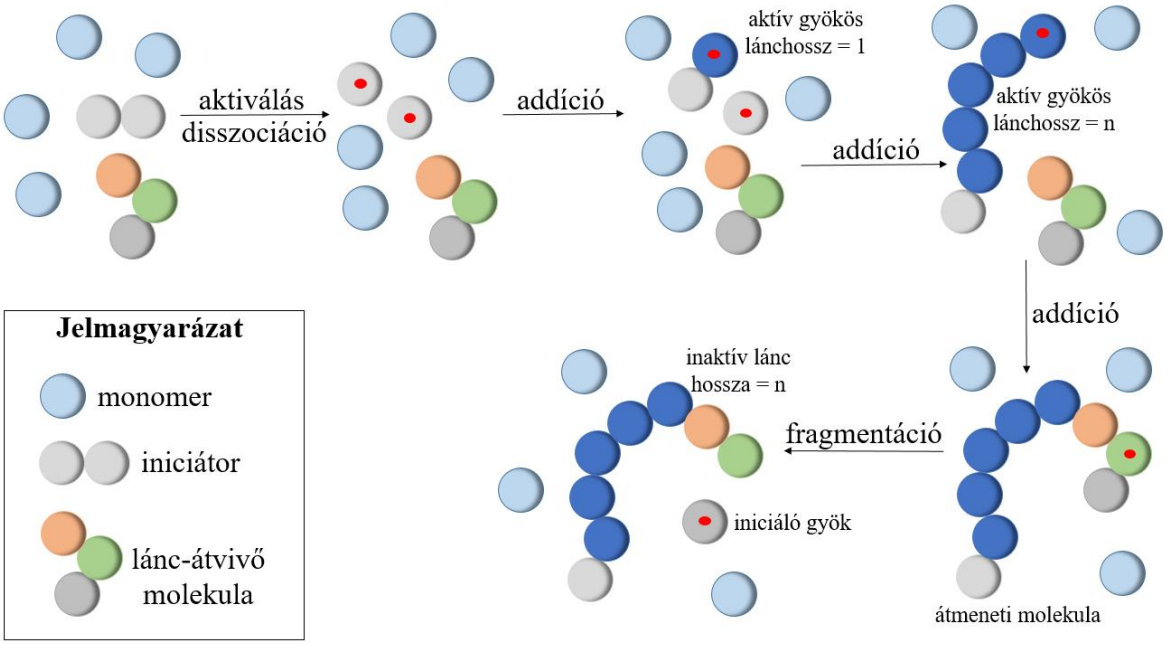
A kompozitok polimerizációs folyamata vinil-szabadgyökös polimerizáció [431], mely során a monomerek először rövid, majd hosszabb oligomerekké kapcsolódnak, további monomerek beépülésével növekednek, elágaznak és keresztkötések kialakítása révén térhálós polimert hoznak létre. A reakció szabad gyökök terjedésével játszódik le, melyek gócpontokban a monomerek szén-szén kettős kötéseinek felhasítása révén indukálják a molekulák összekapcsolódását. A folyamat az iniciáció, propagáció és termináció fázisain keresztül valósul meg [519]. A fogászati kompozitok esetén kiemelt fontosságú a kontrollálható kezelhetőség, így a leggyakoribb iniciációs mód a fényaktiválás. Ebben a fázisban a kompozitban lévő fotoiniciátor molekulák a fényenergiát felhasználva szabad gyököket képeznek, hogy a π-kötések felszakadásával beindulhasson a monomerek összekapcsolódása. Autoakceleráció révén a szabadgyök-koncentráció folyamatosan emelkedik és ezzel egy időben a konverzió nő [99]. A propagáció fázisában számos gyökközpont képződik, mellyel további monomerek adódnak a növekvő láncokhoz, hogy kialakítsák az ismétlődő egységek sorozatát. Az átviteli (transzfer) fázist is fontos megemlíteni, mely a szabad gyökös polimerizáció velejárója. Láncátvitel során a láncnövekedés megáll, hiszen a láncvégen lévő szabad gyök nem egy újabb monomer bekapcsolódását szorgalmazza, hanem átkerül a lánc gerincére („hátbatámadás"), elágazási pont alakul ki, így a terjedés a gerinc közepén folytatódik [519]. A propagáció folyamata addig zajlik, amíg be nem következik a termináció, melyet több tényező is kiválthat. A fejlődő polimerháló sűrűsége egyre inkább akadályozza a reakcióban potenciálisan részt vevő monomerek és szabad gyökök mobilitását, így az ún. autodeceleráció révén elhal a folyamat. Másrészt abbamaradhat a polimerizáció, ha elfogynak a fotoiniciátor molekulák, vagy a polimerlánc építőkövei, azaz a monomerek. Termináció következhet be két szabad gyök egymással történő reakciójával is [348]. Továbbá a helytelen megvilágítás, így a közölt energia elégtelensége is korai terminációt eredményezhet. A rosszul megválasztott polimerizációs lámpa is oka lehet az elégtelen megvilágításnak, ha annak nem megfelelő a hullámhossztartománya, ugyanis minden fotoiniciátornak van egy optimális elnyelési görbéje, amin belül fog csak lezajlani a reakció [283]. A kompozitok polimerizációja exoterm folyamat és a termelődő hő egyenesen arányos a reakció során felszakadó kettős kötések mennyiségével és a kialakuló kovalens kötések arányával. Körülbelül 145 kcal energiára van szükség 1 mol C=C kötés felbontásához, míg ~ 80 kcal szükséges a C-C kovalens kötések kialakulásához, így a keletkező energiakülönbség hő formájában távozik a rendszerből [357]. Mivel a szervetlen töltelék hőelnyelő kapacitása befolyásolja az anyagon belüli hődiffúziót, így a polimerizáció közben leadott hő mennyiségét a kompozit összetétele, elsősorban a töltelék-mátrix aránya, de az alkalmazott rétegvastagsága is jelentősen befolyásolja [46, 266, 520]. A polimerizáció közben bekövetkező hőmérséklet-emelkedés másik forrása a polimerizációs lámpa által leadott hőenergia [536]. Bár az anyagon belüli hőemelkedés pozitív hatással van a molekulák mobilitására, a reakciósebességre, így a konverzió fokára, a polimerizáció közbeni hőhatás potenciális veszélyt jelenthet a fog

pulpaszövetére nézve [110, 304, 540]. Egy hisztomorfometriai *ex vivo* elemzésben a sejtek számának azonnali csökkenését mutatták ki 5,5 °C-os, vagy azt meghaladó hőmérséklet-emelkedés esetén, amit az expozíciós idő nagymértékben befolyásolt. Emellett 6 °C felett immunhisztokémiai változásokat figyeltek meg [325]. Többek között a fogszövetek vastagsága, a pulpaszövet vérkeringésének hatása, a dentintubulusok és a környező parodontális szövetek folyadéktartalma ugyan megnehezíti az ártalmas hőmérsékleti küszöbérték meghatározását és az in vitro eredmények klinikailag releváns következtetésekké való átültetését, azonban széles körben elfogadott, hogy a polimerizáció során a hőmérséklet-emelkedés kontrollja kiemelkedő fontosságú [46, 252, 266, 499].

A polimerizációs lámpákat különböző sugárzási kilépési teljesítménnyel (intenzitás) és expozíciós idővel alkalmazhatjuk. E két faktor szorzata adja a teljes sugárzási energiát [432]. A fogászati kompozitok esetében a megfelelő polimerizációhoz szükség van egy, az adott anyagra jellemző minimális energiafelvételre, azonban egy bizonyos szint felett az átalakulás mértéke nem növelhető [295]. Egy 2 mm rétegvastagságú kompozit megfelelő (~50-70%-os) polimerizációjához minimum 16-24 J/cm^2 energiasűrűségre van szükség [144, 432], míg ezt az értéket nagyobb tartományban (14-23-47 J/cm^2) határozták meg a 4 mm vastagságban alkalmazható ún. bulk-fill kompozitok esetén [113, 244]. Az expozíció kölcsönösségi (reciprocitási) törvénye kimondja, hogy a polimerizáció mértékére gyakorolt hatás szempontjából az egységnyi felületre jutó energia ugyanolyan mértékben függ a megvilágítás intenzitásától, mint az expozíciós időtől, mivel számszerűen a leadott energia e két tényező szorzata [155]. Ezen koncepció alapján rövidebb expozíciós idővel, és megnövelt fényintenzitású polimerizációs lámpák alkalmazásával ugyanazt a polimerizációs fokot érhetjük el, mint alacsonyabb sugárzási teljesítményű lámpák hosszabb megvilágítási idővel történő használata során [433]. Ennek folyományaként megindult a nagy teljesítményű (2000-4000 mW/cm^2) fotopolimerizációs lámpák piacra kerülése, melyekkel 10, de akár 1-3 s-ra is csökkenthető a fényexpozíció időtartama [160]. A kölcsönösségi törvény azonban számos publikáció szerint ellentmondásosnak bizonyult, mivel egyéb tényezők, mint a kompozit fotoiniciátor- és monomer-rendszere, a töltelék mennyisége és eloszlása, a komponensek közti komplex interakció, illetve a polimerizációs lámpa spektrális sugárzási teljesítménye is befolyásolják és módosítják a törvény érvényességét [217, 305, 528]. A szakirodalomban jelentős az ellentmondás a nagyon magas intenzitás és a rapid expozíciós idő kombinációjának a kompozitok minőségére és klinikai teljesítményére vonatkozó hatását illetően, így ez a terület továbbra is a kutatások középpontjában áll [160]. A gyökös polimerizáció hátránya a szabályozatlan folyamat, mely heterogén hálózati szerkezet kialakulását eredményezi [104]. A gyökös polimerizáció további jellemzője a molekulán belüli ciklizációra való hajlam, mely ugyan csökkenti a polimer telítetlen kötéseinek számát, de nem feltétlenül járul hozzá a monomerek összekapcsolásához és a hálózat denzitásának növeléséhez. Leginkább ciklizációra hajlamos molekula a TEGDMA, de a függő kettős kötések esetén is gyakori ez a jelenség [140, 322].

I.2.2. ÉLŐ POLIMERIZÁCIÓ

A gyökös polimerizációnál felmerülő problémákra megoldást jelenthet egy olyan láncreakció, amely egy addíciós fragmentációs lánctranszfer (addition fragmentation chain transfer, AFCT) vagy reverzibilis addíciós fragmentációs lánctranszfer (reversible addition fragmentation chain transfer, RAFT) molekula beépítésével valósítható meg. Ebben az élő polimerizációnak nevezett reakcióban az addíciós molekula aktív centruma hatékonyan diffundál az egyre sűrűbbé váló hálóba, egyidejűleg terjedő szabad gyököket hozva létre, növelve a polimer háló sűrűségét, valamint lehetővé teszi a már kialakult kötések átrendeződését is [206, 269, 346]. Az addíciós fragmentációs cserereakció molekulájaként több vegyület is szóba jöhet. Jellemzően ilyen molekula a tio-karbonil-tio-vegyület, vagy a β-allil-szulfon, de elérhető a fragmentáció β-kvaterner széncentrum funkciós csoporttal kiegészített belső kettős kötés segítségével is [206, 346, 449]. Ezek a vegyületek monofunkciós monomerek gyökös polimerizációjában a polimer képződés szabályozójaként működnek azáltal, hogy módosítják a tisztán gyökös láncnövekedési reakciót egy vegyes, láncreakcióval és lépcsőzetes reakcióval megvalósuló polimerizációs folyamat irányába (I.4 ábra) [206]. Az így kapott polimerháló homogénebb szerkezettel, alacsonyabb zsugorodási feszültséggel, nagyobb konverzióval, ezáltal fokozott ellenállóképességgel rendelkezik [206, 346]. A RAFT molekula lehetővé teszi a fogászati kompozitok rapid polimerizációját, mely során magas fényintenzitással (>3000 mW/cm^2) kombinálva, feltételezhetően hátrányos következmények nélkül éri el a vegyület a 3 s-on belüli stabil polimerháló kialakulását, mely a konvencionális megvilágítású anyagokhoz képest hasonló keménységet, monomer-polimer konverziót, hajlítószilárdságot és elasztikus modulust mutat [9, 226, 245, 388, 389].

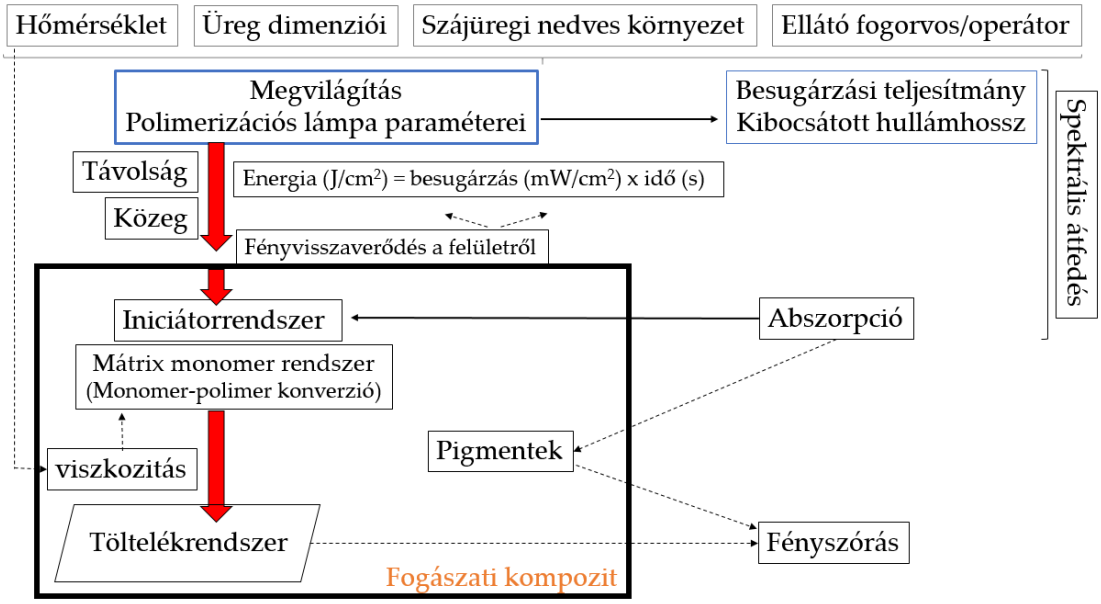


I.4 ábra: Az addíciós fragmentációs láncátvitel mechanizmusa a gyökös polimerizációban (a szerző saját szerkesztésű ábrája).

A felhasználói piacon eddig két gyártó jelent meg addíciós fragmentációs láncátvivő molekulát tartalmazó anyagokkal. A Tetric PowerFill (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) esetén a cél az ultragyors polimerizáció elérése volt, míg a Filtek One Bulk Fill Restorative tömőanyagnál (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) a molekula alkalmazása a polimerizáció során fellépő zsugorodási feszültség oldását célozta meg a polimer hálózat átkonfigurálásán keresztül [9, 226, 245, 388, 389, 449]. Megfigyelték azonban, hogy a fragmentációs molekula koncentrációfüggő módon csökkentheti a reakciósebességet és ronthatja a monomer-polimer konverziót azáltal, hogy a képződött gyökök stabilabbak, vagy mobilitásuk lecsökken [388, 449]. Emellett azt is megállapították, hogy az ultragyors fotopolimerizáció a reakció korai szakaszában a zsugorodás lényegesen gyorsabb kialakulásához vezethet, a térháló sűrűségének nagyobb varianciája rosszabb mechanikai tulajdonságokat eredményezhet és előnytelenebb az öregedéssel szembeni ellenállás [207, 388].

I.2.3. A KOMPOZITOK POLIMERIZÁCIÓJÁT BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK

A fogászati kompozitok klinikai sikerességének kulcsa a megfelelő mértékű polimerizáció. Ideális esetben 100%-os lenne a monomerek polimerré történő átalakulása, azonban ezt számos tényező meghiúsítja. Ezek közé tartozik a kompozit összetétele, árnyalata/transzlucenciája, pre-polimerizációs hőmérséklete, a kompozit alkalmazott rétegvastagsága, a fényexpozíció időtartama, a fotopolimerizációs lámpa paraméterei, a polimerizációs lámpa fényvezető csőre és a kompozit felszíne közti távolság, a restaurálandó üreg átmérője és lokalizációja, az átvilágítandó közeg anyagi minősége (pl. kerámia, zománc, dentin), melyen keresztül polimerizáljuk a kompozitot [16, 295] (I.5 ábra).



I.5 ábra: A kompozit fotopolimerizációjának ábrázolása a polimerizációt befolyásoló tényezőkkel és interakciókkal összefüggésben. A kompozit összetételén kívül jelentős hatással bírnak a polimerizáció paraméterei, a tömés felvételére szolgáló preparált üreg dimenziói, a környezet, sőt, az ellátó fogorvos is [521](szerző saját készítésű ábrája).

A számtalan tényező közül hiba lenne kihagyni az izoláció fontosságát, mely a tartós restaurálás kiemelt jelentőségű feltétele. A nyállal, vérrel, szulkuszváladékkal kontaminált üreghez történő adhézió jelentősen gyengül, vagy a kompozit polimerizációja elégtelenné válik, ezért kulcsfontosságú az operációs terület szárazon tartása arra alkalmas módszerrel [77, 149].

Laboratóriumi vizsgálati körülmények között a kompozitok polimerizációs mértéke 50-80% közé tehető [475]. A polimerizáció jelentős része lezajlik a fényexpozíció ideje alatt, azonban posztirradiációs fázisként folytatódik az ún. sötét szakaszban is, amikor már nem aktiválja fény. A kompozitok körülbelül 24 óra elteltével érik el a konverziójuk maximumát [8]. Szájkörülmények között azonban halmozódnak azok a nehezítő tényezők (többségében a polimerizációs lámpával való hozzáférési nehézségek), melyek elégtelen polimerizációhoz vezethetnek. Következményként a kompozit tömés elszíneződése, széli résképződés, határfelületi szuvasodás kialakulása, posztoperatív érzékenység fordulhat elő, csökken az anyag keménysége, hajlítószilárdsága, törési ellenállása, fokozódik a kopása és romlik a biokompatibilitása [16].
Számos tanulmányunk alapját képezte a polimerizáció mértékét befolyásoló hatások vizsgálata, így a fentebb felsorolásra került faktorok közül a kutatásaink fókuszában állókról további rövid ismertetést adnék.

A POLIMERIZÁCIÓ (ÉS POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA) PARAMÉTEREINEK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA

Polimerizációs lámpa esetén a fény meghatározott felületű fényvezető csőrből való kilépését sugárzási kilépési teljesítményként (radiant exitance), azaz intenzitásként fejezik ki, melynek mértékegysége a mW/cm^2. A fényvezetőből kilépő fény ezután a „célfelületre", azaz a kompozitra jut. A felületre eső fénymennyiséget besugárzásnak (irradiance) nevezzük, mértékegysége szintén mW/cm^2. Ez sajnos többnyire nem azonos a kilépési teljesítménnyel mivel az optikai csúcsból érkező fénysugár divergens, így a fénysugár „koncentrációja" a csúcstól való távolsággal csökken. Meghatározott idő alatt az egységnyi kompozit felületre jutó sugárterhelés (radiant exposure), azaz energia (J/cm^2) a besugárzás és az idő szorzatával számítható ki [521]. Az 1.2.1. alfejezetben tárgyalt kölcsönösségi törvény szerint a felületre jutó energia konstansan tartható, ha az expozíciós idő növelésével egyidejűleg csökkentjük a polimerizációs lámpa intenzitását, vagy fordítva, alacsonyabb teljesítmény esetén hosszabb expozíciós időt alkalmazunk. A kompozit polimerizációs reakciójára vetítve azt várjuk, hogy egy adott sugárterhelés ugyanazt a konverziós értéket biztosítsa a két faktor meghatározott változtatása esetén [397]. Azonban a kompozit összetételének bonyolultsága, ennél fogva a kompozit-fény interakciójának komplexitása miatt a törvény nem minden esetben érvényesül [130]. Leginkább a jelentősen megnövelt intenzitás és a drasztikusan lerövidített megvilágítási idő (3-5 s) lépi túl a törvény kereteit a kompozit polimerizációs képességét tekintve. Ennek magyarázatát elsősorban abban látják, hogy a magas kilépési teljesítmény (> 2000 mW/cm^2) nagymértékben megnöveli a keletkező gyökök mennyiségét, melyek aztán kioltják egymást és a rövid besugárzási idő már nem teszi lehetővé újabb gyökök képződését [154]. Azt is megfigyelték, hogy a túl sok képződött szabad gyök korai üvegesedéshez vezet, polimerláncok közti keresztkötések már a kötés kezdeti fázisában kialakulnak, nem hagyva időt a láncok

relaxációjának, így fokozott zsugorodási feszültség léphet fel a kompozitban [466, 370]. Ezzel szemben a gyártói ajánláshoz képest megnövelt expozíciós idő (+ 10-20 s) egy alacsonyabb intenzitással (~1000 mW/cm^2) kombinálva megbízhatóan növeli a konverzió mértékét [295, 549]. Egy korábbi vizsgálatunkban azonban azt találtuk, hogy a megvilágítás ideje is korlátozott, mivel a kompozit iniciátor koncentrációjától, töltelék-tartalmától függően nem növelhető a kompozitok polimerizációs készsége egy adott mérték fölé [295]. Évtizedekig kvarc-volfrám-halogén polimerizációs lámpákat használtak a kompozit polimerizációjára, de hátrányaik miatt a kék fényt kibocsátó LED lámpák elterjedése jelentősen visszaszorította őket a piacról [254]. Bár a LED energiatakarékos, 30-40%-os hatékonysággal működő fényforrás, még mindig számottevő mennyiségű hőt termel, mely hozzájárul a pulpa átmeneti hőmérséklet-emelkedéséhez a LED paramétereitől és az expozíció időtartamától függően [266]. Továbbá, a kibocsátott fotonok mennyisége, azaz az intenzitás, az optikai csúcs felületén nem egyenletes. Ennek következményeként ún. „hideg" - polimerizáció szempontjából alacsony hatásfokú - és „meleg", azaz hatékony területek fordulhatnak elő, mely a kompozit polimerizációját inhomogénné teszi [412, 426]. Ahogy azt az 1.1.4. alfejezet is tárgyalja, a magas konverziós fok további feltétele az iniciátor-rendszer és a polimerizációs lámpa spektrális egybeesése. A fotonok emissziós spektrumának, azaz a lámpa által kibocsátott fény hullámhossz-tartományának egyezőnek kell lennie a fotoiniciátorok abszorpciós spektrumával a hatékony aktiválás érdekében [80]. A kámforkinon és a szűk spektrumú LED lámpák között megvan ez az összhang, azonban az alternatív fotoiniciátorok inkább az ibolya tartományba eső hullámhosszt abszorbeálják [287, 455].

A KOMPOZIT ÖSSZETÉTELÉNEK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA

A polimerizációra leginkább hatással lévő paraméterek a monomer molekulák és a töltőanyag típusa, térfogataránya, a fotoiniciátorok típusa és koncentrációja, valamint az árnyalatot meghatározó pigmentek mennyisége. A kompozitban alkalmazott monomerek viszkozitása, polaritása, mozgékonysága, reaktivitása rendkívül fontos a konverziós mérték alakulásában [45]. A különböző homopolimerek konverziós kapacitása a következő sorrendben növekszik: BisGMA < UDMA < BisEMA < TEGDMA [184], de a monomerek egymás egyedi jellegzetességeit nagymértékben képesek befolyásolni, így az adott kompozit polimerizációs készségére jelentős hatással van az egyes monomerek mellett azok kombinációja is. A monomerek polimerizációs kinetikája önmagában nem bír kizárólagos jelentőséggel, hiszen a hozzáadott töltelék típusa és mennyisége a monomerek polimerizációs mértékét erőteljesen módosíthatja. Módosító hatásukat fénnyel való interakciójuknak köszönhetik. A kompozit megfelelő polimerizációjához kellő mennyiségű fotonnak kell az anyagon áthatolnia, hogy a reakció ne csak a kompozit felületén, de a mélyebb rétegekben is végbemehessen. Azonban amikor a fény a kompozit felületére esik, annak jelentős része visszaverődhet. Másrészt, a kompozitba hatoló fény az elsősorban töltelékfüggő abszorpció és szóródás jelensége révén csillapodik. E folyamatok együttes hatását a Beer-Lambert-törvény jellemzi, amely a besugárzás erősségének exponenciális csökkenését fejezi ki a mélységgel és egy csillapítási együtthatóval [480]. Ez utóbbi az abszorpciós és a szórási együtthatók összege. Az abszorpciós együttható

összefügg a kioltási együtthatóval és az abszorbeáló molekula koncentrációjával, azaz a tölteléktartalommal. A fény szóródása gyakori a belső határfelületeken, különösen ott, ahol két fázis, azaz a műgyanta és a töltőanyag-részecskék fénytörési mutatójában különbség van [454]. A szóródás a rövidebb hullámhosszú fénynél jelentősen megnő, így a kék fény diffúziója jóval kedvezőbb, mint az ibolyáé [225, 452]. Ezáltal a töltőanyag-részecskék méretének jelentős hatása van, ugyanis, ha a részecskék (vagy szálak) átmérője nagyobb, mint a fény hullámhossza (kb. 470 nm), a fénysugár kitér a részecske elől, azaz áthaladása során megtörik, eredeti haladási irányából szóródik [143, 179]. Tehát a fotonok, mint elektromágneses részecskék penetrációját nehezítheti a szervetlen töltelék és pigmentek jelenléte, valamint a kialakuló térháló növekvő sűrűsége, mely fényelnyeléshez, fényszóráshoz vezet, lényegében csökken a fény energiája a mélyebb rétegek felé haladva [232, 280].

A KOMPOZIT POLIMERIZÁCIÓ ELŐTTI HŐMÉRSÉKLETÉNEK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA

A kompozitok polimerizáció előtti hőmérséklete hatással van a polimerizáció folyamatára, ami viszont befolyásolja az eredményül kapott polimer tulajdonságait [83]. A gyártók a kompozit tárolási hőmérsékletét 4-20 °C között határozzák meg. Az eltarthatóság meghosszabbítása érdekében sok fogorvos hűtőben (2-5 °C) tárolja az anyagokat, azonban az alacsony hőmérséklet negatív hatással van a polimerizáció kinetikájára, rontva a monomer-polimer konverziót [141]. Ezzel szemben a közvetlen használatot megelőző előmelegítésnél a +10-30 °C hőmérséklet-emelkedés elősegíti a molekulák mozgékonyságát és növeli a reaktív gyökök ütközési gyakoriságát, ami nagyobb konverziót és késleltetett önlassítást (autodeceleráció) eredményez [109]. Ennek eredményeként a fokozott konverziós mérték kedvezőbb felületi mikrokeménységet, kopási és törési ellenállást, valamint jobb hajlítószilárdságot biztosít előmelegítést követően [60, 110, 251]. Az előmelegítés további előnye az anyag konzisztenciájának módosulása. Ettől a módszertől függetlenül a fogászatban többnyire két alapvető konzisztenciát alkalmazhatunk az indikációs terület függvényében. A folyékony kompozitok kedvezőbb adaptációs képessége és alacsonyabb elasztikus modulusa, ezáltal jobb zsugorodási feszültségoldó hatása ellenére gyengébb mechanikai tulajdonságokkal és fokozottabb zsugorodással kell számolnunk alacsonyabb töltelékarányuk miatt [44]. Ezzel szemben a magasabb viszkozitású, tömörítést igénylő kompozitok jelentős tölteléktartalmuknak köszönhetően nagyobb mértékben képesek elviselni a rágóterhelést, a koptató hatást és alacsonyabb a térfogati zsugorodásuk, ugyanakkor kellő tömörítés és több idő szükséges a megfelelő adaptációjukhoz [544]. A két konzisztencia előnyeinek kihasználása, a negatívumok eliminálása érdekében vezették be alapvetően a magas viszkozitású kompozitok előmelegítését, mely kedvező hatással lehet a belső és széli adaptációra és a mikroszivárgásra azáltal, hogy csökkenti az anyag viszkozitását. A jobb kezelhetőség és a folyékonyság megkönnyítheti a tömőanyag alkalmazását, rövidítheti a beavatkozás idejét. Az íly módon folyékonnyá tett magas töltöttségű restauratív kompozit, az előnyös fizikai mutatóin túl, színstabilitásának és alacsony oldékonyságának köszönhetően kerámia vagy kompozit betétek, valamint héjak ragasztására is használható, a kifejezetten ragasztásra kifejlesztett adhezív cementek alternatívájaként [319, 337]. Az adhezív cementekkel szemben, nagyobb töltelék arányuknak köszönhetően csökkentik a

polimerizációs zsugorodást és a zsugorodási feszültségek kialakulását a ragasztott határfelületen, ami nagyobb ellenállást biztosít az intraorális degradációval szemben [94].
Több vizsgálatban azonban azt tapasztalták, hogy a kompozit a melegítőberendezésből való eltávolításakor (azaz ~50-60 °C–ra történő felmelegítését követően) gyors hűlésnek indul, mely tovább folytatódik az anyag adagolása, kezelése során [109, 313]. A gyors energiaveszteség azonban befolyással lehet a polimerizáció kinetikájára. Másrészről, az előmelegítés okozta hőhatás a polimerizációs lámpa által leadott hővel és a polimerizáció exoterm természetével együtt felveti a pulpakárosodás lehetőségét.

A KOMPOZIT ALKALMAZOTT RÉTEGVASTAGSÁGÁNAK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA

A kilencvenes években meghatározták azt a maximális rétegvastagságot (2 mm), minimális intenzitást (400 mW/cm^2) és expozíciós időt (60 s), mely klinikailag elfogadható polimerizációs mértéket és ezzel keménységet biztosít a kompozit számára [432]. A polimerizáció mértéke akkor kielégítő, hogyha a minta alján mért érték a minta tetején – azaz a fényforráshoz legközelebb eső felszínén – kapott eredménytől nem tér el jelentősen. A keménységet tekintve ideális esetben ez az arány > 95% [521], bár a klinikailag elfogadható értéket 80-85%-ban határozták meg [314]. A rétegvastagság növelésével, vagy sötétebb árnyalatok alkalmazásával a fénysugár inhomogenitása nő, mely nem csupán vertikálisan, de horizontálisan is (a periféria irányába) rontja az anyag polimerizálódását. Ezen limitációk a kompozitok 2 mm-es egymást követő rétegekben történő felvitelét/polimerizálását igénylik [416, 517, 521]. A rétegezés további előnye az üreg falához ragasztott kompozit zsugorodása miatt fellépő stressz csökkentése, ugyanis minél kevesebb falhoz, vagy kisebb felületű felszínhez ragad a polimerizálódó kompozit réteg, annál kedvezőbbek a zsugorodási feszülési értékek [392]. Adott üregre nézve számszerűsíteni is lehet a zsugorodási feszülés nagyságrendjét, ha a kompozit üreg falaihoz ragasztott felszíneinek számát elosztjuk a kompozit szabad felszíneinek számával. Ezt a C-faktor, azaz konfigurációs faktor fejezi ki. Minél magasabb az értéke, annál nagyobb feszültségre lehet számítani [152]. A kialakuló stressz mértékét továbbá erősen befolyásolja az üreg mérete, falainak vastagsága, magassága, feszüléshez való alkalmazkodó képessége, a kompozit elasztikus modulusa, a polimerizáció paraméterei [547]. A zsugorodási stressz ronthatja a széli záródást, repedéseket generálhat a fogban, tömésben, végső soron a tömés sikerességét veszélyezteti [157].

Az elmúlt években megnőtt az igény a kevésbé technikaérzékeny, gyorsabban applikálható anyagok iránt [89]. A bulk-fill kompozitokat a restaurációs folyamat egyszerűsítésére és felgyorsítására hozták forgalomba, lehetővé téve a vastag, akár 4 vagy 5 mm-es kompozit rétegek egy lépésben történő fotopolimerizálását [307]. Sajnos a bulk-fill kifejezésre nem született a magyar szakirodalomban is használatos fordítás. Szó szerinti jelentése: ömlesztve tömhető, mely arra utal, hogy rétegzés nélkül alkalmazhatjuk nagyobb vastagságban. Mivel ez a kifejezés erőltetettnek hangozhat, így a továbbiakban is az angol szakirodalomból jól ismert és átvett bulk-fill elnevezésnél maradnék. Egyes vizsgálatok a hagyományos (2 mm) kompozitokhoz képest a bulk-fill kompozitok nagyobb polimerizációs mélységét mutatták ki, amit elsősorban nagyobb transzlucenciájuknak és ezáltal kedvezőbb fényáteresztő képességüknek, optimalizált monomer-

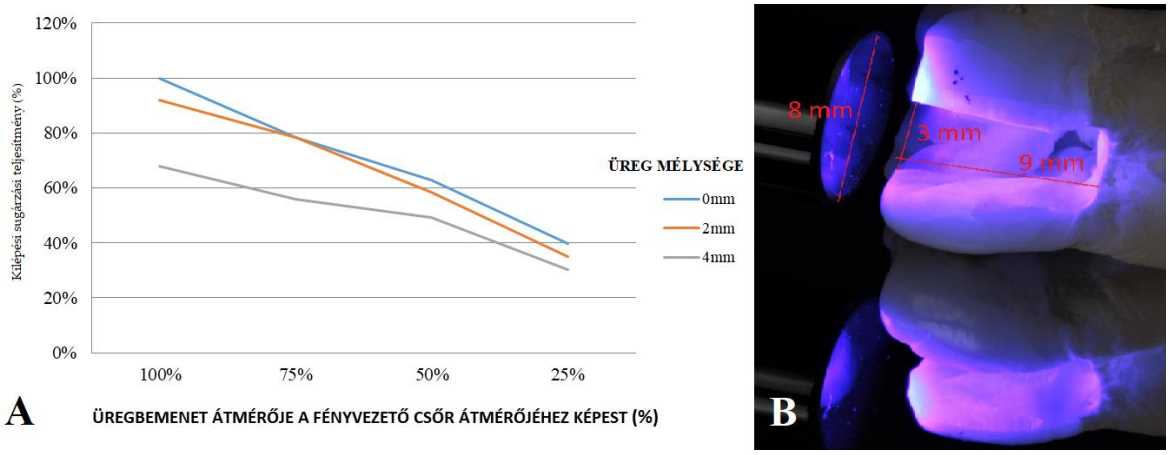
és iniciátor-rendszerüknek tulajdonítanak [56, 71, 179, 181]. A polimerizáció hatékonysága a megnövelt rétegvastagságban elérheti a hagyományos, 2 mm-ben rétegezett kompozitok konverziós mértékét, azonban nem szabad figyelmen kívül hagyni az adott klinikai szituáció körülményeit (üreg mérete, lokalizációja, polimerizációs lámpa paraméterei, stb.), melyek megkérdőjelezhetik a bulk-fill kompozitok feltétel nélküli alkalmazhatóságát [512]. Ezen anyagtípus esetén bár az 55%-nál nagyobb konverziós fokot klinikailag már elfogadhatónak tartják, azonban a monomer-felszabadulást tekintve a 4 mm-ben polimerizált kompozitok szignifikánsan meghaladhatják a 2 mm-ben polimerizált kompozitot [430].

A POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA FÉNYVEZETŐ CSŐRE ÉS A KOMPOZIT FELSZÍNE KÖZTI TÁVOLSÁG BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA

Mire a polimerizációs lámpa optikai csúcsából érkező fotonok elérnék a kompozit felületét, azok jelentős része a fénysugár divergenciája révén elveszhet, ha a fényvezető csúcsa bizonyos távolságra van a kompozittól [97, 153]. Ezért fontos a kilépési teljesítmény és a besugárzási teljesítmény közötti különbségtétel. Ezen mennyiségek csak akkor egyenlők számszerűen, ha a fényvezető csúcs a kompozit közvetlen közelében van 0 mm távolságra. Morfológiai okokból klinikailag ez nem mindig lehetséges, hiszen a csücskök magassága, meredeksége, az üreg mélysége távolságot képezhet az optikai csúcs és a kompozit felszíne között [97, 521]. Nem ritka a 6-10 mm-es távolság, elsősorban approximális ládák, vagy gyökérkezelt fogak restaurálása során. A távolság 0 mm-ről 6 mm-re történő növelésekor 50%-os besugárzási teljesítményredukciót figyeltek meg standard polimerizációs beállítással (~ 680 mW/cm^2), míg ez a visszaesés 77%-os volt turbó expozícióval (~ 1000 mW/cm^2) [415]. Számos vizsgálat alátámasztja, hogy a fényforrás-kompozit közti távolság növelése a fénysugár inhomogenitása, valamint a kompozit felszínére jutó energiacsökkenés révén jelentősen ronthatja a monomer-polimer konverziót, ezáltal a fizikai-kémiai-optikai tulajdonságokat [7, 20, 37, 93, 414, 494].

A RESTAURÁLANDÓ ÜREG DIMENZIÓINAK BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA

Az ellátásra szoruló üreg mélysége, átmérője, de lokalizációja is hat a kompozit polimerizációjára. Az üreg mélységén túl a különböző fogcsoportba tartozó fogak eltérő méreténél fogva a kialakított üregek átmérője sem egységes, lehetnek kis bemeneti nyílással rendelkező kavitások, vagy akár olyan szélesek, melyek megközelítik a fog teljes átmérőjét. Ezen tényezők hatása más-más módon nyilvánulhat meg. Alapvetően a lámpa fényvezetőjének átmérőjénél kisebb üreg esetén kevesebb foton jut az üregben lévő kompozitra, mert az üregen kívül eső fotonok a határoló fogszövetek, alkalmazott zsalu és izolálás, de akár a lágyszövetek révén elnyelődnek [146] (I.6 ábra). Nem csupán a lámpa fényvetőjének átmérője térhet el gyártmányonként, de a csőrön keresztüli fénykibocsátás sem egyenletes, így egy nagyobb átmérőjű lámpavéggel elképzelhető, hogy a „hideg" fénykibocsátású terület esik a kisebb átmérőjű üreg fölé, rontva a konverziós értéket, vagy a kompoziton belül (elsősorban a periférián) teszi inhomogénné a polimerizációt [79, 412, 426]. Az egyenetlen fénykibocsátás hatással van egyéb, a polimerizáció mértékével összefüggő tulajdonságokra is [275, 413].



I.6 ábra: A fényvezető csőr átmérőjéhez képest az üreg bemeneti átmérőjének csökkenése, valamint az üreg mélységének növekedése drasztikus besugárzási teljesítmény csökkenést eredményez (A). A legkedvezőtlenebb kombinációt a keskeny bemeneti nyílás és nagy üregmélység jelenti, például approximális ládák felépítése, vagy gyökérkezelt fogak pulpakamrai lezásása során (B) [előkísérleti anyag: 303] (szerző saját készítésű ábrája).

AZ ÁTVILÁGÍTANDÓ KÖZEG BEFOLYÁSOLÓ HATÁSA

Bizonyos klinikai körülmények között a kompozit fénypolimerizációja nem biztosítható közvetlenül, hanem valamilyen anyagrétegen keresztül (fog, kompozit, kerámia, fém) kell megvalósítani. Az anyagon keresztül történő közvetett polimerizáció azonban jelentősen csökkenti a kompozitra jutó besugárzási teljesítményt a fotonok abszorpciója, szóródása, visszaverődése révén, melynek mértéke az átvilágítandó anyag összetételétől, vastagságától, árnyalatától és áttetszőségétől függ [100, 441,]. Egy 2 mm-es polimerizált A2 árnyalatú kompozit minta 89%-kal csökkenti a rajta áthaladó fény sugárzási teljesítményét, míg egy sötétebb, A4-es árnyalat 92%-os csökkenést eredményezhet [27]. A közvetett megvilágítás leggyakoribb oka az indirekt restaurációk ragasztása. Szilikátkerámia esetén az 1 mm vastagságú restaurátumon átjutó fény sugárzási teljesítménye közel felére redukálódik és a kerámia vastagságával mértéke arányosan csökken [91] (I.7 ábra). Így a közbeiktatott kerámia a csökkent konverziós fok miatt ronthatja a rögzítőanyag mechanikai és esztétikai tulajdonságait, ezáltal veszélyeztetve az indirekt restauráció tartósságát. A szilikát alapú kerámiák áttetszősége nagyobb, mint az oxidkerámiáké, így utóbbiak esetén a konverzió mértékének jelentős csökkenése várható fotopolimerizáció esetén, de ugyanez igaz az alacsony transzlucenciájú szilikátkerámiákra is [78, 439]. Ezért ilyen szituációban elsősorban a kettős kötésű kompozit bázisú cementek alkalmazása javasolt az elégséges polimerizációs mérték elérése érdekében, mert a kémiai iniciálás kompenzálhatja a csökkent mértékű fotoiniciálást [399, 439]. Másrészről viszont a fényre kötő adhezív cementek előnyösebbek jobb és hosszabb kezelhetőségük miatt, a cementfelesleg egyszerűbb eltávolítása és a restaurátum pontosabb illeszkedése révén, így felvetődik az igény a tisztán fényre kötő anyagok használata iránt a vastagabb indirekt restaurációk ragasztása során is [100].

I.7 ábra: Fél mm vastagságú, magas transzlucenciájú lítium-diszilikát préskerámia (IPS e.max, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) héjak áttetszőségének reprezentálása (A); közepes transzlucenciájú lítium-diszilikát préskerámia (IPS e.max, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) betét 1,5-4 mm változó vastagsággal (szerző saját képanyaga).

További előnyük, hogy kevésbé kell számolni a kettős kötésű cementek és az önsavazó monomert tartalmazó adhezívek között felmerülő inkompatibilitással, mely szintén ronthatja a polimerizáció mértékét, ezáltal a ragasztási erőt [332]. A fényre polimerizálódó kompozit bázisú cementek, illetve az előmelegített kompozitok indirekt restaurációk ragasztásához való használatakor azonban a megfelelő energiasűrűség biztosításához minimum 80 másodperc expozíciós időre, vagy magasabb intenzitásra (1500 mW/cm², 40 másodperc expozícióval) van szükség a kedvezőbb konverzió érdekében [73, 116]. Azonban bármelyik faktort is növeljük, kedvezőtlen hőmérséklet-emelkedést okozhat a pulpakamrában, mely a restauráció hőkapacitásától függő energiafelvételnek és a polimerizációs egység hőleadásának köszönhető [541]. A termodinamika szabályainak megfelelően a fog és a restauráció felől hődiffúzió indul meg a fogbél irányába a hőkiegyenlítődés megvalósulása érdekében [548], ami azért figyelemfelkeltő, mert már 5,5 °C hőmérséklet-emelkedés irreverzibilis elváltozásokat eredményezhet a pulpában [373, 540].

I.3. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK POTENCIÁLISAN KÁROS HATÁSAI

A biokompatibilitás egy bioanyag azon képessége, hogy funkciójának ellátása során a terápia befogadójában nemkívánatos helyi vagy szisztémás hatásokat nem vált ki, hanem a terápia szempontjából előnyös sejt- vagy szöveti választ hoz létre, és optimalizálja a terápia klinikailag releváns kimenetelét [526].
A kiemelkedő esztétikai és mechanikai tulajdonságok ellenére a fogászati kompozitok azonban távol állnak az ideálisnak tekinthető restauratív anyagtól, mivel a szájüregi környezetben nem inertek. A tökéletlen polimerizáció és az intraorális viszonyok között bekövetkező kioldódás és degradáció révén alkotóelemek, gyártási melléktermékek, bomlástermékek juthatnak a szájüregbe, a nyálkahártyára, felszívódhatnak az emésztőrendszeren vagy az illékony komponensek a tüdőn keresztül, illetve a dentin tubulusain át a fogbélbe penetrálhatnak [423]. A témában megjelent kutatások eredményei azt mutatják, hogy a különböző komponensek citotoxikus, genotoxikus, proinflammatorikus, sőt mutagén hatásúak is lehetnek dózistól és időtől függően, de egyes felszabaduló molekulák endokrin diszruptorként betöltött szerepe miatt kerültek a figyelem középpontjába és adnak okot a közvélemény aggodalmára [43, 524].

I.3.1. A KOMPOZIT KOMPONENSEINEK FELSZABADULÁSÉRT FELELŐS TÉNYEZŐK

Az előző fejezetek kitértek a kompozitok polimerizációjára, a monomer-polimer konverziót befolyásoló tényezőkre. Számos faktor együttes hatásának köszönhetően a konverzió nem teljes, reagálatlan monomereket hagyva vissza a nagy molekulatömegű térhálósított polimerben. Ezen molekulák jelentős része a szájüregi nedves környezetbe viszonylag rövid időn - többnyire 24 órán - belül kioldódik a molekula méretének, kémiai jellegzetességeinek, a minta térfogatának, felületének és a körülvevő folyadék tulajdonságainak függvényében [115, 162, 406]. Hosszú távú kioldódással a szájüregben aktívan jelen lévő biokorrózionak, biodegradációnak, termális és mechanikai hatásoknak köszönhetően számolhatunk [311]. A kompozitok hajlamosak a hidrolízisre; elsősorban a polimer mátrix, valamint a töltőanyagok és a mátrix közötti határfelület diffúzió által vezérelt vízfelvétele révén [118]. A jelenség multifaktoriális, ugyanis a kompozit monomereinek típusa és arányuk, a töltelék mérete és mennyisége, a kapcsoló ágens minősége, a polimer háló denzitása, porozitása és a kompozitot körülvevő oldószeren kívül sok egyéb tényező is meghatározza [57, 457]. A monomerek hidrofilitása kritikus a vízabszorpció szempontjából, mely jelentős mértékben fokozhatja az elkészült tömés vízfelvételét, elősegítve a hidrolítikus degradációt. A monomerek vízabszorpciós kapacitását tekintve hidroxil kötéseinek köszönhetően a BisGMA áll az élen, melyet az uretán kötései miatt szintén hidrofil UDMA követ. Bár az előbbiekhez képest kisebb mértékben, de a TEGDMA szintén hidrofilnek tekinthető éterkötése miatt, majd a BisEMA zárja a sort a legismertebb monomerek között [184]. A vízfelvétel lassú folyamat, körülbelül 3 hónap alatt képes telítődni a polimer. A folyamat a rágás során bekövetkező terhelésre, azaz ciklikus fáradási körülmények között felgyorsul. A mechanikai terhelés repedések kialakulásához vezet, tágítja az anyag térfogatát, lehetővé téve a víz mélyebb penetrációját. Az ismétlődő pumpáló hatás pedig hozzájárul a további hidrolízishez [311]. A vízfelvétellel azonban nem feltétlenül korrelál az oldékonyság, mely a kioldódó, nem

reagált komponensek mennyiségét tükrözi [195]. A monomerek vízoldékonysága alapján az alábbi csökkenő sorrendet lehet felállítani: TEGDMA < UDMA < BisGMA < BisEMA [184]. A sorrend azonban az oldószer természetétől függően változhat, például szerves oldószerekben a BisGMA oldhatósága fokozódik [545].
A reagálatlan monomerekben nagyszámú védtelen észterkötés van, amelyeket instabilitásuknál fogva szájüregi észterázok vagy más nyálban található enzimek könnyen hidrolizálhatnak. Az enzimatikus degradáció leggyakoribb melléktermékei a 2,2-bisz-[4(2,3-hidroxi-propoxi)-fenil]-propán (Bis-HPPP), trietilén-glikol (TEG) és metakrilsav (MA) [169]. Ezt a biológiai tényezők által dominált lebomlást biodegradációnak nevezik [212]. Ugyancsak a biológiai bomlást segítik azok a mátrix-metalloproteinázok (MMP), melyek származhatnak a szájüregi folyadékokból, baktériumból, vagy a fogon belül a pulpából, dentinből. Nem csak a kompozit tömés destrukciójáért, hanem a tömés-fog határfelületi kapcsolat degradációjáért is felelőssé teszik ezen enzimeket [395].

I.3.2. A MONOMEREK TOXIKUS HATÁSAI

A kompozitokból kioldódó komponensek és degradációs termékek negatív hatását rengeteg laboratóriumi vizsgálat kutatja és bizonyítja, azonban a nagyon nagy komplexitással bíró élő szervezetre kifejtett hatás mechanizmusa régóta fennálló, máig nyitott kérdés [193]. Az allergiás reakciók mellett a monomereknek kitett sejtekre gyakorolt citotoxikus, mutagén és ösztrogénjellegű hatásokkal is számolnunk kell [524]. A restaurációból kioldódó és a páciens szervezetét terhelő hatások mellett fontos kiemelni a fogászati személyzetre vonatkozó kockázatot, mely a polimerizálatlan szerves anyagok, illetve azok gőzeinek bőrön vagy tüdőn keresztüli felszívódása révén kialakuló allergiás reakciókat jelenti [193]. A páciensek 12%-ánál, míg a fogorvosok 27%-ánál jelentettek nemkívánatos bőr- és nyálkahártya-reakciókat [42, 450].

Az orvostechnikai eszközök és anyagok biokompatibilitását értékelő Nemzetközi Szabványügyi Szervezet (International Organization of Standardization, ISO) ISO 10993 szabványa szerint a sejtek életképességének 30%-nál nagyobb mértékű csökkenése kifejezett citotoxikus hatásnak minősül [249]. A legtöbb vizsgálat szerint a kompozit komponensei dózis- és időfüggő módon elérik és meg is haladják ezt a szintet, azonban a kompozittól függő faktorok mellett a sejtre vonatkozó befolyásoló tényezők is alakítják a sejtek monomerekre adott válaszát [42, 450, 524]. Bár a sejttoxikus folyamatok mögött meghúzódó pontos mechanizmus még kevésbé tisztázott, számos kutatási eredmény alátámasztja a különböző sejttípusokban monomerek hatására bekövetkező glutationszint- és lipidszintézis csökkenést, mely mitokondrium és DNS sérüléshez, ezáltal programozott sejthalálhoz vezethet [81, 145, 320]. Másik gyakran tapasztalt negatív hatás a reaktív oxigénszármazékok magasabb szintje, amit a metakrilátnak kitett sejtek mitokondriális diszfunkciójának és DNS károsodásának elsődleges okaként tartanak számon [446]. A BisGMA indukálhatja a prosztanoid szintézisét, ami reaktív oxigénszármazékok termelésén keresztül pulpális gyulladáshoz, valamint nekrózishoz vezethet [87]. Apoptózist indukáló citokin-felszabadulást is megfigyeltek rövid ideig tartó UDMA és TEGDMA expozíció hatására [363]. A TEGDMA MMP aktiváló hatása miatt szerepe lehet a pulpa gyulladásos folyamatainak és a

stresszválasz kiváltásában [321]. A TEGDMA a BisGMA molekulával kombinációban szinergista proinflammatorikus hatást fejt ki fokozva az IL-8 felszabadulást, mely megváltozott gyulladásos- és káros immunreakciókhoz vezethet [11]. Pulpális sejtekre kifejtett sejttoxikus hatásuk erősségét tekintve a BisGMA áll a rangsor élén, ezt követi az UDMA, míg legkisebb hatással a TEGDMA bír, bár a hatás erőteljesen függ az alkalmazott koncentrációtól [444]. A monomerek mellett természetesen egyéb összetevők is kifejthetnek nemkívánatos hatást. Mind a Norrish I és II típusú fotoiniciátorok oxidatív stresszt indukálhatnak, mely apoptózishoz, nekrózishoz vezethet, de génkárosodást is tapasztaltak in vitro vizsgálatokban [35, 290, 407, 523]. Az EDMAB, mint számos kompozitban alkalmazott ko-iniciátor nem képes polimerizálódással bekapcsolódni a polimerláncba, így toxikus hatása fokozott, elősegíti az intracelluláris szabad gyök képződését és DNS törést okozhat [192, 276].

A nyálban lévő nem specifikus észterázok és más enzimek bonthatják a dimetakrilát mátrixot, elsősorban a függő metakrilát csoportokat, és metakrilsavat szabadítanak fel az észterkötés enzimatikus hidrolízise által. Ezzel párhuzamosan a molekula központi része alkohollá, BisGMA, BisEMA, BisDMA esetében kétértékű alkohollá alakul, melynek a gyomor-bélrendszerben lezajló további metabolizmusa biszfenol A (BPA) kialakulásához vezethet [372]. A BPA szerkezete nagyfokú hasonlóságot mutat a természetes ösztrogénnel (17-ß-ösztradiol), így képes fiziológiásan az ösztrogén receptorokhoz kötődve jelátviteli útvonalak aktiválására és potenciálisan ösztrogénjellegű hatás kiváltására [372]. A BPA-t a fent említett monomerek szintéziséhez használják, így elsősorban szennyeződésként maradhat a tömőanyagban [51]. Az Európai Élelmiszerbiztonsági Hatóság úgy becsülte, hogy a fogászati kompozitok hozzájárulása az összes forrásból származó teljes BPA-expozícióhoz képest 0,001%-ra korlátozódik. Ez a mennyiség a meghatározott biztonságos beviteli határérték alatt van [137].

Említésre méltó a felszabaduló formaldehid, mely főként a felszíni oxigén által gátolt rétegből származik, amelynek eltávolítása jelentősen csökkentetheti a formaldehid felszabadulását. Míg a kioldódás közvetlen a tömés elkészülte után a legnagyobb, több hónap elteltével még mindig kimutatható [213]. A felszabaduló formaldehid mennyisége elegendő lehet ahhoz, hogy allergiás reakciót idézzen elő.

Bár a biokompatibilitásra, toxikus hatásra irányuló vizsgálatok felsorolása még végeláthatatlanul folytatódhatna, jelen dolgozat keretein belül leszűrhető az az általános kinyilatkoztatás, miszerint a fogászati kompozitokból kioldódó összetevők káros hatást fejthetnek ki az élő szervezetre.

I.4. A FOGÁSZATI KOMPOZITOK KLINIKAI SIKERESSÉGE

A jelenlegi restauratív kompozitok kiváló esztétikai és mechanikai tulajdonságokkal rendelkeznek, vitális fogakban hosszú távú túlélési arányuk 67-99% közé tehető [105, 123, 301]. A restauráció sikerességét számos tényező befolyásolja, melyek között az anyagtani tulajdonságok mellett fog-, páciens- és operátor eredetű faktorok is szerepelnek [123, 288]. Az anyagtani tulajdonságok szempontjából a kompozitok élettartamát az elégtelen konverziós fok [295], a polimerizációs zsugorodásból eredő feszültségek [466], a mechanikai tulajdonságok időbeli romlása [359], az alacsony törésállóság [241], a bakteriális biofilm képződéshez való nagy felületi affinitás [374], valamint a magas vízabszorpció és oldhatóság [26, 295] többtényezős kölcsönhatása befolyásolja.

A páciens hez köthető rizikófaktorok közül az idősebb életkor és a rossz általános egészségi állapot növelheti a meghibásodás esélyét. Bár a rossz parodontális állapot szintén rizikótényező, a sikertelenség akár több mint a duplájára is nőhet magas kárieszre való hajlam esetén [377]. A kárieszre való hajlam és a tömés számára nagy fizikai megterhelést jelentő parafunkció együttes jelenléte tovább ronthatja a restaurátum túlélését [102]. A terhelőerő parafunkció esetén a normál rágóerő hatszorosa is lehet és iránya is eltérhet a vertikálistól [268]. A fogak elhelyezkedése (főleg moláris fogak), a pulpa állapota (gyökérkezelt fogak) és a tömésfelszínek száma (≥4 felszín) fejt ki szignifikánsan negatív hatást a tömés túlélésére [288]. Az éves meghibásodás orvosonként változhat (0,07-11%), attól függően, hogy milyen tapasztalata, rutinja van a kompozit tömés készítésében, illetve befolyásoló tényező a praxis jellege is [123, 288]. Ezek alapján egy kompozit tömés átlagos élettartama 10-15 év körülire tehető [31, 123, 495]. A klinikai kudarc gyakori okai a tömés-fog határfelületén kialakuló szuvasodás és a restauratív anyag törése, ritkábban a fog vitalitásának elvesztése, illetve kisebb meghibásodások is adódhatnak a tömés kopása, széli résképződése, lepattogzása, elszíneződése miatt [102, 301, 302]. A tömés élettartamát, vagy ami még fontosabb, a fog túlélését tekintve az egyik legkritikusabb tényező a megmaradt foganyag mennyisége. Egy gyökérkezelt fog az endodonciai kezelés hatására jelentős változáson megy keresztül a trepanációs nyílás kialakítása, a gyökércsatorna tágítása miatt, így a fog szilárdságának csökkenése fokozza a kudarcra való esélyt a vitális fogakhoz képest [128, 486]. A gyökérkezelést megelőző foganyagvesztés már eleve rontja a fog töréssel szembeni ellenálló képességét, merevségét, fokozva a terhelés során bekövetkező csücsökelhajlást [203, 421]. A gyökérkezelésen átesett fogak védelme érdekében hagyományosan a restaurálást - esetenként csappal elhorgonyzott – teljes borítókoronával végzik [476]. A helyreállításra irányuló modern klinikai eljárások azonban inkább a szövetkímélésen alapulnak, így a minimál invazív fogászat elvei kerültek előtérbe a vitális fogak mellett az endodonciailag kezelt fogak esetén is. A rostcsappal és direkt kompozit töméssel ellátott, gyökérkezelt premoláris fogak klinikai sikerességi aránya akár egyenértékű is lehet a fémkerámia koronákkal végzett ellátással [335]. Csücsökvédelemmel a kompozit tömés 15 éves túlélése 75% körülire tehető [236]. Egy tanulmány szerint a direkt kompozit tömés addig működhet elfogadható sikeraránnyal, amíg az üreg hiányzó falainak száma nem haladja meg a hármat [107]. Ezzel szemben más vizsgálatok szerint a koronával, vagy csücsökborítással ellátott és adhezíven ragasztott indirekt restaurációk jobb törési ellenállással és stabilitással bírnak hosszú távon a kis invazivitású kompozit tömésekhez képest [175].

Gyökérkezelést követően az operátor-faktor, azaz a fogorvos szerepe a döntéshozatal szintjén fokozódik a restauráció túlélésére vonatkozóan [123]. Sajnos azonban a szakirodalomban fellelhető adatok alapján nem kapunk egyértelmű iránymutatást a gyökérkezelés utáni ideális restauráció tervezését illetően [448].

A moláris fogak kompozit töméseinek túlélésére vonatkozó megannyi vizsgálattal szemben a szakirodalom szűkölködik a frontfogak klinikai sikerességét feltáró tanulmányokban. Egy összehasonlító vizsgálat szerint a frontfogakba készült tömések hasonló hosszú távú túléléssel bírnak, mint a rágófogak tömései. Azonban az első tíz év magas sikerességi aránya (~95%) után egyre inkább láthatóvá válnak az öregedés okozta destrukció jelei [39]. A frontfogak esetén gyakori a nem-káriesz okozta, esztétikai megjelenést rontó léziók ellátására irányuló beavatkozások száma, mint például baleset okozta törések, fogak közti rések (diasztéma), alakbeli rendellenességek (csapfog) kozmetikai korrekciója (I.8 ábra).

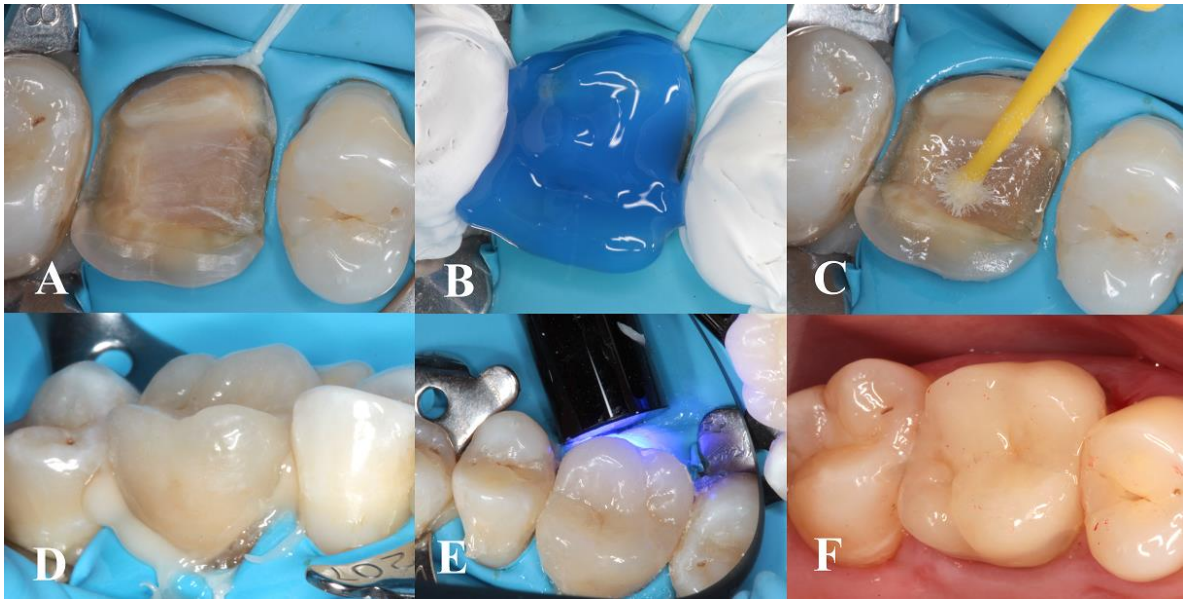
I.8 ábra: Frontfogak közti diasztémák és a nagymetszők incizális törésének (A) helyreállítása mikrohibrid kompozittal (B) (Enamel Plus HRi, Micerium, Avegno, Olaszország) anatómikus rétegzéses technika alkalmazásával (szerző munkája).

Sikerarányuk jóval szélesebb skálán mozog, mint a moláris fogak töméseié és a szekunder szuvasodás helyett meghibásodásuk inkább esztétikai jellegű, illetve a törés okozhat még kudarcot [273, 527]. A meghibásodások kockázati tényezői kevésbé ismertek, mint a rágófogak esetén. Befolyásoló faktorként azonosították a kezelő fogorvos készségét, és az üreg típusát/korrekció indikációját [208, 279].
Döntéshozatali szinten még nagyobb dilemmát jelenthet az anyagválasztás olyan esetek rehabilitációjakor, amikor a foganyagvesztést saverózió, attríció idézi elő és együtt jár a harapási magasság csökkenésével. Ezen esetek kezelésében a megelőzés mellett még fontosabb a maradék foganyag megőrzése, így a minimál invazív, adhezív megoldásokat javasolják a szakmai ajánlások

[82, 316, 317]. Sajnos randomizált klinikai kutatások hiányában nehéz egyértelmű megállapítást tenni a kompozit tömések sikerességét illetően olyan, nagy megterhelést jelentő rehabilitáció után, amikor a megemelt harapást követően a kompozit viseli a rágóterhelés nagy részét, sok esetben parafunkcióval társulva. Ennek ellenére, rövidtávon megfelelőnek ítélik teljesítményüket (2,5 éves túlélés: > 90%), bár túlélésük rohamosan csökken az idő múlásával, azaz a viselés következtében (5 éves túlélés: 50%) [5].

I.5. INDIREKT RESTAURÁCIÓK KLINIKAI SIKERESSÉGE

A direkt kompozit tömések alternatívájaként indirekt részleges restaurációkat is alkalmazhatunk a fogak helyreállítására. Az indirekt elnevezés arra utal, hogy a tömés nem plasztikus állapotban kerül a fogba és szilárdul meg, hanem szájon kívül készül (többnyire lenyomat alapján, fogtechnikai munkafázissal kiegészítve) és szilárd állapotban, cementtel rögzítjük a megfelelően előkezelt fogba. Indirekt részleges restauráció, azaz szilárd tömés, készülhet klasszikusan fogászati aranyötvözetből, de a manapság jellemző fokozott esztétikai igény miatt kerámiából, vagy laboratóriumi kompozitból. E két utóbbi rögzítésére adhezív technikát és kompozit bázisú adhezív cementet, vagy előmelegített restauratív kompozitot használhatunk. Az indirekt restaurációk nagyobb kontrollt biztosíthatnak az anatómiai forma és kontaktpont kialakításához, de a törés vagy szuvasodás által destruált fog szilárdságának visszaállításában is segítenek, különösen a hátsó fogak nagyobb defektusai esetén [209] (I.9 ábra).



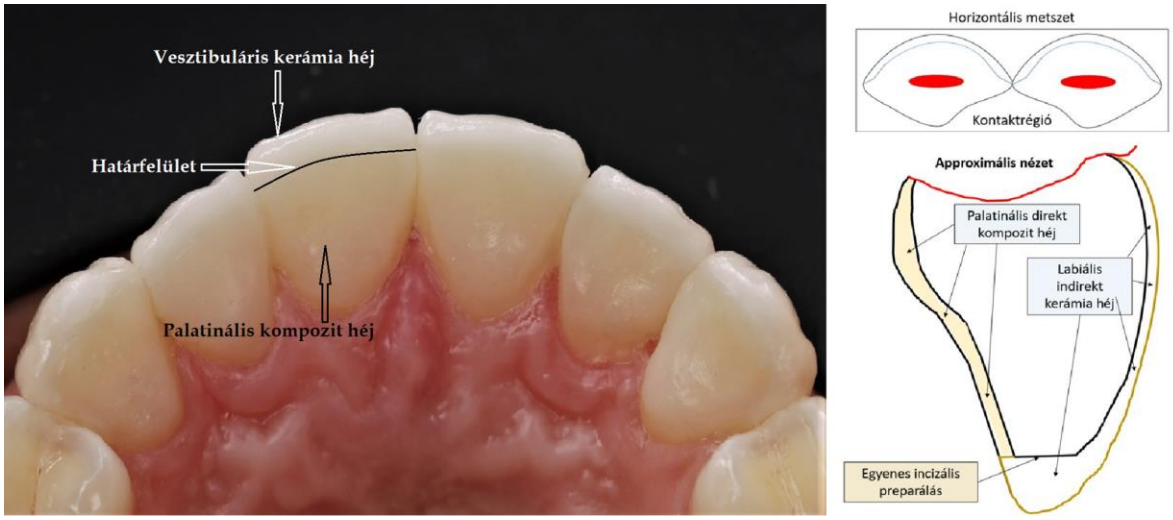
I.9 ábra: Teljes rágófelszínt borító kerámiabetét (overlay) adhezív ragasztásának folyamata. A megtisztított üreg (A) 37%-os foszforsavas (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) kondícionálását (B) követően történik az üreg adhezívvel (Adper Single Bond, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) való bedörzsölése (C), majd polimerizálása. A lítium-diszilikát kerámiabetét (IPS e-max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) rögzítése kettős kötésű adhezív cementtel (Variolink Esthetics DC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (D) valósul meg, majd minden oldalról 20-20 s megvilágítás (Woodpecker LED C, Guilin, China) (E) következik. A kerámiabetét esztétikailag és funkcionálisan kielégítő eredményt ad (F) (szerző munkája).

Színstabilitásuk, kémiai ellenálló képességük, tartós simaságuk és kitűnő optikai tulajdonságaik révén nem csupán a moláris régió, hanem a frontfogak kiemelkedő esztétikát igénylő restaurálására is kitűnő választás a kerámia [465], de kedvezőbb ára és javíthatósága miatt megfelelő alternatíva a laboratóriumi kompozit is. Mivel e két anyag összetétele különbözik, tulajdonságaik eltérő biomechanikai viselkedést eredményeznek. A töltőanyag-részecskékkel megerősített polimer alapú kompozittal szemben az intrakoronális pótlásként alkalmazott kerámiák főként kristályokkal megerősített üvegből állnak a szilárdság növelése érdekében [196, 374]. A lítium-diszilikát (LidiSi) kerámiák magas leucit-tartalma fokozott hajlítószilárdságot, törés-, kopás-, hő- és korrózió-állóságot kölcsönöz az üvegmátrixnak, emellett kimagasló esztétikájukat a LidiSi kristályok viszonylag alacsony törésmutatójának köszönhetik [465].

Egyes vizsgálatok szerint az ugyancsak jó esztétikai megjelenést biztosító indirekt kompozit növeli a fogak törésállóságát [342]. Ezzel szemben, egy 3D végeselemes analízis eredményei alapján a LidiSi kerámiából készült betétek kevesebb feszültséget adnak át a maradék foganyagnak, mint a kompozit [530]. A konstans mechanikai terhelés szempontjából a kerámiák kopásállósága jobbnak bizonyult [75], azonban a kompozitok a fáradásos töréssel szembeni ellenállás tekintetében a szilikát kerámiabetétek egyenértékű alternatívájaként használhatók [55]. Bár az in vitro vizsgálatok eredményei korlátozottan korrelálnak a kerámia és a kompozit indirekt restaurációk rövidtávú klinikai teljesítményével [49, 88], a laboratóriumi vizsgálatokba fektetett energia ellenére sincs olyan módszer, amely megbízhatóan jelezné a hosszú távú klinikai teljesítményt [50]. Külön-külön értékelve a LidiSi kerámia vagy az indirekt kompozit részleges restaurációk hasonlóan jó rövid- és hosszú távú klinikai teljesítményt mutatnak, kissé jobb sikerességi aránnyal a kerámia javára [2, 150, 172, 185, 331, 474, 496]. A szakirodalomban csupán néhány rövid távú összehasonlító klinikai jelentés áll rendelkezésre, és ezek többsége is számítógép vezérelt tervezéssel/faragással (CAD/CAM, computer aided design/computer aided manufacturing) készült kerámia és kompozit betétre vonatkozik [150, 474]. Az indirekt kompozit restaurációk sikerességi aránya 85,7% és 100% közé tehető, míg a kerámiáké is nagyon hasonló, enyhén jobb értékkel 93,3-100% [151]. A sikertelenség okaként a direkt kompozitoknál is meghatározott tényezőket sorolják fel: fő biológiai szövődményként a szekunder kárieszt, a fog törését, valamint a fog vitalitásának elvesztését. Technikai kudarcként pedig a restauráció törése mutatta a leggyakoribb előfordulást, amelyet a retencióvesztés és a restauráció lepattogzása (chipping) követett [501]. Szisztematikus áttekintések és metaanalízisek is rendelkezésre állnak, melyek próbálnak hasznos információt szolgáltatni a megfelelő anyagválasztáshoz [351, 356], azonban a hiányos szakirodalom miatt nem áll rendelkezésre megfelelő mennyiségű adat a bizonyítékokon alapuló, meggyőző véleményalkotáshoz [351, 356].

Különleges megoldásnak számít a kompozit és kerámia egy fogon történő együttes alkalmazása. Ezt az egyedi megoldást bilamináris, vagy szendvicshéjnak nevezik (I.10 ábra). A hagyományos szubtraktív, azaz foganyag elvétellel járó technikákkal ellentétben a megbízható adhézió segítségével a szendvicshéjak additív kezelési megoldást nyújtanak a maradék foganyag megőrzése érdekében [316, 504-506]. Elsősorban biokorrózió és/vagy attríció által közepesen, vagy súlyosan destruált fogak rehabilitációjára alkalmas, amikor a foganyagvesztés mértéke miatt harapásemelés is indokolt. Az alkalmazott bilamináris héjak palatálisan okklúziós vezetést, míg

vesztibulárisan magas szintű esztétikát biztosítanak a maradék foganyag védelmével [504-506]. Ultrakonzervatív, egyszerűsített rehabilitációnak minősül a Vailati és Belser által közölt eredeti, háromlépéses technika módosított alkalmazása, ha a biokorrózió lokalizáltan érinti a fronfogakat, míg a moláris zóna érintetlen, vagy kevésbé destruált [327].



I.10 ábra: Bilamináris héjak, más néven szendvicshéjak a frontfogakon. A biokorrózió miatt elveszett foganyagot palatinálisan kompozit héj, vesztibulárisan szilikát kerámia héj pótolja. Az incizális élt a kerámia héj alkotja, mely palatinálisan találkozik a kompozit héjjal (szerző saját készítésű ábrája).

Lokalizált anterior fogkopás esetén kompenzatórikus erupció következhet be, amely a frontfog klinikai koronai magasságának csökkenése ellenére fenntartja a vertikális harapási magasságot [327]. Az interokkluzális tér ebből eredő elvesztése kihívást jelent a rehabilitációnál, különösen akkor, ha a hátsó fogak relatíve intaktak. Erre kínál megoldást a Dahl-féle megközelítés, mely axiális fogmozgatás útján interokkluzális teret hoz létre egy szupraokklúzióba helyezett eszközzel vagy adhezív additív helyreállítással, majd bizonyos idő alatt megtörténik az okklúziós érintkezések spontán rendeződése [59, 106, 408]. Az eredeti, fémből készült Dahl-készülék helyett a frontfogak palatinális felszínére adhezív módon direkt vagy indirekt kompozit héjakat is helyezhetünk a beszűkült térköz helyreállítására és a fokozott funkcionális terhelés viselésére. Ezt az ellátási módot kielégítőnek találták megfelelő rövid és középtávú túléléssel [106, 211, 231, 420]. A kompozitok minőségi romlásából adódó esztétikai hátrányok leküzdése érdekében kerámiahéjak alkalmazása is szóba jöhet a frontfogak labiális felszínén. Esettanulmány szintjén a Dahl-elvvel kombinált szendvicshéj biomechanikailag kedvező kezelési lehetőségnek tűnik, azonban rövid, közép és hosszú távú teljesítményére vonatkozóan hiányos a szakirodalom [327].

II. CÉLKITŰZÉSEK

Vizsgálataink célkitűzéseit legmeghatározóbb módon a mindennapi klinikai gyakorlatban felmerülő kihívások és kérdések ihlették.

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 teszteltük még mindig jól meghatározott kísérleti körülmények között, valamint pulpából származó sejttenyészeten tanulmányoztuk a kompozit toxicitásának előmelegítést követően mérhető változását.
- *In vivo*, klinikai vizsgálatokkal a több éve/évtizede készített töméseket, betéteket, héjakat validált kritériumrendszer segítségével értékeltük és megállapítottuk klinikai sikerességüket, meghibásodásuk jellegét, azok kockázati tényezőit és túlélését.

(A továbbiakban felsorolt célkitűzések, illetve ismertetett anyagok és módszerek, eredmények, megbeszélés és következtetések sorszámozása a doktori értekezés alapjául szolgáló közlemények sorszámozásával azonos.)

IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI

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

Folyékony állagú, 4 mm rétegvastagságban alkalmazott bulk-fill kompozitok konverziós fokának és monomer-felszabadulásának összehasonlítása 2 mm vastag (pozitív kontroll) és 4 mm vastag (negatív kontroll) hagyományos folyékony kompozittal.

Nullhipotézis: a 4 mm vastagságban alkalmazott folyékony bulk-fill kompozitok nem mutatnak különbséget a konverzió fokában és a kioldódott monomerek mennyiségében sem a 2 mm, sem a 4 mm vastag hagyományos kompozithoz képest.

2. AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS KONVERZIÓS MÉRTÉKRE KIFEJTETT HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK ESETÉN

Egy 8 mm mélységű, pulpakamrát szimuláló in vitro modellben alkalmazott folyékony és magas viszkozitású hagyományos, folyékony bulk-fill, magas viszkozitású üvegszállal megerősített, és folyékony, színezett, poliakrilsavval módosított kompozit első rétegének tetején és alján mért monomer-polimer konverzió mértékének meghatározása; valamint a gyártó által ajánlott majd megduplázott expozíciós idő, illetve az előmelegítés hatásának vizsgálata a polimerizáció fokára.

Nullhipotézis: Az anyag típusa, rétegvastagsága, viszkozitása, az expozíciós idő és az előmelegítés nem befolyásolja a 8 mm mély üreg alján megvilágított kompozit polimerizációjának mértékét.

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

Különböző polimerizációs protokollok (beleértve a magas intenzitású, rapid polimerizációt) konverzió mértékére, monomerkioldódásra, térfogati zsugorodásra és belső porozitásra kifejtett hatásának összehasonlítása AFCT-vel módosított, bulk-fill kompozitok esetén.

Nullhipotézis: a polimerizációs protokollnak nincs hatása a konverzió mértékére, monomerkioldódásra, térfogati zsugorodásra és belső porozitásra; az anyagok között nincs szignifikáns különbség a fent említett tulajdonságok tekintetében.

4. A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL ÉS A POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA PARAMÉTEREI ÁLTAL KIFEJTETT HATÁS VIZSGÁLATA AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁNAK KINETIKÁJÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉGÉRE

Egy- és többdiódás LED lámpák rapid (3 s) és hagyományos (20 s) polimerizációs protokolljainak rapid polimerizációjú és hagyományos polimerizációjú AFCT-módosított vagy AFCT-mentes bulk-fill kompozitok monomerelúciójára és zsugorodási stresszére gyakorolt hatásának összehasonlítása.

Nullhipotézis: a kioldódott komponensek mennyisége nem mutat számottevő különbséget az eltérő mintavételi időpontokban, illetve a vizsgált anyagok valamint a különböző polimerizációs lámpák és megvilágítási protokollok alkalmazása között. Az AFCT-módosított vagy a hagyományos bulk-fill kompozitok zsugorodási stressz értékében nincs különbség eltérő lámpák és polimerizációs protokollok alkalmazásakor.

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

Egy termoviszkózus és egy magas viszkozitású bulk-fill kompozit felhasználása és polimerizálása során bekövetkező hőmérséklet-változásának, konverziós fokának és monomer-felszabadulásának összehasonlítása az anyagok polimerizálás előtti hőmérsékletének függvényében.

Nullhipotézis: az előmelegítés nincs hatással a kompozitok polimerizációjának mértékére, a kioldódó monomerek mennyiségére.

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

Különböző típusú restauratív kompozitokból előmelegítés hatására felszabaduló, nem reagált monomerek mennyiségi és minőségi összehasonlítása; valamint az előmelegítés zárt porozitásra gyakorolt hatásának értékelése.

Nullhipotézis: az előmelegítés hőmérséklete nem befolyásolja a nem reagált és felszabaduló monomerek mennyiségét, illetve nincs hatással a kompozitok porozitására.

EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI

7. A MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ FOKÁNAK ÉS A PULPA IN VITRO HŐMÉRSÉKLET-EMELKEDÉSÉNEK VIZSGÁLATA FOLYÉKONY ÉS TÖMÖRÍTHETŐ HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL ÉS RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZITOK POLIMERIZÁLÁSA SORÁN

Alacsony és magas viszkozitású hagyományos, bulk-fill és rövid üvegszál-megerősítésű kompozitok konverziós fokának és *ex vivo* pulpális hőmérséklet-emelkedésének meghatározása; valamint az anyag típusa, konzisztenciája, rétegvastagsága, a besugárzási teljesítmény és az expozíciós idő pulpális hőmérséklet-emelkedésre és konverzió fokára gyakorolt hatásának értékelése.

Nullhipotézis: A pulpális hőmérséklet-emelkedésben és a konverzió mértékében nincs különbség a vizsgált anyagok típusa, konzisztenciája, alkalmazott rétegvastagsága, expozíciós ideje és a besugárzási teljesítmény vonatkozásában.

8. A KERÁMIA ÉS A DENTIN VASTAGSÁGÁNAK ÉS A GYANTA ALAPÚ RAGASZTÓSZEREK TÍPUSÁNAK KERÁMIABETÉTEK RAGASZTÁSA SORÁN BEKÖVETKEZŐ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET-VÁLTOZÁSOKRA KIFEJTETT HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

Kerámiabetétek fényre kötő, illetve kettős kötésű adhezív cementtel és előmelegített, szubmikronos restauratív kompozittal történő ragasztásából eredő intrapulpális hőmérséklet-változások összehasonlítása; valamint a szimultán változó dentin- és kerámia rétegvastagságok pulpális hőmérséklet-emelkedésre kifejtett hatásának értékelése, kiegészítve a dentin és a kerámia termikus tulajdonságainak minőségi összehasonlításával.

Nullhipotézis: nincs különbség a pulpális hőmérséklet-változásban a különböző ragasztóanyagok használata során; a kerámia és a dentin rétegvastagságának nincs szignifikáns hatása a pulpális hőmérséklet-emelkedésre; és nincs szignifikáns különbség a dentin és a kerámia hővezető képessége és hőkapacitása között.

9. AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSÁNAK VIZSGÁLATA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN

Különböző vastagságú kerámia héjak fényre kötő és kettős kötésű adhezív gyantacementtel, valamint előmelegített, szubmikronos hagyományos kompozittal és mikrohibrid bulk-fill kompozittal történő ragasztásából eredő intrapulpális hőmérséklet-változások összehasonlítása.

Nullhipotézis: nincs különbség a pulpális hőmérséklet-változásban a különböző ragasztók használata esetén; valamint a kerámia rétegvastagsága nincs jelentős hatással a pulpális hőmérséklet-emelkedésre.

10. ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

Olyan kísérleti modell kifejlesztése, amely reprodukálhatóan lehetővé teszi a klinikailag releváns méretű szilárd kompozit mintákból felszabaduló monomerek sejtkultúrákra gyakorolt citotoxikus hatásának vizsgálatát; valamint hagyományos, bulk-fill és termoviszkózus kompozitok citotoxikus hatásának összehasonlítása előmelegítést követően, különböző sejtéletképességi módszerek alkalmazásával.

Nullhipotézis: a kompozitok előmelegítése nincs hatással a sejtek életképességére; nincs különbség a különböző kompozitok között a sejtek életképességére gyakorolt hatásukban.

11. MÉLY MEZIO-OKKLUZO-DISZTÁLIS (MOD) ÜREGEK KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁVAL KÉSZÍTETT RÖVID ÜVEGSZÁL-MEGERŐSÍTÉSŰ KOMPOZIT TÖMÉSEINEK BELSŐ ADAPTÁCIÓJA ÉS KONVERZIÓS FOKA KÖZTI ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLATA

A belső adaptáció, a porozitás és a konverzió mértékének értékelése rövid szálerősítésű kompozit restaurációkban rétegezési és bulk-fill technikát követően, összehasonlítva magas viszkozitású, hagyományos rétegzett kompozittal és alacsony viszkozitású, bulk-fill kompozittal kapott eredményekkel.

Nullhipotézis: a belső adaptáció és a porozitás tekintetében nincsenek detektálható különbségek a bulk-fill vagy rétegzett módszerrel alkalmazott rövid szálerősítésű kompozitok között; a rövid szálerősítésű kompozit belső adaptációja és porozitása összehasonlítható a hagyományos és bulk-fill kompozitéval. További nullhipotézis, hogy nincs jelentős különbség az átalakulás mértékében, ha a rövid szálerősítésű kompozitokat bulk-fill vagy rétegzéses módszerrel alkalmazzuk; illetve nincs összefüggés a keletkező határfelületi réstérfogat, az átalakulás mértéke, a tömési technika és az anyag konzisztenciája között.

IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI

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

Gyökérkezelt kis- és nagyőrlő fogakba készült II. osztályú[1] kompozit tömések hosszú távú túlélésének retrospektív összehasonlítása vitális fogakba készült tömések túlélésével és klinikai teljesítményével; valamint a sikertelenségek, meghibásodások okainak feltárása és a különböző páciens-, fog- és restaurációeredetű kockázati tényezők restauráció túlélésére gyakorolt hatásának tisztázása.

Nullhipotézis: a gyökérkezelt és vitális fogakba készült kompozit tömések túlélése nem különbözik, illetve a felsorolt kockázati tényezők nem befolyásolják a tömések túlélését.

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

Poszterior fogakba készült LidiSi préskerámia és inhomogén mikrotöltésű laboratóriumi kompozit betétek hosszú távú túlélésének és klinikai teljesítményének összehasonlítása, a sikertelenségek és meghibásodások okainak feltárása, valamint a sikertelenséggel összefüggésbe hozható pácienssel, foggal és restaurációval kapcsolatos rizikófaktorok tisztázása.

Nullhipotézis: nincs különbség a kerámia és a kompozit indirekt restaurációk hosszú távú túlélése között, illetve a kockázati tényezőknek nincs szignifikáns hatása a restaurációk túlélésére.

[1] A II. osztály a premoláris, moláris fogak approximális felszínén preparált üreget és az abba készült restauráció besorolását jelenti.

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

Törés és diasztéma indikációval felső frontfogakba készült mikrohibrid és nanofill kompozit tömések meghibásodásainak és hosszú távú túlélésének retrospektív vizsgálata, valamint a sikertelenséggel összefüggésbe hozható tényezők, mint például a tömés mérete, a bruxizmus jelenléte, az italfogyasztási szokások és a dohányzás hatásának felderítése.

Nullhipotézis: az eltérő indikációval és eltérő kompozitból készült tömések túlélése nem tér el egymástól, illetve a vizsgált független változók nincsenek hatással a tömések meghibásodására.

15. LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLT ADHEZÍV ELLÁTÁSÁNAK KLINIKAI ÉRTÉKELÉSE – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY

Lokalizált frontfogkopás kezelésére alkalmazott Dahl-koncepcióval kombinált bilamináris héjak (palatinális direkt kompozit és vesztibuláris LidiSi kerámia) rövid távú klinikai teljesítményének és a kezeléssel összefüggő betegelégedettség prospektív, esetsorozat megfigyelésen alapuló értékelése.

Esetsorozat tanulmány, ezért nincs nullhipozézis.

III. BETEGEK, ILLETVE ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

A VIZSGÁLATOK SORÁN TESZTELT ÉS A KLINIKUMBAN ALKALMAZOTT KOMPOZITOK ÉS A POLIMERIZÁCIÓHOZ HASZNÁLT POLIMERIZÁCIÓS LÁMPÁK

In vitro, *ex vivo* és *in vivo* vizsgálataink a kompozitok, kompozit alapú adhezív cementek adott körülmények között megnyilvánuló jellemzőit kutatták. A számos, piacon fellelhető kompozitok közül a klinikumban gyakran alkalmazott típusokat válogattuk be vizsgálatainkba. Az alábbi összefoglaló III.1 táblázat az egyes vizsgálatok során tesztelt kompozitok gyártóit és anyagtani összetételére vonatkozó adatait ismerteti.

III.1 Táblázat A vizsgált kompozit bázisú anyagok gyártója és összetétele

Anyag (árnyalat)	Gyártó	Mátrix, fotoiniciátor	Töltelékanyag	Töltelék mennyisége vol%/wt%
Filtek Z250 (A2)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	BisGMA, BisEMA, TEGDMA, UDMA, CQ	0,01-3,5µm (átl.0,6) Zr-szilika	60/80
Filtek Supreme XT (A2B)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	BisGMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, CQ	nem aggregált 20 nm szilika, 4-11 nm Zr, 0,6-20 µm, aggregált klaszter Zr-szilika	55.6/72.5
Filtek Supreme Flowable * (A2)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	BisGMA, TEGDMA, Prokrilát gyanta, CQ	20-75nm szilika, 0,6-10µm klaszter Zr-szilika, 0,1-5µm YbF_3	46/65
G-ænial Posterior (A2)	GC, Leuven, Belgium	UDMA, TCDDMA, CQ	F-Al-szilikát, Sr-üveg, LaF_3	65/77
Enamel Plus HFO	Micerium, Avegno, Olaszország	BisGMA, TEGDMA, UDMA, BDDMA, CQ	0,7µm szilikátüveg, diszpergált 0,04µm SiO_2	53/75
Enamel Plus HRi Bio Function (UE2)	Micerium, Avegno, Olaszország	DUDMA, BisGMA, BDDMA, TCDDMA, CQ	diszpergált SiO_2, üveg töltelék (a gyártó nem nevezte meg)	53/75
Estelite Sigma Quick (A2)	Tokuyama, Tokió, Japán	TEGDMA, Drometrizol, Metoxifenol, BisGMA, CQ	0,2µm szférikus Si-Zr, TiO_2	71/82
Xtra Base (U)	VOCO, Cuxhaven, Németország	UDMA, BisEMA, CQ	gyártó nem nevezte meg	ismeretlen/83
Filtek Bulk Fill Flow (U)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	BisGMA, UDMA, BisEMA, Prokrilát gyanta, CQ	20nm szilika, 4-11nm klaszter Zr-szilika, 0.1µm YbF_3	64,5/76

Filtek One Bulk Fill Restorative (A2)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	AFM, UDMA, AUDMA, DDDMA, CQ	20nm szilika, 4-11nm klaszter Zr-szilika, 0.1μm YbF_3	58,5/76,5
Surefil SDR Flow (U)	Dentsply, Milford, DE, USA	Módosított UDMA, TEGDMA, EBPADMA, tri-MA, CQ	4,2μm Ba-Al-F-B szilikátüveg, Sr-Al-F szilikát, YbF	47,4/70,5
Tetric EvoCeram Bulk Fill (IVA)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	BisGMA, BisEMA, UDMA, CQ, TPO	Ba-Al-Si üveg, YbF_3, szférikus kevert oxid, 0,04-3 μm prepolimer, CQ, TPO, Ivocerin®	54/77
Tetric PowerFill (IVA)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	BisGMA, BisEMA, UDMA, TCDDMA, propoxilált BisDMA, β-allil szulfon AFCT; CQ, Ivocerin®	Ba-Al-Si üveg, YbF_3, szférikus kevert oxid, 0,04-3 μm prepolimer, CQ, TPO, Ivocerin®	54/77
EverX Posterior (U)	GC, Leuven, Belgium	BisGMA, TEGDMA, PMMA, CQ	0,7μm báriumüveg (65,2%), 17μmx1-2mm rövid E-üvegrost (9%)	53,6/74,2
EverX Flow (U)	GC, Leuven, Belgium	BisEMA, UDMA, CQ	0,7μm báriumüveg (45%), 6x140μm rövid E-üvegrost (25%)	48/70
VisCalor Bulk (A2)	VOCO, Cuxhaven, Németország	BisGMA, alifás di-MA, CQ	Szervetlen nano-hybrid töltőanyag	ismeretlen/83
Twinky Star Flow (kék)	VOCO, Cuxhaven, Németország	BisGMA, TEGDMA, UDMA, karboxilsavval módosított MA, CQ	Ba-Al-F-B szilikát üveg szilícium-dioxid, csillám	ismeretlen/65
Variolink Esthetic LC (világos)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	UDMA, DDDMA, CQ	0,04–0,2 μm YbF_3 és szférikus kevert oxidok	38/64
Variolink Esthetic DC (világos)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	UDMA, DDDMA, CQ	0,04–0,2 μm YbF_3 és szférikus kevert oxidok	38/64
Színkódolás	Hagyományos, 2 mm rétegvastagságban alkalmazható kompozit			
	Bulk-fill, 4 mm rétegvastagságban alkalmazható kompozit			
	Rövid üvegszállal megerősített kompozit (alkalmazható rétegvastagság 4 mm)			
	Termoplasztikus, előmelegítendő bulk-fill kompozit (alkalmazható rétegvastagság 4 mm)			
	Poliakrilsavval módosított kompozit (kompomer) (alkalmazható rétegvastagság 2 mm)			
	Adhezív cement			

Rövidítések: AFCT: addíciós fragmentációs lánctranszfer; AFM: addíciós fragmentációs monomer; AUDMA: aromás uretán-dimetakrilát; BDDMA: 1,4-butándiol-dimetakrilát; BisGMA: biszfenol-A diglicidil-éter-dimetakrilát; BisDMA: biszfenol-A dimetakrilát; BisEMA: biszfenol-A polietilén-glikol-diéter-dimetakrilát; DDDMA: 1,12-dodekán-dimetakrilát; DUDMA: diuretán-dimetakrilát; EBPADMA: etoxilált biszfenol-A dimetakrilát; MA: metakrilát; PMMA: poli-metil-metakrilát; CQ: kámforkinon; TCDDMA: Triciklodekán-dimetanol-dimetakrilát; TEGDMA: trietilén-glikol-dimetakrilát; TPO: trimetil-benzoil-difenil-foszfin-oxid; UDMA: uretán-dimetakrilát; vol%: térfogat%; wt%: tömeg%; *korábbi elnevezése: Filtek Ultimate Flow; LC: light-cure, fényre kötő; DC: dual-cure, kettős kötésű; U: univerzális

Az egyes vizsgálatok során a kompozitok polimerizálásához alkalmazott lámpák gyártóit és technikai paramétereit a III.2 táblázat ismerteti.

III.2 Táblázat A vizsgálatok során alkalmazott polimerizációs lámpák

A vizsgálat sorszáma, melyben az adott lámpát alkalmaztuk	Lámpa neve (típusa)	Gyártó	Sugárzási kilépési teljesítmény* (mW/cm2) (Mód)	Spektrális tartomány	Fényvezető átmérője
III.1, III.12, III.13, III.14	LED.C (LED)	Carlo De Giorgi, Milano, Olaszország	1100 (Full)	420-480 nm	10 mm
III.2, III.4-III.10, III.15	LED.D (LED)	Carlo De Giorgi, Milano, Olaszország	1000 (Full)	420-480 nm	8 mm
III.3, III.4	Bluephase PowerCure (LED)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	1180 (High)	385-515 nm	9 mm
			3050 (3s Cure)		
III.4	Curing Pen E (LED)	Eighteeth, Changzhou, Kína	1200 (Normal)	380-515 nm	8 mm
			3000 (Ultra)		
III.12, III.13	Elipar Freelight (LED)	3 M ESPE, St. Paul, MN, USA	1100 (Standard)	400-500 nm	10 mm
III.11	Optilux 501 (Halogén)	Kerr Corp., Orange, CA, USA	800 (Standard)	400-500 nm	10 mm

* Gyártó által megadott átlagos érték

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, töméstechnika), 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.

A KOMPOZIT MINTÁK KÉSZÍTÉSÉNEK MENETE

Amennyiben az alább leírt általánosan alkalmazott mintakészítésben eltérés volt, az a későbbiekben ismertetett adott vizsgálatnál kerül kifejtésre.

A mintákat 6 mm belső átmérőjű, 12 mm külső átmérőjű, vizsgálattól függően 1-2-4-8 mm mély politetra-fluoro-etilén (PTFE) hengeres sablonban készítettük el. (Ettől eltérően első, azaz III.1 vizsgálatunkban 3 mm átmérőjű, 4 mm mélységű rozsdamentes acélformát alkalmaztunk, de a fém nagyobb perifériás fénycsillapító hatása miatt a többi kísérletnél áttértünk a PTFE sablonra, mely a tömést körülvevő foganyagra jellemző fényabszorpcióhoz közelebb áll.) Kapszulaadagoló pisztollyal, illetve folyékony kompozit esetén az adagoló fecskendőből töltöttük a kompozitot a szobahőmérsékletű (III.5 és III.6 vizsgálatban 30 ± 1 °C-os) üveglapra helyezett sablonba, majd a paszta állagú anyagokat tömörítőműszerrel kondenzáltuk. A minták tetejét és alját átlátszó poliészter (Mylar, Dentamerica Inc., San Jose Ave, CA, USA) csíkkal fedtük, hogy elkerüljük a polimerizációt gátló oxigénnel való érintkezést.

A polimerizáció előtti anyaghőmérséklet befolyásoló hatásának vizsgálatára a szobahőmérsékletű kompozitok mellett előmelegített kompozitokból is készítettünk mintákat. A legtöbb kompozit előmelegítését kompozit melegítő kályhában (Ena Heat, Micerium, Avegno, Olaszország) végeztük. A hőfokot T1 módban 35°C-ra (III.2 vizsgálat) és T2 módban 55°C-ra (III.2, III.5, III.6 vizsgálat) állítottuk be (55 perc az eszköz, majd 15 perc a kompozit előmelegítése). A kapszula, vagy fecskendő kályhából való eltávolítása után helyeztük a kompozitot a sablonba. Ettől eltért a termoviszkózus VisCalor Bulk előmelegítése, mely a VisCalor Dispenser (VOCO, Cuxhaven, Németország) melegítő és egyben adagoló készülékben T1 beállítással történt 65 °C-ra 30 s alatt (III.5, III.6 vizsgálat). Ez az anyag a melegítő pisztolyból közvetlenül került a sablonba.

HŐMÉRSÉKLETI MÉRÉSEK

Az előmelegítés után közvetlenül megmértük az anyag hőmérsékletét, illetve a kompozitok sablonba töltése és polimerizációja során is regisztráltuk a hőmérsékletet egy K-típusú hőelemmel, melyet a kompozit alja és az üveglap közé helyeztünk. A 0,5 mm átmérőjű Cu/CuNi hőelemszondához (K-típusú, TC Direct, Budapest, Magyarország) csatlakoztatott digitális hőregisztráló készülékkel (El-EnviroPad-TC, Lascar Electronics Ltd., Salisbury, Egyesült

Királyság) rögzítettük a hőmérsékletváltozást másodpercenkénti mérési gyakorisággal és 0,1 °C pontossággal. A LED lámpa által leadott hőmennyiséget is meghatároztuk az üres sablonokon keresztül úgy, hogy a hőérzékelőt a sablon aljára, a polimerizációs lámpa végét pedig a sablon bemenetére helyeztük.

POLIMERIZÁCIÓ

A sablonba töltött próbatesteket polimerizációs lámpával polimerizáltuk 0 mm távolságra a kompozit minta felszínétől. A lámpa típusa kísérletenként változott, illetve több lámpát is alkalmaztunk, ahol a polimerizációs egység paraméterei álltak a vizsgálat célkeresztjében (III.2. táblázat). A lámpa intenzitását a polimerizáció előtt és után radiométerrel (III.1 vizsgálatban: SDS, Kerr, Danbury, CT, USA; 3.2 vizsgálatban: Cure Rite, Dentsply, Milford, DE, USA; III.3, III.4 vizsgálatban: Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; III.5, III.6, III.7 vizsgálatokban: CheckMARC, Bluelight Analytics, Halifax, Kanada) követtük nyomon úgy, hogy a csúcsot közvetlenül a radiométer érzékelőjétől 0 mm távolságra helyeztük. A sugárterhelést (J/cm^2) az intenzitás (mW/cm^2) és az alkalmazott expozíciós idő (s) szorzatából számoltuk ki. A kompozitok felszínére érkező sugárterhelés reprezentálására a 6 mm átmérőjű sablon nyílásának fénycsillapítását is megmértük úgy, hogy egy 6 mm átmérőjű lyukkal ellátott fekete papírt helyeztünk a fényvezető és az érzékelő közé (III.3, III.4, III.7 vizsgálat). Ugyanezt megismételtük a 2 és 4 mm mély sablonon keresztül is, hogy kiszámíthassuk a távolsággal arányos fénycsillapítás mértékét és a kompozit felszínére eső sugárterhelést (III.7 vizsgálat). Minden kísérletnél vizsgálati csoportonként öt mintát készítettünk.

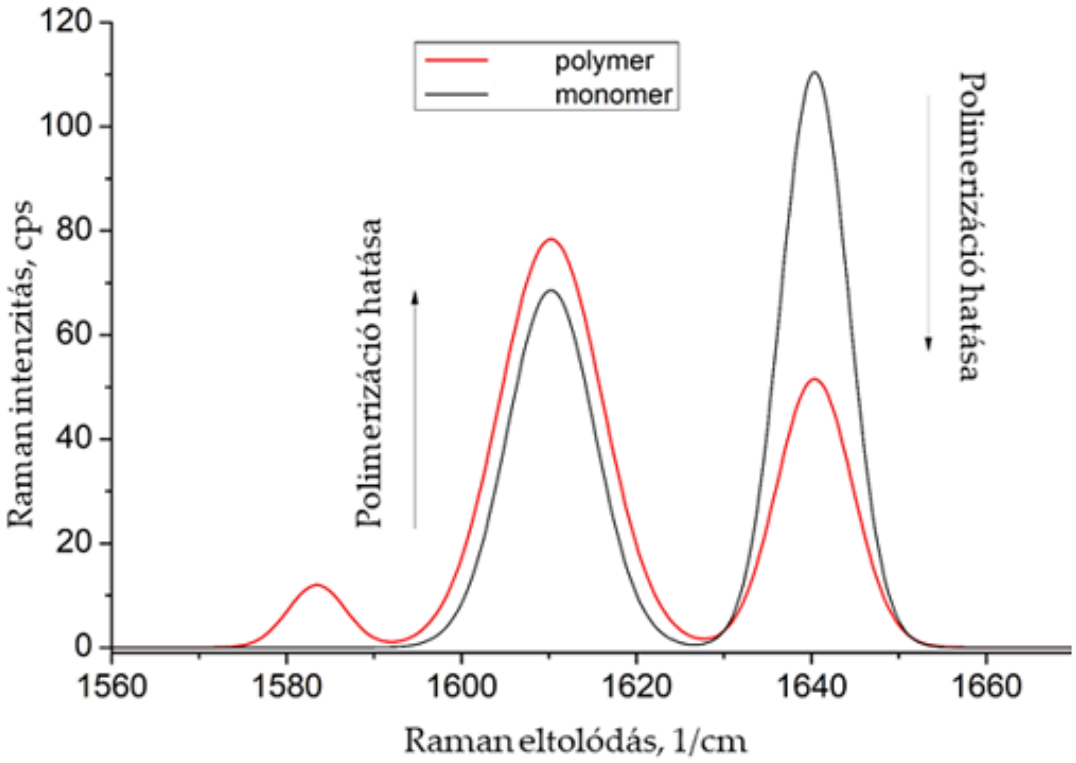
A KOMPOZITOK KONVERZIÓS MÉRTÉKÉNEK MEGHATÁROZÁSA MIKRO-RAMAN SPEKTROSZKÓPPAL

A Raman spektroszkópia a monomer-polimer konverzió mértékének direkt módon történő megállapítására alkalmas módszer. Mivel a méréskor elnyelt fény frekvenciái adott molekulára és kötések típusára jellemzőek, e fényfrekvenciák detektálása lehetővé teszi számunkra, hogy beazonosítsuk a mintában jelenlévő molekulákat, kötéseket. A mérések során a mintát monokromatikus fénnyel sugározzuk be, majd a besugárzott fény irányára merőlegesen detektáljuk a mintára jellemző Raman-szórás intenzitását [74]. A tesztelt kompozit minták 24 órás polimerizációs mértékének meghatározásához konfokális Raman spektrométert (Labram HR 800, HORIBA Jobin Yvon S.A.S., Longjumeau Cedex, Franciaország) alkalmaztunk. A mérések paramétereit a következők szerint állítottuk be: a polarizációhoz használt monokromatikus fényforrás egy 20 mW, 632,817 nm hullámhosszú He-Ne lézer; 100-szoros nagyítás (Olympus UK Ltd., London, Egyesült Királyság); D 0,3 szűrő; térbeli felbontás ~15 μm; spektrális felbontás 2,5/cm. Spektrumokat gyűjtöttünk a kompozit minták tetejéről és aljáról 10 s integrációs idővel: a minta középéről egy 0,2 mm átmérőjű területről, a periférián a minta szélétől 0,2 mm-re, valamint e két régió közti területről féltávon. 10-10 felvételt készítettünk minden egyes geometriai pontról, majd átlagoltuk őket. A monomer-polimer átalakulás mértékének kiszámításához spektrumokat gyűjtöttünk a referenciaként használt polimerizálatlan

kompozit mintákból is. A spektrumok elemzéséhez és utófeldolgozásához a LabSpec 5.0 (HORIBA Jobin Yvon S.A.S., Longjumeau Cedex, Franciaország) dedikált szoftvert használtuk. A Levenberg-Marquardt nemlineáris csúcsillesztési módszert alkalmaztuk a legjobb illesztés érdekében. A polimerizáció mértékét a polimerizálatlan és a polimerizált kompozit mintákból vett spektrumok felhasználásával számoltuk ki az 1639 1/cm (alifás C=C kötések) és adott kompozittól függően az 1609/cm (BisGMA tartalmú) és 1601,8/cm (BisGMA mentes, AUDMA tartalmú) (aromás C=C kötések) sávok relatív intenzitás változásának összehasonlításával. A konverziós fokot (DC) az integrált intenzitások értékeinek a következő képletbe történő beillesztésével számoltuk ki:

$$DC\% = (1 - (R_{cured} / R_{uncured}))x100$$

ahol R az 1639/cm és 1609/cm (vagy 1601,8/cm) csúcsintenzitások aránya a nem polimerizált és a polimerizált kompozit mintákban a nem konjugált és a konjugált szénkötésekre vonatkoztatva (III.1 ábra).



III.1 ábra: A konverziós értékek kalkulálásához használt illesztett Gauss-görbék (Origin 8.5.1 szoftver) reprezentatív ábrája a nem polimerizált és polimerizált kompozit (Tetric PowerFill) Raman-spektrumainak tartományáról

A KOMPOZITOKBÓL KIOLDÓDÓ MONOMEREK MENNYISÉGI MEGHATÁROZÁSA FORDÍTOTT FÁZISÚ NAGY HATÉKONYSÁGÚ FOLYADÉKKROMATOGRÁFIÁVAL

A kompozitokból kioldódó molekulák kimutatására és mennyiségi meghatározására a mintákat oldószerbe kell áztatni, hogy a folyadékabszorpció révén a reagálatlan komponensek az oldószerbe oldódjanak. Az Egyesült Államok Élelmiszer- és Gyógyszerügyi Hivatala (U.S. Food and Drug Administration, FDA) szerint a 75%-os etanol/víz közeg klinikailag releváns, mert jó élelmiszer-szimulátornak minősül, ezért a monomer-felszabadulást meghatározó vizsgálatainkban mi is ezt az oldószert alkalmaztuk [459]. A szakirodalomban megjelent vizsgálatok során a fogászati kompozitokból felszabaduló komponensek minőségi és kvantitatív elemzését elsősorban reverz fázisú nagyhatékonyságú folyadék-kromatográfia (reversed phase high performance liquid chromatography, RP-HPLC) analitikai módszerrel végezték. Kiváló felbontóképessége lehetővé teszi a szerkezetileg nagyon hasonló molekulák elkülönítését. A kompozitokból kioldódó monomerek mennyiségi meghatározásához a mintákat elkülönítetten, az ISO 10993-13 leírása szerint (a minta és a tárolóoldat térfogataránya nagyobb, mint 1:10) 1,0 ml 75 %-os etanol/víz tárolóközegben (Spektrum-3D, Debrecen, Magyarország) 37 °C-on inkubáltuk 72 órán át. A mérésekhez RP-HPLC-t használtunk. Az RP-HPLC rendszer (Dionex Ultimate 3000, Thermo Fisher Scientific Inc, Sunnyvale, CA, USA) egy Dionex LPG 3400 SD gradiens pumpából, egy Rheodyne injektorból (Rheodyne, California, USA) és egy Dionex UWD 3000 RS UV-VIS detektorból (Dionex GmbH, Germering, Németország) áll. Az adatokat a Chromeleon szoftverrel (verzió: 3.2) gyűjtöttük. Az elválasztásokat a III.1, III.3 vizsgálatokban Synergi HYDRO-RP (részecskeméret: 4 μm; pórusméret: 8 μm) (Phenomenex, Gen-Lab, Budapest, Magyarország), oszlopon (150 mm x 2,00 mm); a III.4 vizsgálatban Brisa 'LC²' (részecskeméret: 5 μm; pórusméret: 8 μm) (Teknokroma, Sant Cugat del Vall´es, Spanyolország) oszlopon (250 mm x 4,60 mm) és a III.5 és III.6 vizsgálatokban LiChrospher® 100 RP-18e (részecskeméret: 5 μm; pórusméret: 100 Å) (Merck KGaA, Darmstadt, Németország) oszlopon (250 mm x 4,00 mm) végeztük grádiens elúcióval. A III.1 és III.3 vizsgálatban „A" eluensként 40 térfogat %-os acetonitril (ACN; VWR International, Leuven, Belgium) desztillált vizes oldatát használtuk; „B" mobilfázisként pedig 95%-os ACN-t. A 30 perces kromatográfiás elválasztás során a „B" eluens tartalmát 20 %-ról 100 %-ra növeltük. Az áramlási sebesség 0,3 ml/perc volt. Az állófázis regenerálásához a „B" mobilfázis tartalmát 1 perc alatt 100%-ról 20%-ra csökkentettük, majd 31-46 perc elteltével a rendszert 20 %-os „A" eluenssel mostuk. A III.4 vizsgálatban „A" eluensként 100 % desztillált vizet használtunk, míg „B" mobilfázisként 100 térfogat%-os ACN oldatot. A kromatográfiás elválasztás során a „B" eluens tartalmát 40%-ról 95%-ra növeltük. Az áramlási sebesség 1,2 ml/perc volt. Az állófázis regenerálásához a „B" mobilfázis tartalmát 1 perc alatt 95%-ról 40%-ra csökkentettük, majd 31-46 perc elteltével a rendszert 40 %-os „A" eluenssel mostuk. A III.5 és III.6 vizsgálatokban a kromatográfiás elválasztás során a „B" eluens tartalmát 30%-ról 95%-ra növeltük. Az áramlási sebesség 1,2 ml/perc volt. Az állófázis regenerálásához a „B" mobilfázis tartalmát 1 perc alatt 95%-ról 30%-ra csökkentettük, majd a rendszert 30 %-os „A" eluenssel mostuk.

A kalibrálást az 1-50,0 μg/ml monomer tartományban végeztük el. A kioldódott monomerek kimutatását a következő hullámhosszokon végeztük: 205, 215, 227 és 254 nm. A 205 nm

optimálisnak bizonyult, ezért az értékelés az ezen a hullámhosszon gyűjtött adatokra támaszkodott. A standard oldatok 205 nm-en történő mérésével kalibrációs görbét rajzoltunk az adott monomerre jellemző R^2 értéknél. Az eluált monomerek mennyiségét a kalibrációs görbe segítségével a monomerek által létrehozott csúcsok görbe alatti területeivel számoltuk ki. Standard monomereket (Sigma-Aldrich, Steinheim, Németország és Merck KGaA, Darmstadt, Németország) használtunk a kompozitokból kioldódó monomerek azonosításához. A monomerfelszabadulást 1 mg kompozitra adtuk meg. A komponensek retenciós idejét felhasználva azonosítottuk be az adott kompozit kromatogramján megjelenő, jól elkülönülő csúcsokhoz tartozó kioldódott monomerek típusát. A III.1 vizsgálatban a TEGDMA, UDMA és BisGMA standard oldatok retenciós ideje 2,95; 5,08 és 6,88 perc volt. A III.3 vizsgálatban alkalmazott BisGMA, TEGDMA, UDMA, DDDMA és TCDDMA retenciós ideje 11,07; 16,10; 18,42; 23,39 és 29,20 perc volt. A III.4 vizsgálatban alkalmazott UDMA, BisGMA és EDMAB retenciós ideje 15,26; 17,54 és 13,48 perc volt. A III.5 vizsgálatban használt TEGDMA, UDMA, BisGMA, DDDMA retenciós ideje 12,2; 17,2; 19,1 és 27,2 perc volt. A III.6 vizsgálatban pedig a TEGDMA, UDMA, BisGMA, TCDDMA és DDDMA retenciós ideje 11,7; 16,1; 18,4; 23,4 és 29,2 perc volt.

POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁS ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI MÉRÉSSEL

Nagy felbontású mikrokomputer tomográfiás (mikro-CT) felvételeket készítettünk (Skyscan 1176, Control Program, version 1.1, Bruker, Kontich, Belgium) a minták belső struktúrájának 3D megjelenítésére és a térfogati zsugorodás meghatározására. A polimerizálatlan kompozittal tömött sablont fekete műanyag lappal takartuk le, hogy megakadályozzuk a korai polimerizációt a felvételek készítésekor. Minden minta felvétele körülbelül 36 percig tartott. Az első felvételt követően a mintatartóval együtt eltávolítottuk a mintát a mikro-CT készülékből és polimerizációs lámpával polimerizáltuk. A második felvétel során a mikro-CT platformon egy referenciajel biztosította a mintatartó és ezáltal a polimerizált minta azonos helyzetét. A működési energiát (80 kV, 350 μA), a felbontást (8,74 μm/szelet), a forgási lépést (0,7°), az expozíciós időt (1500 ms) és a mikro-CT készülék szűrőjét (Al 1 mm) minden minta esetében állandó értéken tartottuk. A felvett nyers képeket egy dedikált szoftverrel (SkyScan rekonstrukciós program, NRecon, v.1.7.4.2, Bruker) rekonstruáltuk a radiológiai műtermékek korrigálása és az elemzés előkészítése céljából. A képeket 1404 × 1404 pixeles felbontásra konvertáltuk *.bmp formátumban. A rekonstruált képek 3D térfogati elemzését egy másik szoftver (Skyscan software CTAn, v. 1.20.8.0, Bruker) speciális funkcióinak segítségével végeztük el a következő munkafolyamat szerint: nyers képfelvétel, az érdeklődésre számot tartó régió (region of interest, ROI) azonosítása, bináris kiválasztás, morfometria és egyéni feldolgozás. A rekonstruált képeket a vizualizáláshoz tovább szerkesztettük (The Dataviewer, Skyscan, Bruker, Kontich, Belgium). A rekonstrukciót követően CT analizátor szoftver segítségével határoztuk meg a ROI-t az egyes minták 3D mikroarchitektúra-elemzéséhez. A ROI magában foglalta a teljes kompozit mintát a formán belül.

A polimerizáció előtt és közvetlenül utána készült felvételek térfogatának meghatározása segítségével kiszámítottuk a korai fázisban bekövetkező térfogati zsugorodást, melyet százalékban adtunk meg. A pórusok 3D térfogatát a zajcsökkentés céljából Gauss-féle szűrővel feldolgozott szürkeárnyalatos képekből számítottuk ki. A kompozit mintákat a CT analizátor szoftver automatikus szegmentálási küszöbértékének használatával elkülönítettük a sablontól. Globális küszöbértékelést alkalmaztunk a szürke tartományok feldolgozására, hogy egy csak fekete és fehér pixelekből álló képet kapjunk. A belső pórusok térfogatát a kompozit minta teljes térfogatához viszonyítva számoltuk és %-ban fejeztük ki.

POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉG MÉRÉSEK

A kompozitok lineáris polimerizációs zsugorodási feszültségét szakítófeszültségi próbával értékeltük. Az anyagokat két fémalap közé helyeztük, amelyek felülete 6 mm × 4 mm volt, a köztük lévő távolság pedig 2 mm (a próbatest térfogata 48 mm^3). A tapadás elősegítése érdekében a fémalapokat 50 μm-es alumínium-oxid részecskékkel homokfújtuk, majd fém adhezívvel (Metal Primer Z, GC Europe, Leuven, Belgium) vontuk be. Egy átlátszó szilikon (Exaclear, GC Europe, Leuven, Belgium) sablont használtunk a térfogat standardizálására és a kompozitok kondenzációjának elősegítésére. A kompozit ragasztott és nem ragasztott felületeinek aránya, azaz a C-faktor 1,2. A fémalapokat egy anyagvizsgáló gépre (Zwick/Roell AllroundLine Z100THW, Zwick/Roell, Ulm, Németország) szereltük fel függőleges helyzetben, húzóvizsgálati markolatok segítségével. A terhelésmérő cella 1 kN volt. A keresztfejet a vizsgálatok során rögzítettük. A kompozitok polimerizációja során keletkező erők 300 s valós idejű értékelését végeztük. A polimerizációs zsugorodás által kiváltott feszültségeket a vizsgálógép szoftverével (TestXpert III, ZwickRoell, Ulm, Németország) elemeztük. Az adatokat erő (N) × 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), X-tra Base (XB) és Filtek Bulk Fill (FBF) folyékony bulk-fill anyagokból 3x4 mm-es hengeres minták készültek, míg referenciaként Filtek Ultimate Flow (FUF) hagyományos folyékony nanofill kompozitot használtunk, melyből 3x4 mm méretű negatív kontroll és 3x2 mm-es 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 monomerkioldódást HPLC analízissel határoztuk meg, majd összevetettük a bulk-fill csoportok értékeit a hagyományos kontroll kompozit értékeivel.

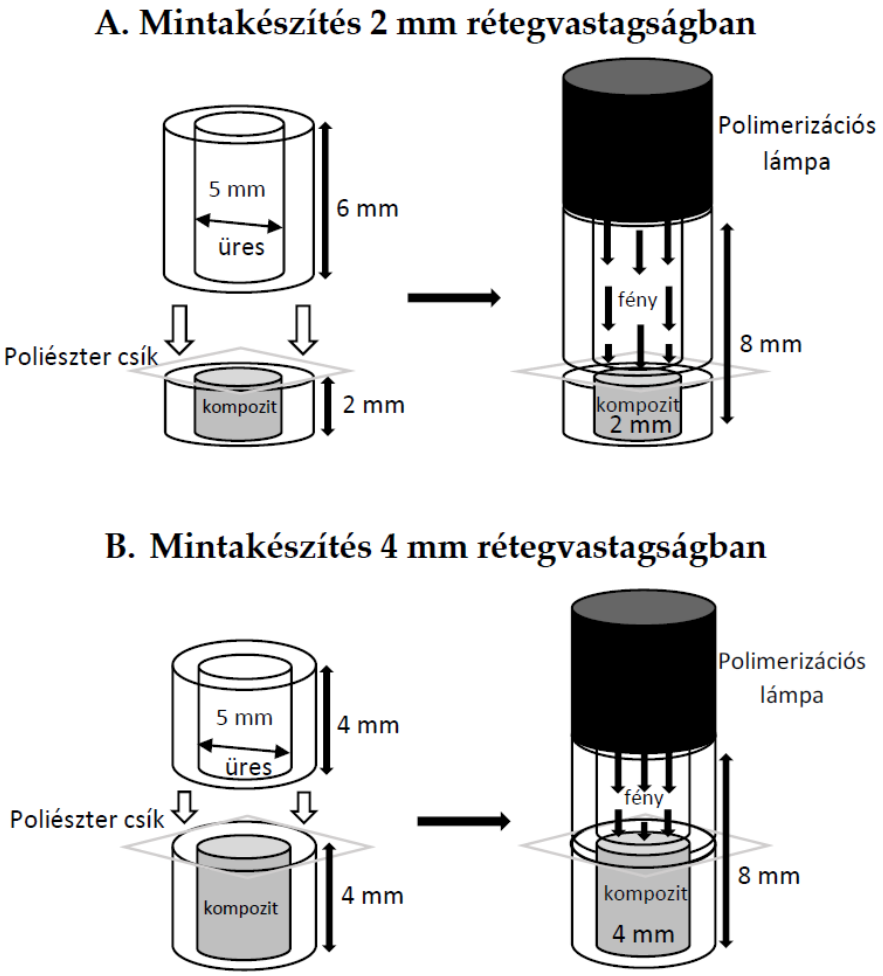
III.2 AZ EXPOZÍCIÓS IDŐ ÉS AZ ELŐMELEGÍTÉS KONVERZIÓS MÉRTÉKRE KIFEJTETT HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA HAGYOMÁNYOS, BULK-FILL, RÖVID ÜVEG-SZÁLMEGERŐSÍTÉSŰ ÉS POLIAKRILSAVVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK ESETÉN

A konverzót befolyásoló hatásokat három kompozit típuson, összesen hat terméken elemeztük mikro-Raman spektroszkóppal: egy hagyományos tömöríthető mikrohibriden (Filtek Z250, 2 mm rétegvastagság), egy hagyományos folyékony nanotöltésűn (Filtek Ultimate Flow, 2 mm rétegvastagság), két folyékony bulk-fill kompoziton (Filtek Bulk Fill Flow és SureFil SDR Flow, 4 mm rétegvastagság), egy rövid üveg-szálmegerősítésű anyagon (EverX Posterior, 4 mm rétegvastagság) és egy poliakrilsavval módosított kompoziton (Twinky Star Flow, 2 mm rétegvastagság). A minta előkészítése és a polimerizációs mód szerint a próbatesteket négy kísérleti csoportra osztottuk. A III.2.1 táblázat a polimerizációs mód szerinti kísérleti csoportokat és a vizsgált anyagok rövidítéseit ismerteti.

III.2.1 Táblázat A vizsgált anyagok polimerizációs módjai és rövidítésük

Csoport	Polimerizáció módja	Kompozit hőmérséklete	Kompozit, expozíciós idő, rövidítés					
			Filtek Z250	Filtek Ultimate Flow	Filtek Bulk Fill Flow	Surefil SDR	EverX Posterior	Twinky Star Blue
1.	Gyártó által javasolt expozíciós idő	25°C	20 s FZ_20	20 s FUF_20	10 s FBF_10	20 s SDR_20	10 s EX_10	40 s TS_40
2.	Előmelegítés 35 °C-ra+gyártó által javasolt expozíciós idő	35°C	20 s FZ_35_20	20 s FUF_35_20	10 s FBF_35_10	20 s SDR_35_20	10 s EX_35_10	40 s TS_35_40
3.	Előmelegítés 55 °C-ra+gyártó által javasolt expozíciós idő	55°C	20 s FZ_55_20	20 s FUF_55_20	10 s FBF_55_10	20 s SDR_55_20	10 s EX_55_10	40 s TS_55_40
4.	Duplázott expozíciós idő	25°C	40 s FZ_40	40 s FUF_40	20 s FBF_20	40 s SDR_40	20 s EX_20	80 s TS_80

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 mintaelőkészítés sematikus ábrája az III.2.1 ábrán látható. 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 sablont, melyekkel a mély üregbe töltött első réteg kompozit paramétereit vizsgálhattuk.



III.2 ábra: A mintakészítés sematikus rajza 2 mm rétegvastag (A) és 4 mm rétegvastag (B) kompozit mintákhoz 8 mm mély üreget szimuláló sablonban.

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 és Filtek One Bulk Fill Restorative) és vizsgáltuk a leadott energia (expozíciós idő x besugárzási teljesítmény) hatását. 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, melyet a III.3.1 táblázat részletez. A különböző polimerizációs protokollal világított minták konverziós értékét mikro-Raman spektroszkóppal, a monomerkioldódást HPLC analízissel, a minták térfogati zsugorodását és porozitását pedig mikro-CT elemzéssel vizsgáltuk, majd hasonlítottuk össze.

III.3.1 Táblázat A polimerizáció paraméterei és a vizsgált anyagok csoportkódjai

Anyag	Rétegvastagság (mm)	Expozíciós idő (s)	Polimerizációs mód	Átlagos sugárzási kilépési teljesítmény (mW/cm^2)	Sugárzási teljesítmény a 6 mm átmérőjű sablonon keresztül (mW/cm^2)	Kalkulált sugárterhelés (J/cm^2)	Csoportkód
Tetric PowerFill (TPF)	1	20	High	1180	938	19	TPF_1_20
	4	3	3s	3150	2504	7,5	TPF_3
	4	5	Turbo	1950	1550	7,8	TPF_5
	4	10	High	1180	938	9,4	TPF_10
	4	20	High	1180	938	19	TPF_20
Filtek One Bulk Fill Restorative (FOB)	1	20	High	1180	938	19	FOB_1_20
	4	3	3s	3150	2504	7,5	FOB_3
	4	5	Turbo	1950	1550	7,8	FOB_5
	4	10	High	1180	938	9,4	FOB_10
	4	20	High	1180	938	19	FOB_20

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

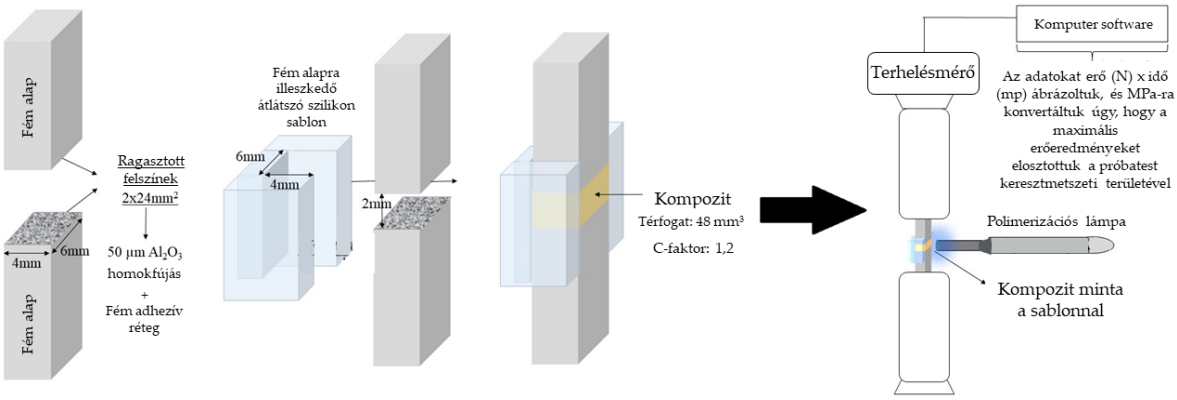
Előző vizsgálatunkhoz képest a leadott energia mellett a polimerizációs lámpa által emittált hullámhossz hatását is vizsgáltuk a monomerkioldódás kinetikájára és a polimerizáció közbeni zsugorodási erőre, két eltérő AFCT molekulát tartalmazó (Tetric PowerFill és Filtek One Bulk Fill Resorative) és egy AFCT-mentes (Tetric EvoCeramBulk Fill) bulk-fill kompozitból készült 4 mm vastag mitákon. A vizsgálatban alkalmazott három LED lámpa közül a gyártó által megadott adatok szerint az egyik egy hagyományos, csak kék hullámhossz tartományban emittáló (monowave) eszköz, míg a másik kettő többdiódás LED lámpa, amely a kék és az ibolya spektrális tartományában (polywave) is bocsát ki fényt. A LED lámpák által kibocsátott spektrális eloszlást úgy határoztuk meg, hogy a fényt egy spektrofluoriméteren (Fluorolog tau3, Jobin-Yvon/SPEX, Piscataway, NJ, USA) engedtük át. A 300-550 nm-es hullámhossz-tartományban végzett spektrális értékeléskor 5,25 nm-es résszélességet alkalmaztunk. Használat előtt a készüléket kalibráltuk. A spektrumot három különböző alkalommal elemeztük lámpánként. A III.4.1 táblázat a kísérleti csoportokat ismerteti a polimerizáció módja és a sugárterhelés szerint.

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.

III.4.1 Táblázat A polimerizációs lámpák és a polimerizáció paraméterei és csoportkódok

LED lámpa (Spektrális tartomány) (Fényvezető átmérő)	Polimerizációs mód és expozíciós idő	Átlagos sugárzási kilépési teljesítmény (mW/cm2)	Sugárzási teljesítmény a 6 mm átmérőjű sablonon át (mW/cm2)	Kalkulált sugárterhelés (J/cm2)	Csoportkód
Bluephase PowerCure (385-515 nm) (9 mm)	High 20 s	1180	938	18,8	PowerCure_20s (Group 1)
	3s Cure 3 s	3050	2504	7,5	PowerCure_3s (Group 2)
Curing Pen E (380-515 nm) (8 mm)	Normal (P1) 20 s	1200	942	18,8	CuringPenE_20s (Group 3)
	Ultra (P3) 3 s	3000	2480	7,4	CuringPenE_3s (Group 4)
LED.D (420-480 nm) (8 mm)	Full 20 s	1000	855	17,1	LED.D_20s (Group 5)

A III.4.1 táblázatban leírt protokollok szerinti polimerizálás során a kompozitok lineáris polimerizációs zsugorodási feszültségét szakítófeszültségi próbával értékeltük (III.4.1 ábra).



III.4.1 ábra: Mintaelőkészítés polimerizációs zsugorodási feszültség mérésekhez.

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

Egy kifejezetten előmelegítésre gyártott magas viszkozitású (VisCalor Bulk, VCB) 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) 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 mintákat mikro-Raman spektroszkópos vizsgálatnak vetettük alá, illetve RP-HPLC analízist 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 kompozit gyártmányra (konvencionális: Filtek Z250, FZ, G-aenial Posterior, GP, Enamel Plus HRi Bio Function, EP, Estelite Sigma Quick, ESQ; 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 Bulktól eltérően (65 °C) az összes anyagot 55 °C-ra melegítettük. A monomerkioldódást RP-HPLC vizsgálattal, a minták porozitását 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 töméstechnikák 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 bölcsességfogat (III.7 és III.8 vizsgálat), illetve felső nagymetszőt (III.9 vizsgálat) választottunk, melyeket fiziológiás sóoldatban nedvesen tartottunk a vizsgálat megkezdéséig. Az egyes fogak szerkezeti különbségeiből adódó mérési hibák kiküszöbölése érdekében a III.7-III.9 kísérleteknél egyfogas modellt alkalmaztunk. Az okkluzálisan (III.7, III.8 vizsgálat), illetve vesztibulárisan (III.9 vizsgálat) eltávolított foganyagmennyiséget röntgenfelvétellel ellenőriztük, hogy a pulpakamra feletti dentin meghatározott vastagságú legyen a preparálás után. A gyökereket a furkációtól 5 mm-re apikálisan levágtuk, így könnyen hozzáfértünk a pulpakamrához. A zománc-cement határ szintjében mezio-approximálisan csatornát fúrtunk a pulpakamráig egy gyémánt fisszúrafúró

segítségével. Ezen keresztül az in vitro vizsgálatoknál már említett Cu/CuNi K-típusú hőszenzort vezettünk be és pillanatragasztóval (Loctite Super Glue, Loctite, Düsseldorf, Németország) pontszerűen a pulpakamra tetejére rögzítettük. A meziális nyílást folyékony kompozittal (Filtek Supreme Flowable) zártuk. A tisztított pulpakamrába és gyökércsatornákba hővezető zselét injektáltunk (Aqua Sound Basic, Ultragel Hungary 2000, Budapest, Magyarország). Az apikális nyílásokat szintén folyékony kompozittal zártuk, majd a fog 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 (III.7-III.9 vizsgálatok leírásánál részletezésre kerül) 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. Annak érdekében, hogy a minták könnyedén eltávolíthatók legyenek a fog felszínéről, a kísérlet során nem használtunk adhezív anyagot. A hőmérsékleti maximum eléréséhez szükséges időt is rögzítettük. Minden egyes mérést ötször ismételtünk meg.

KERÁMIA RESTAURÁCIÓT SZIMULÁLÓ MINTÁK KÉSZÍTÉSE ÉS RAGASZTÁSA

A kerámia restaurációk szimulálására LidiSi kerámiatömböket (GC Initial LiSi Press; GC Europe, Leuven, Belgium) készítettünk hőpréseléses módszerrel a gyártó utasításai szerint. A sima kerámiafelület elérése érdekében a mintákat 220, 400 és 600-as szemcseméretű csiszolópapírral, majd kétlépéses gyémántszemcsés gumipolírozóval (finom, 8-32 μm és extra finom, 4-8 μm, Kenda Unicus, Kenda AG, Vaduz, Liechtenstein) políroztuk. A kerámiablokkok vastagságát 0,001 mm pontosságú digitális tolómérő segítségével határoztuk meg (Mitutoyo, Tokió, Japán). A kerámiamintákon nem történt savmaratás, szilanizálás, és bondozás, hogy a polimerizált rögzítőanyag könnyen eltávolítható legyen a fogról és a kerámiáról. A ragasztásra használt restauratív kompozitok előmelegítést követő hőmérsékletét érintésmentes infravörös digitális hőmérővel (TESTO 845, Testo Magyarország Kft., Budapest, Magyarország) mértük. Az infravörös hőmérő mindössze 1 mm^2-es területen regisztrálta a hőmérsékletet (optikai felbontás 75:1), 0,1/1 °C felbontással. Az adatrögzítési frekvencia 10 mérés/s volt. A kerámia mintákat a kompozitmelegítő-kályhában szintén előmelegítettük, hogy csökkentsük a hőveszteséget a cementezés során. Az egységesen vékony cementréteg elérése érdekében standard mennyiségű rögzítőanyagot vittünk fel a kerámiafelület közepére, amelyet ezután a sablon nyílásán keresztül a preparált fogfelületre illesztettünk. Manuálisan (Optrasculpt eszközzel; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 5 N erővel terheltük a kerámiát az adhezív cementek esetén, és 10 N terheléssel az előmelegített restauratív kompozit alkalmazásakor. Előzetes vizsgálati eredményeink szerint a fent említett terheléssel 100 ± 10 μm egyenletes rétegvastagságot lehet elérni. A terhelést algométerrel (Force Dial FDK 16, Wagner, Greenwich, USA) mértük. A kifolyt felesleg eltávolítását követően a rögzítőanyagot a kerámiablokkon keresztül 40 s-ig polimerizáltuk. A besugárzás egységesítése érdekében a fényvezető helyzetét standardizáltuk. A cementezett kerámia sablonból való eltávolítása után a kerámia/cementréteg együttes

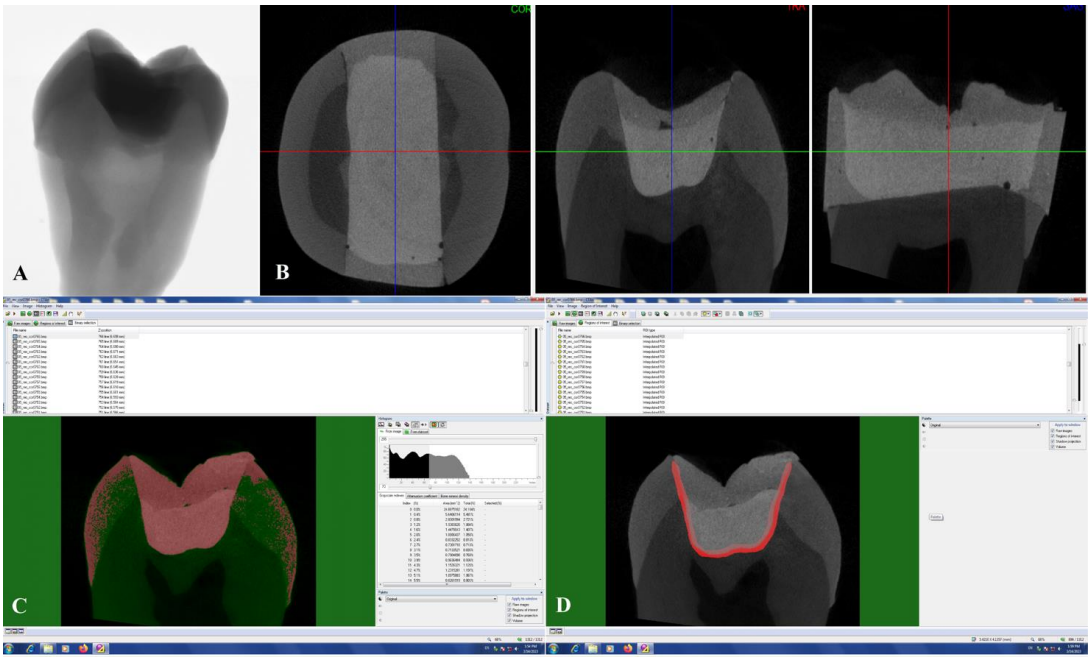
vastagságát digitális tolómérővel mértük, majd a kerámia vastagságát kivonva megkaptuk a cement rétegvastagságát.

PULPASEJTEK TENYÉSZTÉSE ÉS KOLORIMETRIÁS SEJTÉLETKÉPESSÉGI VIZSGÁLATOK

A kompozitok sejttoxikus hatásának vizsgálatához két extrahált bölcsességfogból izoláltunk pulpaszövetet Sun és mtsai [479] protokollja alapján, majd a sejtek tenyésztése munkacsoportunk egy korábbi kutatásában [321] leírtaknak megfelelően történt. A kompozit mintákból felszabaduló molekulák toxikus hatásának igazolására két nappal a sejtek mintával történő expozícióját követően életképességi és sejtproliferációs vizsgálatokat végeztünk.
WST-1 (water-soluble tetrazolium salt, vízben oldódó tetrazóliumsó) kolorimetriás vizsgálattal a mitokondriális anyagcsere változásokat detektáltuk, mely során a vízben oldott tetrazóliumsót a sejtek metabolikus aktivitása formazánná redukálja. A 20 µl WST-1 reagenst (Millipore Sigma Burlington, MA, USA) és 180 µl táptalajt 1:9 arányban keverve az eredeti táptalaj eltávolítását követően a tenyészeteket tartalmazó lemez celláiba pipettáztuk. A sejteket 4 órát inkubáltuk (37 °C, 5% CO_2), majd 100 µl mintaoldat fényelnyelő képességét mértük 450 nm-en spektrofométerrel (FluoStar Optima mikrolemez olvasó, BMG Labtech, Cary, NC, USA), mellyel a metabolikusan aktív sejtek által termelt formazán festék (sárga) mennyiségi meghatározását végeztük el. Vakpróbaként lemezsót (FluoStar Optima, BMG Labtech, Cary, NC, USA) (háttér-kontroll) alkalmaztunk.
A sejtek aktív metabolikus működését, ezáltal vitalitását a mitokondriális szukcinát-dehidrogenáz katalizálta 3-[4,5-dimetil-tiazol-2-il]-2,5-difenil tetrazolium-bromid (MTT) MTT-formazánná történő enzimatikus redukciójával is vizsgáltuk. Az MTT festéket (Panreac Applichem ITW Reagents, Chicago IL, USA) 5 mg/ml koncentrációban foszfát-pufferelt sóoldatban (PBS) oldottuk. Ezt követően 100 µl tenyésztőközegbe kevertünk 10 µl MTT-oldatot, ezzel helyettesítettük a cellákból lepipettázott tápoldatot. Négy órás inkubációt követően (37 °C, 5% CO_2) az MTT-tartalmú táptalajt eltávolítottuk, majd 100 µl etanol-dimetil-szulfoxid (50-50 v/v% DMSO, Millipore Sigma Burlington, MA, USA) eleggyel helyettesítettük. A vakpróbához viszonyított optikai sűrűséget FlourStar Optima lemezolvasóval határoztuk meg 595 nm-es hullámhosszon (ciklámen színű festék).
A harmadik teszt során a laktát-dehidrogenáz (LDH) táptalajba történő felszabadulásának meghatározásával vizsgáltuk a sejtmembrán integritását és áteresztőképességét. A teszt során a tetrazóliumsó formazánná történő átalakulását azonosítjuk, melyet a laktátból az LDH oxidációja révén keletkező piruvát alakít ki. A reakcióelegy 250 µl katalizátor oldatból és 11,25 ml festékoldatból áll, melyből 100 µl-t adtunk 100 µl sejteket tartalmazó táptalajhoz. A fényelnyelést 492 nm-en rögzítettük (lila festék) 30 perces sötétben, szobahőmérsékleten való tárolást követően. A méréseket mintatípusonként négyszer végeztük el. A sejtéletképességi tesztek kiértékelésénél az adatokat a kezeletlen kontroll átlagához viszonyítottuk.

BELSŐ ADAPTÁCIÓ ÉS POROZITÁS MEGHATÁROZÁSA MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIAI MÉRÉSSEL

A mikro-CT mérések beállítási paraméterei az *in vitro* vizsgálatoknál leírtakkal megegyeznek. A tömés üreg falaihoz való adaptációjának értékelésére a rekonstruált képek sorozatát standardizált pozícióba forgattuk úgy, hogy a képszeletek síkja merőleges legyen a restauráció függőleges tengelyére (DataViewer: 1.5.6.2 verzió 64-bit). A nyers képek felvétele és rekonstrukciója után a következő munkafolyamatot alkalmaztuk minden egyes fognál a képek mikroarchitektúrájának 3D elemzéséhez (CT Analyser: 1.20.8.0+ verzió, Bruker, Kontich, Belgium): a fog és a restauráció határfelületén a ROI azonosítása és kijelölése (0,1 mm-es sáv a fogból és 0,1 mm-es sáv a restaurációból a határfelület mentén); bináris kiválasztás a háttértől való elkülönítés érdekében; képszűrés zajcsökkentés céljából; küszöbértékek meghatározása a levegővel azonos sűrűségű területek kiválasztásával; 3D elemzés a teljes restauráció határfelülete mentén (CTvox: 3.1.1 r1191 verzió, 64 bites) (III.2 ábra).



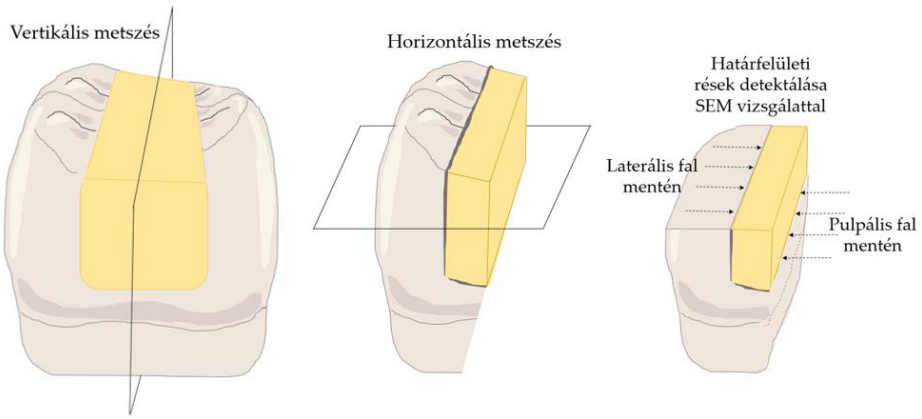
III.2 ábra: A tömés belső adaptációjának 3D elemző munkafolyamata: nyers kép (A), többsíkú képsorozatok (B), rekonstruált kép (C), azonosítás és az érdeklődésre számot tartó terület (ROI) kijelölése az axiális szeleteken (D).

A detektált határfelületi rés és a ROI volumenének arányát kiszámítottuk és százalékban adtuk meg. A porozitás értékelése az *in vitro* vizsgálatoknál ismertetett módon történt.

BELSŐ ADAPTÁCIÓ VIZUALIZÁLÁSA PÁSZTÁZÓ ELEKTRONMIKROSZKÓPPAL

A restaurált fogak gyökerét a zománc-cement határtól 2 mm-re eltávolítottuk, majd a koronákat mezio-disztális tengelyük mentén gyémánt vágókoronggal (Isomet Diamond Wafering Blade, no. 11-4244, Buehler Ltd., LakeBuff, IL, USA) vízhűtés mellett függőlegesen félbevágtuk. A

feleket alumínium-oxid szemcsés Sof-Lex korong sorozattal (Sof-Lex, 3M, St. Paul, MN, USA) és filckorongokkal (Enamel Plus Shiny FD, Micerium, Avegno, Olaszország), gyémántszemcsét tartalmazó pasztákat (3 μm - Shiny A és 1 μm - Shiny B, Micerium, Avegno, Olaszország) alkalmazva políroztuk állandó hűtés mellett (7 °C fiziológiás sóoldat). A mintákat ezután 10 percig ultrahangos fürdőben tisztítottuk a törmelék eltávolítása érdekében (Emmi-20HC, eMAG, Salach, Németország). 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 metszettük, majd políroztuk. Ez a metszet biztosította a dentin-restauráció laterális határfelületének, azaz oldalfalon történő vizsgálatát. A másik függőleges metszetet a Raman mérésekhez használtuk (III.3 ábra).

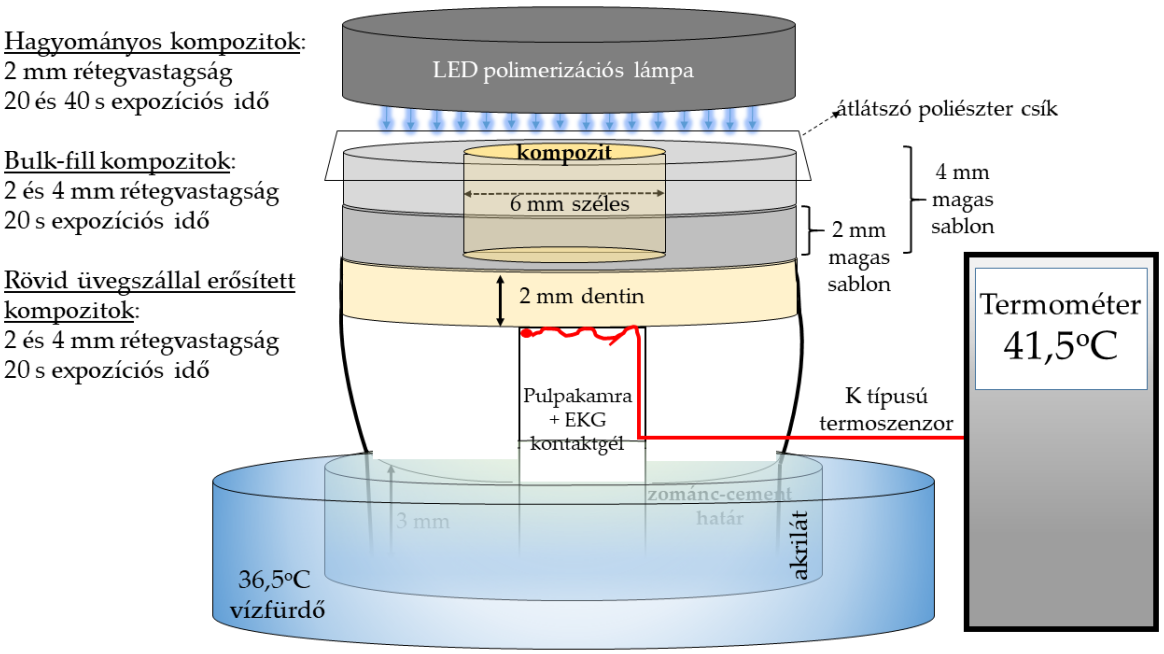


III.3 ábra: A pásztázó elektronmikroszkópos (SEM) mérések minta-előkészítésének sematikus ábrája. A fog mezio-disztális függőleges, majd oro-vesztibuláris vízszintes metszésű mintája segítségével a laterális és pulpális fal mentén kijelölt 2000 μm-es dentin-restauráció határfelületi szakaszon az adaptációs rések váltak meghatározhatóvá.

A SEM vizsgálathoz szükséges mintaszárítás okozta zsugorodás és műterméki résképződés csökkentése érdekében a fogakat hexametil-diszilazánba (HMDS, Millipore Sigma, Burlington, MA, USA) áztattuk 10 percig, majd szűrőpapírra fektetve, petricsészével fedve szobahőmérsékleten hagytuk száradi. Ezt követően a mintákat 50 nm vastag aranyporral vontuk be (Auto-fine coater, JFC-1300, JEOL, Tokio, Japán), majd elvégeztük a belső határfelületi rések elemzését SEM vizsgálattal (JEOL JSM-IT500HR, JEOL, Tokio, Japán).
A függőleges és vízszintes metszeti felületekről 200X, 400X, 800X nagyításban készítettünk felvételeket. A dentin-restauráció laterális és pulpális területein kijelöltünk egy-egy 2000 μm hosszú szakaszt, melyen belül lemértük a polimerizációs zsugorodási feszülés okozta rések hosszát a SEM műveletvezérlő szoftverébe épített vonalzó segítségével. A SEM felvétel méretarányos skáláját használtuk a kalibrációhoz. A mért szegmensek hosszát mikrométerben kaptuk meg. Az adott felületen kapott rések összesített hosszát a kijelölt szakasz teljes hosszához arányosítottuk [(rés hossz/teljes hossz) x 100 = határfelületi rés százalék = 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 tömöríthető (Filtek Z250, FZ) és folyékony (Filtek Supreme Flowable Restorative, FSF) hagyományos kompozitokat; tömöríthető (Filtek One Bulk Fill Restorative, FOB) és folyékony (Surefil SDR Flow+, SDR) bulk-fill; valamint 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 PTFE sablont helyeztünk és az *in vitro* módszereknél ismertetett mintakészítésnek megfelelően jártunk el a hatféle kompozitból készített próbatest előállításakor. A III.7.1 ábra szemlélteti a kísérleti modell összeállítását, a vizsgált kompozit típusokat az alkalmazott rétegvastagsággal és expozíciós idővel.

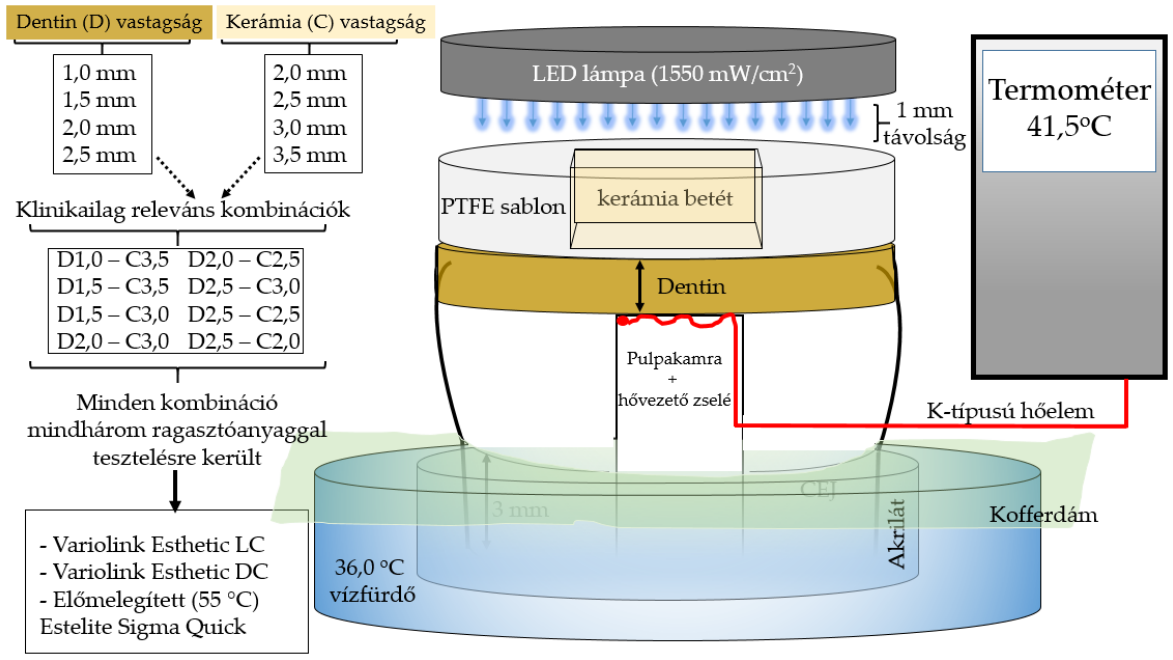


III.7.1 ábra: A mintakészítéshez és hőmérsékleti mérésekhez használt egyfogas kísérleti modell sematikus rajza.

A hőszenzor és a sablonba helyezett kompozit alja között röntgenfelvétellel meghatározott, 2 mm vastag dentin húzódott. A besugárzási energiát a 20 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 (n = 60) 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, kerámiabetét adhezív rögzítésére alkalmas anyag pulpális hőmérsékletet befolyásoló hatását teszteltük. A Variolink Esthetic LC (VE_LC) egy fényrekötő, a Variolink Esthetic DC (VE_DC) egy kettős-kötésű adhezív cement, míg az Estelite Sigma Quick (EQ_55 °C) egy tömésre alkalmas szubmikron töltésű kompozit, melyet 55 °C-ra előmelegített formában használtunk a ragasztásra. Az extrahált fog okkluzális felszínének síkra preparálásakor 2,5 mm dentint hagytunk vissza a pulpakamra teteje felett. A kerámiaragasztási méréssorozat után három alkalommal 0,5-0,5 mm-t távolítottunk el az okkluzális dentinből, így 2 mm, 1,5 mm és 1,0 mm-es dentinvastagsággal is meg tudtuk határozni a pulpális hőmérséklet-változást a különböző vastagságú kerámiabetétek eltérő anyaggal történő ragasztása során (III.8.1 ábra).



III.8.1 ábra: A mintakészítéshez és hőmérsékleti mérésekhez használt egyfogas kísérleti modell sematikus rajza a tesztelt dentin- és kerámiavastagság kombinációkkal.

A 6 mm széles, 6 mm hosszú és 2,0 mm, 2,5 mm, 3,0 mm és 3,5 mm vastagságú minták magas áttetszőségű, A2 árnyalatú kerámiabetéteket szimbolizáltak. 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. Végül a kerámiabetétek ragasztása következett a három vizsgált anyagtípussal, mindegyik dentin-kerámia kombináció esetén. A különböző variációk szerinti 16 csoportban a hőmérsékleti méréseket ötször rögzítettük (n = 16 x 5 = 80).

DIFFERENCIÁLIS PÁSZTÁZÓ KALORIMETRIÁS (DSC) MÉRÉSEK

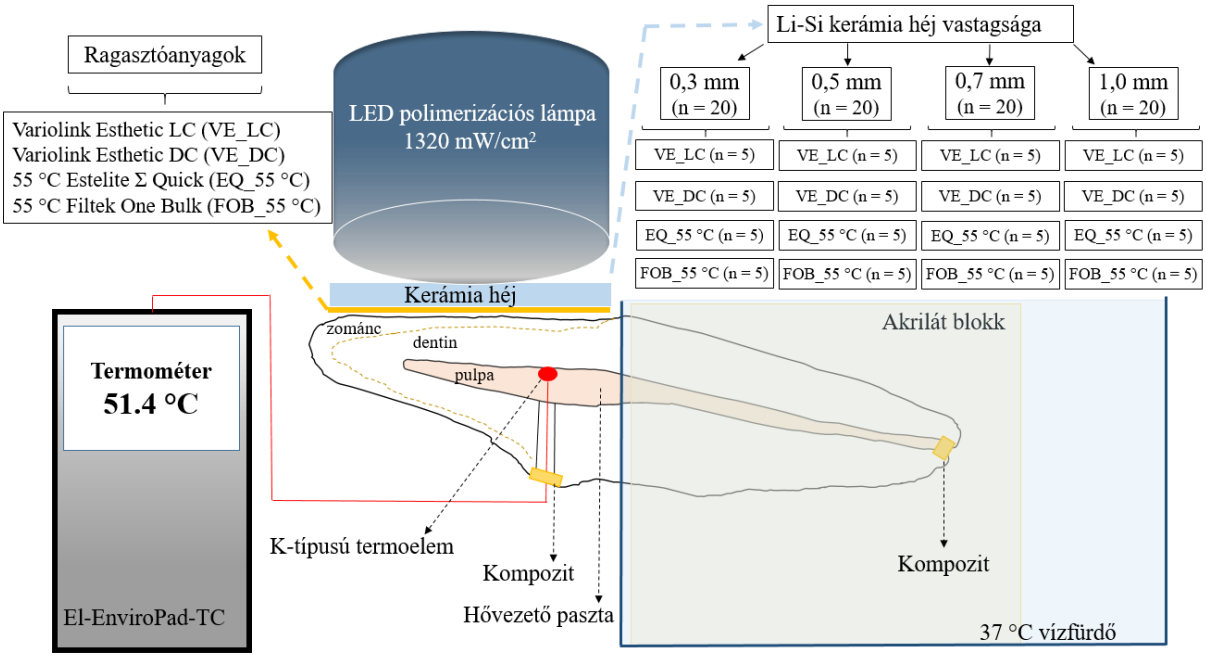
Az intrapulpális hőmérsékleti méréseket ennél a vizsgálatnál kiegészítettük a dentin és a kerámia hővezető és hőtároló kapacitásának mikrokalorimetriás méréseivel. A kerámiablokk sorozat a fent leírt módon készült. A dentinszeleteket egy 19 éves páciens három, impakció miatt eltávolított ép bölcsességfogából preparáltuk a korona okkluzális felületének vízhűtéses csiszolásával (Gamberini, Bologna, Olaszország) majd a zománctól megfosztott dentint precíziós vágószerszámmal (IsoMet Low Speed Precision Cutter, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) felszeleteltük 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm és 2,5 mm vastag dentinmintákhoz jutva. A minták vastagságának ellenőrzése digitális tolómérővel (ML-T Precision Balances, Mettler-Toledo, Greifensee, Svájc) történt. A hőtani méréseket MicroSC mikrokaloriméterrel (Setaram Instrumentation, Caluire, Franciaország) végeztük differenciális pásztázó módban. Az adatokat Calisto hőelemző szoftverrel (Setaram Instrumentation, Caluire, Franciaország) értékeltük ki. A mérések során a mintákon először 5 percig 20 °C-on hőkiegyenlítést végeztünk, majd a hőmérsékletet 40 °C-ra emeltük. A hőáramlást rögzítettük és az idő függvényében ábrázoltuk 0-10 percen belül. A kaloriméter mintatartója és a minták közötti hőátadás a minták felületén keresztül történt. A nagyobb hővezető képességű mintának kevesebb időre van szüksége ahhoz, hogy 40 °C-on elérje a hőegyensúlyt. A 2-10 perces időintervallumban gyűjtött adatokat alkalmaztuk a hővezető képesség becslésére, míg a 0-10 perces időtartományban gyűjtött adatokat a hőkapacitások meghatározására. A kerámia- és a dentinminták hővezető képességének összehasonlítására a 40 °C-os hőegyensúly kialakulásának sebességét alkalmaztuk. A termikus egyensúly kialakulását a következő egyenlettel kalkuláltuk: $\textit{hőáramlás} = A * e^{\frac{-t}{\tau}}$

ahol A a preexponenciális tényező (a hőkapacitással arányos); t a szükséges idő; τ a termikus egyensúly kialakulásának sebességét leíró időállandó; és e a természetes logaritmus alapja. A hőkapacitásokat a hőáramlási görbe területének kiszámításával mértük, ahol a hőáramlást az idő függvényében ábrázoltuk, amíg a görbe el nem érte a telített tartományt. A minták tömegét és a hevítési görbék területét is figyelembe vettük. A hővezetőképesség összehasonlítására a hőegyensúly elérésének átlagos időállandóját (dentin: 165,72; kerámia: 133,33) alkalmaztuk. Az időállandók arányával számolva a hővezetőképesség különbségeit határoztuk meg. A méréseket minden mintánál háromszor végeztük el.

III.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN

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, közepes transzlucenciájú, A1 árnyalatú, 7 mm hosszú, 7 mm széles, 0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm és 1 mm vastag kerámia lapok

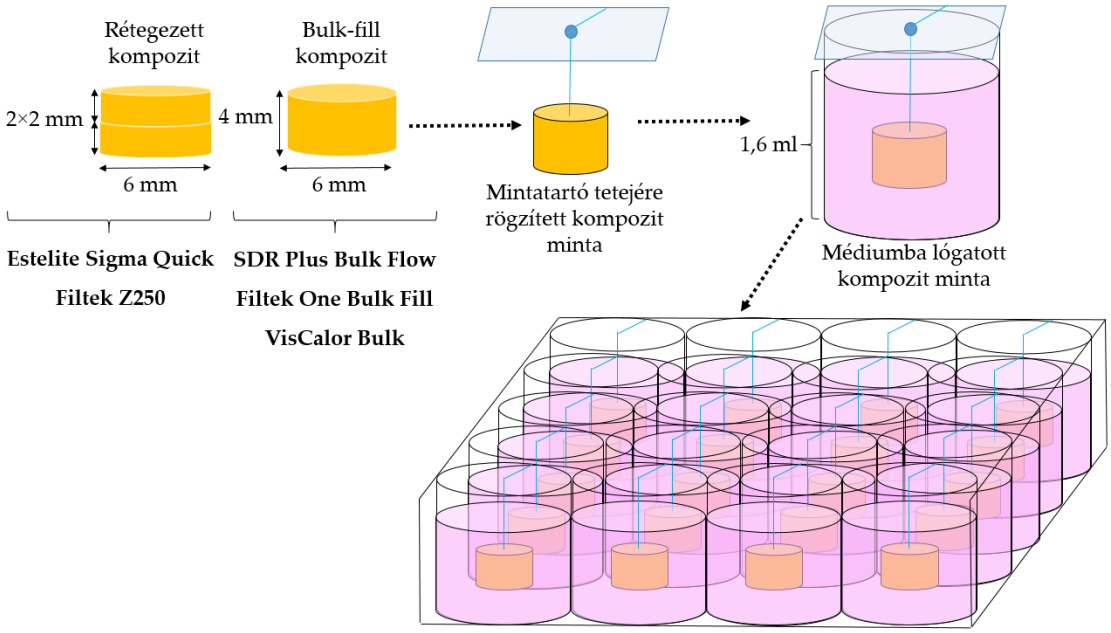
közbeiktatásával azok fénycsillapító hatását is mértük radiométerrel. A pulpális hőmérsékletmérésekhez egy felső nagymetsző vesztibuláris felszínének preparálásával egy sík felületet kaptunk, úgy, hogy a visszahagyott zománc és dentin együttes vastagsága 2 mm maradt a pulpakamra faciális oldalán. Először a polimerizációs lámpa hőhatását mértük 40 s expozíció során. Ezután a kerámia héjakon keresztül megnyilvánuló pulpális termális változásokat regisztráltuk. A hővezetés biztosítása érdekében, egy átlátszó hővezető szilikongél (8462 Silicone Grease; MG Chemicals, Burlington, Ontario, Kanada; hővezető képesség: 0,16 W/mK) került a dentin és a kerámiafelületek közé. Végül a négyféle vastagságú kerámia lapot a négyféle kompozit bázisú ragasztóval rögzítve mértük a keletkező intrapulpális hőmérsékletet (III.9.1 ábra). A különböző vastagságú kerámia héj és ragasztó cement kombinációk összesen 16 csoportot alkottak, és a hőmérsékleti méréseket mindegyiknél 5 alkalommal rögzítettük.



III.*9.1 ábra: A pulpális hőmérséklet mérésére szolgáló kísérleti elrendezés sematikus ábrája.*

III.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

A szobahőmérsékletű és előmelegített kompozit minták az *in vitro* vizsgálatoknál ismertetett módon készültek annyi eltéréssel, hogy a 6 mm átmérőjű és 4 mm magas, hengeres PTFE sablonokat, töméskészítés eszközeit felhasználás előtt sterilizáltuk. 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. Egy steril, nem felszívódó polipropilén monofilamentum sebészi varrófonalat (Prolene 6.0, Ethicon, Bridgewater, NJ, USA) polimerizáltunk a kompozit minta tetejébe, hogy az a kísérlet során a sejtekkel való érintkezés nélkül lóghasson a médiumba (III.10.1 ábra). A minták laboratóriumi steril kamrában készültek.



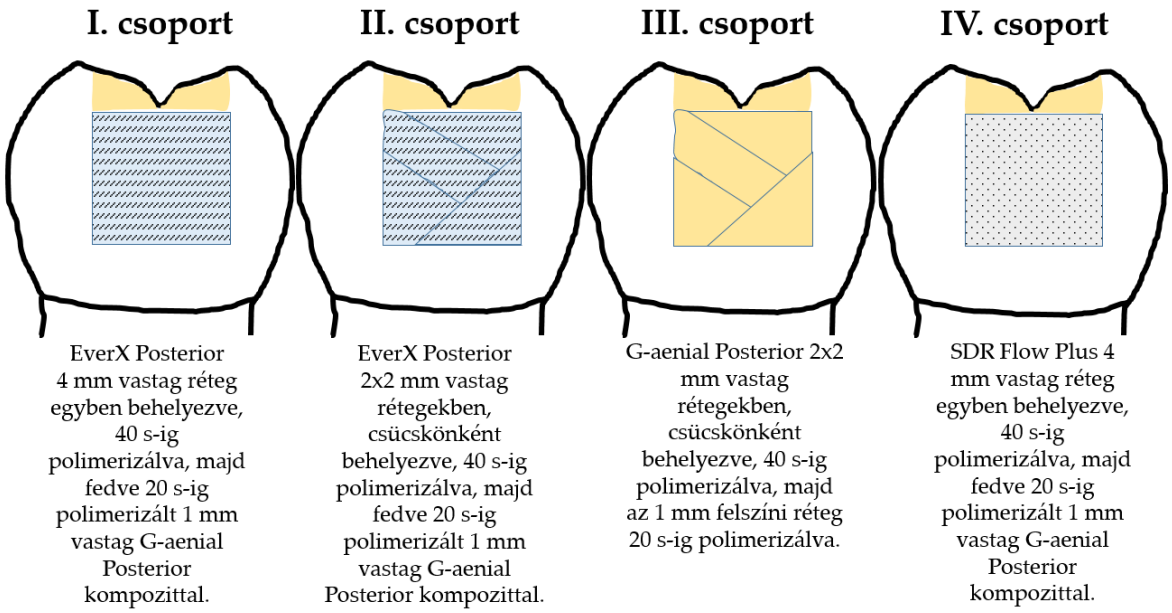
III.10.1 ábra: A kompozit minták előkészítése és médiumba helyezésének módja a sejttoxicitási vizsgálatokhoz.

A kompozit minták tömegét 0,005 mg pontosságú analitikai mérleggel (Balance XPR226DRQ/M, Mettler Toledo, Greifensee, Svájc) mértük. A térfogatot és a minta felületét is kiszámítottuk. A sejttenyésztés hatodik napján a felszíni rétegben rögzített fonálon keresztül a sejttenyésztő táptalajoldatba lógattuk a mintákat, megakadályozva a polimerizált kompozit sejtekkel történő közvetlen érintkezését, ezáltal kiküszöbölve a direkt toxikus hatást és a mechanikai nyomást. A vizsgálat során 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 (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA) kitett pulpasejteket használtunk, melyek toxikus hatását korábbi eredményeink bizonyítják [321]. A minta felfüggesztéséhez használt varrófonál befolyásoló hatásának kizárására azzal is inkubáltunk sejteket, majd 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 vizsgálathoz válogatott bölcsességfogak oro-vesztibuláris átmérője 8-10 mm, mezio-disztális átmérője 9-11 mm és koronamagassága 6-7 mm volt a zománc-cement határtól mérve. A centrális barázda mentén, lekerekített végű fisszúra gyémántfúróval (881.31.014 FG, Brasseler USA Dental, Savannah, GA, USA) MOD üregeket preparáltunk, melyek oro-vesztibuláris szélessége 2,5 mm, mélysége 5 mm volt. Az előkészítés során a szélességet folyamatosan ellenőriztük digitális tolómérővel (Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japán). Parodontális szonda (15 UNC Perio Probe, Hu-Friedy Mfg. Co., Chicago, USA) segítségével kontrolláltuk a mélységet. Az appoximális láda ugyanebben a méretben készült (2,5 mm széles és 5 mm mély), így az üreg folyamatos és egyenletes konfigurációt biztosított. Az üreg marginális peremein nem

preparáltunk bevelt. A gyémántcsiszolót minden tizedik fog után cseréltük. Az üregelőkészítés után a fogak zománcát átvizsgáltuk repedések után kutatva D-Light Pro LED polimerizációs lámpa (GC Europe, Leuven, Belgium) detektáló módjában, 4,3-szoros nagyítással. Azokat a fogakat, amelyeken repedést találtunk, ép zománcú fogakra cseréltük. Végül 80, MOD üreggel ellátott, repedésmentes fogat osztottunk véletlenszerűen négy csoportba (n = 20/csoport) (III.11.1 ábra).



III.11.1 ábra: A felhasznált kompozit és töméstechnika alapján meghatározott csoportok ismertetése.

Az üregek helyreállítása az alábbiak szerint zajlott: A zománc 37%-os foszforsavval (GC Ortho Etching Gel (GC Europe, Leuven, Belgium) történő 15 s-os szelektív kondicionálása előtt a fogakra kör-körös Tofflemire zsalut (1101 C 0,035, KerrHawe, Bioggio, Svájc) helyeztünk. A kondicionáló 15 s lemosása és az üreg szárítása után egylépéses önsavazó adhezívet (G-Premio Bond, GC Europe, Leuven, Belgium) használtunk a gyártó utasítása szerint, majd 40 s-ig polimerizáltuk. A négy csoportnak megfelelően a restaurálás a vizsgálatban tesztelt kompozitokkal (inhomogén mikrotöltött konvencionális G-aenial Posterior, magas viszkozitású, üvegszál-megerősítésű EverX Posterior és alacsony viszkozitású Surefil SDR Flow bulk-fill) eltérő töméstechnikával történt. Az elkészült töméseket finomszemcsés gyémánttal (FG 7406–018, Jet Diamonds, Ft. Worth, TX, USA and FG 249-F012, Horico, Berlin, Németország) finíroztuk, majd alumínium-oxid szemcsés egylépéses gumipolírozóval (OneGloss PS Midi, Shofu Dental GmbH, Ratingen, Németország) fényesítettük. A restaurált fogakat egy hónapig fiziológiás sóoldatban (Isotonic Saline Solution 0.9% B.Braun, Melsungen, Németország) inkubátorban (mco-18aic, Sanyo, Japán), 37°-on tároltuk a kísérletek megkezdéséig.
A határfelületi rések, azaz a belső adaptáció és a porozitás értékelése mikro-CT vizsgálattal történt. Csoportonként öt restaurált fogon 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 (KK), Fogászati és Szájsebészeti Klinika Konzerváló Fogászati és Parodontológiai Tanszéke volt. A röntgenfelvételeket klinikánk Orális Diagnosztika részlege készítette. A vizsgálatok elvégzéséhez és az eredmények publikálásához rendelkeztünk a Pécsi Tudományegyetem Regionális Kutatás-Etikai Bizottság engedélyével (No. 3410.1/PTE/2009, 8356-PTE/2020). Klinikai vizsgálatainkat a Helsinki Deklaráció szabályainak megfelelően végeztük. Retrospektív vizsgálataink mindegyikében a disszertáció szerzője által készített direkt kompozit és indirekt kerámia restaurációk minőségi ellenőrzését végeztük. Emellett egy esetsorozat tanulmányban jelen szerző által honosított, komplex, adhezív rehabilitációs módszer alkalmazhatóságát, valamint a kezelési móddal kapcsolatos betegelégedettséget teszteltük.

PÁCIENSEK BEVÁLOGATÁSA

A PTE KK 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. A 18 év feletti, mentálisan és fizikailag cselekvőképes felnőttekkel telefonon, illetve postai úton vettük fel a kapcsolatot, majd a vizsgálatba önként beleegyező páciensekkel időpontot egyeztettünk. A vizsgálat megkezdése előtt a szükséges tájékoztatást (beleértve a kezelési alternatívákat is) megkapták és a beleegyező nyilatkozatot aláírták. Kitétel volt, hogy a páciens a meghatározott vizsgálati időintervallumon belül évente legalább egy kontrollon megjelent, más fogorvosnál nem járt; jó általános és szájüregi egészségi állapota volt. Adatgyűjtési űrlapot használtunk a betegek írásos dokumentumából nyert információ, valamint a klinikai és radiológiai vizsgálat eredményeinek rögzítésére. A vizsgálatba végül a - későbbiekben részletezett - beválogatási és kizárási kritériumoknak való megfelelésük alapján vontuk be a pácienseket.

RESTAURATÍV BEAVATKOZÁS

A beavatkozásokat szükség esetén lokális érzéstelenítésben végeztük. A káriesz eltávolítása folyamatos vízhűtés mellett történt a restauráció típusától függő üregalakítási szabályoknak megfelelően. A színválasztás után az operatív területet gondosan izoláltuk. Direkt töméseknél az approximális defektus helyreállításához zsalut és faéket használtunk. Pulpaközeli mély kavitásoknál (dentinvastagság < 0,5 mm) a pulpa védelme érdekében kalcium-hidroxid cementet (Dycal, DeTrey Dentsply, Konstanz, Németország) alkalmaztunk. A kalcium-hidroxid cementre vékony réteg konvencionális (Ketac Fil, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) vagy hibridionomer cement (Ionolux, VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország) került. A preparált üregeket 37%-

os foszforsavval (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) marattuk. A kondicionáló zselét először a zománcra, majd a dentinre applikáltuk és 15-20 s-os behatási idő után lemostuk (20 s), majd 10 s-ig szárítottuk. Ezt követően egykomponensű, ötödik generációs adhezívet (Adper Single Bond, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) dörzsöltünk a savazott fogszövetekbe minimum 15 s-ig, majd az oldószer párolgását és a ragasztó elvékonyítását célozva 10 s-ig levegővel fújtuk. Az adhezív 20 s-os polimerizálását követően történt a fog restauratív anyaggal történő – adott vizsgálatnál részletezett - helyreállítása. Az okklúzió ellenőrzése után a felesleg eltávolítását és a finírozást finom szemcseméretű (60 és 40 μm) gyémánt csiszolókkal, a polírozást gumi polírozófejekkel végeztük (Kenda Nobilis és Unicus, Kenda, Yuanlin, Tajvan) az interproximális felszíneket pedig alumínium-oxid polírozócsíkokkal (Sof-Lex Finishing strips, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) tettük simává. A kontaktfelszínek ellenőrzése fogselyemmel történt.

A RESTAURÁCIÓK ÉRTÉKELÉSE

A restaurációkat fogászati tükör és szonda segítségével két felkészített és kalibrált értékelő személy vizsgálta. A vizsgálat előtt a fogfelszínt leszárítottuk, kivéve a restaurátum színének megítélése előtt. Az approximális felszínek ellenőrzését fogselyem és Gottlieb szonda segítségével végeztük. A fogak szenzibilitását hideg termikus ingerléssel (DC Kältespray, DC Dental Central GmbH, Trittau, Németország) vizsgáltuk. A felesleges röntgensugárzás elkerülése érdekében, csak abban az esetben készítettünk a fogról röntgenfelvételt, ha az gyökérkezelt volt, vagy ha a fog klinikai vizsgálata indikálta a felvétel elkészítését az értékelés teljessé tételéhez [148]. Az adatgyűjtés a betegdokumentáció (beleértve az apikális és approximális röntgenfelvételeket is) áttanulmányozása és a restaurációk klinikai értékelése alapján történt. Az okkluzális stresszre vonatkozó kockázatbecslést a páciens elmondása és a klinikai vizsgálat alapján határoztuk meg. A „lehetséges" és a „valószínű" fogcsikorgatókat bruxizmussal élőknek tekintettük. 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, azonban nem vettük figyelembe az értékelésnél azokat a restaurációkat, melyek az azonos fog tömetlen felszínén jelentkező káriesz miatt készültek el egy későbbi időpontban.

Az értékelést a módosított United States Public Health Service (USPHS) kritériumrendszer szerint végeztük [301, 434]. A restaurációk alábbi meghibásodásait értékeltük: szekunder káriesz, 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[2] - változás vagy klinikai jelek nélküli restauráció.

[2] A frontfogak értékelésénél a meghibásodásokat árnyaltabban részletező, számozásos kódolást alkalmaztunk

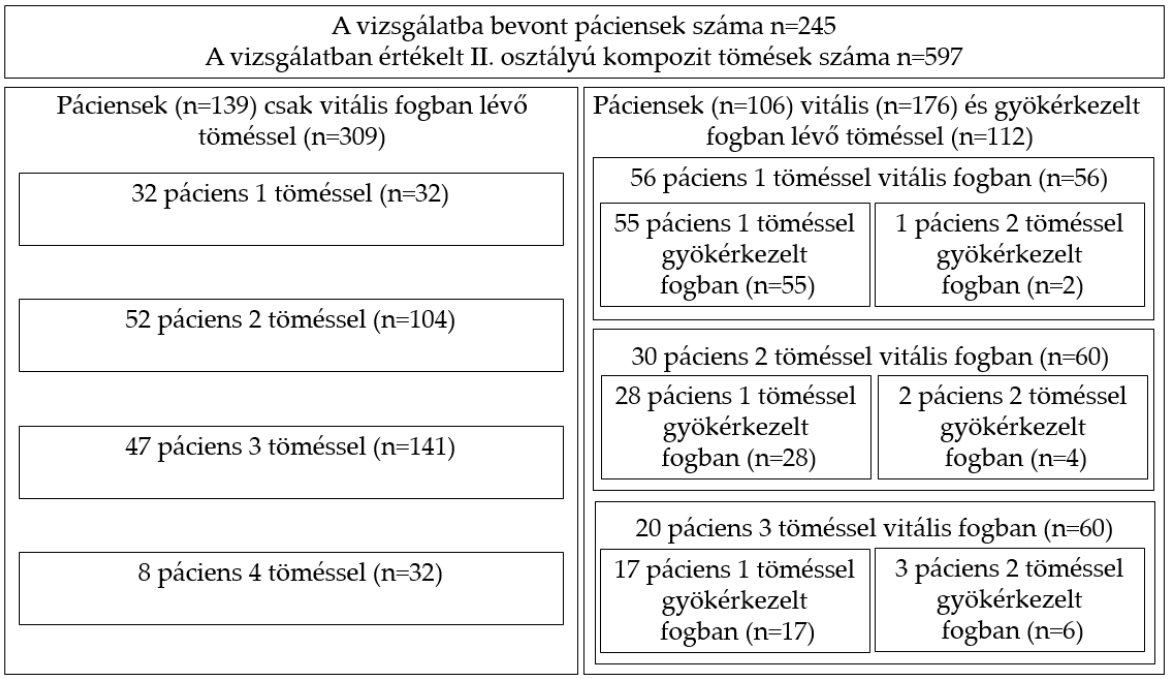
Bravo (B) vagy 1 - klinikailag elfogadható változások a restaurációban, a tömés cseréje nem szükséges. (Ez alól kivétel a 14-es vizsgálat, melyben a tömés törése kategóriában kapott 1-es kód, mint enyhe lepattanás, elfogadhatatlan meghibásodásnak számított)
Charlie (C) vagy 2, 3, 4 - a restauráció olyan jelentős eltérést mutat, amely klinikailag nem elfogadható és indokolja a tömés cseréjét.
Emellett értékeltük a páciens-, a fog- és a restaurációeredetű faktorok meghibásodásra, sikertelenség előfordulására kifejtett hatását. A csikorgatással összefüggő okklúziós stresszt kérdőív, illetve a klinikai vizsgálati eredmények alapján állapítottuk meg [402]. Bruxizmusra utaló jelnek tekintettük a fogakon megjelenő kifejezett kopási fazettákat, lepattogzás vagy abfrakció jeleit, ezzel összefüggő fogmobilitást, túlérzékenységet, rágóizom hipertrófiát vagy diszkomfort érzést, a temporomandibuláris ízület kattogását és a fogak benyomatát a nyelven vagy a bukka nyálkahártyáján.

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

PÁCIENSVÁLASZTÁS ÉS VIZSGÁLATI CSOPORTOK

Retrospektív vizsgálatunkhoz 2004 január és 2011 december között direkt kompozit restaurációval ellátott, 714 felnőtt pácienst választottunk ki, biztosítva a minimum 6 éves és a leghosszabb 13 éves megfigyelési időszakot. A pácienseket 2018 januárja és márciusa között kerestük fel, és 557, vizsgálatban való részvételbe beleegyező páciens restaurációját értékeltük. A vizsgálatba bevont pácienseknek volt legalább egy II. osztályú, direkt kompozit töméssel ellátott foga. 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; a II. csoportot pedig azok a fogak alkották, amelyeknél primer gyökérkezelés után direkt kompozit töméssel történt a helyreállítás. Az értékelt restaurációk megoszlását a III.12.1 ábra, a csoportok jellemzőit, valamint a sikerességet/meghibásodást potenciálisan befolyásoló változókat pedig a III.12.1 táblázat ismerteti.

A páciensek a korábban felsorolt kritériumok mellett az alábbiak alapján kerültek a vizsgálatba: a kiválasztott fog természetes foggal okkluzális funkcióban volt; a tömés mérete, tehát az ellátott üreg mérete nem haladta meg az oro-vesztibuláris csücsök-csücsök távolság 2/3-át (fennmaradó falvastagság minimum 2,5-3 mm); a tömés szélei zománcon helyezkedtek el; nem volt hiányzó csücsök; a fogak helyreállításához használt anyag a Filtek Z250 mikrohibrid kompozit és az Adper Single Bond adhezív volt. Az endodonciai és parodontális okok miatti sikertelen eseteket (kivéve a vertikális gyökértörést) kizártuk a vizsgálatból.



III.12.1 ábra Az értékelt restaurációk megoszlása.

A II. csoportba bevont fogak endodonciai ellátása a szakmai ajánlásnak megfelelően zajlott, akut vagy krónikus fogbélgyulladás, illetve apikális gyökérhártya-gyulladás diagnózissal. A lokális anesztéziát és kofferdám izolálást követően a koronális trepanációs nyílás kialakítása után a pulpaszövetet eltávolítottuk, majd a munkahosszt röntgenfelvétellel meghatároztuk. A gyökércsatornák tisztítása és tágítása step-back technikával történt, K-típusú kézi reszelővel (DiaDent Europe B.V., Almere, Hollandia). Irrigálószerként 2,5%-os nátrium-hipoklorit és 17%-os EDTA-oldatot használtunk. A gyökércsatornákat guttapercha csúcsokkal (Dochem Gutta PerchaPoints, Shanghai, Kína) és epoxi-rezin alapú sealerrel (AH Plus, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Németország) tömtük hideg laterális kompakcióval. A trepanációs kavitást alkoholba mártott vattagombóccal tisztítottuk, levegő/víz spray-vel mostuk és szárítottuk a restaurációs eljárás előtt. A kompozit töméssel (Filtek Z250) történő helyreállítás mind az I. csoport vitális, mind a II. csoport gyökérkezelt fogain a fentebb leírt módon történt, annyi különbséggel, hogy a gyökérkezelt fogak gyökércsatorna bemeneteit az adhezív kezelést követően folyékony kompozittal (Filtek Flow; Filtek Ultimate Flow) zártuk 2 mm vastagságban, majd 40 s polimerizációt követően 0,5 mm vastagon bevontuk a pulpakamra alját és oldalfalait is folyékony kompozittal, szintén 40 s-ig polimerizáltuk. A restaurációk értékelése a fent leírt módon történt 2018 márciusa és májusa között.

III.12.1 Táblázat A vizsgálati csoportok jellemzői, n (%)

Változók	*Vitális fogak (485 tömés)*	*Gyökérkezelt fogak (112 tömés)*	*P-érték*
Páciens életkora			0,435*
Tartomány (év)	21-67	24-66	
Átlag ± S.D.	41,4 ± 11,2	42,9 ± 9,1	
Páciens neme			0,571‡
Férfi	63 (36,2)	23 (32,4)	
Nő	111 (63,8)	48 (67,6)	
Felső fog	267 (55,1)	68 (60,7)	0,276‡
Alsó fog	218 (44,9)	44 (39,3)	
Moláris fog	263 (54,2)	67 (59,8)	0,283‡
Premoláris fog	222 (45,8)	45 (40,2)	
MOD tömés	320 (66,0)	68 (60,7)	0,292‡
MO/OD tömés	165 (34,0)	44 (39,3)	
Tömés kora (év ± S.D.)	11,5 ± 1,3	11,1 ± 1,5	0,486‡
Okklúziós stressz jelenléte	70 (40,2)	32 (45,1)	

**Mann-Whitney teszt; ‡ Pearson Chi-négyzet teszt. P ≤ 0,05 statisztikailag szignifkáns; S.D., standard deviáció; MOD, mezio-okkluzo-disztális; MO, mezio-okkluzális; OD, okkluzo-disztális*

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

PÁCIENSVÁLASZTÁS ÉS VIZSGÁLATI CSOPORTOK

A kiválasztott 145 felnőtt páciens LidiSi és indirekt kompozit betétje 2007 augusztusa és 2017 augusztusa között készült. A restaurációk vizsgálati periódusa minimum 5, maximum 15 év volt. A vizsgálatba beleegyező 118 páciens betétjeinek értékelésére 2022 augusztusa és novembere között került sor. A vizsgálatba bevont páciensek legalább egy II. osztályú LidiSi vagy indirekt kompozit inlay, onlay vagy overlay restaurációval rendelkeztek. A páciensek megfeleltek a fentebb részletezett felvételi kritériumoknak. A vizsgálatból kizártuk azokat a betéteket, melyek repedt fog ellátására szolgáltak, illetve az intrakoronális defektus nélküli, harapásemelésre szolgáló ún. "table-top" overlay típusú restaurációkat.

RESTAURATÍV ELJÁRÁS

A betét indikációját az üreg paraméterei befolyásolták, mint a falvastagság (interaxiális dentin), az approximális zománclécek jelenléte és vastagsága, az üreg mélysége, valamint a pulpakamra tetejének jelenléte vagy hiánya. Ezek alapján a döntéshozatal az alábbiak mentén történt: II. osztályú, két- vagy háromfelszínű inlay-k indikáltak primer szuvasodás eltávolítása után túlzott isthmus-szélességgel, illetve amalgám vagy régi kompozit tömések cseréjekor, ahol a vesztibuláris és lingvális falak épek, több mint 2,5 mm vastagok; több közepes méretű üreg esetén ugyanabban

a kvadránsban; vagy a közepes méretű direkt kompozit restaurációk alternatívájaként, azok korlátainak kiküszöbölésére. Az onlay-készítés javallatai a következők voltak: ha a csücsökvastagság 2,0 mm-nél kisebb volt, 4,0 mm-nél kisebb csücsökmagassággal, vagy a falvastagság 2,5 mm-nél kisebb volt, 4 mm-nél nagyobb csücsökmagassággal; ha az üreget határoló elegendő vastagságú falon traumás túlterhelésre utaló jelek (repedések, széles kopásfelületek) voltak jelen; gyökérkezelt fogak esetén, ahol az egyik zománcléc hiányzott, de a másik ép volt, és legalább két, egyenként 2,5 mm-nél vastagabb csücske volt. Az overlay indikációja a következő volt: MOD-üreggel vagy 2 mm-nél kisebb vastagságú axiális falakkal rendelkező gyökérkezelt fogak; ha intrakoronális helyreállításra volt szükség az okklúzió vertikális dimenziójának (OVD) növelésével egyidejűleg. A csücsökvastagság értékelését a csücskök bázisán kétoldalas falvastagságmérő eszközzel (Keystone, Singen, Németország) végeztük.

ANYAGVÁLASZTÁS

A döntéshozatal során egymás alternatívájaként hővel préselt LidiSi üvegkerámia (IPS e-max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) és inhomogén mikrotöltésű, fényre kötő laboratóriumi kompozit (SR Nexco Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; mátrix összetétele: aromás és alifás uretán-dimetakrilát, alifás dimetakrilátok; töltőanyagok: 19,8% nagymértékben diszpergált mikrotöltésű szilícium-dioxid és 62,9% mikrotöltésű prepolimer) szerepelt. Általában az első választás a LidiSi volt, de anyagi korlátok esetén kompozit restaurációt készítettünk. Továbbá LidiSi kerámiát választottunk a felső fogak helyreállítására komplex rehabilitáció esetén, hogy az esztétikai megjelenést a frontrégió kerámia héjaival összhangban javítsuk. Az alsó fogak helyreállítására ilyenkor a kompozit betétet használtuk, hogy megelőzzük az alsó és felső kerámiák érintkezéséből eredő kellemetlenségeket. Teljes rehabilitációra volt szükség azokban a komplex esetekben, ahol az erózió és fogcsikorgatás miatti attríció a fogszövetek jelentős elvesztését okozta.

ÜREGALAKÍTÁS ÉS RAGASZTÁS

A primer szuvasodást, illetve meghibásodott restaurációt eltávolítottuk. A minimális üregmélység, az isthmus szélessége, illetve szükség esetén az axiális fal redukciója is 1,5–2 mm volt. Az axiális falak okkluzális széttérése 10°, míg az üregszélek preparációs szöge 90° ("butt-joint" lezárás). A belső élek, szögletek lekerekítettek. A restauráció számára mindenhol 1,5–2 mm anyagvastagságot biztosítottunk. Szükség esetén az alámenős részek, illetve a pulpakamra kitöltésére direkt kompozitot (Filtek Z250, Filtek Supreme/Ultimate Flow) használtunk. A preparált felszíneket lesimítottuk (40-60 μm szemcséjű piros gyémánt finírozó és gumi polírozók, Shofu kompozit polírozó készlet, Shofu, Kyoto, Japán). Az alsó-felső fogívről vinil-polisziloxán lenyomatot (Variotime Easy Putty and Light Flow, Kulzer, Hanau, Németország) vettünk, a harapást viasszal rögzítettük maximális fogérintkezéssel. A fogszínválasztást (Vita Classic fogszínkulcs, VITA, Bad Säckingen, Németország) követően bisz-akril (Protemp 3 and 4, shade A2 or A3, 3 M ESPE, St. Paul, MN, USA) ideiglenes restaurációt készítettünk, melyet eugenol-mentes cementtel (RelyX Temp NE, 3 M ESPE, St. Paul, MN, USA) rögzítettünk. A LidiSi és kompozit betéteket ugyanaz a fogtechnikai labor készítette a gyártó utasításait betartva. A betétek

ragasztása maximum két héten belül megtörtént. A betétek mintán való ellenőrzését követően a fogat/fogakat kofferdámmal izoláltuk, tisztítottuk (fluorid-mentes paszta, Depural Neo, Pentron, Orange, CA, USA), majd a restaurátum illeszkedését a fogon is ellenőriztük. A megfelelő ragasztási erő érdekében a LidiSi kerámiák belfelszínét 9,5%-os folysavval (Porcelain Etch, Ultradent, South Jordan, UT, USA) 20 s-ig marattuk, majd egy perces mosás és szárítás után szilánnal bevontuk (Silane, Ultradent, South Jordan, UT, USA) és hagytuk egy percig száradni [468]. Az indirekt kompozit betétek felületkezelését a technikus elvégezte 10 s-ig tartó 50 μm szemcseméretű alumínium-oxidos homokfúvással. A ragasztáshoz előkészített fogak adhezívvel történő előkezelése a korábban részletezett módon és anyagokkal történt. A betétek rögzítéséhez kettős kötésű adhezív cementet (NX3 Nexus Third Generation, Kerr, Bioggio, Svájc) helyeztünk az üregbe, majd a betét enyhe nyomással történő helyrevitelét követően a felesleges cementet eltávolítottuk, majd 10 perc elteltével 4 irányból 20-20 s-ig polimerizáltuk 5 s-es szünet közbeiktatásával a túlzott hőhatás elkerülése érdekében. A szélek és approximális területek tisztítása 12-es szikepengével, polírozó gumikkal és csíkokkal (Metal Strips, GC Europe, Leuven, Belgium, Sof-Lex, 3 M ESPE, St. Paul, MN, USA) történt, melyet az okklúzió ellenőrzése és korrekciója követett.

A RESTAURÁCIÓK ÉS A 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 (valószínűsíthető alvási vagy ébrenléti bruxizmus) vizsgáltuk. Az értékelt fogeredetű kockázati tényezők a fogtípus (premoláris vs. moláris), lokalizáció (felső vs. alsó) és a pulpa állapota (vitális vs. gyökérkezelt) 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

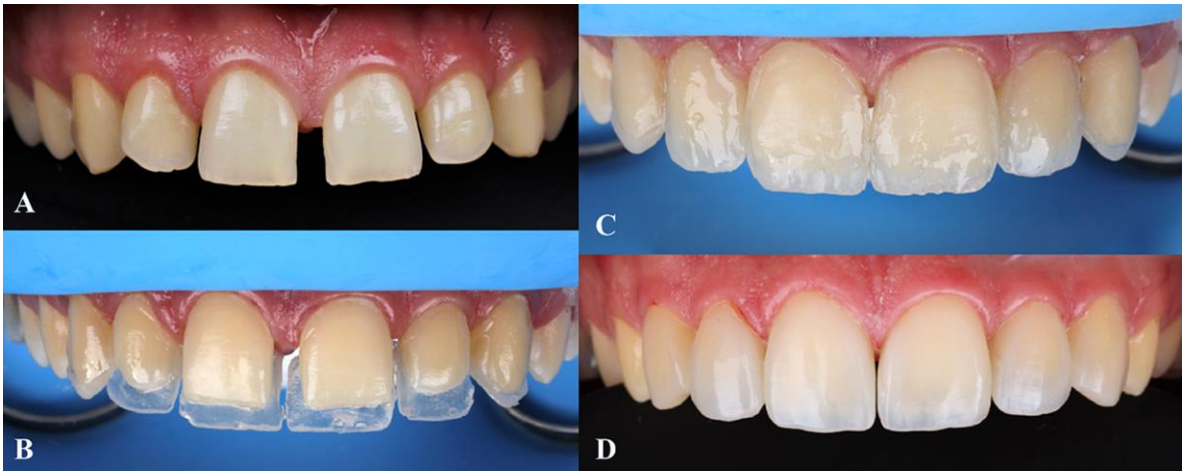
A retrospektív elemzés során 25 férfi és 40 nő páciens (átlagéletkor 25,2 év) nem káriesz eredetű léziók, pontosabban koronafraktúra ellátása vagy diasztémazárás céljából készített direkt kompozit tömését értékeltük. A tömések 2006 június és 2011 december időszakban készültek, biztosítva a minimum 5 és maximum 10 éves megfigyelési időszakot. A 65 páciens összesen 163 kompozit töméséből 70 készült vitális felső nagymetszőbe és 22 kismetszőbe koronai törés indikációval; diasztémazárást pedig 32 nagymetszőnél, 31 kismetszőnél (beleértve a csapfogakat is, n=5) és 8 szemfognál végeztünk. Követelmény volt a zománcperemek megléte, illetve kizártuk a gyökérkezelt fogakat, ám a restaurálás utáni gyökérkezelés szükségességét az értékelés során figyelembe vettük.

RESTAURATÍV ELJÁRÁS

Törés esetén az alátámasztás nélküli zománcot tű alakú, piros gyémánt csiszolóval (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Svájc) eltávolítottuk, és a vesztibuláris felszínen folyamatos vízhűtés mellett a törés mentén egy széles (az egész zománcot és a feltárt dentin felét is magában foglaló) bevelt preparáltunk. Diasztémazárás esetén a zománcot felérdesítettük (Sof-Lex korongsorozat, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). A fogakat hagyományos kofferdám vagy hasított kofferdám technikával, illetve néhány esetben ajakterpesszel és vattarollnikkal izoláltuk. Az adhezív felvitele a korábban részletezett módon és anyagokkal történt. A fogak helyreállításához Filtek Supreme XT nanofill vagy Enamel Plus HFO mikrohibrid kompozitot alkalmaztunk anatómikus rétegzéses technikával, zománc és dentin árnyalatok, valamint opaleszcens és intenzív effekt színek felhasználásával (III.14.1 ábra). A restaurációk közül néhányat szabadkézzel, poliészter csík használatával, de a legtöbb restaurációt diagnosztikai viaszminta alapján készített szilikon-kulcs segítségével építettük fel. A réteg opacitásától függően 20-40 s-ig polimerizáltuk az anyagot. A polírozás a korábban említettek szerint történt.

A RESTAURÁCIÓK ÉRTÉKELÉSE

Az értékelés 2016 júniusa és szeptembere között történt a fentebb megadott módon a módosított USPHS kritériumok szerint. A kiinduláskor rögzített pácienseredetű változók az életkor és nem, bruxizmus, valamint a kávé/tea/kóla fogyasztása és a dohányzás voltak. Utóbbi két változó esetén legalább egy éve, naponta legalább egyszeri fogyasztás minősült rendszeresnek és kalkuláltunk vele, mint kockázati tényezővel. 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.14.1 ábra: Az ábrán frontfogak közötti rések (diasztémák) (A) miatt esztétikailag kedvezőtlen fogazat helyreállítása történik anatómikus rétegzéssel. A fogelőkészítést követően először a palatinális zománc felépítése történik áttetsző zománcárnyalatból (B), majd az opak dentinréteg felhelyezése (C) után annak vesztibuláris fedése következik újabb zománc árnyalattal (D) (Enamel Plus HFO, UE1, UE2, OBN, UD2, Micerium, Avegno, Olaszország) (szerző munkája).

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

PÁCIENSEK BEVÁLOGATÁSA

A kezelés indikációja minden esetben nem káriesz eredetű lokalizált anterior foganyagvesztés volt, relatíve intakt poszterior zónával (kis- és közepes méretű tömések, szuvasodások, dentinexpozíciót nem okozó eróziós jelek nem képezik kontraindikáció okát) (III.15.1 ábra). A páciensek elsősorban mosolyesztétikai panaszokkal keresték fel rendelésünket. A foganyagvesztés etiológiájában túlterhelés miatti attríció, vagy saverózió (biokorrózió) és attríció kombinációja szerepelt (III.15.1 táblázat).

III.15.1 ábra: A mosolyesztétikát és funkciót rontó (A) incizális foganyagvesztés (B), az érzékenységet okozó faciális dentin expozíció (C) és az okklúziós érintkezéseket és vezetési pályákat befolyásoló palatinális foganyagvesztés (D) éjszakai fogcsikorgatás és gasztro-ösofageális refluxbetegség kombinációjának eredménye egy 34 éves nőbetegben (szerző munkája).

Az esetek közel 40 %-ában a kopás kóroktanában fogcsikorgatás okozta túlterhelés szerepelt, mely a metszőfogak incizális élén és a szemfogak csücskein jelentkező sík attríciós fazettákban nyilvánult meg. Az esetek több mint 60%-ában viszont kombinált saveróziós-attríciós keményszövetvesztés volt diagnosztizálható, melynek szembetűnő jele a metszők orális és labiális felén megfigyelhető konkáv, fényes anyaghiány, lepattogott incizális éllel és attríciós fazettákkal társulva. 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 terápiában alkalmazott héjak felhelyezésének előfeltétele volt minden esetben a zománccal határolt fogfelszín és a fogak vitalitása.

III.15.1 Táblázat Páciens adatok, fogkopás etiológiája és a szendvicshéjak megoszlása

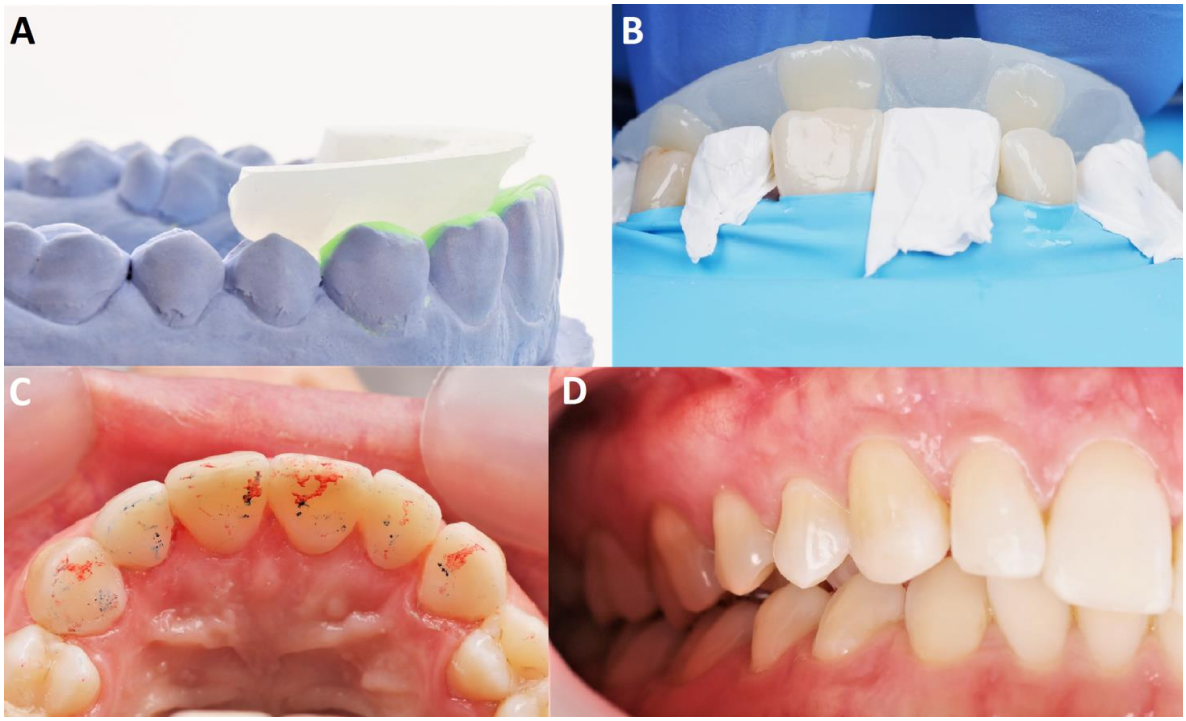
Páciensek		Fogkopás etiológiája	PH száma (érintett fogak) / megnövelt OVD (mm)	LH száma (érintett fogak)	Követési idő (hónap)	
	Életkor év/ nem				PH	LH
1	22 / n	Attríció-Erózió(ü)/ACE Class IV.	6 (1.3-2.3) / 1,5	8 (1.4-2.4)	22	20
2	26 / n	Attríció-Erózió(GERD)/ACE Class IV.	6 (1.3-2.3) / 1	10 (1.5-2.5)	27	25
3	34 / n	Attríció-Erózió(GERD)/ACE Class IV.	6 (1.3-2.3) / 2,0	6 (1.3-2.3)	37	35
4	26 / n	Attríció (>2mm incizális hosszvesztés)	6 (1.3-2.3) / 1,5	6 (1.3-2.3)	26	24
5	25 / f	Attríció (>2mm incizális hosszvesztés)	6 (1.3-2.3) / 1,5	6 (1.3-2.3)	23	21
6	27 / f	Attríció (>2mm incizális hosszvesztés)	6 (1.3-2.3) / 1,5	6 (1.3-2.3)	20	18
Összes héj:			36	42	23,7	21,7

Rövidítések: f - férfi; n - nő; ü - szénsavas üdítő; GERD - gasztroözofágeális reflux betegség; i - idiopátiás; ACE - Anterior Clinical Erosive Classification - Anterior Erózió Klinikai Osztályozása; ACE Class IV. - frakturált incizális él (>2mm), exponálódott palatinális dentin; OVD - okklúzió vertikális dimenziója (alsó-felső első molárisok között mért távolság); PH - palatinális direkt kompozit héj; LH - labiális kerámia héj

A kezelés megkezdése előtt temporo-mandibuláris ízületi rendellenességre irányuló szakértői konzultációt is kértünk, mely során a Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) kritériumrendszert alkalmaztuk [442, 472]. Temporo-mandibuláris ízületi rendellenesség diagnózisa esetén a páciensnek másik kezelési alternatívát javasoltunk és kizártuk a vizsgálatból. A frontfogak eróziós státuszának meghatározására a Vailati és Belser-féle Anterior Clinical Erosive Classification (ACE) rendszert használtuk, mely a foganyagvesztés értékelése mellett terápiás javaslatot is kínál [503]. A prospektív megfigyelésen alapuló esetsorozat-tanulmányunkba 6 pácienst vontunk be. A követési idő minimális hossza 27 hónap.

KEZELÉS MENETE

A páciensek által is elfogadott javaslat a Dahl-koncepcióval kombinált frontfogakra készített ún. bilamináris (szendvics-) héj terápia volt. A restaurálás pontos menete a kezelési eljárást ismertető, Fogorvosi Szemlében általunk publikált közleményben leírtak szerint történt [294]. A vizsgálatba bevont betegek a diagnosztikus viaszmintázat felhasználásával, szilikon-kulcs technikával, direkt palatinális héjakat kaptak Enamel Plus HRi Bio Function kompozitból a vitális felső metsző és szemfogaikra (III.15.2 ábra).

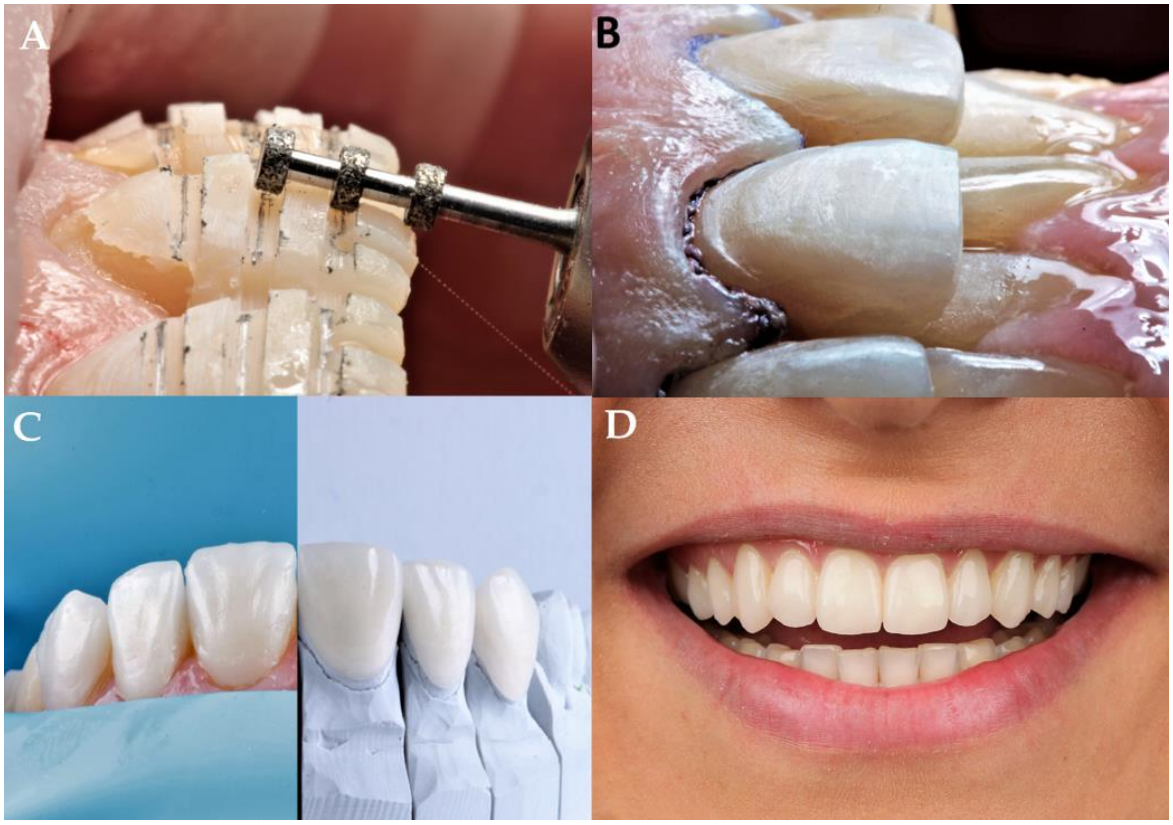


III.15.2 ábra: Lokalizált frontfogkopás esetén a hiányzó foganyagot - palatinálisan modellező viaszmintázatról vett szilikon-kulcs segítségével (A) - direkt kompozit héjakkal (B) pótolhatjuk és helyreállíthatjuk a statikus és dinamikus érintkezési felszíneket (C). A palatinális héjakkal rekonstruált érintkezések diszklúziót eredményeznek a poszterior fogak között (D), melyek kompenzatórikus erupciója révén rövid idő alatt helyreáll az okklúzió (szerző munkája).

Ez a módszer a saverózió által leoldott keményszövet visszaépítését segíti additív módon, megemelt vertikális magasságban. A poszterior zónában kialakult diszokklúzió a hátsó fogak passzív erupciója és az anterior fogak enyhe intrúziója révén fokozatosan megszűnik és az okklúziós érintkezések helyreállnak. A frontfogak labiális felszínére préseléssel előállított LidiSi kerámiahéjak (GC Initial Press, GC, Leuven, Belgium) készültek, melyek a megromlott esztétikát állítják vissza a maradék fogszövetek megőrzésével (III.15.3 ábra) (III.15.1 táblázat).
A tüneti terápián túl az oki terápia is megkezdődött, vagy már a fogászati vizsgálat előtt is folyamatban volt. Ezen oki terápia jelenti a szorongással, alvászavarral, gasztro-özofageális refluxbetegséggel küzdő betegek kezelését és az életmódbeli változtatásokat is.

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 interkuszpidáció 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 (III.15.2 táblázat).



III.15.3 ábra: A motivációs próba és a mélységorientációs preparálás segítségünkre van a szükséges foganyag eltávolításában a labiális héjakhoz való preparálás során (A). A szupra- vagy paragingivális bevel-szerű széli lezárás (B) láthatatlan átmenetet biztosít a héj számára. A lítium-diszilikát kerámiák (C) természetes megjelenést adnak az adhezív ragasztás után (D) (szerző munkája)

III.15.2 Táblázat A betegelégedettség és a funkció értékelésére alkalmazott kritériumok

Esztétikai eredmény	A	A vizsgált egyén panaszmentes, elégedett az eredménnyel.
	B	A vizsgált egyénnek vannak észrevételei, de elfogadja az eredményt.
	C	A vizsgált egyén elégedetlen az eredménnyel, további beavatkozást igényel
Poszterior okklúziós kontaktok helyreállása	A	Többszörös, szoros okkluzális érintkezések az összes antagonista fog
	B	Többszörös, szoros okkluzális érintkezések, de nem az összes antagonista fog között.
	C	Nincs okkluzális érintkezés az antagonista fogak között.
Poszt-operatív fájdalom és diszkomfort	A	Nincs.
	B	Enyhe; beavatkozást nem igényel.
	C	Közepes, súlyos fájdalom, beavatkozást igényel.
Bruxizmus vagy TMD okozta panaszok	A	Nincs tapasztalt bruxizmus/TMD panasz / elmúlt a kezelés előtti időszakhoz képest.
	B	Bruxizmus/TMD panaszok változás nélkül fennállnak.
	C	Bruxizmus/TMD panaszok jelentek meg / erősödtek a kiindulási állapothoz képest.

Rövidítések: TMD, állkapocsízületi rendellenesség (temporomandibular disorder)

A palatinális direkt kompozit és labiális kerámia héjakat ennél a vizsgálatnál is 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 (III.1-III.4, III.6-III.11 vizsgálat), illetve Levene-próbát (III.5 vizsgálat) alkalmaztunk. Normál eloszlás esetén parametrikus statisztikai teszttel folytattuk az elemzést. Több vizsgálati csoport közti eltérést egyszempontos varianciaanalízissel (ANOVA) hasonlítottuk össze (III.1-III.4, III.6-III.11 vizsgálat), majd a többcsoportos összehasonlítások elvégzéséhez Dunnett-féle (III.1 vizsgálat), Scheffe-féle (III.2 vizsgálat) és Tukey-féle (III.3, III.4, III.6-III.11 vizsgálat) post-hoc tesztet alkalmaztunk. A minták tetején és alján mért konverziós értékek közötti különbségeket páros t-próbával elemeztük (III.3, III.5 vizsgálat). Két, egymástól független vizsgált csoport közötti különbség összehasonlítására független mintás t-próbát alkalmaztunk (III.3-III.6, III.10 vizsgálat). Többváltozós elemzést (általános lineáris modell) és részleges eta-négyzet (ηp^2) statisztikát használtunk a vizsgált függő változók varianciáját befolyásoló független hatások tesztelésére és a relatív hatásméret leírására, mely segít a független változók hatásának rangsorolásában (III.3-III.11 vizsgálat). Lineáris regresszióval (III.10 vizsgálat) történt a függő és független változók korrelációjának meghatározása. Pearson korrelációs együttható (III.11 vizsgálat) számításával határoztuk meg két folytonos függő változó közötti lineáris összefüggés erősségét és irányát.

A III.4-III.6, III.8, III.9, III.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**.** A mintaelemszám meghatározásához korábbi kutatások (III.4, III.6, III.8, III.11 vizsgálat), illetve előkísérlet (III.5, III.9 vizsgálat) 2 csoportjának kimeneti változójának átlagait (M1 és M2), illetve az ezekhez tartozó szórásokat (s1 és s2) használtuk fel, valamint a mintanagyság becsléséhez alkalmazható képlettel számoltunk [382].

$$n = \frac{\left(z_{1-\frac{\alpha}{2}} + z_{1-\beta}\right)^2 (s_1 + s_2)^2}{(M_1 - M_2)^2}$$

[z = standardizált érték; α = I. típusú hiba valószínűsége 95 %-os megbízhatósági szinten = 0,05; z1 - α/2 = 1,96 95 %-os megbízhatóság esetén; β = II. típusú hiba valószínűsége = 0,20; 1 - β =

a teszt ereje = 0,80; z1 - β = 0,80 teszt erejéhez tartozó kritikus érték a standard normál eloszlásban = 0,84; s1 = az 1. csoport kimeneti változójának szórása; s2 = a 2. csoport kimeneti változójának szórása; M1 = az 1. csoport kimeneti változójának átlaga; M2 = a 2. csoport kimeneti változójának átlaga]. A III.4 vizsgálat monomer elúciós tesztjéhez használt adatok: s_1 = 0,011, s_2 = 0,003; M_1 = 0,22, M_2 = 0,19; zsugorodási stressz vizsgálathoz használt adatok: s_1 = 0,017, s_2 = 0,025; M_1 = 0,233, M_2 = 0,288. A becsült mintanagyság csoportonként 1,7 (monomer elúció) és 4,7 (zsugorodási stressz). A III.5 vizsgálatnál M_1 = 52, s_1 = 1.4, M_2 = 52, s_2 = 1.4. A becsült elemszám csoportonként 3 minta. A III.6 vizsgálatnál M_1 = 0,22, s_1 = 0,01, M_2 = 0,08, s_2 = 0,08. A becsült elemszám csoportonként 3,24 minta. Felfelé kerekítve n = 5 mintaelemszámot választottunk mindegyik vizsgálatnál. A III.8 vizsgálathoz használt adatok: s_1 = 0,64; s_2 = 0,36; M_1- M_2 = 0,5. A becsült mintanagyság: 4,7, így a kapott elemszám n = 5. A III.9 vizsgálatnál s_1 = 0,27; s_2 = 0,44; M_1- M_2 = 0,5. A becsült mintanagyság: 4,9, így a kapott elemszám n = 5. A III.11 vizsgálatnál a belső adaptáció teszteléséhez használt adatok: s_1 = 0,12; s_2 = 0,18; M1 = 0,71; M2 = 0,42. A konverzió meghatározása esetén: s_1 = 1,5; s_2 = 0,8; M1 = 67,4; M2 = 64,5. A becsült mintanagyság: 8,4 és 4,9. Ehhez képest a statisztikai erő növelése esetén felfelé kerekítve n = 20 és n = 5 mintát választottunk csoportonként.

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 egyéneknél a több restaurációból adódó klaszterhatás miatt szükséges volt a potenciális „függőséget" is figyelembe venni, feltételezve, hogy az egy látens betegszintű 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-féle egzakt próba 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 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 analizáló statisztikai elemzésre nincs mód, ezért csupán leíró statisztikát alkalmaztunk a USPHS értékelésre adott pontszámok százalékos összesítésére.

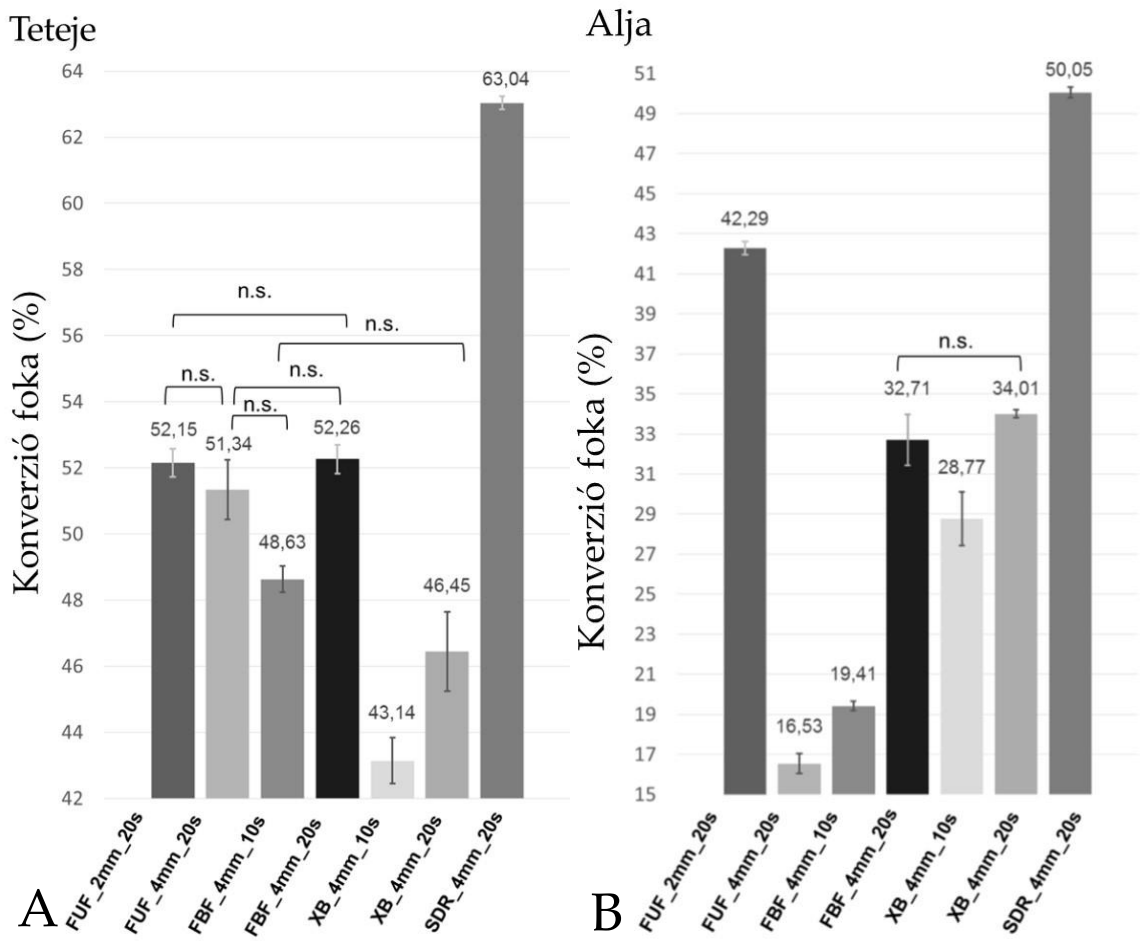
IV. EREDMÉNYEK

IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI

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

MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ

A minták tetején (A) és alján (B) mért átlagos konverziós értékeket a IV.1.1 ábra mutatja.

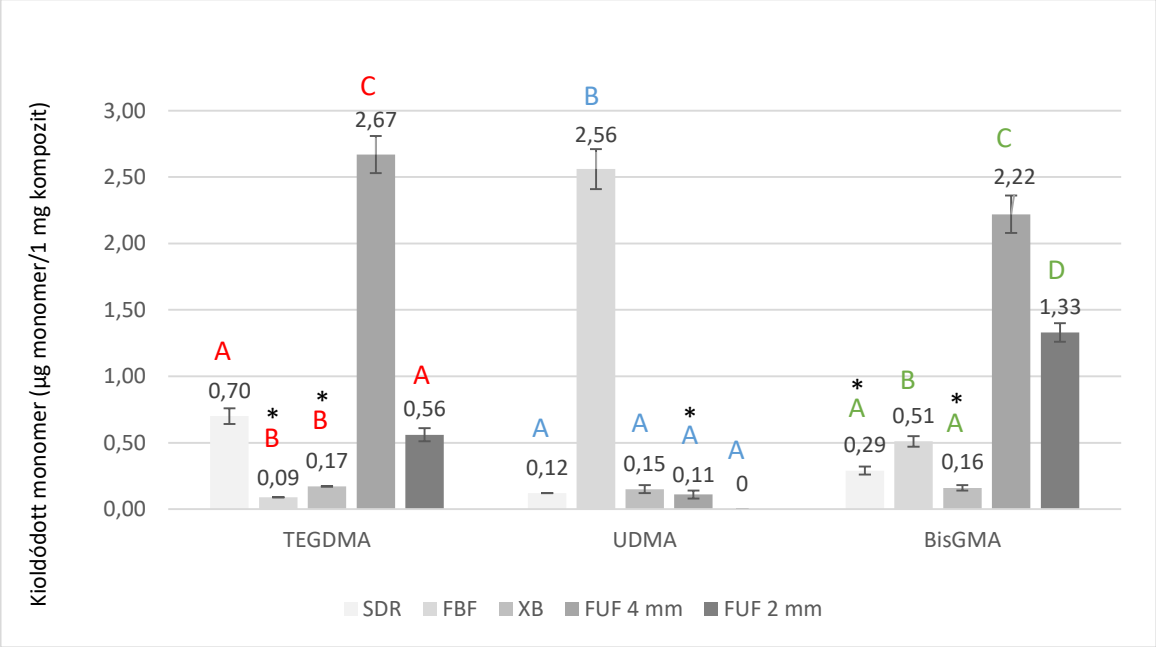


IV.1.1 ábra: A minták tetején (A) és alján (B) mért átlagos konverziós értékek. Rövidítések: n.s., nem szignifikáns különbség ANOVA és Dunett-teszt alapján; FUF_2mm_20s, Filtek Ultimate Flow 2 mm rétegvastagság, 20 s expozíció; FUF_4mm_20s, Filtek Ultimate Flow 4 mm rétegvastagság, 20 s expozíció; FBF_4mm_10s, Filtek Bulk Fill, 4 mm rétegvastagság, 10 s expozíció; FBF_4mm_20s, Filtek Bulk Fill, 4 mm rétegvastagság, 20 s expozíció; XB_4mm_10s, X-tra Base, 4 mm rétegvastagság, 10 s expozíció; XB_4mm_20s, X-tra Base, 4 mm rétegvastagság, 20 s expozíció; SDR_4mm_20s, SureFil SDR Flow, 4 mm rétegvastagság, 20 s expozíció.

A konverziós értékek átlaga az anyagok tetején a következő sorrendben alakult: SDR_4mm_20s > FBF_4mm_20s > FUF_2mm_20s > FUF_4mm_20s > FBF_4mm_10s > XB_4mm_20s > XB_4mm_10s. A minták alján mért értékek szignifikánsan alacsonyabbak voltak és az átlagos konverziók sorrendje is különbözött a minták tetején mérttől: SDR_4mm_20s > FUF_2mm_20s > XB_4mm_20s > FBF_4mm_20s > XB_4mm_10s > FBF_4mm_10s > FUF_4mm_20s. A Dunnett-féle próba azt mutatta, hogy a vizsgált anyagok között statisztikailag szignifikáns különbség volt az alsó felszínen, kivéve az FBF_4mm_20s és az XB_4mm_20s között ($p = 0{,}221$). Ezzel szemben a minták tetején az alábbi párok között nem volt jelentős különbség: FUF_2mm_20s és FUF_4mm_20s ($p = 0{,}306$), FUF_2mm_20s és FBF_4mm_20s ($p = 1{,}000$), FUF_4mm_20s és FBF_4mm_20s ($p = 0{,}241$), FUF_4mm_20s és FBF_4mm_10s ($p = 0{,}059$), valamint XB_4mm_20s és FBF_4mm_10s ($p = 0{,}063$). A negatív kontroll, azaz a 4 mm vastag hagyományos folyékony kompozit (FUF_4mm_20s) mutatta a legalacsonyabb konverziós értéket az alsó felszínen (16,53%), míg az SDR_4mm_20s (50,05%) esetében volt a legmagasabb a konverzió mind a minták tetején, mind az alján. Az FBF és az XB megduplázott expozíciós ideje jelentősen fokozta a konverziót, különösen az alsó felületen.

MONOMERKIOLDÓDÁS

A vizsgált kompozitokból kioldódott BisGMA, UDMA és TEGDMA mennyiségét a IV.1.2 ábra mutatja.



*IV.1.2 ábra: A bulk-fill és a hagyományos folyékony kompozitokból kioldódott monomerek mennyisége. Eltérő betűjelzések statisztikailag szignifikáns különbséget jelölnek a csoportok között (ANOVA és Dunett-teszt). Azonos betűszín az adott monomerre vonatkozó statisztikai eredményre utal. *jelzésű kompozitokban az adott monomer a gyártói adatlapon nem szerepel. Rövidítések: SDR, SureFil SDR Flow 4 mm vastag, 20 s expozíció; FBF, Filtek Bulk Fill 4 mm vastag, 10 s expozíció, XB, X-tra Base 4 mm vastag, 10 s expozíció; FUF 4 mm, Filtek Ultimate Flow 4 mm vastag, 20 s expozíció; FUF 2 mm, Filtek Ultimate Flow 2 mm vastag, 20 s expozíció.*

A gyártói tájékoztatás ellenére az SDR-ben és az XB-ben BisGMA-t találtunk kimutatható mennyiségben, akárcsak TEGDMA-t az XB-ben és UDMA-t a FUF-ban. 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 esetében a bulk-fill anyagokhoz képest, míg a 2 mm és 4 mm vastag FUF minták közötti különbség a BisGMA felszabadulásában közel kétszeres volt ($p < 0,001$). A bulk-fillekből kioldódó BisGMA a következő sorrendet mutatta: FBF > SDR > XB, a különbségek statisztikailag szignifikánsak voltak ($p < 0,001$). A 4 mm FUF mintákból a többi anyaghoz képest statisztikailag szignifikánsan nagyobb volt a TEGDMA elúció is ($p < 0,001$). 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 az SDR-hez, az XB-hez és a FUF-hoz képest. A FUF és FBF esetében a HPLC-kromatogramon a fent említett három monomertől eltérő retenciós időben egy nagy intenzitású csúcsot detektáltunk, amelyet standard monomer hiányában nem sikerült azonosítani. A gyártó tájékoztatása szerint azonban valószínűleg a prokrilát monomer csúcsáról van szó.

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 (1450 mW/cm^2) a 6 mm távolság felére (740 mW/cm^2) 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 (450 mW/cm^2) redukálta a polimerizációhoz szükséges fény teljesítményét. A 4 mm rétegvastagságú anyagoknál a fény 4 mm távolságot megtéve érte el a felszínt 930 mW/cm^2 teljesítményt biztosítva a polimerizációhoz, de ebből a szűk bemenet további fotonok elvesztését okozta, lecsökkentve a sugárzási teljesítményt 510 mW/cm^2–re. A mintákra eső, redukált sugárzási teljesítményből és expozíciós időből számított besugárzási energiát a IV.2.1 táblázat mutatja.

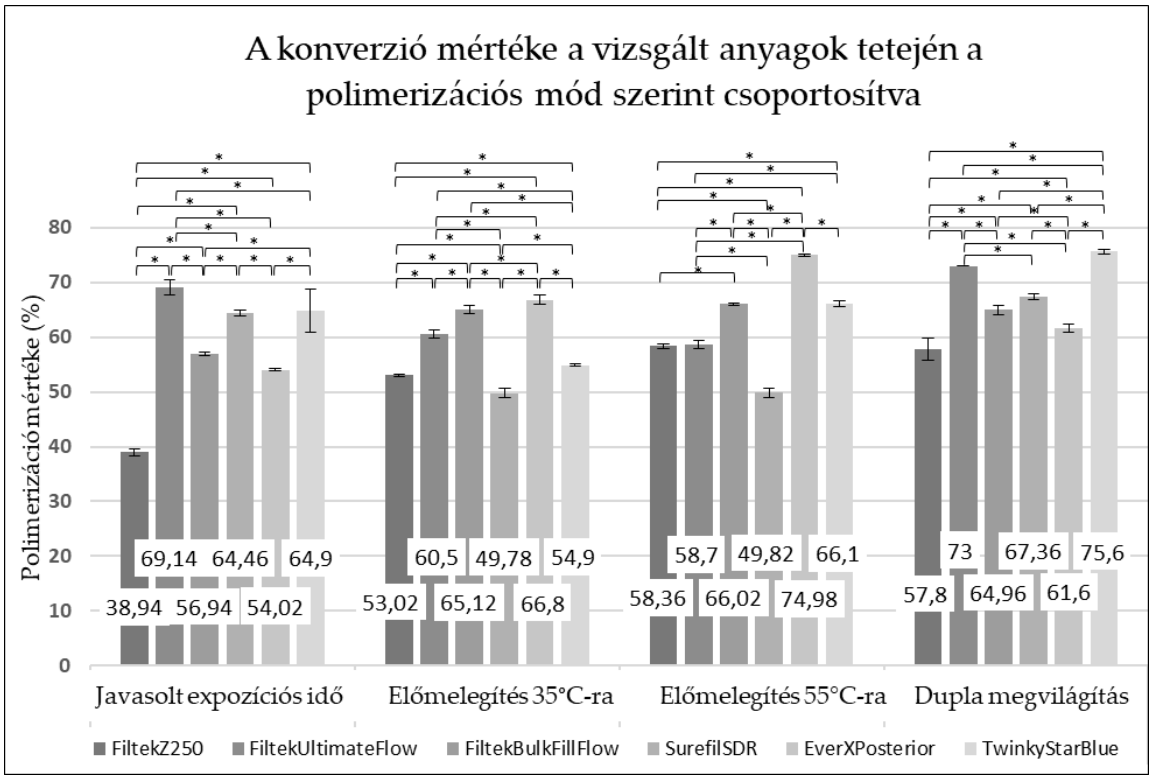
MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ

A IV.2.1 ábra a vizsgált anyagok tetején mért konverziós fokot (tartomány: 38,9-75,6%) mutatja. A legalacsonyabb értéket a szobahőmérsékletű hagyományos tömöríthető kompozit (FZ_20) mutatta a gyártó által ajánlott expozíciós idővel, míg a legmagasabb konverziót a szobahőmérsékletű kompomer (TS_80) érte el a dupla megvilágítást követően.

Az 1. csoportban a legjobban a hagyományos, 2 mm vastagságban alkalmazott folyékony kompozit (FUF_20) polimerizálódott. Hasonló értékeket detektáltunk az SDR_20 esetén 4 mm rétegvastagságban és a TS_40 esetén 2 mm rétegvastagságban.

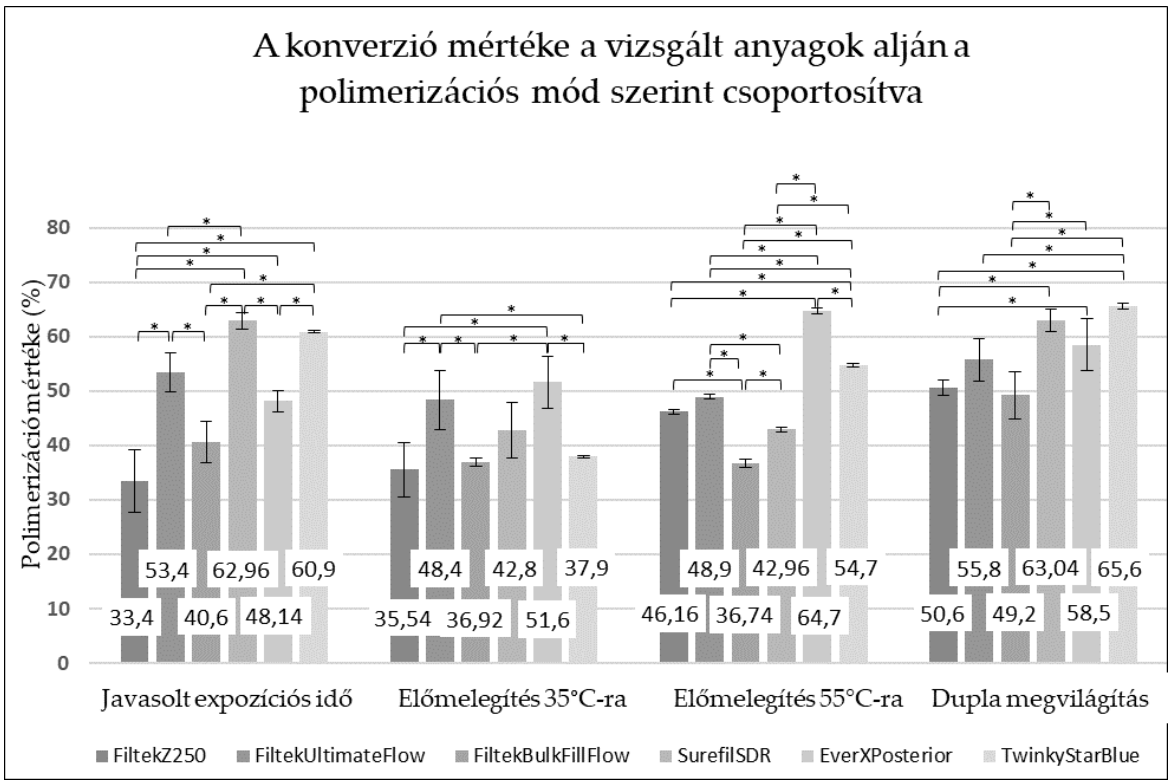
IV.2.1 Táblázat A vizsgált anyagok felszínét érő besugárzási energia

Csoport	Polimerizáció módja	Kompozit, besugárzási idő és energia					
		Filtek Z250	Filtek Ultimate Flow	Filtek Bulk Fill Flow	Surefil SDR	EverX Posterior	Twinky Star Blue
1.	Gyártó által javasolt expozíciós idő	20 s	20 s	10 s	20 s	10 s	40 s
		9 J/cm^2	9 J/cm^2	5,1 J/cm^2	10,2 J/cm^2	5,1 J/cm^2	18 J/cm^2
2.	35 °C előmelegítés + gyártó által javasolt expozíciós idő	20 s	20 s	10 s	20 s	10 s	40 s
		9 J/cm^2	9 J/cm^2	5,1 J/cm^2	10,2 J/cm^2	5,1 J/cm^2	18 J/cm^2
3.	55 °C előmelegítés + gyártó által javasolt expozíciós idő	20 s	20 s	10 s	20 s	10 s	40 s
		9 J/cm^2	9 J/cm^2	5,1 J/cm^2	10,2 J/cm^2	5,1 J/cm^2	18 J/cm^2
4.	Duplázott expozíciós idő	40 s	40 s	20 s	40 s	20 s	80 s
		18 J/cm^2	18 J/cm^2	10,2 J/cm^2	20,4 J/cm^2	10,2 J/cm^2	36 J/cm^2



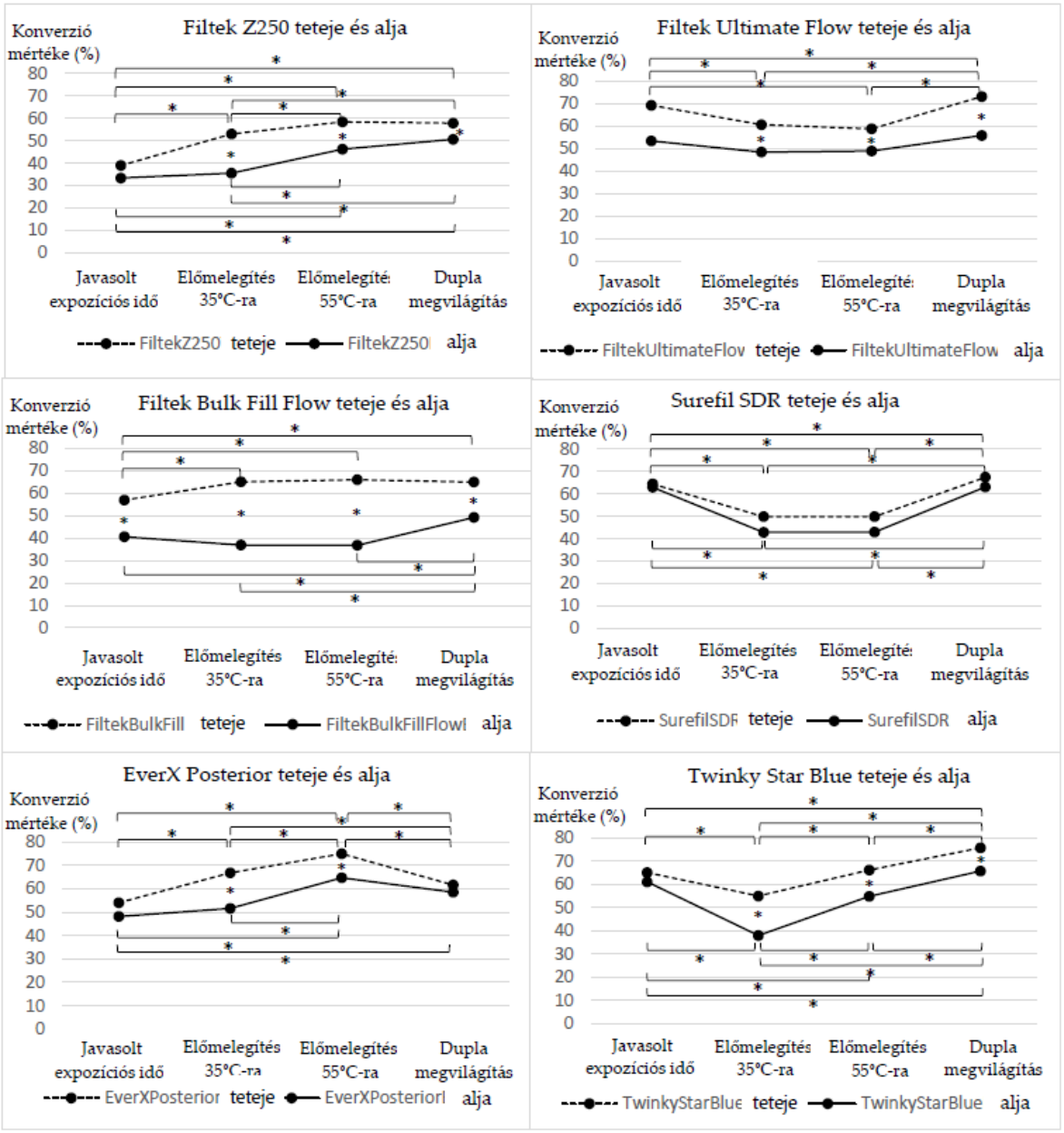
*IV.2.1 ábra: A monomer-polimer konverzió mértéke a vizsgált anyagok tetején a polimerizációs mód szerint. A * jelölés a vizsgált anyagok közötti statisztikailag szignifikáns különbséget jelzi (ANOVA és Scheffe-féle post-hoc tesztekkel elemezve).*

A 2. csoportban a 35 °C-ra történő előmelegítés hatása megosztó volt. Az FZ_35_20, FBF_35_10 és EX_35_10 esetén statisztikailag szignifikánsan nőtt a konverziós érték a minták tetején az 1. csoportba tartozó anyagokhoz képest. Másrészt a legtöbb alacsony viszkozitású anyagnál (FUF_35_20, SDR_35_20 és TS_35_40) statisztikailag szignifikáns csökkenést tapasztaltunk a 35 °C-ra történő előmelegítés hatására. 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 IV.2.2 ábra a vizsgált anyagok alján mért konverziós értékeket (tartomány: 33,4-65,6 %) mutatja be. A minták tetején mért eredményekhez hasonlóan a legalacsonyabb értéket az FZ_20 esetében detektáltuk, a legmagasabbat pedig a TS_80-nál. Általánosságban elmondható, hogy a minták alján minden esetben alacsonyabb értékeket (~5-15%-kal) lehetett mérni, mint a tetején.



*IV.2.2 ábra: A monomer-polimer konverzió mértéke a vizsgált anyagok alján a polimerizációs mód szerint. A * jelölés a vizsgált anyagok közötti statisztikailag szignifikáns különbséget jelzi (ANOVA és Scheffe-féle post-hoc tesztekkel elemezve).*

A IV.2.3 ábra a polimerizációs módok szerint mutatja az átalakulás mértékét és a statisztikai szignifikanciát a vizsgált kompozitok felső és alsó felszínén.



*IV.2.3 ábra: Az átalakulás mértéke a vizsgált anyagok tetején és alján a polimerizációs módok szerint. A * jelölés statisztikailag szignifikáns különbséget jelez a vizsgált csoportok között, valamint a felső és alsó felületek között (ANOVA és Scheffe-féle post-hoc teszt szerint).*

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

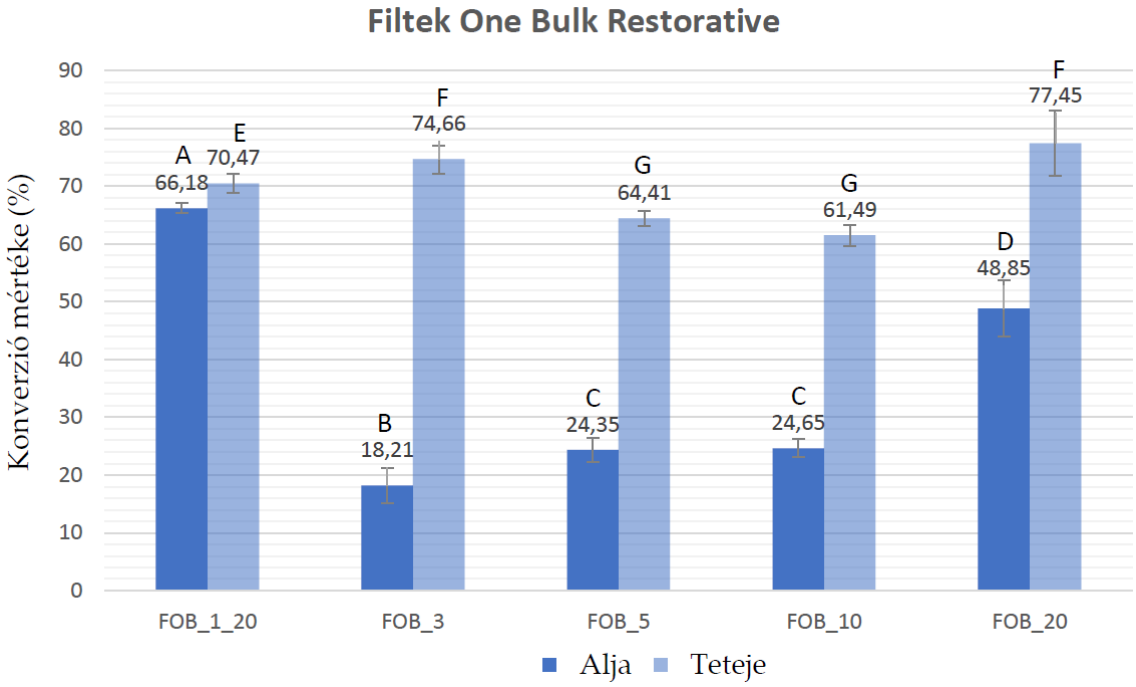
SUGÁRTERHELÉS

A LED lámpák maximális és sablon által redukált sugárzási teljesítményét, valamint a különböző polimerizációs módoknál elért sugárterhelést a „Betegek, illetve anyagok és módszerek" fejezetben közölt III.3.1 táblázat mutatja. 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-os "high" üzemmód esetén 1,6 J/cm^2-rel magasabb, míg a 20 s-os expozíciós idő esetén megduplázódott értéket rögzítettünk.

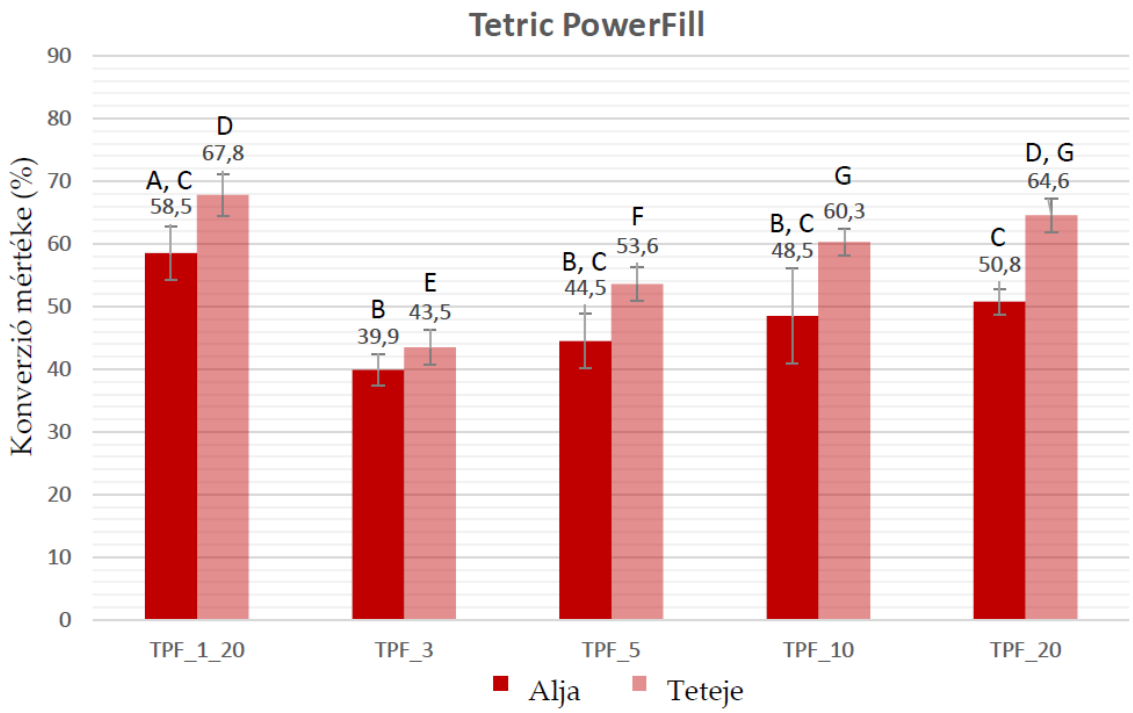
MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ

A két anyagra vonatkozó, minták tetején és alján mért konverziós értékeket a IV.3.1 (Filtek One Bulk Fill Restorative) és IV.3.2 ábra (Tetric PowerFill) reprezentálja.



IV.3.1. ábra: A Filtek One Bulk Fill Restorative (FOB) minták tetején és alján mért monomer-polimer konverzió eltérő expozíciós idővel és intenzitással polimerizálva. Az oszlopok feletti eltérő betűk statisztikailag szignifikáns különbséget jelölnek a csoportok között az egyszempontos varianciaanalízis (ANOVA) és Tukey-féle post-hoc teszt alapján.

A minták tetején mért értékek szignifikánsan kedvezőbbek voltak a FOB esetén, a minták alján azonban ennek ellenkezőjét találtuk, kivéve az 1 mm rétegvastag kontrollcsoportot (FOB_1_20). A minták tetején és alján mért konverziós értékek szignifikánsan eltértek mindkét anyag esetén (IV.3.1 táblázat). A TPF minták felső és alsó felszínén mért konverziós érték fokozatosan nőtt az expozíciós idő növelésével és a legmagasabb értéket a kontrollcsoportban érte el (IV.3.2 táblázat). Míg a FOB alsó felületén mért értékek szintén emelkedtek a hosszabb expozíciós idő hatására, a minták tetején mért konverziós értékek nem mutattak arányos kapcsolatot az expozíciós idővel (IV.3.3 táblázat).



IV.3.2. ábra: A Tetric PowerFill (TPF) minták tetején és alján mért monomer-polimer konverzió eltérő expozíciós idővel és intenzitással polimerizálva. Az oszlopok feletti eltérő betűk statisztikailag szignifikáns különbséget jelölnek a csoportok között az egyszempontos varianciaanalízissel (ANOVA) és Tukey-féle post-hoc teszt alapján.

A FOB alján és tetején mért konverziós értékek aránya (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.

Az *anyag* x *expozíció* független változókra vonatkozó vegyes elrendezésű kétszempontos faktoriális ANOVA kimutatta, hogy az *anyag* hatása szignifikáns [$F\ (1, 40) = 202{,}37$, $p < 0{,}001$], és a részleges eta-négyzet [$\eta p^2 = 0{,}84$] értéke is nagynak tekinthető a minták tetején. Hasonlóképpen, az *expozíció* hatása is szignifikánsnak bizonyult [$F\ (4, 40) = 39{,}34$, $p < 0{,}001$], nagy hatásmérettel ($\eta p^2 = 0{,}79$) a felső felületek konverziós értékeire. A két független változó kölcsönhatása is szignifikáns [$F\ (4, 40) = 42{,}82$, $p < 0{,}001$, $\eta p^2 = 0{,}81$] volt a monomer-polimer konverzióra. A minták alján mért értékekre hasonlóan szignifikáns és nagy hatást mutatott mind az *anyag* [$F\ (1, 40) = 124{,}04$, $p < 0{,}001$, $\eta p^2 = 0{,}76$], mind az *expozíció* [$F\ (4, 40) = 125{,}58$, $p < 0{,}001$, $\eta p^2 = 0{,}926$]. A kölcsönhatásuk [$F\ (4, 40) = 34{,}01$, $p < 0{,}001$, $\eta p^2 = 0{,}77$] szintén szignifikánsan befolyásolta a konverziót.

IV.3.1 Táblázat_A tesztelt anyagok mintáinak tetején és alján mért átlagolt konverziós értékek (%) különbségei és standard deviációja (S.D.) a páros t-próba szerint

	Tetric PowerFill						Filtek One Bulk					
Expozíció	Alja DC (S.D.)	Teteje DC (S.D.)	t-érték (df)*	p-érték*	95% CI Alsó	95% CI Felső	Alja DC (S.D.)	Teteje DC (S.D.)	t-érték (df)*	p-érték*	95% CI Alsó	95% CI Felső
20 s 1 mm	58,5 (4,2)	67,8 (3,3)	3,6 (4)	0,023	2,1	17	66,2 (0,9)	70,5 (1,6)	4,8 (4)	0,008	1,8	6,7
	R-DC: 86,3%						R-DC: 93,9%					
3 s	39,9 (2,5)	43,5 (2,8)	4,5 (4)	0,011	1,3	5,8	18,2 (2,9)	74,7 (2,4)	33,1 (4)	<0,001	52	61
	R-DC: 91.7%						R-DC: 24,4%					
5 s	44,5 (4,4)	53,6 (2,6)	5,2 (4)	0,006	4,3	14,1	24,3 (2,1)	64,4 (1,3)	28,3 (4)	<0,001	36	44
	R-DC: 83,0%						R-DC: 37,7%					
10 s	48,5 (7,5)	60,3 (2,1)	4,1 (4)	0,015	3,7	19,9	24,6 (1,6)	61,5 (1,8)	99,4 (4)	<0,001	36	38
	R-DC: 80,4%						R-DC: 40,0%					
20 s	50,8 (2,1)	64,6 (2,7)	7,9 (4)	0,001	8,9	18,7	48,9 (4,9)	77,1 (5,6)	6,2 (4)	0,003	16	41
	R-DC: 78,6%						R-DC: 63,5%					

Rövidítések: DC, degree of conversion, konverzió foka; R-DC, Alja-teteje konverzió aránya; CI, Confidence Interval, Megbízhatósági tartomány; df, degree of freedom, szabadságfok

IV.3.2 Táblázat A különböző expozíciós paraméterekkel polimerizált Tetric PowerFill minták alsó és felső felszínének átlagos konverziós értékeinek (%) összehasonlítása egyutas varianciaanalízis (ANOVA) és Tukey post-hoc teszt alapján

Felszín	Expozíciós idő	DC (S.D.)	Összehasonlítás	Átlag különbség	95% CI Alsó	95% CI Felső	p-érték
Alja	1mm_20s	58,5 (4,2)	1mm vs. 3 s	18.6	9,9	27,2	<0,001
			1mm vs. 5 s	14,1	5,4	22,7	0,001
	3 s	39,9 (2,5)	1mm vs. 10 s	10	1,4	18,7	0,018
			1mm vs. 20 s	7,7	-0,9	16,4	0,093
	5 s	44,5 (4,4)	3 s vs. 5 s	-4,5	-13,1	4,1	0,539
			3 s vs. 10 s	-8,5	-17,2	0,1	0,023
	10 s	48,5 (7,5)	3 s vs. 20 s	-10,8	-19,5	2,2	0,010
			5 s vs. 10 s	-4,0	-12,7	4,6	0,640
	20 s	50,8 (2,1)	5 s vs. 20 s	-6,3	-14,9	2,3	0,224
			10 s vs. 20 s	-2,3	-10,9	6,3	0,929
Teteje	1mm_20s	67,8 (3,3)	1mm vs. 3 s	24,3	19,8	29,5	<0,001
			1mm vs. 5 s	14,2	8,9	19,4	<0,001
	3 s	43,5 (2,9)	1mm vs. 10 s	7,5	2,3	12,6	0,003
			1mm vs. 20 s	3,2	-2,0	8,3	0,391
	5 s	53,6 (2,6)	3 s vs. 5 s	-10,1	-15,3	-4,9	<0,001
			3 s vs. 10 s	-16,8	-22,1	-11,6	<0,001
	10 s	60,3 (2,1)	3 s vs. 20 s	-21,1	-26,3	-15,9	<0,001
			5 s vs. 10 s	-6,7	-11,9	-1,5	0,008
	20 s	64,6 (2,7)	5 s vs. 20 s	-11,0	-16,2	-5,8	<0,001
			10 s vs. 20 s	-4,3	-9,5	-0,9	0,137

Rövidítések: DC, Degree of Conversion, konverzió foka; S.D., Standard Deviáció; CI, Confidence Interval, megbízhatósági tartomány

IV.3.3 Táblázat A különböző expozíciós paraméterekkel polimerizált Filtek One Bulk Restorative minták alsó és felső felszínének átlagos konverziós értékeinek (%) összehasonlítása egyutas varianciaanalízis (ANOVA) és Tukey post-hoc teszt alapján

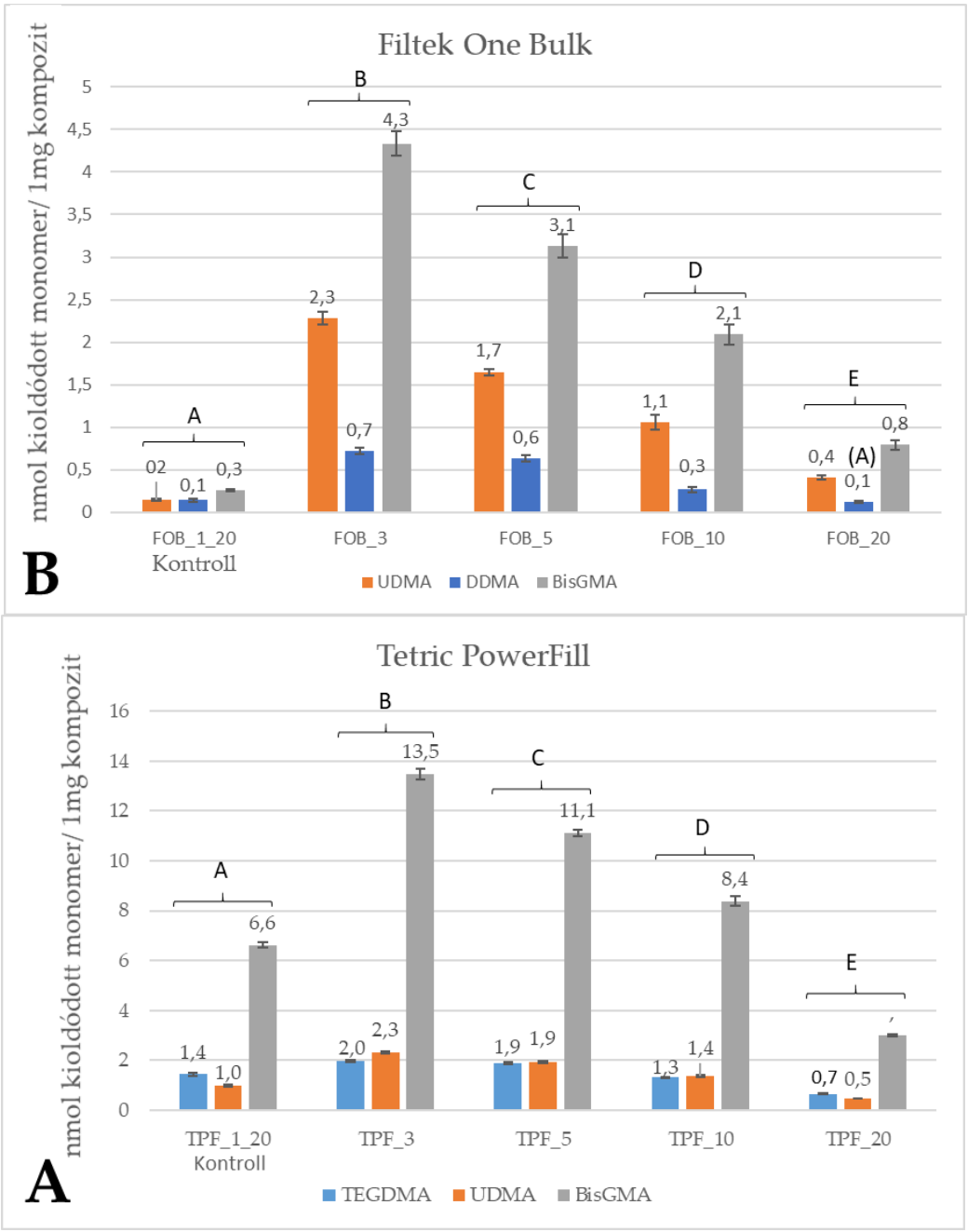
Felszín	Expozíciós idő	DC (S.D.)	Összehasonlítás	Átlag különbség	95% CI		p-érték
					Alsó	Felső	
Alja	1mm_20 s	66,2 (0,9)	1mm vs. 3 s	48,0	42,6	53,4	<0,001
			1mm vs. 5 s	41,8	36,4	47,2	<0,001
	3 s	18,2 (2,9)	1mm vs. 10 s	41,5	36,1	46,9	<0,001
			1mm vs. 20 s	17,3	11,9	22,7	<0,001
	5 s	24,4 (2,1)	3 s vs. 5 s	-6,1	-11,5	-0,7	0,21
			3 s vs. 10 s	-6,4	-11,8	-1,1	0,15
	10 s	24,7 (1,6)	3 s vs. 20 s	-30,6	-36,1	-25,2	<0,001
			5 s vs. 10 s	-0,3	-5,7	5,1	1,000
	20 s	48,9 (4,9)	5 s vs. 20 s	-24,5	-29,9	-19,1	<0,001
			10 s vs. 20 s	-24,2	-29,6	-18,8	<0,001
Teteje	1mm_20 s	70,5 (1,6)	1mm vs. 3 s	-4,2	-9,9	1,5	0,224
			1mm vs. 5 s	6,1	0,3	11,8	0,035
	3 s	74,7 (2,4)	1mm vs. 10 s	9,0	3,3	14,7	0,001
			1mm vs. 20 s	-7,0	-12,3	-0,9	0,020
	5 s	64,4 (1,3)	3 s vs. 5 s	10,3	4,5	15,9	<0,001
			3 s vs. 10 s	13,2	7,4	18,9	<0001
	10 s	61,5 (1,8)	3 s vs. 20 s	-2,8	-8,1	3,3	0,724
			5 s vs. 10 s	2,9	-2,8	8,6	0,559
	20 s	77,5 (5,6)	5 s vs. 20 s	-13,1	-18,4	6,9	<0,001
			10 s vs. 20 s	-16,0	-21,3	-9,8	<0,001

Rövidítések: DC, Degree of Conversion, konverzió foka; S.D., Standard Deviáció; CI, Confidence Interval, megbízhatósági tartomány

MONOMERKIOLDÓDÁS

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 mind a TPF (TEGDMA), mind az FOB (BisGMA) bulk-fillből. Bár a TCDMA a TPF egyik összetevője, szabad monomer nem szabadult fel kimutatható mennyiségben. A növekvő expozíciós idő jelentősen csökkentette a szabad monomer elúcióját mindkét vizsgált kompozitból (IV.3.4 ábra). A különböző csoportokból történő monomerelúciót illetően a TPF esetében a következő sorrend állítható fel: TPF_20 <TPF_1_20 <TPF_10 <TPF_5 <TPF_3. A FOB különböző csoportjaiból felszabadult monomerek sorrendje hasonló a TPF-hez (FOB_1_20 <FOB_20 <FOB_20 <FOB_10 < FOB_5 <FOB_3), kivéve a kontrollcsoportot, amely a FOB_20 csoporthoz képest lényegesen kisebb mennyiségű monomert szabadított fel. 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.



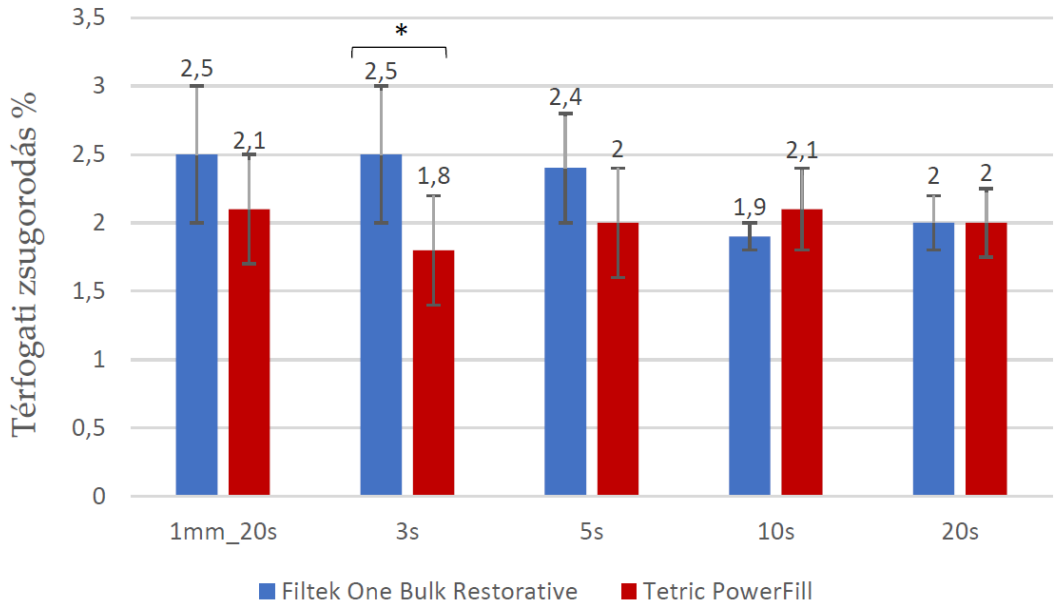
IV.3.4 ábra: A Tetric PowerFill (A) és a Filtek One Bulk Restorative (B) kompozitokból kioldódott monomerek mennyiségi ábrázolása eltérő expozíciós idő és kilépési sugárzási teljesítmény hatására. A különböző betűkkel jelölt csoportok között szignifikáns különbség van az egyszempontos ANOVA és a Tukey-féle post-hoc teszt alapján.

A vegyes elrendezésű kétfaktoriális ANOVA azt mutatta, hogy az *anyag* fő hatása szignifikáns volt az UDMA és a BisGMA felszabadulására [F_{UDMA} (1, 40) = 1106,93; F_{BisGMA} (1, 40) = 5934,65;

$p < 0,001$], és a részleges eta-négyzet nagynak tekinthető ($\eta p^2_{UDMA} = 0,97$; $\eta p^2_{BisGMA} = 0,99$). Az *expozíció* változó szintén jelentősen befolyásolta a monomer elúciót [F_{UDMA} (4, 40) = 5769,29, $p < 0,001$; FB_{isGMA} (4, 40) = 9084,33, $p < 0,001$], és a részleges eta-négyzet értéke is nagynak tekinthető ($\eta p^2_{UDMA} = 0,99$; $\eta p^2_{BisGMA} = 0,99$). A független változók kölcsönhatása (*anyag* x *expozíció*) szignifikáns hatást gyakorolt nagy hatásmérettel mind az UDMA [F_{UDMA} (4, 40) = 239,22, $p < 0,001$, $\eta p^2_{UDMA} = 0,96$], mind a BisGMA [F_{BisGMA} (4, 40) = 1997,64, $p < 0,001$, $\eta p^2_{BisGMA} = 0,99$] elúcióra. Mivel a TEGDMA csak a TPF-ből, míg a DDDMA a FOB-ból szabadult fel, csak az *expozíció* tényezőt elemeztük. Míg a TEGDMA esetén a megvilágítás hatása szignifikánsnak bizonyult [F_{TEGDMA} (1, 23) = 18,63, $p < 0,001$] közepes hatásmérettel ($\eta p^2_{TEGDMA} = 0,448$), addig a DDDMA [$F_{DDDDMA}$ (1, 23) = 1,96, $p = 0,175$, $\eta p^2_{DDDMA} = 0,078$] kioldódás független volt az *expozíció* faktortól.

TÉRFOGATI ZSUGORODÁS

Mindkét vizsgált anyag esetében a minták polimerizáció utáni térfogata szignifikánsan csökkent a polimerizáció előttihez képest ($p < 0,01$), tehát polimerizációs zsugorodás következett be. Az egyszempontos ANOVA F-statisztikájának megfelelő p-érték TPF és FOB esetén 0,7, illetve 0,25, ami arra utal, hogy nincs szignifikáns különbség a zsugorodásban az alcsoportok között. A kompozitokat összehasonlítva a TPF statisztikailag szignifikánsan alacsonyabb polimerizációs zsugorodást mutatott a TPF_3 csoportban a t-teszt szerint [$t(4) = 2,3$; $p = 0,03$]. A térfogati zsugorodás értékeit az IV.3.5 ábra prezentálja.

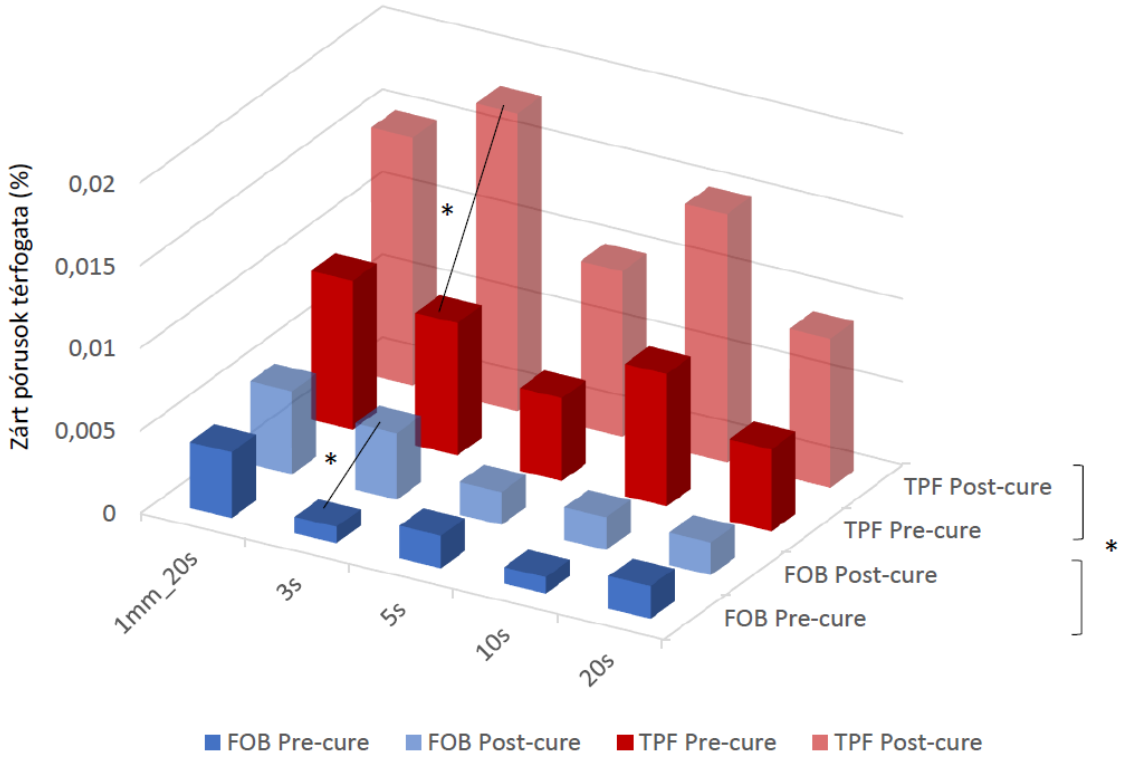


*IV.3.5 ábra: A Tetric PowerFill és Filtek One Bulk Fill Posterior térfogati zsugorodási értékei (%). A *jel statisztikailag szignifikáns különbséget jelöl az anyagok között a független kétszempontos t-próba szerint. A csoportok között egyazon anyagon belül az egyszempontos ANOVA teszt nem mutatott statisztikailag szignifikáns különbséget.*

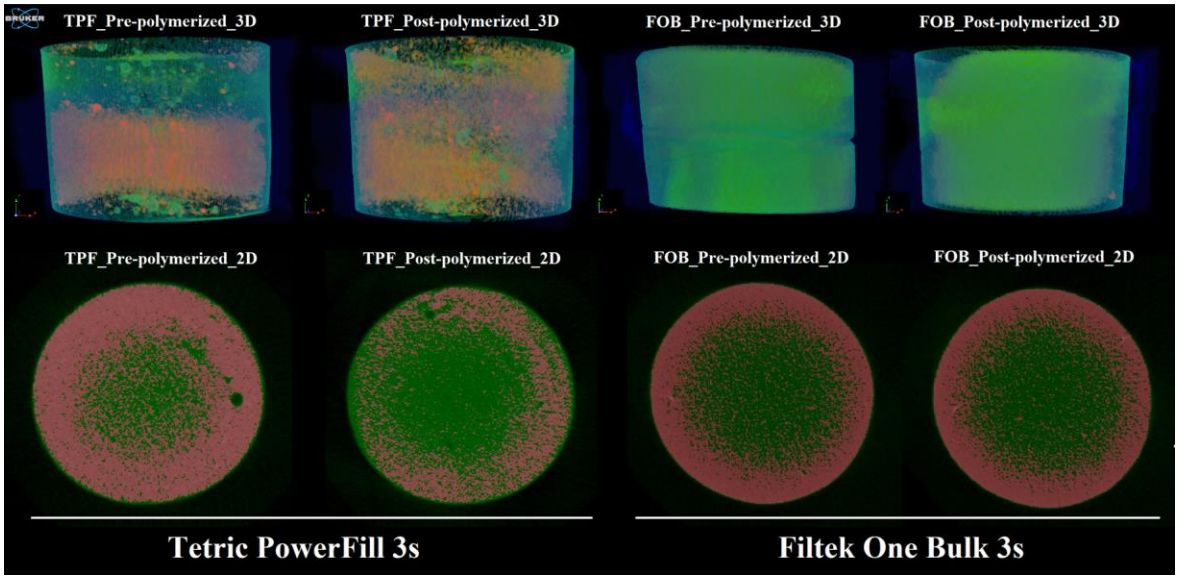
Az *anyag* (p = 0,09) és az *expozíció* (p = 0,18) hatása egyaránt jelentéktelennek bizonyult az *anyag* közepes hatásméretével (ηp^2 = 0,08).

POROZITÁS

A FOB polimerizáció előtti átlagos zárt porozitása 3,5-szer alacsonyabb volt (0,002 %) a TPF értékeihez képest (0,007 %) [t(4) = -5; p = 0,001]. A polimerizáció után ez a különbség 4,5-szeresre nőtt (FOB, 0,003 %; TPF, 0,013 %) [t(4) = -5,8; p < 0,001]. A polimerizálás előtti és utáni zárt porozitás értékek nem különböztek szignifikánsan a vizsgált csoportok között ugyanazon anyagon belül (FOB, p = 0,09 vagy TPF, p = 0,06). Ez alól kivételt képez a 3 s expozíciójú csoport, melynél a polimerizáció jelentősen fokozta a pórusképződést mindkét kompozitnál [FOB: t(4) = 5,2; p < 0,001; TPF: t(4) = -12,6; p < 0,001] (IV.3.6 ábra és IV.3.7 ábra). A többváltozós általános lineáris modell kimutatta, hogy az *anyag*tényező szignifikáns hatással (p = 0,001) van a zárt porozitásra, és a hatás nagysága kifejezett (ηp^2 = 0,16). Az *expozíció* faktor azonban jelentéktelenül (p = 0,12) befolyásolta a porozitást, közepes hatásmérettel (ηp^2 = 0,07).



*IV.3.6 ábra: Zárt porozitási értékek százalékban megadva. *jel statisztikailag szignifikáns különbséget jelez a csoportok között a kétmintás t-próba szerint. Azonos anyagon belüli csoportok között az egyszempontos ANOVA teszt nem mutatott statisztikailag szignifikáns különbséget. (Pre-cure, polimerizáció előtti; Post-cure, polimerizáció utáni).*



IV.3.7 ábra: Reprezentatív rekonstruált mikro-CT felvételek (Skyscan 1176 Control Program: 1.1-es verzió, build 12, Bruker, Kontich, Belgium) a Tetric PowerFill (TPF) és Filtek One Bulk Fill Restorative (FOB) kompozit mintákról. A rekonstruált felvételek a DataViewer szoftver (1.5.6.2, 64 bites verzió) segítségével mutatják a kompozit minták szerkezeti különbségeit polimerizáció előtt (pre-polymerized) és utána (post-polymerized). A 3D képek a CTvox (verzió 3.1.1 r1191, 64 bites) programmal készültek. A képeken (CT Analyzer szoftver, verzió 1.20.8.0 +), az alacsonyabb sűrűségű területek kék és zöld színnel, a nagy sűrűségű területek pedig narancssárga és piros színnel jelennek meg. A minták közepén kisebb sűrűségű, míg a peremek felé nagyobb sűrűségű területek láthatók. A polimerizációt követően a légzárványok sűrűsége, elhelyezkedése és mérete megváltozott.

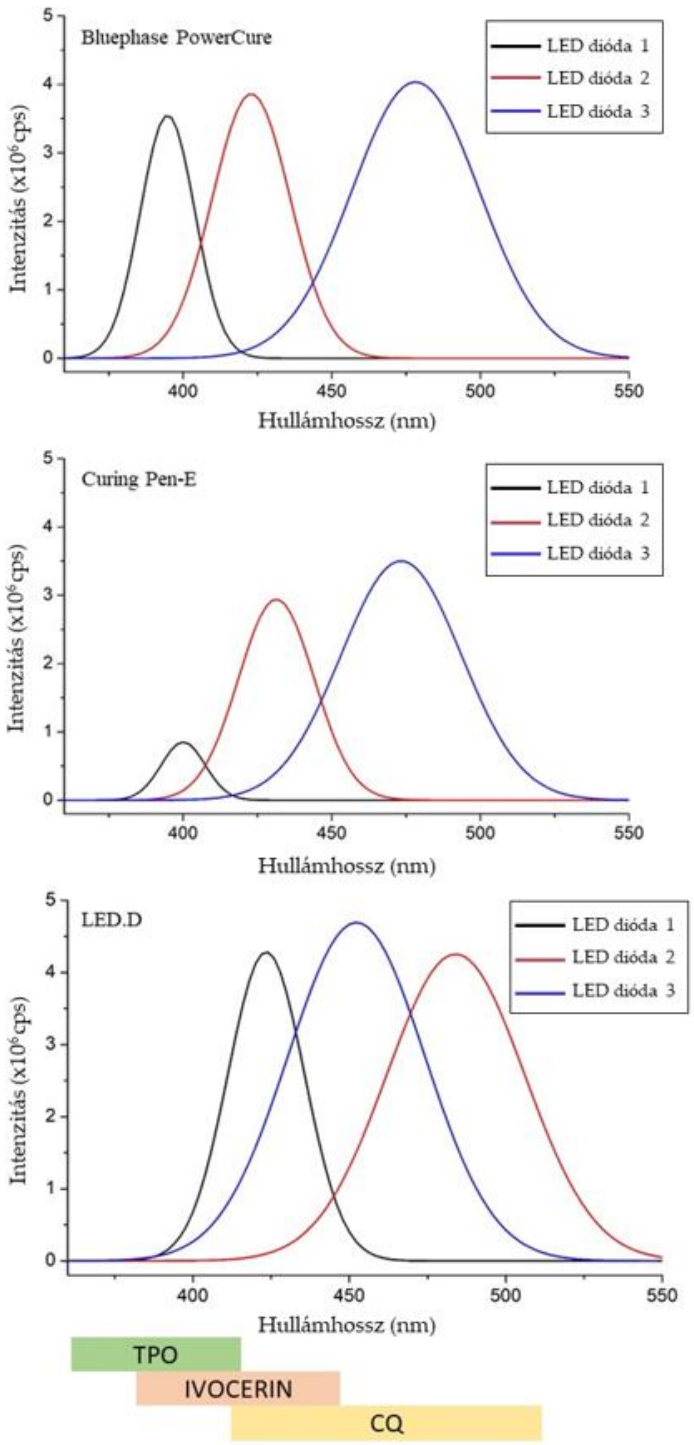
IV.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL HATÁSA AZ AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉGÉRE

A POLIMERIZÁCIÓS LÁMPA JELLEMZŐI

A spektrofluorimetriás elemzés alapján mindhárom vizsgált polimerizációs lámpába három LED diódát építettek be. 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 (IV.4.1 ábra).

MONOMERKIOLDÓDÁS

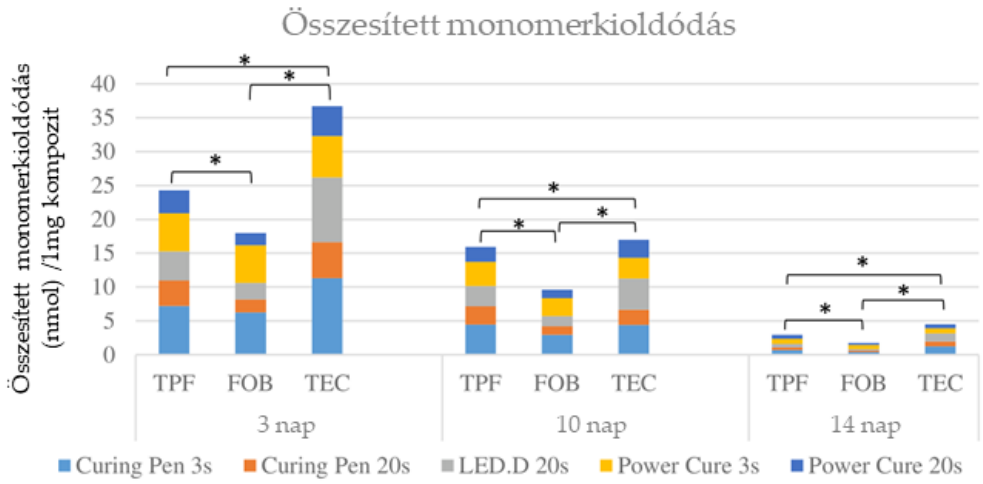
A legnagyobb mennyiségű monomer a TEC-ból, majd a TPF-ből, és a legkevesebb a FOB-ból eluálódott minden mintavételi időpontban (3, 10 és 14 nap) (IV.4.2 ábra). Az összevont monomerelúcióra vonatkozóan mind a kompozit típusa [$F(2, 7{,}5) = 1654{,}3$; $p < 0{,}001$], mind a



polimerizációs protokoll [F(2, 7,5) = 1037,7; p < 0,001], és ezek kölcsönhatása [F(2, 7,5) = 155,5; p < 0,001] jelentős hatással volt.

A részleges eta-négyzet statisztika nemcsak az egyes változók esetében mutatott nagy hatásméretet (ηp^2_{anyag} = 0,95; $\eta p^2_{polimerizációs\ protokoll}$ = 0,96), hanem a kölcsönhatásuk esetében is (ηp^2 = 0,87). A kimutatható komponensek mennyisége szignifikánsan csökkent az áztatási idő növekedésével [$F_{áztatási\ idő}$(2, 7,5) = 9654,6; p < 0,001; $\eta p^2_{áztatási\ idő}$ = 0,99]. 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.

IV.4.1. ábra: A Bluephase PowerCure (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechteinstein), Curing Pen-E (Eighteeth, Changzhou, Kína) és LED.D (Carlo de Giorgi, Milano, Olaszország) polimerizációs lámpákba integrált három LED dióda (LED dióda 1,2,3) spektrális emissziós eloszlása. A zöld (2,4,6-trimetil(fenil)difenil-oxid - TPO), narancssárga (Ivocerin) és sárga (kámforkinon - CQ) sávok a vizsgált anyagokban használt fotoiniciátorok abszorpciós spektrumát jelzik.

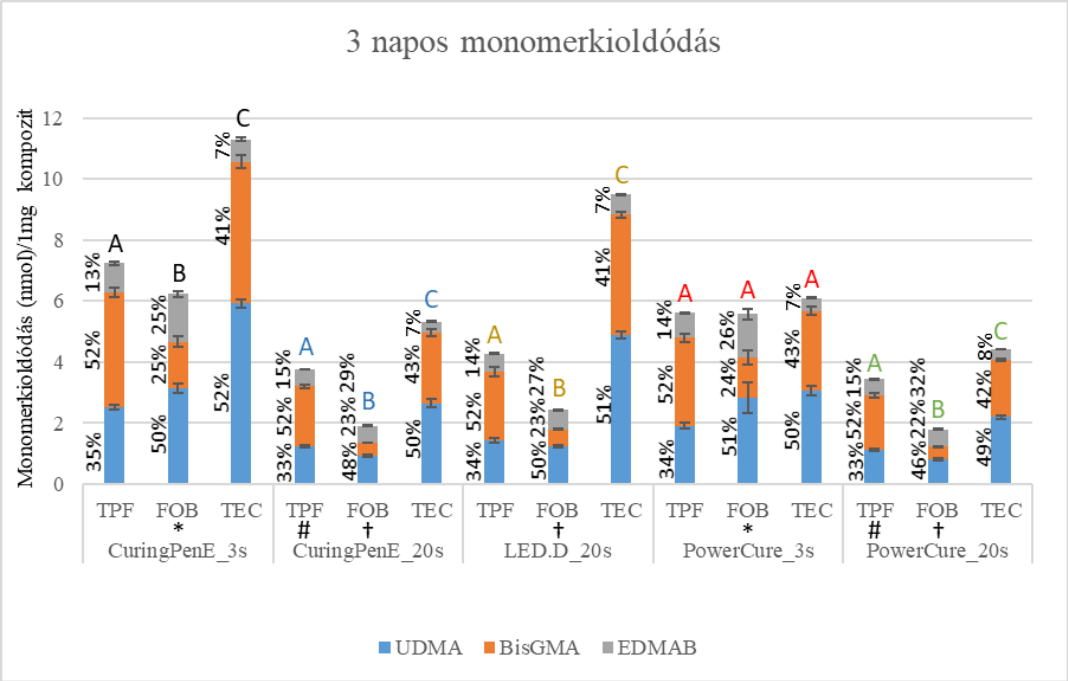


	3 nap			10 nap			14 nap		
	TPF	**FOB**	**TEC**	**TPF**	**FOB**	**TEC**	**TPF**	**FOB**	**TEC**
Curing Pen 3s	7,2	6,2	11,3	4,5	2,9	4,4	0,6	0,4	1,3
Curing Pen 20s	3,8	1,9	5,3	2,7	1,3	2,3	0,4	0,2	0,7
LED.D 20s	4,3	2,4	9,5	3,0	1,5	4,6	0,5	0,3	1,2
Power Cure 3s	5,6	5,6	6,1	3,5	2,6	3,1	0,8	0,6	0,7
Power Cure 20s	3,4	1,8	4,4	2,2	1,2	2,7	0,6	0,3	0,6
Összesített monomerelúció	**24,3**	**17,9**	**36,6**	**15,9**	**9,5**	**17,1**	**2,9**	**1,8**	**4,5**

*IV.4.2 ábra: A Tetric PowerFill (TPF), a Filtek One Bulk Posterior (FOB) és a Tetric EvoCeram Bulk (TEC) 5 különböző polimerizációs protokollal polimerizált összesített monomerkioldódása. A felszabadult monomerek mennyiségét nmolban határoztuk meg 1 mg műgyanta alapú kompozitra vetítve 3, 10 és 14 napos áztatási idő után. A * a vizsgált anyagok közötti statisztikailag szignifikáns különbséget jelzi egy bizonyos áztatási intervallumon belül az egyszempontos varianciaanalízis alapján.*

A 3 napos összesített UDMA, BisGMA és EDMAB kioldott mennyisége (IV.4.3 ábra) a kompozittól függetlenül szignifikáns ($p < 0,001$) volt a különböző lámpák és beállítások használata esetén, kivéve a CuringPen_20s és a PowerCure_20s használatát (UDMA: $p = 0,099$; BisGMA: $p = 0,167$; EDMAB: $p = 0,865$). A komponensek kumulatív elúciója szignifikáns különbséget mutatott a különböző kompozitok között, kivéve, amikor PowerCure_3s protokollal polimerizáltunk (TPF vs. FOB: $p = 0,998$; TPF vs. TEC: $p = 0,376$; FOB vs. TEC: $p = 0,345$). Az esetek többségében a polimerizáció beállításai szignifikánsan befolyásolták a komponensek kioldódását az egyes kompozitokból a 3 napos áztatás alatt (TPF: $F(3, 16) = 224,29$, $p < 0,001$, $\eta p^2 = 0,98$; FOB: $F(3, 16) = 147,47$, $p < 0,001$, $\eta p^2 = 0,96$; TEC: $F(3, 16) = 346,93$, $p < 0,001$, $\eta p^2 = 0,99$), néhány kivételtől eltekintve, amelyeket a IV.4.3 ábrán *, #, † szimbólumok jeleznek. Mivel a FOB vizsgálati csoportok között számos nem szignifikáns különbség volt, többváltozós elemzést végeztünk, hogy meghatározzuk a lámpatípus (CuringPenE vs. LED.D vs. PowerCure) és az expozíciós idő (3 s vs. 20 s) hatását a FOB-ból

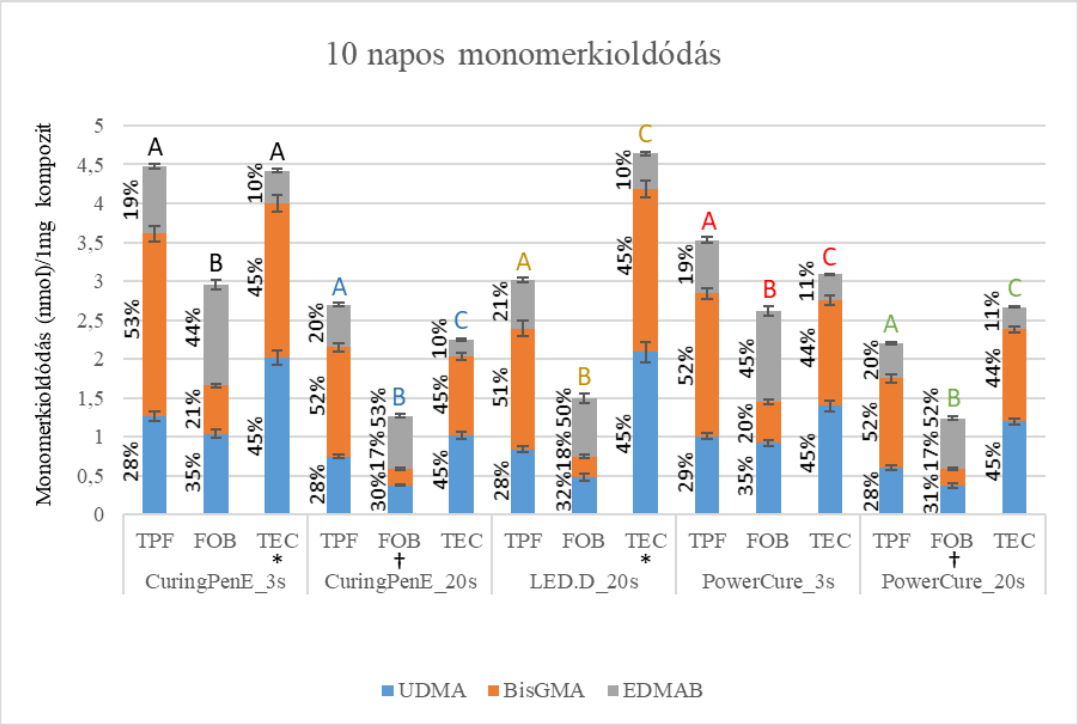
történő elúcióra. Az expozíciós idő hatása szignifikánsnak bizonyult ($p < 0,001$, $\eta p^2 = 0,95$), de a kioldódást a lámpa típusa nem befolyásolta ($p = 0,348$, $\eta p^2 = 0,15$).



*IV.4.3 ábra: Az eltérő polimerizációs protokollal polimerizált kompozitok 3 napos monomerkioldódása. Az eltérő nagybetűk az egyszempontos varianciaanalízis és a Tukey-féle poszt-hoc teszt alapján a különböző kompozitok közötti kumulatív kioldódás szignifikáns különbségét jelzik egy adott polimerizációs csoporton belül (eltérő színű betűkkel megkülönböztetve). A *, #, † szimbólumok azt jelzik, hogy nincs szignifikáns különbség (egyváltozós varianciaanalízis és Tukey post-hoc teszt alapján) a különböző kompozitok kumulatív komponenselúciójában a polimerizációs csoportok között. A százalékban megadott értékek a kioldott komponensek arányát mutatják egy adott kompoziton belül.*

Mind a TPF, mind a TEC esetében a többváltozós elemzés szignifikáns hatást ($p < 0,001$) mutatott ki mind a lámpa típusát ($\eta p^2_{TPF} = 0,79$; $\eta p^2_{TEC} = 0,96$) és az expozíciós időt ($\eta p^2_{TPF} = 0,96$; $\eta p^2_{TEC} = 0,97$) illetően. 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 (IV.4.4 ábra). A legnagyobb mennyiségű komponens a TPF-ből szabadult fel, kivéve a LED.D_20s és PowerCure_20s esetén, ahol a 3 napos mintavételhez hasonlóan a

TEC-ből volt a legmagasabb a kimutatott komponensek mennyisége. A legkevesebb oldott komponensmennyiséget ennél az áztatási időnél is a FOB-ból mértük. Statisztikailag szignifikáns különbséget észleltünk az eluált komponensek mennyiségében a különböző lámpák használatával az egyes kompozitok esetén, két kivétellel, amelyeket a IV.4.4 ábrán a * , † szimbólumok jeleznek. A 10 napos mintavételezés eredményei alapján a *polimerizációs protokoll*, mint független tényező hatása szignifikáns volt, és a részleges eta-négyzet nagy hatást mutatott az egyes kompozitokon belül (TPF: $F(3, 16) = 143,83$, $p < 0,001$, $\eta p^2 = 0,97$; FOB: $F(3, 16) = 202,71$, $p < 0,001$, $\eta p^2 = 0,99$; TEC: $F(3, 16) = 163,44$, $p < 0,001$, $\eta p^2 = 0,98$). Az összesített komponenselúció szignifikáns különbséget mutatott a különböző kompozitok között, kivéve a TPF és a TEC között, amikor CuringPenE_3s protokollal polimerizáltuk (TPF vs. TEC: $p = 0,849$). A TPF-ből kioldódó molekulaarány enyhe változást mutatott, például az UDMA (28-29 %) csökkenését és az EDMAB (19-21%) növekedését a 3 napos elúcióhoz képest.

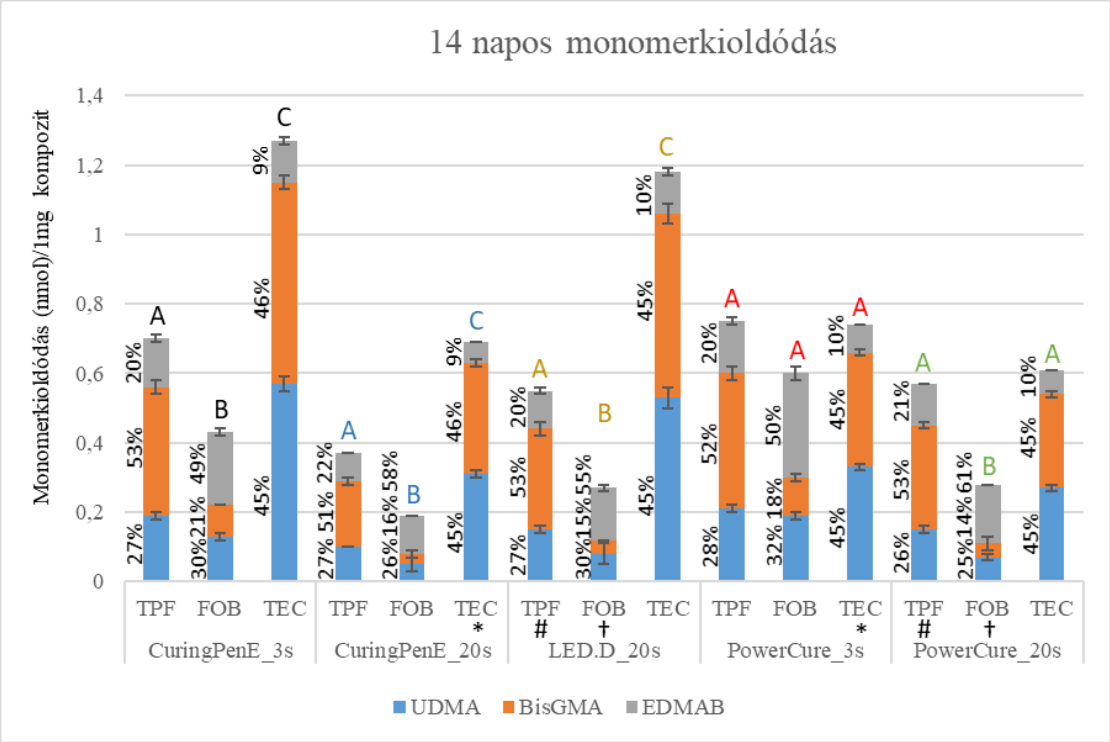


*IV.4.4 ábra: Az eltérő polimerizációs protokollal polimerizált kompozitok 10 napos monomerkioldódása. Az eltérő nagybetűk az egyszempontos varianciaanalízis és a Tukey-féle poszt-hoc teszt alapján a különböző kompozitok közötti kumulatív kioldódás szignifikáns különbségét jelzik egy adott polimerizációs csoporton belül (eltérő színű betűkkel megkülönböztetve). A *, #, † szimbólumok azt jelzik, hogy nincs szignifikáns különbség (egyváltozós varianciaanalízis és Tukey post-hoc teszt alapján) a különböző kompozitok kumulatív komponenselúciójában a polimerizációs csoportok között. A százalékban megadott értékek a kioldott komponensek arányát mutatják egy adott kompoziton belül.*

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. A

polimerizációs protokoll nem volt kifejezett hatással az adott kompoziton belül eluált különböző monomerek arányára.

A IV.4.5 ábra az eltérő polimerizációs protokollok szerint polimerizált kompozitokból származó 14 napos kioldódást mutatja. Az összesített elúció jelentős különbséget mutatott a különböző kompozitok között (a kivételeket a IV.4.5 ábrán *, #, † jelek jelzik). A 14 napos mintavételkor 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 (TPF: $F(3, 16) = 135{,}89$, $p < 0{,}001$, $\eta p^2 = 0{,}96$; FOB: $F(3, 16) = 856{,}08$, $p < 0{,}001$, $\eta p^2 = 0{,}99$; TEC: $F(3, 16) = 265{,}28$, $p < 0{,}001$, $\eta p^2 = 0{,}98$). A különböző monomerek arányára viszont nem volt befolyással. A FOB EDMAB elúciója tovább nőtt.

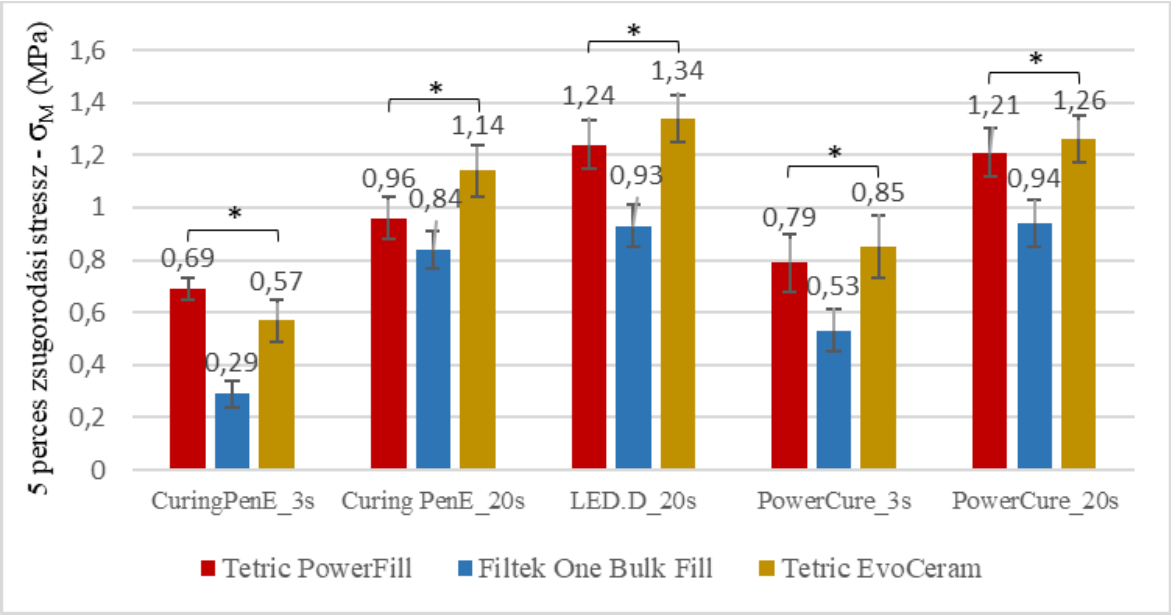


*IV.4.5 ábra: Az eltérő polimerizációs protokollal polimerizált kompozitok 14 napos monomerkioldódása. Az eltérő nagybetűk az egyszempontos varianciaanalízis és a Tukey-féle poszt-hoc teszt alapján a különböző kompozitok közötti kumulatív kioldódás szignifikáns különbségét jelzik egy adott polimerizációs csoporton belül (eltérő színű betűkkel megkülönböztetve). A *, #, † szimbólumok azt jelzik, hogy nincs szignifikáns különbség (egyváltozós varianciaanalízis és Tukey post-hoc teszt alapján) a különböző kompozitok kumulatív komponenselúciójában a polimerizációs csoportok között. A százalékban megadott értékek a kioldott komponensek arányát mutatják egy adott kompoziton belül.*

POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉG

A legalacsonyabb zsugorodási feszültséget a FOB mutatta ($p < 0,001$), míg a TPF és a TEC között nem volt szignifikáns különbség ($p = 0,124$). Az alkalmazott kompozitoktól függetlenül a statisztikai elemzés szignifikáns különbséget ($p < 0,001$) tárt fel az eltérő polimerizációs protokollok alkalmazásával, kivéve a LED.D_20s és a PowerCure_20s ($p = 1,000$) esetén. A vegyes modell ANOVA az *anyag* és a *polimerizációs protokoll*, mint független változók szignifikáns hatását ($p < 0,001$) mutatta ki, és a részleges eta-négyzet mind az *anyag* ($\eta p^2 = 0,76$), mind a *polimerizációs protokoll* ($\eta p^2 = 0,91$) esetén nagynak bizonyult. Bár az *anyag* x *polimerizációs protokoll* kölcsönhatása kisebb hatásméretet mutatott ($\eta p^2 = 0,26$) a zsugorodási feszültségre, azt is szignifikánsnak találtuk ($p = 0,015$). A polimerizációs protokollt a lámpa típusa és az expozíciós idő határozta meg. A többváltozós elemzést lefuttatva azt találtuk, hogy az expozíciós idő nagyobb hatással volt ($\eta p^2 = 0,57$) a zsugorodási erőre, mint a lámpa típusa ($\eta p^2 = 0,22$). A két változó közötti kölcsönhatás elhanyagolható ($\eta p^2 = 0,004$, $p = 0,59$). Az összesített zsugorodási feszültség adatok szerint a 3 s expozíciós idő szignifikánsan alacsonyabb értékeket eredményezett a vizsgált anyagtól függetlenül ($t73 = -10,266$, $p < 0,001$).

A TPF és TEC zsugorodási feszültsége között nem találtunk szignifikáns különbséget egyik vizsgált polimerizációs protokoll esetén sem. A különböző protokollokkal polimerizált kompozitok 5 perc elteltével mért zsugorodási feszültségének összehasonlítása a IV.4.6 ábrán látható.

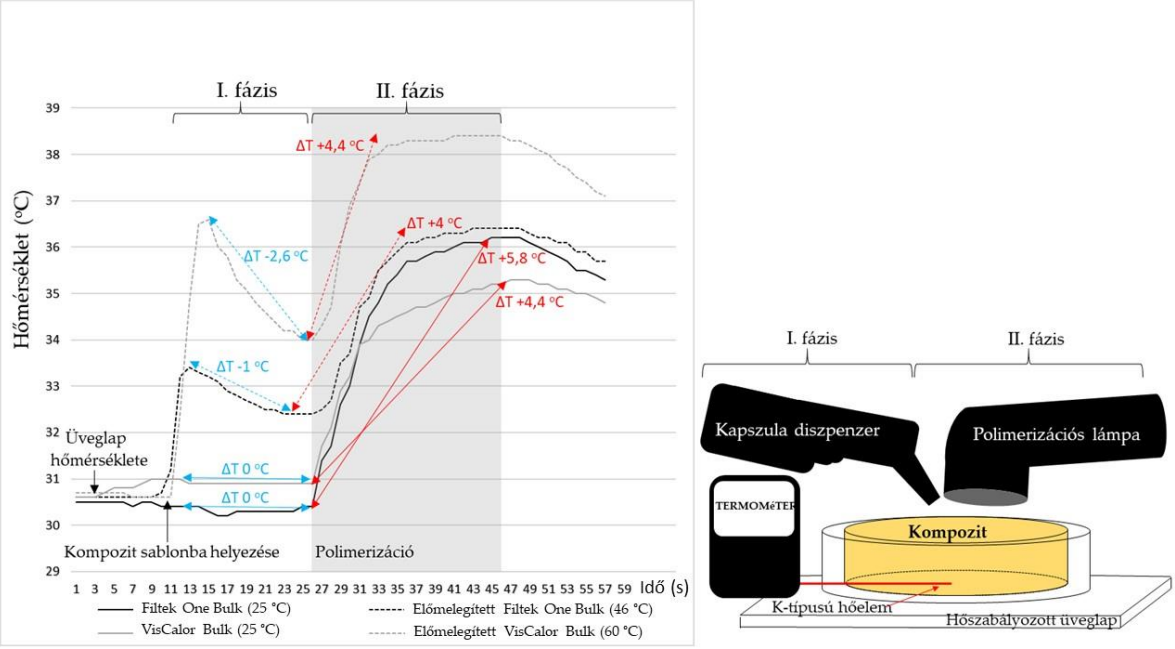


*IV.4.6. ábra: A zsugorodási feszültség összehasonlítása Tetric PowerFill (TPF), Filtek One Bulk Fill Restorative (FOB) és Tetric EvoCeram (TEC) polimerizációja után 5 perccel, különböző polimerizációs protokollok alkalmazását követően. A * statisztikailag szignifikáns különbségeket jelöl ($p > 0,05$) a különböző típusú kompozitok között egy adott polimerizációs protokollon belül (egyszempontos varianciaanalízis és Tukey post-hoc teszt).*

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

HŐMÉRSÉKLETI MÉRÉSEK

A LED lámpa mért maximális sugárzási kibocsátása 1250±15 mW/cm^2. A leadott sugárterhelés 25 J/cm^2. A lámpa átlagosan 7 °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 46 °C, míg a VCB kompozité 60 °C volt. A IV.5.1 ábra a kompozitok hőmérséklet-változását mutatja a mintakészítés során az anyag sablonba történő felvitelétől a polimerizáció végéig. A FOB hőmérséklete 32,4 °C-ra csökkent az első fázisban, azaz a formába töltés és a kondenzáció során, így a teljes hőmérséklet-csökkenés az előmelegítéstől a polimerizáció kezdetéig körülbelül 20 s alatt 13,6 °C volt. A második fázisban, a polimerizáció során az exoterm reakció és a lámpa által leadott hő 4 °C-kal emelte a kompozit hőmérsékletét. A termoviszkózus VCB hőmérséklete 34 °C-ra csökkent az első fázisban, így a teljes hőmérsékletesés az előmelegítéstől a polimerizáció kezdetéig 26 °C volt. A polimerizáció alatti hőmérséklet-emelkedés 4,4 °C volt.



IV.5.1 ábra: Hőmérsékleti változások mérése a mintakészítés során.

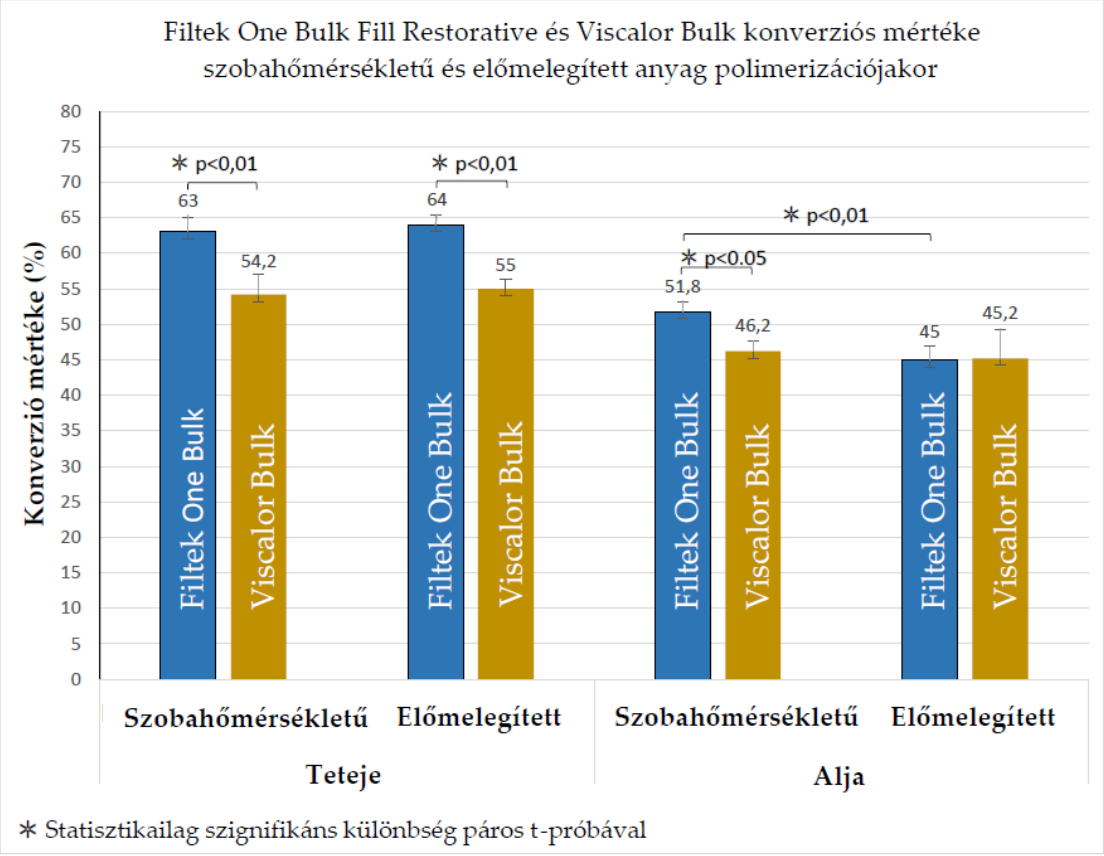
MONOMER-POLIMER KONVERZIÓ

A 4 mm vastag minták tetején és alján mért átlagos konverziós értékek 54,2-64%, illetve 45,0-51,8% között mozogtak (IV.5.1 táblázat).

IV.5.1 Táblázat A Filtek One Bulk Fill Restorative (FOB) és VisCalor Bulk (VCB) minták tetején és alján mért átlagos konverziós értékek (és standard deviációik)

	Szobahőmérsékletű kompozit						Előmelegített kompozit					
	Teteje	Alja	t-érték*	p- érték *	95% CI Alsó	95% CI Felső	Teteje	Alja	t-érték*	p- érték *	95% CI Alsó	95% CI Felső
FOB	63,0 (2,0)	51,8 (1,4)	31,7 (4)	<0,005	26,3	31,3	64,0 (1,4)	45,0 (1,9)	-17,2 (4)	<0,005	15,1	20,8
VCB	54,2 (2,9)	46,2 (1,4)	4,6 (4)	0,01	1,2	5,1	55,0 (1,3)	45,2 (4,1)	-25,1 (4)	<0,005	33,6	41,9

A minták alján mért konverziós értékek statisztikailag szignifikáns csökkenést mutattak mindkét anyag esetén mindkét hőmérsékleten a minták tetejéhez képest (IV.5.2 ábra).



IV.5.2 ábra: Filtek One Bulk Fill Restorative és Viscalor Bulk minták tetején és alján mért konverziós mértékének összehasonlítása szobahőmérsékletű és előmelegített anyag polimerizációja után.

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 (~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.
A IV.5.2 táblázat az *anyag*, a *hőmérséklet*, mint független változók és ezek kölcsönhatásának relatív hatását mutatja a vizsgált kompozitok konverziós fokára.

IV.5.2 Táblázat Az *anyag*, a *hőmérséklet* és ezek kölcsönhatásának relatív hatása a vizsgált kompozitok konverziós fokára

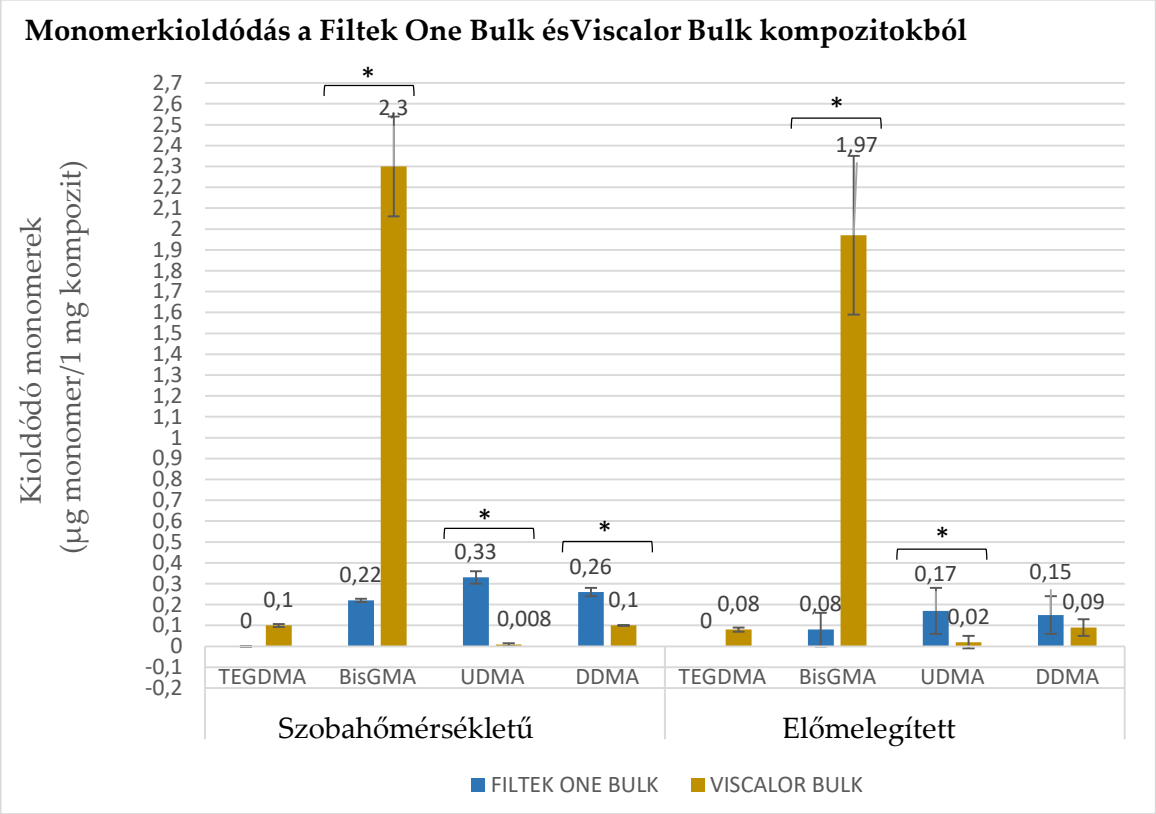
Független változó	**Monomer-polimer konverzió**			
	Teteje		Alja	
	p-érték	Részleges η^2	p-érték	Részleges η^2
Anyag	<0,001	0,86	0,028	0,27
Hőmérséklet	0,23	0,09	0,004	0,42
Anyag x Hőmérséklet	0,81	0,004	0,022	0,29

A 2 (*anyag*) x 2 (*hőmérséklet*) vegyes ANOVA modell kimutatta, hogy az *anyag* hatása a minták tetején mért konverzióra szignifikáns volt, a részleges eta-négyzet pedig nagynak tekinthető, míg a hőmérsékletnek nem volt szignifikáns hatása. A változók kölcsönhatása nem befolyásolta a monomer konverziót a minták tetején. A minták alján mind az *anyag*, mind a *hőmérsékleti* faktor szignifikáns hatást mutatott. A két változó közötti kölcsönhatás jelentős volt. A fő hatás az *anyag* faktor esetén szobahőmérsékleten volt szignifikáns, míg a *hőmérséklet* faktor csak a FOB konverzióját érintette szignifikánsan.

MONOMERKIOLDÓDÁS

A gyártók által közzétett monomereken kívül más dimetakrilátokat is kimutattunk mind a FOB-ból (BisGMA), mind a VCB-ból (TEGDMA, DDMA) (IV.5.3 ábra). A FOB és VCB közti monomerelúciós különbségek szignifikánsak voltak szobahőmérsékleten [UDMA t(8) = 20,57 p = < 0,001 $CI_{95\%}$ = 0,29-0,36; BisGMA t(8) = -19,43 p = < 0,001 $CI_{95\%}$ = -2,33-(-1,84); DDDMA t(8) = 13,08 p = < 0,001 $CI_{95\%}$ = 0,13-0,18] és előmelegítés után is az UDMA [t(8) = 2,92 p = 0,02 $CI_{95\%}$ = 0,03-0,27] és BisGMA [t(8) = -10,9 p = < 0,001 $CI_{95\%}$ = -2,29-(-1,49)] esetén, míg a DDDMA [t(8) = 1,19 p = 0,27 $CI_{95\%}$ = -0,05-0,18] hasonló mennyiségben szabadult fel a két anyagból. A kompozitok összevetésében 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-ból. Ez utóbbi volt a legnagyobb mennyiségben felszabaduló monomer. Az előmelegítéssel 7,5-szer annyi UDMA eluálódott az FOB-ból, míg 25-ször több BisGMA szabadult fel a VCB-ből. FOB esetén az előmelegítés jelentősen (UDMA, p = 0,016; BisGMA, p = 0,006; DDDMA, p =

0,03) csökkentette az eluált monomerek mennyiségét, míg a VCB esetében a hőmérséklet nem igazán befolyásolta (UDMA, p = 0,41; BisGMA, p = 0,14; DDDMA, p = 0,73; TEGDMA, p = 0,014) az oldódást.



*IV.5.3 ábra: Kioldódó monomerek mennyisége Filtek One Bulk Restorative és VisCalor Bulk kompozitokból. A * jelzés a statisztikailag szignifikáns eltérést mutatja a két anyag között az adott monomerre vonatkozóan (független mintás t-próba).*

Bár a szobahőmérsékletű és előmelegített mintákból kioldódott monomerek sorrendje azonos az FOB-ból (UDMA<DDDMA<BisGMA), 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 (BisGMA<TEGDMA<DDMA<UDMA), 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.5.3 táblázat).

IV.5.3 Táblázat Az *anyag*, a *hőmérséklet* és ezek kölcsönhatásának relatív hatása a vizsgált kompozitok monomerelúciójára

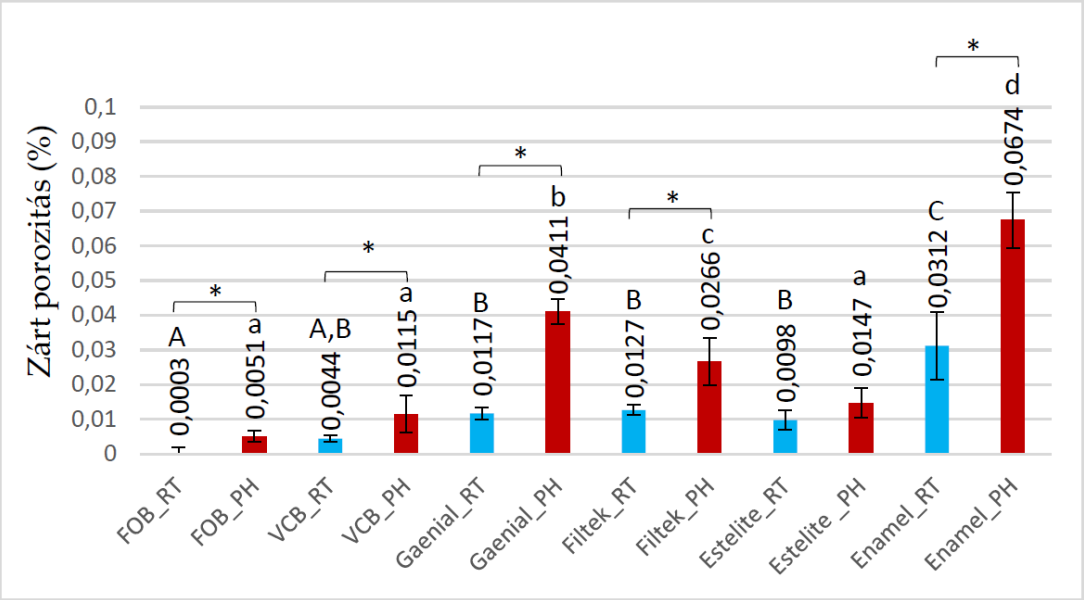
Független változó	Monomerkioldódás							
	BisGMA		UDMA		TEGDMA		DDMA	
	p-érték	Részleges η^2	p-érték	Részleges η^2	p-érték	Részleges η^2	p-érték	Részleges η^2
Anyag	<0,001	0,96	<0,001	0,75	-	-	<0,001	0,49
Hőmérséklet	0,036	0,23	0,046	0,21	0,014	0,55	0,036	0,23
Anyag x *Hőmérséklet*	0,35	0,054	0,006	0,38	-	-	0,04	0,24

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

A polimerizációhoz használt LED lámpa maximális kilépési sugárzási teljesítménye 1250±15 mW/cm² volt, így mindegyik kompozit minta egy adott rétege a 20 s expozíció révén 25 J/cm² sugárterhelést kapott.

MIKROKOMPUTER TOMOGRÁFIÁS VIZSGÁLATOK

A 3D-s mikro-CT felvételek kiértékelése a belső légzárványok térfogatát a minták teljes térfogatához viszonyítva nagyobbnak mutatta az előmelegítést követően mindegyik vizsgált anyagban a szobahőmérsékletű mintákkal összehasonlítva [FOB: $t(4) = -6{,}26$; $p < 0{,}001$; VCB: $t(4) = -2{,}99$; $p < 0{,}02$; FZ: $t(4) = -4{,}46$; $p = 0{,}002$; GP: $t(4) = -16{,}37$; $p < 0{,}001$; EP: $t(4) = -6{,}3$; $p < 0{,}001$], kivéve ESQ [$t(4) = -2{,}09$; $p = 0{,}07$] (IV.6.1 ábra). A bulk-fill minták (FOB < VCB) porozitása alacsonyabb volt, mint a rétegzett kompozitoké (ESQ < FZ < GP < EP). Az általánosított lineáris modell szerint a porozitást szignifikánsan befolyásolta az anyag összetétele (*anyag* faktor $p = 0{,}001$; $\eta p^2 = 0{,}38$), és polimerizáció előtti hőmérséklete (*hőmérséklet* faktor $p = 0{,}001$; $\eta p^2 = 0{,}18$).

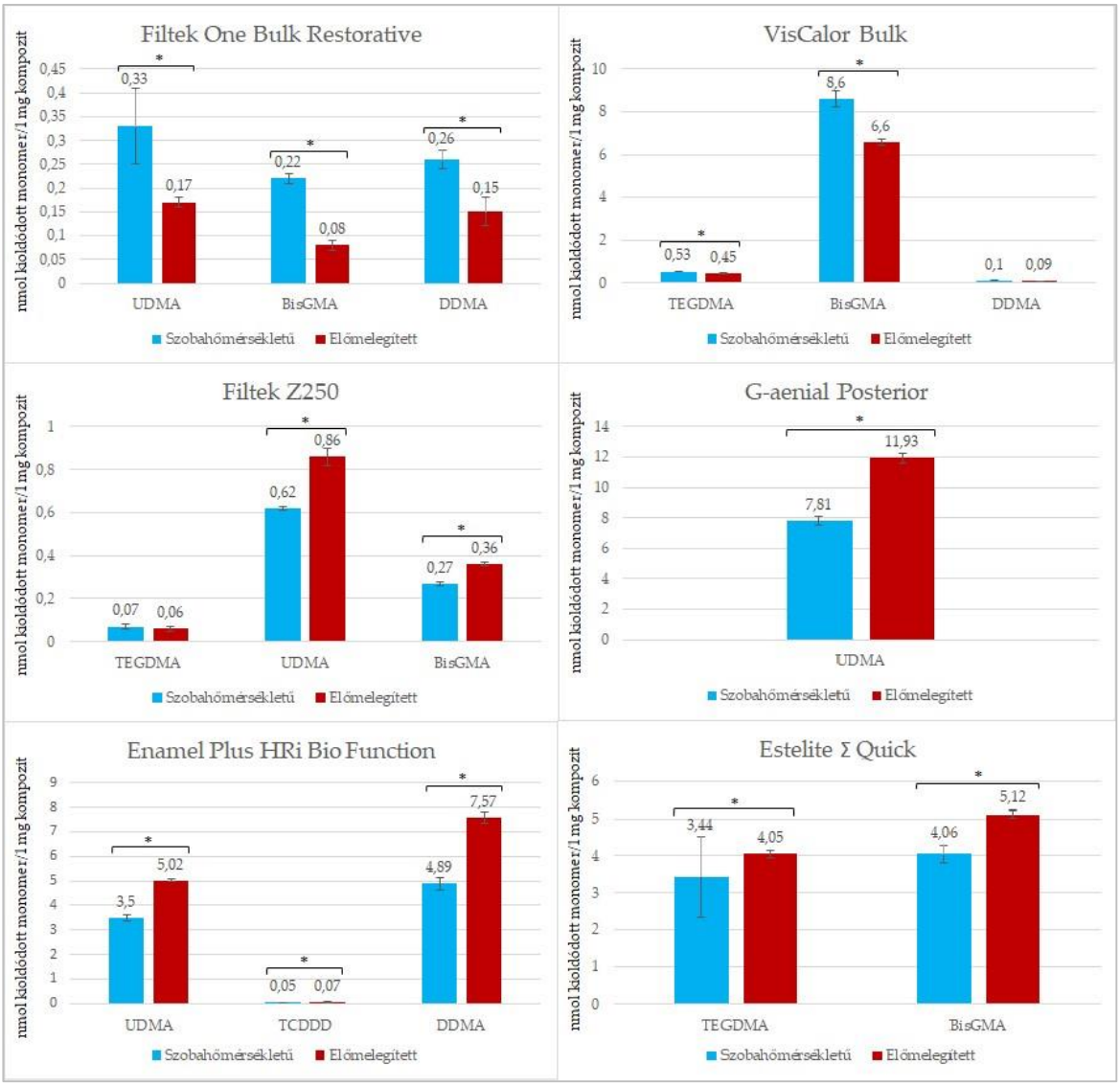


*IV.6.1 ábra: Szobahőmérsékletű (room temperature - RT) és előmelegített (preheated - PH) kompozitok zárt porozitása (%). A különböző nagybetűk a szobahőmérsékletű, míg a kisbetűk az előmelegített anyagok közti statisztikailag szignifikáns különbséget jelzik (ANOVA és Tukey-féle post-hoc teszt). *jelzés statisztikailag szignifikáns eltérésre utal a szobahőmérsékletű és előmelegített csoportok között (kétmintás t-próba)*

MONOMERKIOLDÓDÁS

A monomerkioldódás erős gyártmányfüggő mintázatot mutatott, azaz a kompozit összetétele jelentős hatást gyakorolt rá (IV.6.2 ábra). 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). Az ugyanazon gyártótól származó FZ konvencionális, és FOB bulk-fill kompozitból kevesebb, mint 1 nmol monomert mutattunk ki 1 mg kompozitból. A standard monomerekkel beazonosított komponensek szignifikánsan ($p < 0,05$) alacsonyabb mennyiségben voltak jelen az előmelegített bulk-fill minták (FOB, VCB) oldataiban, kivéve a DDDMA a VCB-ben ($p= 0,17$) és az UDMA a FOB-ban ($p = 0,28$). A nem előmelegített mintákhoz képest a FOB monomer elúciója ~50%-kal, míg a VCB esetén 15-20%-kal volt alacsonyabb. A rétegezett kompozitoknál azonban ellentétes tendencia volt megfigyelhető, ugyanis monomer kibocsátásuk előmelegítés hatására fokozódott ($p < 0,001$) (GP_55-ben 35%-kal, FZ_55-ben 25-30%-kal, ESQ _55-ben 15-20%-kal, EP_55-ben 30-35%-kal).

Az általánosított lineáris modell statisztikailag szignifikáns hatást mutatott mind az *anyag* (mindegyik monomernél $p < 0,001$), mind a *hőmérséklet* (mindegyik monomernél $p < 0,001$), valamint ezek kölcsönhatása (mindegyik monomernél $p < 0,001$) esetén is. A részleges eta-négyzet érték nagynak bizonyult mindkét tényező (*anyag* faktorra nézve mindegyik monomernél 0,99; *hőmérséklet* faktorra nézve 0,79-0,98) és kölcsönhatásuk (0,92-0,98) esetén is. (A TCDDMA monomert nem vettük figyelembe a hatásméret-elemzésben, mivel felszabadulását csak az EP-ből detektáltuk.)



*IV.6.2 ábra: A szobahőmérsékletű illetve előmelegített kompozitokból kioldódó és detektált monomerek mennyiségi összehasonlítása. *jelzés statisztikailag szignifikáns eltérést mutat anyagon belül az adott monomerre nézve (kétmintás t-próba).*

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

A visszamaradt dentin rétegvastagsága 2,1 ± 0,2 mm volt a röntgenfelvétel alapján. A LED lámpa intenzitása 1170 ± 15 mW/cm^2. A maximális leadott energia 20 és 40 s megvilágítási idő mellett 23,4 ± 0,1 és 46,8 ± 0,2 J/cm^2. A besugárzási teljesítményt a 6 mm átmérőjű sablon 930 mW/cm^2-re, a leadott energiát pedig a minták tetején 18,6 és 37,2 J/cm^2-re csökkentette. A

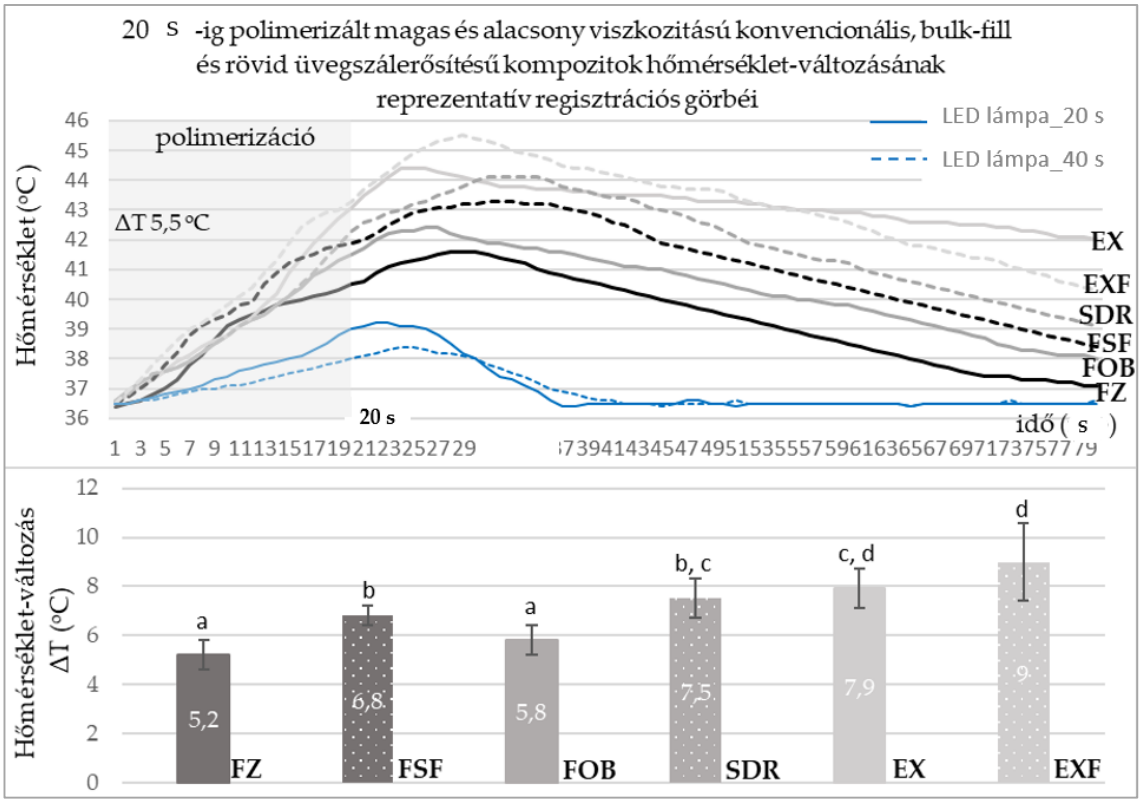
kavitást szimuláló üres 2 és 4 mm mély sablonon keresztüli megvilágítás során a sugárterhelés 42%-kal (13,5 J/cm^2 ± 0,1) és 63%-kal (8,7 J/cm^2 ± 0,1) csökkent. A polimerizációs lámpa a 2 mm mély, üres sablonon keresztül 20 és 40 s expozíciós idő esetén 2,7 és 5,1 °C-kal emelte a pulpális hőmérsékletet. A hőmérsékletek közti különbség statisztikailag szignifikánsnak bizonyult ($p < 0,01$). A hőmérséklet-változás szignifikánsan kisebb volt a 4 mm mély, üres sablon esetén (1,9 °C), mint a 2 mm-es sablont alkalmazva (2,7 °C) ($p < 0,01$). A vizsgált kompozitok átlagos hőmérséklet-emelkedését, a hőmérsékleti csúcs eléréséig eltelt időt, és a kiindulási hőmérséklet visszanyeréséig eltelt időt a IV.7.1 táblázat foglalja össze. A polimerizációs lámpa által okozott hőmérséklet-emelkedés a pulpakamrában szignifikánsan alacsonyabb volt, mint a kompozitok által okozott exoterm hőhatás. Az exoterm reakció mértékét megbecsülhetjük, ha a LED lámpa által leadott hőt kivonjuk a kompozitok polimerizációja közben keletkezett hőből. Így az exoterm hőmérséklet-változás a vizsgált anyagokban, 2mm dentinen keresztül a következőképpen alakult: EverX Flow/4mm (6,3 °C) > EverX Posterior/4mm (5,2 °C) > SDR Flow+/4mm (4,8 °C) > Filtek Supreme Flowable/2mm (4,1°C) > Filtek One Bulk Fill/4mm (3,1°C) > Filtek Z250/2mm (2,5°C). A magas és alacsony viszkozitású hagyományos, bulk-fill és rövid üvegszállal megerősített kompozit által okozott pulpális hőmérséklet-változás a IV.7.1 ábrán látható.

Általánosságban elmondható, hogy 20 s expozíciós idő mellett az alacsony viszkozitású kompozitok szignifikánsan ($p < 0,01$) nagyobb pulpális hőmérséklet-változást idéztek elő, mint a tömöríthető verzióik. A rövid üvegszál-megerősítésű kompozitok jelentősen megemelték a pulpakamra hőmérsékletét.

IV.7.1 Táblázat A vizsgált kompozitok polimerizáció közbeni átlagos hőmérséklet-változása (ΔT), hőmérsékleti maximumig eltelt idő (T_{max}), Tmax-ról a kiindulási hőmérsékletig eltelt idő és standard deviációik (S.D.)

Anyag-csoport	Vizsgált kompozit	T_{exp} (s) / rétegvastagság	Átlagos ΔT (°C) ± S.D.	Átlagos idő (s) T_{max}-ig ± S.D.	Átlagos visszatérési idő (s) ± S.D.
Konvencionális kompozit	Filtek Z250	20 / 2mm	5,2 ± 0,6	28,2 ± 2,6	107,2 ± 4,9
		40 / 2mm	8,5 ± 0,8	49,8 ± 2,9	282,6 ± 5,4
	Filtek Supreme Flowable	20 / 2mm	6,8 ± 0,4	29,8 ± 1,9	95,0 ± 4,6
		40 / 2mm	11,2 ± 1,0	50,8 ± 3,6	220,4 ± 5,1
Bulk-fill kompozit	Filtek One Bulk Fill Restorative	20 / 2mm	4,9 ± 0,3	25,2 ± 2,3	101,8 ± 2,4
		20 / 4mm	5,8 ± 0,6	26,0 ± 2,6	341,6 ± 6,2
	SDR Flow+	20 / 2mm	6,0 ± 1,0	27,4 ± 2,9	98,8 ± 5,3
		20 / 4mm	7,5 ± 0,8	31,0 ± 2,2	310,4 ± 7,4
Rövid üvegszállal megerősített kompozit	EverX Posterior	20 / 2mm	5,8 ± 0,5	24,8 ± 2,8	122,0 ± 6,1
		20 / 4mm	7,9 ± 0,8	24,8 ± 3,1	404,6 ± 5,3
	EverX Flow	20 / 2mm	7,7 ± 0,7	32,8 ± 2,2	112,6 ± 4,9
		20 / 4mm	9,0 ± 1,2	29,2 ± 2,3	384,6 ± 7,6

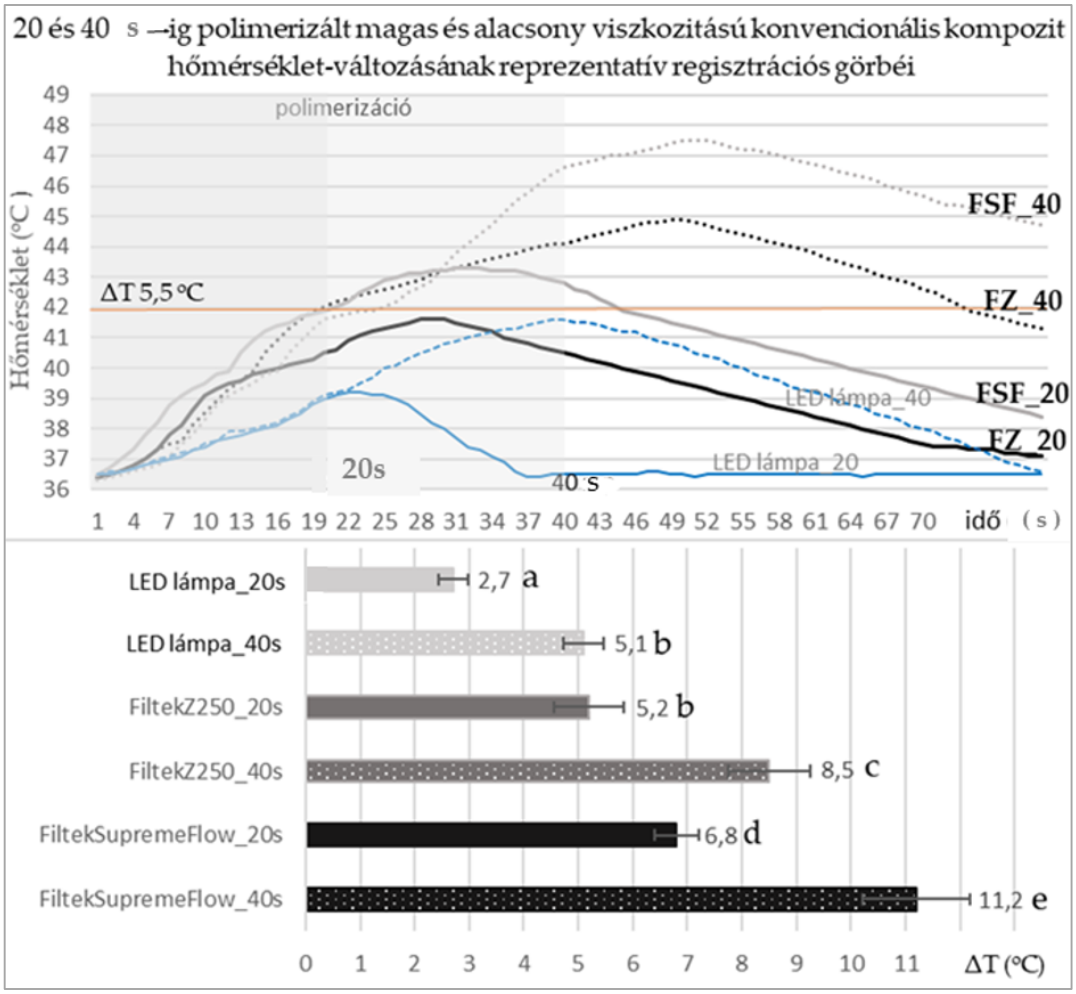
T_{exp} - expozíciós idő (s)



IV.7.1 ábra: 20 s-ig polimerizált hagyományos (2 mm), bulk-fill és rövid üvegszál-megerősítésű tömöríthető és folyékony kompozitok (4 mm) hőmérséklet-változásának reprezentatív görbéi, valamint átlagértékei. Az oszlopok feletti eltérő betűk statisztikailag szignifikáns különbségre utalnak az ANOVA és Tukey-féle tesztek szerint.

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 ($p < 0,01$) rövidebb volt. A hagyományos kompozitok esetén a dupla expozíciós idő hatását is teszteltük (IV.7.2 ábra). A duplájára emelt (40 s) megvilágítási idő szignifikánsan ($p < 0,01$) növelte a hagyományos kompozitok átlagos hőmérsékletét. Az exoterm reakció FZ esetén 3,5 °C, a FSF esetén pedig majdnem a duplája (6,1 °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.

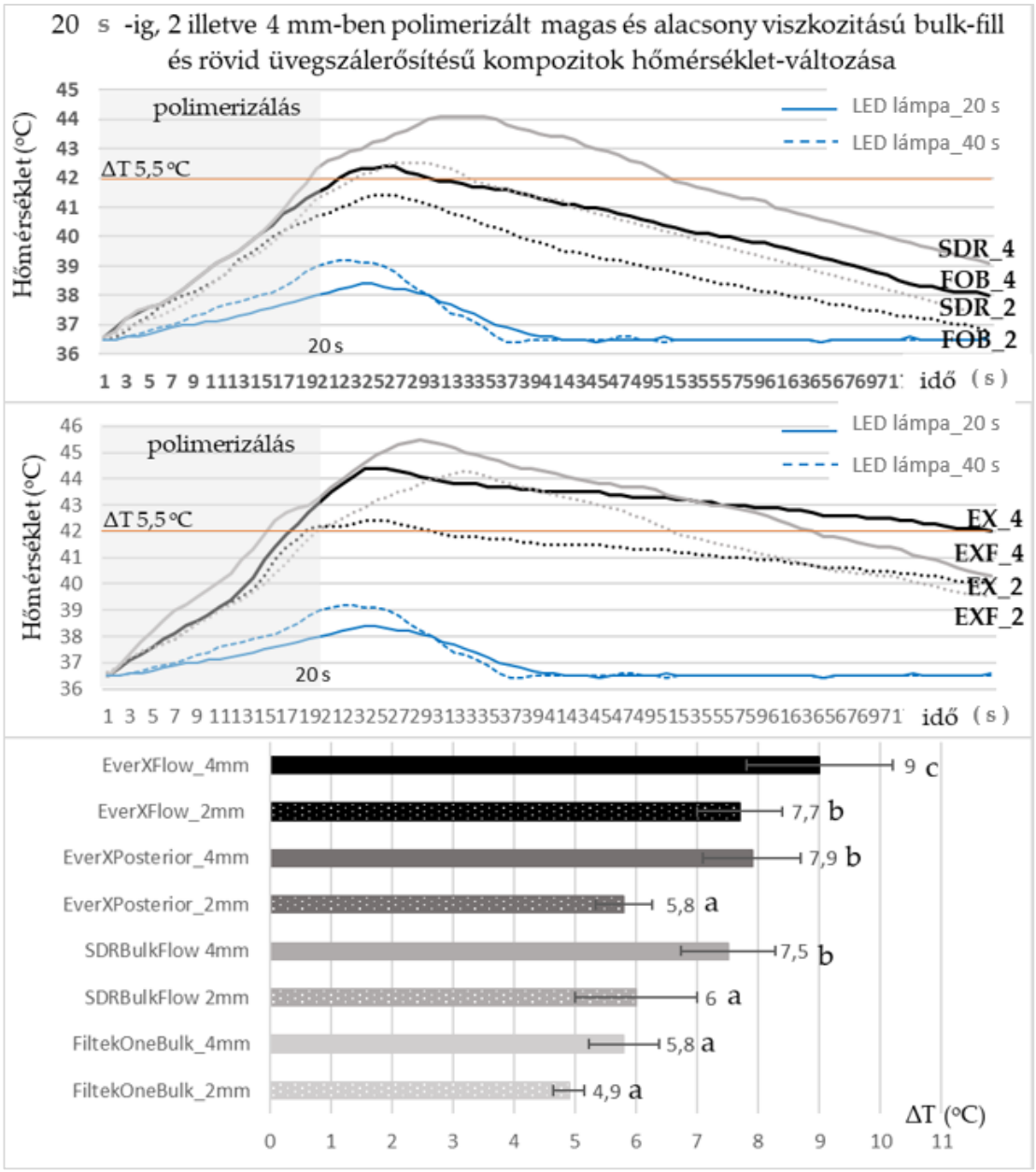
A rétegvastagság hatásának vizsgálatát a bulk-fill és üvegszállal erősített anyagok esetén végeztük el (IV.7.3 ábra). A 4 mm-ben alkalmazott anyagok szignifikánsan nagyobb hőterhelést jelentenek a pulpa számára, főleg a folyékony kompozitok, illetve az üvegszálas anyagok. A fény gyengülésének mértéke a 2 mm-es (EverX Flow 54% < EverX Posterior 56% < SDR Flow+ 73% < Filtek One Bulk 82% = Filtek Supreme Ultra Flowable 82% < Filtek Z250 88 %) és 4 mm-es (EverX Flow 68% < EverX Posterior 71% < SDR Flow+ 89% < Filtek One Bulk 92 %) mintákon keresztül szignifikánsnak bizonyult.



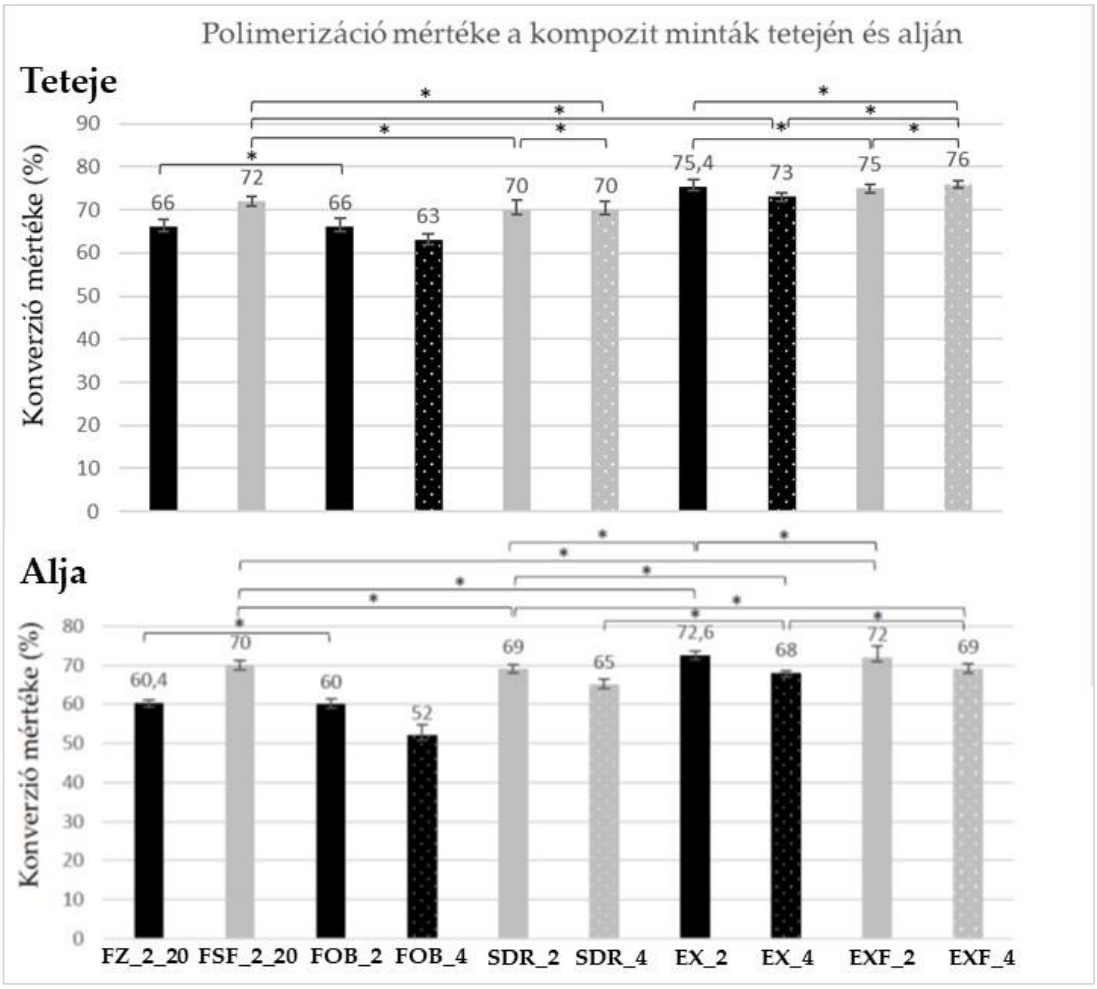
IV.7.2 ábra: 20 és 40 s-ig polimerizált hagyományos tömöríthető és folyékony kompozitok hőmérséklet-változásának reprezentatív görbéi, valamint értékei. Az oszlopok melletti eltérő betűk statisztikailag szignifikáns különbségre utalnak az ANOVA és Tukey-féle tesztek szerint.

A tömöríthető hagyományos (FZ, 20 és 40 s) és az összes 4 mm rétegvastagságban vizsgált minta (FOB, EX, EXF, SDR) tetején szignifikánsan magasabb ($p < 0,05$) polimerizációs fokot lehetett mérni, mint az alján, ami arányos a csökkent besugárzási energiával (IV.7.4 ábra). A legmagasabb konverziót a rövid üvegszálas 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 ($p > 0,05$).

A hatásnagyság vizsgálat alapján az exoterm hőmérséklet-emelkedés és a polimerizáció mértéke főleg anyagfüggő paraméterek. A maximális hőmérséklet eléréséhez szükséges idő nem mutatott szignifikáns ($p < 0,05$) 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.



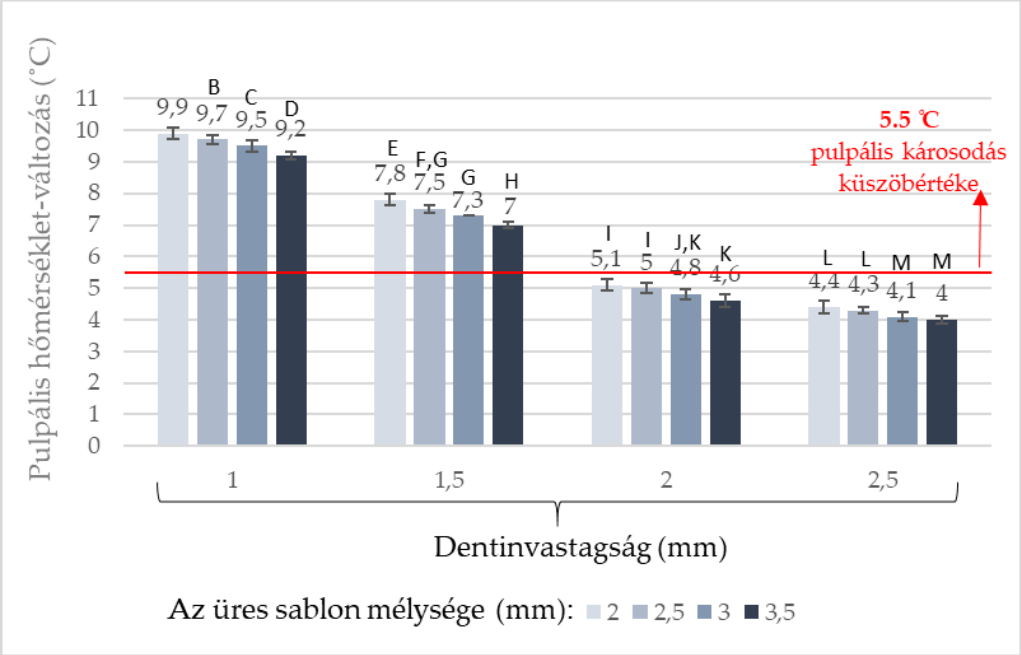
IV.7.3 ábra: 20 s-ig polimerizált, 2 és 4 mm vastag hagyományos, bulk-fill és rövid üvegszál-megerősítésű tömöríthető és folyékony kompozitok hőmérséklet-változásának reprezentatív görbéi, valamint értékei. Az oszlopok melletti eltérő betűk statisztikailag szignifikáns különbségre utalnak az ANOVA és Tukey-féle tesztek szerint.



*IV.7.4 ábra: A 20 s-ig polimerizált csoportok mintáinak tetején és alján mért konverziós értékeinek összehasonlítása ANOVA és Tukey-féle tesztekkel. *jelzés statisztikailag szignifikáns különbségre utalnak.*

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

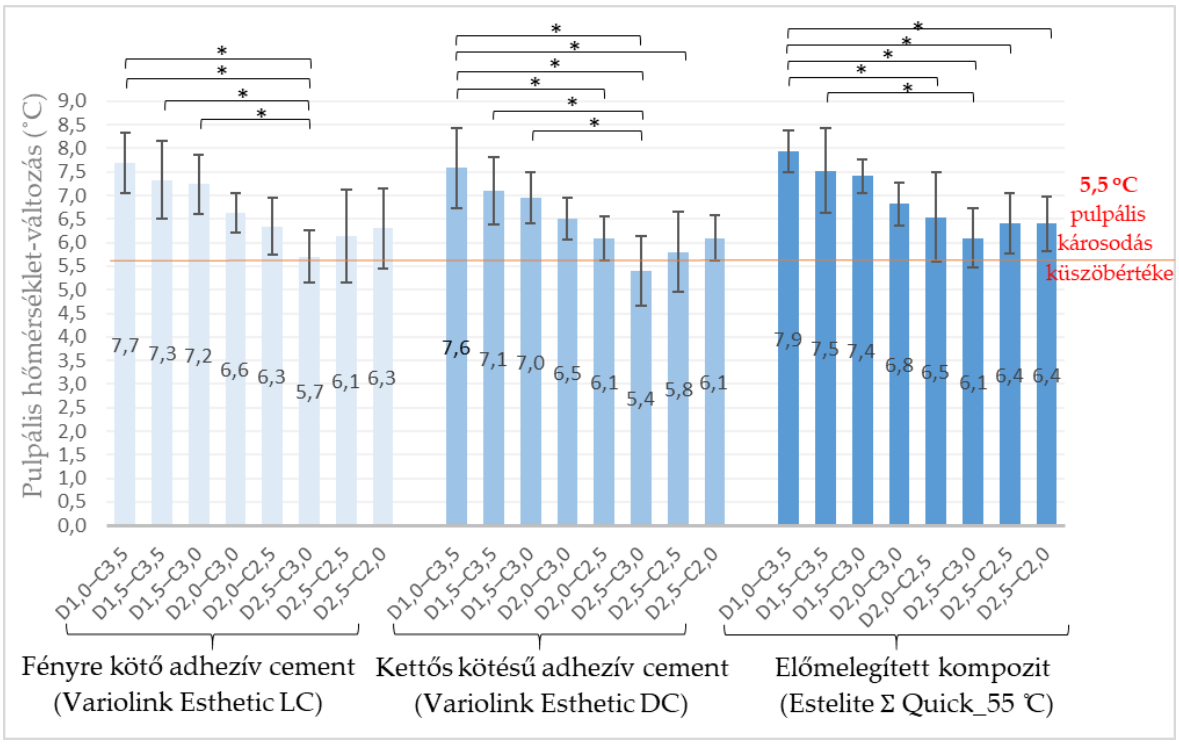
A LED polimerizációs lámpa mért teljesítménye 1550 ± 15 mW/cm^2 volt. A sugárterhelés 40 s expozíciós idővel 62 ± 0,6 J/cm^2 volt. Az üres 2,0 mm, 2,5 mm, 3,0 mm és 3,5 mm mély sablonon keresztül a leadott fényenergia 42%-kal (36 ± 0,4 J/cm^2), 45%-kal (34 ± 0,3 J/cm^2), 48%-kal (32,2 ± 0,3 J/cm^2), illetve 51%-kal (30,4 ± 0,3 J/cm^2) 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%-kal (20,5 ± 0,4 J/ cm^2), 70%-kal (18,6 J/cm^2 ± 0,3), 73%-kal (16,6 ± 0,3 J/cm^2) és 76%-kal (14,9 ± 0,3 J/cm^2). 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 vélt pulpakárosodás küszöbértékét (IV.8.1 ábra).



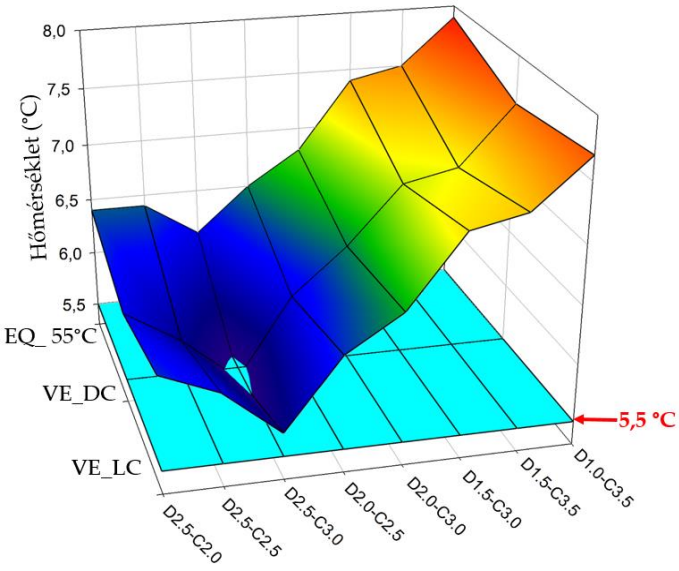
IV.8.1 ábra: A polimerizációs lámpa által okozott pulpális termális változás az üres 2-2,5-3-3,5 mm mély sablonokon keresztül 1-1,5-2-2,5 mm vastag dentin esetén.

A sablonba helyezett ragasztó nélküli kerámiabetétek a 40 s-os 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 °C küszöbértéket. A D1,0-C3,5 dentin-kerámia vastagság mutatta szignifikánsan a legmagasabb értéket (4,1 °C) ($p < 0,001$), míg a legalacsonyabbat (2,3 °C) a legvastagabb dentinnél (D2,5-C3) detektáltuk, bár ez nem különbözött szignifikánsan a D2,0-C2,5 és D2,5-C2,5 mintáknál kapott értékektől ($p = 1,000$). Ragasztóval együtt vizsgálva azonban jelentősen megemelkedett az intrapulpális hőmérséklet a kompozit bázisú anyagok exoterm polimerizációja miatt, meghaladva a küszöbértéket. Míg a ragasztócsoportokon belül az egyes dentin-kerámia vastagság kombinációk között statisztikailag szignifikáns különbségek adódtak, addig az anyagok között szignifikáns eltérést nem találtunk (IV.8.3 ábra). A legkritikusabb értékeket az 1-1,5 mm dentinnél mértük ismét (IV.8.4 ábra).

A hatásnagyság elemzés alapján a dentinvastagság fejtette ki a legnagyobb hatást a termális változásra (F (3, 96) = 6,02; $p = 0,001$), ezt követte a ragasztóanyag típusa (F (2, 96) = 4,29; $p = 0,02$). A *dentinvastagság,* mint független faktor hatása nagynak ($\eta p^2 = 0,16$) az *anyagtípusé* közepesnek tekinthető ($\eta p^2 = 0,08$). Bár az általánosított lineáris modell eredménye szerint a *kerámiavastagság* hatása nem jelentős (F (3, 96) = 2,28; $p = 0,09$), a hatásnagyság vizsgálat közepes befolyást mutatott ($\eta p^2 = 0,07$). A vizsgált független tényezők interakciója jelentéktelen hatású [F (14, 96) = 0,06; $p = 1,0$; $\eta p^2 = 0,009$]. A lineáris görbeillesztési modell lehetővé tette a hőmérséklet-változás előrejelzését a befolyásoló faktorok viselkedésének függvényében. A determinációs együttható a dentin- ($R^2 = 0,47$) és kerámiavastagságra ($R^2 = 0,41$) 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.



*IV.8.3 ábra: Pulpális hőmérséklet-változás különböző dentin- és kerámiavastagságok kombinációi esetén, eltérő ragasztóanyag alkalmazásakor. A * jelzés statisztikailag szignifikáns különbségeket jelez az egyszempontos ANOVA és a Tukey-féle post-hoc teszt szerint.*

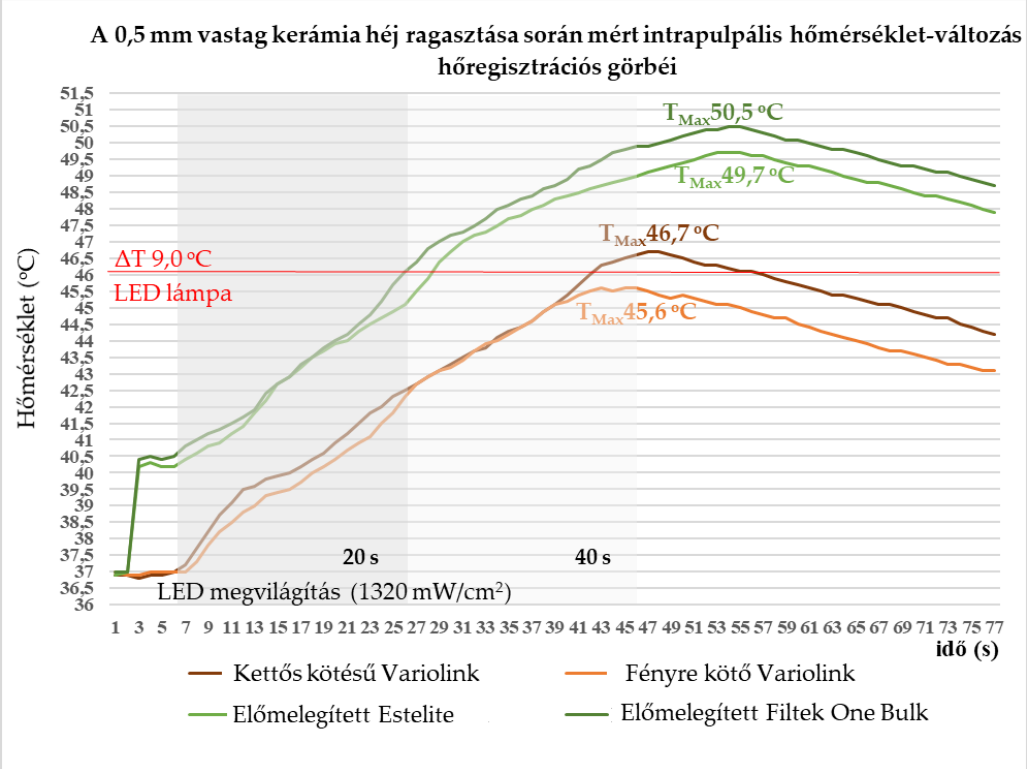


IV.8.4 ábra: A hálóábra jól szemlélteti az egyes ragasztók, mint előmelegített Estelite Sigma Quick (EQ_55°C), Variolink Esthetic LC (VE_DC) és DC (VE_DC), illetve a dentin (D) és kerámia (C) különböző vastagságainak kombinációi okozta intrapulpális termális hatását a polimerizáció során. Az 1-1,5 mm dentinvastagság kritikus a hőemelkedés szempontjából, függetlenül a kerámiabetét vastagságától.

A dentin hőkapacitása 86%-kal nagyobb, mint a kerámiáé, hővezetőképessége viszont körülbelül 24%-kal alacsonyabb.

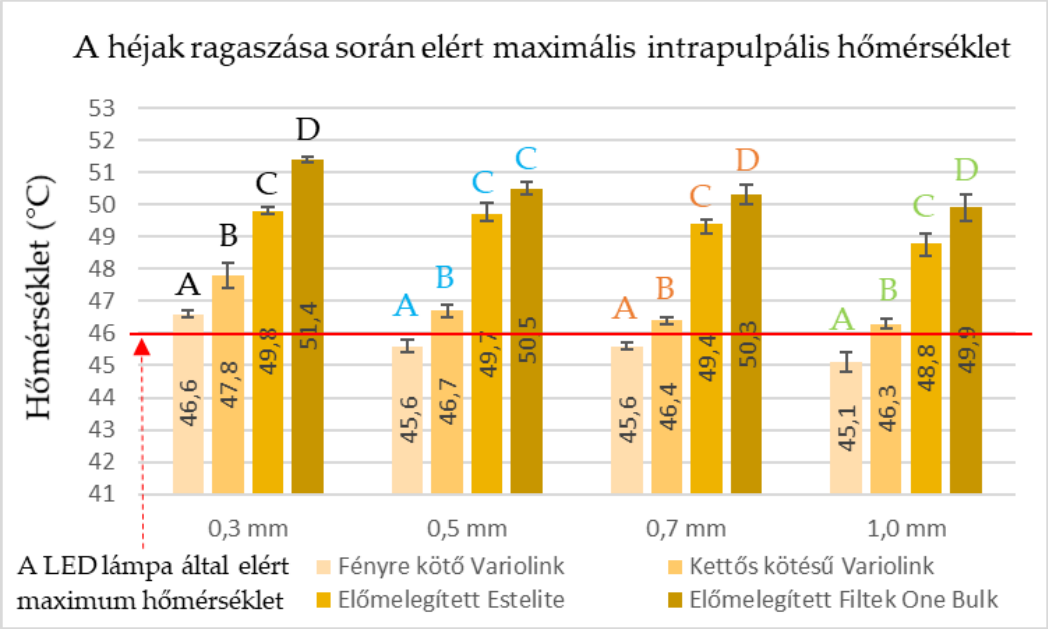
IV.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN

A röntgenfelvételen végzett mérések alapján a maradék dentin-zománc vastagság 2±0,2 mm volt. A LED lámpa sugárzási teljesítménye 1320±10 mW/cm^2. A sugárterhelés csökkenése jelentős ($p < 0,01$) 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 ($p < 0,01$) 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-emelkedés az előmelegített kompozit FOB_55°C ($p < 0,001$) alkalmazásakor volt tapasztalható, amelyet a másik előmelegített restauratív kompozit, az EQ_55°C ($p < 0,001$) követett (IV.9.1 és IV.9.2 ábra). Az előmelegített anyagok között statisztikailag szignifikáns különbséget találtunk, amikor a 0,3 mm-es ($p < 0,001$), 0,7 mm-es ($p = 0,037$) és 1,0 mm ($p = 0,005$) vastagságú kerámia héjakat ragasztottuk.



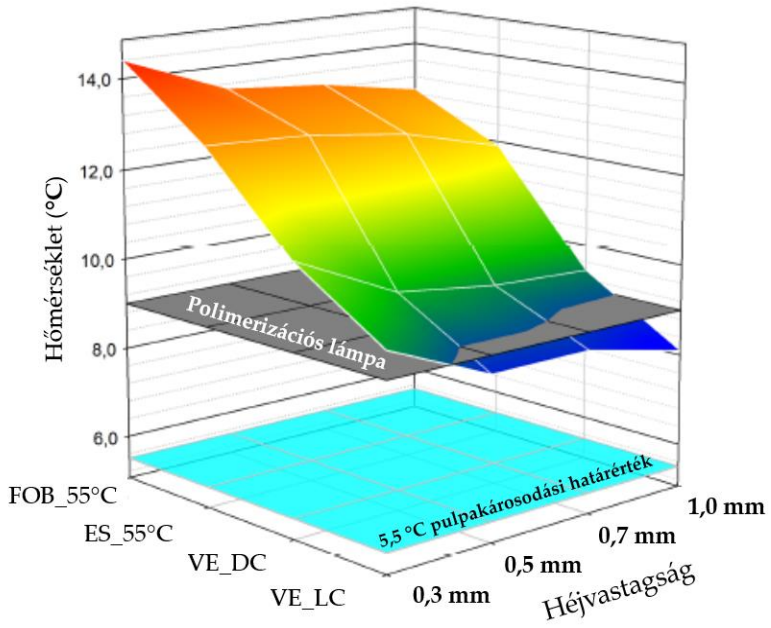
IV.9.1 ábra: Reprezentatív ábra a 0,5 mm vastag kerámia héj ragasztása során mért intrapulpális hőmérséklet-változás hőregisztrációs görbéiről.

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.



IV.9.2 ábra: A 0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm és 1,0 mm vastagságú kerámia héjak kompozit bázisú anyagokkal történő ragasztása során mért maximális pulpális hőmérséklet-változás értékei. Az elérő nagybetűk statisztikailag szignifikáns különbséget jelölnek a ragasztók hőmérsékleti maximuma között ANOVA és Tukey-féle post-hoc tesztek szerint.

A legkisebb termális hatást a fényre kötő adhezív cement (VE_LC) okozta. A ragasztóanyagok által kiváltott intrapulpális hőmérséklet-emelkedés összevetésében minden kerámia vastagság esetén szignifikáns különbségek mutatkoztak ($p < 0,05$), kivéve a két előmelegített kompozitot a 0,5 mm vastag kerámia héj ragasztása során ($p = 0,100$). 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 ($p > 0,05$). A másik előmelegített kompozitnál (FOB_55°C), illetve a kettős kötésű adhezív cementnél (VE_DC) csak a 0,3 mm vastag kerámia esetén tért el a hőemelkedés szignifikánsan a többi vastagsághoz képest ($p < 0,01$). Ezektől eltérően a VE_LC esetén jelentős különbségek ($p < 0,01$) adódtak a hőemelkedésben, attól függően milyen vastag kerámiát ragasztunk, kivéve a 0,5 és a 0,7 mm összevetésében ($p = 1,00$). 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 (IV.9.3 ábra). A ragasztóanyagok közötti összevetést illetően, a kerámiavastagság függvényében, megállapíthatjuk, hogy egyedül a 0,5 mm vastag kerámia héj előmelegített anyagokkal történő ragasztásakor nincs különbség a hőmérséklet-emelkedésben (EQ_55°C vs. FOB_55°C, $p = 0,1$), míg az összes többi összehasonlítás szignifikáns eltéréseket mutatott ($p < 0,05$).



IV.9.3 ábra: Pulpális hőmérséklet-változások különböző vastagságú kerámia héjak adhezív cementekkel (VE_LC és VE_DC) és előmelegített kompozitokkal (FOB_55°C és EQ_55°C) történő ragasztása során. A szürke réteg a polimerizációs lámpa által okozott pulpális hőmérséklet-emelkedést, a világoskék réteg pedig a potenciális pulpakárosodás küszöbértékét mutatja. (SigmaPlot, Systat Software, Palo Alto, CA, USA).

A 4 (*anyag*) × 4 (*héjvastagság*) vegyes ANOVA-modell szerint mindkét független tényező szignifikáns hatást fejt ki a pulpális hőmérséklet-változásra ($p < 0,001$), és a hatásnagyság mindkét esetben nagynak tekinthető (*anyagra* vonatkozó ηp^2 0,96, míg a *vastagságra* vonatkozó ηp^2 0,64). A két tényező kölcsönhatása nem mutatott szignifikáns hatást ($p = 0,28$; ηp^2 0,15). A magas determinációs együttható (anyagtípus esetén $R^2 = 0,872$; vastagság esetén $R^2 = 0,056$) az exponenciális regressziós egyenesekhez való nagyon szoros illeszkedést jelenti.

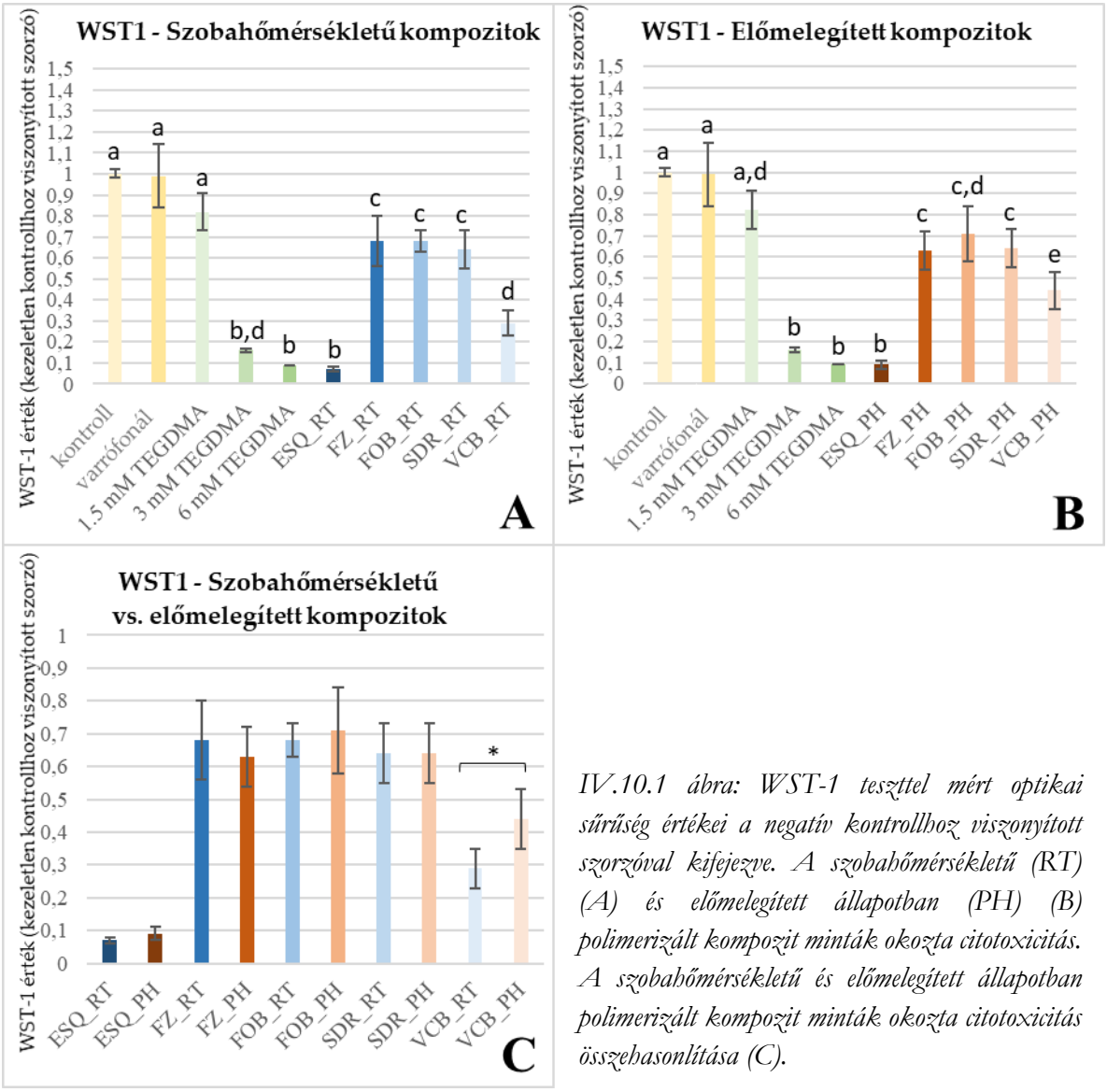
IV.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

A minták méretét tekintve felületük 102,1 mm^2, térfogatuk pedig 78,5 mm^3 volt. A bulk-fill kompozit minták átlagos tömege 167,3 ± 7,1 mg volt, a szobahőmérsékletű és az előmelegített minták közti szignifikáns különbség ($p = 0,42$) nélkül. Ezzel szemben a szobahőmérsékletű, rétegzett hagyományos kompozitok tömege (átlag: 160,8 ± 7,4 mg) szignifikánsan nagyobb volt ($p < 0,001$), mint az előmelegített (átlag: 118,8 ± 5,6 mg) mintáké. A három kolorimetriás sejttoxicitási 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.

WST-1 KOLORIMETRIÁS ÉLETKÉPESSÉGI VIZSGÁLAT

A WST-1 festés a sejtek életképességének statisztikailag szignifikáns csökkenését mutatta 48 órával a kompozit expozíciót követően, minden kompozit típusnál (IV.10.1 ábra). A legrosszabb értéket az ESQ_RT és az ESQ_PH mintáknál tapasztaltuk, melyek a TEGDMA letális dózisainak (3 mM és 6 mM) toxikus hatásával statisztikailag hasonló értékeket ($p > 0,05$) mutattak. Az FZ, FOB és SDR esetében megfigyelt sejtelhalás szignifikánsan nagyobb ($p <$

0,001) volt a negatív kontrollhoz képest, de hasonló volt egymáshoz viszonyítva ($p > 0,05$). A termoviszkózus VCB volt az egyetlen kompozit, melynél a sejtek életképességében szignifikáns csökkenést észleltük a szobahőmérsékletű VCB alkalmazásakor [$t(8) = 3,06$, $p = 0,016$, $CI_{95\%} = 0,03\text{-}0,27$]. A többváltozós varianciaanalízis kimutatta, hogy a sejtek életképessége alapvetően a minta *anyagtípusától* függ ($p < 0,001$), hatása nagynak tekinthető ($\eta p^2 = 0,90$). A polimerizáció előtti *hőmérséklet* hatása azonban nem volt szignifikáns ($p = 0,214$, $\eta p^2 = 0,03$). Az *anyag* x *hőmérséklet* kölcsönhatás szintén elhanyagolható ($p = 0,134$, $\eta p^2 = 0,16$).

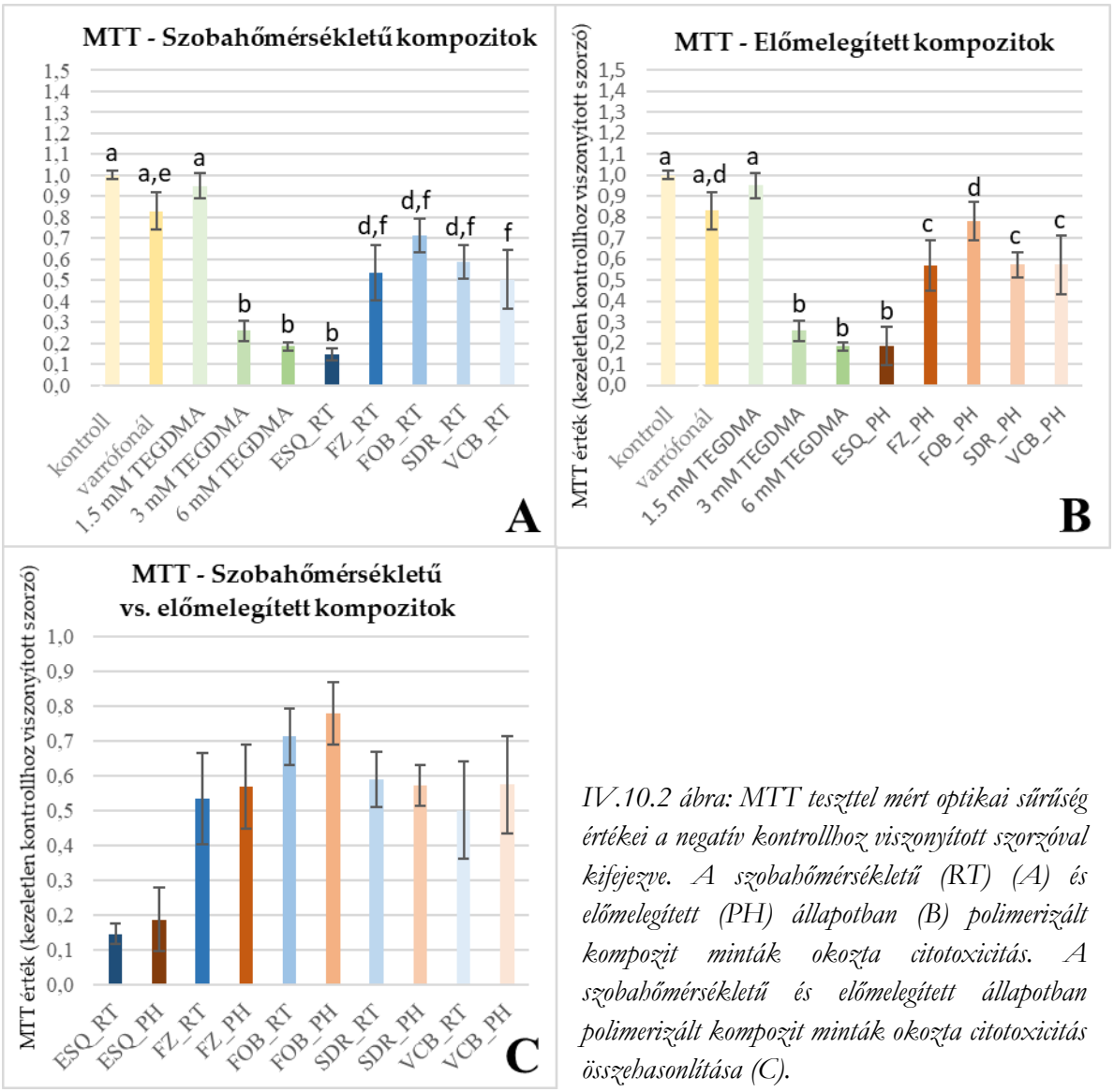


IV.10.1 ábra: WST-1 teszttel mért optikai sűrűség értékei a negatív kontrollhoz viszonyított szorzóval kifejezve. A szobahőmérsékletű (RT) (A) és előmelegített állapotban (PH) (B) polimerizált kompozit minták okozta citotoxicitás. A szobahőmérsékletű és előmelegített állapotban polimerizált kompozit minták okozta citotoxicitás összehasonlítása (C).

MTT KOLORIMETRIÁS ÉLETKÉPESSÉGI VIZSGÁLAT

Az MTT-vizsgálat eredményei (IV.10.2 ábra) 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 legsúlyosabb toxikus hatás, míg a VCB itt a többi vizsgált kompozithoz hasonló eredményt adott. A többváltozós varianciaanalízis az *anyag* hasonlóan nagy hatását fejezte ki ($p < 0{,}001$; $\eta p^2 = 0{,}90$), míg a hőmérséklet ($p = 0{,}214$, $\eta p^2 = 0{,}03$) és kölcsönhatásuk nem volt szignifikáns ($p = 0{,}890$, $\eta p^2 = 0{,}027$).

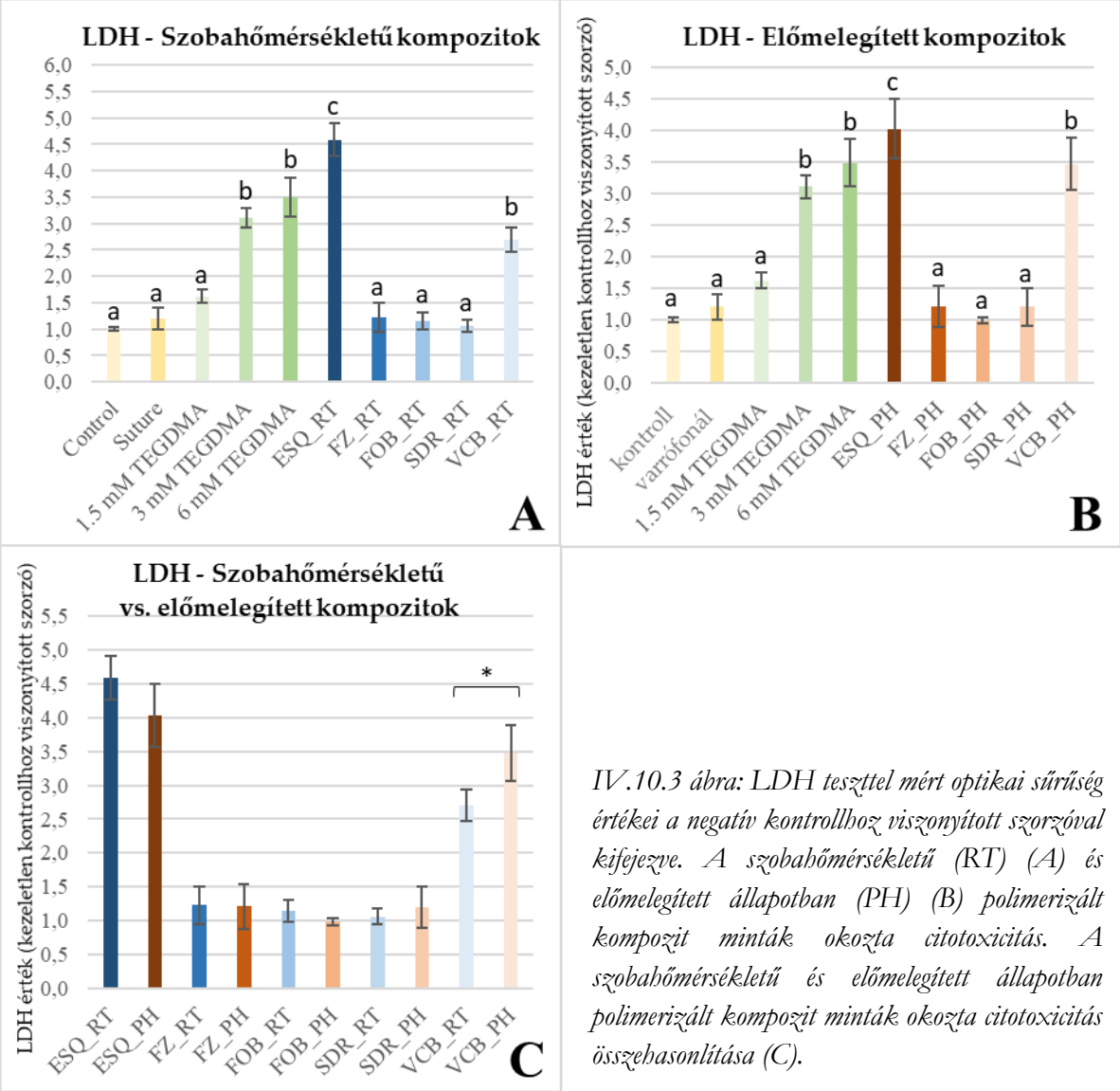


IV.10.2 ábra: MTT teszttel mért optikai sűrűség értékei a negatív kontrollhoz viszonyított szorzóval kifejezve. A szobahőmérsékletű (RT) (A) és előmelegített (PH) állapotban (B) polimerizált kompozit minták okozta citotoxicitás. A szobahőmérsékletű és előmelegített állapotban polimerizált kompozit minták okozta citotoxicitás összehasonlítása (C).

LDH KOLORIMETRIÁS SEJTTOXICITÁSI TESZT

Az LDH-teszt (IV.10.3 ábra) a WST-1 és az MTT-tesztekhez képest részben eltérő eredményeket mutatott. A sejtmembrán integritásának csökkenését tükrözi a laktát-dehidrogenáz enzim fokozott felszabadulása az ESQ és VCB kompozitoknak kitett pulpasejtekből ($p < 0{,}001$). A FZ ($p = 0{,}995$), FOB ($p = 1{,}000$), SDR ($p = 1{,}000$) és a pozitív

kontroll között nem találtunk különbséget. Az ESQ_RT nagy mennyiségű LDH felszabadulást idézett elő, amely szignifikánsan magasabb volt ($p < 0{,}001$) az abszolút letális dózisnak számító 6 mM TEGDMA oldat hatásánál. Az ESQ_PH ($p = 0{,}154$) és a VCB_PH ($p = 1{,}000$) a 6 mM TEGDMA-hoz hasonló eredményeket adott.



IV.10.3 ábra: LDH teszttel mért optikai sűrűség értékei a negatív kontrollhoz viszonyított szorzóval kifejezve. A szobahőmérsékletű (RT) (A) és előmelegített állapotban (PH) (B) polimerizált kompozit minták okozta citotoxicitás. A szobahőmérsékletű és előmelegített állapotban polimerizált kompozit minták okozta citotoxicitás összehasonlítása (C).

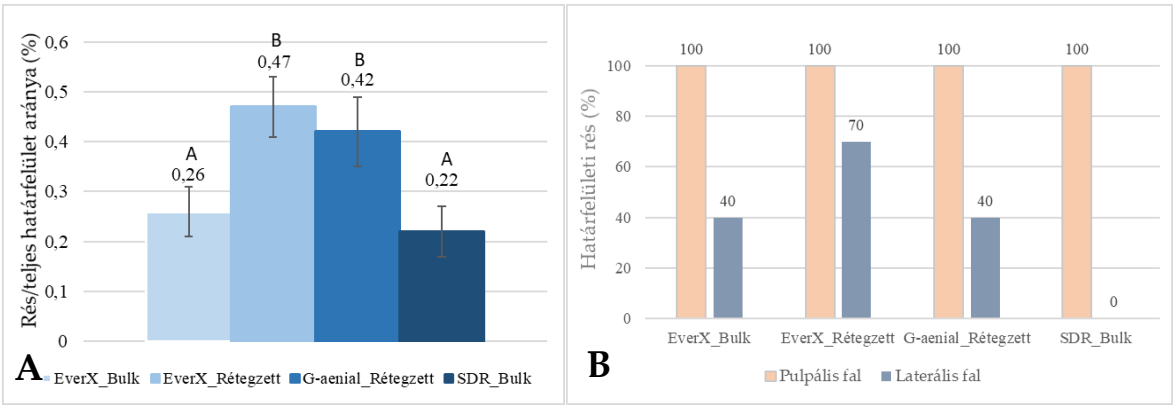
A független mintás t-próbával statisztikailag szignifikáns különbséget [$t(8) = 3{,}55$, $p = 0{,}008$, 95%CI = 0,27-1,26] csak a VCB csoportok között találtunk (RT vs. PH), miszerint ennek az anyagnak az előmelegítése rontja a biokompatibilitást. A kompozit típusa itt is nagy hatást gyakorolt a sejttoxicitásra ($p < 0{,}001$; $\eta p^2 = 0{,}95$), míg a hőmérséklet hatása nem volt szignifikáns ($p = 0{,}995$; $\eta p^2 = 0{,}00$), ellenben az *anyag* x *hőmérséklet* kölcsönhatás itt szignifikáns befolyást mutatott ($p = 0{,}003$, $\eta p^2 = 0{,}30$).

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

BELSŐ ADAPTÁCIÓ ÉS POROZITÁS ÉRTÉKELÉSE

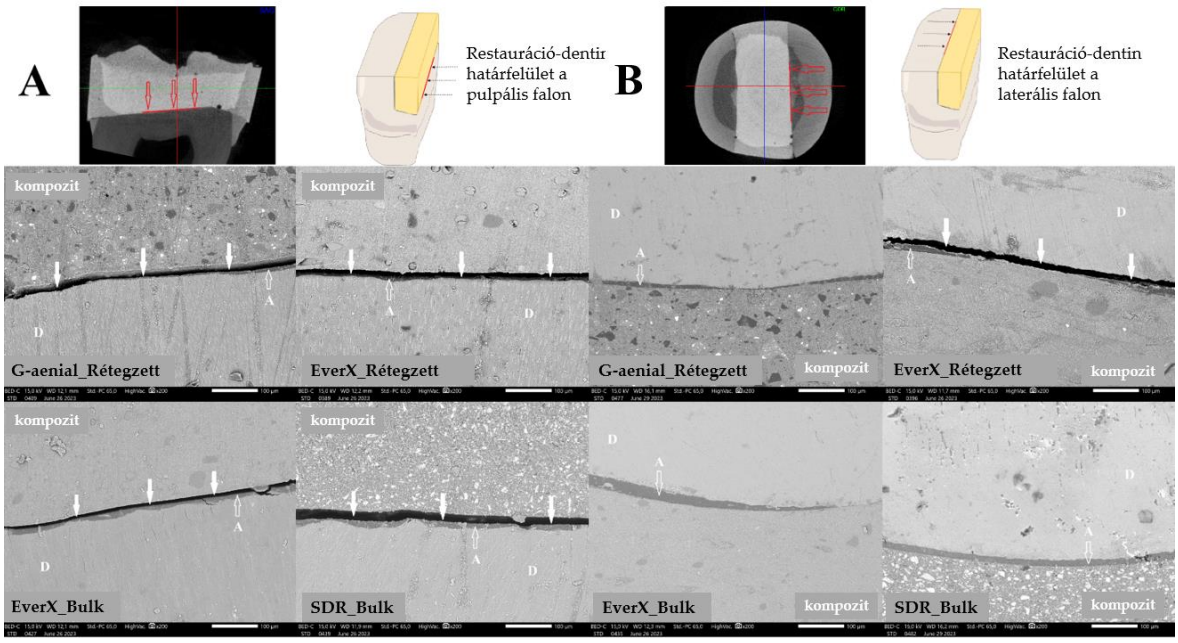
A teljes határfelülethez képest a legnagyobb résképződést a rétegzett EverX mutatta, míg az egyben behelyezett SDR-bulk esetén nagyon kedvező volt a tömőanyag falhoz való illeszkedése. Nem találtunk statisztikailag szignifikáns eltérést a rétegezett [EverX_rétegezett vs. G-aenial_rétegezett: p = 0,124; $CI_{95\%}$: - 0,01–0,11] és a bulk-fill csoportok között (EverX_Bulk vs. SDR_Bulk: p = 0,42; $CI_{95\%}$: - 0,02–0,09). A rétegzéssel behelyezett töméseknél azonban szignifikánsan nagyobb mértékű adhézióvesztést tapasztaltunk, mint az egyben behelyezett töméseknél (EverX_rétegzett vs. EverX_bulk: p < 0,001; $CI_{95\%}$: 0,15–0,27; G-aenial_rétegezett vs. EverX_bulk: p < 0,001; $CI_{95\%}$: 0,11–0,22; EverX_rétegzett vs. SDR_bulk: p < 0,001; $CI_{95\%}$: 0,19–0,30; G-aenial_rétegzett vs. SDR_bulk: p < 0,001; $CI_{95\%}$: 0,14–0,25) (IV.11.1 A ábra). 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 adaptációhiány 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 (IV.11.1 B és IV.11.2 ábra).



IV.11.1 ábra: Az adhézióvesztés miatt kialakult rések aránya a teljes tömés-fog határfelületéhez viszonyítva mikro-CT felvételekkel értékelve (A), illetve az oldalfali és pulpális rés hosszaránya a kijelölt szakasz hosszához képest pásztázó elektronmikroszkópos felvételen mérve (B).

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 rétegezett tömésekben (G-aenial_rétegzett: 0,15%; EverX_rétegzett: 0,17%) statisztikailag szignifikáns mértékben meghaladta a bulk tömésekét (EverX_bulk: 0,11%; SDR_bulk: 0,12%). Az egyszempontos ANOVA és Tukey-féle teszt szerint szignifikáns különbség adódott a G-aenial_rétegzett vs. EverX_bulk (p = 0,011; $CI_{95\%}$: 0,01–0,07), a G-aenial_rétegzett vs. SDR_Bulk (p = 0.045; $CI_{95\%}$: 0.01–0.07), az EverX_rétegzett vs. EverX_bulk (p < 0,001; $CI_{95\%}$: 0,02–0,09) és az EverX_rétegzett vs. SDR_bulk (p = 0,002; $CI_{95\%}$: 0,01–0,08)

között. Azonban a rétegzett csoporton belül sem (p = 0,659; $CI_{95\%}$: - 0,05–0,02) és a bulk csoport esetén sem (p = 0,938; $CI_{95\%}$: - 0,04–0,03) volt szignifikáns különbség.



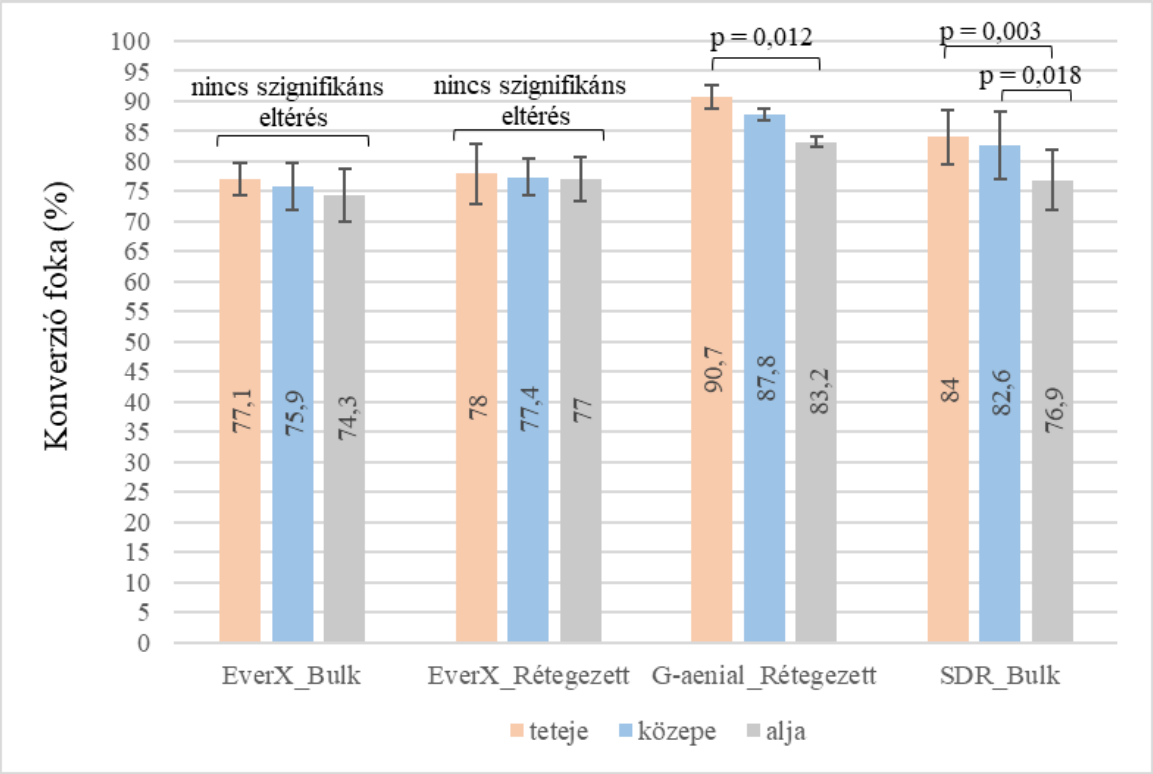
IV.11.2 ábra: Reprezentatív pásztázó elektronmikroszkópos felvételek (200x nagyítás) a rétegzéssel, vagy egyben behelyezett (bulk) kompozit tömések pulpális vagy laterális dentinnel határos felszínéről. A fehér nyilak a határfelületi réseket jelzik (A, adhezív réteg; D, dentin).

Az egyváltozós varianciaanalízis az anyag (kompozit típusa) [F(3,76) = 61,6; p < 0,001] és a töméstechnika [F(1,78) = 166,1; p < 0,001] belső adaptációra kifejtett szignifikáns hatását mutatta ki. A részleges eta-négyzet közepesen nagynak bizonyult (ηp^2 = 0,71 és 0,68). A két független változó interakciója nem volt hatással a résképződésre [F(1,76) = 2,6; p = 0,108; ηp^2 = 0,03].

KONVERZIÓ MÉRTÉKE MIKRO-RAMAN VIZSGÁLATTAL

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 tömés, míg a legalacsonyabbat az EverX_Bulk érte el. Az EverX kompozit mindkét töméstechnikával a tömés teljes mélységében hasonló konverziót mutatott (IV.11.3 ábra). A minta alján és tetején mért konverzió aránya az EverX_bulk töméseknél 96,4%, a rétegzett EverX-nél 98,7% volt, ami igen magas polimerizációs mélységet képvisel. A rétegesen tömött G-aenial aránya (91,7%) hasonlóan alakult, mint a bulk-fill SDR töméseké (91,5%). A konverziós értékek a minták tetején és alján statisztikailag szignifikánsnak bizonyultak a G-aenial ($CI_{95\%}$: 1,5-13,4), illetve az SDR ($CI_{95\%}$: 2,3–11,7) csoportjaiban. Utóbbiban a középső és alsó régió konverziója is szignifikánsan eltért ($CI_{95\%}$: 0,9–10,3). Az EverX csoportokat leszámítva (p = 0,961) a minták tetején és közepén mért konverziós értékek közötti különbség statisztikailag szignifikáns volt (p < 0,05). A minták alján a G-aenial tömés szignifikánsan magasabb konverziót mutatott, mint a többi csoport tömései

(SDR_bulk vs. G-aenial_rétegzett p = 0,008, EverX_bulk vs. G-aenial_rétegzett p < 0,001 és EverX_rétegzett vs. G-aenial_rétegzett p = 0,008).



IV.11.3 ábra: A konverzió mértéke a tömések tetején, közepén és alján (összehasonlítás egyszempontos ANOVA és Tukey post-hoc tesztekkel).

A vegyes ANOVA modell szerint az *anyag* hatásnagysága kifejezett a tömések tetején [F(3,32) = 25,07; p < 0,001], ezt követte a középső régióban mért konverzióra vonatkozó teszt eredménye [F(3,32) = 18,47; p < 0,001], majd a tömések aljáé [F(3,32) = 8,83; p < 0,001]. A részleges eta-négyzet mindegyik régióra vonatkozóan az *anyag* közepesen nagy befolyását jelezte (ηp^2 = 0,70; 0,63 és 0,45). A *mélység* (teteje, közepe, alja régiók), mint konverziót befolyásoló faktor szignifikáns hatást fejtett ki az SDR töméseknél [F(2,24) = 7,66; p = 0,003] és a Gaenial-nál [F(2,24) = 5,04; p = 0,015] közepesen nagy részleges eta-négyzet értékkel (ηp^2 = 0,39 és 0,30). A *mélység* hatása az EverX töméseknél irrelevánsnak bizonyult [EverX_bulk F(2,24) = 1,27; p = 0,298; ηp^2 = 0,09; EverX_rétegzett F (2,24) = 1,13; p = 0,339; ηp^2 = 0,09]. Az összes vizsgált csoportra vonatkozóan a Pearson korrelációs együttható szerint a belső adaptáció és a konverzió közti kapcsolat gyenge és inszignifikáns [r(78) = 0,14, p = 0,228], míg a töméstechnika (bulk vs. rétegzett) erős kapcsolatot mutat a belső adaptációval [r(78) = 0,83; p < 0,001] és gyengét a konverzióval [r(78) = 0,34; p = 0,002]. Mivel a két egyben behelyezett tömőanyag konzisztenciája (EverX tömöríthető, SDR folyékony) eltért egymástól, a Pearson korrelációs tesztet alkalmaztuk a konzisztencia belső adaptációval és konverzióval való kapcsolatára vonatkozóan is. Az eredmények erős összefüggést mutattak az adaptációval [r(38) = 0,86; p < 0,001], míg közepeset

a konverzióval [r(38) = 0,39; p = 0,013]. 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

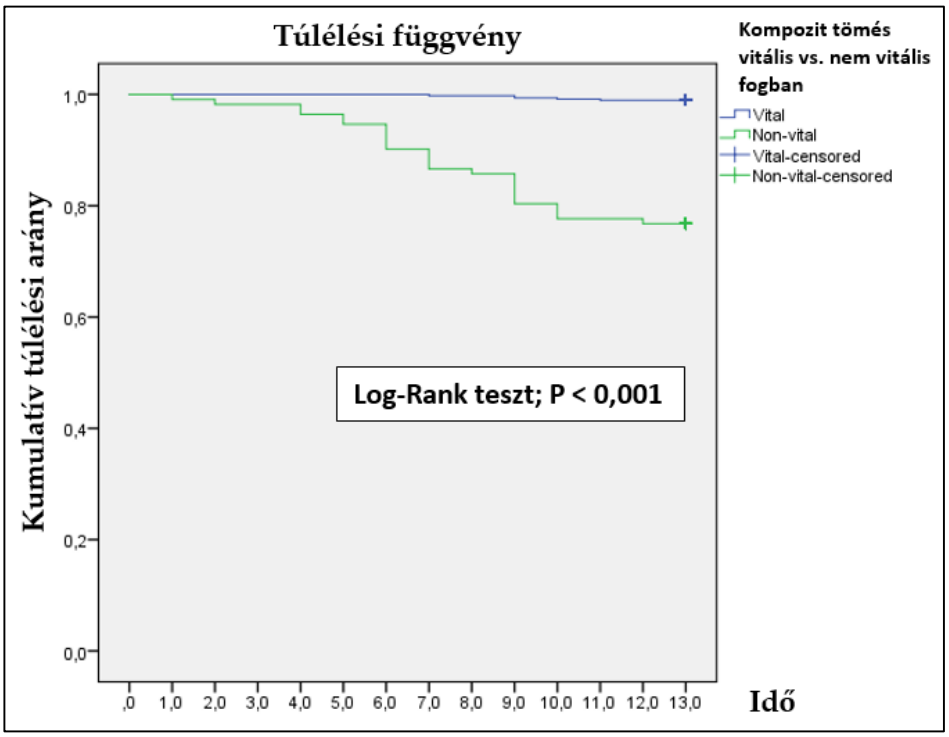
Retrospektív klinikai vizsgálatunkban összesen 597 poszterior II. osztályú direkt kompozit tömést értékeltünk 8,6 ± 2,3 év átlagos megfigyelési idő után. A visszahívási arány 78% volt, a lemorzsolódási arány pedig 66% volt a beválogatási és kizárási kritériumok szerint, így végül 245 páciens direkt kompozit 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. 485 tömés készült vitális és 112 gyökérkezelt fogakba. A vitális fogak töméseiből 5 (1,03%) bizonyult elfogadhatatlannak. A sikertelenség okai között szerepelt a szekunder káriesz és a restauráció törése. A gyökérkezelt fogak töméseiből 26 (23,2%) volt sikertelen, és a sikertelenség okai a következők voltak: vertikális gyökértörés, csücsöktörés, a restauráció törése, szekunder káriesz és adhézióvesztés. A vitális és nem vitális fogak sikertelen restaurációit a 13 éves megfigyelési időszakra vonatkozóan a IV.12.1 táblázat mutatja be.

IV.12.1 Táblázat Vitális és nem vitális fogak sikertelen tömései a 13 éves megfigyelési időszakban

Sikertelenség oka	A sikertelenség bekövetkezésének éve a vitális (V) vs. nem vitális (nV) fogak töméseire vonatkozóan													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	Összes
	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV	V/nV
Vertikális törés	0/0	0/0	0/0	0/1	0/1	0/3	0/3	0/0	0/1	0/1	0/0	0/0	0/0	**0/10**
Csücsöktörés	0/1	0/1	0/0	0/1	0/0	0/0	0/1	0/0	0/1	0/0	0/0	0/0	0/0	**0/5**
Tömés törése	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/1	1/0	0/0	1/0	1/0	0/0	0/0	0/0	**3/1**
Szekunder káriesz	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/1	0/1	0/0	1/4	0/1	1/0	0/0	0/0	**2/7**
Retencióvesztés	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/1	0/0	0/1	0/0	0/1	0/0	**0/3**
Összes	0/1	0/1	0/0	0/2	0/1	0/5	1/5	0/1	2/6	1/3	1/0	0/1	0/0	**5/26**

Minden „C” minősítést kapott restauráció sikertelennek minősült. Az extrakcióval járó vertikális gyökértörést katasztrofális kudarcnak tekintettük, ezért a restaurációt kizártuk a további értékelésből. A vitális és nem vitális fogak töméseinek túlélési görbéjét a Kaplan-Meier görbével ábrázoltuk a sikertelenség időpontjához viszonyítva a 13 év viselési időszakra vonatkozóan (IV.12.1 ábra). Az általános sikeresség a regisztrációs időszak alatt 98,97% volt a vitális fogak esetében és 76,8% a nem vitális fogak töméseinél. Az éves sikertelenségi arány (annual failure

rate, AFR) vitális fogakban 0,08%, illetve gyökérkezelt fogakban 1,78% volt. A meghibásodások előfordulását (B és C kódok) és a kompozit tömések értékelt változóinak becsült relatív kockázati arányát a IV.12.2 táblázat mutatja (IV.12.2 ábra).



IV.12.1 ábra: Kaplan–Meier túlélési elemzés a vitális és gyökérkezelt fogak kompozit töméseinek összehasonlításával.

IV.12.2 Táblázat A meghibásodások (B, C kódok) előfordulása, becsült relatív kockázata és 95%-os konfidenciaintervalluma (CI) a kompozit restaurációk értékelt változóira vonatkozóan a vitális (V) és a nem vitális (NV) fogak esetén.

Változó	*Meghibásodás előfordulása*		*Becsült relatív kockázat*	*95% CI*		*P-érték*
	I. csoport (V)	*II. csoport (NV)*		*Alsó*	*Felső*	
Szekunder káriesz	0,4	6,3	13,1	3,3	51,6	< 0,001
Tömés törése	0,6	0,9	1,4	0,2	14,1	0,749
Csücsöktörés	0	4,5	47,3*	2,6*	849,4*	0,009
Vertikális törés	0	8,9	90,3*	5,3*	1530*	< 0,001
Széli zárás	11,3	33,9	7,2	4,4	11,8	< 0,001
Széli elszíneződés	22,3	31,3	3,5	2,2	5,5	0,045
Retencióvesztés	0	2,7	30,1*	1,5*	578,7*	0,024
Színbeli eltérés	13,2	29,5	4,2	2,3	6,9	< 0,001
Anatómiai forma	15,1	14,3	1,3	0,7	2,4	0,347
Felszíni simaság	3,5	15,2	6,5	3,2	13,3	< 0,001

Fisher Exact teszt. P ≤ 0,05 szignifikánsnak minősült. a megbízhatatlan relatív kockázati értékeket jelzi, mivel az I. csoportban a kudarcok száma nulla volt.*

IV.12.2 ábra: 12 éves kétfelszínű kompozit tömések a 1.4, 1.5 és 1.6 vitális fogakban (a) és 2.6 gyökérkezelt fogban (b). 13 éves kétfelszínű tömések a 3.6 gyökérkezelt és 3.7 vitális fogakban (c), valamint 10 éves háromfelszínű tömés a 4.6 vitális fogban (d). A gyökérkezelt fogak tömései az azonos korú vitális fogba készült tömésekhez képest nagyobb kopást, széli rést és elszíneződést mutatnak.

A gyökérkezelt fogak esetében a csücsöktörés becsült valószínűsége 4,5% ($CI_{95\%}$ = 0,02-0,1), a vertikális gyökértörés esetén pedig 8,9% ($CI_{95\%}$ = 0,05-0,16) volt. A IV.12.3 táblázatban a Cox-regressziós modell az értékelt kockázati tényezők gyökérkezelt fogak töméseinek túlélésére gyakorolt hatását mutatja be.

IV.12.3 Táblázat A vizsgált kockázati tényezők gyökérkezelt fogak töméseinek túlélésére gyakorolt hatására vonatkozó Cox-regressziós modellje

Változó	*Kockázati hányados*	*95% CI*		*P-érték*
		Alsó	*Felső*	
Nem (nő vs. férfi)	0,1	0,3	4,9	0,722
Tömés mérete (MO,OD vs. MOD)	1,4	0,4	5,3	0,663
Tömés kora (6-9 vs. 10-13 év)	1,2	0,9	1,6	0,215
Fogtípus (premoláris vs. moláris)	1,3	0,4	4,3	0,637
Fog lokalizációja (felső vs. alsó)	2,1	0,7	6,9	0,213
Okkluzális stressz (van vs. nincs)	37,1	8,4	163,7	<0,001
Fog státusza (vitális vs. gyökérkezelt)	25,3	9,7	66	<0,001

MO, mezio-okkluzális; OD, okkluzo-disztális; MOD, mezio-okkluzo-disztális

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

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 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 vizsgálati csoportok jellemzőit a IV.13.1 táblázat mutatja, figyelembe véve az azonos pácienshez tartozó fogak tulajdonságai közötti lehetséges korrelációt.

IV.13.1 Táblázat A vizsgálati csoportok jellemzői, n (%)

Változók			*LidiSi restaurációk (n=125)*	*Kompozit restaurációk (n=73)*	*P-érték**
Páciensredetű változó	Nem	Férfi	33 (26,4)	30 (41,1)	**0,039**
		Nő	92 (73,6)	43 (58,9)	
	Átlagéletkor ± S.D.		42,5 ± 7,4	41,6 ± 12,8	0,279
	Nem megfelelő szájhigiéne		29 (23,2)	26 (35,6)	0,397
	Bruxizmus jelenléte		40 (26,4)	41 (56,9)	**<0,001**
Fogeredetű változó	Lokalizáció	Felső	53 (42,4)	22 (30,1)	0,088
		Alsó	72 (57,6)	51 (69,9)	
	Típus	Moláris	98 (78,4)	52 (71,2)	0,258
		Premoláris	27 (21,6)	21 (28,8)	
	Státusz	Vitális	104 (83,2)	57 (78,1)	0,374
		Gyökérkezelt	21 (16,8)	16 (21,9)	
Restauráció eredetű változó	Kiterjedés	Inlay	15 (12,0)	6 (8,2)	0,105
		Onlay/Overlay	110 (88,0)	67 (91,8)	
	Életkor	< 10 éves	89 (71,2)	54 (74,0)	0,674
		≥ 10 éves	36 (28,8)	19 (26,0)	

**Wald Chi-négyzet teszt. P ≤ 0,05 érték statisztikailag szignifikáns.*

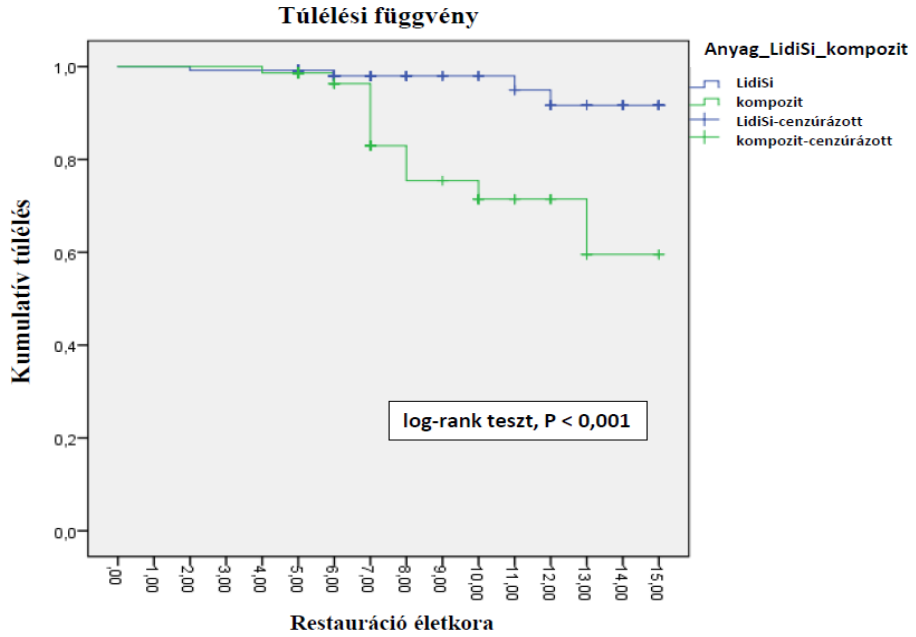
A restaurációk túlélése a regisztrációs időszak alatt 92,4% volt (LidiSi 96,8%; kompozit 84,9%). A 198 restaurációból 15 volt sikertelen, így a teljes sikertelenségi arány 7,6%. A LidiSi restaurációk sikertelenségi aránya 3,2%, míg a kompozitoké 15,1% volt. Az egy évre vonatkoztatható sikertelenségi arány (annual failure rate, AFR) 0,5% volt (LidiSi 0,2%; kompozit 1,0%). A sikertelenség oka mindkét restaurációtípus esetében a szekunder káriesz (2/198 = 1,0%), a restauráció (onlay csücsök) törése (4/198 = 2,0%) és endodonciai szövődmény (3/198 = 1,5%) volt, míg súlyos marginális résképződés (4/198 = 2,0%) és retencióvesztés (1/198 = 0,5%) csak a kompozit esetén volt megfigyelhető. A fog törését (1/198 = 0,5%) csak a LidiSi

restauráció esetén tapasztaltuk. A 15 éves megfigyelési időszak alatt a vizsgált kritériumok szerint sikertelen LidiSi és indirekt kompozit betéteket a IV.13.2 táblázat mutatja be.

IV.13.2 Táblázat Sikertelen LidiSi és kompozit betétek a 15 éves megfigyelési periódus alatt

Sikertelen vizsgálati paraméter	A LidiSi / kompozit restaurációk sikertelenségének éve															
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	Összes
Széli résképződés	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**0/4**	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**0/4**
Restauráció törése	0/0	0/0	0/0	**0/1**	0/0	0/0	0/0	**0/1**	0/0	0/0	**1/0**	0/0	**0/1**	0/0	0/0	**1/3**
Fog törése	0/0	**1/0**	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**1/0**
Szekunder káriesz	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**0/1**	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**1/0**	0/0	0/0	0/0	**1/1**
Retencióvesztés	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**0/1**	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**0/1**
Endodonciai komplikáció	0/0	0/0	0/0	**0/1**	0/0	**1/0**	0/0	0/0	0/0	**0/1**	0/0	0/0	0/0	0/0	0/0	**1/2**
Összesen	0/0	**1/0**	0/0	**0/2**	0/0	**1/1**	**0/4**	**0/2**	0/0	**0/1**	**1/0**	**1/0**	**0/1**	0/0	0/0	**4/11**

A LidiSi és kompozit restaurációk túlélési függvényét a Kaplan-Meier-görbével és log-rank teszttel ábrázoltuk a 15 éves használat során a sikertelenség bekövetkeztének időpontjához viszonyítva (IV.13.1 ábra).



IV.13.1 ábra: A LidiSi és indirekt kompozit betétek Kaplan-Meyer túlélési elemzése log-rank teszttel a 15 éves megfigyelési időszak alatt.

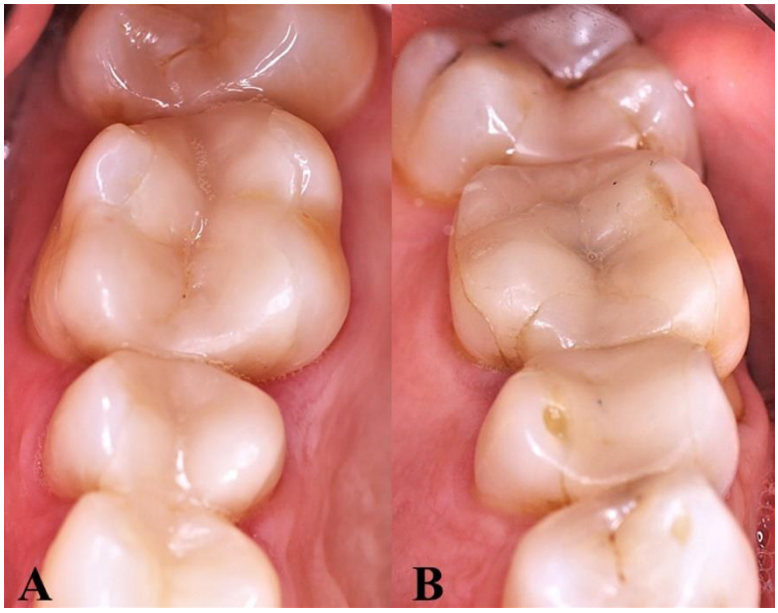
A meghibásodások előfordulását befolyásoló, a páciens-, fog- és restaurációeredetű kockázati tényezők bináris logisztikus regressziós elemzését a IV.13.3 táblázat mutatja be.

IV.13.3 Táblázat Az értékelt kockázati tényezők hatása a LidiSi és kompozit indirekt restaurációk meghibásodásainak előfordulására

Változó	*Esélyhányados*	*95% CI*		*P-érték**
		Alsó	*Felső*	
Szájhigiéne (nem kielégítő vs. kielégítő)	**2,5**	1,7	3,8	**< 0,001**
Okkluzális stressz jelenléte (igen vs. nem)	**1,9**	1,2	2,6	**0,003**
Fogtípus (moláris vs. premoláris)	1,3	0,8	2,1	0,288
Fog elhelyezkedése (alsó vs. felső)	1,3	0,9	1,9	0,115
Fog állapota (gyökérkezelt vs. vitális)	1,4	0,9	2,2	0,156
Betét anyaga (kompozit vs. LidiSi)	**4,1**	2,8	5,9	**< 0,001**
Betét kiterjedése (onlay/overlay vs. inlay)	1,0	0,4	2,4	0,990
Betét életkora (≥10 éves vs. <10 éves)	**2,0**	1,2	3,2	**0,006**

** Wald Chi-négyzet teszt*
Rövidítések: CI, Confidence Interval, Megbízhatósági tartomány

A meghibásodások előfordulását befolyásolta a pácienssel kapcsolatos faktorok közé tartozó nem kielégítő szájhigiénia és az okklúziós stressz jelenléte, míg a restaurációeredetű kockázati tényezők közül az anyag (kompozit) és a restauráció kora. Ezért amikor a LidiSi és a kompozit restaurációk hibáinak előfordulása közötti különbségeket elemeztük, ezeket a szignifikáns kockázati tényezőket használtuk a többváltozós modellek kontrolljaként. 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 (IV.13.2 ábra). 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. A IV.13.4 táblázat a sikertelenségek (C kód) és az elfogadható eltérések (B kód) összehasonlítását és a kockázatbecslést mutatja be az értékelt kritériumok tekintetében a LidiSi és az indirekt kompozit restaurációk között.



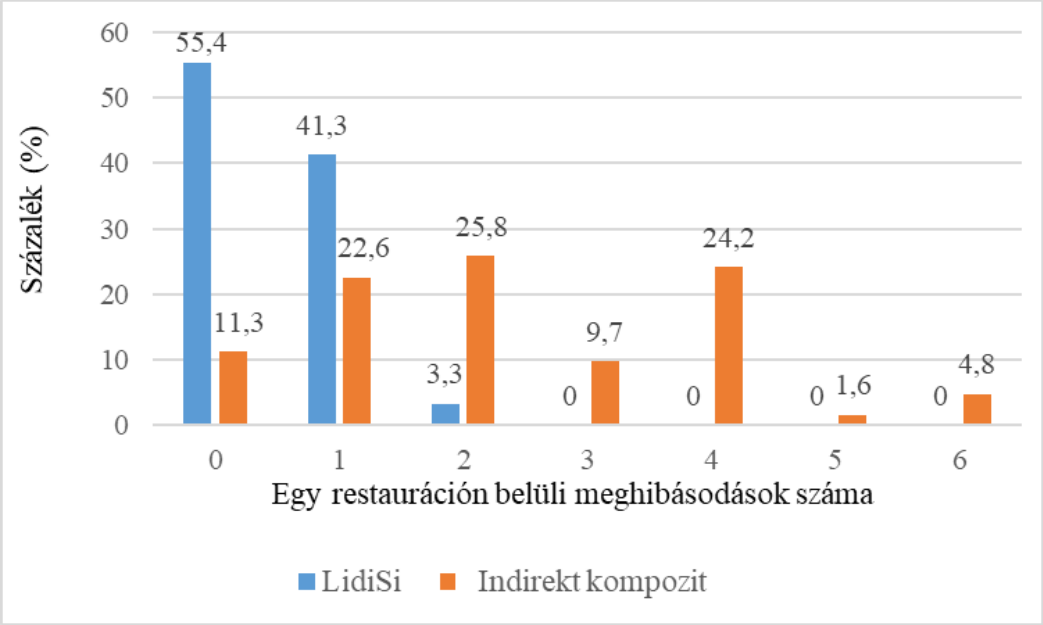
IV.13.2 ábra: A 2.5 és 2.6 fog MOD LidiSi kerámiabetétjein 13 év viselés után nagyon enyhe marginális résképződést figyelhetünk meg (A), szemben egy másik páciens 1.5 és 1.6 fogainak indirekt kompozit betétjeivel, melyek 6 éves viselés után színbeli eltérés és kopás jeleit, valamint széli elszíneződést, résképződést és kohezív törést mutatnak.

IV.13.4 Táblázat Meghibásodások előfordulása (B, C kódok) és kockázatbecslés a LidiSi és az indirekt kompozit betétek értékelt kritériumaira vonatkozóan

Kritérium	*Meghibásodás előfordulása (%)*		*Esélyhányados*	*95% CI*		*P-érték**
	LidiSi	***Kompozit***		*Alsó*	*Felső*	
Széli résképződés	7,2	28,8	**1,19**	1,06	1,34	**0,003**
Széli elszíneződés	38,8	54,8	0,99	0,87	1,12	0,836
Színeltérés	0,0	22,6	**1,13**	1,02	1,25	**0,018**
Felszíni simaság	0,0	58,1	**1,80**	1,58	2,05	**< 0,001**
Anatómiai forma	0,0	61,3	**1,69**	1,48	1,93	**< 0,001**
Kontaktpont	0,0	9,7	**1,08**	1,01	1,15	**0,035**
Betét törése	2,4	6,8	1,04	0,97	1,11	0,230
Fog törése	0,8	0,0	0,99	0,98	1,01	0,316
Retencióvesztés	0,0	1,4	1,01	0,99	1,04	0,311
Szekunder kariesz	0,8	1,4	1,01	0,98	1,05	0,528
Endodonciai komplikáció	0,8	1,4	1,03	0,97	1,08	0,331
Összes sikertelenség	3,2	15,1	**1,14**	1,04	1,24	**0,004**

** Wald Chi-négyzet teszt; CI, Confidence Interval, Megbízhatósági tartomány*

A LidiSi betétek több mint 50%-a túlélte 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.13.3 ábra).



IV.13.3 ábra: Az egy restauráción belül előforduló meghibásodások száma.

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 ±1,4 év volt. A visszahívási arány 79%. A vizsgálón belüli (0,77 és 0,79 kappa érték) és a vizsgálók közötti (0,82 kappa érték) egyezés kiválónak mondható. A restaurációk és a sikertelenségek megoszlását a független változók szerint a IV.14.1 táblázat mutatja. A IV.14.2 táblázat az USPHS kritériumok alapján kapott eredmények összegzését szemlélteti a kompozit típusa, a restauráció mérete és a defektus típusa szerint. 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 esetnél egyszerre két elfogadhatatlan meghibásodás is jelen volt, így az elfogadhatatlan elváltozások száma 21. Az éves sikertelenségi arány az átlagos megfigyelési időszakban 1,43% (0,00-3,34%) volt. A sikertelenség okai között szerepelt a restauráció törése, színeltérés és széli elszíneződés (IV.14.3 táblázat). 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 kiterjesztett Cox-analízis azt mutatta, hogy az Enamel Plus HFO vagy a Filtek Supreme XT használata esetén a sikertelenség előfordulásának ütemében nem volt szignifikáns különbség ($p = 0,704$).

IV.14.1 Táblázat A változók és a sikertelenségek leíró adatai		
Független változók	n (%)	Kudarcok - n (%)
Fog típusa		
Nagymetsző	102 (62,6)	15 (14,7)
Kismetsző	53 (32,5)	4 (6,6)
Szemfog	8 (4,9)	0 (0)
Összes	163 (100)	19 (11,7)
Defektus típusa		
Koronafraktúra	92 (56,4)	14 (15,2)
Diasztéma	71 (43,6)	5 (7,0)
Összes	163 (100)	19 (11,7)
Tömés nagysága		
< 25 %	97 (59,5)	10 (10,3)
25-50 %	48 (29,4)	7 (14,6)
> 50 %	18 (11,1)	2 (11,1)
Összes	163 (100)	19 (11,7)
Kompozit típusa		
Mikrohibrid	85 (52,1)	11 (12,9)
Nanofill	78 (47,9)	8 (10,3)
Összes	163 (100)	19 (11,7)
Tömés életkora		
8 - 10 év	35 (21,5)	3 (8,6)
5 - 7 év	128 (78,5)	16 (12,5)
Összes	163 (100)	19 (11,7)

A IV.14.1 ábra a Kaplan-Meier túlélési görbét mutatja a 2 anyagra vonatkozóan az átlagos megfigyelési időszak alatt.

A Filtek Supreme XT nanofill restaurációk esetén szignifikánsan magasabb volt az elszíneződés aránya ($p = 0,002$) és a színeltérés miatti sikertelenség kockázata 8,3-szor ($CI_{95\%}$: 1,8-38,1) volt magasabb, mint a mikrohibrideké. Eközben az Enamel Plus HFO mikrohibrid tömések gyakrabban törtek ($p = 0,034$) és 3,7-szer volt nagyobb a lepattanás miatti meghibásodás kockázata ($CI_{95\%}$: 0,9-18,9) (IV.14.2 ábra). A restauráció lepattanásának vagy törésének előfordulása a behelyezést követő egy éven belül 57,1% volt ($p = 0,036$; $CI_{95\%}$: 2,1-37,9). 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 előfordulása hasonló volt a vizsgált két anyag esetén (Filtek Supreme XT: 32,1%; Enamel Plus HFO: 32,9%). A defektus típusát ($p = 0,437$; $CI_{95\%}$: 0,09-2,75) vagy a restauráció méretét ($p = 0,395$; $CI_{95\%}$: 0,10-2,47) figyelembe véve a hibák előfordulása nem különbözött szignifikánsan. Nem találtunk összefüggést a fog típusa és a helyreállított defektus típusa között sem ($p = 0,362$; $CI_{95\%}$: 0,50-0,53). Megfigyeltük továbbá, hogy az italfogyasztási szokások, mint a tea/kávé/kóla fogyasztása statisztikailag szignifikánsan gyakrabban vezetett a tömés elszíneződéséhez ($p = 0,005$; $CI_{95\%}$: 0,10-0,67). Azonban sem a dohányzás ($p = 0,732$), sem a bruxizmus ($p = 0,054$) nem befolyásolták egyik meghibásodási forma kialakulását sem (IV.14.4 táblázat), bár ez utóbbinál erős tendencia volt megfigyelhető.

IV.14.2 Táblázat A USPHS-kritériumok szerinti értékelés összefoglalása a kompozit és a defektus típusa, valamint a restauráció mérete szerint

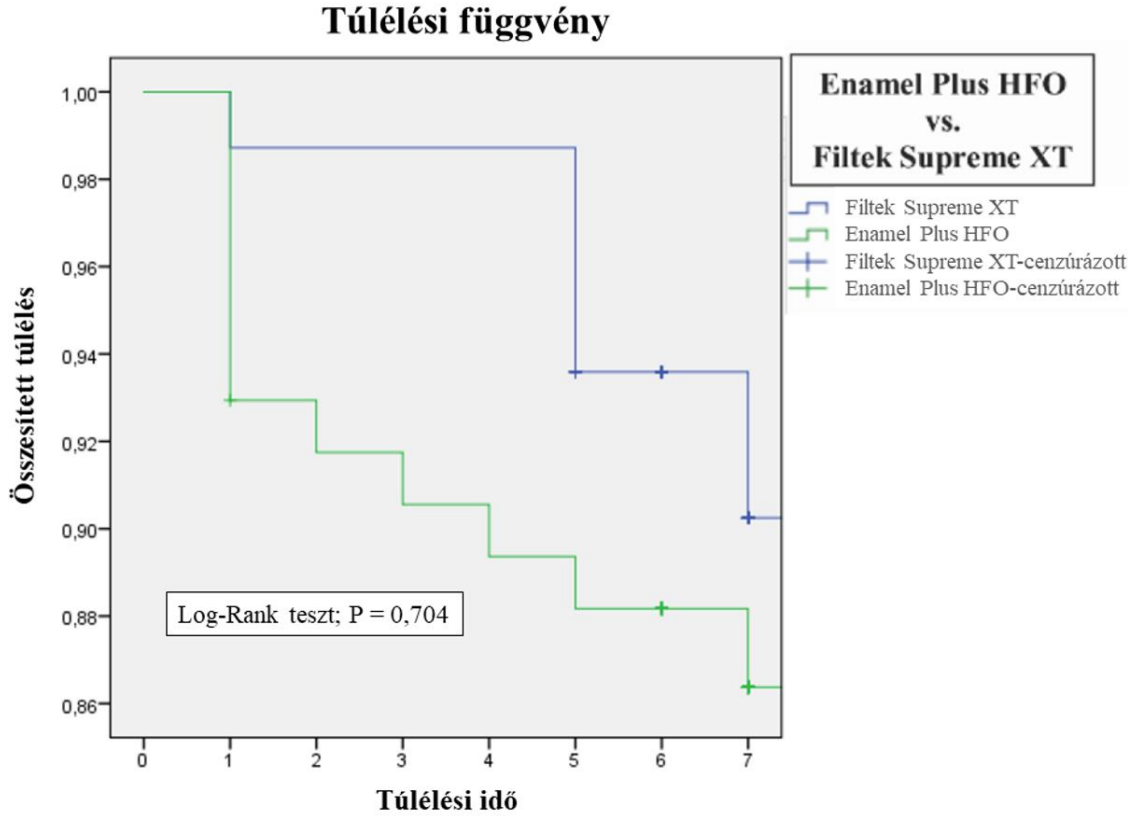
USPHS kritérium	Kompozit típusa		Defektus típusa		Restauráció mérete *		
	Nanofill n=78	Mikrohibrid n=85	Törés n=92	Diasztéma n=71	< 25% n=97	25-50% n=48	> 50% n=18
Széli adaptáció							
0	75	82	86	71	93	46	18
1	3	3	6	0	4	2	0
2, 3 és 4	0	0	0	0	0	0	0
Színeltérés							
0	62	83	83	65	89	43	16
1	7	2	5	4	5	2	2
2	6	0	4	2	3	3	0
3 és 4	0	0	0	0	0	0	0
Széli elszíneződés							
0	71	77	83	67	92	40	17
1	6	8	8	4	5	7	1
2	1	0	1	0	0	1	0
3	0	0	0	0	0	0	0
Felszíni simaság							
0	76	77	88	65	91	46	16
1	2	8	4	6	6	2	2
2 és 3	0	0	0	0	0	0	0
Restauráció törése							
0	75	74	82	67	89	44	16
1	2	5	7	0	7	0	0
2	1	6	3	4	1	4	2
3	0	0	0	0	0	0	0
Fogtörés							
0	78	85	92	71	97	48	18
1, 2 és 3	0	0	0	0	0	0	0
Restauráció kopása							
0	78	85	92	71	97	48	18
1	0	0	0	0	0	0	0
Antagonista kopása							
0	78	85	92	71	97	48	18
1	0	0	0	0	0	0	0
Szekunder káriesz							
0	78	85	92	71	97	48	18
1	0	0	0	0	0	0	0
Posztop. érzékenység							
0	78	84	91	71	97	47	18
1	0	1	1	0	0	1	0
2 és 3	0	0	0	0	0	0	0

*A restauráció kiterjedése a teljes klinikai korona felületére vonatkozóan. A szürke sáv a klinikailag nem elfogadható értékeket mutatja.

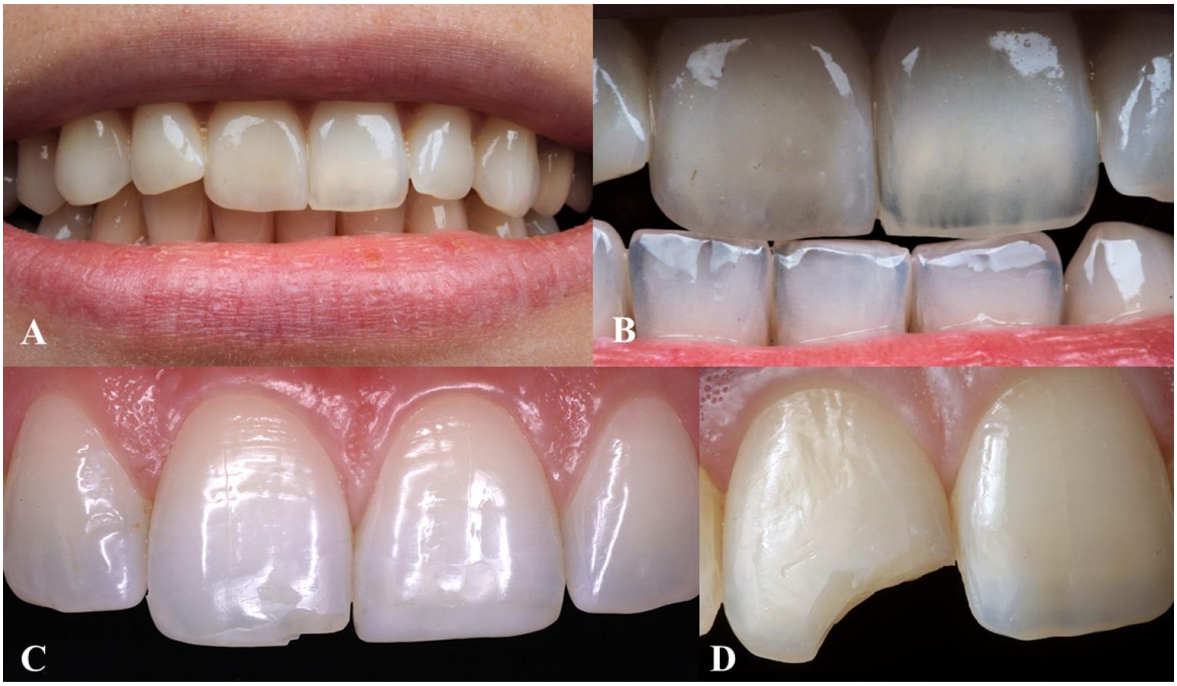
IV.14.3 Táblázat Sikertelen restaurációk megoszlása a 10 éves megfigyelési időszak alatt az anyagtípus és a destrukció típusa szerint

Sikertelenség oka	Kompozit		Defektus típusa		Sikertelenség éve										
	Mikrohibrid	Nanofill	Törés	Diasztéma	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Összes
Restauráció törése	11	3	10	4	8	1	1	1	1	0	1	0	0	1	14
Színeltérés	0	6	4	2	0	0	0	0	4	0	2	0	0	0	6
Széli elszíneződés	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1
Összes	11	10	15	6	8	1	1	1	6	0	3	0	0	1	21 (19)*

*Egy koronafraktúrát helyreállító nanofill tömés két meghibtörés és színeltérés, egy diasztémazáró nanofill tömés pedig színeltérés és széli elszíneződés együttes jelenléte miatt vált sikertelenné. Így az elfogadhatatlan meghibásodások száma 21, ám a sikertelen restaurációk



IV.14.1 ábra: A mikrohibrid és nanofill kompozitból készült tömésekre vonatkozó Kaplan-Meier túlélési görbe.



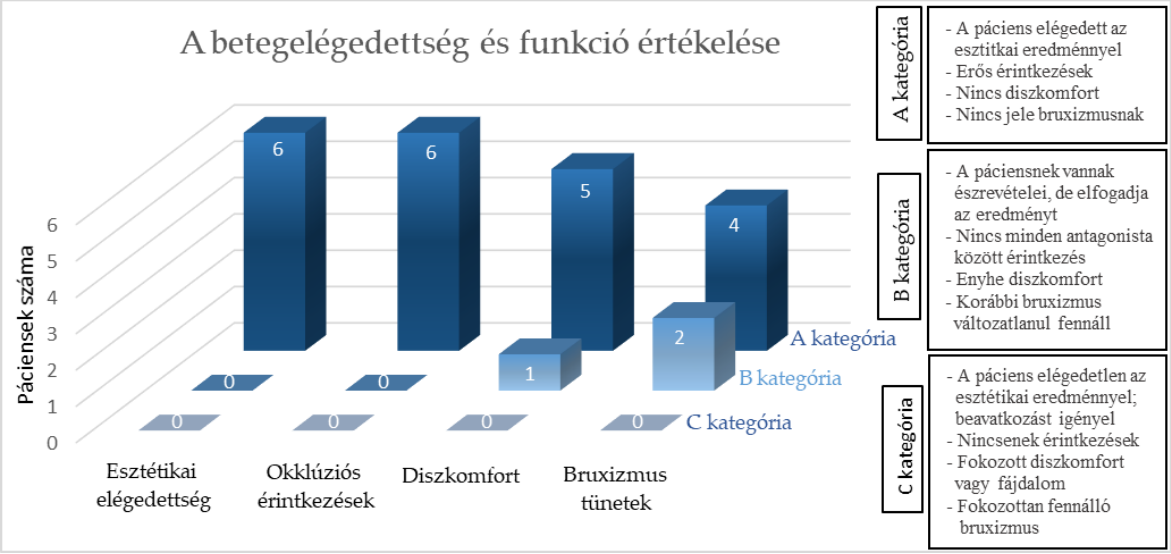
IV.14.2 ábra: A koronafraktúra és diasztéma restaurálására alkalmazott mikrohibrid és nanofill kompozitok leggyakoribb sikertelenségét az elszíneződés és a lepattanás/törés okozta. Az (A) kép a 1.1 és 1.2 fogak 7 éves, koronai fraktúrájának helyreállítására alkalmazott Filtek Supreme XT nanofill kompozit gyakori teafogyasztás miatti elszíneződését szemlélteti, melyet a közeli, magasabb kontrasztarányú fotó még inkább kiemel (B). A (C) képen 1.1 fog éli fraktúrájának helyreállítására alkalmazott Enamel Plus HFO mikrohibrid kompozit 1 év viselés utáni lepattanása, míg a (D) képen egy másik páciens 1.1 restaurációjának 1,5 év viselés utáni nagyobb törése látható.

IV.14.4 Táblázat Kiterjesztett Cox-regressziós elemzés a független változók és a direkt kompozit felépítések sikertelenségeinek korrigált kockázati arányával (hazard ratio, HR).

Független változók	HR	95% CI	*p* -érték
Nem (nő vs. férfi)	1,27	0,35-4,54	0,718
Fog típua (nagymetsző vs. kismetsző/szemfog)	0,48	0,15-1,55	0,219
Defektus típusa (törés vs. diasztéma)	1,94	0,09-2,75	0,437
Tömés mérete (<50% vs. >50%)	0,50	0,10-2,47	0,395
Kompozit típusa (nanofill vs. mikrohibrid)	0,83	0,31-2,22	0,704
Tömés életkora (5-7 vs. 8-10 év)	0,42	0,09-2,03	0,278
Italok (igen vs. nem)	3,87	0,10-0,67	**0,005**
Dohányzás (igen vs. nem)	0,72	0,11-4,83	0,732
Bruxizmus (igen vs. nem)	3,18	0,98-10,29	0,054

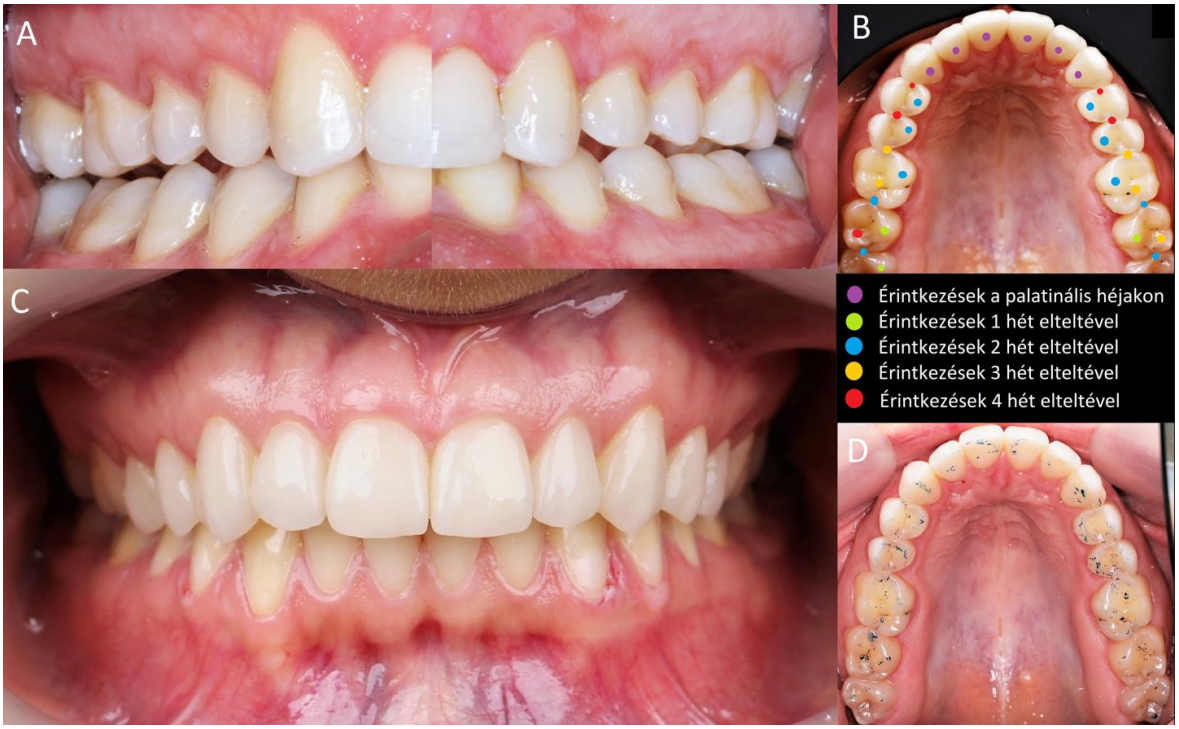
IV.15 LOKALIZÁLT FRONTFOGKOPÁS ADHEZÍV ELLÁTÁSA DAHL-KONCEPCIÓVAL KOMBINÁLVA – 27 HÓNAPOS ESETSOROZAT TANULMÁNY

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 diagnosztiztáltunk. 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. A betegek esztétikai eredménnyel való elégedettségét, a felmerülő kényelmetlenségeket, a moláris érintkezések meglétét, bruxizmussal és temporo-mandibuláris diszfunkcióval (TMD) kapcsolatos problémákat az 5 hetes konzultáció idején a IV.15.1 ábra mutatja.



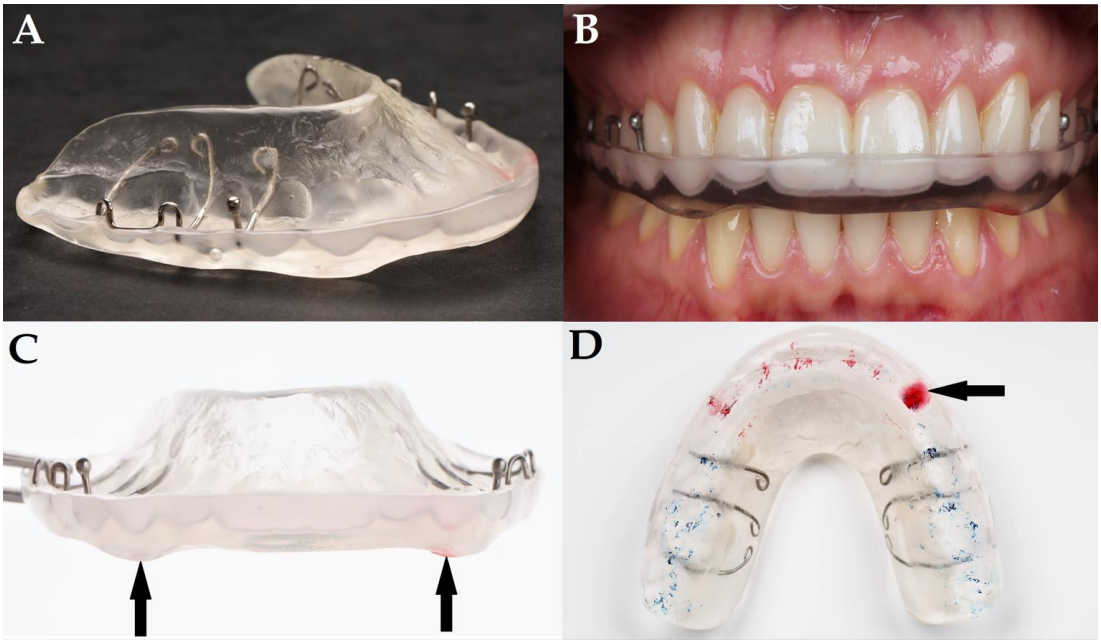
IV.15.1 ábra: Az esztétikai elégedettség, az okklúziós érintkezések progressziója, az esetlegesen fellépő diszkomfort és a bruxizmussal kapcsolatos panaszok is értékelésre kerültek.

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 (IV.15.2 ábra). Közel négy hét elteltével szoros érintkezések alakultak ki a premoláris és moláris fogak között. Minden beteg megszokta az okklúzió új vertikális dimenzióját anélkül, hogy TMD 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 sínt kaptak az öthetes ellenőrzési időszak végén (IV.15.3 ábra).

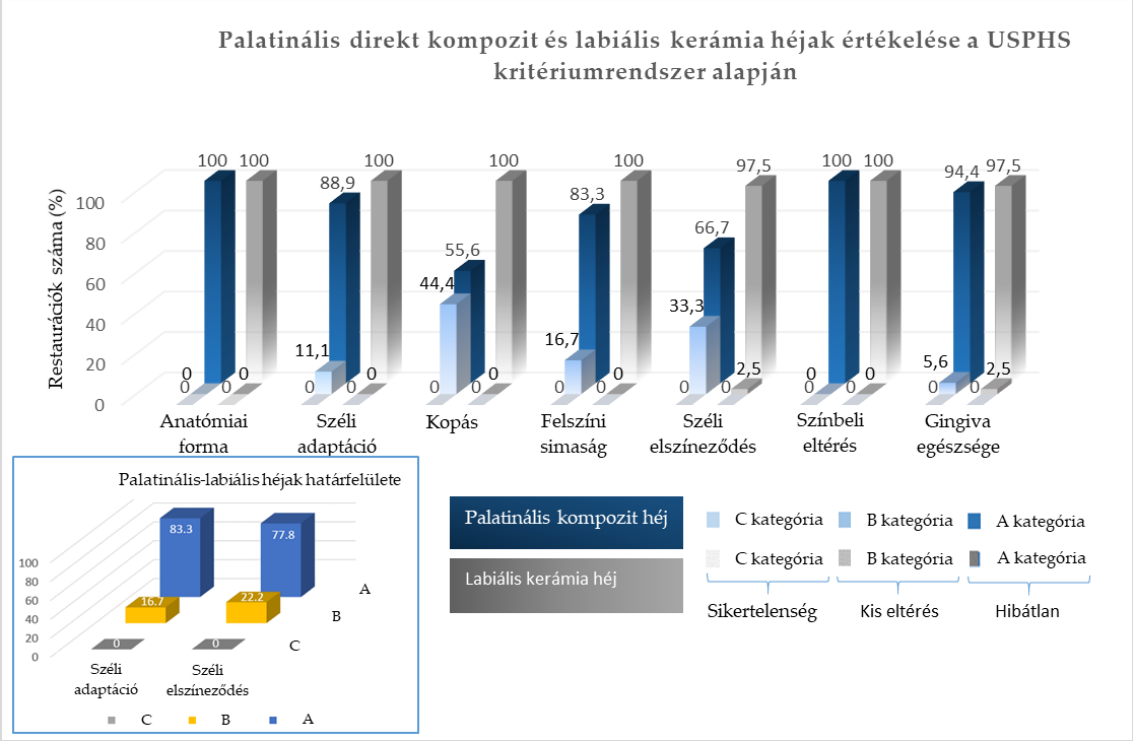


IV.15.2. ábra: A palatinális héjakkal megemelt vertikális dimenzió változása a poszterior fogak diszokklúzióját okozta (A), melynek következtében megindult a fogak kompenzatórikus erúpciója. Mindegyik páciens esetén hasonló volt a fogerupció progressziójának sorrendje (B) és a negyedik hét körül záródott a poszterior interokkluzális térköz (C), szoros antagonista érintkezések kialakulásával (D).

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. A palatinális kompozit héjak és a labiális kerámia héjak USPHS kritériumok alapján történt értékelésének eredményét a IV.15.4 ábra szemlélteti, amely magába foglalja a palatinális-labiális héjak határfelületének minősítését is a széli zárás és a széli elszíneződés tekintetében. 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 (IV.15.4 ábra), 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.



IV.15.3 ábra: A Michigan-típusú, termoplasztikus polimerből készült okkluzális éjszakai sín (A) fedi a felső fogívet (B), és lapos felszíne az alsó fogak egyidejű, egyenletes érintkezését biztosítja (kék okklúziós pontosk a D képen). Az 1-2 mm-es lejtésű anyagtöbblet biztosítja a szemfogvezetést (C, fekete nyilak) és az egyidejű poszterior diszklúziót. Vékony réteg modellgyanta korrigálja a bal oldali szemfogvezetést (D, fekete nyíl).



IV.15.4 ábra: A palatinális direkt kompozit és labiális kerámia héjak értékelő diagramja a USPHS kritériumrendszer alapján, kiegészítve a palatinális-labiális héjak határfelületének értékelésével.

V. MEGBESZÉLÉS

Mindhárom szinten, azaz *in vitro, ex vivo* és *in vivo* végzett vizsgálataink is egyértelműen bizonyítják, hogy a kompozitok általunk is vizsgált tulajdonságait, meghibásodásuk jellegét alapvetően összetételük határozza meg. Ennek megfelelően a klinikai szintű anyagválasztás nem lehet általános, hanem a célnak leginkább megfelelő paraméterekkel bíró kompozitot célszerű alkalmazni.

IN VITRO LABORATÓRIUMI VIZSGÁLATOK

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

A vizsgált folyékony bulk-fill kompozitok mind a monomer-polimer konverziót, mind a reagálatlan monomerek kioldódását tekintve eltértek a 2 mm (negatív eltérés) és 4 mm (pozitív eltérés) vastagságban alkalmazott hagyományos kompozittól, így a nullhipotézist elvetettük.

A kompozitok polimerizációs folyamata - mely meghatározza a mechanikai és biológiai tulajdonságokat – erős függést mutat a monomer kémiai szerkezetétől, a töltőanyag jellemzőitől, a fotoiniciátor koncentrációjától és a polimerizációs körülményektől [99, 306]. Mivel a polimerizációs feltételeket, mint a rétegvastagságot, a besugárzási teljesítményt és az expozíciós időt standardizáltuk, a hagyományos és a bulk-fill kompozitok konverziós értéke közötti különbségek az eltérő összetételnek, azaz főként a mátrix kémiájának és a töltőanyag mennyiségének tulajdoníthatók. Általánosságban elmondható, hogy a bulk-fill kompozitok gyártói képesek voltak javítani az anyagok polimerizációs mélységét hatékony fotoiniciátor rendszerek és megnövelt áttetszőség alkalmazásával [15, 71]. Mivel a fény anyagon belüli penetrációját erősen befolyásolja a közeg áttetszősége [456], a vizsgált bulk-fillek magasabb konverziója a 4 mm vastag hagyományos folyékony kompozithoz képest fokozott transzlucenciájuknak tudható be. Amikor azonban a bulk-fillek konverzióját a 2 mm vastag hagyományos kompozithoz hasonlítottuk, csak az SDR_4mm_20s produkált magasabb konverziós értéket. Vizsgálatunkban a bulk-fillek összevetésében az SDR_4mm_20s szignifikánsan magasabb konverziót ért el, mint az FBF és az XB. Ez utóbbi mutatta a bulk-fillek között a legalacsonyabb konverziót mindkét expozíciós idő esetén. Több kutatással egybehangzó eredményünket az XB magasabb töltőanyag-tartalmával magyarázhatjuk, mely növeli az anyagon belüli fényszórást és akadályozza a polimerláncok növekedését [19, 71, 291, 307, 487]. A mátrixrendszerbe épített fotoaktív modulátor jelenléte és a megnövelt transzlucencia miatt az FBF és XB expozíciós időre vonatkozó gyártói ajánlása 10 s, a polimerizációs egység 550-1000 mW/cm^2 sugárzási teljesítménye mellett, míg az SDR és FUF esetén a javasolt megvilágítási idő 20 s, függetlenül a lámpa teljesítményétől. Ebből kiindulva az 5,5-10 J/cm^2 leadott energiának elegendőnek kell lennie a bulk-fillek megfelelő polimerizációjához. Hagyományos kompozitok esetén 21-24 J/cm^2 energiasűrűséget javasolnak egy 2 mm vastagságú kompozitminta kielégítő konverziójához [312], így a gyártói ajánlásnak megfelelő expozíciós idő nem elegendő a 4 mm-es minták megfelelő polimerizációjához. A rétegvastagság 2 mm-re

csökkentése azonban 61,5%-kal képes volt növelni a polimerizáció mértékét. Az XB és FBF bulk-fillek esetén a megduplázott idő 15,5%-os és 40,7%-os növekedést eredményezett a konverzióban. Eredményeinkkel ellentétben több kutatócsoport is magasabb konverziót figyelt meg az általunk is vizsgált anyagoknál [168, 307, 549]. Ezekben a vizsgálatokban a szélesebb átmérőjű minták magyarázatot adhatnak az eltérésre, hiszen a kompozit felszínének és a fényvezető csőr átmérőjének jobb egyezősége nagyobb átfedést, ezáltal magasabb besugárzási teljesítményt biztosít a fokozott mértékű polimerizációhoz. Hasonlóan a mi eredményeinkhez, a megnövelt expozíciós időt, pozitív hatása miatt, kifejezetten ajánlják mély üregek bulk-fill kompozittal való ellátása esetén [549].

A töltőanyag-mátrix arány mellett a monomerek viszkozitása és reaktivitása is befolyásolja a konverzió mértékét [45]. Vizsgált anyagaink közül a hagyományos folyékony kompozit (FUF) tartalmazza a legnagyobb mennyiségű BisGMA monomert, melynek magas viszkozitása hátrányosan befolyásolhatta a polimerizáció kinetikáját, ezáltal a legalacsonyabb konverziót eredményezve 4 mm-en. A tesztelt bulk-fill kompozitok mind UDMA-alapúak más típusú monomerekkel kombinálva, hiszen a viszonylag nagy molekulatömeget magas kettős kötés koncentrációval és alacsony viszkozitással kombináló monomer magasabb konverziót képes elérni, mint a BisGMA [462]. Az alacsony viszkozitásnak nagy hatása van a szabadgyökök migrációjára, emellett a rugalmasabb monomerek szintén növelik az átalakulás fokát [28]. Bár az UDMA viszkozitása sokkal kisebb, mint a BisGMA-é, ha nagy molekulatömegű BisEMA-val vagy EBPADMA-val keverik, jelentősen korlátozhatja az UDMA monomerek mobilitását, és csökkentheti a reaktivitást [19, 262]. Ez magyarázhatja az FBF és XB bulk-filleknél tapasztalt alacsonyabb átalakulást, ahogyan arról Alshali és mtsai is beszámoltak [19]. Az SDR ugyancsak egy UDMA/EBPADMA-alapú folyékony bulk-fill kompozit, azonban tartalmaz TEGDMA-t, amely szinergista hatással van a polimerizációs sebességre, így jelentősen magasabb konverziót ért el a többi anyaghoz viszonyítva. Ehhez hozzájárul az SDR-ben található UDMA-hoz kapcsolt fotoaktív modulátor, mely együttműködve a CQ fotoiniciátorral, segíti a polimerizációt.

A kompozitokból kioldódó monomerek mennyiségi meghatározásához RP-HPLC-t alkalmaztunk [500], azonban csupán a standardként választott monomerek segítségével beazonosítható komponenseket tudtuk kimutatni, így nem tudunk beszámolni az összes felszabadult komponens minőségégi összetételéről. A monomer elúciót a konverzión túl az oldószer és a kioldott komponensek kémiai jellege is befolyásolja [84, 383]. A szabad monomerek kivonására, mennyiségük meghatározása érdekében 75%-os etanolt használtunk. Hidrofób jellegük miatt a nem reagált monomerek gyorsabban oldódnak etanolban, mint vizes tárolóközegben. Bár a szájüreg inkább vizes oldathoz hasonlítható, az állandóan változó paraméterek, mint a pH, a hőmérséklet vagy az enzimaktivitás alig szimulálhatók kísérleti körülmények között. Eredményeink szerint a konverzió és a kioldódott monomerek mennyisége között szoros korreláció volt a hagyományos folyékony kompozit (FUF) esetében. Ennél a BisGMA/TEGDMA/prokrilátalapú anyag 4 mm-es mintáinál a legkisebb konverzió mellett a legnagyobb mennyiségű kioldott TEGDMA és BisGMA volt megfigyelhető. A 2 mm-re redukált rétegvastagság ötödére (TEGDMA), illetve felére (BisGMA) csökkentette a felszabaduló

monomerek mennyiségét. Az eltérő arányú csökkenés lehetséges oka a monomerek eltérő kémiai természete, molekulatömege és a molekulák reaktivitása lehet [84, 485]. TEGDMA/UDMA-alapú anyagként az SDR is nagy mennyiségű TEGDMA felszabadulást mutatott. Cebe és mtsai vizsgálatukban nem csupán nagyobb mennyiségű eluált TEGDMA-t detektáltak az SDR-ből a többi bulk-fillhez képest, hanem kumulatív mennyisége az idő előrehaladtával nőtt [85]. Ezzel ellentétes eredmények is születtek minimális mennyiségű monomer elúcióval, mely mértéke az idő múlásával gyorsan csökkent [284]. A bulk-fill kompozitok közül az FBF mutatta a legnagyobb arányban felszabaduló UDMA-t és BisGMA-t. Cebe és mtsai hasonlót tapasztaltak, különösen a 30 napos áztatási időintervallumban, melyet az anyag alacsony töltőanyag tartalmával magyaráztak [284]. A bulk-fill kompozitok közül az XB mutatta a legkisebb mértékű kioldódást, annak ellenére, hogy alacsony konverziós fokot ért el. Az alacsonyabb oldhatóság a magasabb (75%-os) töltőanyag tartalomra vezethető vissza. A magas töltöttség csökkenti a vízabszorpció mértékét, ezáltal a szabad komponensek kioldódási arányát [64, 65, 378]. Másrészt a magasabb arányú töltőanyaggal együtt jár a magasabb szilán tartalom, mely pozitív hatással van a töltőanyag és a mátrix közötti határfelületi adhézióra, stabil kötést biztosítva [260, 458]. Ez arra enged következtetni, hogy az elúciós mechanizmus összetett, és nem magyarázható csak az átalakulás mértékével.

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

A 8 mm mély sablon alkalmazásával egy olyan klinikai szituációt kívántunk szimulálni, melyben a szűk üregbemeneten keresztül kell a pulpakamra aljára behelyezett, fényforrástól távol eső kompozitot megvilágítanunk. Azt a polimerizációs módot és kompozit típust kerestük, mellyel kielégítő mértékű konverziót érhetünk el mély üregek esetén is.

Eredményeink alapján a nullhipotézist elvetettük, hiszen az anyag típusa, rétegvastagsága, viszkozitása, az expozíciós idő és az előmelegítés mind befolyásolták a 8 mm mély üreg alján megvilágított kompozitok polimerizációs mértékét.
A gyártó által ajánlott expozíciós idővel (1. csoport) polimerizált 2 mm vastagságban alkalmazható, hagyományos tömöríthető kompozit mutatta a legalacsonyabb konverziót. A vizsgált anyagok közül ennek a kompozitnak van a legnagyobb töltőanyag tartalma (78 tömeg%), amely így a legnagyobb fényelnyelést okozhatja, valamint a polimerizáció terjedését gátolhatja [219]. Bár az anyagtani fejlesztések a bulk-fillek polimerizációs mélységének fokozódását eredményezték, a gyártói ajánlásnak megfelelő expozíciós idővel a bulk-fillek (az SDR kivételével) nem érték el a 2 mm vastagságú hagyományos és poliakrilsavval módosított folyékony kompozitok konverzióját, alátámasztva előző vizsgálatunk eredményét. Minden egyes terméknél fordított korreláció mutatkozott a konverzió és a mélység között, hiszen a minták alján 5-15 %-kal csökkent a polimerizáció hatékonysága (kivéve az SDR-t). Az SDR reaktív gyantarendszere és az üveg töltőfázis egyedülálló kombinációjával kimagasló konverziót biztosít az ajánlott 4 mm-es rétegvastagságban [8, 45, 240, 462]. A 4. csoportban a dupla expozíció 5-15%-kal fokozta a minták tetején a konverziót. A hosszabb megvilágítási idő konverzióra

kifejtett pozitív hatását előző vizsgálatunkban is tapasztaltuk és tárgyaltuk. Jól dokumentált, hogy a leadott energia jelentősen befolyásolja a kompozitok polimerizációját és a kötés mélységét, így a kompozittal közölt energia mértékét a sugárzási teljesítmény és az expozíció időtartamának különböző kombinációival szabályozni lehet [144, 218, 397, 432]. Ezzel szemben Daugherty és mtsai megállapították, hogy a polimerizációs kinetika összetettsége miatt a teljesítmény és az expozíciós idő között nem létezik egyszerű reciprok kapcsolat, ezek a paraméterek egymástól függetlenül is befolyásolhatják a konverzió mértékét és mélységét [130]. Az üreg mélységének növekedése az egységnyi idő alatt a felszínre jutó energia mértékének csökkenésével jár, míg a fény besugárzási teljesíténye, azaz a felszínre jutó fotonok mennyisége exponenciálisan csökken a távolsággal. Ezért, a mélység növelése esetén az elfogadható konverziós fok eléréséhez az expozíció időtartamát meg kell hosszabbítani. A vizsgálatunkban szimulált 8 mm mély, 5 mm bemeneti átmérőjű üreg esetén a megnövekedett távolság miatt közel harmadára csökkent a kompozitra jutó fénymennyiség. Bár a hosszabb expozíciós idő ezt részben kompenzálni tudta, a várttal ellentétben a különböző anyagok konverziója nem volt korrelációban a leadott energiával. Kivételt képez a kompomer (TS), ahol a megduplázott expozíciós idő (80 s) a legjelentősebb leadott energianövekedést (36 J/cm^2) és konverziót (65,6-75,6%) okozta. Bár a hagyományos folyékony kompozittal (FUF) csupán fele akkora energiát közöltünk (18 J/cm^2) mégis hasonlóan magas konverziót ért el a minta tetején. Az SDR és EX bulk-fill kompozitok pedig a 4 mm vastag minta alján is nagyon jól teljesítettek a kevesebb közölt energia (20,4 és 10,2 J/cm^2) ellenére is. Hatékony konverziójuk a korábban említett áttetszőségüknek és reaktív mátrix-rendszerüknek köszönhető. Az SDR polimerizációs kinetikája olyan eredményes, hogy a gyártó által ajánlott megvilágításon (20 s) felüli expozíciós idő nem jár további előnnyel. Az EX-ben található rövid üvegszálak és a gyantamátrix törésmutatója közti hasonlóság lehetővé teszi a fény mélybe való könnyebb penetrációját [204]. Emellett a bulk-fill kompozitok univerzális árnyalatainál a pigmentek hiánya vagy alacsony mennyisége szintén fokozza az anyag áttetszőségét, javítva így a kötés mélységét [187]. Ezzel szemben Ilie nem talált összefüggést a konverzió és a bulk-fillek polimerizációval változó fényáteresztő képessége között [246]. Ezt támasztja alá, hogy bár vizsgált anyagaink közül az FBF rendelkezik a legalacsonyabb töltőanyagtartalommal és a legmagasabb transzlucenciával [343], konverziós foka mégsem érte el a többi anyag szintjét, mely eredményünket más tanulmány is megerősíti [19, 246]. Miután töltelék-rendszere a FUF folyékony kompozitéval megegyező, eltérő konverzióját eltérő mátrix-rendszere okozhatja [19]. Így ennél az anyagnál a gyártó által javasolt rövid expozíciós idő és az ezzel járó alacsony közölt energia nem kedvezett a hatékony polimerizációnak.

Mély és szűk üregek esetén a kedvezőtlen fénypenetráció kompenzálásaként alkalmazhatjuk az előmelegítést, mint a polimerizáció kinetikáját kedvezően befolyásoló eljárást [489]. Vizsgálatunkban mindkét előmelegítési hőmérséklet (35 °C és 55 °C) pozitív hatást gyakorolt a magas viszkozitású kompozitok (FZ, EX) polimerizációs fokára. A 35 °C-os előmelegítési hőmérséklet hatása elsősorban a minták tetején volt figyelemre méltó, és kisebb mértékű, de szignifikáns a minták alján. Az 55 °C-ra történő előmelegítés a minták konverziós értékét a felszínen 20%-kal, a minták alján pedig mintegy 15%-kal volt képes növelni. Ezzel szemben az előmelegítés jelentős negatív hatást fejtett ki a folyékony kompozitokra, mely az alacsony

töltöttségű anyagok gyors hűlésével magyarázható [112]. A kompozit gyors hűlésének oka a melegítő berendezésből eltávolított kompozit környező hőmérséklettel történő hőkiegyenlítése. Míg az előnyös konverzióról beszámoló közlemények sokszor a kályhából eltávolított kompozitot a megemelt hőmérsékleten tartották [109, 110.], addig a valós kezelés fázisai során a kompozit rapid hővesztést szenved [313]. Előkísérletünk során a kompozit melegítőberendezésből való eltávolítása és a polimerizálás közötti 40 s manipulációs idő alatt az 55°C-ra előmelegített anyagok hőmérséklete közel 26 °C-ra csökkent. Hűlés során a polimerizálódó rendszer hőveszteségе egyben a rendszer energiavesztését is okozza, korai üvegesedést eredményezve, ami már nem teszi lehetővé további monomerek nagyszámú beépülését a polimerhálóba. A polimerizáció során egy új monomer láncba történő beépülésével az entrópia folyamatosan csökken, mivel a lánc forgási szabadsága a lánc hosszának növekedésével korlátozottá válik. A negatív entrópiaváltozás pedig gátolja a lánc spontán növekedését a nagyon kicsi vagy pozitív szabadentalpia (Gibbs szabadenergia) miatt. A jelenség bonyolultsága miatt további vizsgálatok szükségesek az eredmények tisztázásához. A magas töltöttségű, viszkózus kompozitok esetén feltételezhető, hogy egyrészt a szervetlen töltőanyag nagyobb térfogattartalma több hőt, ezáltal több energiát tud tárolni, késleltetve így a polimerizáció automatikus leállását (autodecelerációját). Másrészt a funkcionális szilán olyan hibrid vegyület, amely segít leküzdeni a szervetlen töltőanyag és a szerves polimer mátrix hőmérsékleti együtthatójának eltéréséből származó akadályt [403]. A tömöríthető kompozit töltőanyag tartalma, így szilánnal bevont határfelülete nagyobb, ezért az itt kialakuló dinamikus hőegyensúly a mélyebb régiókban is nagyobb exoterm reakciót és sűrű kötésképződést biztosíthat.

A kompozit restaurációk klinikailag elfogadható konverzióját ezidáig még nem határozták meg [186], bár okkluzális rétegek esetén legalább 55%-os konverziós érték javasolt [430, 469]. Vizsgálatunk mintái a mély üreg aljára helyezett első kompozit réteget szimulálják, melyeket klinikai szituációban további rétegekkel borítunk. A megfelelő mértékű monomer konverzió azonban elengedhetetlen az üreg alján is, közel a pulpához vagy approximálisan az ínyszélhez. Eredményeink szerint az 1. csoportban csak az SDR és TS, a 3. csoportban csak az EX és a 4. csoportban a FUF, SDR, EX és TS biztosították ezt a konverziós értéket.

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

A vizsgálatunkban tesztelt két, addíciós fragmentációs molekulával módosított kompozit eltérő megvilágítási protokoll hatására a monomer-polimer konverzióban, monomerkioldódásban, zsugorodásban és porozitásban bekövetkező változását teszteltük. Mivel a vizsgált kompozitok összes vizsgált tulajdonságát befolyásolta a polimerizációs protokoll, az első nullhipotézist elvetettük. A második nullhipotézist sem fogadtuk el, mert a vizsgált tulajdonságok különböztek a két módosított kompozit között. Az AFCT vagy RAFT molekula vezérelt, szabadgyökös polimerizációs folyamatot biztosít végcsoport-funkcionalitás, molekulatömeg és

polimerszerkezet szabályozása révén [346]. Bár a két molekula funkciós csoportja eltér, fő működési elvük megegyezik; előnyeik hasonlóak, mint a fokozott konverzió, mechanikai ellenálló képesség, csökkent zsugorodás és zsugorodási feszültség [346].

Az összetételében nagymértékben hasonló kompozittal (TetricEvoCeram Bulk-Fill, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) összevetve, Ilie és Watts eredményei szerin, a RAFT-módosított TPF 3 s expozíciós idővel, magas kilépési sugárzási teljesítménnyel polimerizálva gyors kezdeti polimerizációs kinetika mellett hasonló tulajdonságokat és konverziót ért el, mint a RAFT-mentes anyag [245]. A kutatópáros a polimerizációs protokolltól függetlenül ~45%-os konverziós értékeket mért. Fontos kiemelni, hogy az előbb említett két kompozit a CQ/amin hagyományos iniciátor rendszer mellett egy germanium-alapú iniciátort (Ivocerin) is tartalmaz, mely gyors iniciációt és nagyon hatékony gyökképződést és terjedést biztosít [245]. A TPF vizsgálatunkban mért 24 órás poszt-polimerizációs konverziós értékei összevethetők a fenti eredményekkel. A minták tetején és alján kapott értékek arányosan nőttek az expozíció időtartamának és a besugárzás növelésével, azonban az eredmények nem mutattak szignifikáns különbséget a vizsgált csoportok mindegyike között. A legalacsonyabb konverziós értékeket a 3 s (39,9%) és az 5 s (44,5%) expozíciónál mértük, 7,5 J/cm^2 és 7,8 J/cm^2 számított sugárterhelésnél. A 10 s (48,5%) és 20 s (50,8%) megvilágításnál szignifikánsan magasabb értékeket detektáltunk. Par és mtsai a rapid (3 s, 10,3 J/cm^2) és konvencionális (10 s, 13,4 J/cm^2) megvilágítási módot vizsgálva 45%-os, illetve 50 %-os konverziós értékekkel megállaptották, hogy a konverzió nem különbözik jelentősen [388]. A TPF_20 csoportban az expozíció időtartama és így a sugárterhelés is megduplázódott (19 J/cm^2), azonban a konverzió különbsége nem volt elegendő ahhoz, hogy statisztikailag szignifikáns eredményt adjon a TPF_10 (9,4 J/cm^2) csoporthoz képest. Marovic és mtsai megállapították, hogy bár a mérsékelt sugárzási kilépés hosszabb expozíció mellett jobb polimerizációt biztosít, a TPF rapid megvilágítási idővel, nagyobb besugárzás mellett is kielégítő konverziót produkált, de bizonyos mechanikai tulajdonságokat negatívan érintett [338].

Bár jól dokumentált tény, hogy a leadott energia növelésével - elsősorban az expozíciós idő meghosszabbításával - magasabb konverziós fok érhető el, eredményeink nem igazolták ezt az állítást a TPF_10 és TPF_20 csoportok között kimutatott konverziós értékek tekintetében [117, 144, 397]. Egyrészt feltételezhető, hogy a 4 mm-es minták mélyebb régióiban 20 s expozíciós idő után az iniciátor kimerülése következhet be. A TPF iniciátor rendszere CQ/amin és Ivocerin-alapú. Utóbbi nagyobb moláris extinkciós együtthatóval rendelkezik, ami gyorsabb kezdeti keményedési kinetikát és nagyobb iniciátor-fogyasztást eredményez [245, 276]. A nagy energiájú fotoiniciálás túl sok szabad gyököt generálhat, ami a reakció túl gyors lefutásához, idő előtti gélesedéshez vezethet. Ez a túlzott reaktivitás a láncreakció gyors leállását is eredményezheti amellett, hogy a szabad gyökök magas koncentrációja előidézheti a fény gyors elnyelését is, ami a fotonok mélyebb rétegekbe történő eljutását korlátozza. További jelenség lehet a szabad gyök rekombinációja, mellyel aktivitásuk elhal [154, 245, 276]. Egyes vizsgálatok a küszöbértéket 3-6 J/cm^2 besugárzásnál határozták meg [419], azonban a mi eredményeink szerint a minták alján 9 J/cm^2 körül volt a plató. A minták alján és tetején mért konverzió aránya alátámasztja a fenti

feltételezést, mivel ez az érték a TPF_10 és TPF_20 esetében volt a legalacsonyabb. Az 1 mm vastagságú, azonos sugárterheléssel (19 J/cm^2) aktivált kontrollminták adták a legmagasabb konverziós értéket, azonban nem tértek el szignifikánsan a TPF_20 értékéhez képest. A kontrollcsoporttól azt vártuk, hogy referenciát ad a kompozitra jellemző maximális konverziós értékhez. Általánosságban az alja-teteje konverzióarány kedvezően alakult az összes TPF-csoportban (78,6-91,7%), ami a többdiódás polimerizációs lámpa által biztosított optimális hullámhossz-tartománynak köszönhető, melyek a komplex fotoiniciátor rendszer abszorbancia-tartományát felölelik a nagyfokú polimerizáció elérése érdekében [277, 390].

A FOB egy CQ/amin fotoiniciátor rendszerrel bíró, AFCT monomert tartalmazó kompozit. Ennél az anyagnál is a növekvő sugárterhelésnek megfelelő növekvő konverziós értékeket észleltünk a minták alján, azonban a polimerizáció foka sokkal alacsonyabb volt a 3 s megvilágítás után a TPF-hez képest. A FOB anyagban található nagyméretű töltelékszemcsék és a Zr-szilika agglomerátumok jelenléte akadályként hathat a fény terjedésében és a polimerek láncszaporodásában [409]. Ennél az anyagnál szintén felmerülhet a magas sugárterheléssel kombinált rövid megvilágítás problémája, ahogy az a fentebb részletezett szabad gyök terminációhoz vezetve akadályozza a polimerizációs folyamat teljes lezajlását [154]. Továbbá kimutatták, hogy a CQ/amin iniciátor rendszert tartalmazó kompozitok alacsonyabb konverziót mutatnak, ha a polimerizációhoz olyan többdiódás lámpát használnak, mint a Bluephase PowerCure, mivel az ibolya tartomány abszorpciója, és a kvantumhatásfok sokkal kisebb a CQ esetén [225, 323, 437]. A töltőanyagok és a fotoiniciátorok szerepe mellett a mátrixtartalomnak is nagy hatása van a polimerizációs kinetikára. Shah és mtsai megállapították, hogy az AFCT molekula hajlamosít a bimolekuláris terminációra, mely a polimerizációs kinetika fokozatos csökkenéséhez, ezáltal alacsonyabb konverzió eléréséhez vezet [449]. Bár a turbó üzemmód (5 s, 1950 mW/cm^2) által biztosított sugárterhelés (7,8 J/cm^2) majdnem azonos volt a rapid "3s" (3 s, 3150 mW/cm^2) üzemmód nyújtotta sugárterheléssel (7,5 J/cm^2), a konverziós értékek jelentősen különböztek. A FOB_10 esetében azonban a nagyobb mértékű leadott energia (9,4 J/cm^2) ellenére a konverziókülönbség nem volt elegendő ahhoz, hogy szignifikánsan magasabb értéket adjon. Bár a FOB_20 konverziója jelentősen magasabb volt a FOB_10-nél, nem érte el az 1 mm vastag kontrollcsoport értékét, azaz a 4 mm rétegvastagság jelentősen rontotta a fény penetrációját. Shimokawa és mtsai kimutatták, hogy a felszínre juttatott sugárzási teljesítmény kb. 10 %-a jut el a 4 mm-es kompozit minta aljára [453]. A minták tetején mért konverziós értékek azonban nem követték a fent említett tendenciát. Bár arról számoltak be, hogy a CQ-nak legalább 8 s megvilágítási időre van szüksége, szemben a germániumalapú iniciátorokkal, amelyek expozíciós időigénye 3-5 s [353], a legmagasabb konverziót a FOB_3 csoport tetején mértük, mely szignifikáns különbség nélkül közel megegyezett a FOB_20 értékével. A felső és az alsó felszínen mért értékek aránya meglehetősen alacsony volt, kivéve a kontroll csoportot. Eredményeink mindezek alapján nem támasztják alá az expozíció reciprocitását [155]. A két vizsgált AFCT tartalamú kompozit konverziós értékeinek összehasonlításakor a TPF a minták alján jobban teljesített. Ez összhangban van Randolph és mtsai eredményével, akik az alternatív fotoiniciátort tartalmazó kompozitokban szignifikánsan magasabb értékeket detektáltak a CQ kontrollokhoz képest 3 s vagy annál hosszabb besugárzási idővel [419]. Leprince és mtsai a

fotoiniciátor típusa és az expozíciós reciprocitási törvény alkalmazhatósága közötti kapcsolatot vizsgálták, és azt találták, hogy a Norrish I típusú fotoiniciátorokkal a besugárzási teljesítmény növelésével és az expozíciós idő csökkentésével a kompozitok magasabb fokú polimerizációt mutattak, míg a CQ-alapú kompozitok esetén ellentétes tendencia volt megfigyelhető [305]. Eközben, függetlenül az expozíció időtartamától és a besugárzástól, eredményeink magasabb konverziós értékeket mutattak minden FOB csoport esetén a minták tetején. Feltételezhető, hogy a magas sugárterhelés által okozott hőhatás növelte az AFM molekulát tartalmazó mátrixrendszer reaktivitását a fényforráshoz közeli felszínen, azonban az AFM reaktív csoportjai vagy gyökei nem képesek a polimerizáció hatékony terjesztésére a mélyebb rétegek felé [449].

A konverzió értékelését kiegészítettük az azzal korreláló reagálatlan és kioldódó monomerek mennyiségi meghatározásával [295, 350]. In vitro vizsgálatok bizonyítják a gyanta monomerek citotoxikus és egyéb káros reakcióit, amelyek a teljesebb polimerizációval csökkenthetők [198, 321]. Kísérletünk során aromás (BisGMA) és alifás (TEGDMA, UDMA, DDDMA és TCDDMA) dimetakrilát standard monomereket használtunk a vizsgált kompozitokból kioldódott monomerek azonosítására. A gyártók által megadott monomereken kívül egyéb dimetakrilátokat is kimutattunk mind a TPF-ből (TEGDMA), mind a FOB-ból (BisGMA). Ez összhangban van más vizsgálatok azon megállapításaival, miszerint a gyártói leírás vagy biztonsági adatlap hiányos a kompozitok összetételét illetően [272, 295]. Eredményeink szerint a monomer elúció fokozatosan követte az expozíció időtartamának növekedését fordított arányossággal, és statisztikailag szignifikáns különbséget mutatott a csoportok között mind a TPF, mind a FOB esetén. Bár a sugárterhelés nem különbözött a 3 s és az 5 s csoportok között, a detektált monomer elúció az utóbbiban szignifikánsan kisebb volt mindkét kompozitnál. A vizsgálatunkban tesztelt kompozitok összehasonlításakor a monomerek teljes elúciója legalább 3-4-szer nagyobb értéket mutatott a TPF csoportokban. A mindkét anyagban jelen lévő UDMA hasonló mértékű elúciót mutatott. A megfigyelt monomerek közül a BisGMA eluálódott a legnagyobb mértékben mindkét anyagból annak ellenére, hogy a BisGMA nem szerepel a FOB gyártói és biztonsági adatlapján. A BisGMA korábban is említett magas viszkozitása, csökkent reaktivitása és mobilitása eredményezheti nagyobb arányú jelenlétét az eluátumban [462]. Bár a TEGDMA nem szerepel a TPF matrix-komponensei között, viszonylag nagy mennyiségben eluálódott. Korábbi tanulmányok is kimutatták a TEGDMA megnövekedett mennyiségét, amit az alacsony molekulatömege és nagy mobilitása okozhat [85, 296].

Háromdimenziós nagyfelbontású mikrokomputer tomográfiás kvantitatív elemzést végeztünk a vizsgált kompozitok zárt porozitás térfogatának meghatározására a polimerizáció előtt és után. A módszer pontossága lehetővé teszi a hibák, például a légbuborékok vizualizálását is [478]. A mért zárt porozitás értékek a FOB esetében 3,5-4,5-szer alacsonyabbak voltak a TPF-hez képest. A vizsgálat mindkét anyagban apró pórusok jelenlétét mutatta ki a polimerizáció előtt, mely bizonyítja, hogy a gyártás, a fecskendőbe töltés során a kompozitban szubmikronos pórusok keletkezhetnek [248]. A porozitás olyan paraméter, amely a tömőanyag számos tulajdonságát befolyásolja. Mechanikai szempontból anyaghibát jelent, mivel megtöri a polimerháló homogenitását [364]. Kémiai szempontból a pórusok belfelszínét oxigén által gátolt réteg béleli,

amely összetételét tekintve hasonló a polimerizálatlan műgyantához, csökkent fotoiniciátor koncentrációval [191]. Így a porózus kompozitból több reagálatlan monomer szivároghat ki [40]. Ezt támasztják alá eredményeink, mivel a TPF nagyobb zárt pórustérfogat mellett nagyobb monomerkioldódást mutatott. A pórusok hozzájárulhatnak a vízfelvevőkapacitás-növekedéséhez is, és ennek következtében megkönnyítik az összetevők kioldódását és hidrolízisét [438]. A porozitás nem csupán a felhasználástól függő jelenség, hanem a kompozit összetétele és polimerizációs kinetikája is befolyásolja. A gyökös polimerizációról úgy vélik, hogy kevésbé szabályozott és heterogén hálózati architektúrát eredményez [104, 217]. Bár mindkét vizsgált kompozit tartalmazza az elviekben homogénebb polimer szerkezetet biztosító AFCT molekulát, eredményeink a polimerizáció után megnövekedett zárt porozitást mutattak, bár ez csak a 3 s rapid polimerizációjú csoportok esetén volt szignifikáns. Hayashi és mtsai szintén fokozott belső porozitást és defektusképződést mutattak ki a polimerizáció után, azonban a rapid beállítás (3 s és 3000 mW/cm^2) kisebb hibaképződést mutatott a hagyományos beállításokhoz képest [226].

Az AFCT molekulák további előnye lehet a polimerizációs zsugorodás által generált feszültség csökkentése, bár a molekulák természete a két vizsgált anyagban eltérő. A korai fázisban bekövetkező térfogatcsökkenést vizsgálatunkban mikro-CT mérésekkel határoztuk meg [147]. Az eredmények 1,8-2,5 %-os polimerizációs zsugorodási értékeket mutattak mindkét anyag esetén. A konverziós értékekben talált különbségek ellenére a két kompozit zsugorodása között nem volt jelentős különbség. A szakirodalomban általánosan ismert, hogy a monomer konverzió egyenesen arányos a térfogati zsugorodással [259], amit a jelen eredmények csupán tendencia szintjén tudnak alátámasztani, hiszen a polimerizációs zsugorodás értékeinek csoportok közti eltérése nem szignifikáns. A bemutatott zsugorodási eredmények hasonló nagyságrendűek, mint más kutatásokban detektált értékek [451]. A FOB és TPF csoportok összehasonlításkor statisztikailag szignifikáns különbséget a zsugorodásban csak a 3 s-ig besugárzott csoportok között észleltünk. A TPF esetén ez eredményezte a legkisebb polimerizációs zsugorodást (1,8 %). Ez annak tulajdonítható, hogy ennél az anyagnál a 3 s polimerizációval értük el a legalacsonyabb konverziót. Hasonló eredményt kaptak Algamaiah és mtsai is, akik az alacsonyabb zsugorodási alakváltozást a beépített β-allyl-szulfon RAFT molekulának tulajdonították [10]. Ezzel szemben Par és munkatársai szignifikánsan alacsonyabb lineáris zsugorodásról számoltak be FOB esetében a TPF-hez képest, valamint a rapid és hagyományos besugárzással elért zsugorodási értékek között nem találtak jelentős különbség [388].

V.4 A POLIMERIZÁCIÓS PROTOKOLL HATÁSA AZ AFCT MOLEKULÁVAL MÓDOSÍTOTT KOMPOZITOK MONOMER KIOLDÓDÁSÁRA ÉS ZSUGORODÁSI FESZÜLTSÉGÉRE

Tanulmányunkban a különböző polimerizációs protokollok reagálatlan komponensek felszabadulására és zsugorodási feszültségére kifejtett hatását vizsgáltuk két AFCT-tartalmú és egy AFCT-mentes bulk-fill kompoziton. Mivel mindegyik mintavételi időpontban (3, 10 és 14 nap) és a vizsgált kompozitok között is jelentős eltérés mutatkozott az összetevők felszabadulásában, ezért az első hipotézist elutasítottuk. A zsugorodási stresszre vonatkozóan a TPF és a TEC egymáshoz hasonló értékeket mutatott, míg a FOB szignifikánsan alacsonyabb

stressz értékeket ért el valamennyi polimerizációs protokoll esetén. A polimerizációs beállítás hatásának összehasonlítása szintén szignifikáns különbségeket eredményezett csekély kivételtől eltekintve, ezért a második hipotézist is elvetettük.

A kompozitok polimerizálására három lámpatípust használtunk különböző módokban, ami lehetővé tette az eltérő emissziós spektrumok és expozíciós idők hatásának nyomon követését. Mindhárom egységnél standard, 20 s expozíciót állítottunk be, amely 17,1-18,8 J/cm^2 sugárterhelést eredményezett a mintakészítéshez alkalmazott sablon 6 mm-es nyílásán keresztül. A Bluephase PowerCure és a Curing Pen-E egységek gyors, 3 s polimerizációját is teszteltük (7,4-7,5 J/cm^2). A spektrumanalízis kimutatta, hogy mindegyik lámpa három LED diódából áll, ami többcsúcsú emissziót eredményezett. Ezeket a lámpákat úgy tervezték, hogy széles spektrális eloszlást (400-500 nm) fedjenek le, így a Bluephase PowerCure és Curing Pen-E az ibolya tartományban (385-400 nm) is bocsát ki fényt. Ez lehetővé teszi a TPF és TEC Norrish I típusú fotoiniciátorainak abszorpciós spektrumának pontosabb átfedését [411]. A többváltozós elemzés eredményei alátámasztják ennek a jelenségnek a létezését. Az elemzés nem csak az expozíciós időre vonatkozóan mutatott ki szignifikáns hatást, ahogy azt a FOB-nál tapasztaltuk, hanem a TPF és a TEC esetén a lámpa típusára vonatkozóan is. Több tanulmány kimutatta, hogy a különböző hullámhosszú diódákat tartalmazó lámpa megváltoztathatja a kompozit felületére érkező spektrális besugárzást, ami egyenetlen polimerizációt eredményezhet [412, 431, 473]. A FOB egy CQ-alapú kompozit, amely nagyobb abszorpciót mutat a kék fényre vonatkozóan. Mivel eredményeink szerint a lámpa típusa nem volt hatással a FOB vizsgált paramétereire, így megállapítható, hogy a spektrális eloszlás fent említett változása nem érzékelhető probléma a FOB kompozitnál. Az élő polimerizációs kötésátrendeződést, ezáltal fokozott konverziót és csökkent stresszt biztosító tio-karbonil-tio-vegyület (TPF) vagy β-kvaterner széncentrum funkciós csoport (FOB) mellett a szerves mátrix részét képezik a hagyományos monomerek is [206, 346]. A TPF monomertartalma nagyrészt az azonos gyártótól (Ivoclar Vivadent) származó TEC összetételével egyező [245]. Az UDMA, BisEMA és BisGMA monomereken felül a TPF tartalmaz TCDDMA-t, egy propoxilált biszfenol-A-dimetakrilát komponenst és az AFCT molekulát. Iniciátor-rendszerük CQ, TPO, Ivocerin keverékén alapul. A másik vizsgált AFCT-módosított kompozit, az FOB mátrixa UDMA-, AUDMA- és DDDMA-alapú, kiegészítve az addíciós fragmentációs monomerrel. A kompozitokból kioldódó komponensek mérése alkalmas módszer a polimerlánc minőségének értékelésére [502]. Lehetővé teszi a szuboptimális polimerizációs paraméterek azonosítását, és pontossága a konverzió méréséhez hasonlítható [418]. A BisGMA, UDMA monomert és az EDMAB ko-iniciátor molekulát választottuk standardként a nem reagált komponensek elúciós tesztjéhez. Korábbi tanulmányokkal összhangban a legmagasabb kioldódási értékeket a kezdeti mintavételi időpontban (3. nap) tapasztaltuk. A vártnak megfelelően a monomer elúció a növekvő expozíciós idővel és a sugárterheléssel fordított arányban változott [210, 300, 461]. Míg a CQ-alapú FOB csak a rapid polimerizációs módok (CuringPenE_3s és PowerCure_3s) esetében mutatott fokozott komponens-felszabadulást, azaz érzékenységet az expozíciós időre, addig a CQ-TPO-Ivocerin keveréket tartalmazó TPF és TEC komponenseinek felszabadulását mindkét paraméter jelentősen befolyásolta. Kimutatták, hogy a Norrish I. típusú fotoiniciátorok sokkal

hatékonyabban nyelik el és alakítják át a fényenergiát, ha megfelelő spektrális emissziójú lámpát használunk [239, 418]. Eredményeink szerint, míg az ibolya tartományban is sugárzó lámpákkal (CuringPenE és PowerCure) polimerizált TPF és TEC mintákból lényegesen kevesebb monomer szabadult fel, mint a csak kék fénnyel (LED.D) polimerizáltakból, a csak CQ-tartalmú FOB mintákból felszabaduló monomer mennyisége szinte minden polimerizációs beállításnál (kivéve a PowerCure_3s) lényegesen kisebb volt, nem függött a spektrális kibocsátástól. Megfigyelték azonban azt is, hogy a kék hullámhosszú fény anyagon keresztüli, mélybe történő penetrációja sokkal hatékonyabb, mint a rövidebb hullámhosszú ibolya tartományú fényé [225, 453]. Emellett a monomerek is hatással lehetnek az eredményekre: a TPF-ben, TEC-ben megtalálható BisGMA nagyobb aránya korlátozhatja a monomer átalakulást, annak ellenére, hogy a háromszor nagyobb konverziós rátájú BisEMA is jelen van [96, 292]. A szintén reaktív UDMA mellett a TPF és TEC TCDDMA-t is tartalmaz, amely a BisEMA-hoz és BisGMA-hoz képest alacsonyabb viszkozitással és megnövelt konverziós rátával rendelkezik [127]. Bár a TPF-hez adott TCDDMA tovább csökkentheti a viszkozitást, konverzióját is alacsonyabbnak találták [227]. Az erősen térhálósodó alifás UDMA mellett a FOB aromás UDMA-t is tartalmaz, melynek reaktivitása, polimerizációs zsugorodása és vízszorpciója hasonló a BisGMA-alapú anyagokéhoz [352]. A FOB gyantamátrix hidrofób DDDMA-t tartalmaz a hidrofil TEGDMA helyett. Ez a módosítás nemcsak a vízoldékonyságot csökkenti, hanem a DDDMA nagy molekuláris mobilitása miatt a konverziót is gyorsítja és növeli [197]. A felszabaduló monomerarányok elemzése után megállapíthattuk, hogy a TPF 50 %-kal több BisGMA-t szabadított fel, mint UDMA-t, míg a TEC a polimerizációs protokolltól függetlenül 3 nap után kissé magasabb UDMA arányt mutatott. Bár az FOB gyártói adatlapján a BisGMA nem szerepel, 3 nap elteltével fele akkora mennyiségben szabadult fel, mint az UDMA. Az áztatási idő előrehaladtával a felére csökkent a kioldódó anyagok mennyisége, és a második hét végére a kezdeti mennyiség tizedét detektáltuk csak. Bár a komponensek kumulatív mennyisége idővel csökkent, az eluált molekulák aránya változó maradt. Míg az UDMA a vizsgált felszabaduló komponensek teljes mennyiségének körülbelül a felét tette ki, a második áztatási időszak végére a teljes mennyiség körülbelül egyharmadára csökkent. A BisGMA aránya egyhatodára esett vissza. Ezek az eredmények azt jelzik, hogy bár az UDMA jobb oldhatóságot és vízfelvevő képességet mutat a BisGMA-hoz képest, alacsonyabb viszkozitása, fokozott mobilitása és reaktivitása megkönnyíti a polimerhálózatba való hatékonyabb beépülését [481]. A monomer elúció kimutatásán kívül további cél volt a felszabaduló iniciátorok és ko-iniciátorok mennyiségének elemzése. A nagy hatékonyságú hidrogéndonor tercier amin (EDMAB) ko-iniciátor mennyiségét biztonsággal meg lehetett állapítani, míg a felszabaduló iniciátorok (CQ, TPO, Ivocerin) mennyisége (ha egyáltalán felszabadultak) a kimutatási szint alatt maradt. Az analízis szerint a CQ-alapú FOB mutatta a legnagyobb mértékű EDMAB-kioldódást, de a vegyes iniciátor-rendszerű TPF és TEC is nagy mennyiségben eluálták ezt a komponenst és az áztatási idővel nőtt az aránya. Ez az eredmény összhangban van a korábbi eredményekkel, amelyek szerint az EDMAB, mint aromás amin, nem képes ko-polimerizálódni a hálózatba, és komoly biokompatibilitási problémákat okozhat [192]. Eredményeink szerint a kioldódott anyagok aránya nem áll összefüggésben az alkalmazott lámpa típusával és az expozíciós idővel. Az AFCT-reagens előnye, mint a hatékony polimerképződés

megmutatkozik a TPF és FOB anyagok esetén, hiszen a TEC-hez képest jelentősen kevesebb kioldódást mutattak.

Az AFCT molekula másik várható előnye a zsugorodási stressz csökkentése a polimerhálózat átrendezése és a gélpont késleltetése révén [539]. Vizsgálatunk kimutatta, hogy az AFCT-módosított kompozitok közül a FOB érte el a legalacsonyabb zsugorodási feszültséget, míg a TPF-nél, bár alacsonyabb zsugorodási stressz tendenciát figyeltünk meg a TEC-hez képest, a statisztikai elemzés nem mutatott szignifikáns eltérést. Ennek oka feltételezhetően az azonos gyártótól származó bulk-fill TPF és TEC magas reaktivitású alternatív iniciátor tartalma, ami a CQ-alapú FOB-hez képest gyorsabb reakció kinetikát és megnövekedett polimerizációs feszültséget eredményezett [245, 388, 425]. Ezzel szemben Par és munkatársai hasonló zsugorodási feszültséget figyeltek meg a TPF és a FOB összehasonlításakor [387]. Egy kapcsolódó vizsgálatban Algamaiah és mtsai az ultra rövid megvilágítási protokollok alkalmazásakor a standard polimerizációs beállításokkal szemben a zsugorodási stressz enyhe növekedését tapasztalták [10]. A 3 s protokolloknál az intenzitást növelik az állandó sugárterhelés fenntartása érdekében. Vizsgálatunkban azt figyeltük meg, hogy a monomerek kioldódása megnövekedett a magas sugárzási teljesítmény és 3 s expozíciós idő kombinációjakor, de ugyanakkor alacsony zsugorodási feszüléssel járt. Ezek az eredmények alacsony konverziós értékre utalhatnak [66]. A FOB és TEC eltérő eredményei alapján feltételezhető, hogy bár mindkét bulk-fill tartalmaz feszültségcsökkentő AFCT molekulát, a polimerizációs reakcióban részt vevő más monomerek kulcsszerepet játszhatnak a gélpont és ezáltal a feszültség kialakulásában. Feszültségcsökkentés gyanánt a FOB-ban az AFCT molekulát kiegészítették a nagy molekulatömegű aromás UDMA-val, mely csökkenti a gyantarendszerben jelen lévő reaktív csoportok számát, ezáltal mérsékli a térfogati zsugorodást és a fejlődő stresszt, valamint a polimer merevségét [278, 386].

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

A vizsgált termoviszkózus (VisCalor Bulk) és hagyományos (Filtek One Bulk) bulk-fill kompozitok térfogatát, rétegvastagságát, a polimerizációs egység spektrális jellemzőit és az expozíciós időt tanulmányunkban standardizáltuk, így a kompozit típusának (*anyag*tényező) és az anyag polimerizáció előtti hőmérsékletének (*hőmérsékleti* tényező) hatásmérete értékelhetővé vált a konverzió és a monomerelúció mértékére. Eredményeink alapján az első nullhipotézist, mely szerint az előmelegítésnek nincs hatása a vizsgált kompozitok konverziójára, részben elvetettük, mivel csupán a FOB minták alján csökkent jelentősen az előmelegítés hatására, a többi vizsgálati csoport konverziójára nem volt befolyása. A második nullhipotézist is részben elutasítottuk, mivel a vizsgált kompozitok előmelegítése csökkentette az összes vizsgált monomer kioldódását a FOB-ból, és a TEGDMA elúciót a VCB-ből, azonban nem volt hatással a VCB többi monomerének felszabadulására. Eredményeinket más vizsgálatok is megerősítik abban, hogy az előmelegítés konverzióra kifejtett hatása anyagösszetételtől függő jelenség [177, 297, 489].

Valós klinikai szituációban a kompozit hőmérséklete gyorsan, a környezetével megegyező értékre (~35-36 °C) csökken az előmelegítő készülékből történő eltávolításkor [313, 336, 489, 531]. Ezenkívül, az előmelegített kompozit alacsonyabb belső hőmérsékletet ér el, mint a gyártó által megadott, fűtőberendezés által biztosított anyaghőmérséklet [111, 531]. A probléma megoldására egy új melegítő készüléket fejlesztettek ki, a VisCalor Dispenser-t. Maga a kapszulaadagoló közeli infravörös technológiával képes csakis a gyártó (VOCO) által forgalmazott, magas viszkozitású kompozitok homogén 68 °C-ra történő felmelegítésére. Így a kompozitot nem kell eltávolítani a fűtőberendezésből az üregbe történő adagoláshoz. Az üregbe vitel során a felmelegített anyag folyékony, ám a foggal érintkezve rövid időn belül eléri a testhőmérsékletet és visszatér a magas viszkozitású, formázható állapotba. Vizsgálatunkban a minták előkészítése során a sablontartó üveglapot 30±1 °C-on tartottuk, mely egy kofferdámmal izolált fogat jelképez [70]. Mindkét bulk-fill esetén a hőmérséklet a kapszulából történő kinyomás során - a fűtőberendezés típusától függetlenül - csökkent, és a formába történő kondenzáláskor további hőmérséklet-csökkenés volt megfigyelhető. A mért hőmérséklet a FOB_55 és a VCB_65 esetében átlagosan 32,5 °C, illetve 34 °C volt a polimerizáció kezdetén. A 30 °C-os formával és üveglappal, valamint a szobahőmérsékletű kondenzációs műszerrel való közvetlen érintkezés felgyorsította a kompozitok hűlését. Az előmelegített kompozit környezeti hőmérséklettel való kiegyenlítése a melegebb VCB_65 gyorsabb lehűlését eredményezte. A fotopolimerizáció során mind az exoterm reakció, mind a LED lámpából felszabaduló hő növelte a kompozitok hőmérsékletét, azonban ennek mértékét a tömörítés szakaszában tapasztalt hőmérséklet-csökkenés sebessége befolyásolta, pontosabban a felgyorsult csökkenés hátráltatta.

Bár a lámpa által leadott 25 J/cm^2 a bulk-fill kompozitoknak szükséges sugárterhelést biztosította [113, 244], a FOB_RT és FOB_55 tetején mért értékekhez (63% és 64%) képest a VCB_RT és VCB_65 minták tetején szignifikánsan alacsonyabb (54% és 55%) konverziót kaptunk. Az alacsonyabb értékek feltehetően az anyag összetételéből adódnak. A VCB bázismonomere a kisebb konverziós készséggel bíró BisGMA, míg a FOB – ahogy az koábban is említésre került - egy alifás és aromás UDMA-alapú kompozit, mely kémiai jellegének köszönhetően magasabb végső konverzióra képes [462]. A monomer rendszer mellett a töltőanyag-mátrix arány is meghatározó. A VCB töltőanyag tartalma magasabb (83 tömeg%), mint a FOB-é (76,5 tömeg%), ami korlátozhatja a fény penetrációját, valamint a monomerek és gyökök mobilitását [232].

Yang és mtsai, bár 2 mm vastag VCB mintán vizsgálták, a miénkhez hasonló konverziós értéket kaptak a minták tetején (~58%), függetlenül a leadott energiától (24 J/cm^2 vs. 48 J/cm^2) [532]. A leadott energiához hasonlóan, eredményeink szerint, az előmelegítésnek sincs hatása a konverzióra a minták tetején, mert úgy tűnik, a fényforráshoz közel elég a sugárterhelés az anyagra jellemző maximális polimerizációs fok eléréséhez. Ezt alátámasztja Daronch és mtsai megállapítása, mely szerint, bár a kompozit előmelegítése szignifikánsan javítja a kompozit konverzióját, megnövelt expozíciós idővel (ezáltal nagyobb sugárterheléssel) a felszínen hasonló konverzió érhető el a vizsgált hőmérsékleti tartományokban (22-60 °C) [110]. A szobahőmérsékletű, 4 mm vastag minták alján a monomer-polimer átalakulás ~10%-kal alacsonyabb volt, mint az előmelegítést követően. Egyes bulk-fill kompozitoknál a jellemzően

megnövelt fényáteresztő képesség, a módosított mátrix összetétel, a fotoiniciátor kinetika és a töltőanyag jellemzői sem képesek fenntartani a homogén konverziót a hagyományos kompozithoz képest megnövelt mélységben (2 mm vs. 4 mm) [199, 296, 487, 533]. A vizsgált két paszta állagú bulk-fill kompozit magas töltőanyag-tartalommal bír, ami viszkózussá és ezáltal formázhatóvá teszi őket. Emellett kopásállóságot is kölcsönöz a felszínnek anélkül, hogy bármilyen fedést igényelne. A tapasztalt mélységgel összefüggő konverzió-csökkenés a megnövekedett töltőanyag-arány következménye lehet, amely a nanoméretű részecskék miatti áttetszőség növekedése ellenére akadályozhatja a fény behatolását [47, 48]. Ezt a mélységgel összefüggő konverzió-romlást a FOB esetén az előmelegítés, pontosabban a gyors hűlés okozta energiaveszteség tovább rontotta [297].

A hőmérséklet-változás követése jól mutatja, hogy a polimerizáció során bekövetkezett hőmérséklet-emelkedés közvetlen összefüggésben áll a mért konverzióval. A polimerizáció során mind a VCB_RT, mind a VCB_65 hőmérséklete 4,4 °C-kal nőtt, és hasonló konverziót mutattak a minták tetején és alján, bár utóbbin 10%-kal alacsonyabb értékkel. Eközben a polimerizáció során a FOB_RT-n belüli hőmérséklet 5,8 °C-kal emelkedett, és szignifikánsan magasabb konverziót mutatott mindkét felszínen a VCB_RT-hez képest. Ehhez képest az előmelegített FOB a minták alján nem tudta meghaladni a VCB konverzióját. Fotopolimerizáció során a hőmérséklet-emelkedés a FOB_55-n belül 1,8 °C-kal alacsonyabb (4 °C) volt, mint a FOB_RT esetében, és a mélyben a konverzió 20%-kal volt kisebb a felső értékhez képest, amely az előmelegítés hatására sem változott. Bár a VCB_65 adagolási és kondenzációs fázisában a hőmérséklet csökkenése nagyon gyors volt, a polimerizáció kezdetén a hőmérséklete még így is magasabb volt a FOB_55-énál, ami talán elegendő energiát biztosított a polimerizálódó rendszernek. Ezzel szemben a FOB_55 hőmérséklete a fényexpozíció kezdetén alacsonyabb volt, és a hűlési fázis alatti további csökkenés energiát vonhatott el a rendszertől, ami visszafogottabb exoterm reakciót és alacsonyabb monomer konverziót eredményezett. Mivel a többfunkciós monomer rendszerek reakcióviselkedése nagyon összetett és függ a reakció körülményeitől és az anyagösszetételtől, a konverzió csökkenésének más lehetséges magyarázata is felmerülhet. A megemelt hőmérséklet termikus polimerizációt indukálhat a besugárzás előtt. A termikus polimerizáció egyrészt funkciós csoportok elhasználódásához vezet, másrészt egyes monomerek előpolimerizációja zsugorodást eredményez, ami csökkenti a rendszer kezdeti szabad térfogatát és korlátozza a monomerek diffúzióját a fotopolimerizáció progressziója során [22]. Ezeket a jelenségeket Yang és mtsai is vizsgálták a VCB esetén, de nem találtak idő előtti polimerizáció okozta káros következményeket az előmelegítés során [532]. A VCB_65 esetén a diszpenzerben történő 30 s előmelegítési idő elég gyors, viszont a FOB_55 előmelegítése a kompozit melegítő kályhában 15 percet vett igénybe, mely befolyásolhatja a komponensek kémiai állapotát. Megfigyelték, hogy megemelt hőmérsékleten bekövetkezhet a monomerek párolgása és a fotoiniciátor termikus lebomlása [69]. További magyarázatként szolgálhat a viszkozitás csökkenése okozta fokozott, kompozitba történő oxigéndiffúzió, hiszen az oxigén megköti a szabad gyököket, ami kevésbé reaktív peroxi-gyököket és/vagy az iniciátor gerjesztett állapotának kioltását eredményezi [23]. Ehhez adódik, hogy a FOB speciális komponense, egy AFCT monomer magas hőmérsékleten fokozott mértékben terminálhatja a polimerizációt [22].

A konverzió tökéletlensége reagálatlan komponensek felszabadulásához vezet. Ezek mennyiségi meghatározásához alifás (TEGDMA, UDMA, DDDMA) és aromás (BisGMA) standard monomereket alkalmaztunk. Bár a gyártó a BisGMA-alapú VCB alifás monomerjeit nem határozza meg pontosan, HPLC méréseink során kioldódó TEGDMA-t, DDDMA-t és UDMA-t detektáltunk. A FOB kompozitban a BisGMA helyettesítéseként aromás UDMA-t alkalmaznak alifás változattal kiegészítve. Azonban ez utóbbi anyagból BisGMA felszabadulást is tapasztaltunk a HPLC mérések során. A monomerek kioldódása erősen anyagösszetételtől függő jelenség volt. Vizsgálatunk során kétszer több UDMA és DDDMA szabadult fel a szobahőmérsékletű FOB_RT-ből, míg a VCB_RT minták közel háromszor több BisGMA-t oldottak ki. Az előmelegítés jelentősen csökkentette a monomer elúcióját a FOB_55-ből, de nem volt különbség a VCB csoportjai között. A monomerfelszabadulás összhangban van a VCB_RT és VCB_65 monomer konverziós fokával, hiszen az előmelegítés egyiken sem változtatott. Ugyanakkor a FOB esetén a megfigyelt kapcsolat ellentmondásos. Míg a konverzió a minták alján előmelegítés után csökkent, a FOB_55 mintákból az el nem reagált monomerek detektált mennyisége alacsonyabb volt, holott a két paraméter általánosságban inverz kapcsolatban áll egymással [133, 295, 461]. Vizsgálatok szerint kettős kötések visszamaradhatnak a polimer szerkezetéhez kötődő, kisebb kioldódási hajlamot mutató, függő (pendant) csoportokként, csökkentve a mért konverzió fokát [47, 162].

A legnagyobb mennyiségben kioldódó monomer a viszkózus BisGMA volt mindkét bulk-fill kompozitból. Ugyanakkor a BisGMA mellett megtalálható kis molekulatömegű monomerek (TEGDMA, DDDMA) csökkentik a szerves mátrix viszkozitását, és szinergikus hatásuk révén növelhetik a polimerizáció fokát [400]. Ezen kis molekulatömegű monomerek kibocsátott mennyisége mind a VCB_RT, mind a VCB_65 esetén nagyon kicsi volt. Az UDMA-alapú FOB esetén is szükség van reaktív hígító, például DDDMA hozzáadására, mellyel várhatóan magasabb konverzió érhető el. Eredményeink alapján az alifás UDMA felszabadulás FOB_RT-ből mérsékelt volt, melyen az előmelegítés jelentősen javított. Vizsgálatunk ideje alatt korlátozott számú publikáció foglalkozott előmelegített kompozitok monomerelúciójával, melyben nem találtak összefüggést az előmelegítés (68 °C) és az UDMA, TEGDMA, BisGMA kioldódott mennyisége között [134].

V.6 AZ ELŐMELEGÍTÉS HATÁSA HAGYOMÁNYOS ÉS BULK-FILL FOGÁSZATI KOMPOZITOK MONOMER ELÚCIÓJÁRA ÉS POROZITÁSÁRA

Előző kutatásunkban két bulk-fill kompozitot vizsgálva ellentmondásos eredményeket kaptunk az előmelegítés monomerek kioldódását befolyásoló hatását illetően, így több anyag bevonásával szerettük volna tesztelni a technika ezen befolyását. Eredményeink egyértelműbb képet adnak és feltételezett hipotéziseinket el kell vetnünk, mivel a kompozitok előmelegítése jelentős hatással volt nem csupán a monomerek kioldódására hanem a belső pórusképződésre is. A porozitás a kompozit nemkívánatos tulajdonsága, hiszen jelentősen csökkentheti a szilárdságot, növeli az oldékonyságot és a mikroszivárgást, így veszélyezteti a restauráció sikerét [333, 235]. Korrelál a rétegvastagsággal, a behelyezési technikával és a fogorvos gyakorlati készségeivel [376, 546]. Eredményeink azt mutatták, hogy a bulk-fill kompozitok (FOB és VCB) alkalmazásakor kisebb

porozitással kell számolnunk, mint a konvencionális, rétegenként behelyezett anyagoknál (GP, FZ, ESQ és EP), azonban az értékek nem minden esetben különböztek szignifikánsan. Más vizsgálatban is nagy arányban találtak pórusképződést, de nagyobb előfordulását vastagabb rétegekben behelyezett mintákban tapasztalták [436]. Vizsgálatunkban a porozitás még kifejezettebb volt előmelegítést követően A szobahőmérsékletű mintákhoz képest az előmelegítés hatására az ESQ kivételével minden vizsgált kompozitnál szignifikánsan magasabb zárt pórusértékeket találtunk. Az előmelegítés csökkenti a viszkozitást, ami könnyebb klinikai kezelhetőséget biztosít az anyag könnyebb eloszlása révén. Bár több vizsgálat is kimutatta, hogy a nagy viszkozitású kompozitok használata növeli a levegő beékelődésének kockázatát, azt is bizonyították, hogy minél kevésbé viszkózus az anyag, annál nagyobb a porozitása, függetlenül a töméstechnikától [40]. A magas viszkozitású kompozitokat nagyobb erővel kell kondenzálni a megfelelő adaptációhoz, ez azonban előnyösen kiszoríthatja a légbuborékokat az anyagból [40]. Különösen az alacsony molekulatömegű monomerek párolgása is fokozódik előmelegítést követően, mely a porozitás növekedését eredményezheti [235]. Továbbá a polimerizációs protokoll és a szerves mátrix összetétele is hatással van a polimerhálózat architektúrájára, melynek heterogenitása fokozott porozitáshoz vezethet [72]. Előző vizsgálatunk hőmérsékleti mérései alapján a melegítő készülékből való eltávolítást követően és a tömörítés során az anyag hőmérséklete kevesebb, mint fél perc alatt több mint 27 °C-kal csökkent [267]. Ez a gyors hűlés viszont energiaelvonás révén veszélyeztetheti a polimerizáció kinetikáját [297], ahogy az korábban kifejtésre került. A gyors hőmérsékletcsökkenés korai üvegesedést eredményezhet, ami korlátozza a molekulák mobilitását, akadályozza az anyagban megrekedő légbuborékok felszínre történő diffúzióját [72], ami a mikro-CT-vel is detektált pórusok nagyobb mennyiségét eredményezi a polimerizáció után. Az oxigénnel telt pórusok negatív következményei szintén tárgyalásra kerültek a fejezet korábbi szakasza során [23].

Az elégtelen polimerizáció és fokozott porozitás fokozza a monomerfelszabadulást, mely veszélyeztetheti a biokompatibilitást, és kedvező feltételeket teremt a mikroorganizmusok szaporodásához [212], illetve fokozza a kompozit degradációját [103]. A detektálásra kiválasztott dimetakrilátokon (BisGMA, UDMA, TEGDMA, DDDMA, TCDDMA) felül más, nem azonosított összetevők is eluálódtak, így elemzésünk nem ad abszolút információt a felszabadult komponensek minőségéről és teljes mennyiségéről. A kioldódott monomer mennyiségét nanomoláris tartományban adtuk meg 1 mg kompozitra számítva, hogy kizárhassuk a minták eltérő súlyából eredő különbségeket. Klinikai helyzetben a felszabaduló monomerek helyi koncentrációja a millimoláris tartományban lehet, ami elég magasnak tekinthető ahhoz, hogy biológiailag káros hatásokat idézzen elő [47]. Vizsgálatunk eredményei szerint a magas viszkozitású hagyományos, 2 mm rétegenként polimerizált kompozitokból 15-35 %-kal több monomer szabadult fel az előmelegítést követően, ezzel szemben a bulk-fillek esetén a monomerelúció 15-20 %-kal (VCB_65) és 50 %-kal (FOB_55) csökkent. Ezzel szemben a fentebb tárgyalt korábbi vizsgálatunkban a VCB monomerelúcióját az előmelegítés nem befolyásolta. Az ellentmondás oka az előmelegítés, illetve inkább az azt követő hűlés, mely a polimerizáció kinetikájára gyakorolt kiszámíthatatlan befolyást jelzi. A bulk-fill kompozitok nagyobb térfogattal rendelkeznek, mely viszonylag hosszabb ideig képes megtartani a hőt. Ez

elegendő energiát tárolhat a polimerizálódó rendszer számára, a hőmérséklet gyors csökkenése ellenére. Ezenkívül, a magas töltőanyag-tartalom hozzájárulhat a hőtároló képességhez, és késleltetheti a polimer üvegesedését [297]. Chaharom és mtsai az előmelegítést ugyan nem szignifikánsan, de előnyösnek találták a bulk-fillek monomer felszabadulását tekintve [134]. Vizsgálatunkban ez a hatás szignifikánsan jelent meg. Az előmelegítés hatására bekövetkező fokozott monomerelúciót a hagyományos, rétegenként tömörített kompozit gyors energiaveszteségével lehet magyarázni, amit a vékonyabb rétegvastagság, a kompozithoz képest hidegebb kondenzáló eszközök alkalmazása és az első rétegen kialakuló oxigén-inhibíciós réteg kialakulása idézhet elő [384]. Ezzel szemben Deb és mtsai tanulmányukban azt találták, hogy a prepolimerizációs hőmérséklet 60 °C-ra történő emelése hagyományos kompozitokban a konverzió jelentős növekedését okozta [122]. Azonban, mint fentebb említésre került, a monomer felszabadulása nem csupán a konverzió és a monomer természetének függvénye, hanem a polimerhálózat kémiai szerkezetével is összefügg [285]. Általánosságban elmondható, hogy a prepolimerizációs hőmérséklettől függetlenül a GP-ból nagy mennyiségű monomer szabadult fel, melyet a VCB követett, majd az EP és az ESQ, míg a FOB-ból és a FZ-ből a monomer elúciója meglehetősen csekély volt. Az előmelegítés által kiváltott csökkent monomerelúció ellenére a BisGMA abszolút mennyisége a VCB-ból volt a legmagasabb. A BisGMA kedvezőtlen polimerizációs kinetikája mellett [462] oldhatósági paraméterében nagy hasonlóságot mutat az extrakciós közegként használt 75%-os etanol/víz oldatéval, ami a monomer könnyű oldhatóságához vezet. Az így létrejövő gyantalágyulás kitágítja a polimeren belüli tereket, fokozva a monomerek oldhatóságát [482]. A fenti hipotéziseket alátámasztva más vizsgálatok is kimutatták a BisGMA, TEGDMA és UDMA megemelkedett szintjét alkohol alapú közegben [296, 405]. A VCB-hez hasonlóan az ESQ is BisGMA/TEGDMA alapú rendszer, és a kimutatott elúció nemcsak a BisGMA, hanem a TEGDMA esetében is magas volt. Az UDMA-alapú FOB bulk-fill és a BisGMA/UDMA/BisEMA-alapú hagyományos FZ 10-70-szer alacsonyabb oldódást mutatott, mint a többi vizsgált kompozit, függetlenül a polimerizáció előtti anyaghőmérséklettől. A monomerek ideálishoz közeli kombinációja stabil polimerháló kialakulását eredményezhette mindkét kompozit esetén, függetlenül attól, hogy az egyik kompozit bulk-fill (FOB), a másik hagyományos rétegezett (FZ) [47].

EX VIVO EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK

V.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

Vizsgálatunk hipotéziseit, miszerint a pulpális hőmérséklet-emelkedésben és a konverzió mértékében nincs különbség a vizsgált anyagok típusa, konzisztenciája, alkalmazott rétegvastagsága, expozíciós ideje és a besugárzási teljesítmény vonatkozásában, el kellett vetnünk, mert jelentős eltéréseket tapasztaltunk.

Az alkalmazott egyfogas modellen tisztán a kompozit polimerizációja okozta változások mérhetők, így azok összehasonlíthatók. Vizsgálatunkban 2 mm vastag dentint hagytunk a pulpakamra és a vizsgált anyagok között. Bár a dentin viszonylag alacsony hővezető képességgel rendelkezik, a pulpális károsodás valószínűsége nagyobb a mélyebb üregekben, a tubulusok nagyobb átmérője és a vékonyabb dentin kisebb fénycsillapító hatása miatt [308, 358]. A hővezetésben fontos szerepet játszik a pulpális vérkeringés, annak perfúziós rátája, a dentin tubulusok folyadékáramlása és a parodontális szövetek [417]. Kodonas és mtsai szerint a pulpális mikrocirkuláció szimulációja 2-4-szer alacsonyabb pulpális hőmérséklet-emelkedést okoz a termikus ingerlés során [270]. Modellünk limitációja a pulpa, a parodoncium és a csont mikrocirkulációjának hiánya, így az ezáltal biztosított hőkiegyenlítés kísérletünkben nem reprodukálható [13, 542]. A fogat csupán 36,5 ± 0,5 °C-os vízfürdőbe merítettük, és így tartottuk állandó hőmérsékleten. Módszerünk ezáltal nem alkalmas a pontos *in vivo* körülmények szimulálására, de arra igen, hogy az anyagok között megnyilvánuló hőmérsékleti változásokat összehasonlítsuk. Az üres 2 és 4 mm mély sablonon keresztül történő 20 és 40 s megvilágítás eltérő mértékben növelte az intrapulpális hőmérsékletet (1,9-5,1°C). Ez azonban a Zach és Cohen által leírt kritikus, sejtkárosodást okozó, intrapulpális hőmérséklet-emelkedést (5,5 °C) nem haladta meg [540]. *In vitro* vizsgálatokban a fényexpozíció során a pulpakamrában igen széles skálán mozgó (1,5-23,2 °C) hőmérséklet-emelkedést figyeltek meg [431]. Számos tanulmány alapján a legerősebb befolyást a megvilágítás időtartama és a fény besugárzási teljesítménye mutatja [252, 270]. Eredményeink megerősítik ezt az állítást, mivel a dupla expozíciós idő (40 s) következtében 60%-kal nőtt az intrapulpális hőmérséklet. Fotopolimerizáció során a sugárzási teljesítménynek elég nagynak kell lennie ahhoz, hogy klinikailag elfogadható konverziót biztosítson, de nem túl nagynak ahhoz, hogy pulpális hőkárosodáshoz vezessen. Eredményeink szerint a 2 és 4 mm mély, 6 mm átmérőjű üres sablonon keresztül leadott sugárzási energia 42%, illetve 63%-kal csökkent 20 s megvilágítás során. Az ehhez kapcsolódó pulpális hőmérséklet-emelkedés, 2 mm vastag dentinen keresztül 1,9 illetve 2,7 °C volt. A kompozitok exoterm reakciója azonban további hőhatással jár, ami szinte mindegyik vizsgált anyag esetén meghaladta a kritikus 5,5 °C-ot. Ez ellentmond azon korábbi vizsgálatoknak, melyek szerint az üres üreg esetén magasabb hő keletkezik, mint a kompozit applikálása során. A szerzők azzal magyarázták eredményeiket, hogy a kompozitok fényelnyelő hatása nagyobb, mint a polimerizáció során bekövetkező hőemelkedés [304]. Számos vizsgálat alapján a lámpa által leadott sugárterhelés jelenti a legnagyobb veszélyt a pulpa egészségére [111, 534], ezzel szemben a mi vizsgálatunkban megfigyelt jelentős hőmérséklet-emelkedés az exoterm reakciónak köszönhető, mely során a C=C kettőskötések felszakadásával egy alacsonyabb energiaszintű C-C kovalens kötés alakult ki, mely energiafelszabadulással, így hőtermeléssel járó folyamat [14]. Az exoterm reakció mértéke arányos a kompozit monomer tartalmával [13]. Az alacsony viszkozitást alacsonyabb töltelék és magasabb monomer tartalommal érik el, ennek megfelelően a folyékony kompozitok esetén mi is magasabb hőmérséklet-emelkedést tapasztaltunk, másokhoz hasonlóan [46]. A 4 mm vastag minták esetén is számolhatunk a nagyobb térfogatból adódó magasabb monomer tartalommal. Ezt alátámasztják a bulk-fill anyagokkal kapott magasabb hőmérsékleti adataink. Bár beszámoltak arról is, hogy a megnövekedett töltőanyag arány csökkenti a hőmérséklet-emelkedést [33], a kémiailag inert töltőanyagok képesek a külső energia elnyelésére, tárolására,

így közvetett szerepet játszhatnak a hőmérséklet-emelkedésben [297]. Eredményeink alapján az üvegszál tartalom kifejezett hőmérséklet-emelkedést okoz, ezzel szemben Ilday és mtsai nem találtak összefüggést [238]. A regisztrációs görbék alapján a hőmérséklet lineáris emelkedést mutat, a csúcsot pedig hasonlóan más vizsgálatokhoz [14], a megvilágítás vége után 8-12 s-mal érték el a vizsgált anyagok. Pohto és Scheinin kutatása szerint a hőirritáció mértéke mellett annak időtartama a pulpális károsodás másik tényezője, hiszen 2 percig fennálló ~46 °C már a pulpális vérkeringés leállásához vezet [404]. Méréseink szerint még a jó hőkapacitású magas viszkozitású anyagoknál is 80 s-on belül 42 °C alá esett a hőmérséklet, még a pulpális vérkeringés modellezése nélkül is.

A 2 és 4 mm vastag minták alját érő energia 54-92%-kal volt alacsonyabb, mint a minták tetején. Ezt az energiaveszteséget jelentősen befolyásolja a használt kompozit összetétele, árnyalata, és vastagsága [129]. A magasabb töltőanyagtartalom és a vastagabb minták radikálisan csökkentették a sugárzási energiát, míg Garoushi és mtsai kutatásával összhangban az áttetszőbb árnyalat és az üvegszáltartalom még a 4 mm vastag minták alján is magas besugárzási teljesítményt biztosított [190]. Ezzel összhangban, az üvegszálas anyagok konzisztenciától függetlenül magas konverziót értek el, hasonlóan mások eredményéhez [204]. A legmagasabb konverziós fokot a legalacsonyabb töltőanyag-tartalmú 2 mm vastag hagyományos, folyékony kompozitok tetjén és alján detektáltuk, expozíciós időtől függetlenül, de az alacsony viszkozitás önmagában biztosíték a magasabb konverzióra [219]. A legalacsonyabb konverziós fokot a magas viszkozitású bulk-fill (FOB) érte el, melynek hátterében nem csupán a nagyobb töltőanyagarány és a Zr-szilícium-dioxid töltőszemcsék állnak, hanem az AFCT stresszcsökkentő molekula is. Shah és mtsai megfigyelték, hogy az addíciós fragmentációs monomer beépítésével a polimerizáció sebessége és mértéke folyamatos csökkenést mutat [449].

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

Vizsgálatunk során feltételeztük, hogy nincs különbség a pulpális hőmérséklet-változásban az eltérő kompozit bázisú ragasztóanyagokkal történő betétragasztáskor, valamint a különböző kerámia és dentin rétegvastagságnak sincs szignifikáns hatása. Azonban eredményeink ezt megcáfolták, így az erre vonatkozó nullhipotéziseket elvetettük. Hasonlóan elvetettük a hővezetőképességre és hőkapacitásra vonatkozó nullhipotézisünket, hiszen ezen paraméterekben is szignifikáns eltérést találtunk a dentin és a kerámia között.

Eredményeink szerint az intrapulpális hőmérséklet az összes vizsgált kerámia-dentin-ragasztóanyag kombináció esetén meghaladta a kritikusnak tartott 5,5 °C-ot a ragasztás során. Így annak ellenére, hogy a kerámiabetét és a maradék dentinvastagság csillapítja a polimerizációs lámpa leadott hőenergiáját, az adhezív cement kötésével járó exoterm hőmérséklet-emelkedés veszélyeztetheti a pulpa egészségét [46, 281, 315].
A fog szerkezeti és termikus különbségeiből eredő esetleges befolyásoló hatások kiküszöbölése érdekében vizsgálatunkat egy reprezentatív maradó molárison végeztük, a fog adhezív előkezelése és a kerámia felületkezelése nélkül. Ezáltal – előző vizsgálatunkhoz hasonlóan -

minden mérésnél közel azonos viszonyokat biztosítottunk. A vitális szövetek vérkeringésének hiánya ellenére tanulmányunk fontos információval szolgálhat a hőmérséklet-változás mértékéről egy olyan modellrendszerben, mely a kerámia restaurációk különböző mélységű üregekbe történő adhezív ragasztásakor léphet fel.

Vizsgálatunkban a polimerizációt egy második generációs LED lámpa biztosította, amelynek sugárzási teljesítménye 1550 ± 10 mW/cm^2 a 420-480 nm-es hullámhossz tartományban. Összhangban korábbi kutatásokkal [304, 543], előző vizsgálatunkban megállapítottuk, hogy az alkalmazott lámpa sugárzási teljesítménye és az expozíció időtartama a pulpális hőmérséklet-emelkedés egyik legmeghatározóbb tényezője. Ezen vizsgálatunk eredményei, amellett, hogy megerősítik a fenti állítást, azt is bizonyítják, hogy az intrapulpális hőemelkedés inverz korrelációt mutat a dentin vastagságával. Mivel az adhezív cementek monomer-polimer konverziója a fotopolimerizáció során alkalmazott energia függvénye, a nagyobb fokú konverzió érdekében célszerű növelni a leadott energiát [218]. Ez kiemelten fontos az indirekt restaurációk adhezív rögzítése során, ahol nagy energiasűrűségre van szükség a rögzítőanyag megfelelő polimerizációjához a kerámián keresztül [415], ám ezzel párhuzamosan erős a korreláció az intrapulpális hőmérséklet-emelkedéssel [516]. Vizsgálatunkban a 40 s expozíciós idővel 62 J/cm^2 sugárterhelést közöltünk a mintákkal. Onisor és mtsai 1 mm-es dentinvastagságon keresztül, 3 mm-es kerámiabetét és 0,3 mm előpolimerizált ragasztóanyag alkalmazásával a 60 s megvilágítás alatt, ~ 60 J/cm^2 leadott energiával 4,3 °C maximális hőmérséklet-különbséget tapasztaltak [373]. Bár a kísérlet felépítése és a polimerizációs lámpa típusa némileg eltérő, hasonló eredményt kaptunk a D1-C3,5 kombinációval, ahol az intrapulpális hőmérséklet-emelkedés 4,1 °C volt a ragasztóanyag exoterm reakciója nélkül [373]. Míg vizsgálatunkban a pulpa hőmérséklete a ragasztóanyagok nélkül a kritikus 5,5 °C-os érték alatt maradt, az adhezív cementek polimerizációjakor az exoterm reakció miatt jelentősen megnövekedett. Vizsgálati modellünk standardizált körülményei a különböző ragasztóanyagok közötti exoterm hőmérséklet-különbségek összehasonlítását biztosították. Az exoterm reakció arányos a műgyantamátrix mennyiségével, továbbá megállapítható, hogy a szervetlen töltőanyagok a külső és belső energiaelnyelő képességük révén befolyásolják az anyagon belüli hődiffúziót [32]. A többváltozós általános lineáris modell azt mutatta, hogy a cementezésre használt anyag, mint befolyásoló tényező közepes hatással volt a pulpális hőmérséklet-emelkedésre. A vizsgált ragasztóanyagok által okozott hőmérséklet-változás összehasonlítása során enyhe különbségek adódtak, de ezek között statisztikai szignifikancia nem volt kimutatható. A legmagasabb hőmérsékletet az előmelegített restauratív kompozit esetében mértük, ezt követte a fényrekötő adhezív cement, a legalacsonyabb hőmérséklet-emelkedést pedig a kettős-kötésű ragasztóanyaggal tapasztaltuk. Bár a restauratív kompozitot 55 °C-ra előmelegítettük, ez csak ~ 3 °C-kal növelte a pulpa polimerizáció előtti hőmérsékletét, és további hűlést észleltünk a ragasztási eljárás során a polimerizáció előtt. Ez összhangban van korábban említett tapasztalásainkkal [267]. A vizsgált adhezív cementek közül a kettős kötésűek minden vizsgált csoportban enyhén, de nem szignifikáns módon alacsonyabb hőmérséklet-emelkedést mutattak, mint a fényre kötő cement. A kettős kötés célja a csökkent mértékű fénytranszmisszió kompenzálása és a monomer-polimer konverzió hatékonyabbá tétele nagyobb kerámiavastagságok esetén is [399]. Egy szisztematikus áttekintés szerint azonban a kettős kötésű cementek nem érik el ugyanazt a konverziót, mint a

fényre kötő változatuk [114]. Ezzel közvetett módon ugyan, de összhangban áll az alacsonyabb hőemelkedés a kisebb mértékű exoterm reakció miatt, amit rajtunk kívül más is tapasztalt a kettős kötésű cementek esetén [32].

A pulpa felé történő hőátadás erősen függ a maradék foganyag vastagságától [315]. A zománc és a dentin hővezető képessége ~ 0,81 W/mK, illetve ~ 0,48 W/mK, ami alacsonynak tekinthető [365]. Az alacsony hővezető képesség nagy szigetelőképességgel egyenértékű; így a pulpa védve van a káros termikus irritációtól, ép fog esetén [365]. A hőszigetelő hatás a dentin porózus, tubuláris mikroszerkezetével magyarázható, amely egy mineralizált kollagénből álló szerves mátrix [308]. Az üreg preparálása során történő keményszövet-eltávolítás és az adhezív restaurációs eljárás több lépése a gyengébb szigetelő hatás miatt hőkárosodást okozhat [299, 310] Jelenlegi vizsgálatunkban az üreg alján a dentinréteg négy vastagságát (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm és 2,5 mm) vizsgáltuk. A 2,0 mm alatti dentinvastagság esetén a polimerizációs lámpa által közvetített hő az intrapulpális hőmérsékletet az 5,5 °C-os határérték fölé emelte. Ezek az eredmények összhangban vannak korábbi kutatások adataival, amelyek szoros kapcsolatot mutattak ki a dentin vastagsága és az intrapulpális hőmérséklet-emelkedés között [6, 447]. A részleges eta-négyzet szerint az általunk vizsgált tényezők közül (dentin vastagsága, kerámia vastagsága és a ragasztóanyag típusa) a maradék dentinvastagságnak volt a legkifejezettebb hatása. A lineáris regressziós modell 47%-os determinációs együtthatót mutatott, és a dentinvastagság hőmérsékletre gyakorolt hatásának csökkenését jelezte előre, ahogy a dentinvastagság meghaladta a 2 mm-t. Függetlenül a kerámia vastagságától és az alkalmazott cement típusától, a legmagasabb hőmérsékleti értékeket a legvékonyabb dentinréteg esetén mértük.

Ezzel szemben a kerámia vastagságának a pulpális hőmérséklet-emelkedésre gyakorolt hatása az általánososított lineáris modell eredményei szerint nem szignifikáns jelentőségű, míg a részleges eta-négyzet közepes hatást mutatott. Eszerint a kerámia szigetelő hatása nem olyan jelentős, mint a dentiné, bár a kerámia vastagsága és a hőmérséklet-emelkedés között inverz kapcsolat mutatható ki, ami összhangban van egy korábbi vizsgálat eredményeivel [281]. A különböző kerámiavastagságok függvényében illesztett regressziós görbe lineáris energiaveszteséget mutatott a kerámia vastagságának növekedésével, ami az abszorpciós/szóró közegen keresztül bekövetkező fénycsillapítást tükrözi. A lineáris regressziós modellünkben a kerámia vastagságra vonatkozó determinációs együttható értéke 41% volt. A dentin és a kerámia szigetelő hatásának különbségei az eltérő hővezetéssel magyarázhatók. Ez a szilícium-dioxid alapú kerámiák esetében magasabb, ami körülbelül 1,7 W/mK, szemben a dentin hővezető képességével, ami ~ 0,48 W/mK [471]. Az inlay vastagságának növelése a fog keményszöveteinek eltávolítását eredményezi, ami a megmaradó zománc és dentin vastagságának csökkenésével jár. Bár a szigetelő hatás arányos a kerámia vastagságának növekedésével, a csökkenő dentinvastagságnak erősebb, fordítottan arányos hatása van a pulpakamrán belüli hőmérséklet-növekedésre. Ennek az eredménynek a jelentősége abban rejlik, hogy a dentin képes nagy mennyiségű hőt tárolni, majd lassan elvezetni, csökkentve ezzel a pulpára gyakorolt hőhatásokat. Figyelembe véve azonban az adhezív restauratív kezelés során fellépő többszörös hőhatásokat, a dentin fokozatosan emelkedő hőmérséklete a hőleadás során több hőt vezethet a pulpa felé.

V.9 AZ INTRAPULPÁLIS HŐMÉRSÉKLET VÁLTOZÁSA KERÁMIA HÉJAK RAGASZTÁSA SORÁN

A különböző vastagságú kerámia héjak ragasztásához használt fényre kötő és kettős kötésű adhezív cementek, illetve előmelegített restauratív kompozitok, eredményeink szerint, szignifikáns különbségeket mutattak az intrapulpális hőmérséklet-változásban, ezért mindkét nullhipotézisünket elvetettük. Ezen eredményeink is megerősítik a kompozitok polimerizációjának hőmérséklet-növelő hatását, illetve a közbeiktatott kerámia hőcsillapító befolyását [46, 281, 298]. Előző vizsgálatunkhoz hasonlóan a hatásméret vizsgálat a kerámia vastagságának jelentőségét, azaz árnyékoló hatását közepesnek ítélte. Ezzel szemben, míg előző vizsgálatunkban a ragasztó kompozitok hatása nem volt szignifikáns, jelen eredményeink az exoterm reakcióért felelős anyagtani összetétel hatásméretét nagynak mutatták. A kerámia héjon, mint fényelnyelő közegen keresztüli polimerizáció a ragasztóanyag monomer-polimer konverzióját csökkentheti, mely a szilárdsági mutatókat, az adhézió erejét és az elszíneződési hajlam miatt az esztétikai megjelenést ronthatja [41, 120, 368]. A kerámián keresztüli polimerizálás esetén javasolt [120, 368] hosszabb expozíciós időt alkalmazva (jelen vizsgálatban 40 s), 52,8 J/cm^2 sugárterhelést közvetítettünk a kompozit felé, ami 9 °C-os hőemelkedést okozott a pulpában. Vesztibuláris héjragasztás esetén nincsenek üregfalak és csücskök, amik a fényforrás és a pulpa között távolságot tartanának fenn, ezért ebben a vizsgálatban a lámpa önmagában erőteljesebb termális hatást közvetített. Feltételezhetjük, hogy a növekvő héjvastagsággal arányosan nő az eltávolított keményszövet is, bár a héjhoz való fogelőkészítés nagymértékben függ az indikációtól. Például egy bukko-verzióban lévő fog igazításához jelentős szöveteltávolításra lehet szükség, miközben a héj minimális vastagságú. Ezzel szemben egy palatovertált fog esetében egy vastag héj optikailag fogívbe igazíthatja a fogat gyakorlatilag preparálás nélkül. Tehát a héjvastagság nem feltétlenül arányos a keményszövet-eltávolítás mennyiségével. Vizsgálatunkban egy hagyományos preparációjú, 2 mm-es maradék zománc/dentinvastagságot alkalmaztunk minden mérésnél, mely az előbb említett szituációkat tekintve egy klinikailag releváns preparációs forma. Így előző vizsgálatunkhoz képest a 3 független faktor közül a keményszövet vastagságot eliminéltuk azáltal, hogy azt a kísérleti modellben 2 mm konstans értéken tartottuk. Ebben az elrendezésben a lineáris regressziós modell 87,2%-os determinációs együttható értéket mutatott az anyagtípus hatását illetően, ami abban nyilvánult meg, hogy bármelyik kerámiavastagságot teszteltük, a négy anyag okozta hőemelkedésben mindig szignifikáns volt az eltérés. Anyagtípuson többek között az összetételt értjük, hiszen a mátrix-monomerek kémiai paraméterei és a szerves-szervetlen komponensek aránya határozza meg alapvetően az exoterm folyamat kinetikáját [32, 298]. Ezzel szemben a determinációs együttható értéke 5,6% volt a kerámia vastagságára vonatkozóan. Bár a kerámia energiaelnyelő hatása a vastagsággal inverz korrelációt mutat, a vizsgálatunkban alkalmazott héjak vastagsága közti tized milliméternyi eltérés nem minden csoportban eredményezett szignifikáns eltérést. A vékony és ultravékony héjak, valamint a fényforrás közelsége jelentős energiaközlést tett lehetővé, mely kedvezett a kompozitok polimerizációjának, szemben előző vizsgálatunkkal, ahol a vastag kerámiák és a távoli fényforrás előnytelenül befolyásolta a polimerizációt. Feltételezhetően ezzel magyarázható az az ellentmondás is, mely fennáll előző vizsgálatunkkal is és szakirodalmi adatokkal is [114], miszerint a kettős kötésű adhezív cementet

alkalmazó csoportjainkban szignifikánsan nagyobb hőmérséklet-emelkedés mutatkozott, mint a fényre keményedőknél. Ennek oka tehát a vékony kerámia héjakon keresztül átadott megfelelő mértékű sugárterhelés, mely kellő mértékben tudta aktiválni a fotoiniciátort, melyhez hozzáadódott a benzoil-peroxid kémiai aktivációjának köszönhető exoterm reakció is. Az adhezív cementek helyett/mellett egyre gyakrabban használják az előmelegített restauratív kompozitokat előnyös tulajdonságaik miatt kerámia restaurációk rögzítőanyagaként [112, 329]. Azonban az előzőhöz hasonlóan ennek a vizsgálatunknak az eredményei is figyelmeztetnek a másik két anyagnál 3 °C-kal magasabb hőhatás miatti, potenciálisan pulpakárosító veszélyükre. A legnagyobb hőmérséklet-emelkedést a FOB_55°C, majd az EQ_55°C alkalmazásával rögzítettük. A két előmelegített anyag okozta intrapulpális hőemelkedésben megnyivánuló különbség a két kompozit töltelék-mátrix arány eltéréséből adódhat, hiszen a bulk-fill FOB 41,5 térfogat% szerves komponens tartalma nagyobb exoterm hőleadást jelent polimerizációkor, mint az EQ_55°C 29 térfogat%-os monomer tartalma.

V.10 ELŐMELEGÍTETT KOMPOZITOK SEJTTOXIKUS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

Ezen vizsgálatunk célja az előmelegített állapotban polimerizált, szilárd mintákból felszabaduló molekulák citotoxikus hatásának vizsgálata és összehasonlítása volt szobahőmérsékletű állapotban polimerizált kompozitokkal. Az első nullhipotézisünk azt feltételezte, hogy az előmelegítés nincs hatással a sejtek életképességére, melyet eredményeink alátámasztottak, így a hipotézist elfogadtuk, míg a másodikat, amely azt feltételezte, hogy nincs különbség a sejtek életképességében a különböző kompozitok hatására, az eredmények alapján elvetettük.

Kutatásunk egyik törekvése többek között egy olyan vizsgálati modell létrehozása volt, amely segítségével lehetséges klinikailag releváns méretű és tömegű kompozit mintákból felszabaduló monomerek sejttoxikus hatásának vizsgálata a sejtek mechanikai terhelése és a kompozittal való direkt érintkezése nélkül. Az orvostechnikai eszközök és anyagok biokompatibilitását értékelő nemzetközi szabvány (ISO 10993-12) [220, 242] eluátumokra vonatkozó protokollja leírja, hogy 117,8 mm² mintafelületre van szükség 1 ml sejttenyésztő közegben. Ez a szabvány a minták tömegét vagy sűrűségét nem veszi figyelembe, annak ellenére, hogy vizsgálatok igazolták a minta tömegtől függő monomerelúcióját [115]. Az általunk tesztelt minták térfogata és felülete azonos volt az alkalmazott mintakészítő sablonnak köszönhetően. Megfeleltek egy közepes méretű mezio-okkluzo-disztális (MOD) tömésnek. Ám a minták tömegében eltérést találtunk a 2x2 mm-ben rétegezett hagyományos előmelegített és szobahőmérsékletű csoportok mintái között, miszerint az utóbbiak tömege nagyobb volt. Kimutatták, hogy az előmelegítés okozta alacsonyabb viszkozitás akadályozza az anyag tömöríthetőségét, ezáltal a légbuborékok kipréselését, ami egy kevésbé sűrű és jóval porózusabb mintát eredményez [40], melynek monomerelúcióra kifejtett hatása fentebb már tárgyalásra került.

A kutatásba bevont öt különböző típusú kompozit sejttoxikus hatását háromféle, a sejtek életképességének eltérő aspektusát vizsgáló kolorimetriás teszttel néztük. Az ISO 10993 szabvány szerint a sejtek életképességének 30%-nál nagyobb mértékű csökkenése kifejezett citotoxikus hatásnak minősül [249]. Mindhárom sejtéletképességi teszt egybehangzóan az

előmelegítés jelentéktelen hatását igazolta (a VisCalor Bulk kivételével), ellentétben a kompozitok típusának, azaz összetételének hatásával, amely szignifikáns különbségeket mutatott a vizsgálatok során. Mindkét előpolimerizációs hőmérsékletű csoportban az Estelite Sigma Quick erős citotoxikus hatását detektáltunk, melyet a sejtek 5-10%-ra visszaesett életképessége igazolt. A Filtek One Bulk, a Filtek Z250 és az SDR Plus esetén a sejtek életképessége 60-70% maradt. Az egyetlen ellentmondásos kimenetelt a VisCalor Bulk-nál detektáltuk, mely az egyes tesztek esetén eltérő hatást mutatott és a két előpolimerizációs hőmérséklet esetén sem kaptunk konzekvens és egyértelmű eredményt. Negatív kontrollként a sejttenyésztő médium szolgált, pozitív kontrollként pedig különböző koncentrációjú (1,5 mM, 3 mM és 6 mM) TEGDMA oldatot használtunk, igazolt, koncentráció-függő citotoxikus hatása miatt [320]. A TEGDMA 5 mM, illetve 7,5 mM koncentrációjú oldatának alkalmazásakor a sejtproliferáció gátlását és apoptózist figyeltek meg, míg 1 mM vagy 2 mM TEGDMA expozíció esetén ezen változásokat nem észlelték [255, 366]. Vizsgálatunkban a 3 mM és 6 mM TEGDMA oldat erős toxikus hatása a sejtek életképességének 90-95 %-os csökkenésében nyilvánult meg. A fogászati kompozitok káros biológiai hatásai a monomereknek tulajdoníthatók, melyek az említett restauratív anyagok összetételének mintegy 20-40%-át teszik ki. Bár sejttoxikus potenciáljuknak megfelelően sorrend állítható fel az egyes monomerek között [422], azok kombinációi (pl. fokozott hatás TEGDMA és BisGMA együttes jelenlétekor) is eltérő, komplex hatást fejtenek ki a sejtekre [115]. Kutatásunk eredménye ezt alátámasztja, hiszen a BisGMA/TEGDMA alapú Estelite Sigma Quick mutatta a legrosszabb eredményeket mind a szobahőmérsékletű, mind az előmelegített csoportban. Az előmelegítés monomerkoldódásra kifejtett hatásának vizsgálatakor a hasonló méretű kompozit mintákból ~3,5-4 nmol (szobahő) és 4-5 nmol (előmelegített) mennyiségű TEGDMA és BisGMA monomer felszabadulását detektáltuk 1 mg mintából 75%-os etanol-víz oldószert alkalmazva [3.6 vizsgálat eredményei]. Figyelembe véve a szobahőmérsékletű (~160 mg) és előmelegített (~ 120 mg) minták tömegét, tudjuk, hogy az Estelite Sigma Quick megközelítőleg 600 nmol TEGDMA és BisGMA eluálására képes, függetlenül a polimerizácó előtti hőmérséklettől. Bár az említett tanulmányunkban statisztikailag szignifikáns eltérést találtunk a szobahőmérsékletű és előmelegített minták monomer elúciójában, az Estelite Sigma Quick mintáinak tömegkülönbsége magyarázattal szolgál a felszabaduló monomerek mennyiségi különbségére, mely végül hasonló toxicitást kölcsönöz a két csoport mintáinak. Ezen összefüggés igaz a többi vizsgált szobahőmérsékletű és előmelegített mintára is. Jelen vizsgálatunkban egy kissé enyhébb monomerfelszabadulást feltételezünk az in vitro tanulmányunkhoz képest, hiszen az ott alkalmazott 75%-os etanol alapú közeget víz bázisú sejttenyésztő médiumra cseréltük, valamint a mintákat 72 óra helyett 24 óráig áztattuk [8, 440]. Az Estelite Sigma Quick a gyanta-mátrix komponenseken kívül 83 tömeg% TiO_2 nanorészecskéket tartalmaz, melyek kutatások szerint – a monomerek mellett - növelik a reaktív oxigén szabadgyökök koncentrációját, továbbá apoptózist és sejtnekrózist indukálnak [67]. A Filtek Z250 hagyományos rétegezett kompozit szintén tartalmaz BisGMA-t és TEGDMA-t (akárcsak az Estelite Sigma Quick), viszont ezen kívül BisEMA és UDMA is a szerves mátrix alapját képezi, melyeknek a kopolimerizációs szinergikus hatása jelentősen növeli a polimerháló homogenitását, csökkentve a kioldódásra hajlamos monomerek mennyiségét [47]. Más vizsgálatok eredményei is alátámasztják, hogy a BisGMA, TEGDMA, UDMA és BisEMA

monomer kombinációt tartalmazó, fényrekötő kompozitok az ISO által meghatározott elfogadható sejtéletképességet (70%) eredményeznek [36]. A Filtek One Bulk Fill és SDR Plus bulk-fill kompozitok vizsgálatunk eredményei alapján alacsonyabb toxikus hatást mutattak, mely megegyezett a 1,5 mM közötti koncentrációjú TEGDMA sejttoxikus hatásával, ami a korábbi vizsgálatokban kimutatott alacsony monomerkioldódást tükrözi [296]. A VisCalor Bulk termoviszkózus bulk-fill kompozit ellentmondásos eredményeket mutatott a különböző életképességi tesztekkel. A WST-1 teszt a szobahőmérsékletű anyag nagyobb toxikus hatását mutatta, míg az LDH teszt ugyanezt eredményezte az előmelegített kompozit esetében. Az MTT-teszt eredményei a többi kompozittal összhangban lévő eredményeket mutattak, a szobahőmérsékletű és előmelegített minták közötti szignifikáns különbség nélkül. Kutatócsoportunk korábban kimutatta, hogy az előmelegítés alkalmazásával tapasztalt csökkent monomerelúció ellenére a Bis-GMA abszolút mennyisége a VisCalor Bulk-ból volt a legmagasabb a többi vizsgált Bis-GMA-alapú bulk-fill kompozittal összehasonlítva [3.6 vizsgálati eredmények]. A WST-1 vizsgálat eltérő eredményére reflektálva feltételezhető, hogy a VisCalor Bulk alkalmazása során az előmelegített anyag és a környezeti hőmérséklet közötti hőkiegyenlítés miatt bekövetkező rendkívül gyors lehűlés (~35-36 °C) [489, 531], akadályozhatja az exoterm hőmérséklet növekedést, ezáltal megzavarva és destabilizálva a polimerizációs kinetikát, ami heterogén hálózathoz vezet [297].

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

A mély üregek helyreállítását szimuláló ex vivo vizsgálatunk első hipotézise feltételezte, hogy sem a kompozit típusa, sem pedig töméstechnikája nem befolyásolja a belső adaptációt és porozitást, ezt azonban részben elvetettük, mert adhézióvesztés minden csoportban előfordult, azonban ennek mintázatát a vizsgált tényezők befolyásolták. A konverziót tekintve ugyanazokat a befolyásoló faktorokat vizsgálva a nullhipotézist ugyancsak részben elutasítottuk, mert statisztikailag szignifikáns különbség volt kimutatható a vizsgált csoportok között, kivéve az EverX két csoportját, mely közel azonos konverziót mutatott a restauráció minden tesztelt régiójában. A harmadik nullhipotézis az érdeklődésre számot tartó paraméterek közti összefüggés hiányát feltételezte, melyet szintén részben elutasítottunk, mert erős kapcsolatot észleltünk a belső adaptáció és töméstechnika, valamint adaptáció és konzisztencia között. Emellett mérsékelt korrelációt találtunk a konverzió és konzisztencia között, míg a kapcsolat gyenge a konverziót és töméstechnikát illetően. A konverzió és adaptáció kapcsolatára vonatkozó hipotézist elfogadtuk, mert köztük összefüggés nem volt kimutatható az általunk vizsgált anyagokkal.

Mikro-CT alkalmazásával pontos képet kaphattunk a tömések belső adaptációjára és a porozitásra vonatkozóan [222]. Mások eredményeivel összhangban adaptációvesztés mindegyik csoportban kimutatható, ám a rések térfogata anyagonként, töméstechnikánként változó [183]. Jelentősebb résképződéssel kell számolnunk a rétegenként tömörített kompozitok esetén, melyet a Pearson korreláció is megerősített. Ezzel ellentétesen, Funes és mtsai a réteges behelyezés

előnyeiről számoltak be a 4 mm vastagságban egyben (bulk) behelyezett tömésekkel szemben [183]. A mikro-CT eredmények validálása érdekében a töméseket szekcionálás után SEM vizsgálatnak vetettük alá. Jelentős összefüggést találtunk a rések térfogata (mikro-CT) és százalékos megnyilvánulása (SEM) között. Az összes csoportban résképződés volt megfigyelhető végig a pulpális falon az adhezív és a kompozit között, mely megfigyelés korrelál más vizsgálat eredményeivel [183]. Ez a hajlam a zsugorodási vektorok orientációjának tulajdonítható, amely a szabad, adhézióval nem kötött felszín felé irányul, főleg a hosszabb okkluzo-gingivális fal mentén, és tapadásvesztéshez vezethet a pulpális falon, szemben az oldalfalakkal [90, 221]. További rizikófaktor lehet, hogy a mélyebben fekvő, folyadékkal telt dentintubulusok átmérője szélesebb, a peritubuláris dentin vékony, így ezek negatívan befolyásolhatják az adhéziót az üreg alján [394]. Érdekes megfigyelés, hogy a pulpális határfelületi rés minden csoportban a kompozit és az adhezív között alakult ki. Ennek magyarázatát az ozmózis-hatásban kereshetjük [514]. Az elmélet szerint az adhezív anyag legfelső részén található oxigén-inhibíciós réteg hipertóniás zónát képez a polimerizálatlan monomerek jelenléte miatt. Ezzel szemben a dentin vízzel töltött tubulusai, illetve a kollagén kötött víztartalma miatt egy hipotóniás régiót képvisel. Ennek következtében vízdiffúzió (ozmózis) indul meg a dentinből az adhezív rétegen keresztül, mely vízcseppek megjelenéséhez vezet a ragasztófelületen, gátolva így a kompozit adhezívhez történő tapadását a töméskészítés során [514]. Az általunk is alkalmazott egylépéses önsavazó ragasztók funkcionális monomerjei hidrofil jellegük miatt félig áteresztő membránként viselkednek, mely még inkább hozzájárul a fázis-szeparációhoz az adhezív-kompozit határfelületen [490]. A dentintubulusok orientációjának eltérései tovább módosíthatják a kötési jellemzőket az üreg különböző régióiban. A preparált kavitás és az adhezív paraméterein kívül a résképződéshez, illetve annak lokalizációjához a tömés jellemzői is hozzájárulnak, hiszen az SDR esetén 0%-ban, G-aenial és EverX_Bulk esetén 40%-ban, míg a rétegezett EverX esetén 70%-ban detektáltunk adhéziővesztést az oldalfalakon. Bár a mikro-CT-s térfogati mérések nem mutattak ki jelentős különbséget a rétegesen és az egyben behelyezett tömések között, a SEM által detektált résképződés %-ban kifejezett értékei és a mikro-CT-vel számszerűsített réstérfogatban mutatkozó különbségek a rések méretének eltéréseiből eredhetnek. Számos kutatás egyértelmű, pozitív korrelációt talált a belső adaptáció és a polimerizációs zsugorodási feszülés között [180, 221, 263]. Zsugorodási vektorokat értelmező kutatások nagyobb átlagértékeket találtak a bulk töméstechnikánál [257]. Eltérő eredményeinkhez hozzájárulhat a tömött fogak egy hónapos fiziológiás sóoldatban való tárolása, mely alatt a polimerizáció, ezáltal a zsugorodás teljes mértékben lezajlik [218]. Emellett a vízabszorpció, tágulás, hidrolítikus degradáció tovább árnyalhatja a képet, eltéréseket okozva a különböző vizsgálatok eredményei között [361, 393, 429, 482]. Hozzánk hasonlóan Park és mtsai a kompozit öregítésével a rétegezett töméseknél figyelt meg nagyobb belső résképződést [393]. A vízabszorpciót a polimeháló paraméterein kívül a töltelék-tartalom is befolyásolja [18, 163, 184, 250]. A kompozitok közül a G-aenial tartalmazza a legtöbb töltőanyagot, ezt követi az EverX, majd az SDR. Ez a sorrend megegyezik a belső adaptációnál megfigyelt tendenciával. A töltőanyagtartalom növekedésével a vízabszorpció csökken [18]. Bár több kutató a rétegezett töméstechnikát javasolja a bulk technikával szemben a jobb adaptáció elérése céljából [1, 183, 257], eredményeink azonban az EverX-re vonatkozóan ezt nem támogatják, hiszen kedvezőbb

tapadást értünk el a bulk behelyezéssel. Az EverX rövid E-típusú üvegszálai különleges tulajdonságokkal ruházzák fel az anyagot. Alkalmazásukkor nagyobb higroszkópikus expanzióval kell számolnunk [17]. Más szemszögből nézve a véletlenül orientált üvegszálak képesek a zsugorodási feszültség mérséklésére. Mivel a polimerizációs zsugorodás az üvegszálak mentén korlátozott, és kizárólag a szálakra merőlegesen megy végbe, a helyreállított fogak előnyösebb törésállóságát eredményezheti [171, 189]. Amikor az üvegszálas anyagot egy kapszulán keresztül 4 mm-es ömlesztett formában juttatjuk az üregbe, mind a mátrix molekulái, mind a véletlenszerűen orientált szálak valamelyest igazodnak az áramlás irányába [380]. Ráadásul, az inkrementális technikánál a rétegeket az üreg falaihoz kell tömöríteni, ami az üvegszálak kényszerített párhuzamos elhelyezkedését idézheti elő. Ez megváltoztathatja a zsugorodási vektorok pályáját, ami megnövekedett zsugorodást, így résképződést eredményezhet a szálakra merőlegesen [493]. Továbbá a 2 mm-es rétegek magas áttetszősége elősegíti a fény penetrációját a polimerizálódás során, mely a zsugorodási vektor jelentős felfelé mozdulását idézi elő [243]. A legkisebb réstérfogat a folyékony bulk-fill SDR esetében volt megfigyelhető. Ez a kompozit kiemelkedik fokozott rugalmasságával és csökkent zsugorodási feszültségével, amelyek a módosított UDMA beépítésével és polimerizációs modulátor használatával érhetők el [257, 424]. Szemben az anyagtól független pulpális résképződéssel, vizsgálatunkban az SDR volt az egyetlen olyan anyag, amelynél nem találtunk belső réseket az oldalfalakon. Ezzel ellentétben Furness és mtsai nem csupán a pulpális falon találtak réseket, de az SDR mutatta a legtöbb adhézióvesztést az oldalfalak mentén is [183]. Az adhezív felület minősége döntő szerepet játszik a belső adaptációban. Ha a ragasztás nem képes ellensúlyozni a zsugorodási feszültséget, akkor a tömés leválása következhet be [257]. A határfelületen történő szeparáció hozzájárul a zsugorodáshoz azáltal, hogy nagyobb szabadságot kínál a zsugorodási mozgáshoz [258]. Az összehasonlíthatóság érdekében egységesen egylépéses önsavazó ragasztót (G-Premio Bond, GC Europe) alkalmaztunk szelektív savazási módban. A résképződés előfordulása a fentieken túl a dentinnel való gyenge kötési szilárdságnak [138, 393] és/vagy a zománccal való erőteljes kötésnek is tulajdonítható [90]. A rétegzéses technika esetén a többszörös fotopolimerizációs szakaszok és az ebből eredő kontrakciós feszültség tovább ronthatják a már amúgy is kényes dentin-adhezív kötést. Az üreg falától szeparálódott tömésben a zsugorodási vektorok a fény irányába, míg az adhézióban lévő kompozit esetén a szabad felszíntől az üreg falai felé mutatnak [513].

A korábban tárgyalt, előnytelen porozitást, hasonlóan más vizsgálatokhoz a rétegzéses technika fokozza a bulk technikával szemben [132, 467], ahogy azt in vitro vizsgálatainkban is kimutattuk. Ugyanakkor szemben más eredményekkel, nem találtunk eltérést a folyékony és tömöríthető kompozitokat illetően [391].

A vizsgált anyagok közül a rétegezett G-aenial mutatta a legmagasabb átlagos konverziót (87,2%), ezt követte a bulk-fill SDR (81,2%), majd a rétegezett EverX (77,5%), végül a bulk technikával behelyezett EverX (75,8%). Ezek a konverziós értékek különösen magasnak mondhatók, melyeket mindegyik anyagnál hosszabb expozíciós idővel értünk el. Annak ellenére, hogy az EverX mutatta a legalacsonyabb értékeket, kiváló polimerizációs mélységet képviselt, a

minták alja-teteje konverziós arány majdnem 100%-ot ért el és konverzióját nem befolyásolta az alkalmazott töméstechnika. Az üvegszálak fényvezető képessége a megnövekedett rétegvastagság ellenére is magas konverziót biztosít [190]. Bár az SDR kiemelkedően magas átlagos konverziót mutatott 4 mm vastagságban, szignifikáns eltérést találtunk a felső, középső és alsó régiók között. A 2 mm-es rétegekben behelyezett G-aenial esetén is szignifikánsan eltért a konverzió a minta teteje és alja között A Pearson-féle korrelációs elemzés mérsékelten erős kapcsolatot mutatott ki a konverzió és a töméstechnika között, mely azt sugallja, hogy a 2 mm-es lépésekben történő rétegezés növeli a polimerizáció mértékét a bulk technikához képest. Ennél erősebb összefüggést találtunk az anyagtani összetétellel. Míg a magas konverzió sok szempontból előnyös, zsugorodással mutatott pozitív korrelációja fokozott résképződéshez vezethet [21, 463]. A legmagasabb konverziót és legnagyobb volumenű résképződést a G-aenialnál detektáltuk, hasonló konverziós érték mellett azonban az SDR mutatta a legkedvezőbb adaptációt. Hasonlóan az EverX két töméstechnikája esetén is közel azonos volt a konverzió, mégis teljesen eltérő belső adaptációt találtunk. Ezen eredmények alapján a Pearson-korreláció nem talált szignifikáns összefüggést a konverzió és belső adaptáció között.

IN VIVO KLINIKAI VIZSGÁLATOK

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

Hosszú távú retrospektív klinikai vizsgálatunk nullhipotézisét, mely szerint a gyökérkezelt és vitális fogakba készült kompozit tömések túlélése nem különbözik, illetve a páciens-, fog-, és töméseredetű kockázati tényezők nem befolyásolják a tömések meghibásodási arányát és túlélését, részben el kell vetnünk, mert a gyökérkezelt fogak töméseinek sikertelenségére 25,3-szor nagyobb esély van, mint a vitális fogak esetén és egyes kockázati faktorok, mint az okklúziós stressz jelenléte jelentős befolyással van a sikertelenségre. A direkt kompozit restaurációk összességében kielégítő klinikai teljesítményt mutattak mind a vitális (AFR: 0,08%), mind a gyökérkezelt csoportban (AFR: 1,78%) a 8,6 ± 2,3 éves átlagos megfigyelési időszak alatt. A csoportok közötti különbségekre vonatkozó eredményeket és túlélési elemzéseket azonban óvatosan kell értelmezni, mivel az esetszám - különösen a gyökérkezelt csoportban - és a sikertelenségek száma - különösen a vitális csoportban – korlátozott; valamint a vizsgálat retrospektív jellege miatt az eredmények ugyancsak körültekintő értelmezést igényelnek. A restaurációk minősítésére használt USPHS kritériumrendszer lehetővé teszi a restaurációk standardizált és részletes értékelését, valamint a különböző vizsgálatok egymás közötti összehasonlítását [302].

Míg a vitális fogak töméseinek túlélésére vonatkozóan számos vizsgálatot találunk a szakirodalomban [174, 301, 383, 510], a gyökérkezelt fogak direkt töméseinek teljesítményéről nincs fellelhető adat. A hosszú távú klinikai tanulmányok egyik nehézsége, hogy a páciens együttműködése és a visszahívás sikertelensége bonyolulttá teszik ezeket a vizsgálatokat [334]. Tanulmányunkban a visszahívási arány 78% a 13 éves megfigyelési időszak alatt, a

lemorzsolódási arány pedig 66% a vizsgálatba történő beválogatás szigorú kritériumai miatt. A szigorú részvételi feltételek biztosították a relatíve homogén experimentális csoportot és azon befolyásoló tényezők kizárását (pl. megmaradt foganyag mennyiségének különbözősége, az operátorok eltérő képességei, különböző típusú kompozitok és adhezívek tulajdonságai), melyek a vizsgált fő faktor objektív megítélését meghiúsíthatták volna. A tanulmányok alacsony számának másik lehetséges oka a gyökérkezelt fogak helyreállítására vonatkozó kezelési döntés bizonytalansága lehet. Széles körben elterjedt nézet, hogy a gyökérkezelés utáni biomechanikai változások a fogakat törékenyebbé és meghibásodásra hajlamosabbá teszik [230], így elsősorban a koronával való borítás vált a leggyakoribb restaurálási móddá, mely kedvezőbb terheléseloszlást és kisebb törésre való hajlamot jelent. Azonban a fog morfotípusa, a koronai keményszövet-veszteség mértéke és eloszlása, a végleges restauráció típusa és az egyéni okkluzális terhelés mintázata közötti összefüggés nem teljesen ismert, így az ideális helyreállítás miléntje nem egyértelmű. Egy hosszú távú klinikai vizsgálat eredményei szerint gyökérkezelt fogak esetén protetikai helyreállítás nélkül nagyobb a sikertelenség kockázata, gyakoribb a fatális meghibásodások előfordulása [25]. Fogextrakciók indikációjának vizsgálatakor 5,8-szor magasabb volt a gyökérkezelt, de koronával nem borított premolárisok, és 6,2-szer magasabb a molárisok száma a koronával ellátott fogakhoz képest [435]. Ezzel ellentétben, rövid távú eredmények nem mutattak eltérést a koronával borított és anélküli fogak túlélésében [335]. A borítókoronához képest fogszövetkímélőbb eljárással, mint a csücsökborítással alkalmazott indirekt kompozit vagy a kerámia onlay szintén kedvező eredményeket lehet elérni, több mint 92%-os sikerességi aránnyal [92, 381]. Ha direkt kompozit tömés esetén csücsökredukciót követően a tömőanyaggal rágófelszíni védelmet alkalmazunk, akkor a gyökérkezelt premoláris a rágófelszíni borítás nélküli tömésekhez képest nagyobb törésállóságot mutat [529]. A vitális fogak töméseinek vizsgálatunkban detektált magas sikerességi aránya (98,97%; AFR: 0,08%) összhangban áll más tanulmányokkal, ahol az általános túlélés 95,0-98,5% volt 8-10 éves követés után [39, 174, 301]. A magas sikerességi arány hátterében a kezelőorvos gyakorlatát, a beválogatott páciensek jó szájhigiénéjét és magas társadalmi-gazdasági státuszát említik. Egy meta-analízis ezzel szemben 5 és 10 év után a mi eredményeinknél rosszabb (1,8-2,4%) átlagos éves sikertelenséget talált, ami klinikai szempontból még kielégítőnek tekinthető [377]. Eredményeink szerint a gyökérkezelt fogak kompozit töméseinek éves sikertelenségét (1,78%) az átlagos 8 éves megfigyelési időszak alatt szintén kielégítőnek találtuk, mely összehasonlítható a vitális fogak töméseivel, szemben más kutatásokkal, ahol a gyökértömött fogak direkt restaurációinak tízéves túlélési aránya jóval alacsonyabb (63%) [476]. Jó eredményeinknek kedvezett a megmaradt fogszövet mennyiségét figyelembe vevő felvételi kritérium, mely egyben a tömés méretét is determinálja. Olyan fogakat vontunk be a vizsgálatba, amelyeknél az üreg szélessége nem volt nagyobb, mint az oro-vestibuláris csücsök-csücsök távolság 1/3-2/3-a, és a megmaradt üregfal vastagsága minimum 2,5-3 mm. Egy, a megmaradt fogszövetek mennyiségének jelentőségét vizsgáló in vitro kutatásban kimutatták, hogy a 2,5 mm falvastagsággal bíró gyökérkezelt fogak hasonló törésállósággal rendelkeznek, mint a kezeletlen kontrollfogak [224]. Klinikai protokollunk szerint, ha az üreg szélessége meghaladja a fent említett méreteket, akkor direkt vagy indirekt csücsökfedést kell végezni. Vizsgálatunkban a restaurációk két- illetve háromfelszínűek voltak, és mint kockázati tényező, a tömés túlélésére

kifejtett hatását analizáltuk. Eredményeink szerint a restauráció kiterjedése (azaz MO/OD vs. MOD) egyik csoportban sem volt statisztikailag szignifikáns hatással a túlélési arányra. Bár egyes vizsgálatok ezt alátmasztják [223, 309, 509], a legtöbb rendelkezésre álló irodalmi adat [39, 101, 301, 383] csökkent túlélésről számol be MOD üregek esetén. Egyéb kockázati tényezők, mint az életkor, a nem és a lokalizáció sem mutattak szignifikáns kapcsolatot a vizsgált fogak túlélésével. Ugyan egyes vizsgálatokkal összhangban vannak eredményeink [355], számos kutatásban fedték fel a fog típusának, a tömött felszínek számának [301] vagy elhelyezkedésének [166, 194, 509] szignifikáns hatását.

Eredményeink azt mutatták, hogy a bruxizmus jeleit mutató pácienseknél 37,1-szeres kockázati aránnyal fordult elő a gyökérkezelt fog tömésének sikertelensége vagy a fog katasztrofális törése. Egy retrospektív vizsgálat a szuvasodás 4,4-szeres kockázata mellett az okkluzális stressz 2,8-szoros kockázati arányát mutatta ki vitális fogak esetén [509]. A vitális csoportban a fogtörés hiánya miatt a becsült relatív kockázat nem megbízható, nagyobb mintanagyság szükséges a megalapozott következtetések levonása érdekében.

A restaurációk helyreállításához kétlépéses teljes savazásos adhezív rendszert és mikrohibrid kompozitot használtunk mindkét csoportban, standardizálva így az adhezív eljárást. Ezzel kizártuk a különböző adhezív rendszerekből és kompozitokból eredő eltéréseket, lehetővé téve a vitális és nem vitális fogak adhéziójának összehasonlítását. Korábbi klinikai vizsgálatokkal összhangban [205, 301] a marginális elszíneződés volt a leggyakoribb kismértékű meghibásodás a vitális fogak restaurációinál. Összehasonlítva a vitális és nem vitális fogak töméseit, a marginális elszíneződés (relatív kockázat: 3,5) és a marginális résképződés (relatív kockázat: 7,2) szignifikánsan gyakoribb volt a gyökérkezelt fogakban. Az adhéziós felület degradációja a gyökérkezelt fogaknál szignifikánsan több retencióvesztéshez vezetett (2,7%), szemben a vitális fogaknál talált 0%-kal, azonban a számított relatív rizikó sajnos nem megbízható az esetek nagyon alacsony száma miatt. Amellett, hogy az adhézió minősége idővel romlik a szájüregi környezettel való fizikai és kémiai kölcsönhatások miatt, az endodonciai kezelés során használt vegyszerek dentint degradáló hatása eleve rontja a kedvező adhézió kialakulásának feltételeit [128, 173, 396]. Ehhez hozzáadódik, hogy a trepanációs nyílás kialakításával megnövelt üregmélység fokozza a csücsökelhajlást [385]. Ez növeli a határfelületen fellépő nyíróerőket, mely az üreg fala és az adhezív ragasztó közötti szeparációhoz vezethet [483]. Továbbá a kompoziton belüli mikrorepedések, ezáltal széli szivárgás (relatív kockázat: 7,2) és felületi érdesség (relatív kockázat: 6,5) kialakulását okozhatja. Korábbi vizsgálatok szerint a direkt kompozit tömések az adhezív retención keresztül erősítő hatással rendelkeznek, mely növeli a restaurált fog törésállóságát [256, 341]. Így a kompozit-fog határfelületi degradációja negatív befolyással bír erre a kedvező hatásra, ahogy azt mi is tapasztaltuk eredményeink révén.

A szekunder káriesz relatív kockázata gyökérkezelt fogak esetén 13,8-szor nagyobb volt, mint vitális fogak tömései (0,4% előfordulás) mellett. Bár a szuvasodás rizikóját jelentősen növeli a rossz szájhigiéne [509, 510], vizsgálatunkba megfelelő szájhigiénével rendelkező pácienseket válogattunk be, így a jelentős eltérés hátterében az endodonciai kezelés fent említett káros következményei állnak.

A színeltérés esélye gyökérkezelt fogak esetén 4,2-szeres. A gyökérkezelt fog szürkés elszíneződése visszatükröződhet a restauráción keresztül, vagy a pigmentanyagok behatolhatnak

a kompozitba a fent említett mikrorepedések mentén. Továbbá a reagálatlan monomerek, fotoiniciátorok és ko-iniciátorok mennyisége is jelentős hatással van a kompozit elszíneződésére [443], mivel a kedvezőtlen üregkonfiguráció, azaz a megnövekedett mélység, kedvezőtlen a fotopolimerizáció szempontjából [297].

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

Retrospektív klinikai vizsgálatunk eredményei megerősítették, hogy a LidiSi hővel préselt üvegkerámia inlay/onlay/overlay klinikai teljesítménye szignifikánsan jobb az inhomogén mikrotöltésű, laboratóriumi feldolgozással készített kompozit restaurációkhoz képest az USPHS kritériumokban meghatározott értékelt paraméterek szerint. Ezért az első nullhipotézist elvetettük. Továbbá, az értékelt páciens-, fog-, és restaurációeredetű kockázati tényezők közül a szájhigiénia, az okklúziós stressz és a restauráció anyaga jelentős hatást gyakorolt az indirekt tömések teljesítményére. Így a második nullhipotézist részben elutasítottuk. Eredményeink azt mutatják, hogy a betegek és az indikációk megfelelő kiválasztása esetén mind a LidiSi üvegkerámia, mind az indirekt kompozit betétekkel kielégítő klinikai teljesítmény érhető el 97%-os, illetve 85%-os általános túlélési aránnyal, 7,8 ± 3,3 éves átlagos megfigyelési időszak alatt. Ugyanakkor a restauráció hosszú távon történő meghibásodásának veszélyét statisztikailag szignifikánsan nagyobbnak találtuk, ha a fogat kompozit betéttel állítottuk helyre. Bár számos, az egyes restauratív anyagokat külön értékelő klinikai vizsgálat áll rendelkezésre [2, 172, 185, 331, 496], a két anyag hosszú távú különbségeire vonatkozóan szakirodalmi információink hiányosak [68]. Egy szisztematikus áttekintés és metaanalízis eredményei alapján rövid megfigyelési idő alatt nem különbözik a két anyag [68], azonban - a betétek magas túlélési aránya ellenére - a vizsgálatunkban alkalmazott többszörös logisztikus regressziós modell erős korrelációt mutatott a restauráció anyaga és az összes értékelt kritérium minősége között. Nemcsak az elfogadható meghibásodások (B kód), hanem a sikertelenségek (C kód) is gyakrabban fordultak elő a kompozit esetén, ahogy azt szisztematikus áttekintések és metaanalízisek is alátámasztják [76, 351]. Bár az eloszlásuk szignifikánsan különbözött, a leggyakoribb hiba mindkét anyagtípus esetén a restauráció törése, valamint a restauráció és a fog kisebb lepattogzása, endodonciai szövődmény, szekunder szuvasodás és retencióvesztés volt, összhangban a rendelkezésre álló szakirodalmi adatokkal [76, 351]. A fog eltávolításához vezető fatális meghibásodást nem észleltünk, minden meghibásodott restaurációt javítással vagy cserével kezeltünk a fog funkcióját megtartva. A többszörös logisztikus regressziós modell szerint a széli elszíneződés esetén az anyag szignifikáns hatását gyengítette a nem teljesen kielégítő szájhigiénia, amennyiben az további kockázati tényezőként jelen volt. Repedések, adhéziós sikertelenség, a cement oldékonysága, nyálenzimek és vegyi anyagok által kiváltott degradáció növelheti az adhezív cement porozitását a határfelületen, segítve az ételből, italból, mikróbákból származó pigmentek kötődését a sérült cementhez, melyet az elégtelen szájhigiénia fokozhat [464, 522].

Bár a szekunder káriesz az egyik leggyakoribb sikertelenségi ok, vizsgálatunkban igen alacsony előfordulást találtunk a 15 éves vizsgálati periódus alatt. Ez összhangban van a kerámia és kompozit restaurációkat összehasonlító szisztematikus áttekintés és metaanalízis eredményeivel,

amelyben a szuvasodás előfordulási aránya 1% volt [351]. Ezzel szemben Beier és mtsai retrospektív vizsgálatukban 20 éves megfigyelési időszak alatt 29,6% szekunder szuvasodást észleltek, ami a miénkhez képest lényegesen magasabb arány [54]. Bár vizsgálatunkban a statisztikai elemzés nem mutatott ki szignifikáns összefüggést a szekunder káriesz kialakulása és a szájhigiénia között, az alacsony esetszám korlátozhatja a statisztikai eredmények erejét, illetve a modellben szereplő egyéb befolyásoló tényezők módosíthatják a valós összefüggést.

A bruxizmus esetén megnyilvánuló okkluzális stressz körülbelül tízszeres rágóerőnek teszi ki a fogat a kiegyensúlyozott okklúzióhoz képest [234]. Azoknál a pácienseknél, akik parafunkciós szokásoktól, bruxizmustól szenvednek, a kerámia típusától függetlenül nagyobb mértékű meghibásodást, elsősorban törést figyeltek meg [3]. Ezzel szemben egy metaanalízis átfogó eredménye nem támasztotta alá a bruxizmus és a kerámia restaurációk megnövekedett meghibásodási esélye közötti összefüggést [121]. Vizsgálatunkban a fogcsikorgatás anyagtól független szignifikáns hatását (esélyhányados: 1,9) figyeltük meg a sikertelenség általános előfordulására vonatkozóan, ám a törésére gyakorolt hatása gyengének (esélyhányados: 0,9) bizonyult. Ez a hatás nagyobb esetszámmal erősödhet. Bár a kompozitot előnyösebb anyagnak tartják bruxizmus esetén nagyobb törésállósága miatt [375], eredményeink ezt nem tudják megerősíteni, mivel mind a LidiSi, mind a kompozit restaurációk hasonlóan viselkedtek okkluzális terhelés alatt. Fogtörés csak egy kerámia onlay esetén fordult elő, ez azonban nem volt összefüggésben a bruxizmussal.

A fogakkal kapcsolatos kockázati tényezők közül, mint például a fog típusa (premoláris vs. moláris), a fog elhelyezkedése (felső vs. alsó) és a fog állapota (vitális vs. gyökérkezelt), egyiknek sem volt szignifikáns hatása a túlélésre és a meghibásodások előfordulására. Átfogó vizsgálatok a fogtípus és a sikertelenség hasonlóan jelentéktelen összefüggéséről számoltak be [351, 445]. Ezzel szemben, rövid távon a premoláris és moláris fogak betétjei szignifikáns különbséget mutattak a premolárisok javára az anatómiai forma és a széli integritás tekintetében, ám az idő előrehaladtával az eltérés egyre jelentéktelenebbé válik [126].

A fogak vitalitása, illetve gyökérkezelt volta vizsgálatunk szerint nem befolyásolta a túlélést. Azonban hangsúlyozni kell, hogy a gyökérkezelt fogakat kivétel nélkül onlay vagy overlay típusú restaurációkkal láttuk el, hogy a kedvezőtlenül megváltozott biomechanikai állapotban okkluzális védelmet nyújtsanak, ugyanis a gyökérkezelt fogak csücsökvédelme több mint 96%-ra növeli a sikerességi arányt középtávon [92]. Eredményeinknek ellentmond azonban Beier és mtsai [234], illetve Morimoto és mtsai [351] konklúziója, miszerint a fog vitalitását jelentős tényezőként azonosították mind a kerámia, mind az indirekt kompozit restaurációk túlélése szempontjából. Utóbbiak esélye a sikertelenség előfordulására 80%-kal kisebb volt a vitális fogak esetén [351]. Bár a nagyméretű restaurációk és a csücsökvédelem tekintetében nincs konszenzus az anyagválasztásra vonatkozóan, a közel 100%-os hosszú távú túlélési arányt mutató monolitikus LidiSi nagyszerű lehetőségnek tekinthető [136].

Hasonlóan mások eredményeihez [331], a statisztikai elemzés vizsgálatunkban nem talált összefüggést a restauráció kiterjedése (inlay vs. onlay és overlay) és a meghibásodás előfordulása között. Meg kell azonban említeni, hogy az inlayek száma mindkét vizsgálati csoportban alacsony volt. A kompozitok anyagtani fejlesztései, kifinomult rétegzési technikái és költséghatékony

alkalmazása lehetővé teszi a direkt felhasználást megfelelő indikáció mellett [326], mely az inlayek alkalmazási területét jelentősen leszűkíti. Emellett a maradék fogszövet körültekintő elemzése és a gondos üregelőkészítés a lehető legbiztonságosabb restaurációs terápiát biztosította vizsgálatunk alanyainál a törés elkerülése érdekében.

A restaurált felszínek számát illetően nem találtunk összefüggést a meghibásodások arányával, hasonlóan Beier és mtsai eredményeihez [53]. Ezzel szemben egy másik vizsgálatban a kompozitok esetén a többfelszínű restaurációk szignifikánsan jobb eredményeket mutattak a széli zárás tekintetében az egy- vagy kétfelszínű betétekhez képest [445].

Másik általunk vizsgált restaurációeredetű kockázati tényező a betét életkora. A középtávú kategóriába az 5-9 év közötti restaurációkat, a hosszú távú kategóriába pedig a 10-15 éves betéteket soroltuk. Más tanulmányokkal [54, 445] összhangban eredményeink is arra a következtetésre jutottak, hogy a defektusok előfordulása az idő múlásával jelentősen megnő. A meghibásodás valószínűségének idővel korreláló növekedése sokkal jelentősebb a kompozit betétek esetén. A Kaplan-Meier-analízis 6 év elteltével jelentős, 80%-ra történő csökkenést mutatott a kompozitok túlélési valószínűségében, ami a megfigyelési időszak végére tovább csökkent, és 15 év után már csak 60%-os túlélési esélyt eredményezett. Eközben a LidiSi restaurációk túlélési valószínűsége hosszú távon is magas maradt (> 95%). A kompozit és a LidiSi kerámia anyagösszetétele jelentős különbségeket mutat, ami nem csupán az esztétikai és mechanikai tulajdonságokban, de az öregedési mintázatban is tükröződik. A komplex, dinamikus szájüregi környezet számos biológiai, mechanikai, fizikai és kémiai kihívást jelent, amelyek a fejlesztések ellenére is könnyebben destruálhatják a szerves alapú kompozitokat [482]. Az öregedés során a direkt kompozitok meghibásodásának vezető oka a gyanta mátrix és/vagy a mátrix és a töltőanyag közötti határfelület károsodása, melynek kedvez a szerkezet inhomogenitása, amely az elégtelen polimerizációból, porozitásból és a terhelés okozta mikrorepedésekből ered [131]. Klinikai vizsgálatok megerősítik, hogy az első 5 évben bekövetkező meghibásodások oka legfőképpen a restauráció öregedésével függ össze [131]. Hosszú távú vizsgálatok ezzel összhangban kimutatták, hogy a kompozit fáradásra érzékeny paraméterei romlanak a legnagyobb eséllyel (felületi érdesség, anatómiai forma, marginális integritás) [76]. A LidiSi-t viszont jelenleg a legstabilabb üvegkerámiának tartják, amely rövid és hosszú távon is kiváló mechanikai tulajdonságokkal és esztétikai megjelenéssel rendelkezik [261], bár a LidiSi potenciálisan hajlamos lehet a törésre a fáradás okozta belső repedések miatt [167]. A mi eredményeinkhez hasonlóan más klinikai vizsgálatokban is megfigyelték, hogy a széli zárás romlása fokozódik az idő előrehaladtával mind a kerámia, mind a kompozit betétek esetén, ami a műgyanta-alapú rögzítőanyag nyilvánvaló kopásának tudható be [3, 185]. Általánosságban a rögzítőcement gyenge kopásállóságát tartják felelősnek a marginális integritás elvesztéséért, függetlenül az indirekt restauráció anyagától [185, 445]. Feltételezték, hogy minél jobban hasonlít a restaurációs anyag kopása a határfelületi anyag kopásához, annál jobb lesz a széli integritás [178]. Eredményeink azonban azt mutatták, hogy a kompozitok széli réseinek előfordulása szignifikánsan magasabb (28,8%), mint a kerámiáké (7,2%), annak ellenére, hogy ugyanazt a kettős kötésű adhezív cementet használtuk. A rés kialakulása összetett jelenség, mivel számos tényező járul hozzá az üregalakítástól kezdve a lenyomatvételi technikán, odontotechnológiai feldolgozáson keresztül a beragasztási protokollig [362, 497]. Bár az indirekt restaurációk

elégtelen adaptációja a kompozit bázisú cement mechanikai, kémiai és biodegradációját eredményezheti [401], a széli résben mutatkozó jelentős különbség oka elsősorban ezen anyagok eltérő tulajdonságaiban és terhelés alatti viselkedésükben keresendő. Yu és mtsai kimutatták, hogy a restauratív anyag hozzájárulhat a ragasztott határfelületeken belüli feszültségeloszláshoz és a cement károsodásának mértékéhez [538]. Alapvetően a határfelület kopása a fogszerkezet és a restauratív anyag mechanikai és termális tulajdonságainak különbségétől függ [330, 538]. Kerámiabetétnél a kontaktterhelés a kerámia szerkezetében koncentrálódik, ami minimálizálja a károsodást a határfelületen és a zománcperemeken. Ezzel szemben a kompozitnál terhelés hatására dentin-cement határfelületi feszültség fokozódást detektáltak [326]. A fent említett eredményekkel összhangban kerámiabetétjeinknél csupán sekély, míg a kompozitok peremén szignifikánsan több és súlyosabb rést fedeztünk fel, s emellett jelentősebb volt a széli elszíneződés is, ami szintén összefügg a cement destrukciójával és a szimultán pigmentlerakódással [135].

A kopásállóságot tekintve a LidiSi betétek hosszú távon szignifikánsan jobban teljesítettek. A kompozitok vizsgálatunkban tapasztalt gyakori meghibásodását az abrázióval, attrícióval szembeni csökkent mechanikai ellenállás okozta. A kopás és a fáradás az antagonista fogak ún. csúszó érintkezéseinek a következménye, amelyek lokalizált feszültséget idéznek elő a felszín alatt, ha a kompozitra ható erők meghaladják az anyag mechanikai szilárdságát. A generált feszültségek repedésképződéshez és az okklúziós érintkezések kopásához vezetnek [379]. A fokozott kopás kifejezetten a nagyobb felülettel rendelkező restaurációkat, például az onlayeket és overlayeket érintette, ahogy azt Ferracane is megállapította [164]. A vizsgálatunkba bevont inhomogén mikrotöltésű kompozit (SR Nexco) betétek további meghibásodását fényük elvesztése és a felületi érdesség kialakulása jelentette. Ezzel összhangban egy tizenkét éves longitudinális klinikai értékelés is a kompozitok fokozott mattulását mutatta [445]. Ebben az anyagtani jellegzetességeken kívül nagy szerepe van a fentebb tárgyalt öregedéssel, anyagfáradással összefüggő degradációs folyamatoknak [119, 282, 289, 293]. Egyetlen esettől eltekintve, a kerámia jól működő felületkezelési protokollja, a kompozit légabrázióval megnövelt felülete és a zománc/dentin teljes savazásos adhezív előkezelése biztosította a restaurációk hosszú távú retencióját.

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

Retrospektív klinikai vizsgálatunkban frontfogak direkt restaurálására használt nanofill és mikrohibrid kompozit hosszú távú klinikai teljesítményét elemeztük. Vizsgáltuk továbbá a defektus típusának (törés vagy diasztéma), a restauráció méretének (<25%, 25-50%, >50%), a bruxizmus, a kávé/tea/kóla fogyasztás és a dohányzás jelenlétének hatását a restaurációk élettartamára. Nullhipotéziseinket egy kivétellel elfogadtuk, hiszen az eltérő indikációval és eltérő kompozitból készült tömések túlélése nem tért el egymástól, illetve a restaurátum mérete, a bruxizmus jelenléte, az italfogyasztási szokások és a dohányzás nem voltak hatással a tömések meghibásodására. A kivételt a tea/kávé/kóla fogyasztása képezte, mely egy vizsgált paraméterre, a tömés elszíneződésére gyakorolt szignifikáns hatást. A kompozit felépítések kielégítő klinikai

teljesítményt mutattak 87,2% (nanofill) és 87,1% (mikrohibrid) túléléssel, az éves sikertelenségi arány pedig 1,43% volt az átlagos 7,2 éves megfigyelési időszak alatt.

Ahogy Demarco és mtsai szisztematikus áttekintésükben utaltak rá, annak ellenére, hogy a kompozitot nagyon gyakran használják a frontfogak ellátására, hiányoznak a hosszú távú klinikai eredmények a tömések teljesítményét illetően [124]. A megfigyelési idő alatt tapasztalt 88,34%-os összesített túlélési arány a 4-7 éves követési idővel rendelkező tanulmányok eredményeivel megegyező. Al-Khayatt és mtsai [12] 85%-os, Frese és mtsai [176] 84,6%-os, Gresnigt és mtsai [208] pedig 87,5%-os túlélést mutattak ki longitudinális klinikai vizsgálatukban. A sikertelenség leggyakoribb oka a kompozit elszíneződése és kohezív törése (lepattanása) volt. A korábban említett tanulmányok is hasonló meghibásodásokról számoltak be [39, 176, 208]. Vizsgálatunkban azonban az értékelés szigorúbb volt, mint a hasonló tanulmányokban, tekintettel a frontfogak esztétikai zónában elfoglalt helyére, ahol bármilyen apró kedvezőtlen elváltozás jelentősen zavarhatja a megjelenést. Az USPHS értékelőrendszer minden kategóriájában a 2-es értéket, sőt a törés esetében az 1-es értéket is kudarcnak tekintettük, míg más tanulmányokban a 3-4-es kódokat értékelték sikertelenségként. Fontos azonban megjegyezni, hogy a meghibásodott restaurátum nem minden esetben igényli a teljes cserét, hiszen a kompozit anyagtani tulajdonságainak köszönhetően a restauráció élettartamát egyszerű javítással meghosszabbíthatjuk. Frese és munkatársai a javított töméseket nem sikertelenségként definiálták, hanem a tömés funkcionális túléléseként határozták meg és a kompozitok javíthatóságát a legfontosabb tényezőként azonosították a restaurációk élettartamának meghosszabbításában [176]. Több klinikai vizsgálathoz [95, 176, 208, 344, 511] hasonlóan eredményeink szerint a mikrohibrid kompozit (Enamel Plus HFO) felépítések esetén szignifikánsan több incizális kohéziós lepattanás/törés keletkezett, mely meghibásodásra ennél a kompozitnál 3,7-szer nagyobb volt a kockázat, mint a nanofill Fitek Supreme XT esetén. A nanofill kompozitokhoz képest az eltérő méretű töltőanyag-részecskéket tartalmazó mikrohibrid anyag szerkezete kevésbé homogén, így a kohéziós törés nagyobb arányban fordulhat elő. Vizsgálatunkban a törés időpontját is dokumentáltuk, és 57,1%-ban a törés a restauráció behelyezését követő egy éven belül következett be. A mindennapi rágás során a restauráció túlterhelt érintkezési felületei rövid időn belül letörtek, azonban a javítás során ezeket a protrúzióban, laterotrúzióban detektálható érintkezéseket gondosan eltávolítottuk a további törés elkerülése érdekében. Bár a bruxizmust, mint a törés előfordulását potenciálisan növelő független változót tartják számon, eredményeink nem találtak összefüggést a meghibásodásokkal. Ennek megerősítéseként Milosevic és Burnside [344] is megállapította, hogy a bruxizmus önmagában nem áll összefüggésben a törés okozta kudarccal. Ezzel szemben van Dijken és mtsai szignifikánsan magasabb törési arányról számoltak be a bruxáló pácienseknél [511]. A restaurációk törése mellett a színeltérés volt a másik fő sikertelenségi ok. Ennek kockázata 8,3-szor magasabb volt a nanofill kompozit esetén. Mikrohibrid, valamint mikro- és nanotöltésű kompozitok színstabilitásának in vitro vizsgálataiban megállapították, hogy a mikrohibrid kompozit a legstabilabb típus, míg a nanotöltésű magas elszíneződési hajlammal bír és érzékenyebben reagál a színes italokra [360, 491, 535]. A korábban tárgyalt klinikai vizsgálatainknál már említett, szájüregi környezetben bekövetkező felszíni degradáció és a pigmentek abszorpciója itt is magyarázatul szolgál a tömésekben bekövetkező elszíneződésekre

[38]. Ugyan a szerves mátrix természete hatással lehet a színstabilitásra, a vizsgálatunkban szereplő két kompozit műgyanta összetétele nagyon hasonló, így az elszíneződési hajlam különbözőségét az eltérő töltőanyag-tartalomban kell keresni [427]. A nanotöltésű kompozitok magasabb térfogati töltőanyag-tartalommal, nano-méretű részecskékkel és nano-aggregátumokkal rendelkeznek, így ezen anyagoknak magasabb a kötőanyag mennyisége. A szilán kémiai kapcsoló molekula hidrolízise széles körben elfogadott a kompozitok degradációjának egyik fő okaként [158, 470]. A nanofillek esetén tehát a degradáció mértéke és a színváltozásra való érzékenysége jelentős szilán tartalma miatt fokozottabb lehet. Ráadásul szignifikánsan nagyobb arányú színelváltozást figyeltünk meg azoknál a pácienseknél, akik napi rendszerességgel fogyasztottak kávét, teát.

A sikertelenségként értékelt elváltozások mellett egyéb, cserét nem igénylő meghibásodást is találtunk, mint a széli elszíneződés és a felületi érdesség. A tizennégy széli elszíneződésből (8,4%) csak egy eset volt klinikailag elfogadhatatlan. A széli elszíneződés és résképződés az egyetlen klinikailag mérhető jel, mely a direkt kompozitok határfelületi zárására, azaz adhéziójára utal. A kompozit tömések szélei minden esetben a zománcban helyezkedtek el, ezért a zománchoz való kötődés döntő fontosságú a tartós tömés szempontjából. Ehhez a 37%-os foszforsavval végzett kondicionálás a legjobb módszer a mikro-retentív felszín kialakítására, ahogyan azt Heintze és mtsai [229] is megállapították a frontfogak direkt restaurációinak metaanalízisében. A labiális felszínen preparált széles bevel a jó adhézió mellett a restauráció és a zománc közötti láthatatlan átmenetet is biztosítja. Emellett a széles bevel másik előnye lehet a kompozit nagyobb törésállósága a határfelületen [484]. Eredményeinkből azt is megállapítottuk, hogy sem a belső struktúra integritásának megszakadásából eredő törés, sem a retencióvesztés nem jellemző meghibásodásai ezen restaurációknak. A felületi fényesség elvesztését vagy enyhe érdesség megjelenését 6,1%-ban figyeltük meg. Ezek a hibák klinikailag elfogadhatók és polírozással könnyen orvosolhatók voltak. Továbbá eredményeink nem találtak statisztikailag szignifikáns különbséget a felületi érdességben a két vizsgált anyag között. A széli integritás romlását csupán kevés tömésnél (3,7%) figyeltük meg, mely független volt az anyag típusától, oka pedig a nagyon vékony kompozitréteg bevel széléről történő lekopása lehetett. Gresnigt és mtsai-val [208] összhangban, vizsgálatunkban sem a restauráció, sem az antagonista klinikailag kimutatható kopása nem volt megfigyelhető.

Míg a poszterior régió kompozit töméseinek sikertelenségéért leggyakrabban a töréssel együtt a szekunder szuvasodás tehető felelőssé [125, 301], az anterior zóna nem káriesz eredetű defektusainak ellátásakor ezzel a meghibásodással – eredményeink szerint - nem kell számolnunk.

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

Prospektív megfigyelésen alapuló esettanulmány-sorozatunkban a frontrégió bilamináris héjainak, mint Dahl-restaurációknak a rövidtávú (27 hónap) túlélését vizsgáltuk 6 olyan páciens esetén, akik csak a frontfogakat érintő erózióban és/vagy attrícióban szenvedtek. A betegek elégedettségén, diszkomfort érzésén kívül a poszterior fogak kompenzatórikus erupciójának

progresszióját és a bruxizmussal kapcsolatos okklúziós stressz jelenlétét is vizsgáltuk. Klinikai szempontból elfogadható és kiváló teljesítményt nyújtottak a szendvicshéjak - amelyek palatinális direkt kompozitból és labiális kerámia héjakból álltak - az átlagosan 23,7 és 21,7 hónapos megfigyelési időszakban. (A két héjtípus megfigyelési idejének eltérését az okozza, hogy a terápia menetében először a palatinális kompozit héjak készültek el, majd a kompenzatórikus erupció után az okklúzió helyreálltakor készültek el a kerámia héjak). Az alacsony esetszám azonban nem teszi lehetővé a statisztikai elemzést, így az eredményeket körültekintően kell értelmezni. Vailati és Belser háromlépcsős adhezív rehabilitációs technikát vezetett be minimál invazív szendvicshéj alkalmazásával, amely először a palatinális felületet rekonstruálja direkt vagy indirekt kompozit héjakkal, majd a labiális felszín helyreállítása következik kerámia héjakkal [504-506]. Ez a technika biztosítja a maradék foganyag megőrzését, különös tekintettel az ép approximális felszínekre. A bilamináris restaurációk hat év viselés után nem mutattak jelentős meghibásodást, a palatinális kompozit héjakon felfedezett eltérések szinte mindegyike javítható volt [507]. Az adhezíven rögzülő kerámia héjak a javasolt felületkezelési és cementezési protokollnak köszönhetően hosszú távon rendkívül megbízható kezelési lehetőséget nyújtanak az esztétikai és funkcionális helyreállítás során és ezt számos klinikai kutatás is alátámasztja [52, 328]. Bár az alacsony esetszám miatt eredményeinket nem lehet statisztikai elemzéssel alátámasztani, az előbb hivatkozott vizsgálatokkal összhangban, az értékelt paraméterek közül mindegyikben a labiális kerámia héjak kiválóan, míg a palatinális héjak részben kiválóan, részben elfogadhatóan teljesítettek a hároméves rövidtávú megfigyelés alatt. Az eredeti Vailati-féle háromlépcsős adhezív restaurációs technika a hátsó régiót teljes rágófelszíni borítást biztosító kerámia illetve kompozit betétekkel restaurálja a megnövelt vertikális dimenzióban [504-506]. Ezzel szemben az általunk alkalmazott kezelésben a szendvicshéj megközelítést Dahl-koncepcióval kombináltuk, mely során a palatinális héjak, mint elülső neuromuszkuláris deprogramozó funkcionáltak, és az intakt hátsó fogak kompenzatorikus erupcióját eredményezték, rekonstruálva az okklúziót a megemelt vertikális dimenzióban. Az adhezív bilamináris héjak és a Dahl-koncepció kombinált módszerét Magne és mtsai mutatták be elsőként [327]. Ez a módszer maximális foganyag védelmet biztosít anélkül, hogy a poszterior zónában az egészséges molárisokon és premolárisokon restaurációra lenne szükség. Poyser és mtsai összegyűjtötték a Dahl-koncepcióval kapcsolatos klinikailag releváns vizsgálatokat, és megállapították, hogy a jó eredmények ellenére hiányzik ennek a technikának a nemzetközi elterjedtsége, bár nagy esetszámú kontrollált klinikai tanulmányokra lenne szükség a bizonyítékokon alapuló adatok biztosításához [408]. Célunk volt a technika alkalmazhatóságának vizsgálata, eredményessége esetén hazai bemutatása és népszerúsítése (nagyobb esetszámú tanulmányunk megjelent a Magyar Fogorvosok Egyesülete gondozásában kiadott Fogorvosi Szemle 2022/115. számában). Az eredeti Dahl-készülék egy palatinális harapásemelő fém eszköz volt, amely megteremtette a szükséges helyet a destruálódott frontfogak teljes helyreállításához [106]. A helyteremtés után a restaurálás teljes borítókoronával történt, mely túlzott foganyagvesztéssel járt. A probléma leküzdéseként Bishop és mtsai kettős adhezív héjak (palatinális fém és labiális kerámia) bemutatásával egy foganyagkímélő módszerrel gyarapították a kezelési lehetőséget [61]. A fémekkel szemben az adhezív fogászatban használt anyagok folyamatos fejlesztése ultrakonzervatív, tartós megoldásokat biztosít. A kompozitot elsőként Darbar és Hemmings

használta a frontfogak palatinális foganyagvesztésének kezelésére megemelt vertikális dimenzióban és 30 hónapos követés után 89,4 %-os sikerarányról számoltak be, míg a poszterior fogak okklúziós érintkezései átlagosan 4,6 hónap alatt álltak helyre [108, 231]. A szupra-okklúzióban additívan alkalmazott kompozit héj pótolja az elveszett foganyagot, emellett anterior izomzat-deprogramozóként is funkcionál, segítve a centrális relációban történő repozícionálást [327, 345]. Redman és mtsai rövid és középhosszú távú tanulmányukban megerősítették, hogy a megnövekedett vertikális dimenzióban alkalmazott direkt kompozit restaurációk életképes, első vonalbeli lehetőséget biztosítanak a frontfogak kopásának kezelésére, azonban a felmerülő hibák gyakoriságának szignifikáns növekedése várható ötéves viselés után [420]. Az említett tanulmánnyal teljesen összhangban a mi eredményeink is azt mutatják, hogy a palatinális héjak széli elszíneződése, kopása és egyenetlenné válása a leggyakoribb, de javítható elváltozás. Ezzel szemben Gulamali és mtsai középtávú túlélési vizsgálatukban azt találták, hogy a vizsgált direkt és indirekt helyreállítások több mint 90%-a kisebb vagy nagyobb kudarcot mutatott a vizsgálat tíz évében, és beavatkozást vagy javítást igényelt [211]. Bár a kompozitok mechanikai korlátai meghibásodáshoz vezetnek, teljes cserét igénylő sikertelen esetek nem fordultak elő és a palatinális restaurációk túlélése 100%-osnak bizonyult a 27 hónapos megfigyelési időszak alatt. A rövid távú viselés ellenére kis kopási fazetták gyakran megjelentek a palatinális héjakon, különösen a statikus okklúziós érintkezések mentén. Mind a hat beteg éjszakai vagy ébrenléti bruxizmusban szenvedett a kezelés megkezdése előtt, azonban a palatinális felépítés után csak két beteg számolt be fennálló bruxizmusról. Ezen páciensek éjszakai Michigan típusú stabilizáló sínt kaptak az esetleges törések elkerülése végett. A többi betegnél is detektált kopási fazetták alapján feltételezzük, hogy a restaurálás után náluk is jelen van bizonyos fokú okklúziós stressz, azonban az újonnan felépített anatomikus palatinális forma a kialakított vezetések és a módosult okklúziós viszonyok korlátozhatják a parafunkciós mozgásokat, ami így enyhébb fokú, vagy kevésbé érzékelhető a betegek számára. A megelőzés szempontjából azonban érdemes lehet a héjak elkészülte után éjszakai sínt viselni, még akkor is, ha a bruxizmus jelei láthatóan enyhültek. A kompozitok mechanikai korlátai azonban bizonyos szempontból előnyösnek is bizonyulhatnak. Több szerző szerint a kisebb kopásállóság az antagonista fogazat kopási rátájának csökkentése érdekében kifejezetten jótékony hatású [108, 182]. További előnyei a karbantarthatóság, idő- és költséghatékonyság, valamint az egészséges fogszövetek megóvása, ugyanakkor lehetőséget nyújt későbbi alternatív restaurálási módokra [537]. A betegelégedettség kiváló és a megemelt vertikális dimenziót, illetve a vele járó átmeneti diszokklúziót is nagyon jól tolerálták a páciensek, hasonlóan más tanulmányok beszámolójához [231, 420]. Az anatómikusan kialakított palatinális kompozit héjak új okklúziós síkot és az antagonista fogak axiális terhelését biztosították, mely a frontfogak káros fogmozgásait hivatott megakadályozni. A rekonstruált szemfogvezetés alapvető jelentősége abban áll, hogy megakadályozza a labiális héjak törését a felső és az alsó metszőfogak szeparálásával az oldalirányú mozgások során. Már a tervezési fázisban meg kell határozni a metszőfogak jövőbeli hosszát, mely összhangban áll a tervezett szemfogvezetés által biztosított, rendelkezésre álló interincizális térközzel. Feltételezett továbbá, hogy a stabil anterior okklúzió és vezetés neuromuszkuláris szabályozással megkönnyíti a hátsó fogak előtörését. A poszteruptív fogmozgások feladata fenntartani az okklúziós síkot a fogak kopásának kompenzációjaként. Bár

a kompenzációs erupció mechanizmusa nem tisztázott, feltételezik, hogy az oro-faciális izmok összehangolt erői - a központi idegrendszer hatására - felelősek a fog erupciójáért [318]. Lund szerint a rágás mechanizmusa azon szenzoros visszacsatolástól függ, amely az izomaktivitás szabályozására szolgál a rágás minden szakaszában [324]. Az egyéni rágási ciklus három szakaszra oszlik: nyitás, gyors zárás és lassú zárás. Utóbbi a falat őrléséhez szükséges megnövekedett izomerővel jellemezhető. Feltételezzük, hogy kizárólag anterior érintkezések és vezetések esetén, amikor a poszterior régió a rágásból kiesik, a lassan záródó szakasz és a vele járó megnövekedett elevátor izomaktivitás hiányzik, így a funkció zavart szenved. A központi idegrendszer számos visszajelzést kap az izmoktól, a parodontális receptoroktól és a nyálkahártya szenzoros receptoraitól, mely remodelláló csontátépülést és következményes fogelőtörést idéz elő, fenntartva így a rágóapparátus fiziológiai funkcióját. Vizsgálatunk során valamennyi betegnél négy héten belül teljesen helyreálltak a poszterior fogérintkezések. Redman és mtsai megfigyelése szerint az okklúzió helyreállása 2-18 hónapot vett igénybe, mely az alanyok kétharmadánál teljes, míg egyharmadánál csupán részleges helyreállást jelentett [420].

VI. AZ ÉRTEKEZÉS ÚJ TUDOMÁNYOS MEGÁLLAPÍTÁSAI ÉS KLINIKAI JELENTŐSÉGÜK

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 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; emellett érdemes figyelemmel lenni a kompozit iniciátor-tartalmának és a polimerizációs lámpa emissziós spektrumának egyezőségére.

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 a nagyfokú hűlés miatt 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**.

***Klinikai relevancia*:** a magas viszkozitású hagyományos bulk-fill kompozit biokompatibilitási szempontok alapján előnyös lehet előmelegítve a csökkent monomerkioldódás miatt, de a gyors hűlés okozta 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, rétegezett 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 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 üvegszálas 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 kerámiabetétek 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: kerámiabetét ragasztása során a pulpát 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. Az 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 terméknél **meghaladta** az elfogadottnak tekintett 30 %-os **határértéket**.

Klinikai relevancia: kompozit típusra való tekintet nélkül, a klinikai használat során a legkörültekintőbben kell eljárnunk, hogy csökkentsük 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 töméstechnika jelentősen befolyásolja**,

de a **belső adaptáció és a konverzió közti kapcsolat gyenge**. A tömés egyben történő behelyezése (bulk töméstechnika) kisebb határfelületi résképződéssel jár és kielégítő konverziót ér el SDR Plus és EverX Posterior kompozitok esetén, a paraméterek közötti szignifikáns korreláció nélkül. A konzisztencia befolyását mutattuk ki a folyékony bulk-fill kompozit (SDR Plus) alkalmazásával, mely csökkentette a határfelületi résképződést és közepes mértékben fokozta a konverziót. Emellett **jelentősebb belső porozitás** várható, ha a tömést **rétegenként** visszük az üregbe.

Klinikai relevancia: ha a mély (≥ 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 káriesz 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 k**i szignifikáns **hatást a gyökérkezelt fogak töméseire**.

Klinikai relevancia: kellő falvastagság (min. 2,5 mm) esetén a gyökérkezelt fogak II. osztályú üregei elfogadható sikeránnyal 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 valószínűség**gel számolhatunk, míg kerámia esetén ez 95% felett maradt. Az értékelt **kockázati tényezők** közül a **restauráció anyaga** szignifikáns hatással bírt több vizsgált paraméterre, a **bruxizmus**sal 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 kárieszes 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 palatinális direkt kompozit héjak** (bilamináris héjak) készítése **ígéretes módszer a lokalizált frontfogkopás kezelésére.** A minimál invazív additív megközelítés és a poszterior fogak kompenzáló előtörése rekonstruálja az esztétikát és a funkciót a megmaradt fogszerkezet maximális megőrzése mellett. 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.

VII. SAJÁT KÖZLEMÉNYEK JEGYZÉKE

Az értekezés alapjául szolgáló közlemények felsorolása az értekezésben történő tárgyalás sorrendjében történt. A további közlemények minden kategóriában a megjelenési dátum sorrendjében vannak listázva. Az impakt faktor (IF) a Clarivate Journal Citation Reports által meghatározott értéket jelenti, a kvartilis (Q) és decimális (D) besorolás a Scimago Journal Ranking szerint történt. A hivatkozások számát a Magyar Tudományos Művek Tárának (MTMT) adatai alapján tüntettem fel. A feltüntetett értékek a 2025. március 18-án elérhető adatoknak felelnek meg.

VII.1 AZ MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK

Az MTA doktori értekezés alapjául szolgáló közlemények tudománymetriai 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 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: 38, 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 4,6; SJR indikátor: D1; Összes citáció: 2, Független citáció: 2

9. Dunavári EK, Kőházy 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 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

VII.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, Fábián T, Krajczár K, Szalma J. Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10-Year findings. Dent Mater 2015; 31:115-122.

VII.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-koncepcióval 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, Sáry 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. (* megosztott utolsó szerzőség)

VII.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-canalis 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 intracoronal 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, Őry 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 szájsebészeti 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; 735-761.

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; 707-735.

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.

56. Lempel E. A kompozitok összetevői, színt befolyásoló hatásuk. A magyarországi fogorvosképzés módszertani és tartalmi modernizációja korszerű hosszanti digitális tananyagfejlesztéssel három nyelven. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 683-692.

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; 617-632.

58. Lempel E. Dental ceramics. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 738-762.

59. Lempel E. Direct veneers with different techniques. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 709-738.

60. Lempel E. Polymerization stress, layering techniques in molars. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 695-709.

61. Lempel E. Components of dental composites, their effects on color
Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 687-695.

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.

63. Lempel E. Pathology of pulp and periapical tissues. Digital method and content development of the Hungarian higher education in dentistry in Hungarian, German and English. Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 619-634.

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.

67. Lempel E. Individuell gefertigte Komposit Veneers. Digitale Methodik und Inhaltmodernisierung der ungarischen zahnmedizinischen Hochschulausbildung auf Ungarisch, Englisch und Deutsch
Budapest, Dialóg Campus Kiadó, Nordex Kft. 2014; 730-758.

VII.5 TUDOMÁNYMETRIAI TÁBLÁZAT

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

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

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

VIII. IRODALOMJEGYZÉK

1. Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. J Dent 2003; 31:437–44.
2. Abdulrahman S, Von See Mahm C, Talabani R, Abdulateef D. Evaluation of the clinical success of four different types of lithium disilicate ceramic restorations: a retrospective study. BMC Oral Health 2021; 21:625.
3. Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of ceramic onlays: A systematic review. J Esthet Restor Dent 2018; 30:193-215.
4. Aguiar AE, da Silva LG, de Paula Barbosa HF, Glória RF, Espanhol-Soares M, Gimenes R. Synthesis of Al_2O_3-$0.5B_2O_3$-SiO_2 fillers by sol-gel method for dental resin composites. J Non-Cryst Solids 2017; 458:86-96.
5. Ahmed KE, Murbay S. Survival rates of anterior composites in managing tooth wear: systematic review. J Oral Rehabil 2016; 43:145-53.
6. Akarsu S, Karademir SA. Influence of bulk-fill composites, polymerization modes, and remaining dentin thickness on intrapulpal temperature rise. BioMed Res Int 2019; 2019:4250284.
7. Al Nahedh H, Al-Senan DF, Alayad AS. The effect of different light-curing units and tip distances on the polymerization efficiency of bulk-fill materials. Oper Dent 2022; 47:E197-E210.
8. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. Dent Mater 2015; 31:1207-13.
9. Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Conversion kinetics of rapid photo-polymerized resin composites. Dent Mater 2020; 36:1266–74.
10. Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage and shrinkage stress development in ultra-rapid photo-polymerized bulk fill resin composites. Dent Mater 2021; 37:559-67.
11. Alizadehgharib S, Östberg AK, Dahlstrand Rudin A, Dahlgren U, Christenson K. The effects of the dental methacrylates TEGDMA, Bis-GMA, and UDMA on neutrophils in vitro. Clin Exp Dent Res 2020; 6:439-47.
12. Al-Khayatt AS, Ray-Chaudhuri A, Poyser NJ, Briggs PF, Porter RW, Kelleher MG, Eliyas S. Direct composite restorations for the worn mandibular anterior dentition: a 7-year follow-up of a prospective randomized controlled split-mouth clinical trial. J Oral Rehabil 2013; 40:389-401.
13. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. J Dent 2007; 35:238-45.
14. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing materials. J Dent 2005; 33:593-602.
15. Alrahlah A, Silikas, N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin composites. Dent Mater 2014; 30:149–54.
16. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. Saudi Dent J 2017; 29:48-58.
17. Alshabib A, Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Material behavior of resin composites with and without fibers after extended water storage. Dent Mater J 2021; 40:557-65.
18. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. J Dent 2015; 43:1511-8.
19. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. Dent Mater 2013; 29:213–7.
20. Al-Zain AO, Platt JA. Effect of light-curing distance and curing time on composite microflexural strength. Dent Mater J 2021; 40:202-8.
21. Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. Dent Mater 2009; 25:1411-14.
22. Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. Prog Polym Sci 2001; 26:605–65.
23. Anseth KS, Newman SM, Bowman CM. Polymeric dental composites: Properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. Adv Polym Sci 1995; 122:177–217.
24. Antonucci J, Dickens S, Fowler B, Xu H, McDonough W. Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites J Res Natl Inst Stand Technol 2005; 110:541-58.
25. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and survival of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 2002; 87:256–63.
26. Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E, Dietschi D. Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical shade code: an in vitro evaluation. J Dent 2011; 39 Suppl 1:e37-44.

27. Arrais CA, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. J Dent 2008; 36:418-26.
28. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater 1998; 14:51–56.
29. Asmussen E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. Oper Dent 1985; 10:61–73.
30. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. Scand J Dent Res 1982; 90:490-6.
31. Ástvaldsdóttir Á, Dagerhamn J, van Dijken JW, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranæus S, Nilsson M. Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review. J Dent 2015; 43:934-54.
32. Atai M, Ahmadi M, Babanzadeh S, Watts DC. Synthesis, characterization, shrinkage and curing kinetics of a new low-shrinkage urethane dimethacrylate monomer for dental application. Dent Mater 2007; 23:1030–41.
33. Atai M, Motevasselian F. Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. Clin Oral Investig 2009; 13:309–16.
34. Atai M, Pahlavan A, Moin N. Nano-porous thermally sintered nano silica as novel fillers for dental composites. Dent Mater. 2012; 28:133-45.
35. Atsumi T, Iwakura I, Fujisawa S, Ueha T. The production of reactive oxygen species by irradiated camphorquinone-related photosensitizers and their effect on cytotoxicity. Arch Oral Biol 2001; 46:391-401.
36. Aydin N, Karaoglanoglu S, Oktay EA, Süloglu AK. Evaluating of cytotoxic effects of highly esthetic dental composites. Braz Dent Sci 2020; 23:8.
37. Backes CN, FranÇa FMG, Turssi CP, Amaral FLBD, Basting RT. Color stability of a bulk-fill composite resin light-cured at different distances. Braz Oral Res 2020; 34:e119.
38. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. J Dent 2005; 33:389–98.
39. Baldissera RA, Corrêa MB, Schuch HS, Collares K, Nascimento GG, Jardim PS, Moraes RR, Opdam NJM, Demarco FF. Are there universal restorative composites for anterior and posterior teeth? J Dent 2013; 41:1027-35.
40. Balthazard R, Jager S, Dahoun A, Gerdolle D, Engels-Deutsch M, Mortie E. High-resolution tomography study of the porosity of three restorative resin composites. Clin Oral Investig 2014; 18:1613-8.
41. Bandarra S, Neves J, Paraíso A, Mascarenhas P, Ribeiro AC, Barahona I. Biocompatibility of self-adhesive resin cement with fibroblast cells. J Prosthet Dent 2021; 125: 705.e1-7.
42. Bapat RA, Parolia A, Chaubal T, Dharamadhikari S, Abdulla AM, Sakkir N, Arora S, Bapat P, Sindi AM, Kesharwani P. Recent update on potential cytotoxicity, biocompatibility and preventive measures of biomaterials used in dentistry. Biomater Sci 2021; 9:3244–83.
43. Barna BK, Fráter M. Műgyanta alapú kompozíciós helyreállító anyagok és azok egészségre gyakorolt hatása. Fogorv Szle 2020; 113:90-5.
44. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. J Clin Diagn Res 2015; 9:ZE18-24.
45. Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, Watts DC. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. J Dent 2007; 35:651–5.
46. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. Int J Paediatr Dent 2009; 19:48–54.
47. Barszczewska-Rybarek IM. A guide through the dental dimethacrylate polymer network structural characterization and interpretation of physico-mechanical properties. Materials (Basel). 2019; 12:4057.
48. Barszczewska-Rybarek IM. The role of molecular structure on impact resistance and bending strength of photocured urethanedimethacrylate polymer networks. Polym. Bull 2017; 74:4023–40.
49. Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. Dent Mater 2012; 28:52–71.
50. Bayne SC. Dental restorations for oral rehabilitation – testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making. J Oral Rehabil 2007; 34:921–32.
51. Becher R, Wellendorf H, Sakhi AK, Samuelsen JT, Thomsen C, Bølling AK, Kopperud HM. Presence and leaching of bisphenol a (BPA) from dental materials. Acta Biomater Odontol Scand. 2018; 4:56-62.
52. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. Int J Prosthodont 2012; 25:79–85.
53. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H. Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. Int J Prosthodont 2012; 25:395-402.

54. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. Int J Prosthodont 2012; 25:70–8.
55. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. Dent Mater 2014; 30:424–32.
56. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: Polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. Oper Dent 2015; 40:190–200.
57. Berger SB, Palialol AR, Cavalli V, Giannini M. Characterisation of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins. Braz Dent J 2009; 4:314-8.
58. Berghaus E, Klocke T, Maletz R, Petersen S. Degree of conversion and residual monomer elution of 3D-printed, milled and self-cured resin-based composite materials for temporary dental crowns and bridges. J Mater Sci Mater Med 2023; 34:23.
59. Berry DC, Poole DFG. Attrition: Possible mechanisms of compensation. J Oral Rehabil 1976; 3:201-206.
60. Bhopatkar J, Ikhar A, Chandak M, Mankar N, Sedani S. Composite pre-heating: A novel approach in restorative dentistry. Cureus 2022; 14:e27151.
61. Bishop K, Bell M, Briggs P, Kelleher M. Restoration of a worn dentition using a double-veneer technique. Brit Dent J 1996; 180:26–9.
62. Bowen RL. Composite and sealant resins - past, present, and future. Pediatr Dent 1982; 4:10-5.
63. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent. Assoc JADA 1963; 66:57−64.
64. Braden M, Clarke RL. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. I. Proprietary materials. Biomaterials 1984; 5:369–72.
65. Braden M, Davy KWM. Water absorption characteristics of some unfilled resins. Biomaterials 1986; 7:474–5.
66. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. J Dent Res 2002; 81:114–8.
67. Braydich-Stolle LK, Schaeublin NM, Murdock RC, Jiang J, Biswas P, Schlager JJ, Hussain SM. Crystal structure mediates mode of cell death in TiO_2 nanotoxicity. J Nanopart Res 2009; 11:1361–74.
68. Bresser RA, Hofsteenge JW, Wieringa TH, Braun PG, Cune MS, Özcan M, Gresnigt MMM. Clinical longevity of intracoronal restorations made of gold, lithium disilicate, leucite, and indirect resin composite: a systematic review and meta-analysis. Clin Oral Investig 2023; 27:4877-96.
69. Broer DJ, Mol GN, Challa G. Temperature effects on the kinetics of photoinitiated polymerization of dimethacrylates. Polymer 1991; 32:690–5.
70. Brown AC, Goldberg MP. Surface temperature and temperature gradients of human teeth in situ. Arch Oral Biol 1966; 11:973-82.
71. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. Clin Oral Investig 2014; 18:1991–2000.
72. Buelvas DDA, Besegato JF, Vicentin BLS, Jussiani EI, Hoeppner MG, Andrello AC, Di Mauro E. Impact of light-cure protocols on the porosity and shrinkage of commercial bulk fill resin composites with different flowability. J Polym Res 2020; 27:292.
73. Bueno ALN, Arrais CAG, Jorge ACT, Reis AF, Amaral CM. Light-activation through indirect ceramic restorations: Does the overexposure compensate for the attenuation in light intensity during resin cement polymerization? J Appl Oral Sci 2011; 19:22–7.
74. Bumbrah GS, Sharma RM. Raman spectroscopy – Basic principle, instrumentation and selected applications for the characterization of drugs of abuse. Egypt J Forensic Sci 2016; 6:209-215.
75. Burian G, Erdelt K, Schweiger J, Keul C, Edelhoff D, Güth JF. In-vivo-wear in composite and ceramic full mouth rehabilitations over 3 years. Sci Rep 2021; 11:14056.
76. Bustamante-Hernández N, Montiel-Company JM, Bellot-Arcís C, Mañes-Ferrer JF, Solá-Ruíz MF, Agustín-Panadero R, Fernández-Estevan L. Clinical behavior of ceramic, hybrid and composite onlays. A systematic review and meta-analysis. Int J Environ Res Public Health 2020; 17:7582.
77. Cajazeira MR, De Sabóia TM, Maia LC. Influence of the operatory field isolation technique on tooth-colored direct dental restorations. Am J Dent 2014; 27:155–9.
78. Calgaro PA, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. Braz Oral Res 2013; 27:403-9.
79. Cardoso IO, Machado AC, Fernandes LO, Soares PV, Raposo LHA. Influence of tip diameter and light spectrum of curing units on the properties of bulk-fill resin composites. Eur J Dent 2022; 16:360-6.
80. Cardoso KA, Zarpellon DC, Madruga CF, Rodrigues JA, Arrais CA. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a Lucirin-based resin composite. J Appl Oral Sci 2017; 25:140-6.

81. Carrillo-Cotto R, Etges A, Jardim PS, Torre E, Kaizer MR, Ferrúa CP, Nedel F, Cuevas-Suárez CE, Moraes RR. Cytotoxicity of contemporary resin-based dental materials in contact with dentin. Eur J Oral Sci 2020; 128:436–43.
82. Carvalho TS, Colon P, Ganss C, Huysmans M, Lussi A, Schlueter N, Schmalz G, Shellis RP, Tveit AB, Wiegand A. Consensus Report of the European Federation of Conservative Dentistry: Erosive tooth wear – diagnosis and management Swiss Dent J 2020; 126:342-6.
83. Castro FLAD, Campos BB, Bruno KF, Reges RV. Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. J Appl Oral Sci 2013; 21:157–62.
84. Caughmann WF, Caughmann GB, Shiflett R, Rueggeberg F, Schuster G. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. Biomaterials 1991; 12:737–40.
85. Cebe MA, Cebe F, Cengiz MF, Cetin AR, Arpag OF, Ozturk B. Elution of monomer from different bulk fill dental composite resin. Dent Mater 2015; 31:141–9.
86. Chan KHS, Mai Y, Kim H, Tong KCT, Ng D, Hsiao JCM. Review: Resin Composite Filling. Materials (Basel) 2010; 3:1228-43.
87. Chang MC, Lin LD, Chuang FH, Chan CP, Wang TM, Lee JJ, Jeng PY, Tseng WY, Lin HJ, Jeng JH. Carboxylesterase expression in human dental pulp cells: role in regulation of BisGMA-induced prostanoid production and cytotoxicity. Acta Biomater 2012; 8:1380-7.
88. Chen Y, Yeung AWK, Pow EHN, Tsoi JKH. Current status and research trends of lithium disilicate in dentistry: a bibliometric analysis. J Prosthet Dent 2021; 126:512–22.
89. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. Br Dent J 2017; 222:337–44.
90. Chiang YC, Rösch P, Dabanoglu A, Lin CP, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from microCT images. Dent Mater 2010; 26:223-31.
91. Cho SH, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW. Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. J Contemp Dent Pract 2015; 16:347–52.
92. Chrepa V, Konstantinidis I, Kotsakis GA, Mitsias ME. The survival of indirect composite resin onlays for the restoration of root filled teeth: a retrospective medium-term study. Int Endod J 2014; 47:967–73.
93. Ciocan LT, Biru EI, Vasilescu VG, Ghitman J, Stefan AR, Iovu H, Ilici R. Influence of air-barrier and curing light distance on conversion and micro-hardness of dental polymeric materials. Polymers 2022; 14:5346.
94. Coelho NF, Barbon F, Machado RG, Bocato N, Moraes RR. Response of composite resins to preheating and the resulting strengthening of luted feldspar ceramic. Dent Mater 2019; 35: 1430–38.
95. Coelho-de-Souza FH, Gonçalves DS, Sales MP, Erhardt MCG, Corrêa MB, Opdam NJM, Demarco FF. Direct anterior composite veneers in vital and non-vital teeth: A retrospective clinical evaluation. J Dent 2015; 11:1330-36.
96. Cook DJ, Watts DC. Time-dependent deformation of composite restorative materials in compression. J Dent Res 1985; 64:147-50.
97. Corciolani G, Vichi A, Davidson CL, Ferrari M. The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. Oper Dent 2008; 33:325–31.
98. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. Mosby, Philadelphia, 2011; 161-82.
99. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. J Dent Res 2011; 90:402-16.
100. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, Carluccio F, Vitalone LM, D'Amario M. Influence of curing time, overlay material and thickness on three light-curing composites used for luting indirect composite restorations. J Adhes Dent 2012; 14:377–84.
101. Da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. J Dent 2006; 34:427–35.
102. Da Rosa Rodolpho PA, Rodolfo B, Collares K, Correa MB, Demarco FF, Opdam NJM, Cenci MS, Moraes RR. Clinical performance of posterior resin composite restorations after up to 33 years. Dent Mater 2022; 38:680-8.
103. da Silva EM, Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JG. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. J Appl Oral Sci 2008; 16:161-6.
104. da Silva EM, Poskus LT, Guimaraes JG, de Araujo Lima Barcellos A, Fellows CE. Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink density of dental composites. J Mater Sci Mater Med 2008; 19:1027–32.

105. da Veiga AMA, Cunha AC, Ferreira DM, da Silva Fidalgo TK, Chianca TK, Reis KR, Maia LC. Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. J Dent 2016; 54:1–12.
106. Dahl BL, Krogstad O, Karlsen K. An alternative treatment in cases with advanced localized attrition J Oral Rehabil 1975; 2:209-14.
107. Dammaschke T, Nykiel K, Sagheri D, Schäfer E. Influence of coronal restorations on the fracture resistance of root canal-treated premolar and molar teeth: a retrospective study. Aust Endod J 2013; 39:48–56.
108. Darbar UR, Hemmings KW. Treatment of localized anterior tooth wear with composite restorations at an increased occlusal vertical dimension. Dent Update 1997; 24:72-5.
109. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. J Dent Res 2006; 85:38–43.
110. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. J Dent Res 2005; 84:663–7.
111. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. Dent Mater 2007; 23:1283-8.
112. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. J Esthet Restor Dent 2006; 18:340-50.
113. Daugherty MM, Lien W, Mansell MR, Risk DL, Savett DA, Vandewalle KS. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. Dent Mater 2018; 34:1531-41.
114. David-Pérez M, Ramírez-Suárez JP, Latorre-Correa F, Agudelo-Suárez AA. Degree of conversion of resin-cements (light-cured/dual-cured) under different thicknesses of vitreous ceramics: systematic review. J Prosthodont Res 2022; 66:385-94.
115. De Angelis F, Sarteur N, Buonvivere M, Vadini M, Šteffl M, D'Arcangelo C. Meta-analytical analysis on components released from resin-based dental materials. Clin Oral Investig 2022; 26:6015-41.
116. De Angelis F, Vadini M, Capogreco M, D'Arcangelo C, D'Amario M. Effect of light-sources and thicknesses of composite onlays on micro-hardness of luting composites. Materials (Basel) 2021; 14:6849.
117. de Cássia Romano B, Soto-Montero J, Rueggeberg F, Giannini M. Effect of extended light exposure times and measurement methods on depth of cure analyses of conventional and bulk fill composites. Eur J Oral Sci 2020; 128:336-44.
118. de Moraes RR, Marimon JL, Schneider LF, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Bueno M. Effects of 6-months of aging in water on hardness and surface roughness of two microhybrid dental composites. J Prosthodont 2008; 17:323-6.
119. de Oliveira AG, Rocha RS, Spinola MDS, Batista GR, Bresciani E, Caneppele TMF. Surface smoothness of resin composites after polishing-A systematic review and network meta-analysis of in vitro studies. Eur J Oral Sci 2023; 131:e12921.
120. de Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. J Appl Oral Sci 2015; 23:358-68.
121. de Souza Melo G, Batistella EÂ, Bertazzo-Silveira E, Simek Vega Gonçalves TM, Mendes de Souza BD, Porporatti AL, Flores-Mir C, De Luca Canto G. Association of sleep bruxism with ceramic restoration failure: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent 2018; 119:354-62.
122. Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. Dent Mater 2011; 27:e51-9.
123. 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.
124. Demarco FF, Collares K, Coelho-de-Souza FH, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. Dent Mater 2015; 31:1214-24.
125. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. Dent Mater 2012; 28:87-101.
126. Derchi G, Marchio V, Borgia V, Özcan M, Giuca MR, Barone A. Twelve-year longitudinal clinical evaluation of bonded indirect composite resin inlays. Quintessence Int 2019; 50:448-54.
127. Dickens SH, Stansbury JW, Choi KM, Floyd CJE. Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins. Macromolecules 2003; 36:6043–53.
128. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature – Part 1. Composition and micro- and macrostucture alterations. Quintessence Int 2007; 38:733–43.
129. dos Santos GB, Alto RV, Filho HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. Dent Mater 2008; 24:571–6.

130. Dougherty MM, Lien W, Mansell MR, Risk DL, Savett DA, Wandewalle KS. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. Dent Mater 2018; 34:1531–41.
131. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. J Dent Res 2008; 87:710-9.
132. 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.
133. Durner J, Obermaier J, Draenert M, Ilie N. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. Dent Mater. 2012; 28:1146-53.
134. Ebrahimi-Chaharom ME, Safyari L, Safarvand H, Jafari-Navimipour E, Alizadeh-Oskoee P, Ajami AA, Abed-Kahnamouei M, Bahari M. The effect of pre-heating on monomer elution from bulk-fill resin composites. J Clin Exp Dent 2020; 12:e813-20.
135. Edelhoff D, Erdelt KJ, Stawarczyk B, Liebermann A. Pressable lithium disilicate ceramic versus CAD/CAM resin composite restorations in patients with moderate to severe tooth wear: Clinical observations up to 13 years. J Esthet Restor Dent 2023; 35:116-28.
136. Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Brix O, Liebermann A. Clinical performance of occlusal onlays made of lithium disilicate ceramic in patients with severe tooth wear up to 11 years. Dent Mater 2019; 35:1319-30.
137. EFSA Panel on Food Contact Materials, Enzymes, Flavourings and Processing Aids (CEF). Scientific opinion on the risks to public health related to the presence of bisphenol A (BPA) in foodstuffs: Executive summary. EFSA Journal 2015; 13:3978.
138. El Gedaily M, Attin T, Wiedemeier DB, Tauböck TT. Impact of different etching strategies on margin integrity of conservative composite restorations in demineralized enamel. Materials (Basel) 2020; 13:4500.
139. Elfakhri FE, Alkahtani R, Li C, Khaliq J. Influence of filler characteristics on the performance of dental composites: A comprehensive review. Ceram Int 2022; 48:27280-94.
140. Elliott JE, Anseth JW, Bowman CN. Kinetic modeling of the effect of solvent concentration onprimary cyclization during polymerization of multifunctional monomers. Chem Eng Sci 2001; 56:3173–84.
141. El-Maksoud OA, Hamama HHH, Wafaie RA, El-Wassefy N, Mahmoud SH. Effect of shelf-storage temperature on degree of conversion and microhardness of composite restorative materials. BMC Oral Health 2023; 23:57.
142. Eltahlah D, Lynch CD, Chadwick B, Blum LR, Wilson NH. An update on the reasons for placement and replacement of direct restorations J Dent 2018; 72:1-7.
143. Emami N, Sjödahl M, Söderholm K-JM. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. Dent Mater 2005; 21:721–30.
144. Emami N, Söderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. Eur J Oral Sci 2003; 111:536-42.
145. Engelmann J, Leyhausen G, Leibfritz D, Geurtsen W. Metabolic effects of dental resin components in vitro detected by NMR spectroscopy. J Dent Res 2001; 80:869–75.
146. Erickson RL, Barkmeier WW. Curing characteristics of a composite. Part 2: The effect of curing configuration on depth and distribution of cure. Dent Mater 2014; 30:e134–45.
147. Ersen KA, Gürbüz Ö, Özcan M. Evaluation of polymerization shrinkage of bulk-fill resin composites using microcomputed tomography. Clin Oral Investig 2020; 24:1687–93.
148. European Commission. European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. Radiat Prot 2004; 136.
149. Falacho RI, Melo EA, Marques JA, Ramos JC, Guerra F, Blatz MB. Clinical in-situ evaluation of the effect of rubber dam isolation on bond strength to enamel. J Esthet Restor Dent 2023; 35:48-55.
150. Fasbinder DJ, Neiva GF, Heys D, Heys R. Clinical evaluation of chairside computer assisted design/computer assisted machining nano-ceramic restorations: five-year status. J Esthet Restor Dent 2020; 32:193–203.
151. Fathy H, Hamama HH, El-Wassefy N, Mahmoud SH. Clinical performance of resin- matrix ceramic partial coverage restorations: a systematic review. Clin Oral Invest 2022; 26:3807–22.
152. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res. 1987; 66:1636-9.
153. Felix CA, Price RB. The effect of distance from light source on light intensity from curing lights. J Adhes Dent 2003; 5:283-91.
154. Feng L, Carvalho R, Suh BI. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. Dent Mater 2009; 25:283–9.
155. Feng L, Suh BI. Exposure reciprocity law in photopolymerization of multi-functional acrylates and methacrylates. Macromol Chem Phys 2007; 208:295–306.

156. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. J Biomed Mater Res 1986; 20:121–31.
157. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress - is it clinically meaningful. Dent Mater 2016; 32:1–10.
158. Ferracane JL, Marker VA. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. J Dent Res 1992; 71:13–9.
159. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. J Oral Rehabil 2011; 38:295-314.
160. Ferracane JL. A historical perspective on dental composite restorative materials. J Funct Biomater 2024; 15:173.
161. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dent Mater 1985; 1:11-4.
162. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil 1994; 21:441–52.
163. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. Dent. Mater 2006; 22:211-22.
164. Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices. Dent Mater 2006; 22:689-92.
165. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. Dent Mater 2011; 27:29–38.
166. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, Tay F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. Am J Dent 2007; 20:287–91.
167. Ferruzzi F, Ferrairo BM, Piras FF, Borges AFS, Rubo JH. Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. J Appl Oral Sci 2019; 27:e20180297.
168. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJP. The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. Dent Mater 2013; 29:906–912.
169. Finer Y, Santerre JP. The influence of resin chemistry on a dental composite's biodegradation. J Biomed Mater Res A 2004; 69:233–46.
170. Fonseca A, Salvador MVO, Dressano D, Saracenia CHC, Gonçalves LS, Hadis M, Palin WM. Increased rates of photopolymerisation by ternary type II photoinitiator systems in dental resins. J Mech Behav Biomed Mater 2019; 98:71–8.
171. Forster A, Braunitzer G, Tóth M, Szabó BP, Fráter M. In vitro fracture resistance of adhesively restored molar teeth with different MOD cavity dimensions. J Prosthodont 2019; 28:e325-e31.
172. Fotiadou C, Manhart J, Diegritz C, Folwaczny M, Hickel R, Frasheri I. Longevity of lithium disilicate indirect restorations in posterior teeth prepared by undergraduate students: a retrospective study up to 8.5 years. J Dent 2021; 105:103569.
173. Frankenberger R, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaption after NaOCl pre-treatment. Oper Dent 2000; 25:40–5.
174. Frankenberger R, Reinelt C, Krämer N. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: 8-year results. Clin Oral Investig 2014; 18:125-37.
175. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Mörig G, Naumann M, Braun A, Krämer N, Roggendorf MJ. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. Dent Mater 2015; 31:1312-20.
176. Frese C, Schiller P, Staehle HJ, Wolff D. Recontouring teeth and closing diastemas with direct composite buildups: A 5-year follow-up. J Dent 2013; 11:979-85.
177. Fróes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. Dent Mater 2010; 26:908-14.
178. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. Dent Mater 2013; 29:1209-18.
179. Fronza B, Ayres A, Pacheco R, Rueggeberg F, Dias C, Giannini M. Characterization of inorganic filler content, mechanical properties, and light transmission of bulk-fill resin composites. Oper Dent 2017; 42:445–55.
180. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LE, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. Dent Mater 2015; 31:1542-51.
181. Fugolin APP, Pfeifer CS. New resins for dental composites. J Dent Res 2017; 96:1085–91.
182. Fujii K, Carrick TE, Bicker R, Mccabe JF. Effect of the applied load on surface contact fatigue of dental filling materials. Dent Mater 2004; 20:931–8.
183. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. J Dent 2014; 42:439-49.
184. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. Braz Dent J 2012; 23:508-14.

185. Galiatsatos A, Galiatsatos P, Bergou D. Clinical longevity of indirect composite resin inlays and onlays: an up to 9-year prospective study. Eur J Dent 2022; 16:202–8.
186. Galvao MR, Caldas SG, Bagnato VS, Rastelli AN, Andrade MF. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photoactivated with different light guide tips. Eur J Dent 2013; 7:86-93.
187. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. Oper Dent, 2014; 39:441-8.
188. Garoushi S, Mangoush E, Vallittu M, Lassila L. Short fiber reinforced composite: a new alternative for direct onlay restorations. Open Dent J 2013; 7:181-5.
189. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater 2013; 29:835-41.
190. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. Odontology 2016; 104:291-7.
191. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhy XX. Oxygen inhibition in dental resins. J Dent Res 2005; 84: 725–9.
192. Ge X, Ye Q, Song L, Laurence JS, Spencer P. Synthesis and evaluation of a novel co-initiator for dentin adhesives: polymerization kinetics and leachables study. JOM (1989) 2015; 67:796-803.
193. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. Crit Rev Oral Biol Med 2000; 11:333–55.
194. Ghavamnasiri M, Maleknejad F, Ameri H, Moghaddas MJ, Farzaneh F, Chasteen JE. A retrospective clinical evaluation of success rate in endodontic-treated premolars restored with composite resin and fiber reinforced composite posts. J Conserv Dent 2011; 14:378–82.
195. Giannini M, Di Francescantonio M, Pacheco RR, Cidreira Boaro LC, Braga RR. Characterization of water sorption, solubility, and roughness of silorane- and methacrylate-based composite resins. Oper Dent 2014; 39:264–72.
196. Giordano IIR. Ceramics overview. Br Dent J 2022 ;232:658–63.
197. Giorgi MCC, Vogt AP, Corneta CJ, Velo MMAC, Lima DANL, Baron GMM, Aguiar FHB. Influence of a hydrophobic monomer on the physical and mechanical properties of experimental surface sealants. Braz Oral Res 2018; 32:e108.
198. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. Clin Oral Investig 2008; 12:1-8.
199. Gonçalves F, Campos LMP, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, Braga RR, Boaro LCC. A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. Braz Oral Res 2018; 32:e17.
200. Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Contraction stress related to composite inorganic content. Dent Mater 2010; 26:704–9.
201. Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. Eur J Oral Sci 2009; 117:442-6.
202. Gonçalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW, Newman SM, Braga RR. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. Dent Mater 2010; 26:697-703.
203. González-López S, De Haro-Gasquet F, Vílchez-Díaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. Oper Dent 2006; 31:33–8.
204. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. Dent Mater 2014; 30:688-94.
205. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjör IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. J Am Dent Assoc 2009; 140:1476–84.
206. Gorsche C, Koch T, Moszner N, Liska R. Exploring the benefits of β-allyl sulfones for more homogeneous dimethacrylate photopolymer networks. Polym Chem 2015; 6:2038–47.
207. Graf N, Ilie N. Long-term stability of a RAFT modified bulk-fill resin-composite under clinically relevant versus ISO-curing conditions. Materials 2020; 13:5350.
208. Gresnigt MM, Kalk W, Özcan M. Randomized controlled split-mouth clinical trial of direct laminate veneers with two micro-hybrid resin composites. J Dent 2012; 9:766–75.
209. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations – midterm results of a 5-year prospective clinical split mouth study. J Dent 2009; 37:627–37.
210. Gul P, Alp HH, Özcan M. Monomer release from bulk-fill composite resins in different curing protocols. J Oral Sci 2020; 62:288-92.
211. Gulamali AB, Hemmings KW, Tredwin CJ, Petrie A. Survival analysis of composite Dahl restorations provided to manage localized anterior tooth wear (ten-year follow-up). Brit Dent J 2011; 211:E9.

212. Guo X, Yu Y, Gao S, Zhang Z, Zhao H. Biodegradation of dental resin-based composite-a potential factor affecting the bonding effect: A narrative review. Biomedicines 2022; 10:2313.
213. Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB. Release and toxicity of dental resin composite. Toxicol Int 2012; 19:225-34.
214. Habib E, Wang R, Wang Y, Zhu M, Zhu XX. Inorganic fillers for dental resin composites: Present and future. ACS Biomater Sci Eng 2016; 2:1-11.
215. Habib E, Wang R, Zhu XX. Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites. Dent Mater 2018; 34:1501–8.
216. Habib E, Wang R, Zhu XX. Monodisperse silica-filled composite restoratives mechanical and light transmission properties. Dent Mater 2017; 33:280–7.
217. Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, Devaux J, Leloup G, Palin WM. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. J Dent 2011; 39:549-57.
218. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. Dent Mater 2002; 18:463-9.
219. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. Dent Mater 2003; 19:327-33.
220. Hampe T, Wiessner A, Frauendorf H, Alhussein M, Karlovsky P, Bürgers R, Krohn S. Monomer release from dental resins: The current status on study setup, detection and quantification for in vitro testing. Polymers 2022; 14:1790.
221. Han SH, Park SH. Comparison of internal adaptation in Class II bulk-fill composite restorations using micro-CT. Oper Dent 2017; 42:203-14.
222. Han SH, Sadr A, Tagami J, Park SH. Non-destructive evaluation of an internal adaptation of resin composite restoration with swept-source optical coherence tomography and micro-CT. Dent Mater 2016; 32:e1-7.
223. Hansen EK, Asmussen E. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-bonded resin. Endod Dent Traumatol 1990; 6:218–25.
224. Haralur SB, Al-Qahtani AS, Al-Qarni MM, Al-Homrany RM, Aboalkhair AE. Influence of remaining dentin wall thicknesson the fracture strength of endodontically treated tooth. Conserv Dent 2016; 19:63–7.
225. Harlow J, Rueggeberg F, Labrie D, Sullivan B, Price RB. Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites. J Dent 2016; 53:44–50.
226. Hayashi J, Tagami J, Chan D, Sadr A. New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: Integrity and degree of conversion. Dent Mater 2020; 36:1615–23.
227. He J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Effect of low-shrinkage monomers on the physicochemical properties of experimental composite resin. Acta Biomater Odontol Scand 2018; 4:30-7.
228. Health UDo, H.S.O.H.C. Committee. US department of health and human services oral health strategic framework, 2014–2017. Publ Health Rep 2016; 131:242-57.
229. Heintze SD, Rousson V, Hickel R. Clinical effectiveness of direct anterior restorations – A meta-analysis. Dent Mater 2015; 31:481-95.
230. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg OralMed Oral Pathol 1972; 34:661.
231. Hemmings KW, Darbar UR, Vaughan S. Tooth wear treated with direct composite restorations at an increased vertical dimension: Results at 30 months. J Prosthet Dent 2000; 83:287-93.
232. Henriques B, Torres O, Braem A, Souza JCM. Effect of inorganic fillers on the light transmission through traditional or flowable resin-matrix composites for restorative dentistry. Clin Oral Investig 2023; 27:5679-93.
233. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006; 11:E215-20.
234. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. J Dent Res 1999; 78:1336–44.
235. Hiramatsu DA, Moretti-Neto RT, Ferraz BFR, Porto VC, Rubo JH. Roughness and porosity of provisional crowns. Pós-Grad Rev 2011; 18:108–12.
236. Hofsteenge JW, Scholtanus JD, Özcan M, Nolte IM, Cune MS, Gresnigt MMM. Clinical longevity of extensive direct resin composite restorations after amalgam replacement with a mean follow-up of 15 years. J Dent 2023; 130:104409.
237. Holter D, Frey H, Mulhaupt R. Branched bismethacrylates based on Bis-GMA. a systematic route to low shrinkage composites. Polymer Preprints 1997; 38:84–5.
238. Ilday NO, Sagsoz O, Karatas O, Bayindir YZ, Celik N. Temperature change caused by light curing of fiber-reinforced composite resins. J Conserv Dent 2015; 18:223-6.

239. Ilie N, Hickel R. Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? Dent Mater J 2008; 27:221–8.
240. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. Dent Mater 2011; 27:348-55.
241. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Stansbury JW, Cadenaro M, Ferracane JL. Academy of Dental Materials guidance - Resin composites: Part I-Mechanical properties. Dent Mater 2017; 33:880-94.
242. Ilie N, Ionescu AC, Diegelmann J. Characterization of universal chromatic resin-based composites in terms of cell toxicity and viscoelastic behavior. Dent Mater 2022; 38:700–8.
243. Ilie N, Kessler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. J Dent 2013; 41:695–702.
244. Ilie N, Stark K. Curing behavior of high-viscosity bulk-fill composites. J Dent 2014; 42:977-85.
245. Ilie N, Watts DC. Outcomes of ultra-fast (3 s) photo-cure in a RAFT-modified resin- composite. Dent Mater 2020; 36:570–9.
246. Ilie N. Impact of light transmittance mode on polymerisation kinetics in bulk-fill resin-based composites. J Dent 2017; 63:51-9.
247. Imazato S. McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. Dent Mater 2001; 17:178–83.
248. Ironside JG, Makinson OF. Resin restorations: Causes of porosities. Quintessence Int 1993; 24:867-73.
249. ISO 10993-5:2009; Biological evaluation of medical devices—Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity. International Organization for Standardization: Geneva, Svájc, 2009.
250. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. Biomaterials 2005; 26:6449-59.
251. Jafarzadeh-Kashi TS, Fereidouni F, Khoshroo K, Heidari S, Masaeli R, Mohammadian M. Effect of preheating on the microhardness of nanohybrid resin-based composites. Front Biomed Technol. 2015; 30:15–22.
252. Jakubinek MB, O'Neill C, Felix C, Price RB, White MA. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. Dent Mater 2008; 24:1468–76.
253. Janda R, Roulet JF, Latta M, Ruttermann S. Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007; 82:545-51.
254. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. Dent Mater 2013; 29:605–17.
255. Janke V, von Neuhoff N, Schlegelberger B, Leyhausen G, Geurtsen W. TEGDMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts. J Dent Res 2003; 82:814–8.
256. Joynt RB, Wieczkowski Jr G, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. J Prosthet Dent 1987; 57:431–5.
257. Kaisarly D, El Gezawi M, Keßler A, Rösch P, Kunzelmann KH. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites: bulk versus incremental application. Clin Oral Investig 2021; 25:1127-39.
258. Kaisarly D, El Gezawi M, Lai G, Jin J, Rösch P, Kunzelmann K-H. Effects of occlusal cavity configuration on 3D shrinkage vectors in a flowable composite. Clin Oral Investig 2018; 22:2047–56.
259. Kaisarly D, Gezawi ME. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: A literature review. Odontology 2016; 104:257–70.
260. Karabela MM, Sideridou ID. Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. Dent Mater 2008; 24:1631–9.
261. Kaur K, Talibi M, Parmar H. Do you know your ceramics? Part 3: lithium disilicate. Br Dent J 2022; 232:147–50.
262. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis characterization and evaluation of urethane derivates of Bis-GMA. Dent Mater 2003; 19:584–8.
263. Kim HJ, Park SH. Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-CT and its correlation with polymerization shrinkage. Oper Dent 2014; 39:E57-70.
264. Kim JW, Kim LU, Kim CK. Size control of silica nanoparticles and their surface treatment for the fabrication of dental nanocomposites. Biomacromolecules 2007; 8:215−22.
265. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent 2002; 87:642–9.
266. Kim MJ, Kim RJY, Ferracane J, Lee IB. Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities. Dent Mater 2017; 33:e373–83.

267. 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 (Basel) 2021; 13:3599.
268. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracturepredilection in endodontically treated teeth. Endod Topics 2006; 13:57–83.
269. Kloxin CJ, Scott TF, Bowman CN. Stress relaxation via addition-fragmentation chain transfer in a thiol-ene photopolymerization. Macromolecules 2009; 42:2551–6.
270. Kodonas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. Int Endod J 2009; 42:247-52.
271. Konakanchi A, Alla RK, Guduri V. Silane coupling agents – Benevolent binders in composites. Trends Biomater Artif Organs 2016; 31:108-13.
272. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. Dent Mater 2013; 29:824–34.
273. Korkut B, Özcan M. Longevity of direct resin composite restorations in maxillary anterior crown fractures: A 4-year clinical evaluation. Oper Dent 2022; 47:138-48.
274. Korkut B, Tarçın B, Atalı PY, Özcan M. Introduction of a new classification for resin composites with enhanced color adjustment potential. Curr Oral Health Rep 2023; 10:223–32.
275. Kostylev I, Winters T, Labrie D, Price RB. Role of the beam profile and sample geometry in the bonded-disk method on the shrinkage kinetics of two dental resins. Dent Mater 2016; 32:1026–35.
276. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The photoinitiators used in resin based dental composite - A review and future perspectives. Polymers (Basel) 2021; 13:470.
277. Kowalska A, Sokolowski J, Gozdek T, Krasowski M, Kopacz K, Bociong K. The influence of various photoinitiators on the properties of commercial dental composites. Polymers 2021; 13:3972.
278. Kowalska A, Sokołowski J, Szynkowska-Jóźwik MI, Gozdek T, Kopacz K, Bociong K. Can TPO as photoinitiator replace "golden mean" camphorquinone and tertiary amines in dental composites? Testing experimental composites containing different concentration of diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide. Int J Mol Sci 2022; 23:11594.
279. Kubo S, Kawasaki A, Hayashi Y. Factors associated with the longevity of resin composite restorations. Dent Mater J 2011; 30:374–83.
280. Kundie F, Azhari CH, Muchtar A, Ahmad ZA. Effects of filler size on the mechanical properties of polymer-filled dental composites: A Review of recent developments. J Phys Sci 2018; 29:141–65.
281. Kuo WC, Chang YH, Lin CL, Kuo JS. Effects of different ceramic and dentin thicknesses on the temperature rise during photocuring. J Dent Sci 2011; 6:210-5.
282. Kusuma Yulianto HD, Rinastiti M, Cune MS, de Haan-Visser W, Atema-Smit J, Busscher HJ, van der Mei HC. Biofilm composition and composite degradation during intra-oral wear. Dent Mater 2019; 35:740–50.
283. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. J Investig Clin Dent 2012; 3:3-16.
284. Łagocka R, Jakubowska K, Chlubek D, Buczkowska-Radlinska J. Elution study of unreacted TEGDMA from bulk-fill composite (SDR™ Dentsply) using HPLC. Adv Med Sci 2015; 60:191–8.
285. Łagocka R, Mazurek-Mochol M, Jakubowska K, Bendyk-Szeffer M, Chlubek D, Buczkowska-Radlińska J. Analysis of base monomer elution from 3 flowable bulk-fill composite resins using High Performance Liquid Chromatography (HPLC). Med Sci Monit 2018; 24:4679-90.
286. Lang BR, Jaarda M, Wang RF. Filler particle size and composite resin classification systems. J Oral Rehabil 1992; 19:569-84.
287. Lara L, Rocha MG, Menezes LR, Correr AB, Sinhoreti MAC, Oliveira D. Effect of combining photoinitiators on cure efficiency of dental resin-based composites. J Appl Oral Sci 2021; 29:e20200467.
288. Laske M, Opdam NJM, Bronkhorst EM, Braspenning JCC, Huysmans MCDNJM. Risk factors for dental restoration survival: A practice-based study. J Dent Res 2019; 98:414-22.
289. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu PK, Garoushi S. The effect of polishing protocol on surface gloss of different restorative resin composites. Biomater Investig Dent 2020; 7:1-8.
290. Lee S, Pagoria D, Geurtsen W. Effects of combinations of ROS scavengers on oxidative DNA damage caused by visible-light-activated camphorquinone/N,N-dimethyl-p-toluidine. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007; 83:391-9.
291. Lee YK. Influence of filler on difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. Dent Mater 2008; 24:1243–47.

292. Lemon MT, Jones MS, Stansbury JW. Hydrogen bonding interactions in methacrylate monomers and polymers. J Biomed Mater Res A 2007; 83:734–46.
293. Lemos CAA, Mauro SJ, Briso ALF, Souza F de CPP de, Navarro MF de L, Fagundes TC. Surface roughness, gloss and color change of different composites after exposure to ultimate challenges. Braz J Oral Sci 2017; 16:1-11.
294. Lempel E Gyulai S, Németh KD. Lokalizált frontfogkopás adhezív rehabilitációja Dahl-koncepcióval kombinálva: Esetsorozattanulmány Fogorv Szle 2022; 115:80-93.
295. 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; 77:1137–44.
296. 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.
297. 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, fibre-reinforced and polyacid-modified resin composites. Dent Mater 2019; 35:217–28.
298. 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 2019; 37:983-997.
299. 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; 26:523-33.
300. 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, polymerization shrinkage and porosity of bulk-fill resin composites. Dent Mater 2023; 39:442-53.
301. 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.
302. Lempel E, Tóth V, Szalma J, Szabó Gy. Minőségi követelményrendszer alkalmazása kerámiarestaurációk ellenőrző vizsgálatában. Fogorv Szle 2006; 99:3-8.
303. Lempel E. A polimerizációs fény intenzitásának csökkenése a pulpakamra direkt ellátása során. E-journal Esztétika 2012; 1:12275476.
304. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. Oper Dent 2010; 35:220–30.
305. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, Palin WM. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. Dent Mater 2011; 27:157-64.
306. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. Dent Mater 2013; 29:139–56.
307. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. J Dent 2015; 43:664–72.
308. Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth – experimental characterization and mathematical modeling. Dent Mater 2010; 26:501–13.
309. Lindberg A, van Dijken JW, Lindberg M. Nine-year evaluation of a polyacid-modified resin composite/resin composite open sandwich technique in Class II cavities. J Dent 2007; 35:124–9.
310. Lipski M, Woźniak K, Szyszka-Sommerfeld L, Borawski M, Droździk A, Nowicka A. In vitro infrared thermographic assessment of temperature change in the pulp chamber during provisionalization: Effect of remaining dentin thickness. J Healthcare Eng 2020; 2020:8838329.
311. Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. J Dent Res 2013; 92:584-91.
312. Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. Dent Mater 2005; 21:608-15.
313. Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, Petschelt A, Eliades G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. Dent Mater 2009; 25:514–9.
314. Lombardini M, Chiesa M, Scribante A, Colombo M, Poggio C. Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness. Dent Res J (Isfahan) 2012; 9:735-40.
315. Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. Oper Dent 2001; 26:516e20.
316. Loomans B, Opdam N, Attin T, Bartlett D, Edelhoff D, Frankenberger R, Benic G, Ramseyer S, Wetselaar P, Sterenborg B, Hickel R, Pallesen U, Mehta S, Banerji S, Lussi A, Wilson N. Severe tooth wear: European consensus statement on management guidelines. J Adhes Dent 2017; 19:111-9.

317. Loomans B, Opdam N. A guide to managing tooth wear: the Radboud philosophy. Br Dent J 2018; 224:348-56.
318. Loto AO. Tooth eruption: A 'neuromuscular theory'. Part one. J Craniomaxillofac Res 2017; 4:278-83.
319. Lousan do Nascimento Poubel D, Ghanem Zanon AE, Franco Almeida JC, Vicente Melo de Lucas Rezende L, Pimentel Garcia FC. Composite resin preheating techniques for cementation of indirect restorations. Int J Biomater 2022; 2022:5935668.
320. Lovász BV, Berta G, Lempel E, Sétáló G 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.
321. Lovász BV, Lempel E, Szalma J, Sétáló G Jr, 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; 25:2269-79.
322. Lovell LG, Stansbury JW, Syrpes DC, Bowman CN. Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerizations. Macromolecules 1999; 32:3913-21.
323. Lucey SM, Santini A, Roebuck EM. Degree of conversion of resin-based materials cured with dual-peak or single-peak LED light-curing units. Int J Paediatr Dent 2015; 25:93-102.
324. Lund JP. Mastication and its control by the brain stem. Crit Rev Oral Biol Med 1991; 2:33-64.
325. 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.
326. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. Int J Periodontics Restorative Dent 2003; 23:543–55.
327. Magne P, Magne M, Belser UC. Adhesive restorations, centric relation, and the Dahl principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion. Eur J Esthet Dent 2007; 2:260-73.
328. Magne P, Magne M. Use of additive wax-up and direct intraoral mock-up for enamel preservation with porcelain laminate veneers. Eur J Esthet Dent 2006; 1:10-9.
329. Magne P, Razaghy M, Carvalho MA, Soares LM. Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. Int J Esthet Dent 2018; 13:318-32.
330. Magne P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? J Calif Dent Assoc 2006; 34:135-47.
331. Malament KA, Margvelashvili-Malament M, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Att W. 10.9-year survival of pressed acid etched monolithic e.max lithium disilicate glass-ceramic partial coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position, age, sex, and the type of partial coverage restoration (inlay or onlay). J Prosthet Dent 2021; 126:523–32.
332. Malaquias P, Gutiérrez MF, Sutil E, Matos TP, Hanzen TA, Reis A, Perdigão J, Loguercio AD. Universal adhesives and dual-cured core buildup composite material: adhesive properties. J Appl Oral Sci 2020; 28:e20200121.
333. Malkoç MA Sevimay M, Tatar İ, Çelik HH. Micro-CT detection and characterization of porosity in luting cements. J Prosthodont 2015; 24:553–61.
334. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore memorial lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Oper Dent 2004; 29:481-508.
335. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TR. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. J Prosthet Dent 2002; 88:297–301.
336. Marcondes RL, Lima VP, Barbon FJ, Isolan CP, Carvalho MA, Salvador MV, Lima AF, Moraes RR. Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness. Dent Mater 2020; 36:1356-64.
337. Marcondes RL, Moraes RR, Pereira J, de Carvalho MA. Preheated restorative composite resin for luting ceramic laminate veneers: An optimized technique report. J Clin Exp Dent 2023; 15:e165-e168.
338. Marovic D, Par M, Crnadak A, Sekelja A, Negovetic Mandic V, Gamulin O, Rakić M, Tarle Z. Rapid 3 s curing: What happens in deep layers of new bulk-fill composites? Materials (Basel) 2021; 14:515.
339. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. Dent Mater 2018; 34:13-28.
340. Matinlinna JP, Özcan M, Lassila L, Kalk W, Vallittu P. Effect of the cross-linking silane concentration in a novel silane system on bonding resin-composite cement. Acta Odontol Scand 2008; 66:250-5.
341. McCullock AJ, Smith BG. In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. Br Dent J 1986; 161:450–2.

342. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: Part 4. An overview of the restorative techniques and dental materials commonly applied for the management of tooth wear. Brit Dent J 2012; 212:169-77.
343. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. Clin Oral Investig 2017; 21:1201-12.
344. Milosevic A, Burnside G. The survival of direct composite restorations in the management of severe tooth wear including attrition and erosion: A prospective 8-year study. J Dent 2015; 14:13-9.
345. Mizrahi B. A technique for simple and aesthetic treatment of anterior tooth wear. Dent Update 2004; 31:109-14.
346. Moad CL, Moad G. Fundamentals of reversible addition–fragmentation chain transfer (RAFT). Chem Teach Int 2021; 3:3–17.
347. Moad G, Chiefari J, Mayadunne RTA, Moad CL, Postma A, Rizzardo E, Thang SH. Initiating free radical polymerization. Macromol Symp 2002; 182:65–80.
348. Moad G, Solomon DH. The chemistry of radical polymerization. Oxford: Elsevier Ltd., 2006: 233–78.
349. Moin Jan C, Nomura Y, Urabe H, Okazaki M, Shintani H. The relationship between leachability of polymerization initiator and degree of conversion of visible light-cured resin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2001; 58:42–6.
350. Moldovan M, Balazsi R, Soanca A, Roman A, Sarosi C, Prodan D, Vlassa M, Cojocaru I, Saceleanu V, Cristescu I. Evaluation of the degree of conversion, residual monomers and mechanical properties of some light-cured dental resin composites. Materials 2019; 12:2109.
351. Morimoto S, Rebello de Sampaio FB, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. J Dent Res 2016; 95:985–94.
352. Moszner N, Fischer UK, Angermann J, Rheinberger V. A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. Dent Mater 2008; 24:694-9.
353. Moszner N, Karl U, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. Dent Mater 2007; 4:901–7.
354. Musanje L, Ferracane JL, Sakaguchi RL. Determination of the optimal photoinitiator concentration in dental composites based on essential material properties. Dent Mater 2009; 25:994–1000.
355. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. J Prosthet Dent 2005; 93:164–70.
356. Naik VB, Jain AK, Rao RD, Naik BD. Comparative evaluation of clinical performance of ceramic and resin inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. J Conserv Dent 2022; 25:347–55.
357. Nakai H, Seino J, Nakamura K. Bond Energy Density Analysis Combined with Informatics Technique. J Phys Chem A 2019; 123:7777-84.
358. Nakajima M, Arimoto A, Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O, Foxton RM, Tagami J. Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. J Dent 2012; 40(Suppl. 2):e77–82.
359. Naser Alavi F, Ghavami-Lahiji M, Habibi P. Mechanical performance of a conventional resin composite and its bulk-fill restorative counterpart after long-term accelerated aging. Dent Med Probl 2023; 60:641-7.
360. Nasim I, Neelakantan P, Sujeer R, Subbarao CV. Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins--an in vitro study. J Dent 2010; 38:137-42.
361. Néma V, Sáry T, Szántó FL, Szabó B, Braunitzer G, Lassila L, Garoushi S, Lempel E, Fráter M. Crack propensity of different direct restorative procedures in deep MOD cavities. Clin Oral Investig 2023; 27:2003-11.
362. Neppelenbroek KH. The clinical challenge of achieving marginal adaptation in direct and indirect restorations. J Appl Oral Sci 2015; 23:448-9.
363. Neves SO, Magalhães LMD, Corrêa JD, Dutra WO, Gollob KJ, Silva TA, Horta MCR, Souza PEA. Composite-derived monomers affect cell viability and cytokine expression in human leukocytes stimulated with Porphyromonas gingivalis. J Appl Oral Sci 2019; 27:20180529.
364. Nilsen BW, Mouhat M, Jokstad A. Quantification of porosity in composite resins delivered by injectable syringes using X-ray microtomography. Biomater Investig Dent 2020; 7:86-95.
365. Niu L, Dong SJ, Kong TT, Wang R, Zou R, Liu QD. Heat transfer behavior across the dentino-enamel junction in the human tooth. Plos One 2016; 11:e0158233.
366. Noda M, Wataha JC, Kaga M, Lockwood PE, Volkmann KR, Sano H. Components of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed THP-1 human monocytes at sublethal concentrations. J Dent Res 2002; 81:265–9.
367. Nomoto R, Hirasawa T. Residual monomer and pendant methacryloyl group in light-cured composite resins. Dent Mater J 1992; 11:177-88.

368. Novais VR, Raposo LH, Miranda RR, Lopes CC, Simamoto PC Júnior, Soares CJ. Degree of conversion and bond strength of resin-cements to feldspathic ceramic using different curing modes. J Appl Oral Sci. 2017; 25:61-8.
369. Nozawa K, Gailhanou H, Raison L, Panizza P, Ushiki H, Sellier E, Delville JP, MDelville MH. Smart control of monodisperse Stober silica nanoparticles: effect of reactant addition rate on growth process. Langmuir 2005; 21:1516−23.
370. Odum NC, Ross JT, Citrin NS, Tantbirojn D, Versluis A. Fast curing with high-power curing lights affects depth of cure and post-gel shrinkage and increases temperature in bulk-fill composites. Oper Dent 2023; 48:98-107.
371. Ogliari FA, Ely C, Zanchi CH, Fortes CB, Samuel SM, Demarco FF, Petzhold CL, Piva E. Influence of chain extender length of aromatic dimethacrylates on polymer network development. Dent Mater 2008; 24:165-71.
372. Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, Pedraza V, Soto A, Sonnenschein C. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. Environ Health Perspect 1996; 104:298-305.
373. Onisor I, Asmussen E, Krejci I. Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. Am J Dent 2011; 24:250–256.
374. Ono M, Nikaido T, Ikeda M, Imai S, Hanada N, Tagami J, Matin K. Surface properties of resin composite materials relative to biofilm formation. Dent Mater J 2007; 26:613-22.
375. Opdam N, Frankenberger R, Magne P. From 'direct versus indirect' toward an integrated restorative concept in the posterior dentition. Oper Dent 2016; 41:S27-S34.
376. Opdam NJ, Roeters JJ, Joosten M, Veeke O. Porosities and voids in Class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite. Dent Mater 2002; 18:58–63.
377. Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, Gaengler P, Lindberg A, Huysmans MC, van Dijken JW. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. J Dent Res 2014; 93:943-9.
378. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Rehabil 2001; 28:1106–15.
379. Osiewicz MA, Werner A, Roeters FJM, Kleverlaan CJ. Wear of bulk-fill resin composites. Dent Mater 2022; 38:549-53.
380. Oumer AN, Mamat O. A study of fiber orientation in short fiber-reinforced composites with simultaneous mold filling and phase change effects. Comp Part B: Engineering 2012; 43:1087-94.
381. Ozyoney G, Yanıkoglu F, Tagtekin D, Hayran O. The efficacy of glass-ceramic onlays in the restoration of morphologically compromised and endodontically treated molars. Int J Prosthodont 2013; 26:230–4.
382. Padam S. Sample size for experimental studies. J Clin Prev Card 2012; 1:88–93.Palin WM, Hadis MA, Leprince JG, Leloup G, Boland L, Fleming GJP, Krastl G, Watts DC. Reduced polymerization stress of MAPO-containing resin composites with increased curing speed, degree of conversion and mechanical properties. Dent Mater 2014; 30:507-16.
383. Pallesen U, van Dijken JWV, Halken J, Hallosten AL, Höigaard R. Longevity of posterior resin composite restorations in permanent teeth in Public Dental Health Service: A prospective 8 years follow up. J Dent 2013; 41:297–306.
384. Panchal AC, Asthana G. Oxygen inhibition layer: A dilemma to be solved. J Conserv Dent 2020; 23:254-8.
385. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. J Endod 1995; 21:57–61.
386. Papakonstantinou AE, Eliades T, Cellesi F, Watts DC, Silikas N. Evaluation of UDMA's potential as a substitute for Bis-GMA in orthodontic adhesives. Dent Mater 2013; 29:898-905.
387. Par M, Burrer P, Prskalo K, Schmid S, Schubiger A-L, Marovic D, Tarle Z, Attin T, Tauböck TT. Polymerization kinetics and development of polymerization shrinkage stress in rapid high-intensity light-curing. Polymers 2022; 14:3296.
388. Par M, Marovic D, Attin T, Tarle Z, Taubock TT. Effect of rapid high-intensity light-curing on polymerization shrinkage properties of conventional and bulk-fill composites. J Dent 2020; 101:103448.
389. Par M, Marovic D, Attin T, Tarle Z, Taubock TT. The effect of rapid high-intensity light-curing on micromechanical properties of bulk-fill and conventional resin composites. Sci Rep 2020; 10:10560.
390. Par M, Repusic I, Skenderovic H, Milat O, Spajic J, Tarle Z. The effects of extended curing time and radiant energy on microhardness and temperature rise of conventional and bulk-fill resin composites. Clin Oral Investig 2019; 23:3777–88.

391. Pardo Díaz CA, Shimokawa C, Sampaio CS, Freitas AZ, Turbino ML. Characterization and comparative analysis of voids in Class II composite resin restorations by optical coherence tomography. Oper Dent 2020; 45:71-9.
392. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? Dent Mater 2008; 24:31501–05.
393. Park KJ, Pfeffer M, Näke T, Schneider H, Ziebolz D, Haak R. Evaluation of low-viscosity bulk-fill composites regarding marginal and internal adaptation. Odontology 2021; 109:139-48.
394. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. Dent Clin North Am 2002; 46:211-45.
395. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. J Dent Res 2004; 83:216–21.
396. Perdigao J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes G, Garcıa-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. Dent Mater 2000; 16:311–23.
397. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. J Dent Res 2005; 84:659–62.
398. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. J Dent 2000; 28:447–52.
399. Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. Effect of high-irradiance light-curing on micromechanical properties of resin cements. Biomed Res Int 2016; 2016:4894653.
400. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: The monomer system. Eur. J. Oral Sci 1997; 105:97–116.
401. Pinna R, Usai P, Filigheddu E, Garcia-Godoy F, Milia E. The role of adhesive materials and oral biofilm in the failure of adhesive resin restorations. Am J Dent 2017; 30:285–92.
402. Pintado MR, Anderson GC, DeLong R, Douglas WH. Variation in tooth wear in young adults over a two-year period. J Prosthet Dent 1997; 77:313–20.
403. Plueddemann EP. „Silane Coupling Agents". Plenum 1982; 111.
404. Pohto M, Scheinin A. Microscopic observations on living dental pulp II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. Acta Odontologica Scandinavica 1958; 16:315–27.
405. Polydorou O, Huberty C, Wolkewitz M, Bolek R, Hellwig E, Kümmerer K. The effect of storage medium on the elution of monomers from composite materials. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2012; 100:68-74.
406. Polydorou O. Elution of substances from dental composite materials. in dental composite materials for direct restorations. Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2018; 179–95.
407. Popal M, Volk J, Leyhausen G, Geurtsen W. Cytotoxic and genotoxic potential of the type I photoinitiators BAPO and TPO on human oral keratinocytes and V79 fibroblasts. Dent Mater 2018; 34:1783-96.
408. Poyser NJ, Porter RW, Briggs PF, Chana HS, Kelleher MG. The Dahl Concept: past, present and future. Brit Dent J 2005; 198:669-76.
409. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Modeling based experimental investigation on polymerization shrinkage and micro-hardness of nano alumina filled resin based dental material. J Mech Behav Biomed Mater 2019; 99:86–92.
410. Pratap B, Kant R, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. Jpn Dent Sci Rev 2019; 55:126–38.
411. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, Sullivan B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. Int Dent J 2020; 70:407-17.
412. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units: A review of what we need to know J Dent Res 2015; 94:1179-86.
413. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I, Fahey J. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. Dent Mater 2014; 30:1345–57.
414. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. J Can Dent Assoc 2011; 77:b9.
415. Price RB, Murphy DG, Derand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. Quintessence Int 2000; 31:659–67.
416. Price RB. Derand T, Loney RW, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. Am J Dent 2002; 15:47–53.
417. Raab WH. Temperature related changes in pulpal microcirculation. Proc Finn Dent Soc 1992; 88:469–79.
418. Randolph LD, Palin WM, Bebelman S, Devaux J, Gallez B, Leloup G, Leprince JG. Ultra-fast light-curing resin composite with increased conversion and reduced monomer elution. Dent Mater 2014; 30:594-604.

419. Randolph LD, Palin WM, Watts DC, Genet M, Devaux J, Leloup G, Leprince JG. The effect of ultra-fast photopolymerisation of experimental composites on shrinkage stress, network formation and pulpal temperature rise. Dent Mater 2014; 30:1280–9.
420. Redman CDJ, Hemmings KW, Good JA. The survival and clinical performance of resin-based composite restorations used to treat localized anterior tooth wear. Brit Dent J 2003; 194: 566–72.
421. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedure. J Endod 1989; 15:512–6.
422. Reichl FX, Esters M, Simon S, Seiss M, Kehe K, Kleinsasser N, Folwaczny M, Glas J, Hickel R. Cell death effects of resin-based dental material compounds and mercurials in human gingival fibroblasts. Arch Toxicol 2006; 80:370–7.
423. Reichl FX, Seiss M, Kleinsasser N, Kehe K, Kunzelmann KH, Thomas P, Spahl W, Hickel R. Distribution and excretion of BisGMA in guinea pigs. J Dent Res 2008; 87:378–80.
424. Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonça G, Ishikiriama SK. Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. J Appl Oral Sci 2019; 27:e20180132.
425. Rocha MG, de Oliveira D, Sinhoreti M, Roulet JF, Correr AB. The combination of CQ-amine and TPO increases the polymerization shrinkage stress and does not improve the depth of cure of bulk-fill composites. Oper Dent 2019; 44:499-509.
426. Rocha MG, de Oliveira D, Felix C, Roulet JF, Sinhoreti MAC, Correr AB. Beam profiling of dental light curing units using different camera-based systems. Eur J Dent 2022; 16:64-79.
427. Rodrigues SA Jr, Scherrer SS, Ferracane JL, Della Bona A. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. Dent Mater 2008; 24:1281-8.
428. Rodríguez HA, Kriven WM, Casanova H. Development of mechanical properties in dental resin composite: effect of filler size and filler aggregation state. Mater Sci Eng C 2019; 101:274–82.
429. Rosales-Leal JI, Castillo-Salmerón RD, Molino-Serrano MA, González-Moreira H, Cabrerizo-Vílchez MA. Effect of hygroscopic expansion of resin filling on interfacial gap and sealing: a confocal microscopy study. J Adhes Dent 2013; 15:423–30.
430. Rothmund L, Reichl FX, Hickel R, Styllou P, Styllou M, Kehe K, Yang Y, Högg C. Effect of layer thickness on the elution of bulk-fill composite components. Dent Mater 2017; 33:54-62.
431. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. Braz Oral Res 2017; 31:e61.
432. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent 1994; 19:26–32.
433. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. Dent Mater 2011; 27:39-52.
434. Ryge G. Clinical criteria. Int Dent J 1980; 30:347-58.
435. Salehrabi R, Rotstein I. Endodontic treatment outcomes in a large patient population in the USA: an epidemiological study. J Endod 2004; 30:846–50.
436. Samet N, Kwon KR, Good P, Weber HP. Voids and interlayer gaps in Class 1 posterior composite restorations: a comparison between a microlayer and a 2-layer technique. Quintessence Int 2006; 37:803-9.
437. Sampaio CS, Atria PJ, Rueggeberg FA, Yamaguchi S, Giannini M, Coelho PG, Hirata R, Puppin-Rontani RM. Effect of blue and violet light on polymerization shrinkage vectors of a CQ/TPO-containing composite. Dent Mater 2017; 33:796-804.
438. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. Crit Rev Oral Biol Med 2001; 12:136–51.
439. Santos M, Fidalgo-Pereira R, Torres O, Carvalho O, Henriques B, Özcan M, Souza JCM. The impact of inorganic fillers, organic content, and polymerization mode on the degree of conversion of monomers in resin-matrix cements for restorative dentistry: a scoping review. Clin Oral Investig 2024; 28:454.
440. Sarcev BP, Sarcev I, Atanackovic T. Monomer elution model of composite resin material. Polym Polym Compos 2023; 31.
441. Sartori N, Knezevic A, Peruchi LD, Phark JH, Duarte S Jr. Effects of Light Attenuation through Dental Tissues on Cure Depth of Composite Resins. Acta Stomatol Croat 2019; 53:95-105.
442. Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet JP et al: International RDC/TMD Consortium Network, International Association for Dental Research; Orofacial Pain Special Interest Group, International Association for the Study of Pain. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for clinical and research applications: recommendations of the International DC/TMD Consortium Network and Orofacial Pain Special Interest Group. J Oral Facial Pain Headache 2014; 28:6–27.

443. Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. Dent Mater 2008; 24:1169–77.
444. Schneider TR, Hakami-Tafreshi R, Tomasino-Perez A, Tayebi L, Lobner D. Effects of dental composite resin monomers on dental pulp cells. Dent Mater J 2019; 38:579-83.
445. Schulte AG, Vöckler A, Reinhardt R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. J Dent 2005; 33:433-42.
446. Schweikl H, Spagnuolo G, Schmalz G. Genetic and cellular toxicology of dental resin monomers. J Dent Res 2006; 85:870–7.
447. Secilmis A, Bulbul M, Sari T, Usumez A. Effects of different dentin thicknesses and air cooling on pulpal temperature rise during laser welding. Lasers Med Sci 2013; 28:167-70.
448. Sequeira-Byron P, Fedorowitz Z, Carter B, Nasser M, Alrowaili EF. Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root-filled teeth. Cochrane Database Syst Rev 2015; 25:CD009109.
449. Shah PK, Stansbury JW, Bowman CN. Application of an addition-fragmentation- chain transfer monomer in di(meth)acrylate network formation to reduce polymerization shrinkage stress. Polym Chem 2017; 8:4339–51.
450. Shahi S, Özcan M, Maleki Dizaj S, Sharifi S, Al-Haj Husain N, Eftekhari A, Ahmadian E. A review on potential toxicity of dental material and screening their biocompatibility. Toxicol Mech Methods 2019; 29:368–77.
451. Shibasaki S, Takamizawa T, Nojiri K, Imai A, Tsujimoto A, Endo H, Suzuki S, Suda S, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M. Polymerization behavior and mechanical properties of high-viscosity bulk fill and low shrinkage resin composites. Oper Dent 2017; 42:E177-87.
452. Shimokawa C, Sullivan B, Turbino M, Soares C, Price RB. Influence of emission spectrum and irradiance on light curing of resin-based composites. Oper Dent 2017; 42:537–47.
453. Shimokawa CAK, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. Dent Mater 2018; 34:1211-21.
454. Shortall A, Palin W, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. J Dent Res 2008; 87:84–8.
455. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part II. Br Dent J 2016; 221:551-4.
456. Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. J Oral Rehabil 2005; 32:906-11.
457. Sideridou I, Tserki V, Papanastasasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate based dental resin. Biomaterials 2003; 24:655.
458. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials 2002; 23:1819–29.
459. Sideridou ID, Achilias DS, Karabela MM. Sorption kinetics of ethanol/water solution by dimethacrylate-based dental resins and resin composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007; 81:207–18.
460. Sideridou ID, Achilias DS, Karava O. Reactivity of benzoyl peroxide/amine system as an initiator for the free radical polymerization of dental and orthopaedic dimethacrylate monomers: effect of the amine and monomer chemical structure. Macromolecules 2006; 39:2072–80.
461. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005; 74:617–26.
462. Sideridou ID, Karabela MM. Effect of the amount of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites. Dent Mater 2009; 25:1315–24.
463. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. Dent Mater 2000; 16:292-6.
464. Silva EM, Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JG. Influence of organic acids present in the oral biofilm on the microtensile bond strength of adhesive systems to human dentin. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater 2012; 100:735–41.
465. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Braz Oral Res 2017; 31(suppl 1):e58.
466. 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.
467. Soares CJ, Rosatto C, Carvalho VF, Bicalho AA, Henriques J, Faria-E-Silva AL. Radiopacity and porosity of bulk-fill and conventional composite posterior restorations-digital X-ray analysis. Oper Dent 2017; 42:616-25.

468. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. J Esthet Restor Dent 2005; 17:224–35.
469. Soares LE, Liporoni PC, Martin AA. The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. Oper Dent 2007; 32:160-5.
470. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. J Dent Res 1984; 63:1248–54.
471. Sola D, Pena JI. Study of the wavelength dependence in laser ablation of advanced ceramics and glass-ceramic materials in the nanosecond range. Materials 2013; 6:5302-13.
472. Somosközi I, Radácsi A, Nagy Ákos K, Radnai M: A Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) magyar nyelvű változatának létrehozása. Fogorv Szle 2018; 111: 44-51.
473. Soto-Montero J, Nima G, Rueggeberg FA, Dias C, Giannini M. Influence of multiple peak light-emitting-diode curing unit beam homogenization tips on microhardness of resin composites. Oper Dent 2020; 45:327-38.
474. Souza J, Fuentes MV, Baena E, Ceballos L. One-year clinical performance of lithium disilicate versus resin composite CAD/CAM onlays. Odontology 2020; 109:259–70.
475. Stansbury, J.W. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. Dent Mater 2012; 28:13–22.
476. Stavropoulou AF, Koidis PT. A systematic review of single crowns on endodontically treated teeth. J Dent 2007; 35:761–7.
477. Suh BI. Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. J Esthet Restor Dent 2004; 16: 316–23.
478. Sun J, Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. Dent Mater 2008; 24:228–34.
479. Sun S, Wang GL, Huang Y, et al. The effects of 2-hydroxyethyl methacrylate on matrix metalloproteinases 2 and 9 in human pulp cells and odontoblast-like cells in vitro. Int Endod J 2018; 51:157–66.
480. Swinehart DF. The Beer-Lambert law. J Chem Educ 1962; 39:333.
481. Szczesio-Wlodarczyk A, Domarecka M, Kopacz K, Sokolowski J, Bociong K. An evaluation of the properties of urethane dimethacrylate-based dental resins. Materials (Basel) 2021; 14:2727.
482. Szczesio-Wlodarczyk A, Sokolowski J, Kleczewska J, Bociong K. Ageing of dental composites based on methacrylate resins-a critical review of the causes and method of assessment. Polymers (Basel) 2020; 12:882.
483. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. J Dent 2009; 37:724–30.
484. Tan DE, Tjan AH. Margin designs and fracture resistance of incisal resin composite restorations. Am J Dent 1992; 5:15-8.
485. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. J Oral Rehabil 1991; 18:353–62.
486. Tang W, Wu Y, Smales R. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. J Endod 2010; 36:609–17.
487. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. Clin Oral Investig 2015; 19:831–40.
488. Tauböck TT, Bortolotto T, Buchalla W, Attin T, Krejci I. Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite Eur J Oral Sci 2010; 118:423-9.
489. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. J Dent 2015; 43:1358-64.
490. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. Am J Dent 2004; 17:271-8.
491. Tekçe N,Tuncer S,Demirci M, Serim ME, Baydemir C. The effect of different drinks on the color stability of different restorative materials after one month. Restor Dent Endod 2015; 40:255-61.
492. Temel G, Enginol B, Aydin M, Karaca D, Arsu N. Photopolymerization and photophysical properties of amine linked benzophenone photoinitiator for free radical polymerization. J Photochem Photobiol A Chem 2011; 219:26–31.
493. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. Dent Mater 2006; 22:610-6.
494. Thome T, Steagall Jr W, Tachibana A, Braga SR, Turbino ML. Influence of the distance of the curing light source and composite shade on hardness of two composites. J Appl Oral Sci 2007; 15:486–91.

495. Thyvalikakath T, Siddiqui ZA, Eckert G, LaPradd M, Duncan WD, Gordan VV, Rindal DB, Jurkovich M, Gilbert GH. Survival analysis of posterior composite restorations in National Dental PBRN general dentistry practices. J Dent 2024; 141:104831.
496. Tunac AT, Celik EU, Yasa B. Two-year performance of CAD/CAM fabricated resin composite inlay restorations: a randomized controlled clinical trial. J Esthet Restor Dent 2019; 31:627–38.
497. Türk AG, Sabuncu M, Ünal S, Önal B, Ulusoy M. Comparison of the marginal adaptation of direct and indirect composite inlay restorations with optical coherence tomography. J Appl Oral Sci 2016; 24:383-90.
498. Turssi C, Ferracane J, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. Biomaterials 2005; 26:4932–37.
499. Uhl A, Volpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. J Dent 2006; 34:298–306.
500. Uzunova Y, Lukanov L, Filipov I, Vladimirov S. High-performance liquid chromatographic determination of unreacted monomers and other residues contained in dental composites. J Biomech Biophys Methods 2008; 70:883–8.
501. Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K. Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: a systematic review and analysis of studies. J Oral Rehabil 2018; 45:903–20.
502. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Lizymol PP, Ariya S, Krishnan KV. Study of visible light activated polymerization in BisGMA-TEGDMA monomers with Type 1 and Type 2 photoinitiators using Raman spectroscopy. Dent Mater 2017; 33:1–11.
503. 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.
504. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. Part 1. Eur J Esthet Dent 2008; 3:30-44.
505. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. Part 2 Eur J Esthet Dent 2008; 3:128-46.
506. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. Part 3 Eur J Esthet Dent 2008; 3:236-57.
507. Vailati F, Gruetter L, Belser UC. Adhesively restored anterior maxillary dentitions affected by severe erosion: up to 6-year results of a prospective clinical study. Eur J Esthet Dent 2013; 8:506-30.
508. Vallittu PK. An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. Acta Biomater Odontol Scand 2018; 4:44-55.
509. van de Sande FH, Opdam NJ, Rodolpho PA, Correa MB, Demarco FF, Cenci MS. Patient risk factors' influence on survival of posterior composites. J Dent Res 2013; 92:78S–83S.
510. van Dijken JWV, Pallesen U. A six-year prospective randomized study of a nano-hybrid and a conventional hybrid resin composite in Class II restorations. Dent Mater 2013; 29:191-8.
511. van Dijken JWV, Pallesen U. Fracture frequency and longevity of fractured resin composite, polyacid-modified resin composite, and resin modified glass ionomer cement Class IV restorations: an up to 14 years of follow-up. Clin Oral Investig 2010; 14:217-222.
512. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: A review of the current literature. J Adhes Dent 2017; 19:95-109.
513. Van Ende A, Van de Casteele E, Depypere M, De Munck J, Li X, Maes F, Wevers M, Van Meerbeek B. 3D volumetric displacement and strain analysis of composite polymerization. Dent Mater 2015; 31:453–61.
514. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. J Dent Res 2007; 86:739-44.
515. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 2007; 28:3757–85.
516. Vinagre A, Ramos JC, Rebelo C, Basto JF, Messias A, Alberto N, Nogueira R. Pulp temperature rise induced by light-emitting diode light-curing units using an ex vivo model. Materials 2019; 12:411.
517. Wang L, Ku H, Kim D, Park SH. Effect of shade and thickness on the microhardness of resin-based composite specimens at different points considering curing light beam's inhomogeneity. BMC Oral Health 2024; 24:865.
518. Wang R, Liu H, Wang Y. Different depth-related polymerization kinetics of dual-cure, bulk-fill composites. Dent Mater 2019; 35:1095-1103.
519. Wang Z, Cui F, Sui Y, Yan J. Radical chemistry in polymer science: an overview and recent advances. Beilstein J Org Chem 2023 ;1 9:1580-603.

520. Watts DC, McAndrew R, Lloyd CH. Thermal diffusivity of composite restorative materials. J Dent Res 1987; 66:1576–8.
521. Watts DC. Light-curing dental resin-based composites: How it works and how you can make it work. Front Dent Med 2023; 4:1108316.
522. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. Dent Mater 2011; 27:197–205.
523. Wessels M, Rimkus J, Leyhausen G, Volk J, Geurtsen W. Genotoxic effects of camphorquinone and DMT on human oral and intestinal cells. Dent Mater 2005; 31:1159-68.
524. Wiertelak-Makała 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.
525. Wiesner T, Glotz G, Wunnicke O, Bleger D, Knezevic I, Torvisco A, Fischer RC, Kelterer AM, Gescheidt G, Haas M. The road to bisacyldigermanes: a new compound class suitable as visible light photoinitiators. Chem Photo Chem 2022; 6:e202200107.
526. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. Biomaterials. 2008; 29:2941-53.
527. Wolff D, Kraus T, Schach C, Pritsch M, Mente J, Staehle HJ, Ding P. Recontouring teeth and closing diastemas with direct composite buildups: a clinical evaluation of survival and quality parameters. J Dent 2010; 38:1001–9.
528. Wydra JW, Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization. Dent Mater 2014; 30:605-12.
529. Xie KX, Wang XY, Gao XJ, Yuan CY, Li JX, Chu CH. Fracture resistance of root filled premolar teeth restored with directcomposite resin with or without cusp coverage. Int Endod J 2012; 45:524–9.
530. Yamanel K, Caglar A, Gülsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Dent Mater J 2009; 28:661–70.
531. Yang J, Silikas N, Watts DC. Pre-heating effects on extrusion force, stickiness and packability of resin-based composite. Dent Mater 2019; 35:1594-1602.
532. Yang J, Silikas N, Watts DC. Pre-heating time and exposure duration: Effects on post-irradiation properties of a thermo-viscous resin-composite. Dent Mater 2020; 36:787-93.
533. Yap AU, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. Dent Mater J 2016; 35:503-10.
534. Yasa E, Atalayin C, Karacolak G, Sari T, Turkun LS. Intrapulpal temperature changes during curing of different bulk-fill restorative materials. Dent Mater J 2017; 36:566-72.
535. Yazici AR, Celik C, Dayangaç B, Ozgünaltay G The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. Oper Dent 2007; 32:616-22.
536. Yazici AR, Muftu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. Oper Dent 2006; 31:261–5.
537. Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. Int J Prosthodont 2004; 17:350-6.
538. Yu P, Xiong Y, Zhao P, Xu Z, Yu H, Arola D, Gao S. On the wear behavior and damage mechanism of bonded interface: Ceramic vs resin composite inlays. J Mech Behav Biomed Mater 2020; 101:103430.
539. Yu P, Xu YX, Liu YS. Polymerization shrinkage and shrinkage stress of bulk-fill and non-bulk-fill resin-based composites. J Dent Sci 2022; 17:1212-6.
540. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965; 19:515–30.
541. Zarpellon DC, Runnacles P, Maucoski C, Coelho U, Rueggeberg FA, Arrais C. Controlling *in vivo*, human pulp temperature rise caused by LED curing light exposure. Oper Dent 2019; 44:235-41.
542. Zarpellon DC, Runnacles P, Maucoski C, Gross DJ, Coelho U, Rueggeberg FA, Arrais C. In vivo pulp temperature changes during class V cavity preparation and resin composite restoration in premolars. Oper Dent 2021; 46:374-84.
543. Zarpellon DC, Runnacles P, Maucoski C, Gross DJ, Coelho U, Rueggeberg FA, Arrais CAG. Influence of Class V preparation on in vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a Polywave ® LED light curing unit. Dent Mater 2018; 34:901-9.
544. Zhang X, Zhang Q, Meng X, Ye Y, Feng D, Xue J, Wang H, Huang H, Wang M, Wang J. Rheological and mechanical properties of resin-based materials applied in dental restorations. Polymers (Basel) 2021; 13:2975.
545. Zhang Y, Xu J. Effect of immersion in various media on sorption, solubility, elution of unreacted monomers and flexure properties of two model dental composite compositions. J Mater Sci: Mater Med 2008; 19:2477-83.

546. Zhao XY, Zhang W, Lee S, Roggenkamp CL. The porosities or voids included in composite resin restorations. Adv Mater Res 2013; 833:349–54.
547. Zhou Z, Guo D, Watts DC, Fischer NG, Fu J. Application and limitations of configuration factor (C-factor) in stress analysis of dental restorations. Dent Mater 2023; 39:1137-49.
548. Zivieri R. Trends in the Second Law of Thermodynamics. Entropy 2023; 25:1321.
549. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. Dent Mater 2015; 31:293–301.

IX. 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 kezdettől 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 kolláborátoraim közül **Böddi Katalin**nak, **Kunsági-Máté Sándor** professzor úrnak, **Jeges Sára** professzor asszonynak a közös munkáink során nyújtott támogatásért és sok-sok segítségért, valamint kutatótársaimnak, társszerzőimnak 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 Kuratórium**ának 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 vezetés**ének, a kutatói munka támogatásáért és a 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, **Zsófi**nak, akitől megannyi együtt töltött idő lehetőségét vettem el, mégis pozitív, támogató hozzáállással és határtalan szeretetével kitartásra buzdított. Hálásan köszönöm drága **szüleim**nek, **testvérem**nek 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; ÁOK-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)