



Válasz Dr. Nagy Katalin Professzor Asszony opponensi bírálatára

Mindenekelőtt szeretném megköszönni Professzor Asszony alapos és körültekintő bírálatát, valamint az értekezésemre vonatkozó elismerő szavait. Különösen értékes számomra, hogy munkám eredményeire fókuszálva olyan visszajelzéseket adott, amelyek megerősítik a kutatás során követett irányokat, és ezáltal is hozzájárulnak az értekezés tudományos megalapozottságának és létjogosultságának igazolásához.

Professzor Asszony által feltett kérdésekre az alábbiakban válaszolnék:

1. kérdés: A dolgozatában a kompozitok polimerizációs átalakulásának mértékét mikro-Raman spektroszkópiával és nagy teljesítményű folyadékkromatográfiával (HPLC) határozta meg. Mi indokolta ezen módszerek választását a lehetséges alternatívákkal (például FTIR spektroszkópia a konverzióhoz, vagy más extrakciós módszerek a monomerkioldódáshoz) szemben?

Köszönöm Professzor Asszony kérdését, amely nemcsak a módszertani döntések részletesebb indoklására ad lehetőséget, hanem a teljes kutatási projekt vizsgálatindító momentumára is rávilágít.

Legelső vizsgálatunkhoz olyan kutatótársakat kerestem, akik segíthetnek abban, hogy különböző polimerizációs protokollal exponált kompozitok polimerizációs mértékét és el nem reagált monomerjeit detektálhassuk. A szakirodalomban olvasható módszerek közül a HPLC [*Sideridou et al. 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; Alsbali et al. Analysis of long-term monomer elution from bulk-fill and conventional resin-composites using high performance liquid chromatography. Dent Mater. 2015*] és a Raman spektroszkóp [*Pianelli et al. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. J Biomed Mater Res. 1999*] tűnt a legjobb választásnak, hiszen számos vizsgálat alkalmazza ezeket a mérési módszereket, és szempont volt, hogy a módszer valid legyen és az eredményeim a szakirodalomban találtakkal összevethetők legyenek. Először a PTE Biokémia Intézetét kerestem meg bízva abban, hogy van HPLC készülékük, vagy ahhoz hasonló olyan műszerük, mely alkalmas nagy érzékenységgel kis mennyiségű kioldódott monomer kimutatására, nagy szelektivitással rendelkezik, azaz képes több, egymáshoz hasonló szerkezetű monomer elkülönítésére és azonosítására, valamint kvalitatív és kvantitatív elemzésre egyaránt alkalmas. Nagy szerencsémre volt HPLC az intézetben és egy olyan kolléga (Dr. Böddi Katalin személyében), aki azóta is tartó nagy lelkesedéssel vetette bele magát a közös munkába. Emellett a HPLC reprodukálható, megbízható eredményeket ad. Széles körű alkalmazhatósága sokféle oldószeres extrakcióval nyert mintát enged vizsgálni. Vizsgálatainkban UV-detektorral kombinálva alkalmaztuk a HPLC elválasztást, mely UV-aktív (van benne aromás gyűrű, konjugált kettős kötés stb.) molekulák érzékelésére alkalmas, azaz a kompozitok monomerjeinek kimutatására megfelel. Azonban az adott

csúcs nem mindig azonosítható 100%-os biztonsággal, mátrix-minták esetén adott molekula elfedhet más molekulát. Ha a vizsgált monomer gyenge UV-elnyelő (pl. alifás láncú anyagok, mint az alifás UDMA, vagy DDDMA), nagyon alacsony koncentrációban nem kimutatható. A HPLC számunkra további jelentős hátránya, hogy standard molekulák szükségesek a kioldódott monomerek beazonosításához. Ezen hátrány kiküszöbölésére, bár lehetőség van tömegspektroszkóppal (LC/MS-detektorral) való kombinálásra [Chen et al. *Logistic regression analysis of LC-MS/MS data of monomers eluted from aged dental composites: A supervised machine-learning approach. Anal Chem.* 2023], - mely az ionizált molekulák tömeg/töltés arányát méri és segít következtetni a molekulák szerkezetére, tömegére, mely által azonosíthatók a vegyületek - nekünk eddig nem volt alkalmunk használni az intézet ezen készülékét, de folyamatban vannak olasz munkatársakkal zajló együttműködési egyeztetések. Alternatív analitikai lehetőségek közé tartozik a gázkromatográfia (GC/GC-MS), hátránya azonban, hogy a nem illékony vagy hőre érzékeny anyagokat (pl. Bis-GMA) nehezebb analizálni. A teljesség kedvéért érdemes megemlíteni a nukleáris mágneses rezonancia (NMR) spektroszkópiát, mely részletes szerkezeti információt nyújt, különösen kvázi-tiszta minták esetén, de kevésbé érzékeny, nagy mennyiségű minta kell, és nem alkalmas komplex mátrixok direkt vizsgálatára. A Fourier-transzformációs infravörös spektroszkópia (FTIR) képes azonosítani bizonyos funkciós csoportokat, de nem kifejezetten alkalmas nagyon kis koncentráció mérésére, és nehéz kvantifikálni. A kapilláris elektroforézis (CE) jó elválasztási hatékonysággal bír, alacsony minta- és oldószerigényű, de kevésbé elterjedt, és bizonyos monomerek analizálására nem megfelelő. Összegzésképpen megállapítható, hogy a HPLC analitikai módszer jelenleg az egyik legmegbízhatóbb és legelterjedtebb módszer a fogászati kompozit anyagokból kioldódó monomerek analizására, főként a komplex mátrixban való kiváló elválasztási képessége, érzékenysége és kvantitatív képessége miatt.

A konverzió mértékének kimutatásához Kunsági-Máté Sándor professzor úrhoz irányítottak, aki ebben az időben a PTE KK Fizikai-Kémia Tanszékén dolgozott és nagy szerencsémre a mérésekhez – hosszú évekre - biztosítani tudott egy Raman spektroszkópot és kutatási munkatársakat (előbb Dr. Czibulya Zsuzsannát, majd Dr. Óri Zsuzsannát). A Raman készülék egyik legnagyobb előnye, hogy szemben a Fourier transzformációs infravörös spektroszkópiával (FTIR; vagy attenuated total reflectance FTIR – ATR-FTIR), nem igényel mintaelőkészítést, non-destruktív módon és mélységprofil mentén is tudja mérni a konverziós fokot [Bolaños-Carmona et al. *Influence of spectroscopic techniques on the estimation of the degree of conversion of bulk-fill composites. Oper Dent.* 2020]. Mivel nem sérül a minta, lehetőséget ad az azonnali és későbbi (pl. 24 h) vizsgálatokra ugyanazon mintán, de más típusú vizsgálatokhoz is megmarad a minta. Magas a szelektivitása, azaz a Raman-spektroszkópia kifejezetten érzékeny a C=C kötésekre, amelyek kulcsszerepet játszanak a fogászati gyanták konverziójában. Mikroszkóppal kombinálva lehetőség van magas térbeli felbontásra, akár mikrométeres szintű térbeli információ megszerzésére, ami hasznos lehet a rétegzett kompozitok vizsgálatakor. Kvantitatív értékelést is biztosít a konverziós fok intenzitásarányokból történő pontos kiszámításával. A teljesség kedvéért érdemes a hátrányokat is megemlíteni, melyek egyes vizsgálatok esetén tényleges nehézséget jelentettek, mint a fluoreszcencia interferencia, mely szerint a fogászati kompozitok egyes összetevői erősen fluoreszkálhatnak, ami elnyomhatja vagy torzíthatja a Raman-jelet. A minták mérési ideje hosszabb lehet, különösen nagy felbontás vagy több mérési pont esetén, külön szakértelmet, tapasztalatot igényel a kompozitok

analizálása. Korlátozott az érzékenysége bizonyos funkciók csoportokra, azaz nem minden kémiai kötés Raman-aktív, így bizonyos szerkezeti változások nehezebben követhetők. A konverziós fok mérésére alternatív és a szakirodalomban is gyakran alkalmazott módszer a fentebb említett FTIR, mely, bár gyors, szelektív és kvantitatív mérést tesz lehetővé, hátránya, hogy általában mintaelőkészítést igényel és korlátozott a térbeli felbontása. A közeli infravörös spektroszkópia (NIR) gyors, nem invazív, in situ mérésre is alkalmas, de alacsonyabb a szelektivitása, gyakran statisztikai vagy kalibrációs modelleket igényel. A differenciális pásztázó kalorimetria (DSC) – melyet a kerámiák és a fog hővezető képességének mérésére használtunk – szintén alkalmas arra, hogy a konverzióra következtethessünk azáltal, hogy megmutatja a maradék reakcióhőt, azonban roncsoló technika, és csupán közvetett módszer, melyet kalibrálni is nehezebb. Összegzőként elmondható, hogy a Raman spektroszkóp a legideálisabb mérőeszköz a konverzió megállapításához.

2. kérdés: Számos kutatás rámutat, hogy a kompozitok felmelegítése növeli a monomer–polimer konverzió mértékét, javítja az anyag mechanikai tulajdonságait, sőt bizonyos esetekben csökkentheti a polimerizációs zsugorodást is. Ugyanakkor az előmelegítésnek vannak gyakorlati korlátai: például az előmelegített anyagot gyorsan fel kell használni, és a gyakori melegítés csökkentheti a kompozit eltarthatóságát a fecskendőben. A jelölt szerint a laboratóriumi eredmények (magasabb konverziós arány, kevesebb kioldódó monomer stb.) elegendő előnyt jelentenek ahhoz, hogy a mindennapi klinikai gyakorlatban is rutineljárássá váljon az anyagok előmelegítése? Milyen óvintézkedéseket vagy kompromisszumokat tart szükségesnek ennek alkalmazásakor (például a melegített anyag okozta pulpakárosodás kockázatának minimalizálása vagy a gyorsabb munkavégzés betartása)?

Köszönöm Professzor Asszony átfogó és gyakorlati szempontból is rendkívül releváns kérdését, amely hidat képez az alapkutatói eredmények és a mindennapi klinikai alkalmazás között.

A kompozitok egyik lehetséges optimalizálási módja a restaurációs anyag előmelegítése, amelynek alkalmazása egyre több laboratóriumi vizsgálat támasztja alá megalapozott érvekkel. Az előmelegítés klinikai bevezetését támogató legfontosabb tényezők közé tartozik a polimerizáció hatékonyságának növekedése, amely közvetlen hatással van az anyag biológiai és mechanikai stabilitására. Ezen jellemzők, valamint a jobb adaptációs képesség közvetlenül hozzájárulnak a mikroszivárgás csökkenéséhez, valamint a hosszú távú kopásállóság javulásához. Az előmelegítés hatására potenciálisan csökken a polimerizációs zsugorodás, mely főként a monomerek kedvezőbb elrendeződésének tudható be. Mindezzel párhuzamosan a fényátersztés is hatékonyabbá válik, így az előmelegített restauratív anyagokat nem csupán tömésként, hanem kerámia (főleg a transzlucensebb lítium-diszilikát) restaurációk ragasztására is javasolják, mint az adhezív cementek reális alternatívája [Marcondes et al. *Ceramic laminate veneers luted with preheated resin composite: A 10-year clinical report. Contemp Clin Dent.* 2021. Prodan et al. *Color and translucency variation of a one-shaded resin-based composite after repeated heating cycles and staining. Materials.* 2023].

A fent említett előnyök mellett a hagyományos ragasztócementekhez képest egy restauratív kompozit nagyobb töltőanyag-tartalommal rendelkezik, ami kedvezőbb mechanikai tulajdonságokat és biológiai kompatibilitást és kémiai stabilitást biztosít, melyet egy friss vizsgálatunkkal bizonyítani tudtunk [Jordáki

et al. Comparative analysis of polymerization efficiency and degradation indicators of light- and dual-cured resin cements and preheated restorative composites. J Prosthet Dent. – D1 minősítés - elbírálás alatt].

A módszer alkalmazása nem mentes gyakorlati és klinikai korlátoktól. Az előmelegített kompozit viszonylag rövid idő alatt – tipikusan 30–60 másodpercen belül – elveszíti a kívánt hőmérsékletet, különösen a fecskendőből történő kivételt követően, melyet bemutatott vizsgálatainkkal mi is tapasztaltunk. Ezért a megfelelő előkészítés és szervezett, gyors klinikai munkavégzés elengedhetetlen az előmelegítésből származó előnyök érvényesítéséhez. További logisztikai kihívást jelenthet az előmelegítő eszközök (pl. Calset, ENA Heat) alkalmazása, amelyek nem minden klinikán elérhetők, illetve használatuk megszakíthatja vagy lelassíthatja a szokásos rendelői munkafolyamatokat. Erre példa, hogy az általunk is alkalmazott Ena Heat készülék kb. 50 perc alatt fűti fel magát és további 15–20 percre van szükség az anyag felmelegítéséhez. Egy másik készülék, az infravörös melegítésű VisCalor Diszpenzer – bár a felfűtési ideje rövid – csak a gyártója (Voco) által előállított kapszulázott kompozitot „hajlandó” felmelegíteni, más gyártó kapszuláját megolvasztja. Egyes alternatív, nem professzionális eljárások között említhető a kompozit fecskendő vízhatlan csomagolásban, 60–65 °C-os meleg vízben történő előmelegítése is. Ez a módszer azonban szintén távol áll a felhasználóbarát és klinikailag megbízható megoldásoktól.

Fontos továbbá az anyag stabilitásának és eltarthatóságának kérdése. A gyártók többsége jelenleg nem validálja termékeit ismételt előmelegítési ciklusokra, így az iniciátorrendszer degradációja, illetve az anyagtulajdonságok megváltozása valós kockázatot jelenthet, különösen többszöri melegítés és lehűtés esetén. A nem kontrollált melegítés – például túl forró vízfürdő vagy háztartási eszközök használata – további hőkárosodási kockázatot hordozhat a komponensek párolgása és degradációja révén [Hiramatsu *et al. Roughness and porosity of provisional crowns. Pás-Grad. Rev. 2011*].

Noha a szakirodalom szerint az 5,5 °C-ot meghaladó hőmérséklet-emelkedés önmagában nem feltétlenül okoz azonnali pulpakárosodást, a pulpa, a parodoncium és a csontszövet hőelvezető képessége, valamint a neurális reflexek által szabályozott mikrokeringés védő szerepet játszik [Baldissara *et al. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil. 1997*]. Ugyanakkor mély kavitások — azaz vékony visszahagyott dentin — és ismételt hő-, mechanikai vagy bakteriális terhelés esetén e kompenzációs mechanizmusok kimerülhetnek, ami csökkentheti a pulpaszövet regenerációs képességét, és növelheti a gyulladás kockázatát [Kwon *et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. Restor Dent Endod. 2013. Lau et al. Heat generated during dental treatments affecting intrapulpal temperature: a review. Clin Oral Investig. 2023*].

Ennek ellensúlyozására ilyen esetekben a hőhatás közbeni pusztterrel történő léghűtés [Zarpellon *et al. Controlling in vivo, human pulp temperature rise caused by LED curing light exposure. Oper Dent. 2019. Zarpellon et al. Influence of Class V preparation on in vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a Polymwave® LED light curing unit. Dent Mater. 2018*], vagy egy megfelelő alábélelő cement alkalmazása ajánlott lehet.

Ragasztócementként az előmelegített kompozit további hátránya a nagyobb rétegvastagság, mely befolyásolhatja a kerámia pontosságát és a ragasztási erőt [Barbon et al. *A systematic review and meta-analysis on using preheated resin composites as luting agents for indirect restorations. Clin Oral Investig.* 2022]. A rétegvastagság csökkentése érdekében szonikus, vagy ultrahangos vibrációra van szükség, mely további eszközigénnyel és székidővel terheli a rendelőt [Bruna et al. *Effect of ultrasound on preheated resin composites used as ceramic luting agents. Dent Mater J.* 2022].

A fenti előnyök és korlátok figyelembevételével kijelenthető, hogy az előmelegítés klinikai integrációja lehetséges, de kizárólag tudatos, protokollal szabályozott módon. A laboratóriumi környezetben tapasztalt kedvező hatások klinikai előnyökké transzformálhatók, ha a kezelő szabályozott hőmérsékletű (50–55°C) előmelegítőt alkalmaz, betartva a gyártó által javasolt előmelegítési hőmérsékletet, minimalizálja az anyag fecskendőből való kivételétől a behelyezésig eltelt időt (max 30–60 mp), kerüli ugyanazon fecskendő többszöri melegítését (előnyösebb a kapszulában adagolt kompozitok melegítése), valamint óvatosan jár el vitális pulpájú, mély kavitások esetén — például alábélelő cementréteg alkalmazásával, vagy adott esetben az előmelegített kompozit mellőzésével.

3. kérdés: A dolgozat számos *in vitro* vizsgálatot mutat be a bulk-fill kompozitok 4 mm-es rétegvastagságban történő alkalmazásáról, konverziós fokáról és monomerkioldódásáról, illetve ezek összefüggéseiről. Ugyanakkor az *ex vivo* és különösen az *in vivo* környezetben a fényáteresztő közeg (pl. zománc, dentin, vér, nyál, műszerárnyék) jelentősen csökkentheti a valóban elért konverziós értékeket. A jelölt szerint az *in vitro* mérések eredményei mennyiben és milyen korlátokkal általánosíthatók klinikai körülményekre? Vannak-e olyan körülmények (pl. mély MOD üreg, sötét fogszín, gyenge fényvezetés), amelyekben a 4 mm-es bulk technika ellenjavallt lenne a saját eredményeik alapján?

Professzor Asszony kérdésében a restauratív fogászati gyakorlat egyik legfőbb kihívását fogalmazta meg. A laboratóriumi körülmények lehetővé teszik a fény, az anyagok és a környezeti tényezők pontos szabályozását, így a kompozit potenciális konverziója egyértelműen értékelhető. Emellett a standardizált és kontrollált tényezők miatt következetesen magasabb és egyenletesebb konverzióértékek érhetők el. A szájüregi környezet azonban olyan kihívásokat jelent, amelyek csökkentik a polimerizáció mértékét. Ezen tényezőket, jelentőségük miatt külön fejezetben (I.2.3) tárgyaltam, mint a Bíráló által is említett zománc és dentin-árnyékolás, vagy a mély üregek, a sötét szín és az anyagvastagság fényelnyelő hatása. Vizsgálatainkban ezen nehezítő körülmények közül többet is próbáltunk szimulálni, persze ezek, mint izolált nehezítő tényezők csak önmagukban voltak tesztelhetők. A biológiai folyadékok, mint a nyál, vér jelenléte is megnehezítheti a fény behatolását és a kompozit keményedését, de még inkább a foghoz, indirekt restaurációhoz való tapadását. A vér jelenlétének további hátránya, hogy jelentős a fényelnyelése, különösen a vörös tartományban [Veleška-Stenkoska et al. *Haemostasis in oral surgery with blue-violet light. Open Access Maced J Med Sci.* 2018]. Ezért kiemelten fontos a megfelelő izolálás, azaz a szájüregi folyadékok és pára kirekesztése az adhezív technikát igénylő restaurációk készítésekor. Az anatómiai korlátok, mint a száj szűk tere korlátozhatja a fényforrás ideális

hozzáférést, ami szintén alacsonyabb konverzióhoz vezethet. További negatív hatás lehet a konverzióra nézve az oxigén állandó jelenléte, mely a kompozit felületén akadályozza a polimerizációt. Nehezen hozzáférhető felszíneken a polírozás nehezítettsége miatt az oxigén-inhibíciós réteg eltávolítása sem valósulhat meg, növelve így a kötetlen monomerek felszabadulásának esélyét, rontva a biokompatibilitást.

Az említett okok miatt a különbség akár 10–30%-os is lehet, főleg a mélyebb régiókban, különösen 4–5 mm vastagságú tömés esetén. Bár a bulk-fill kompozitok kifejezetten úgy lettek fejlesztve, hogy 4-5 mm-ig jó fényáteresztéssel és konverzióval rendelkezzenek, vannak klinikai helyzetek, amikor ez nem érvényesül teljesen, sőt, a bulk-fill anyagok összetételükben nagyon diverzek, így nem is lehet általánosítani a konverziós képességüket, mert az anyagfüggő. Példaként említeném az EverX rövid üvegszállal megerősített anyagcsoportot, mely kifejezetten magas konverziós fokot tud elérni mély üregek esetén is, de persze a többi polimerizációs paraméternek (pl. lámpa távolsága az anyagtól, anyagot érő fény szöge, direkt megvilágítás, stb) ideálisnak kell lennie.

Tehát az in vitro adatok fontos referenciák, de nem helyettesítik a klinikai megítélést. A bulk-fill technika nem univerzális megoldás, és nem mindig ideális, főleg mély, sötét, nehezen hozzáférhető kavításokban. Kritikus helyzetekben, mint a mély üregek, sötétebb kompozit szín, nagyobb viszkozitás, gyengébb intenzitású fényforrás, indirekt megvilágítás, vagy a lámpa csőrével való nehezebb hozzáférés esetén az expozíciós idő növelése mindig célravezető, de a 4-5 mm egyben behelyezett kompozit helyett a 2-3 mm-kénti behelyezés/megvilágítás is növeli a konverziót.

A sikeres polimerizáció nemcsak az anyagtól, hanem a fényforrástól, a klinikai helyzettől és az orvos technikájától is függ. Emellett, a polimerizációs lámpa teljesítményének rendszeres ellenőrzése szintén a minőségi munka előfeltétele.

4. A dolgozatban különböző LED polimerizációs lámpák (mono- vs. polywave) hatását vizsgálják a konverzióra, monomerelúcióra és zsugorodásra, különösen AFCT-molekulás anyagok esetén. Mivel ezek az anyagok gyakran tartalmazzak fotoiniciátorokat, amelyek csak bizonyos spektrumban aktívak, a kérdés az: a dolgozat alapján milyen következtetés vonható le arra vonatkozóan, hogy adott kompozithoz milyen típusú lámpát célszerű választani? Lát-e a jelölt olyan kockázatot, hogy a piacon széles körben elérhető, de spektrálisan nem megfelelő lámpák mellett bizonyos kompozitok alulpolimerizáltak maradnak, és ez klinikai hibához vezethet?

Köszönöm a kérdést, amely fontos összefüggésre világít rá a fotoiniciátor-polimerizációs lámpa illesztésével kapcsolatban.

A fogászati kompozitok fotoiniciátorai csak bizonyos hullámhossztartományú fényre érzékenyek. Ha a polimerizációs lámpa nem bocsát ki elegendő fényt ebben a tartományban, a kompozit alulpolimerizált maradhat, még akkor is, ha egyébként „erősnek” tűnik a fény, azaz magas az

intenzitása. A legtöbb kompozitban megtalálható fotoiniciátor a kámforkinon, mely a 450-500 nm tartományú fénnel aktiválható a leghatékonyabban. A Magyarországon elérhető kompozitok igen nagy százaléka ezt az iniciátort tartalmazza. Az itthon ismert cégek közül az Ivoclar használ a kámforkinininon kívül olyan alternatív, hatékonyabb polimerizációt lehetővé tevő fotoiniciátorokat (trimetil-benzoil-difenil-foszfin oxid = TPO, dibenzoil-germánium = Ivocerin), melyek aktív hullámhossztartománya alacsonyabb (380-420 nm), mint a kámforkinoné. Ha a fogorvos hagyományos halogen lámpát használ, inkompatibilitás nem áll fenn az iniciátor és a lámpa között, mert ennek a lámpának igen széles a fénykibocsátó tartománya (300-500 nm). A manapság elterjedt LED lámpák spektruma szűkebb, csak a kék hullámhosszban (430-480 nm) emittálnak fényt, melyen kívül esik az alternatív iniciátorok abszorpciós spektruma. Ezek a lámpák ennél fogva inkompatibilisek az alternatív iniciátorokkal, főleg a mélyebb zónák, az approximális ládák alján lévő kompozit rétegek maradnak alulpolimerizáltak, hosszú távon klinikai kudarcot okozva. Ezt a problémát a gyártók is hamar felismerték, ezért ma már olyan többdiódás polimerizációs lámpák is elérhetők, amelyek több hullámhossz-tartományban (jellemzően 385–515 nm között) képesek fényt kibocsátani, így lefedve a piacon elérhető iniciátorok teljes abszorpciós spektrumát. Az információhiány miatt azonban sok fogorvos nincs tisztában ezzel az összefüggéssel, ezért fontos lenne, hogy a gyártók a kompozitok csomagolásán jól látható módon jelezzék az alternatív iniciátorok jelenlétét, valamint feltüntessék a javasolt polimerizációs lámpatípust is. Tehát a megfelelő kompozit-polimerizációs lámpa kombináció kulcsfontosságú és komoly kockázat lehet abban, ha a polimerizációs lámpa nem illeszkedik spektrálisan a használt kompozithoz. Bár úgy tűnik, hogy a többdiódás lámpák minden esetben hasznosak lehetnek, azonban ez nem teljesen igaz, mert az ibolya tartományba eső fény mélységi polimerizációja nem olyan hatékony, mint a kék fényé, így a mélyebb rétegekben lévő iniciátor-molekulák kevésbé aktiválódnak. Különösen igaz ez, ha még indirekt restauráción is át kell haladnia [Ilie N. *Spatially distributed light exposure: impact on light transmission through CAD/CAM resin-based composites of different thicknesses.* J Comp Sci. 2023]. Másrészt, több dióda esetén általában 2-3 bocsát ki kék fényt, 1 pedig ibolyát, így a fényvezető csőrön nem homogén a kilépő fény hullámhossza. Így nem mindegy, hogyan fedi a lámpa csőre a kompozit felületét. Ezért javasolják a csőr mozgatását, hogy egyenletes legyen a fényaktiválás.

Válaszaim végeztével szeretném még egyszer megköszönni Professzor Asszonynak, hogy eredményeimet elfogadta új eredményként. Köszönöm alapos munkáját és kérdéseit, melyek hozzájárultak az értekezés további kifejtéséhez, egyes pontjainak tisztázásához.

Bízom benne, hogy válaszaim kielégítőek, és tisztelettel kérem azok elfogadását!

Pécs, 2025.09.20.


Iempel Edina