

Válasz Dr. Márton Ildikó Professzor Asszony opponensi bírálatára

Őszinte tisztelettel és hálával köszönöm Professzor Asszonynak az értekezésemről készített elmélyült és nagy szakmai tapasztalatot tükröző bírálatát. Különösen nagy megtiszteltetés, hogy értékelésében nemcsak elismeréssel szólt a dolgozatról és az abban megfogalmazott eredményekről, hanem kérdéseivel és megjegyzéseivel olyan részletekre, klinikai és tudományos összefüggésekre irányította rá a figyelmet, amelyek új megvilágításba helyezik a kutatás több aspektusát is. Professzor Asszony építő gondolatai és támogató véleménye számomra nemcsak megtisztelő, hanem inspiráló is a további szakmai munkámhoz.

Professzor Asszony által felvetett kérdésekre, meglátásokra az alábbiakban válaszolnék:

1. A dolgozat elemzése során felmerül, hogy mennyire tarthatjuk klinikailag relevánsnak a közölt és az értekezésben is leírt *in vitro* és *ex vivo* kísérletes eredményeket. Különösen kérdéses számomra a vizsgált tömőanyagok polimerizációja során, illetőleg polimerizációját követően fellépő hőstressz és citotoxikus hatás klinikopathológiai hatása. Előbbi kapcsán jelölt maga is a munka korlátozó tényezőjeként emeli ki a pulpa, a parodontium és a csont – élő – mikrocirkulációjának hiányát az *ex vivo* kísérleti modellben (155. o. 9–10. sor). Nem tesz említést arról, hogy a vitális pulpa, vagy akár a kísérletes rendszerben bemutatott pulpakamra esetében hogyan viszonyul a polimerizációs folyamatból eredő hőmérséklet-emelkedés az üreg kialakítása során keletkező hőterhelés (fűrés, csiszolás) által előidézett hőmérséklet-emelkedéshez.

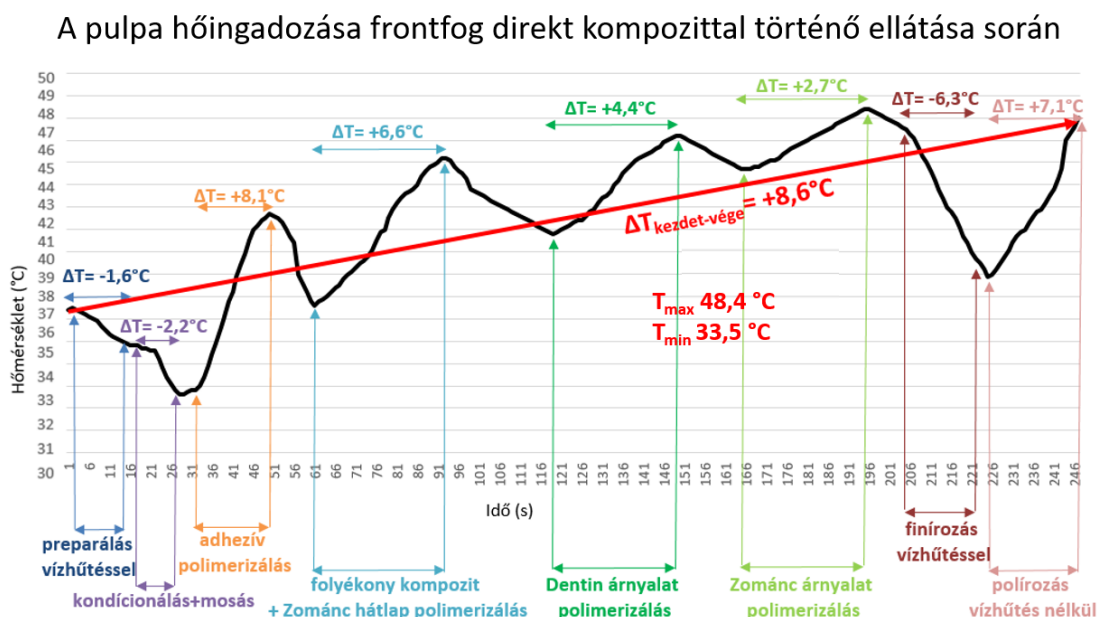
Köszönöm Professzor Asszony kritikai megjegyzését, mellyel teljes mértékben egyetértek.

Az *in vitro* és *ex vivo* modellek korlátai valóban óvatosságra intenek a klinikai extrapoláció során, hiszen e vizsgálatok jellemzően túlbecsülik a pulpakamra hőemelkedését vagy a felszabaduló monomerek toxikus hatását.

A hőstresszre vonatkozóan a szakirodalom szerint rövid idejű, akár 11–14 °C-ot meghaladó intrapulpális hőmérséklet-növekedés sem feltétlenül okoz irreverzibilis károsodást egészséges pulpában, mivel a pulpa, a parodontium és a csontszövet mikrocirkulációja, valamint a dentin-folyadék dinamikája hűtő, kompenzáló hatást gyakorol [Baldissara et al. *Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study*. J Oral Rehabil. 1997]. A pulpa adaptív és regeneratív mechanizmusai – különösen a szenzoros beidegzés által vezérelt véráramlás-változások – a 43 °C feletti termális ingerekre is képesek védekező válaszokat kiváltani [Lin et al. *A review of heat transfer in human tooth—experimental characterization and mathematical modeling*. Dental Materials. 2010]. Ezek a fiziológiás mechanizmusok *ex vivo* környezetben nem modellezhetők, legfeljebb mesterséges mikrocirkulációval közelíthetők [Kodonas et al. *Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface*. J Dent. 2009]. Ennek hiánya vizsgálataink egyik limitációja, melyet kutatásaink során kiemelten hangsúlyoztunk.

A polimerizáció exoterm hőhatása és a fényforrás által okozott hőemelkedés a restauratív folyamat csupán egy részét képezi. Korábbi, hőtani témájú vizsgálatainkban kimutattuk, hogy az üregkialakítás során a pulpális hőmérséklet a vízhűtés beállításaitól függően jelentősen emelkedhet [Lempel E és Szalma J. *Effect of spray air settings of speed-increasing contra-angle handpieces on intrapulpal temperatures, drilling times, and coolant spray pattern. Clin Oral Invest.* 2022]. Más szerzők megfigyelései szerint a preparálás során mért hőterhelés akár meg is haladhatja a polimerizáció során észleltet a preparálás beállított paramétereitől (pl. fúró típusa, szemcsemérete, átmérője, fordulatszáma, meghajtás típusa, nyomása, vízhűtés mennyisége, hőmérséklete, stb) függően [Kwon et al. *Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. Restor Dent Endod.* 2013. Farah RI. *Effect of cooling water temperature on the temperature changes in pulp chamber and at handpiece head during high-speed tooth preparation. Restor Dent Endod.* 2018]. Továbbá, eredményeink megerősítik, hogy a visszahagyott dentinvastagság kulcsfontosságú védőfaktor a hőtranszfer csökkentésében. Emellett a pulpa hisztológiai reakciói nem kizárólag a hőmérséklet-emelkedéshez, hanem a dentin mikroszerkezeti sérüléseihez (mikrorepedések, tubulusok megnyílása, debris) is kapcsolódnak, melyek diffúziós és mechanikai irritációt okozhatnak [Baldissara et al. *Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil.* 1997]. Ez is alátámasztja, hogy a klinikai termikus hatások értékelésekor a hőterhelés mellett a dentin integritásának megőrzése is kulcsfontosságú tényező.

Demonstratív mérésünkben extrahált frontfogban, a pulpakamrában elhelyezett hőérzékelővel követtük a hőmérséklet-változásokat a preparálástól a polírozásig. A folyamat dinamikus jellegét jól szemlélteti, hogy egyes munkafázisok hőmérséklet-csökkenéssel, mások hőemelkedéssel jártak. Ezek eredőjeként a nettó hőmérséklet-változás meghaladja a 8,5 °C-ot (mellékelt ábra).



Ez is alátámasztja, hogy a restaurálás során a termikus hatások összeadódnak, és mértékük az anyag- és technikaválasztástól, a hűtés hatékonyságától és a hőexpozíció időtartamától függ.

Továbbá, a fogelőkészítésből származó hőhatásokkal küzdő pulpa bármilyen korábbi gyulladásos változás és korlátozott perfúzió (pl. adrenalinus érzéstelenítés) következtében vitalitását potenciálisan elveszítheti [Abbott et al. *A clinical classification of the status of the pulp and the root canal system. Aust Dent J.* 2007].

Végül a kémiai citotoxicitásra utaló in vitro adatok jelzőértékűek lehetnek, de a dentin-barrier, a szöveti hígulás, valamint az azonnali molekuláris válaszreakció miatt ezek sem feltétlenül fordulnak át automatikusan klinikai pulpa-patológiává.

Klinikai eredményeink és a szakirodalom alapján megállapítható, hogy a restauratív beavatkozások során fellépő termális és kémiai hatásokat a pulpa fiziológiás védekező mechanizmusai többnyire képesek ellensúlyozni, ezáltal a fog vitalitása rendszerint megőrizhető. Ugyanakkor a hősok potenciális veszélyforrás marad, ezért annak tudatos mérséklése a modern adhezív technikák alkalmazása során a fogorvosi gyakorlat egyik alapvető törekvése kell, hogy legyen.

2. További limitáció, hogy a monomerek elúciójára nem vizes, hanem nagy töménységű etanolos oldószert használt (139. o. 3. bek.).

Professzor Asszony észrevételét teljes mértékben elfogadom.

A 75%-os etanolos oldószert nem tekinthető fiziológiás közegnek, így az in vivo elúciós viszonyokat nem tükrözi. Alkalmazása a monomer-kioldódás vizsgálatában inkább standardizált extrakciós célt szolgál [Van Landuyt et al. *Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Dent Mater.* 2011], melyet az ISO 10993-12:2021 és az FDA Guidance on the Use of ISO 10993-1 (2023) irányelvei is javasolnak a fogászati polimerek biokompatibilitási értékelése során [<https://www.fda.gov/media/142959/download>]. A magas etanoltartalmú oldat a lipofil és poláros komponensek együttes kioldására alkalmas, így a potenciális monomer-kioldódás felső határát jelzi és egyben lehetővé teszi a különböző anyagok közötti kioldódási különbségek detektálását és rangsorolását. E módszer tehát a klinikai kitettség „worst case scenario” megközelítésének tekinthető, amely segít az anyagok összehasonlító értékelésében és a potenciális kockázatok előzetes becslésében.

3. Az *ex vivo* vizsgálatok során használt sejtenyészetek sejtjein kimutathatóan toxikus monomerek koncentrációját nem hasonlította össze a tömeggel ellátott, vitális fog pulpaszövetében mérhető koncentrációjukkal. Mindezen közvetlen ismeretlen tényezőkön túl a klinikai relevancia korlátozott voltának közvetett alátámasztását szolgálják jelölt *in vivo* vizsgálatai. Ugyanis sem a retrospektív klinikai tanulmányok, sem a prospektív esetsorozatok kapcsán nem tesz említést arról, hogy a helyreállított vitális fogak endodontális kimenetele vonalon (a 131. oldalon – az alulról számított 9–10. sorokban pozitívan is írja ezt a ténytet), ami összefüggésbe volna hozható akár hő-, akár kémiai eredetű, klinikailag számottevő pulpakárosodással.

Professzor Asszony kritikai észrevétele rendkívül értékes, és teljes mértékben osztom a felvetett aggályokat a kísérleti modell klinikai extrapolációjának korlátaival kapcsolatban.

Ex vivo sejttöxicitási vizsgálatunkban a monomer-koncentrációt sajnos nem állt módunkban összehasonlítani a tömással ellátott, vitális fog pulpaszövetében mérhető értékekkel, mivel ezek meghatározása élő pulpában technikailag rendkívül nehéz, továbbá etikai okokból is korlátozott. Ennek megfelelően a szakirodalomban sem található megbízható, közvetlen adat a koncentrációkra vonatkozóan. Bár számos in vitro vizsgálat tanulmányozta a monomerek diffúzióját különböző vastagságú dentinszeleteken keresztül, ezek többsége nem mért tényleges koncentrációt, és jellemzően nem tömés méretű, polimerizált kompozitot alkalmazott [Gerzina et al. *Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. J Oral Rehabil. 1994.*], hanem inkább az adhezívek dentinen keresztüli diffúzióját határozták meg. Példaként említhető, hogy egy ilyen kutatás mintegy 0.1 µl/ml monomer keveréket mutatott ki a dentinszeletet határoló oldatban [Lee et al. *Effect of dentin bonding agent diffusing through dentin slices on the reactive oxygen species production and apoptosis of pulpal cells. J Formos Med Assoc. 2015.*].

Egy másik közlemény eredményei szerint a hidroxietil-metakrilát (HEMA) körülbelül 450 nmol, a kámforkinon pedig megközelítőleg 80 nmol mennyiségben penetrált a pulpakamrát szimuláló, 600 µl vizes oldatot tartalmazó üvegcsőbe, míg a kevésbé poláros és nagyobb molekulású monomerek diffúziója jelentősen korlátozott volt, koncentrációjuk 0,025 nmol alatt maradt [Putzeys et al. *In-vitro transdental diffusion of monomers from adhesives. J Dent. 2018.*].

A kutatási eredmények többsége azt mutatja, hogy a dentinen átdiffundáló monomerek koncentrációja nem haladja meg a sejttényészeteken meghatározott EC₅₀ (félmaximális hatásos koncentráció) értékeket (BisGMA: 0.08 to 0.36 mM < UDMA: 0.06-0.51 mM < CQ: 0.88–2.40 mM < HEMA: 1.77–13.46 mM), így - ha biztonsággal nem is állítható - feltételezhető, hogy az átjutó monomerek az esetek többségében nem okoznak irreverzibilis változásokat egészséges pulpaszövetben [Putzeys et al. *In-vitro transdental diffusion of monomers from adhesives. J Dent. 2018.*].

Ahogy Professzor Asszony is rávilágít, klinikai vizsgálataink pulpaállapotra utaló eredményei is azt támasztják alá, hogy a beavatkozás során fellépő fizikai és kémiai hatásokat a pulpa védekező mechanizmusai hatékonyan kivédik, biztosítva a fog vitalitásának megőrzését.

Említést érdemel vizsgálatunk további limitációja is, miszerint a tömést közvetlenül a tápoldatba merítettük, így a kioldódó monomerek akadálytalanul fejthettek ki hatást a sejtekre; nem állta útjukat a dentin, amely in vivo körülmények között diffúziós barriert képez. A visszahagyott dentin vastagsága, szklerotizáltsági foka, az üreg lokalizációja, a páciens kora, valamint a pulpális mikrokeringés, a tubulusfolyadék áramlása és a monomerek hígulása mind olyan tényezők, amelyek élő állapotban jelentősen módosíthatják a monomerek eloszlását, és szimulálásuk in vitro modellekben csak korlátozottan lehetséges. Ráadásul a monomerek diffúziója nem csupán passzív, kimutatták, hogy az albumin képes hidrofób molekulákat - például BisGMA-t - kötni és szállítani a pulpa irányába [Mabdhouni et al. *Unbound monomers do diffuse through the dentin barrier. Dent Mater. 2017.*].

Bár az *ex vivo* modell nem képes maradéktalanul visszaadni az élő szöveti környezet komplexitását, alkalmazása lehetőséget adott arra, hogy a vizsgált anyagok közötti különbségeket kontrollált, reprodukálható körülmények között tanulmányozzuk. Eredményeink hozzájárulhatnak a különböző hőkezelési eljárások és kompozitok biológiai biztonságának előzetes értékeléséhez, valamint alapot szolgáltathatnak a későbbi klinikai vizsgálatok megtervezéséhez. Mindez elősegítheti, hogy a gyakorlati alkalmazás során olyan anyagokat és protokollokat válasszunk, amelyek a lehető legkisebb pulpális kockázattal járnak.

4. Az eredmények gyakorló fogorvosok számára történő felhasználása érdekében személy szerint nagyon szerencsésnek tartanám egy olyan összegző táblázat beillesztését a Megbeszélés végére, amely a kompozit tömőanyagokat felhasználó fogorvosok számára ajánlást tartalmazna, hogy adott klinikai helyzetben, bizonyos restaurációs igényű fogkárosodások esetében milyen tömőanyagokat és milyen módszereket tart a legalkalmasabbnak a gyakoribb helyreállító fogászati beavatkozások esetében.

Professzor Asszony felvetése rendkívül praktikus javaslat a gyakorló fogorvosok klinikai döntéshozatalának támogatására/megerősítésére.

Az alábbi táblázat a laboratóriumi, *ex vivo* és *in vivo* vizsgálatok klinikai szempontból releváns megállapításait foglalja össze, gyakorló fogorvosok számára ajánlás formájában:

Klinikai helyzet	Ajánlott anyag	Technikai ajánlás	Megfontolások
Átlagos mélységű üreg vitális fog (mélység < 5 mm, falvastagság > 2,5 mm)	a, Konvencionális kompozit b, Bulk-fill kompozit (akár AFCT-módosított); c, Indirekt LidiSi kerámia vagy kompozit betét	Konvencionális kompozit rétegzése ($\leq 2\text{mm}$); Bulk-fill kompozit ($\leq 4\text{mm}$) esetén dupla expozíciós idő*; Magas viszkozitású kompozit előmelegíthető ($55\text{ }^{\circ}\text{C}$).	Fontos: lámpa spektrum-iniciátor illesztés. Kerülendő a 3 s-os rapid protokoll
Mély üreg vitális fogban (mélység $\geq 5\text{ mm}$, falvastagság > 2,5 mm)	a, Konvencionális kompozit b, Folyékony bulk-fill alábélelés + konvencionális kompozit fedőréteg c, AFCT-módosított bulk-fill	Konvencionális kompozit rétegzése ($\leq 2\text{mm}$); Dupla expozíciós idő* a mélyebb rétegekben és bulk-fillek esetén	Fontos: lámpa spektrum-iniciátor illesztés. Kerülendő a 3 s-os rapid protokoll és az előmelegítés (pulpa hőterhelése)

Gyökérkezelt fog pulpakamrai zárása	Jó fényáteresztő képességű bulk-fill (SDR vagy SFRC)	Dupla expozíciós idő*; Magas viszkozitású SFRC előmelegíthető (55 °C).	Foganyag mennyiségtől függően direkt vagy indirekt koronai ellátás
Gyökérkezelt premoláris, moláris helyreállítása	a, direkt kompozit tömés, ha a falvastagság > 2,5 mm és 1 v. 2 záróléc megtartott; b, indirekt kerámia vagy kompozit restauráció csücsökborítással, ha a falvastagság < 2,5 mm és/vagy mindkét záróléc hiányzik	Direkt tömés esetén: rétegzett vagy bulk-fill applikáció (ld. még a fenti ajánlásokat)	Okkluzális stressz esetén törésveszély nő – csücsökborítás javasolt foganyaghiány mértékétől függetlenül; Indirekt restauráció esetén a LidiSi kerámia hosszú távon tartósabb
Kerámia betét/héj ragasztása	Kettős kötésű adhezív cement vagy előmelegített restauratív kompozit; 1 mm-nél vékonyabb héj esetén használhatunk fényre kötő adhezív cementet	Megnövelt expozíciós idő*	Előmelegített kompozit kerülendő ultravékony héjak esetén; dentinréteg minél vastagabb megőrzése (pulpakárosodás veszélye)
Frontfog diasztémazárás vagy törés felépítés	Mikrohibrid vagy nanofill kompozit	Anatómikus rétegzés	Mikrohibrid lepattanásra, nanofill elszíneződésre hajlamosabb (tea/kávé fogyasztásakor)
Lokális erozív/atritív frontfogkopás	Bilamináris héjak: palatinálisan direkt kompozit + labiálisan indirekt LidiSi kerámia	Additív, minimálinvazív technika; Alternatíva: palatinálisan indirekt kompozit héj	Dahl-konceptcióval kombinálva, ha a moláris régió viszonylag intakt
<u>Rövidítések:</u> AFCT, Addition Fragmentation Chain Transfer (addíciós fragmentációs lánctranszfer); SDR, Smart Dentin Replacement, Dentsply; SFRC, short-fiber reinforced composite (rövid üvegszállal erősített kompozit) *<u>Megjegyzés:</u> A megnövelt expozíciós idő a gyártói ajánláshoz képest ~ 1000-1200 mW/cm² polimerizációs lámpa teljesítménnyel.			

Az ajánlások az adott vizsgálati körülményekre vonatkoznak, és a klinikai döntéshozatal során a konkrét beteg- és üregmorfológiai adottságokkal együtt értékelendők.



5. Az általános jellegű felvetéseim mellett néhány kisebb kérdést és megjegyzést szeretnék feltenni a szövegben történő említés sorrendjében:

- A „szabadgyököt” többnyire helyesen – egybe – írja, de a szövegben néhány helyen, elsőként a 9. o. 2. sorában különírva szerepel.

Köszönöm Professzor Asszony nyelvhelyességi észrevételeit. Igyekezetem ellenére sajnos néhány elírás egységes javítása elmaradt.

- 41. o. fejezetcímében az „illetve” felesleges. Helyesen: „Betegek, anyagok és módszerek”

A 41. oldali fejezetcím kapcsán tett megjegyzést is köszönöm, az „illetve” szó elhagyása valóban nyelvileg pontosabb megfogalmazást eredményez.

- 45. o. A Raman spektroszkópia módszerének leírása során az „elnyelt fény” frekvenciáit hozza összefüggésbe a vizsgált kémiai kötéstípusokkal, illetve molekulákkal. A Raman spektroszkópia a fényszóráson („scattering”) és nem a fényelnyelésen alapszik (Gardiner DJ. *Practical Raman spectroscopy*. Springer, Berlin, 1989. ISBN 978-0-387-50254-0).

Köszönöm a helyesbítő megjegyzést.

A szövegben az „elnyelt fény” kifejezés egy véletlen elírás. A Raman-spektroszkópia alapja a fényszórás (Raman-szórás), és a mérés során a szórt fény frekvenciaváltozásait elemeztük, nem az elnyelt fényt. A szöveg tehát helyesen a fényszóráson alapuló jelenséget írja le.

- A 48. oldalon a szövegben először alkalmazza a „ROI” rövidítést, amelyen ugyan magyaráz a rövidítések jegyzékében, de a szövegben is szükséges lenne, mivel a „ROI” a „region of interest” mellett a „reaktív oxigén intermedierek” rövidítésére is általánosan elterjedt, és az értekezésben az utóbbi is szóba kerül.

Köszönöm az észrevételt és a javaslatot a „ROI” rövidítéssel kapcsolatban.

A szövegben a „ROI” az érdeklődésre számot tartó régió (region of interest) értelemben szerepel, amit a definíció az első megemlítéskor a 48. oldalon tisztáz, így a további előfordulásokban a kontextus erre a kifejezésre utal.

- Az 51. oldalon a III.3 fejezet módszertani leírása során említi először a „porozitást”, amelyet „mikro-CT elemzéssel” vizsgált. Sajnos azonban nem írja le – sem itt, sem az értekezésben később (így az 57. oldalon sem), hogy mit ért pontosan „porozitás” alatt és hogyan mérte – kvantitatív (?), vagy szemikvantitatív (?) módon a vizsgált anyagok porozitását.

Köszönöm a megjegyzést a porozitás definíciójával és mérésével kapcsolatban.

A porozitás definíciója sajnos nem került meghatározásra, csupán jellegzetességei, következményei lettek említve a Megbeszélés fejezetben.

A kompozitok porozitása a tömés szerkezetében előforduló üres terek (pórusok) összessége, amelyek a homogén polimerháló folytonosságát megszakítják. Ezek a pórusok légzárványokként, vagy a polimerizáció során keletkező defektusokként jelentkezhetnek, és károsan befolyásolhatják a kompozit kémiai és mechanikai tulajdonságait [Mangoush et al. *Quantitative analysis of closed porosity in direct resin composites: A micro-CT study on the influence of material type. Int J Dent. 2025*].

Vizsgálatainkban a kompozitok zárt porozitását kvantitatív módon úgy definiáltuk, hogy a tömésben található, a levegővel azonos pixelintenzitású üres terek (pórusok) térfogatát viszonyítottuk a teljes tömés térfogatához mikro-CT felvételeken.

- A III.4 kísérlet módszertani leírásában (53-54.o) nem előmelegített és előmelegített kompozitok monomer-polimer konverziójának vizsgálatát írja le mikro-Raman spektroszkópia módszerrel. Ismert tény, hogy a hőmérséklet emelésével a Raman spektrum csúcsai az alacsonyabb frekvenciák irányába tolódnak (pl.: Xie S et al. J Phys Chem B, 2001; 105:5144). Kérdésem, figyelembe vették-e a termikus spektrumtorzulást a konverzió fokának értékelése során?

Köszönöm Professzor Asszony kérdését a Raman-spektrum hőmérsékletfüggésével kapcsolatban.

A termikus spektrumtorzulás (csúcseltolódás, csúcs kiszélesedés) a hőmérséklet emelkedésének hatására bekövetkező molekuláris vibrációs változások miatt jelentkezhet, és befolyásolhatja a monomer-polimer arány kvantitatív meghatározását. Ennek kiküszöbölésére referencia csúcsokat alkalmazhatunk: ezek stabil, a polimerizációtól és a hőmérséklettől független csúcsok, melyekhez viszonyítva az alifás kötés intenzitásának változása alapján kvantitatívan meghatározható a polimerizáció mértéke. Méréseinkben az aromás kötések csúcsát használtuk referencia csúcsnak. Tekintettel azonban arra, hogy a Raman-méréseket a polimerizációt követően legalább 24 órával végeztük, a csúcsok hőmérséklet-eltolódása a mérési eredményekre nem gyakorolt hatást.

- A III.8 kísérlet módszertani ismertetése során a 61. oldalon a DSC mérésekkel összefüggésben többször említi a „hőkapacitást” anélkül, hogy ezt a fizikai mennyiséget értelmezné, és meghatározását leírja.

Köszönettel veszem a hiányosságra irányuló kritikai észrevételt.

A hőkapacitás az a hőmennyiség, amely egy anyag hőmérsékletének 1 Celsius-fokkal (vagy Kelvin-fokkal) történő emeléséhez szükséges. Meghatározható a bevitt hő (Q) és a hőmérsékletváltozás (ΔT) arányaként, amelyet a $C=Q/\Delta T$ képlet fejez ki. Ezt a fizikai tulajdonságot Joule/Kelvin egységben mérik, és az anyag hőenergia-tároló képességét jelzi [<https://chem.libretexts.org/@go/page/417182>].

- V.2. kísérlet megbeszélése során azt írja (141. o. 9-10. sor), hogy „a felszínre jutó fotonok mennyisége exponenciálisan csökken a távolsággal.” A valóságban a csökkenés nem exponenciálisan csökken a távolsággal, hanem fordítottan arányos a távolság négyzetével. Ún, „inverz négyzetes” fizikai törvény.

Köszönöm, hogy Professzor Asszony felhívta a figyelmemet erre az elírásra.

A fény intenzitása a távolsággal fordított négyzetes arányban csökken, ami a fotopolimerizációs anyagok – így a kompozitok – esetében különösen nagy jelentőségű. A hiba sajnálatos, annál is inkább, mert e fizikai összefüggést magam is gyakran hangsúlyozom oktatási tevékenységem során.

- A 145. o. 2. bek. utolsó mondataiban ellentmondást vél felfedezni az olvasó. Ugyanis: amíg „a BisGMA...csökkent...mobilitására” vezeti vissza annak „nagyobb arányú jelenlétét az eluátumban”, addig a TEGDMA esetében annak „nagy mobilitásával” magyarázza a „nagymértékű elúciót.

Professzor Asszony észrevételével teljes mértékben egyetértek, hiszen az adott bekezdésben a BisGMA és a TEGDMA mobilitásával és elúciójával kapcsolatos megfogalmazás valóban félreérthető.

A BisGMA esetében a „csökkent mobilitás” a polimerizáció során értendő: a nagy viszkozitás és a merev molekulaszervezet rontja a molekula mozgékonyását, így a láncnövekedést, ami alacsonyabb konverzióhoz és nagyobb mennyiségű szabad monomerhez vezethet az eluátumban. Ezzel szemben a TEGDMA-nál a „nagy mobilitás” a polimerizációt követő diffúziós mozgékonyásra utal. A TEGDMA kis molekulatömege és nagy mozgékonyága segíti a konverziót, ugyanakkor kismértékű térhálósító képessége a polimerhálóba való gyengébb beépülését eredményezi, emiatt a polimerizáció után részben mobilis maradhat, ez pedig fokozott kioldódást eredményezhet [Hampe et al. Monomer release from dental resins: The current status on study setup, detection and quantification for in vitro testing. Polymers (Basel). 2022].

A pontosabb megfogalmazás az alábbi lenne:

A BisGMA korábban is említett magas viszkozitása, csökkent reaktivitása és korlátozott polimerizációs mobilitása növeli a reagálatlan, szabad monomerek mennyiségét, ezáltal nagyobb arányú jelenlétét az eluátumban. ... Korábbi tanulmányok is kimutatták a TEGDMA megnövekedett mennyiségét, amit az alacsony molekulatömege és nagy diffúziós képessége okozhat.

- Ugyanezen oldal utolsó bekezdésétől a porozitást olyan paraméternek tartja, amely „a tömőanyag számos tulajdonságát előnytelenül befolyásolja”. Ismert, hogy az élő dentin porózus struktúrájú anyag (Chatelain L et al. PLoS One 2025; 20:e0327030.). Ez a tulajdonsága alapvetően hozzájárul élettani funkcióihoz. Talán érdemes lenne magyarázattal illetni, hogy miért és mennyiben kell előnytelennek tartanunk a kompozit tömőanyagok porozitását, miközben a dentinét kedvező.

Köszönöm Professzor Asszony észrevételét, mely a kompozitok porozitása és a dentin csöves szerkezete közötti párhuzamra hívja fel a figyelmet.

Mindkét anyagra jellemző a mikroszerkezet heterogenitása. A dentin tubulusai, mellékágai, illetve a kompozit esetleges porozitása mind mikrovolumenű inhomogenitások, amelyek jelentősen befolyásolhatják - illetve a dentin esetén egyértelműen meghatározzák - fizikai, mechanikai és kémiai viselkedésüket.

Ugyanakkor fontos hangsúlyozni, hogy a dentin egy élő szövet, tubuláris jellege biológiai-funkcionális mikroszerkezetként értelmezendő, szabályos, folyadékkal kitöltött mikrocsonnái a pulpa-dentin egység mechanoszenzoros ingerület-közvetítését, hő- és anyagtranszportját biztosítják. Porozitásának mértéke, azaz a tubulusok elágazódásának száma és összekapcsolódásuk mértéke arányosságban áll mechanikai teherviselő képességével (pl. keménység, Young-modulus stb.), mely a mélységgel változik [Vennat et al. Mesoscale porosity at the dentin-enamel junction could affect the biomechanical properties of teeth. *Acta Biomater.* 2017].

Ezzel szemben a kompozitokban megjelenő porozitás technológiai eredetű, véletlenszerűen elhelyezkedő légzárványok vagy mátrixhiányok formájában jelentkezik, amelyek gyengítik az anyag mechanikai integritását, növelik a mikroszivárgás és a citotoxikus komponensek diffúziójának kockázatát. Így a porozitás funkcionálisan kedvezőtlen jelenség.

Ennek megfelelően a dentin tubuláris rendszerének és a kompozit porozitásának funkcionális, kémiai és biológiai következményei alapvetően eltérnek: a dentin mikroarchitektúrája adaptív és szabályozott, míg a kompozit porozítása kedvezőtlen, elkerülendő jelenség. A két szerkezet között tehát csak korlátozottan vonható párhuzam, elsősorban szerkezeti heterogenitásuk általános vonatkozásában.

Válaszaim lezárásaként szeretném őszinte köszönetemet kifejezni Professzor Asszonynak, amiért értékes észrevételeivel és kérdéseivel hozzájárult az értekezés tartalmi gazdagításához. Külön köszönöm, hogy kutatási eredményeimet új tudományos eredményként elfogadta, ezzel is megerősítve a munkám tudományos értékét.

Bízom benne, hogy válaszaim érdemiek és megfelelőek, és tisztelettel kérem azok elfogadását!

Pécs, 2025.10.27.



Lempel Edina