

Ph.D. értekezés tézisei

Előmelegített kompozitok anyagtani és biokompatibilitási vizsgálatai

dr. Kincses Dóra

Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

Doktori iskola vezetője: Prof. Dr. Bogár Lajos, Ph.D., D.Sc.

Programvezető: Dr. Nagy Ákos Károly, Ph.D., Habil.

Témavezető: Dr. Lempel Edina, Ph.D., Habil.



Pécsi Tudományegyetem

OGYDHT

Pécs, 2024

Rövidítések jegyzéke

ANOVA = analysis of variance (varianciaanalízis)

BisEMA = etoxilált biszfenol-A dimetakrilát

BisGMA = biszfenol A-glicidil dimetakrilát

C = ceramic (kerámia)

D = dentin

DC = degree of conversion (konverziós ráta)

DDMA = 1,12-dodekán-dimetakrilát

DSC = differential scanning calorimetry (differenciált pásztázó kalorimetria)

LC = light-cure (fényre kötő)

LCU = light curing unit (polimerizációs lámpa)

LED = Light Emitting Diode (fénykibocsátó dióda)

PTFE = politetrafluoretilén

RP-HPLC = Reversed-phase High-Performance Liquid Chromatography (fordított fázisú
nagyhatékonyságú folyadékkromatográfia)

SPSS = Statistical Package for Social Science (társadalomtudományi statisztikai csomag)

TEGDMA = trietilén-glikol-dimetakrilát

UDMA = uretán-dimetakrilát

UV = ultraviolet (ultraibolya)

VIS = visible (látható)

m/m% = tömegszázalék

I. Bevezetés

A műgyanta bázisú fogászati kompozitok (röviden: kompozitok) a legszélesebb körben alkalmazott restauratív anyagok számos előnyös tulajdonságuk miatt, beleértve a kiváló esztétikai és mechanikai tulajdonságokat. Azonban a kompozitok bizonyos hátrányos jellegzetességei veszélyeztethetik a belőlük készült restaurációk élettartamát, ilyen például a polimerizációs stressz, a hőtágulási eltérések, a széli szivárgás vagy a toxicitás, hogy csak néhányat említsünk ezek közül. Ezen probléma leküzdésére kísérleteket tettek mind a mechanikai tulajdonságok, mind pedig a klinikai eljárás javítására. A töméskészítés során előnyös a könnyen kezelhető, nem technikaérzékeny, tartós és esztétikus, gyors és hatékony polimerizációval rendelkező restauratív anyag alkalmazása. A kompozit restaurációk esetében a polimerizáció felgyorsítása, a maximális rétegvastagság és a monomer konverzió mértékének növelése tekinthető a fő célnak. A tartós, sikeres kompozit restauráció eléréséhez a legfontosabb tényezők többek között a jó mechanikai tulajdonságok és kezelési jellemzők, a csökkent polimerizációs feszültség, a jó marginális adaptáció és a magas konverziós fok (degree of conversion, DC). Az irodalmi adatok szerint egyértelmű összefüggés van a DC és a kompozitok fizikai-kémiai jellemzői között. Miközben a DC-t több tényező is befolyásolja, mint például a fényexpozíció körülményei, a kompozit összetétele, árnyalata, átlátszatlansága és rétegvastagsága, a polimerizációs folyamatban fontos szerepet játszik a megvilágítás előtti hőmérséklet is. Mivel a kompozit restaurációk sikere a polimerizációjuktól és DC-től függ, a hőmérséklet hatása számos tanulmány egyik központi kérdésévé vált. A kompozitok polimerizációja egy exoterm reakció és a felszabaduló hő főként a propagáció fázisában termelődik. A monomer-konverzió folyamatát és a megkötött polimer tulajdonságait a polimerizációs hőmérséklet befolyásolja. A fényre kötő kompozitok polimerizációja során nemcsak az exoterm reakció, hanem az elnyelt fényenergia is hozzájárul a rendszer hőmérsékletéhez. Míg egyes szerzők a polimerizációs lámpa által kibocsátott hőnek tulajdonítanak nagyobb jelentőséget a hőmérséklet-emelkedésben, mások az exoterm reakció során keletkező hőt tartják fontosabbnak. Amint arról számos vizsgálat beszámolt, az előmelegítés kedvező hatással lehet a marginális adaptációra, a résképződésre és a mikroszivárgásra azáltal, hogy csökkenti az anyag viszkozitását. A jobb kezelhetőségi tulajdonságok, mint például a folyékonyság, megkönnyíthetik a töltőanyag felvitelét, következésképpen kevésbé időigényessé teszik az eljárást. A csökkentett viszkozitás javítja a széli záródást és a felületi mikro-keménységet is, ezzel is hozzájárulva az általános klinikai sikerhez. A hagyományos melegítőberendezések használatánál előfordulhat a hatékonyság hiánya, mivel egyes szerzők a kompozitok hőmérsékletének gyors csökkenését mutatták ki a készülékből történő eltávolítás után, valamint az adagolás és kezelés során. Sőt, a hűlési fázisban a rendszer energiavesztéseget mutat, így korábban megy végbe az üvegesedés és csökken a DC.

Az évek során többféle fogászati kompozitot fejlesztettek ki, beleértve a bulk-fill kompozitokat, amelyek nagyobb rétegben helyezhetők be, hogy csökkentsék a székidőt és a technikaérzékenységet. A bulk-fill kompozitok elsődleges előnye a hagyományossal szemben a megnövekedett polimerizációs mélység. A maximális rétegvastagság, amely továbbra is biztosítja a gyártók által javasolt megfelelő anyagjellemzőket, 4 mm, esetenként akár 5 mm. Bár a legtöbb tanulmány megerősítette a bulk-fill kompozitok megnövekedett polimerizációs mélységét, néhány ellentmondásos adat még mindig megtalálható.

Egy kompozit fogászati tömőanyag klinikai teljesítőképességének és biokompatibilitásának a fizikai-mechanikai tulajdonságok mellett a kémiai jellemzők is fontos meghatározói. Bár erős fordított korreláció van a DC és a monomerelúció között, a felszabaduló monomerek számát további tényezők is befolyásolhatják, mint például a monomerrendszer minősége, a töltőanyag típusa, a töltőanyag-tartalom, a porozitás, valamint az alkalmazott oldószer. A bulk-fill kompozitokból történő kioldódás a megnövekedett vastagság ellenére is összehasonlítható a hagyományos anyagokéval, mivel a monomer felszabadulás jobban függ az alapmonomerek hidrofilitásától és a gyanta-mátrix végső hálózati jellemzőitől. Az el nem reagált monomerek kioldódásának tesztelése előmelegített kompozitokból ezidáig kevésbé vizsgált téma.

A direkt restaurációk készítése mellett az előmelegített kompozitok az indirekt restaurációk cementezésében is bevezetésre kerültek. A poszterior indirekt részleges restaurációk (inlay, onlay, overlay) széles körben használatosak a fogászati klinikai gyakorlatban a direkt kompozitok használatából eredő problémák leküzdésére. A restauráció esztétikai és mechanikai tulajdonságainak javítása érdekében a kerámia betétek adhezív beragasztása javasolt. Indirekt kerámia restaurációk beragasztására alternatív újítás a szék mellett előmelegített hagyományos kompozitok alkalmazása. Csökkentett viszkozitásuknak köszönhetően kis rétegvastagság és jó adaptáció érhető el. A színtabilitás mellett a kedvező mechanikai és fizikai tulajdonságok további előnyt jelentenek a nagy töltőanyag-tartalom következtében. A megnövelt pre-polimerizációs hőmérséklet javíthatja a monomer-polimer átalakulást; ez azonban veszélybe kerülhet a ragasztási eljárás során, mivel ezek az anyagok gyorsan lehűlnek, még a megvilágítás előtt. Az adhezíven beragasztott restaurációk tartóssága az adhezív cement DC-jétől is függ.

A polimerizációs lámpából érkező besugárzási intenzitás növelése vagy az expozíciós idő meghosszabbítása, mint a polimerizációs fok növelésének stratégiája, kedvezőtlen hőmérséklet-emelkedést okozhat a pulpakamrában. A kompozitok polimerizációja azonban exoterm reakció, amely további hőtermeléshez vezet. Bár a fogászati kompozitok polimerizációja során keletkező hő nagy része disszipálódik, a pulpa hőmérsékletének növekedése meghaladhatja a pulpális károsodás feltételezett küszöbértékét. Számos tanulmány következetesen beszámolt arról, hogy a megmaradt dentin vastagsága hőelvezető hatása miatt kritikus tényező az intrapulpális hőmérséklet-emelkedéssel kapcsolatban. Bár a hőátadás vagy hőáramlás kisebb sebességgel történik a dentinben, ami hőszigetelő hatást vált ki, a pulpális károsodás lehetősége várhatóan

nagy a mély üregekben, ahol a tubulusok felülete megnő, és a fénycsillapító hatás gyenge. Így klinikailag optimális lenne a dentin megőrzése, illetve kerülni kellene a folyamatos, nagy energiakibocsátású foto-polimerizációt, hogy a pulpaszövetet megvédjük a hőkárosodástól. A pulpális szövetek 5,5 °C-os hőmérséklet-emelkedése irreverzibilis elváltozásokhoz vezethet. A fenti megfigyelést alátámasztva egy nemrégiben végzett *in vivo* vizsgálat kimutatta, hogy a megnövekedett pulpális hőmérséklet gyulladásos reakciókat indukálhat, még akkor is, ha a hőmérséklet-emelkedés nem haladja meg a korábban meghatározott 5,5 °C-os küszöbértéket. Bár számos vizsgálatot végeztek a polimerizációs lámpa, a kompozit típusa és a maradék dentin vastagságának pulpális hőmérséklet-emelkedésre gyakorolt hatásával kapcsolatban, a fogászati szakirodalomból hiányoznak a különböző dentinvastagságok pulpális hőmérsékletváltozásra gyakorolt hatásaira vonatkozó adatok, összefüggésben különböző vastagságú indirekt kerámia restaurációk adhezív cementekkel vagy előmelegített restauratív kompozittal történő beragasztással. Továbbá a dentin és a kerámia termofizikai tulajdonságaira vonatkozó megbízható, összehasonlítható adatok elengedhetetlenek ahhoz, hogy pontos számításokat lehessen végezni a fogakban bekövetkező termikus változásokról és növelni tudjuk a pulpa védelmét a fogászati eljárások során, például egy kerámia betét beragasztásakor.

II. Célkitűzések

II.1. Az előmelegítés hatásának vizsgálata a monomer kioldódás mértékére, illetve a konverzió fokára hagyományos és termovizskózus bulk-fill műgyanta bázisú kompozit tömőanyagok esetén

Ezen vizsgálat célja egy termovizskózus (VisCalor Bulk) és egy nagy viszkozitású ún. full-body (Filtek One Bulk Fill Restorative) bulk-fill kompozit applikálása és polimerizációja során bekövetkező hőmérséklet-változás vizsgálata volt különböző polimerizáció előtti hőmérsékletekkel összefüggésben. További cél volt az előmelegítés konverziós fokára, valamint a felszabadult monomerek mennyiségére gyakorolt hatásának értékelése mikro-Raman spektroszkópia és fordított fázisú nagyhatékonyságú folyadékkromatográfia (RP-HPLC) segítségével.

Két nullhipotézis került megfogalmazásra: (1) az előmelegítésnek nincs hatása a vizsgált anyagok konverziós fokára és (2) a polimerizáció előtti hőmérséklet nincs hatással a felszabadult reagálatlan monomerek mennyiségére.

II.2. A kerámia és a dentin vastagságának, valamint a műgyanta alapú rögzítőanyag típusának hatása a kerámia restaurációk rögzítése során bekövetkező intrapulpális hőmérséklet-változásra

Kutatómunkánk célja kerámia betétek fény- és kettős kötésű adhezív cementekkel, valamint előmelegített, formázható, szubmikronos műgyanta bázisú tömőanyagokkal történő beragasztásból eredő intrapulpális hőmérséklet-változások összehasonlítása volt. A vizsgálat további céljaként szerepel még az egyidejűleg változó dentin- és kerámia-rétegvastagságok pulpális hőmérséklet-emelkedésre gyakorolt hatásának felmérése, kiegészítve a dentin és a kerámia termikus tulajdonságainak minőségi összehasonlításával.

Az *ex vivo* vizsgálat nullhipotézisei: (1) nincs különbség a pulpális hőmérséklet-változásban a különböző beragasztó anyagok használata esetén; (2) a kerámia és a dentin rétegvastagsága nincs szignifikáns hatással a pulpális hőmérséklet-emelkedésre; (3) nincs szignifikáns különbség a dentin és a kerámia hővezető képessége és hőkapacitása között.

III. Anyagok és módszerek

III.1. Az előmelegítés hatásának vizsgálata a monomer kioldódás mértékére, illetve a konverzió fokára hagyományos és termovizsgálós bulk-fill műgyanta bázisú kompozit tömőanyagok esetén

Két magas viszkozitású bulk-fill kompozit – a VisCalor Bulk (VCB) és a Filtek One Bulk Fill Restorative (FOB) – tesztelése történt ezen *in vitro* vizsgálatban. A kompozit tömőanyagok polimerizáció előtti hőmérséklete 25 °C (szobahőmérséklet) (FOB_25 és VCB_25), 55 °C (FOB_55) és 65 °C (VCB_65) volt. VCB esetén az előmelegítés a VisCalor Dispenser-rel (VOCO, Cuxhaven, Germany) történt, FOB esetén pedig az Ena Heat Composite Heating Conditioner-rel (Micerium, Avegno, Italy). Minden csoportban öt-öt mintát készítettünk, mindegyik anyagból mind a konverziós fok méréséhez, mind a monomerelúciós mérésekhez (n=40).

Mintáinkat egy izolált fogat reprezentáló, hőmérséklet-szabályozott (30 ± 1 °C) üveglapra helyezett hengeres, 5 mm belső átmérőjű és 4 mm magas PTFE sablon segítségével készítettük. A minták megvilágításához LED polimerizációs lámpát (LED.D, Woodpecker, Guilin, Kína; fénykibocsátás 850-1000 mW/cm²; $\lambda = 420\text{--}480$ nm; 8 mm átmérőjű üvegszálalás fényvezető) használtunk normál üzemmódban, 20 mp-es megvilágítási idővel.

A mintakészítés során bekövetkező hőmérséklet-változások mérése és rögzítése egy regisztrációs készülékhez (El-EnviroPad-TC, Lascar Electronics Ltd., Salisbury, UK) csatlakoztatott, a hőmérséklet szabályozott sablon aljára helyezett, 0,5 mm átmérőjű Cu/CuNi termoelem szonda

(K-type, TC Direct, Budapest, Hungary) segítségével történt, másodpercenkénti egy mérés gyakorisággal és 0,1 °C felbontással. Az így készült mintákat később a DC mérésekhez használtuk fel. A 24 órás, polimerizáció utáni DC-t konfokális Raman-spektrométerrel (Labram HR 800, HORIBA Jobin Yvon S.A.S., Longjumeau Cedex, France) értékeltük.

A kioldódott monomerek (BisGMA, TEGDMA, UDMA, DDMA) mennyiségét RP-HPLC rendszer (Dionex Ultimate 3000, Thermo Fisher Scientific Inc., Sunnyvale, CA, USA) segítségével határoztuk meg. Az adatgyűjtést a Chromeleon software 7.2.10 -es verziójával végeztük. Az elválasztás egy LiChrospher® 100 RP-18e (Merck KGaA, Darmstadt, Germany) oszlopon, gradiens elúcióval történt.

Az adatok statisztikai elemzése SPSS v. 26.0 (SPSS, Chicago, IL, USA) programban történt. A varianciaegyenlőség tesztelésére Levene-próbát alkalmaztunk. Páros T-próbát alkalmaztunk a minták tetején és alján lévő átlagos DC%-ok közti különbségek elemzésére és független mintás T-próbát a vizsgált anyagok szobahőmérsékletű, valamint előmelegített mintái közti átlagos DC%-ok értékelésére. A kompozitok monomerelúciójának különbségeit a vizsgált hőmérsékleteken szintén független mintás T-próbával hasonlítottuk össze.

Többváltozós analízist (általános lineáris modell) és részleges Eta-négyzet statisztikát használtunk az *anyagtípus* és *hőmérséklet*, mint független változók relatív hatásméretének értékelésére és magyarázatára. A szignifikanciaszintet 5%-ban ($p < 0,05$) határoztuk meg.

III.2. A kerámia és a dentin vastagságának, valamint a műgyanta alapú rögzítőanyag típusának hatása a kerámia restaurációk rögzítése során bekövetkező intrapulpális hőmérséklet-változásra

Kísérletünkhöz egy egyfogas modellt választottunk. A pulpális hőmérséklet-változások mérését egy szuvasodásmentes, frissen extrahált, humán alsó bölcsességfogon végeztük a pulpakamrába helyezett 0,5 mm átmérőjű Cu/CuNi termoelem szonda (K típusú termoelem eszköz; $\varnothing = 0,5$ mm; Cu/CuNi; TC Direct, Budapest, Magyarország) segítségével. A termoelem szondát a pulpakamra tetejéhez rögzítettük, majd helyzetét röntgenfelvételen ellenőriztük. A pulpaszövet reprodukálása céljából a pulpakamrát és a gyökércsatornát ECG-géllal (Aqua Sound Basic, Ultra-gel Hungary 2000, Budapest, Magyarország) feltöltöttük. Fokozatos okkluzális redukcióval 2,5; 2,0; 1,5 és 1,0 mm-es dentinvastagságot értünk el a pulpakamra felett. Az okkluzálisan eltávolítandó foganyagmennyiséget a fogról készült röntgenfelvétel segítségével határoztuk meg.

Magas transzlucenciájú, A2 árnyalatú lítium-diszilikát kerámia blokkokat (6×6 mm-es 2,0; 2,5; 3,0 és 3,5 mm vastag) préseltünk (GC Initial LiSi Press; GC Europe, Leuven, Belgium), majd ezeket fényre kötő cementtel [Variolink Esthetic LC (VE_LC)], duál-kötésű adhezív cementtel [Variolink Esthetic DC (VE_DC)], valamint egy előmelegített restauratív műgyanta alapú

kompozittal [Estelite Sigma Quick (EQ_55 °C)] rögzítettük. Ez utóbbi anyag kapszulájának előmelegítése egy kompozit melegítő kályhában (Ena Heat Composite Heating Conditioner, Micerium, Avegno, Italy) történ 55 °C-ra 15 perc alatt. Az így kapott kompozit hőmérsékletét érintésmentes infravörös digitális hőmérővel (TESTO 845, Testo Magyarország Kft., Budapest, Hungary) mértük.

A beragasztás során a rögzítőanyagot a kerámiablokkon keresztül 40 s-ig fotoaktiváltuk egy LED polimerizációs lámpával (LED.D, Woodpecker, Guilin, Kína; fénykibocsátás 1550 mW/cm²; λ = 420-480 nm; 8 mm átmérőjű üvegszálas fényvezető), standard üzemmódban, 40 mp expozíciós idővel.

A mikrokalorimetriás méréseket MicroSC mikrokaloriméterrel (Setaram Instrumentation, Caluire, France) végeztük differenciális pásztázó módban, hogy összehasonlítsuk a fent leírt vastagságú kerámiablokkok és dentinszeletek sorozatának hőáramlását.

Adataink statisztikai elemzését SPSS v. 26.0 (SPSS, Chicago, IL, USA) programban végeztük. Az adatok eloszlásának normalitását a Kolmogorov-Smirnov teszt segítségével vizsgáltuk, majd parametrikus statisztikai tesztek alkalmaztunk. A hőmérséklet-változások különbségeit egyszempontos varianciaanalízis (ANOVA) segítségével hasonlítottuk össze. A Tukey-féle post hoc analízist alkalmaztuk a többszörös összehasonlításhoz minden ANOVA-modell esetében. A *dentin* és a *kerámia vastagság*, valamint az *anyagtípus*, mint független változók relatív hatásnagyságának értékelésére és magyarázatára általános lineáris modellt (többváltozós elemzés) és parciális Eta-négyzet statisztikát alkalmaztunk. Lineáris regressziót használtunk a függő (*hőmérséklet*) és a független (*dentinvastagság*, *kerámiavastagság* és *anyagtípus*) változók közötti korreláció meghatározására. A statisztikai szignifikanciát $p < 0,05$ -nél állapítottuk meg.

IV. Eredmények

IV.1. Az előmelegítés hatásának vizsgálata a monomer kioldódás mértékére, illetve a konverzió fokára hagyományos és termovizkózus bulk-fill műgyanta bázisú kompozit tömőanyagok esetén

A LED lámpa maximális sugárzási kibocsátása 1250 ± 15 mW/cm², a leadott sugárterhelés pedig 25 J/cm² volt. A hőérzékelőt az üres, 4 mm magas sablonon keresztül 20 mp-ig megvilágítva, a polimerizációs lámpa átlagosan 7 °C-al emelte meg a hőmérsékletet. Eközben az Ena Heat Composite Heating Conditioner T2 beállításon elérte az 55 °C előre beállított hőmérsékletet 55 mp alatt, de a FOB valós hőmérséklete 46 °C volt a kapszulában az ajánlott előmelegítési időszak után. A VisCalor Dispenser T1 beállítása 65 °C -os előmelegítést biztosít 30 mp alatt, azonban a VCB tényleges hőmérséklete 60 °C volt a javasolt előmelegítési időtartam után. A 46 °C -ra

előmelegített FOB hőmérséklete 33,4 °C -ra csökkent a kályhából való eltávolítás után a sablonba történő applikációig, és a kondenzáció során további 1 °C hőmérséklet-csökkenést mutatott. A teljes hőmérséklet-csökkenés az előmelegítéstől a polimerizáció kezdetéig 20 mp alatt körülbelül 13,6 °C volt. A második fázisban a polimerizáció során az exoterm reakció és a polimerizációs lámpa által leadott hő 4 °C -kal emelte az RBC hőmérsékletét. Ami a termovizskózus VCB-t illeti, az előmelegített hőmérséklete (60 °C) az applikálás kezdeti fázisában 36,6 °C-ra csökkent, és további 2,6 °C-os csökkenést mutatott a kondenzációs fázisban. Az előmelegített VCB teljes hőmérséklet-esése az előmelegítéstől a polimerizáció kezdetéig 26 °C volt, körülbelül 20 mp alatt. A LED lámpa és az exoterm reakció által okozott hőmérséklet-emelkedés 4,4 °C volt.

Figyelembe véve a 4 mm-es vastagságú minták felső és alsó felületének konverziós fokát, az átlagos százalékok 54,2-64%, illetve 45,0-51,8% között mozogtak.

A minták alján található konverziós értékek statisztikailag szignifikáns csökkenést mutattak mindkét anyagnál mindkét hőmérsékleten a minták tetején mért értékekhez képest. Szobahőmérsékletű minták esetén a monomer-polimer átalakulás nagyon hasonló volt az előmelegített mintákéhoz, kivéve a FOB alsó felületét, amely előmelegítés után szignifikánsan alacsonyabb konverziós fokot mutatott. A két bulk-fill kompozit összehasonlítása során a VCB esetén statisztikailag szignifikánsan alacsonyabb konverziós értéket (~10%-kal kevesebbet) mértünk szobahőmérsékleten, mind a minták tetején, mind az alján. Előmelegítés esetén az eredmények csak a minták tetején mutattak szignifikánsan alacsonyabb konverziós %-ot. A legalacsonyabb értékeket a minták alsó felületén mértük mindkét vizsgált anyag esetén, előmelegítés alkalmazásakor.

A 2 (*anyag típus*) x 2 (*hőmérséklet*) mixed-model ANOVA kimutatta, hogy az *anyag típus*-változó fő hatása a felső felületeken mért konverziós értékekre szignifikáns volt, a részleges Eta-négyzet pedig nagynak tekinthető, míg a *hőmérséklet*-változó közepes hatásnagyságot mutatott, és a statisztikai teszt alapján nem volt szignifikáns hatással a konverzióra. A vizsgált változók kölcsönhatása nem befolyásolta a monomer konverzióját a minták tetején. Az alsó felületek polimerizációs fokát tekintve az eredmények szignifikáns hatást mutattak mind az *anyag típus*-, mind a *hőmérséklet*-tényezőre. A két változó közötti kölcsönhatás szintén jelentősen befolyásolta a monomerek átalakulását az alsó felületeken. A fő hatás az *anyag típus* esetében szobahőmérsékleten volt szignifikáns, míg a *hőmérséklet* tényező csak az FOB-t érintette szignifikánsan.

A monomerelúciók különbségei is szignifikánsak voltak a FOB és a VCB között mind szobahőmérsékleten, mind előmelegítéssel az összes vizsgált monomer esetében, kivéve a DDMA-t, amely hasonló (statisztikailag jelentéktelen) mennyiségben szabadult fel az előmelegített anyagokból. Szobahőmérsékleten 30-szor annyi UDMA, illetve 2,5-szer több DDMA szabadult fel a FOB-ból, míg 10,5-szer több BisGMA eluálódott a VCB-ből. Ez utóbbi volt a legnagyobb mennyiségben felszabaduló monomer. Az előmelegítés alkalmazásával 7,5-

szer annyi UDMA eluálódott az FOB-ból, míg 25-ször több BisGMA szabadult fel a VCB-ből. FOB esetében az előmelegítés jelentősen csökkentette az eluált monomerek mennyiségét, míg a VCB esetében a hőmérséklet nem befolyásolta az oldódást. Az átlagos monomerelúciós sorrendet a következőképpen detektáltuk FOB-ból mind szobahőmérsékleten, mind előmelegítés esetén a legmagasabbtól a legalacsonyabbig: UDMA < DDMA < BisGMA. A kioldódott monomerek mennyiségének nagyjából fele (UDMA, DDMA) vagy egyharmada (BisGMA) előmelegített mintákhoz köthető. A VCB tekintetében mind a sorrend, mind a felszabaduló monomerek mennyisége azonos volt a szobahőmérsékletű és az előmelegített minták esetében (BisGMA < TEGDMA < DDMA < UDMA), kivéve a TEGDMA-t, amely szignifikánsan alacsonyabb kioldódást mutatott az előmelegített mintákból. A 2 (*anyag típus*) x 2 (*hőmérséklet*) mixed-model ANOVA azt mutatta, hogy az *anyag típus* fő hatása szignifikáns volt az UDMA, BisGMA, DDMA felszabadulásra, a részleges Eta-négyzet értékkel, amely nagynak tekinthető. A *hőmérséklet*-változó is jelentősen befolyásolta a monomerek elúcióját, azonban ennek hatása valamivel gyengébb volt az *anyag típus* hatásához képest. TEGDMA csak a VCB-ből szabadult fel. A *hőmérséklet*-változó hatása szignifikánsnak bizonyult a TEGDMA monomer elúciójában. A két független változó közötti interakció szignifikáns hatással volt az UDMA és DDMA elúciójára, míg a BisGMA eluálódása ettől független volt.

IV.2. A kerámia és a dentin vastagságának, valamint a műgyanta alapú rögzítőanyag típusának hatása a kerámia restaurációk rögzítése során bekövetkező intrapulpális hőmérséklet-változásra

A dentin adhezív 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm és 2,5 mm dentinvastagságon keresztüli 40 másodperces fényexpozíciója által kiváltott intrapulpális hőmérséklet-változás a 2,0 mm, 2,5 mm, 3,0 mm és 3,5 mm mély üres formák felhasználásával 4,0-9,9 °C között mozgott, mutatva a dentin szigetelő hatását kerámiablokkok és a rögzítőanyagok nélkül. Az LCU hőhatását rögzítőanyag nélkül teszteltük különböző vastagságú dentin (D1.0, 1 mm; D1.5, 1,5 mm; D2.0, 2,0 mm; D2.5, 2,5 mm) és kerámia (C2.0, 2,0 mm; C2.5, 2,5 mm; C3.0, 3,0 mm; C3.5, 3,5 mm) nyolc kombinációja esetén. A kombinációk egyike sem közelítette meg a kritikus 5,5 °C-os küszöbértéket. A megnövelt dentinvastagság jelentősebb szigetelő hatást mutatott, mint a kerámia. A kerámiablokkok különböző mélységű üregekbe történő beragasztása fény- és kettős kötésű adhezív cementekkel vagy 55 °C-ra előmelegített kompozittal jelentősen megnövelte a pulpális hőmérsékletet. Ha a LCU által okozott hőmérséklet-emelkedést kivonjuk a pulpakamrában a ragasztó anyag által kiváltott hőváltozásból, akkor megbecsülhetjük az exoterm reakció által generált hőt. E számítás szerint, amely nem veszi figyelembe a termodinamikai rendszer és környezete közötti hőátadást, az előmelegített kompozit emelte a pulpa hőmérsékletét a legmagasabb értékre, bár statisztikailag szignifikáns különbséget nem észleltünk a

ragasztóanyagok között. 1,5 mm alatti dentinvastagság a legkritikusabb a hőszigetelő hatás szempontjából.

A többváltozós általános lineáris modell azt mutatta, hogy a *dentinvastagság* volt leginkább hatással a pulpális hőmérséklet-változásra [F (3, 96) = 6,02; p = 0,001], ezt követte az *anyagtípus* hatása [F (2, 96) = 4,29; p = 0,02]. A *dentinvastagság* hatása (részleges $\eta^2 = 0,16$) nagynak, az *anyagtípus* hatása (részleges $\eta^2 = 0,08$) közepesnek ítéltető. Bár a *kerámiavastagság* pulpális hőmérséklet-emelkedésre gyakorolt hatása az általános lineáris modell eredményei szerint jelentéktelennek tekinthető [F (3, 96) = 2,28; p = 0,09], az Eta-négyzet teszt közepes hatást mutatott (részleges $\eta^2 = 0,07$). Az *anyagtípus*, *dentinvastagság* és *kerámiavastagság* háromirányú interakciója jelentéktelen hatásúnak bizonyult [F (14, 96) = 0,06; p = 1,0; részleges $\eta^2 = 0,009$]. A lineáris görbeillesztési modell szerint a *dentin*- és *kerámiavastagság*-változókra, valamint a vizsgált *anyagtípus*-változóra vonatkozó adatsorok alapján megjósolható volt az adatsorok viselkedése. A korrigált R-négyzet statisztika magasabb értékeket mutatott a *dentinvastagság* ($R^2 = 0,47$) és a *kerámiavastagság* ($R^2 = 0,41$) esetében, ami jobb illeszkedésre utal; eközben az R^2 érték az *anyagtípus* esetében csupán 1% volt.

A minták termikus tulajdonságait DSC mérésekkel értékeltük. A hőkapacitásokat közvetlenül a Calisto szoftverrel mértük a görbe területének kiszámításával, ahol a hőáramot az idő függvényében ábrázoltuk, amíg a görbe el nem érte a telített tartományt. A minták tömegét és a hevítési görbék területét figyelembe véve a dentin hőkapacitása 86%-kal nagyobbak bizonyult, mint a kerámiáé. A hővezető képességek összehasonlítására a hőegyensúly eléréséhez szükséges időállandót alkalmaztuk. A dentin és a kerámia minták átlagos időállandója 165,72, illetve 133,33 volt. A növekvő vastagságú és tömegű mintákhoz tartozó pre-exponenciális tényezők: dentinminták esetén -1,35 μW , -4,08 μW , -6,08 μW és -6,39 μW , illetve kerámiaminták esetén -7,13 μW , -9,13 μW , -11,38 μW és -12,02. A hővezetési különbség kiszámítása az időállandók arányának felhasználásával azt mutatta, hogy a dentinminták esetében körülbelül 24%-kal alacsonyabb, mint a kerámiaminták esetében.

V. Megbeszélés

V.1. Az előmelegítés hatásának vizsgálata a monomer kioldódás mértékére, illetve a konverzió fokára hagyományos és termovizskózus bulk-fill műgyanta bázisú kompozit tömőanyagok esetén

Ebben az *in vitro* vizsgálatban egy termovizskózus és egy nagy viszkozitású bulk-fill kompozit polimerizációs fokát és a reagálatlan monomerek elúcióját értékeltük mikro-Raman spektroszkópiával és nagyhatékonyságú folyadékkromatográfiás mérésekkel. Ezen túlmenően a kompozitok hőváltozását is regisztráltuk a mintakészítés során K-típusú termoelemmel, hogy

értékeljük a szobahőmérsékletű és az előmelegített kompozitok hőmérséklet-változását a manipulációs és polimerizációs fázisok során.

Eredményeink szerint az első nullhipotézist, amely szerint az előmelegítésnek nincs hatása a VisCalor Bulk és a Filtek One Bulk tömőanyag térhálósodás utáni konverziójára, részben elvetettük, mivel a tömőanyagok előmelegítése nem növelte és nem is csökkentette a konverziót egyik minta tetején sem és a VCB_65 minták alján sem, azonban a polimerizáció foka szignifikánsan csökkent az FOB_55 minták alján. A második nullhipotézist szintén részben elutasítottuk, mivel az előmelegítés csökkentette az összes vizsgált monomer FOB kompozitból történő, valamint a TEGDMA VCB kompozitból történő elúcióját, azonban nem befolyásolta a BisGMA, UDMA és DDMA felszabadulását a VCB minták esetén. Ahogy arról már korábban beszámoltak, a megemelt polimerizáció előtti hőmérséklet nagyobb monomer-polimer konverziót eredményezhet. Azok a vizsgálatok azonban, amelyek az előmelegítés hatására javulást mutattak a polimerizációs fokban, általában állandóan tartották a kompozit hőmérsékletét a kísérlet során. Másrészt vannak olyan eredmények is, amelyek szerint a konverzió növekedése nem-izotermális körülmények között anyagösszetétel-függő. Ami a valós klinikai szituációt illeti, a kompozit tömőanyagok hőmérséklete gyorsan a környező hőmérséklet szintjére csökken az előmelegítő készülékből történő eltávolításkor. Ezenkívül az előmelegített kompozit alacsonyabb belső hőmérsékletet ér el, mint a melegítőberendezés maximálisan megadott előre beállított hőmérséklete.

A mért hőmérséklet az FOB_55 és a VCB_65 esetében átlagosan 32,5 °C és 34 °C volt a polimerizáció kezdetén. A 30 °C-os formákkal és üveglappal, valamint a szobahőmérsékletű kondenzáló műszerrel való közvetlen érintkezés felgyorsította a kompozitok lehülését. A környezettel való hőkiegyenlítődés a melegebb kompozitok gyorsabb lehülését eredményezte. A fotopolimerizáció során mind az exoterm reakció, mind a lámpából felszabaduló hő növelte a tömőanyagok hőmérsékletét. Az exoterm hőmérséklet-emelkedés mértékét azonban úgy tűnik, hogy hátráltatja az anyag felgyorsult hőmérséklet-csökkenése a megvilágítás előtt.

Az anyag hosszútávú klinikai sikere szempontjából kulcsfontosságú a megfelelő monomer-polimer konverzió. Bár a klinikailag elfogadható restauráció minimális konverziós rátáját még nem határozták meg pontosan, az 55% alatti értékek nem megfelelőek a restaurációk okkluzális rétegei esetében. A konverzió foka a FOB_25 és FOB_55 minták tetején 63%, illetve 64% volt, ami egy jól polimerizált kompozitra jellemző érték. A FOB értékekhez képest a VCB_25 és VCB_65 minták tetején a polimerizáció foka szignifikánsan alacsonyabb, 54%, illetve 55% volt. Az alacsonyabb értékek feltehetően az anyagösszetételből adódnak. A monomer rendszer nagy hatással van a polimerizációs képességre, amely a következő sorrendben növekszik: BisGMA < BisEMA < UDMA < TEGDMA. Ez lehet az egyik magyarázat a BisGMA alapú VCB lényegesen alacsonyabb konverziójára. A FOB egy UDMA-alapú bulk-fill kompozit, amely alifás és aromás UDMA-t is tartalmaz. A monomer rendszer mellett a töltelékanyag-mátrix arány is meghatározó.

A VCB töltelékanyag-tartalma magasabb (83 m/m%), mint a FOB töltelékanyag-tartalma (76,5 m/m%), ami korlátozhatja a fény penetrálását, valamint a monomerek és a gyökök mobilitását. Más vizsgálatok hasonló eredményeket mutattak. Az előmelegítés nem befolyásolta a vizsgált anyagok polimerizációs fokát a minták tetején, feltételezve, hogy ott már szobahőmérsékleten elérték a maximális konverziós fokukat.

A szobahőmérsékletű minták tetején mért értékekkel ellentétben a 4 mm-es bulk-fillek alján a konverzió ~10%-kal alacsonyabb volt (FOB_25, 51,8%; VCB_25, 46,2%). A jelen kutatás két, úgynevezett full-body bulk-fill kompozitot vizsgált, amelyeknek nagyobb a töltelékanyag-tartalma. A felszínről az alja felé csökkenő polimerizációs képesség a megnövekedett töltőanyag-arány következménye lehet, ami a nanoméretű részecskék miatt akadályozhatja a fény behatolását az áttetszőség növekedése ellenére. Másrészt, a nagy molekulatömegű monomerek, mint például a BisGMA (VCB-ben) és az aromás UDMA (FOB-ban) szintén hozzájárulnak a viszkozitás növeléséhez, azonban a műgyantában lévő reaktív csoportok csökkentése negatívan befolyásolhatja a konverziót. A klinikailag releváns, nem izotermális körülmények fokozzák az anyagösszetétel erős hatását az eredményekre. Számos tanulmány megállapította, hogy az előmelegítés hatása a polimerizáció fokára változhat (csökkenés, nincs változás, növekedés) a vizsgált kompozit összetételétől függően. Megerősítve a fenti megállapításokat, eredményeink is azt mutatták, hogy az előmelegítés eltérő hatást gyakorol a vizsgált kompozitok monomerátalakulására. Az előmelegített tömőanyagok gyors hőmérséklet-csökkenése a felhasználásuk során túlzott hővesztést okoz, ami a rendszer energiavesztését eredményezheti, és megakadályozhatja a megfelelő növekedést a polimerizációs reaktivitásban, következésképpen a monomer konverzió fokozásában. A hőmérsékleti mérések eredményeit figyelembe véve látható, hogy a polimerizáció során bekövetkezett hőmérséklet-emelkedés közvetlen összefüggést mutat a mért konverziós értékekkel. Mivel a multifunkcionális monomer rendszerek reakcióviselkedése nagyon összetett és nagymértékben függ a reakció körülményeitől és az összetételtől, a polimerizáció fokának csökkenésére más lehetséges magyarázatok is felmerülhetnek. Bár az előmelegítés sok esetben nem növelte a monomer konverziót, számos tanulmány kimutatta, hogy az előmelegített kompozitok (beleértve a FOB-t és a VCB-t is) mechanikai tulajdonságai és marginális integritása kielégítő vagy jobb, mint a szobahőmérsékleten alkalmazottaknak. Amint azt eredményeink megerősítették, a kompozitok monomer-polimer átalakulása nem teljes. A tökéletlen konverzió el nem reagált monomer tartalom megjelenését eredményezheti a polimer hálózaton belül, amely részben vagy teljesen felszabadul rövid- vagy hosszútávon. A felszabaduló monomerek csökkenthetik a kompozitok biokompatibilitását azáltal, hogy serkentik a baktériumok szaporodását a restauráció körül, ami másodlagos fogszuvasodás kialakulásához vezet, és elősegítheti az allergiás reakciókat. Ezenkívül a monomerek citotoxikus hatásait is kimutatták. Továbbá, a reagálatlan monomerek csökkentik a tömőanyagok mechanikai tulajdonságait. Kísérletünk során aromás (BisGMA) és

alifás (TEGDMA, UDMA és DDMA) dimetakrilát standard monomereket használtunk az eluált monomerek vizsgált kompozitokból történő azonosítására. A monomerfelszabadulást illetően eredményeink azt mutatták, hogy az elúció erősen függ az anyagtól. A mért reagálatlan monomer felszabadulás összhangban van a VCB_25 és VCB_65 konverziós fokára vonatkozó eredményeinkkel, mivel az előmelegítés nem változtatta meg a VCB tetején vagy alján lévő konverziót. Másrészt a polimerizáció mértéke és a monomer FOB-ból történő eluálása között megfigyelt kapcsolat ellentmondásos. Bár a minták alján a polimerizáció mértéke az előmelegítés után nem ért el magas értéket, a FOB_55 mintákból az el nem reagált monomerek detektált elúciója a várttal ellentétben alacsonyabb volt. Ugyan számos tanulmány kimutatta, hogy a kioldódott, reagálatlan monomerek mennyisége korrelál a polimerizáció mértékével, a konverziós fok nem feltétlenül korrelál a szabad monomerek mennyiségével. Ennek magyarázatát adhatják olyan monomerek, melyek csupán egyik végükkel kötődnek a polimerháléhoz (pendant, azaz függő csoportok), másik végük reagálatlan szén-szén kettőskötést tartalmaz. Bár ezek a csoportok nem szabadulnak fel, azonban csökkenthetik a kompozitok klinikai sikerességét. Valószínűleg ez a magyarázata annak, hogy az előmelegített FOB_55 esetében hiányzik a várt kapcsolat a konverzió és a monomer elúciója között. A legnagyobb mennyiségben eluálódott monomer a BisGMA volt mind a VCB_25-ből, mind a VCB_65-ből, utóbbi szignifikánsan kisebb mennyiséget mutatott. Ahogy korábban említésre került, a BisGMA rendkívül magas viszkozitása korlátozza a polimerizációt, több reagálatlan monomert hagyva maga után, amelyek a szájüregbe kerülhetnek. Kis molekulatömegű monomerek, például TEGDMA és DDMA BisGMA-val való kombinációja csökkentheti annak viszkozitását, és szinergikus hatásuk révén növelhetik a polimerizáció fokát. Utóbbi kettő kibocsátott mennyisége mind a VCB_25, mind a VCB_65 esetében nagyon kicsi volt. A FOB ezzel szemben egy UDMA-alapú kompozit. Jelenleg az UDMA az egyetlen kereskedelmi alternatíva a bisfenol A-alapú fogászati dimetakrilátokra. Bár az UDMA viszkozitása alacsonyabb, mint a BisGMA-é, még mindig elég magas ahhoz, hogy reaktív hígítóanyag, például DDMA hozzáadása szükséges legyen. Az UDMA kisebb molekulatömege miatt a BisGMA-hoz képest várhatóan magasabb konverziót és alacsonyabb reagálatlan monomer elúciót mutat.

Az eredmények nem extrapolálhatók más szobahőmérsékletű és előmelegített fogászati kompozitokra, mivel az összetétel erősen befolyásolja mind a polimerizáció mértékét, mind a monomerek elúcióját, és kompozit tömőanyagokként változhat.

V.2. A kerámia és a dentin vastagságának, valamint a műgyanta alapú rögzítőanyag típusának hatása a kerámia restaurációk rögzítése során bekövetkező intrapulpális hőmérséklet-változásra

Adhezív ragasztás során a pulpakamrában bekövetkező hőváltozásokat vizsgáltuk különböző vastagságú betéteket imitáló kerámia blokkok felhasználásával, eltérő dentinvastagságok esetén, egyfogas modellben. Eredményeink azt mutatták, hogy a ragasztás során az intrapulpális hőmérséklet mindegyik kerámia-dentin kombináció esetében meghaladta a kritikusnak tartott 5,5 °C-ot. Továbbá, a hővezető képesség és hővezető kapacitás minőségi összehasonlítása különbséget mutatott a dentin és a kerámia között. Ezért minden vizsgált nullhipotézist elvetettük. Eredményeink összhangban vannak más tanulmányok eredményeivel a kerámia és a maradék dentin vastagságának a pulpális hőmérséklet-emelkedésre gyakorolt hatásával, valamint a kompozitok polimerizációjának anyagfüggő hőmérséklet-növelő hatásával kapcsolatban. Így annak ellenére, hogy a kerámia betét és a maradék dentin vastagsága gyengíti a polimerizációs lámpa fényintenzitását és a leadott energiát, az adhezív cement kötésével összefüggő exoterm hőmérséklet-emelkedés veszélyeztetheti a pulpa egészségét. Az ebben a vizsgálatban mért hőmérséklet-változások nem vonatkoztathatók közvetlenül *in vivo* körülményekre. A tanulmány fontos információval szolgál annak ellenére, hogy a modell a vitális szövetek vérkeringését nem szimulálja. A megnövekedett intrapulpális hőmérséklet klinikai jelentősége abban rejlik, hogy potenciális kockázati tényezője a fogbél termikus károsodásának. 5,5 °C-os hőmérséklet-emelkedés kritikus és visszafordíthatatlan pulpakárosodást okozhat. Korábbi tanulmányok szerint az alkalmazott fény intenzitása és időtartama volt a legmeghatározóbb tényező a pulpális hőmérséklet emelkedésében. A vizsgálat eredményei megerősítik a fenti állítást, mivel a kerámia betét és adhezív cement közbeiktatása nélküli megvilágítás a dentin vastagságától függően jelentős mértékben növelte a pulpális hőmérsékletet ($\Delta T = 4,0-9,9$ °C), fordított korrelációval. Mivel az adhezív cement monomer-polimer konverziója a fotopolimerizáció során alkalmazott teljes energia függvénye, tanácsos növelni a leadott energiát a magasabb fokú konverzió érdekében. Ez rendkívül releváns az indirekt restaurációk adhezív ragasztása során. Míg ebben a vizsgálatban a pulpa hőmérséklete az 5,5 °C-os kritikus érték alatt maradt ragasztóanyag nélkül, addig a vizsgált ragasztócementek exoterm reakciójuk miatt jelentősen növelték azt. Az exoterm reakció arányos volt a műgyanta mátrix mennyiségével, továbbá megállapítható, hogy a szerves töltőanyagok a külső és belső energiaelnyelő képességük révén hatással vannak az anyagon belüli hődiffúzióra. A többváltozós általános lineáris modell alapján, az anyag, mint befolyásoló tényező közepes hatással volt a pulpális hőmérséklet-emelkedésre. A legmagasabb hőmérsékletet az előmelegített restauratív kompozit esetében mértük minden vizsgált csoportban. A gyors hűlés, valamint a dentin és a kerámia hőfelvétele miatt a hőmérséklet-emelő hatás kisebb volt a vártnál, mégis ezek az eredmények arra utalnak, hogy magasabb termikus hatásuk miatt

potenciális veszélyt jelenthetnek a fogbél egészségére. A vizsgált fény- és kettőskötésű adhezív cementek összetételüket tekintve azonos gyantamatrix/töltőanyag arányt mutattak; azonban a kettőskötésű cement enyhén, de nem szignifikánsan alacsonyabb hőmérséklet-emelkedést mutatott minden vizsgált csoportban, mint a fényre kötő adhezív cement. A kettős térhálósítású gyantacementek feltehetően kompenzálják a csökkent fényáteresztést, és hatékonyabbak lehetnek a monomer-polimer átalakulásban, még nagyobb kerámiavastagság esetén is. Megállapítást nyert, hogy a kettőskötésű adhezív cementek nem érik el ugyanazt a konverziót, mint a fényre kötők legfeljebb 2 mm-es kerámia vastagságig. Eredményeink közvetve összhangban vannak ezekkel a megállapításokkal, mivel a polimerizációs folyamat arányos az exoterm reakcióval, ami a kettőskötésű műgyanta cementekben valamivel alacsonyabb pulpális hőmérséklet-emelkedést eredményez.

A fogbél felé történő hőátadás erősen függ a megmaradt foganyag vastagságától. A zománc és a dentin hővezető képessége $\sim 0,81$ W/mK, illetve $\sim 0,48$ W/mK, ami alacsonynak tekinthető. Az alacsony hővezető képesség egyenértékű a nagy szigetelőképeséggel, így a pulpa védve van a káros termikus irritációtól, ha a fog ép. Az üreg előkészítése során azonban a dentin vastagsága csökken. A preparálás során történő keményszövet-eltávolítás és a többlépcsős adhezív restaurációs eljárás hőkárosodást okozhat a gyengébb szigetelő hatás miatt. 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 megállapításaival, amelyek szoros kapcsolatot mutattak ki a dentin vastagsága és az intrapulpális hőmérséklet-emelkedés között. Jelen vizsgálatban a parciális Eta-négyzet statisztika azt mutatta, hogy a maradék dentin vastagságának volt a legjelentősebb hatása a pulpális hőmérséklet-változásra. A lineáris regressziós modell 47%-os determinációs együtthatót mutatott, és a dentinvastagság hőmérsékletre gyakorolt hatásának csökkenését jósolta, ahogy a dentinvastagság meghaladta a 2 mm-t. Annak ellenére, hogy a legvékonyabb dentint a legvastagabb kerámiával kombináltuk, minden mérésnél a legmagasabb intrapulpális hőmérséklet volt kimutatható, függetlenül a ragasztócement használatától.

Ezzel szemben az általánosított lineáris modell eredményei szerint a kerámia vastagságának a pulpális hőmérséklet-emelkedésre gyakorolt hatását jelentéktelennek ítéltük, míg a parciális Eta-négyzet közepes hatást jelzett. Ez az eredmény azt mutatja, hogy a kerámia szigetelő hatása nem olyan jelentős, mint a dentiné. A kerámia vastagsága és a hőmérséklet-emelkedés között inverz kapcsolat mutatható ki, ami összhangban van egy korábbi vizsgálat eredményeivel. A hőmérsékletre a különböző kerámia vastagságok függvényében illesztett regressziós görbe lineáris energiaveszteséget mutatott a kerámia vastagságának növekedésével, ami az abszorpció/szóró közegen keresztül bekövetkező fénycsillapítást tükrözi. Lineáris regressziós modellünkben a kerámiavastagság determinációs együtthatójának 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 hővezetőképességével (~0,48 W/mK). A betét vastagságának növelése a fog keményszöveteinek arányos eltávolítását eredményezi, ami a megmaradó zománc és dentin vastagságának csökkenésével jár. Bár a szigetelő hatás arányos a kerámia vastagságának növekedésével, a csökkenő dentinvastagság erősebb, fordítottan arányos hatással van a pulpakamrán belüli hőmérséklet-emelkedésre. Ezeket az eredményeket alátámasztják a jelen tanulmányban elvégzett DSC mérések, melyek szerint a dentin hővezető képessége 24%-kal alacsonyabb a kerámia hővezető képességénél. A dentin hőkapacitása azonban 86%-kal nagyobb volt a vizsgált lítium-diszilikát kerámiához képest. Ezen eredménynek a jelentősége abban rejlik, hogy a dentin képes nagy mennyiségű hőt tárolni, majd lassan elvezetni, csökkentve ezzel a pulpát érő hirtelen hőhatásokat. Azonban figyelembe véve a többszörös hőhatást az adhezív restauratív kezelés során, a dentin fokozatosan növekvő hőmérséklete több hőt vezethet a pulpa felé a hőleadás során. Ezen eredmények szerint tanácsos minél több dentint megőrizni az üreg preparálása során, hogy megóvjuk a pulpát a nemkívánatos hőmérséklet-emelkedéstől. Ezenkívül több időt kell biztosítani a hőelvezetésre a termikus hatással bíró kezelési lépések között, hogy elkerülhető legyen a dentin hőfelhalmozódása.

VI. Új eredmények összefoglalása

VI.1. Az előmelegítés hatásának vizsgálata a monomer kioldódás mértékére, illetve a konverzió fokára hagyományos és termovizkózus bulk-fill műgyanta bázisú kompozit tömőanyagok esetén

A kutatás korlátait figyelembe véve az alábbi következtetések vonhatók le *in vitro* vizsgálatunkból:

- A monomer-polimer konverzió szignifikánsan magasabb értékeket ért el a szobahőmérsékletű és az előmelegített bulk-fill kompozit minták tetején, mint az alján.
- A szobahőmérsékletű VisCalor Bulk konverziós értéke alacsonyabb a Filtek One Bulk Fill Restorative-hoz képest.
- Az előmelegítés nem befolyásolta a VisCalor Bulk polimerizációs fokát, azonban jelentősen csökkentette azt a Filtek One Bulk minták alján.
- Az előmelegítés nem volt hatással a VisCalor Bulk monomer-elúciójára, de jelentősen csökkentette a monomerek felszabadulását a Filtek One Bulk-ból.
- Az *anyagtípus*-tényező mindegyik vizsgált változóra szignifikáns hatással volt, míg a *hőmérséklet* és az *anyagtípus* tényezők kölcsönhatása felszín (minta teteje vagy alja) és monomerfüggő.

VI.2. A kerámia és a dentin vastagságának, valamint a műgyanta alapú rögzítőanyag típusának hatása a kerámia restaurációk rögzítése során bekövetkező intrapulpális hőmérséklet-változásra

Ezen *ex vivo* tanulmány korlátain belül az alábbi megállapítások jelenthetőek ki:

- Az intrapulpális hőmérséklet-emelkedés meghaladhatja a kritikus 5,5 °C-os küszöbértéket a kerámia betét adhezív ragasztása során, függetlenül a dentin és a kerámia vastagsától és a felhasznált műgyanta alapú adhezív rögzítőanyag típusától.
- A hőmérsékleti értékeket túlnyomórészt a maradék dentin vastagsága befolyásolta, ezt követte az alkalmazott műgyanta alapú adhezív rögzítőanyag, és végül legkisebb mértékben a kerámia vastagsága.
- A dentin hővezető képessége 24%-kal volt kisebb a kerámiához képest, míg hőkapacitása 86%-kal nagyobb volt.
- A fogászati beavatkozások során a fogakra gyakorolt hőhatás tekintetében konzervatívabb, a dentin nagyobb mértékű megőrzését célzó megközelítést kell követni.

VII. Publikációk

VII.1. A Ph.D. értekezéssel összefüggő publikációk

Kincses D, Böddi K, Őri Z, 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. <https://doi.org/10.3390/polym13203599>

Q1; *IF*₂₀₂₁: **4,967** *Idézetek*: 20 (*független*: 17, *függő*: 3)

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. <https://doi.org/10.3390/ijms24065466>

Q1; *IF*₂₀₂₃: **5,6** *Idézetek*: 1 (*függő*: 1)

A Ph.D. értekezéssel összefüggő közlemények kumulatív impakt faktora: 10,567

VII.2. A Ph.D. értekezéshez nem kapcsolódó publikációk

Lempel E, Őri Z, **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** Jun;37(6):983-997. doi: 10.1016/j.dental.2021.02.013. Epub 2021 Mar 10. PMID: 33714623.

Q1; IF₂₀₂₁: 5,687 *Idézetek: 29 (független:23, függő: 6)*

Lempel E, **Kincses D**, Szebeni D, Jordáki D, Lovász BV, Szalma J. Intrapulpal temperature changes during the cementation of ceramic veneers. *Sci Res* **2022** Jul 28;12(1):12919. doi: 10.1038/s41598-022-17285-x.

Q1; IF₂₀₂₂: 4,6 *Idézetek: 3 (független: 2, függő: 1)*

Az összes közlemény kumulatív impakt faktora: 20,854

VII.3. A Ph.D. értekezéshez kapcsolódó poszter prezentációk

Kincses D, Böddi K, Őri Z, 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. Magyar Esztétikai és Restauratív Fogászati Társaság (MERT) Éves Konferencia, Budapest, **2022**. – Poszter prezentáció

Kincses D, Jordáki D, Lempel E. Pulpal temperature change during the cementation of intracoronar ceramic restorations. 20th ESE Biennial Congress – Original research poster presentation. Abstracts. (R089) *Int Endod J*, **2023**. 56: 3-47. doi: 10.1111/iej.13875

Q1; IF₂₀₂₃: 5,0