

Doktori (Ph.D.) - értekezés

# A műgyanta bázisú tömőanyagok anyagtani és biokompatibilitási vizsgálatai

dr. Lempel Edina

PTE ÁOK Fogászati és Szájsebészeti Klinika

Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

Doktori Iskola vezetője: Prof. Dr. Kovács L. Gábor

Programvezető: Prof. Dr. Olasz Lajos

**Témavezető: Prof. Dr. Sümegi Balázs**



Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar

Fogászati és Szájsebészeti Klinika, Pécs

2014.

# Tartalomjegyzék

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Rövidítések jegyzéke</b>  |           |
| <b>I. Bevezetés</b>  | <b>5</b>  |
| I.1. A kompozitok anyagtani összetétele  | 6         |
| I.1.1. Szerves mátrix  | 6         |
| I.1.2. Anorganikus diszperz töltelék fázis   | 8         |
| I.1.3. Kapcsoló molekula (szilán)  | 10        |
| I.1.4. Iniciátor-akcelerátor rendszerek  | 10        |
| I.1.4.1. Kamforokinon  | 11        |
| I.1.5. Egyéb adalékanyagok   | 12        |
| I.2. A kompozitok polimerizációjának folyamata   | 12        |
| I.2.1. A polimerizáció mechanizmusa  | 12        |
| I.2.2. A polimerizációs átalakulás mértéke   | 14        |
| I.2.3. A polimerizációt befolyásoló tényezők   | 15        |
| I.2.3.1. Megvilágítási idő   | 15        |
| I.2.3.2. Fényintenzitás  | 16        |
| I.2.3.3. Fényenergia   | 17        |
| I.2.3.4. Hőmérséklet   | 18        |
| I.2.3.5. Távolság és bezárt szög a fényforrás és a kompozit között   | 19        |
| I.2.3.6. A kompozit rétegvastagsága  | 19        |
| I.2.3.7. Levegő inhibíció  | 20        |
| I.2.3.8. A kompozit színe  | 20        |
| I.2.3.9. A töltőanyag típusa   | 21        |
| I.2.3.10. A monomer típusa   | 21        |
| I.2.3.11. A fotoiniciátor mennyisége   | 22        |
| I.2.4. A polimerizációs zsugorodás alapjai   | 22        |
| I.2.4.1. Zsugorodási stressz   | 23        |
| I.2.4.2. A zsugorodási stressz kezelése  | 24        |
| I.3. A kompozitok polimerizációs mértékének vizsgálata   | 25        |
| I.3.1 Raman spektroszkópiai vizsgálatok  | 26        |
| I.4. A monomer kioldódás vizsgáló módszerei  | 28        |
| I.4.1. HPLC vizsgálat  | 29        |
| I.5. A kompozitok biokompatibilitása   | 31        |
| I.6. A kompozit tömések klinikai élettartama   | 33        |
| I.6.1. A kompozit tömések minőségi kontrollja  | 35        |
| <b>II. Célkitűzések</b>  | <b>38</b> |
| II.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek mennyiségének meghatározása  | 38        |
| II.2. II. osztályú kompozit tömések rövidtávú retrospektív vizsgálata  | 38        |
| II.3. II. osztályú kompozit tömések hosszútávú retrospektív vizsgálata   | 39        |
| <b>III. Beteg illetve anyag és módszer</b>   | <b>40</b> |
| III.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek mennyiségének meghatározása HPLC-vel és mikro-Raman spektroszkóppal | 40        |
| III.1.1. Felhasznált anyagok   | 40        |
| III.1.2. Kompozit minták előkészítése az expozíciós idő hatásának vizsgálatához  | 40        |
| III.1.3. Kompozit minták előkészítése a rétegvastagság hatásának vizsgálatához   | 41        |

|  |            |
|--|------------|
| III.1.4. Mikro-Raman spektroszkópiai mérések   | 42         |
| III.1.5. RP-HPLC mérések   | 43         |
| III.1.6. Statisztikai analízis   | 44         |
| III.2. 5 éves direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS<br>kritériumrendszer alapján  | 45         |
| III.2.1. Adatgyűjtés   | 45         |
| III.2.2. A tömések értékelése  | 46         |
| III.2.3. Statisztikai analízis   | 47         |
| III.3. II. osztályú kompozit tömések 10 éves retrospektív vizsgálata USPHS<br>kritériumrendszer alapján                                      | 47         |
| III.3.1. A páciensek kiválasztása  | 47         |
| III.3.2. Töméskészítés   | 49         |
| III.3.3. Értékelés és statisztikai analízis  | 57         |
| <b>IV. Eredmények</b>  | <b>59</b>  |
| IV.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek<br>mennyiségének meghatározása   | 59         |
| IV.1.1. A polimerizáció foka – mikro-Raman spektroszkópia  | 59         |
| IV.1.2. Monomer elúció – RP-HPLC   | 61         |
| IV.2. II.osztályú kompozit tömések 5 éves retrospektív vizsgálatának eredményei  | 64         |
| IV.3. II.osztályú kompozit tömések 10 éves retrospektív vizsgálatának eredményei   | 67         |
| <b>V. Megbeszélés</b>  | <b>72</b>  |
| V.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek<br>mennyiségének, valamint a változók közötti összefüggések meghatározása | 72         |
| V.2. II. osztályú kompozit tömések tartóssága 5 év elteltével  | 76         |
| V.3. II. osztályú kompozit tömések tartóssága 10 év elteltével   | 78         |
| <b>VI. Új eredmények összefoglalása</b>  | <b>83</b>  |
| VI.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek<br>mennyiségének, valamint e két változó összefüggéseinek meghatározása  | 83         |
| VI.2. II.osztályú kompozit tömések 5 éves retrospektív vizsgálata  | 84         |
| VI.3. Mikrohibrid kompozitokból készült tömések 10 éves retrospektív vizsgálata  | 85         |
| <b>VII. Irodalomjegyzék</b>  | <b>86</b>  |
| <b>VIII. Szerző publikációi</b>  | <b>99</b>  |
| <b>Köszönetnyilvánítás</b>   | <b>103</b> |

## Rövidítések jegyzéke

ACN = acetonitril

ANOVA = analysis of variance (variancia analízis)

BHT = butilált-hidroxitoluén

Bis-EMA = etoxilált biszfenol-A dimetakrilát

Bis-GMA = biszfenol A-glicidil dimetakrilát

C-faktor = configuration factor (konfigurációs faktor)

CQ = kamforokinon

DC = degree of conversion (konverziós ráta)

DSC = differential scanning calorimetry (differenciált pásztázó kalorimetria)

FTIR = Fourier transzformációs infravörös spektroszkópia

GC = gáz kromatográfia

HEMA = hidroxil-etil-metakrilát

HPLC = high-performance liquid chromatography (nagy teljesítményű folyadék kromatográf)

LED = light emitting diode (fénykibocsátó dióda)

MEHQ = 4-metoxifenol

MO = mezo-okkluzális

MOD = mezo-okkluzo-disztális

MPTS = 3-metakriloxi-propil-trimetoxi-szilán

OD = okkluzo-disztális

PPD = 1-fenil-1,2-propándion

RP-HPLC = reversed-phase high-performance liquid chromatography (reverz fázisú nagy teljesítményű folyadék kromatográf)

SD = standard deviáció

SPSS = Statistical Package for Social Science (statisztikai csomag a társadalom-tudomány részére)

TEGDMA = trietilén-glikol-dimetakrilát

$T_g$  = glass transition temperature (üvegesedési átmeneti hőmérséklet)

TPO = trimetilbenzoid-difenil-foszfín-oxid

UDMA = uretán-dimetakrilát

USPHS = United States Public Health Services (Egyesült Államok Közegészségügyi Szolgálat)

UV = ultraibolya

# I. Bevezetés

A műgyanta bázisú tömőanyagok, vagy másnéven kompozitok a mai fogorvoslás nélkülözhetetlen anyagai. Kitűnő esztétikájuk és mechanikai tulajdonságaik révén rendkívül széles indikációs területtel bírnak. A 60'-as évek elején történő bevezetésük óta számos fejlesztésen mentek keresztül, melyekkel mind jobban próbálták közelíteni a felhasználó oldal felőli igényeket a kompozit anyagtani tulajdonságaival. A rengeteg fejlesztés ellenére azonban mind a mai napig megoldatlan probléma a kompozit elégtelen polimerizációja, az ezzel együtt járó mechanikai és kémiai degradáció, mely az anyag biokompatibilitását kérdőjelezi meg, illetve a polimerizációból fakadó zsugorodás és következményes jelenségei. Megszámlálhatatlan közlemény foglalkozik a kompozitok anyagtani tulajdonságaival, hiszen mind a mai napig adódnak tisztázatlan kérdések mind az anyag polimerizációs kinetikáját, biokompatibilitását, mind pedig a kompozitok fizikai tulajdonságait illetően. A számos *in vitro* kísérlet mellett azonban elenyésző az *in vivo* vizsgálatok száma, pedig ezek nyújtanának releváns adatokat a kompozitok viselése során bekövetkező változásokról.

Doktori értekezésem célja a klinikumban nélkülözhetetlen kompozitok anyagtani áttekintése, polimerizációját befolyásoló tényezők ismertetése, különös tekintettel a polimerizáció iniciálásáért felelős fényforrás energiájára és az anyag rétegvastagságára, melyek hatását a polimerizáció mértékére *in vitro* vizsgálattal kívánom alátámasztani.

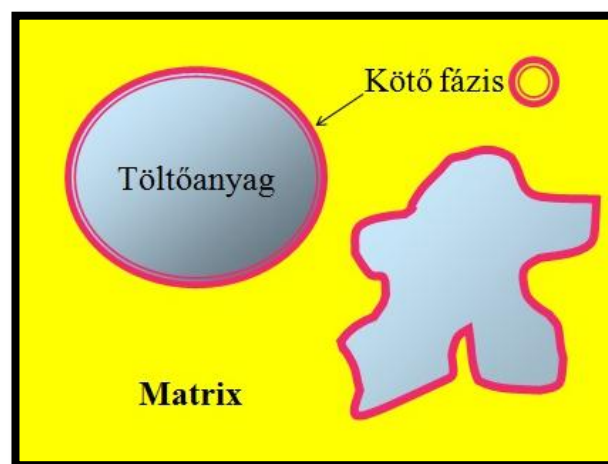
További célként szerepel a kompozitból készült tömések rövid- és hosszútávú követéses vizsgálati eredményeinek ismertetése, melyek a kompozitok *in vivo* felhasználása során felmerülő problémákra mutatnak rá, illetve bizonyítják helytállóságukat a klinikumban.

## I.1. A kompozitok összetétele

A fogorvoslásban a kompozit (rezin kompozit) kifejezés olyan megerősített polimer-rendszerre utal, mely a hiányzó keményszövetek felépítésére, funkcionális és esztétikai helyreállítására szolgál.

A kompozitok összetétele sokat változott azóta, hogy egy svájci kémikus, Oscar Hager bevezette az első dimetakrilát molekulát 1951-ben. Ez a molekula alkalmas volt keresztkötött polimer háló kialakítására. 1962-ben Rafael Bowen kifejlesztett egy nagyobb, hidrofób dimetakrilát monomert (Bis-GMA, Bowen-féle műgyanta), mely a mai kompozit gyártás kulcsa.

A manapság forgalomban lévő kompozitok három különböző típusú alkotóelemből épülnek fel: egy szerves mátrix fázisból, egy anorganikus diszperz fázisból, vagy más néven töltékanyagból és egy kapcsoló fázisból, ami a mátrixot a töltékanyaghoz tapasztja (organo-szilán) (1. ábra). Emellett fontos összetevője a kompozitoknak a polimerizációt beindító iniciátor-akcelerátor rendszer.

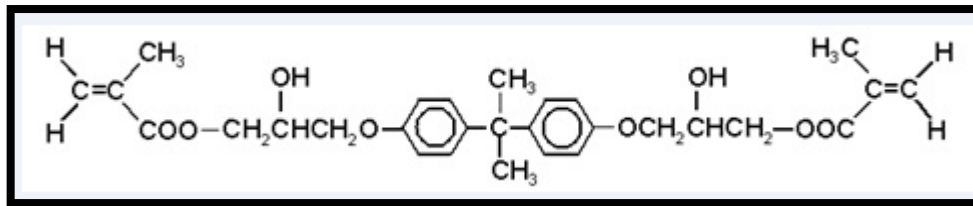


1. ábra: A kompozitok felépítése [saját képanyag]

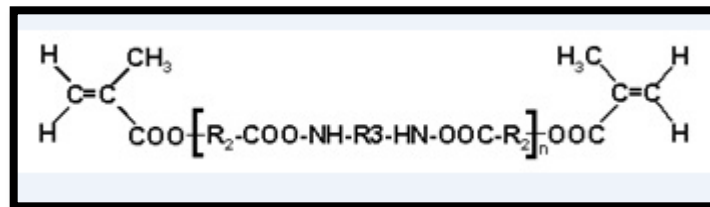
### I.1.1. Szerves mátrix

A szerves mátrix mono-, di- és trifunkcionális monomer rendszerből áll, melyek polimerizációját egy szabadgyök-képző iniciációs rendszer indítja be. A monomer leggyakrabban bisfenol A-glicidil dimetakrilát (Bis-GMA) (2. ábra) és/vagy uretán-dimetakrilát (UDMA) (3. ábra), illetve ezek módosított változatai, melyek C=C kettős

kötést tartalmaznak és a szabadgyök-képző iniciátor aktiválása után C-C kovalens kötésekkel egy többszörösen keresztkötött polimer hálót alakítanak ki [35, 116, 211].



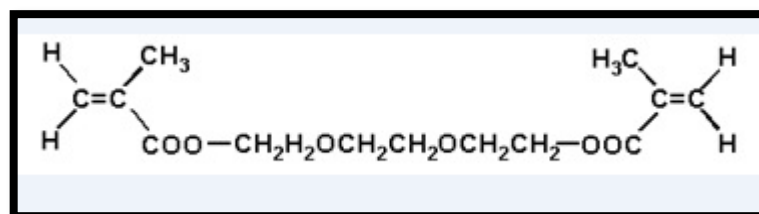
2. ábra: A Bis-GMA szerkezeti képlete



3. ábra: Az UDMA szerkezeti képlete

Azonban a Bis-GMA nagy molekulamérete miatt erősen viszkózus, így gyorsan eléri a polimerizáció gél fázisát, ami alacsony konverziós rátát eredményez a molekula csökkent diffúziós képessége miatt [222]. A magas viszkozitás a hozzáadott töltelékanyag mennyiségének is határt szab [193].

A viszkozitás csökkentése érdekében ezért a Bis-GMA-hoz alacsony molekulahúlyú hígító molekulákat is adagolnak, mint például a trietilén-glikol-dimetakrilát (TEGDMA) (4. ábra).

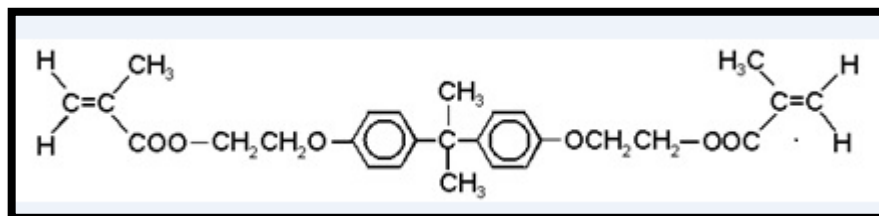


4. ábra: A TEGDMA szerkezeti képlete

A TEGDMA fokozza a molekuláris mobilitást a polimerizációs folyamat közben és késlelteti a gél fázis kialakulását alacsony viszkozitása miatt. Bis-GMA/TEGDMA kopolimer esetén 40%-os Bis-GMA tartalomig a Bis-GMA irányítja a terminációs

folyamatot és ez által a végső konverziós rátát, azonban 40 % feletti Bis-GMA tartalom olyan mértékben csökkenti a molekulák mobilitását, hogy az az átalakulást hátrányosan befolyásolja. Nagyobb mennyiségű TEGDMA hozzáadásával fokozni lehet mind az átalakulás mértékét, mind a töltelékanyag tartalmát, ugyanakkor növeli a polimerizációs zsugorodást is, melynek következményes jelenségei rontják a tömés és a fog élettartamát [35]. A kompozitban a TEGDMA, mint hígító molekula aránya 10-50 % lehet [193].

Bázis monomerként a Bis-GMA-nál hidrofóbb etoxilált biszfenol-A dimetakrilátot (EBPADMA, Bis-EMA) (5. ábra) is használnak egyes kompozitokban, melynek előnye, hogy rugalmasabb szerkezettel rendelkezik, kevesebb a vinil-csoport koncentrációja és alacsonyabb a viszkozitása [221]. A Bis-EMA alapú kompozitok magasabb konverziós rátával és alacsonyabb polimerizációs zsugorodással rendelkeznek, mint a Bis-GMA/TEGDMA alapúak [93, 222].



5. ábra: A Bis-EMA(6) szerkezeti képlete

## I.1.2. Anorganikus diszperz töltelék fázis

A töltelék fázis a kompozit fizikai, mechanikai és esztétikai tulajdonságainak meghatározója. A töltelékreszecskek természete és mennyisége is fontos faktora a tömőanyag karakterisztikájának. Az alkalmazott részecskek igen változatosak lehetnek kémiai összetételükben, morfológiájukban és méretükben. A leggyakrabban alkalmazott töltelék a kvarc, szilikon-dioxid, bórszilikát, lítium-alumínium-szilikát. Radio-opak töltelékként báriumot, stronciumot, cinket, alumíniumot vagy cirkóniumot használnak. A kompozitokat leggyakrabban a töltelék részecskek mérete vagy a töltelék tömeg/térfogat aránya alapján osztályozzák [141]. Ez alapján elkülöníthetünk 10-100 µm mérettartományú tradicionális makrofill kompozitokat [141, 203], 1-10 µm-es



töltelékkel rendelkező „small particle” kompozitokat [126, 144, 263], 0,04-0,1  $\mu\text{m}$ -es töltelékű mikrofill anyagokat [141]. A mai fogászati gyakorlatban legelterjedtebbek a hibrid és mikrohibrid kompozitok, melyek részecskénagysága változatos, 0,01 és 15  $\mu\text{m}$ -es nagyságú töltelékanyagok vegyesen megtalálhatók és kedvező esztétikai, illetve mechanikai tulajdonságokkal bírnak (6. ábra) [34, 69, 92, 110, 114].



**6. ábra: III.osztályú tömés a jobb felső nagymetsző fog disztális felszínén mikrohibrid kompozitból (Herculite XR, Kerr, Németország) [saját képanyag]**

További esztétikai előnyökkel rendelkeznek a legfrissebb fejlesztésű nanofill kompozitok, melyek töltelékének mérettartománya 0,1 és 100 nm közé esik (7. ábra) [103, 155].



**7. ábra: Jobb felső kismetsző csapfog felépítése és diasztéma zárás a jobb felső kis- és nagymetsző között nanofill kompozittal (Filtek Ultimate, 3M ESPE, USA) [saját képanyag]**

Általános szabályként elmondható, hogy minél kisebb a töltőanyag mérete annál jobb a polírozhatósága és kopásállósága. A törésállóság pedig az inorganikus töltőanyagok százalékos növekedésével fokozható.

### **I.1.3. Kapcsoló molekula (szilán)**

A kapcsoló ágensek használata elősegíti a szerves rezin mátrix és a szervetlen töltőanyag részecskék egymáshoz való kapcsolódását. Lehetnek epoxi-, vinil- és metil-szilánok. Ezek az anyagok bifunkcionális molekulák, melyek képesek ionos kötés kialakítására az anorganikus szilikát részecske hidroxil-csoportjával és ezzel egyidejűleg ko-polimerizációra a szerves mátrix-szal. A szilánok csökkentik a felületi feszültséget az anorganikus töltőanyag és az organikus mátrix között [174].

### **I.1.4. Iniciátor-akcelerátor rendszerek**

Az iniciációs rendszerek felelősek a polimerizációs folyamat beindításáért azáltal, hogy szabadgyökök képződést indítanak el. Amikor a szabadgyök találkozik a monomer szén-szén kettős kötésével, reakcióba lépnek a kettős kötés egy-egy elektronjával, és a folyamat láncreakciószerűen halad tovább [174].

A szabadgyökök egyes generációi más-más módon aktiválnak:

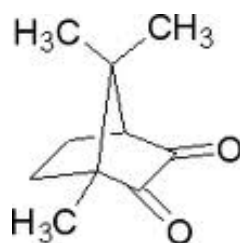
- A hőaktivált rendszerekben benzoil-peroxid hasad hőbesugárzás hatására és képez szabadgyököket.
- A kémiaailag aktivált rendszerekben egy tercier amin - mint elektron donor - felelős a benzoil-peroxid hasításáért.
- Az ultraibolya (UV) fény aktivált rendszerekben egy 365 nm hullámhosszúságú fény aktiválja a benzoin-metil-étert szabad gyökké, tercier amin jelenléte nélkül.
- A fényrekötő rendszereknél egy 468 nm hullámhosszúságú fényforrás segítségével gerjesztik a kamforokinont vagy más diketont triplet állapotá, ami reagál a nem aromás tercier aminnal, beindítva így a polimerizációt.

A fotoiniciátorok effektivitását a moláris extinkciós koefficienssel fejezzük ki. Ennek meghatározásához az adott hullámhosszon mért abszorpciót osztjuk a moláris fotoiniciátor koncentrációval. Annál jobb egy fotoiniciátor minél nagyobb ez az érték.

A legjobb fotoiniciátoroknak magas abszorpciójuk van alacsony koncentráció mellett [227].

#### I.1.4.1. Kamforokinon (CQ)

A leggyakrabban alkalmazott fotoiniciátor molekula a CQ, mely egy diketon típusú molekula. 0,2-1 %-ban adják a rezin mátrixhoz (8. ábra).



**8. ábra: A kamforokinon szerkezeti képlete**

A 468 nm-es fényabszorpció két magasabb energiájú állapotot idéz elő a molekulában. Az egyik a szinglet állapot, amely esetében az elektron spin nem változik meg. A másik a triplet állapot, mely a szabadgyök képzésben a releváns állapot, de ennek féléletideje nagyon rövid. Ha a triplet állapotban a CQ molekula találkozik egy amin molekulával, egy nagyobb energiájú komplex, az exciplex jön létre. Ekkor a CQ elvon egy hidrogén iont az amin molekulától, így létrehozva egy szabad gyököt [227]. A szabadgyök képződést befolyásoló faktorok egyike a CQ koncentrációja, mely kompozit márkánként változhat. A nagyobb koncentráció növeli az átalakulás mértékét és ennek következtében javítja a kompozit fizikai tulajdonságait, de egy bizonyos határértéken felül a CQ-nak nincs befolyása a konverziós rátára [216]. Hátránya, hogy sárgás színe miatt már kis mennyiségben is befolyásolhatja a kompozit színét [9]. A reagálatlan CQ molekulák színe idővel még sárgábbá válik, elszínezve így az egész tömeget.

Ennek kiküszöbölésére egyéb fotoiniciátor molekulák kerültek bevezetésre, mint az 1-fenil-1,2-propándion (PPD) és a trimetilbenzoil-difenil-foszfín-oxid (TPO = Lucerin). Ezek abszorpciós maximuma alacsonyabb, mint a CQ-é, mely egyes – szűk spektrumú – polimerizációs lámpák esetén problémát vethet fel [168, 169]. Azonban effektivitásuk is eltér a CQ-étől, mely a polimerizációra nézve pozitív, míg a stresszképződésre nézve negatív hatással lehet [32, 191, 215].

## I.1.5. Egyéb adalékanyagok

**Ko-iniciátorként** általában tercier-amin molekulákat alkalmaznak. A CQ a tercier aminnal együtt indítja el a szabadgyök reakciót. A folyamat gyorsítására organikus amint (akcelerátor) használnak. Számos gyártó használ aromás amint, mivel nagyon reaktív, így lehetővé teszi a kisebb mennyiségű CQ használatát [217].

Az **inhibítor** molekulákkal a felhasználás előtti polimerizáció fellépését előzik meg, valamint növelik a megmunkálhatóság időtartamát a felhasználás során. A kompozitok inhibítor tartalma kb. 0,1%. A hidrokínon a leggyakrabban használt inhibítor molekula [3].

Annak érdekében, hogy az oxidációból származó színváltozást csökkentsék, a gyártók **UV abszorbeáló pigmenteket** is kevernek az anyaghoz.

A megfelelő kompozit szín eléréséhez nem elegendő a töltelékanyag használata, hanem **pigmentek** hozzáadása szükséges [134].

Általában anorganikus oxidokat alkalmaznak kis mennyiségben. Ahhoz, hogy a megfelelő színt elérjék, a fehér alapanyagba sárga vagy szürke, néha kék vagy zöld pigmenteket kevernek, de fontos mérlegelni, hogy a hozzáadott pigmentek befolyásolják az anyag transzluenciáját, főleg a fekete és a titánium-dioxid pigmentek [266].

## I.2. A kompozitok polimerizációjának folyamata

### I.2.1. A polimerizáció mechanizmusa

A polimerizációs reakcióknak alapvetően két típusát különböztetjük meg: az addíciós polimerizációt és a kondenzációs polimerizációt. A fontosabb addíciós polimerizációs reakciók a szabadgyökös reakciók, a gyűrű felnyílásos („ring-opening”) és az ionos reakciók. A szabadgyökös polimerizációs reakciók általában telítetlen kettőskötést tartalmazó molekulák jelenlétében mennek végbe. Az ilyen típusú polimerizációs reakciónál nem keletkezik melléktermék. A szabadgyökös polimerizációs reakció három szakaszra bontható: iniciáció, propagáció és végül a termináció. A reakció folyamatát gyorsíthatja hő, fény, kis mennyiségű peroxid, valamint a tri-alkil-borán és más vegyületek [192].

A polimerizáció iniciációs (láncindítás) szakaszában keletkeznek a szabadgyökök, melyek a polimerizációs folyamat elindításáért felelősek. A szabadgyökök párosítatlan elektronokkal rendelkező kémiai csoportokat tartalmaznak és általában a molekulák termális bomlásával, fotodisszociációjával vagy redox reakciók során keletkeznek. Fotodisszociációról akkor beszélünk, ha a fotoiniciátor molekula fény abszorpció hatására bomlik, ezzel reakcióképes szabadgyököket hozva létre. A keletkező szabadgyökök felszakítják a monomer molekulák kettőskötéseit, így a párosítatlan elektronok a monomerek végére kerülnek, ezzel aktivált monomereket hozva létre.

A propagáció szakaszában, az aktivált monomerek további monomerek kettőskötéseit támadják és szakítják fel ezzel láncreakciót indítva el. A polimerizáció ezen második szakaszában történik a láncnövekedés.

A termináció, azaz a lánczárás fázisában lánc elágazódások és keresztkötések alakulnak ki. Minél több monomer kapcsolódik polimerré, annál nagyobb mértékűnek mondható a polimerizáció. A szabadgyökös polimerizációs reakció gátolható inhibítorok adásával. Ezek olyan anyagok melyek képesek a szabadgyökökkel reakcióba lépni és ezzel növelni a terminációs reakciók mértékét. Olyan anyagok, mint a hidrokinon, eugenol vagy kis mennyiségű oxigén képes gátolni vagy lassítani a polimerizáció folyamatát [147].

A fogászati kompozitok is az előbb említett módon, vagyis addíciós szabadgyökös polimerizációval polimerizálódnak. A kompozit rezin két leggyakrabban használt oligomere a Bis-GMA és az UDMA. Ezen molekulák mindkét végükön reaktív kettőskötéseket tartalmaznak, akárcsak a hígítóként használt TEGDMA. Ezért a polimerizáció végén térhálósított polimert kapunk. A polimerizáció kezdetén, amikor a polimerizálódott monomerek száma kevés, az anyag viszkózus, folyékony. A polimerizáció alatt a monomer molekulák térhálós polimerré való összekapcsolódása következtében a molekulák közötti távolság csökken. Ez a folyamat polimerizációs zsugorodáshoz vezet. A kötés legkorábbi stádiumában a zsugorodás a legnagyobb, de az anyag még gyenge és képes a meghajlásra, deformálódásra, így ebben a pre-gél fázisban lehetőség van az anyag stressz relaxációjára. A monomerek egymáshoz való közeledése során közöttük kötések alakulnak ki. 10-20%-os átalakulásnál már gél formátum keletkezik. A gél fázisban történik meg a lánc formáció kialakulása, ilyenkor keresztkötések még nem jönnek létre, így a lánc-molekulák még képesek elmozdulni

egymáshoz képest. A gél állapot kialakulása után a polimerizációs zsugorodás belső feszüléseket és stresszt produkál az anyagban. Későbbi fázisban csökken a zsugorodás mértéke, az anyag ellenállásra tesz szert, így kevésbé lesz képes deformálódásra [61].

A fényre polimerizálódó kompozitok polimerizálódnak fény expozíció alatt és után is, ez "világos" és „sötét” reakcióként ismert. A világos reakció akkor történik, mikor a fény átpenetrál a kompozit rétegen. A „sötét” reakció vagy posztirradiációs polimerizáció, közvetlenül a fény besugárzás megszűnése után kezdődik, és 24 órán át folytatódik teljes sötétségben, de a besugárzást követő 10-15 percben a legintenzívebb [3]. Minden kompozit eléri a maximális keménységét 24 órán belül. Számos újabb kompozit rendelkezik rövidebb kötési idővel, de a teljes polimerizációhoz szükséges idő közel azonos.

## **I.2.2. A polimerizációs átalakulás mértéke**

A polimerizáció során a rezinben található monomerek (metakrilát csoportok) alifás (egyenes láncú) kettőskötései felszakadnak és térhálós keresztkötésű polimerláncok jönnek létre. A polimerizációs reakció beindítása szabadgyökökkel történik, melyhez peroxid-amin vagy diketon-amin rendszer és a látható fény kék tartománya szükséges. Ideális esetben a fogászati rezinben található összes monomer polimerré alakul át a polimerizációs folyamat során. A valóságban, bizonyos mennyiségben mindig maradnak telítetlen kettőskötéseket tartalmazó ún. reziduális monomerek a mátrixban a polimerizáció után is [46, 192]. A monomerek alifás szén-szén kettőskötéseinek egyszeres (telített) kötéssé való átalakulásának %-os arányát nevezzük az átalakulás/polimerizáció mértékének (konverziós ráta = degree of conversion = DC). Ez az érték a kompozit anyagától függően változhat kb. 35-70%-ig, és hatással van az anyag számos tulajdonságára, mint pl. mechanikai tulajdonságokra, esztétikára, oldékonyságra, dimenzionális stabilitásra és nem utolsósorban a biokompatibilitásra [68, 156, 242]. Tulajdonképpen az átalakulás mértékét izoláltan a metakrilát szén-szén kettőskötések kiterjedt egyszeres kötésekkel álló polimer hálóvá való átalakulása határozza meg. A polimerizáció ideje alatt az átalakulás mértékében bekövetkező bármely kis eltérés már változást okoz a polimer tulajdonságaiban is, mivel az nagymértékben hatást gyakorol a polimer hálóban lévő keresztkötések mennyiségére.

### **I.2.3. A polimerizációt befolyásoló tényezők**

A fényre polimerizálódó kompozit kedvező tulajdonságai a rezin polimerizációjának teljességétől függenek. A nem megfelelő vagy nem teljes polimerizáció a kompozit restauráció biokompatibilitásának romlásához vezet, továbbá színváltozást, törést, túlzott kopást és puhaságot okoz [135].

A kompozit polimerizációját és ez által tulajdonságait befolyásoló legfontosabb tényezők: megvilágítási idő, fényintenzitás, fényenergia, hőmérséklet, fényforrástól való távolság, fény beesési szöge, kompozit rétegvastagsága, levegő inhibíció, kompozit színe, töltőanyag típusa, monomer típusa, fotoiniciátor mennyisége, polimerizációs lámpa által kibocsátott hő [3].

#### **I.2.3.1. Megvilágítási idő**

A tömőanyagon áthaladó fényintenzitás csökkenése függ a tömőanyag opacitásától, a töltőanyag koncentrációjától és méretétől, valamint a kompozit színétől. A sötétebb színű anyagok, vagy a nagy opacitású rezinek hosszabb polimerizációs időt igényelnek, ezért a gyártók az általuk ajánlott polimerizációs időt az alkalmazott polimerizációs lámpától, a kompozit színétől és a rezin típusától teszik függővé. A gyártók által ajánlott polimerizációs idő általában a minimális expozíciós időnek felel meg. A fény a megvilágítás alatt abszorbeálódik és szóródik, ahogy áthalad a fog szövetein - különösen a dentinen. Ez nem megfelelő polimerizációhoz vezethet. Ha fogszöveten keresztül történik a megvilágítás 2-3 szorosára kell emelni a megvilágítás idejét, hogy az intenzitásban történő redukciónak kompenzáljuk [3, 7]. A legtöbb kompozitnak minimum 20-40 s megvilágítási idő kell ( $400\text{mW/cm}^2$  teljesítményű polimerizációs lámpa mellett), hogy a fényreakció végbe menjen folyamatos megvilágítás alatt. Ezt Leung klasszikus tanulmánya is alátámasztja, mely szerint a hagyományos fényre polimerizálódó kompozitoknak legalább 40 másodpercre van szüksége, hogy elkezdődjön a polimerizációs reakció és biztosítva legyen a kötés folyamatos, teljes végbemenetele [42, 133]. A túlpolimerizálás (hosszabb idő alatti polimerizálás) nem ártalmas, de nem javítja az anyag tulajdonságait. Mindazonáltal a polimerizációs időt nem szerencsés önmagában vizsgálni, hiszen számos tényező létezik, amely befolyással van a kompozit polimerizációjára illetve a megvilágítás

idejére, mint például az alkalmazott fény intenzitása és energiája, a besugárzott minta rétegvastagsága és fényforrástól való távolsága [135, 200].

### **I.2.3.2. Fényintenzitás**

A kompozit rezin fotopolimerizációját befolyásoló tényezők közül az alkalmazott fény intenzitása különösen fontos, a képződő szabadgyökök mennyisége szempontjából. A polimerizáció iniciációja egy kritikus szabadgyök koncentrációnál kezdődik, mely koncentrációt az iniciátor rendszer bizonyos számú foton abszorpciója határozza meg. Az elnyelt fotonok mennyiségét három tényező befolyásolja: a hullámhossz, a fény intenzitás és az expozíciós idő. Emellett azonban fontos figyelembe vennünk egyéb más tényezőket, mint például a besugárzott anyag rétegvastagságát és az anyag fényforrástól való távolságát, melyek befolyásolják a fény penetrációs mélységét, a fény intenzitását és végső soron magát a polimerizáció mértékét is. Rueggeberg és mtsai szerint 2 mm-es rétegvastagság esetén, 40s megvilágítási idő mellett  $400 \text{ mW/cm}^2$  fény intenzitás megfelelő polimerizációt biztosít a kompozit rezin számára [198]. Azonban az intenzitástól függően a polimerizáció mértéke változik a felszíntől a mélyebb rétegek felé. Növekvő intenzitás és expozíciós idő fokozza a polimerizáció mértékét és az anyag keménységét, nagyobb rétegvastagság esetén is [29, 48, 77, 235]. A kompozit gyártó cégek nagyobb fény intenzitású lámpákat ajánlanak rövidebb expozíciós idővel a nagyobb polimerizációs átalakulás reményében. Azonban a nagyobb intenzitás rövidebb polimerizációs idővel alacsonyabb DC-hez és hajlítási szilárdsághoz vezet, mintha közepes energia sűrűségű lámpát alkalmaznánk hosszabb expozíciós idővel, ezzel együtt nagyobb mértékű polimerizációs stresszhez és zsugorodáshoz vezet [188, 190, 207, 219].

A fényforrástól való távolság jelentősége abban rejlik, hogy a fény intenzitása a távolság növekedésével négyzetesen csökken. Ezért egy mélyebb kavitás esetén a megfelelő polimerizáció eléréséhez érdemes az üreg aljában lévő kompozit réteget hosszabb ideig megvilágítani [55].

Számos tényező ismert, amelyek hatással lehetnek a polimerizációs lámpák fényintenzitására. Ilyen például a polimerizációs lámpa izzójának öregedése, a polimerizációs lámpa fényszűrőjének elhasználódása, a feszültség visszaesése, ami intenzitás csökkenést eredményez, valamint a polimerizációs lámpa végének



sterilizálása, ami redukálhatja a fényáteresztő képességet [3]. Ezért, időközönként szükséges ellenőrizni a polimerizációs lámpák intenzitását radiométerrel.

### **I.2.3.3. Fényenergia**

A fény energiája az intenzitás és az expozíciós idő szorzatával egyenlő. A polimerizáció hatékonysága a közölt összenergia mennyiségétől függ. Az alkalmazott fény intenzitása, energiája és a kompozit megvilágítási ideje fontos tényezők a polimerizáció mértéke és a polimerizációs mélység szempontjából [2, 57]. Egyes vizsgálatok szerint a maximális monomer átalakuláshoz megközelítőleg 21-24 J/cm<sup>2</sup> szükséges 2 mm rétegvastagságú anyag esetén. Ez kiszámítható 40 s polimerizációs idő és 600 mW/cm<sup>2</sup> intenzitású lámpa alkalmazásánál ( $40 \text{ s} \times 600 \text{ mW/cm}^2 = 24000 \text{ mJ/cm}^2 = 24 \text{ J/cm}^2$ ). Hasonló eredményt kapunk 20 másodperces polimerizációs idő és 1200 mW/cm<sup>2</sup> intenzitású lámpa esetén is [33, 57]. A hagyományos halogén lámpák és LED lámpák mellett a gyártók forgalomba hoztak nagy energiájú lámpákat, melyekkel a polimerizációs idő 3 s-ra szorítható le. A gyakorlat azonban azt mutatja, hogy ennyi idő alatt a lámpa nem képes a kielégítő polimerizációhoz szükséges energiamennyiség leadására. Nagy intenzitású lámpával való polimerizáció növeli a monomer átalakulás mértékét, azonban csak megfelelően hosszú polimerizációs idő mellett [176]. Egy nagy fényerejű lámpa körülbelül 1800-2000 mW/cm<sup>2</sup> névleges teljesítmény leadására képes. Ha egy ilyen lámpát mindössze 3 s-ig használunk, a leadott összenergia csupán 6 J/cm<sup>2</sup>. További hátránya a magas intenzitású lámpáknak a rapid polimerizáció, mely magas zsugorodási stresszt idéz elő az anyagban, mivel az anyag pre-gél fázisban csak minimális időt tölt el, stressz relaxációra így kevés az esélye [188, 198]. Egy lassabb, alacsonyabb intenzitású polimerizációs technika viszont nagyobb mérvű stressz relaxációt eredményezhet a polimerizációs folyamat alatt, mert némi szabad mozgást biztosít az oligomereknek a láncképződés folyamatakor, csökkentve ezzel a polimerizációs stresszt.

Mivel a polimerizációs folyamat az összes fényenergiától függ inkább, mint önmagában a fény intenzitásától, két különböző módszer létezik a polimerizáció fokozására és a stressz csökkentésére: alacsonyabb intenzitású fény használata hosszabb ideig vagy változó intenzitású fény használata meghatározott időtartamig (soft-start polimerizáció). Egyenlő mértékű átalakulás érhető el mindkét technika segítségével [123, 205].

A **soft-start** technikák lényege, hogy kezdetben alacsony intenzitású fényt használnak rövid ideig, biztosítva ezzel az elégséges hálózat kialakulását a kompozit felszínén, mialatt a mélyebb rétegekben fenntartják a gél-fázist addig, amíg a végső nagy intenzitású polimerizáció nem kezdődik. Gél-fázisban nem keletkezik stressz az anyagban, mivel az anyag megfolyása kompenzálni képes a zsugordási feszülést. Soft-start polimerizáció során az anyag jóval hosszabb időt tölt gél fázisban, ami stressz redukción és jobb széli záródást eredményez [66, 67, 150, 175, 243].

Soft-start technikáknál az expozíciós idő megadásakor figyelembe kell venni a kezdeti alacsonyabb intenzitást, így a megfelelő energiamennyiség elérése érdekében hosszabb megvilágítási idővel kell dolgoznunk.

Azonban egyes vizsgálatok eredményei szerint semmiféle pozitív hatás nem észlelhető a soft-start polimerizációs módszer alkalmazása esetén. Ezt az eredményt a foto-inicitátor koncentráció eltérő voltával magyarázzák [21, 82].

#### **I.2.3.4. Hőmérséklet**

A legtöbb lámpa hőt termel, amely meggyorsítja a polimerizációs folyamatot. A magasabb hőmérséklet növeli a monomerek mobilitását és ez által a polimerizáció reaktivitását. A fényintenzitás növelése a hőmérséklet emelkedéséhez vezet a polimerizációs folyamat alatt [207]. Ez egyrészt az exoterm folyamat következtében történik, mely jellemző az addíciós polimerizációs reakcióra, másrészt az abszorbeálódott energia miatt, mely a fényforrásból származik [4, 52, 97, 148, 218]. A lámpa intenzitásának növekedésével arányosan nő az egységnyi idő alatt leadott energia mennyisége és a kibocsátott energia egy része hőenergiává alakul. Például a LED-lámpák teljesítményének kb. 15 %-a fordítódik fénykibocsátásra, míg 85 %-a hőveszteség [3].

Míg az anyagra nézve a hőképződésnek jótékony hatása van a nagyobb fokú polimerizáció révén, addig a fogra nézve a túlzott hőtermelés kártékony, mert a fogbél gyulladását, sőt elhalását is okozhatja. [15, 164, 220]. Az alkalmazott hőmérséklet ideális esetben a kompozitok ún. üvegesedési átmeneti hőmérséklete ( $T_g$ ) felett van [56]. Ugyanis a  $T_g$  feletti hőmérsékleten a másodlagos molekuláris kölcsönhatások gyengülnek, ami a molekulák relaxációjához vezet az oldalsoportok rotációján

keresztül. Ez a folyamat a DC-érték növekedéséhez vezet a csapdába esett szabadgyökök reakciókészségének növelésével [239, 245].

A  $T_g$  az a hőmérséklet, melyen a polimerben, illetve annak tulajdonságaiban jelentős változások történnek. A  $T_g$  hőmérsékleten az amorf polimer a kemény, üvegszerű fázisból gumis konzisztenciájú fázisba kerül. A  $T_g$  pont alatt csak lokalizált molekulamozgás figyelhető meg (másodlagos relaxáció:  $T > T_g$ ). A  $T_g$  érték minden direkt kompozit esetében más, és különböző tényezőktől függ, például a keresztkötések sűrűségétől [108].

### **I.2.3.5. Távolság és bezárt szög a fényforrás és a kompozit között**

Az ideális távolság a fényforrás és a kompozit között 1 mm úgy, hogy a fényforrás és a kompozit felszín által bezárt szög  $90^\circ$  [113]. Ha a fény nem 90 fokos szögben éri a kompozit felszínét, tehát a beesési szög 90 foktól eltér, a fény nagy része visszaverődik, és penetrációs képessége csökken [3]. A fényforrás és a kompozit felszíne közötti távolság növelésével négyzet-arányosan csökken a fény intenzitása [197]. Az olyan restaurációk esetén, ahol a hozzáférés nehézségekbe ütközik - például poszterior kompozit tömések esetén - a lámpa intenzitása érje el a  $600 \text{ mW/cm}^2$  -es intenzitást és minimum 40 s megvilágítási időt kell alkalmazni.

### **I.2.3.6. A kompozit rétegvastagsága**

A kompozit rétegvastagsága nagymértékben befolyásolja a mátrix polimerizációját. A polimerizációs mélységet illetően nincs általánosan elfogadott definíció, mégis a gyakorlatban egy henger alakú mintában azt a rétegvastagságot tekinthetjük elfogadottnak, amelynek alján az anyag fizikai tulajdonságai megközelítik a minta tetején mért értékeket [7, 31, 43]. Optimális polimerizáció 0,5-1,0 mm-es kompozit rétegvastagságnál történik a levegő inhibíciója és a fény penetrációs nehézségei miatt. A mélység, ahol a kompozit a maximális keménység 80%-át eléri, számos tanulmány szerint használható annak kimutatására, hogy milyen rétegvastagságban alkalmazható a kompozit a megfelelő keménység eléréséhez [81, 132]. A fény szóródása és elnyelődése miatt a rétegvastagság növelésével exponenciálisan csökken az átadott energia és ez által a polimerizáció foka [172]. Az

intenzitás egy 2 mm-nél vastagabb kompozit rétegben tizedére, akár századára is csökkenhet, ezért a monomer-átalakulás a 2-3 mm-nél nagyobb rétegvastagság esetén a restauráció minőségének szempontjából elfogadhatatlanul kis arányban megy végbe, esetenként még a 40 %-ot sem éri el [176, 240].

A fény korlátozott penetrációs mélységének következtében, kiemelt figyelmet kell fordítani a kompozit tömőanyag rétegenkénti behelyezésére és a tömőanyag optimális, maximum 2 mm-es rétegekben való alkalmazására, mely a legtöbb esetben kielégítő polimerizációs értéket biztosít.

### **I.2.3.7. Levegő inhibíció**

A levegő oxigénje gátolja a rezin polimerizációját. Obici és mtsai különböző energiájú polimerizációs lámpákat alkalmazva 1 mm-es rétegvastagságban nem találtak különbséget a polimerizáltság mértéke között, azonban mindegyik esetben alacsonyabb DC-értéket mértek a kompozit anyag felszínén az 1 mm-es mélységhez képest [176]. Ez az oxigén inhibíció negatív hatásával magyarázható, ugyanis az oxigén csapdába ejti a szabadgyököket, ezzel gátolva az iniciáció hatékonyságát és csökkentve ez által a DC-értéket az anyag felszínén [6].

Obici és mtsai szerint a kompozit felszíni rétegeiben (20 $\mu$ m) az oxigén inhibíció miatt a polimerizáció mértéke körülbelül 5 %-kal alacsonyabb, mint 1 mm-re a felszíntől [176].

### **I.2.3.8. A kompozit színe**

A sötétebb színű kompozit sokkal lassabban polimerizálódik és kevésbé mélyen, mint a világosabb színű [145]. Az 1 mm rétegvastagságú sötétebb árnyalatú kompozit a világosabb árnyalatú kompozit optimális kötési mélységének 2/3-át éri el. Kísérletek igazolták, hogy az alkalmazott fény a világosabb színű kompozitok (B1 és C2) esetében mélyebben penetrálódott, ezáltal a polimerizáció mértéke nagyobb volt, ellentétben a sötétebb színű anyagokkal (B3 és A4). Ennek magyarázata, hogy a világosabb és a sötétebb színű anyagok pigmenttartalma eltér, mind mennyiségében, mind minőségében, ami a fény penetrációját befolyásolja [5].

### **I.2.3.9. A töltőanyag típusa**

Általánosságban elmondható, hogy a kevesebb töltőanyagot tartalmazó, nagyobb szemcsemérettel rendelkező kompozitoknál sokkal könnyebben megy végbe a polimerizáció. Ennek magyarázata az, hogy a kisebb partikulumok (0,1-1,0 $\mu$ m) interferálnak a fénnel és így nagy az anyagban a szóródás, mely megnehezíti a fotoiniciátor megfelelő mértékű aktiválását [61].

### **I.2.3.10. A monomer típusa**

A polimerizáció mértékét befolyásolja a kompozit rezin minősége és összetétele. Mivel a dimetakrilát monomer polimerizációját a szabad gyökök és a monomerek diffúziója nagymértékben meghatározza, a relatíve nagy viszkozitású monomerek az alacsony mobilitásuk miatt kisebb mértékben polimerizálódnak. A Bis-GMA nagy viszkozitású monomer a hidroxil csoportjai között kialakuló hidrogén-kötések, valamint aromás gyűrűjének következtében. Ezért a Bis-GMA aránya a rezinben jelentősen meghatározza a mátrix polimerizációs tulajdonságait. Mivel nagy molekulatömege miatt nem elég mozgékony, a polimerizáció propagációs fázisában lelassítja a polimerképződés sebességét, csökkentve ezzel a DC-értéket. Ezért egészítik ki kisebb molekulatömegű, alacsonyabb viszkozitású TEGDMA-val, mely javítja a viszkozitást, a reaktivitást és a polimerizáció mértékét [189]. A Bis-GMA és szerkezeti analógja - a Bis-EMA - hasonló méretű molekulák, azonban a relatíve merev Bis-GMA molekula részleges helyettesítése a hosszabb és sokkal rugalmasabb Bis-EMA molekulával nagyobb polimerizációs rátát eredményez [42, 177]. Az UDMA a két imino csoportjával intermolekuláris hidrogénkötéseket tud kialakítani, ezáltal alacsonyabb viszkozitással bír, mint a Bis-GMA, így ezek a molekulák sokkal reaktívabbak [78]. Az UDMA és a TEGDMA nagyobb koncentrációban tartalmaz kettős kötések, így a kettős kötések nagyobb denzitása miatt szorosabb polimer hálót képeznek [236]. Az egyes monomer típusok polimerizációs rátáját vizsgálva a sorrend a legkevésbé polimerizálódó monomertől a leginkább polimerizálódó monomer felé a következő: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA [200].

### **I.2.3.11. A fotoiniciátor mennyisége**

A kompozitok különböznek a fotoiniciátorok mennyiségét és minőségét tekintve. Számos gyártó kisebb mennyiségű fotoiniciátort használ a kompozitok előállításánál, mint amennyi szükséges lenne a rezin maximális polimerizálódásához. Ennek egyik oka, hogy növeljék az anyag feldolgozási idejét, a másik, hogy elkerüljék a restaurációk sárgás elszíneződését. A fotoiniciátorok mellé általában 2:1 arányban ko-iniciátort is kevernek, így szignifikánsan nagyobb lesz a DC-érték [186]. Ha az amin koncentrációja jóval alacsonyabb, mint a fotoiniciátoré, a spontán találkozások lehetősége alacsony lesz, ami azt vonja maga után, hogy számos triplet állapotban lévő CQ molekula alapállapotba tér vissza, csökkentve ezzel a szabadgyökök mennyiségét és következésképpen a DC-értéket is [238].

### **I.2.4. A polimerizációs zsugorodás alapjai**

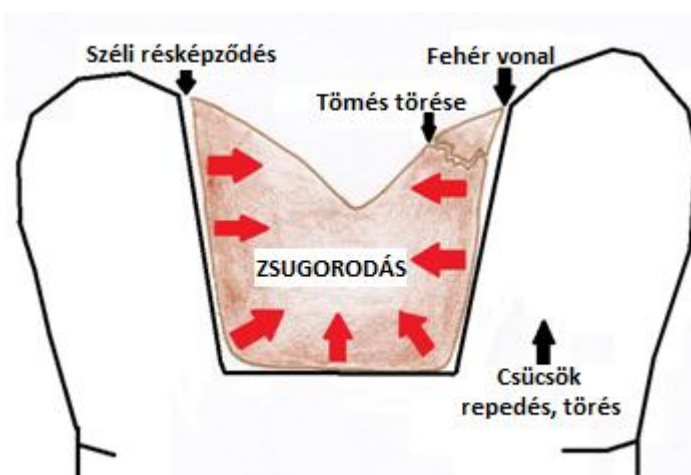
A kompozit tömések készítésénél a mai napig a legnagyobb problémát a polimerizációs zsugorodás jelenti, melynek mértéke 2-6% között mozog a metakrilát alapú kompozitok esetén [126, 260]. Polimerizáció közben a monomer molekulák térhálós polimerré való összekapcsolódása egy szorosabb elhelyezkedést eredményez, mely a zsugorodás tulajdonképpeni okozója. A kötés legkorábbi stádiumában a zsugorodás a legnagyobb, de ekkor az anyag még gyenge és képes a meghajlásra, deformálódásra. Ebben a fázisban csak a lánc formáció kialakulása történik meg (gél-fázis), keresztkötések még nem jönnek létre, így a molekulák még képesek elmozdulni egymáshoz képest.

Későbbi fázisban bár a kontrakció mértéke csökken, az anyag ellenállásra tesz szert, melynek következtében kevésbé lesz képes kúszásra, deformálódásra [44]. A zsugorodás mértékét a mátrix komponensein kívül számos tényező befolyásolja, mint a töltőanyag tartalom [162], a polimerizáció mértéke [73, 219, 253], az anyag vízfelvétele [22, 64, 47, 94]. A gyártók - folyamatos fejlesztésekkel - igyekeznek csökkenteni a zsugorodást, de teljes kiküszöbölése még nem valósult meg. A kationos gyűrű-felnyíláson alapuló siloxán-oxirán bázisú kompozitok zsugorodása már csupán 1-1,2 % körüli.

### I.2.4.1. Zsugorodási stressz

A zsugorodás során a kompozitokban fellépő stressz kialakulásának oka a kompozit fogszövethez való ragasztása. Ennek a fellépő stressznek számos klinikai következménye van (9. ábra):

1. A zsugorodási stressz függ a restauráció méretétől, illetve a kavitás falának a vastagságától. Minél nagyobb a keményszövet veszteség, annál kisebb a fog ellenállása a polimerizációs zsugorodással szemben. A polimerizációs zsugorodási stressz átadódik a fogra és deformációt okoz. A fogdeformálódás zománcfraktúrát, megrepedt csücsköt, illetve „csücsökeltmozdulást” eredményezhet [151, 229, 255].
2. A polimerizációs zsugorodási stressz széli résképződést okozhat a kompozit-fog határfelületen, ha a polimerizációs zsugorodás ereje meghaladja a dentin-bondozás erősségét [45]. Az ilyen marginális rések posztoperatív érzékenységet, mikro-szivárgást és hosszabb távon szekunder karieszt okozhatnak [111, 187].
3. Stressz hatására a tömőanyagban mikrorepedések alakulhatnak ki [99]. Ha a kavitás falához való ragasztás elég erős ahhoz, hogy elkerüljük a résképződést a megszilárdulás alatt, akkor a stressz az anyag belsejében koncentrálódik és még a kötés előtt mikrorepedések képződhetnek [47], bár a környező struktúrák elegendő mértékben redukálják a kötési feszülést. A maradék stresszt (reziduális stressz) a kompozit elasztikus deformációja tartja fent. Ennek következtében a restaurált fog feszülés alatt marad akkor is, amikor nincsen rajta funkcionális terhelés [46, 255].



9. ábra: A polimerizációs zsugorodás következményei [saját képanyag]

## **I.2.4.2. A zsugorodási stressz kezelése**

### *Folyékony kompozitok*

Az úgynevezett folyékony kompozitok kifejlesztésénél a töltőanyag tartalom csökkentésével redukált viszkozitást értek el, mely alacsony elasztikus moduluszt eredményez [16]. A fog-tömőanyag határon képződő stressz pozitív összefüggést mutat a zsugorodó anyag elasztikus moduluszával [65, 206]. Az alacsony töltőanyag tartalom számos vonatkozásban gyengébb mechanikai tulajdonságokat és magasabb polimerizációs zsugorodást eredményezett [16, 204]. Azonban, Hook törvénye értelmében, bár a folyékony kompozitok magasabb polimerizációs zsugorodása [23, 75] potenciálisan nagyobb stresszt eredményezhet a határfelületeken, kisebb elasztikus moduluszuk kisebb zsugorodási stresszel párosul, ha vékony rétegben alkalmazzuk [65]. Az alacsony viszkozitású kompozit előnye, hogy stressz abszorbeáló réteg szerepét töltheti be a hibrid zóna és a zsugorodó kompozit között azáltal, hogy részlegesen csökkenti a polimerizációs zsugorodási stresszt [24]. A legújabb, ún. „bulk-fill” folyékony kompozitok akár 4 mm-es rétegvastagságban is használhatók és egyes képviselőik olyan fotoaktív csoportot is tartalmaznak, mely a polimerizáció kinetikájának előnyös befolyásolása révén csökkenteni képesek a zsugorodási stresszt.

### *Töméstechnika*

Széles körben elfogadott, hogy a tömés behelyezési technikája a zsugorodási stressz változtatásának fő faktora [46, 127, 140, 185, 228]. Bizonyított, hogy összefüggés van a kavitás alakja és a stressz kifejlődése között. A C-faktor fogalma Feilzer és Mtsai nevéhez fűződik, mely a szabad és a ragasztott tömésfelszínek arányára vonatkozik [63]. Minél magasabb a C-faktor, a kompozit annál kevésbé képes a kúszásra, így a stressz is annál nagyobb mértékben fejlődik ki [63]. A zsugorodási stressz csökkentésére a kompozit rétegenkénti bevitele ajánlott [54]. Három fő faktor érvényesül a zsugorodási stressz csökkentésében: kis mennyiségű anyag használata, alacsony C-faktor és minimális kontaktus a szemközti kavitás fallal polimerizáció alatt [149]. Habár minden rétegzéses restoratív technika magába foglalja a bondozott-nem bondozott felszínek arányának a csökkentését, javasolható olyan technika választása, ahol a kompozitot csupán egyetlen dentinfalhoz adaptáljuk anélkül, hogy érintenénk a



szemben lévő falat, mivel a zsugorodási stressz csak akkor jelentkezik, ha a kompozit polimerizációja három dimenzióban akadályozott. Számos szerző manapság a rétegzéses technika használatát javasolja a zsugorodási stressz csökkentésére (10. ábra) [76, 140, 185, 228].



**10. ábra: Ék alakú rétegzés sematikus ábrája [saját képanyag]**

### *Polimerizációs stratégiák*

A nagy intenzitású megvilágítás nagyobb mérvű átalakulást és jobb fizikai paramétereket eredményezhet, habár ezzel együtt nagyobb zsugorodási stresszt is okoz a kompozit polimerizációja alatt [198, 199, 205, 257]. Egy lassabb, alacsonyabb intenzitású polimerizációs technika viszont nagyobb mérvű stressz relaxációt eredményezhet a polimerizációs folyamat alatt. A megvilágítási stratégiák a I.2.3.3. alfejezetben tárgyalásra kerültek.

## **I.3. A kompozitok polimerizációs mértékének vizsgálata**

A ma használt kompozit tömőanyagok polimerizációs reakciója során a mátrix mono- illetve dimerjei fény iniciálta polimerizáció révén térhálós keresztkötésű polimerláncokat hoznak létre. Ideális esetben a kompozitban található összes monomer

polimerré alakul át, a valóságban azonban eltérő mennyiségben mindig maradnak telítetlen kettőskötéseket tartalmazó ún. reziduális monomerek. A polimerizáció mértékét a már említett DC %-kal tudjuk megadni, mely a monomerek alifás szén-szén kettőskötéseinek telített kötéssé való átalakulásának %-os arányát jelenti. Ez az érték a kompozittól függően változhat 35-77%-ig [68]. A DC érték mérhető direkt vagy indirekt módon. Az anyag fizikai tulajdonságainak vizsgálata, mint a keménység, hajlítási erő és az elasztikus modulus, a kompozitban található kettős kötések átalakulásának mértékét vizsgáló indirekt módszerek közé tartoznak [1, 84, 85]. A direkt mérési módszerek közé tartozik a szkennig kalorimetria (DSC), mely az anyag exoterm polimerizációja során keletkezett hőenergiát detektálja. A polimerizációs reakció során keletkezett hő mennyisége pedig korrelál a DC-értékkel [107]. Szintén a direkt mérési módszerekhez soroljuk az infravörös spektroszkópiát [160]. Ezen módszer lényege, hogy a közép-infravörös tartományba eső fény gerjesztheti azokat a molekularezgéseket, melyek segítségével vegyületeket lehet azonosítani, illetve e rezgési frekvenciák változásai tudósítanak a molekuláris környezet változásairól. Az infravörös spektrum 1100-1700 1/cm tartományába esnek a molekulaszervezetre jellemző összetett rezgések. Ezek a spektrum vonalak egyedien jellemzők az egyes molekulákra, és felhasználhatók analitikai azonosításra [40]. A módszer nagyon érzékeny a szén-szén kettőskötések vibrációjának detektálásában a polimerizációs folyamat előtt és után [234]. Az infravörös spektroszkópián belül manapság igen népszerű a Fourier transzformációs infravörös spektroszkópia (FTIR). Az infravörös spektroszkópia mellett igen elterjedt vizsgálómódszer a DC % meghatározására a Raman spektroszkópia [154, 156].

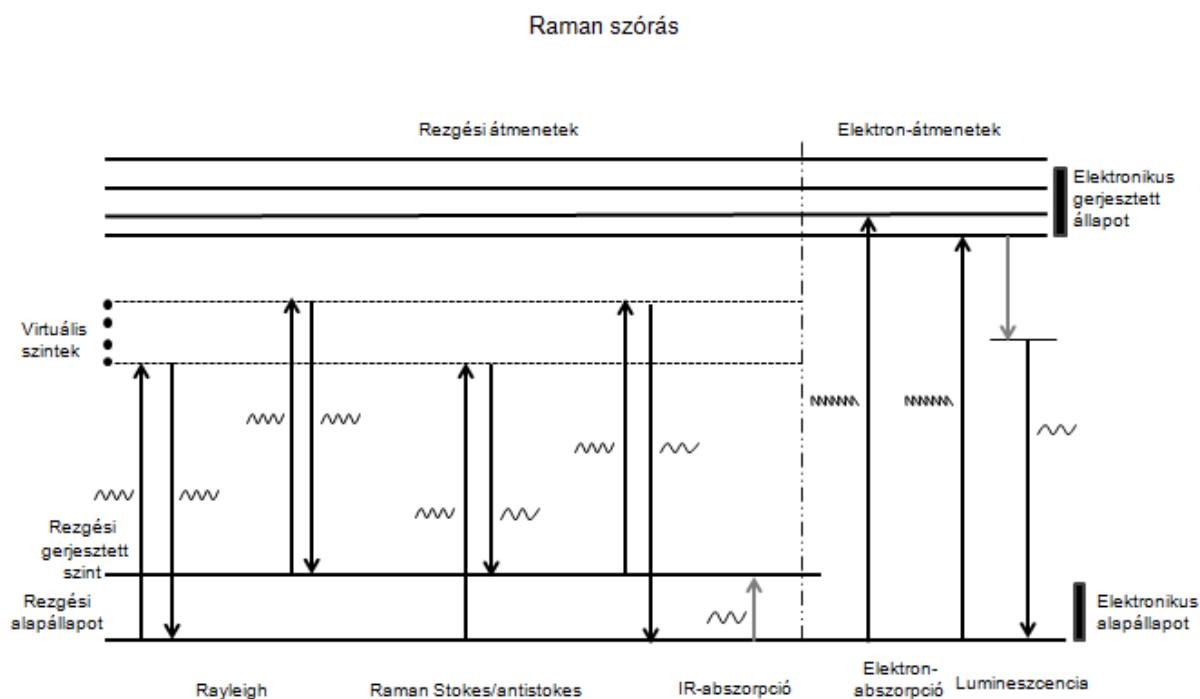
### **I.3.1. Raman spektroszkópiái vizsgálatok**

A Raman spektroszkópiának az infravörös spektroszkópiával szemben mutatott igen jelentős előnye, hogy miközben a mérés technikailag a látható tartományban történik, az infravörös tartományba eső molekuláris mozgásokról nyerhetünk információt. Ezáltal az ugyancsak az infravörös tartományba eső hőmérsékletfüggő egyéb zavaró tényezők a mérés során jelentősen csökkenthetők. A konfokális mikroszkóppal felszerelt Raman spektrométerek egyéb előnye, hogy felületvizsgálatokra alkalmasak, továbbá – amennyiben a minta a gerjesztő lézer

hullámhosszán transzparens – a minta belsejéből is információ nyerhető. A módszer FTIR-el szemben mutatott további nagy előnye, hogy a minta porítása nélkül végezhető el a mérés, így a minta további vizsgálatokra is felhasználható. Ez különösen akkor fontos, ha a vizsgált anyag korlátozott mennyiségben áll rendelkezésünkre [267].

A Raman spektroszkópiai mérések során a monokromatikus (lézer) fényvel megvilágított mintáról szóródó fény hordozza a kémiai információt (11. ábra). A spektrumok mérése során a mintára jellemző Raman-szórás intenzitást detektáljuk. A Raman szórás, a fény szóródása anyagon, amelyre jellemző, hogy a szórt fény színekében a beeső fényre jellemző központi vonal mellett, arra szimmetrikusan, a szóró anyagra jellemző vonalak jelennek meg. A vizsgálat során a szórt fény fentebb említett paramétereit határozzuk meg, valamint a mérési eredményekből következtethetünk az általunk vizsgált szubmikroszkópikus méretű részecskék méretére, alakjára, szerkezetére is. A Raman-spektroszkópia lényege az, hogy a beeső monokromatikus fény fotonjainak energiája a molekulákkal történő kölcsönhatás során éppen a molekula karakterisztikus rezgéseinek megfelelő energiával megváltozik, energiacsere jön létre, vagyis a szórt foton frekvenciája a beeső fény fotonjának frekvenciájához képest eltolódik. Emiatt a szórt fotonok megváltozott frekvenciája specifikus a molekulák rezgéseire, a molekulákban előforduló kémiai kötésekre. Ezt az irodalomban a molekulák „ujjlenyomatának” (fingerprint) nevezik, amely alapján a molekula azonosítható [267].

Az irodalomból jól ismertek a rezint alkotó molekulák kémiai kötéseire jellemző molekuláris rezgések frekvenciái a Bis-GMA és a TEGDMA esetében is. Az alifás és aromás szén-szén kettőskötésekre jellemző Raman csúcsok 1638 és 1608  $1/\text{cm}$ -nél található [50, 154]. Az aromás kettőskötésekre jellemző csúcs 1608 és 1583  $1/\text{cm}$ -nél látható, míg az alifás szén-szén kettőskötések rezgéseinek az 1638  $1/\text{cm}$ -nél lévő csúcs tulajdonítható és rezgésük intenzitása a polimerizáció mértékének növekedésével csökken. Általában ezen két értéknél tehát az 1608 és az 1638  $1/\text{cm}$ -nél látható Raman-csúcsok intenzitását használják a DC% vagyis a kompozit polimerizációs mértékének meghatározására [50].



#### I.4. A monomer kioldódás vizsgáló módszerei

A polimerizáció során a kompozit rezin monomerjei részben polimerizálódnak és a polimer háló részévé válnak, részben pedig reagálatlan molekulaként visszamaradnak az anyagban. Ezek a konvertálatlan molekulák vagy szabadon helyezkednek el a hálózatban és adott esetben kioldódhatnak, vagy egyik végükkel a polimerhez kötődhetnek, míg másik végük nem reagált végcsoport [139]. A kompozitban visszamaradt reagálatlan monomerek a tömés élettartamát rövidítik, hiszen oxidatív vagy hidrolitikus degradációjuk révén elszíneződést okoznak, valamint a szerkezet gyengítésével felgyorsítják a viselés okozta folyamatokat [11, 74, 234]. Továbbá a felszabaduló reagálatlan monomerek, és ezek degradációs produktumai irritálhatják a légyszöveteket, az orális baktériumok növekedését stimulálhatják, illetve allergiás reakciókat válthatnak ki, emellett in vitro tanulmányokkal bizonyították citotoxikus, genotoxikus, mutagén és ösztrogén jellegű hatásukat, valamint reakciókat válthatnak ki a pulpából is [87, 100, 213, 226, 230]. Az adott metakrilát, dimetakrilát szerkezete erősen meghatározza a molekula toxikus hatásának mértékét, mint ahogy meghatározza az anyag reaktivitását, viszkozitását, zsugorodását, vízfelvételét [161,

265]. A kompozitok előállításához leggyakrabban alkalmazott dimetakrilátoknak (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) kimutatottan erős a citotoxikus hatása [88, 233]. Továbbá, a TEGDMA elősegíti egyes kariogén baktériumok (*Lactobacillus acidophilus*, *Streptococcus sobrinus*) proliferációját [98].

A reziduális monomerek kvalitatív és kvantitatív meghatározásához leggyakrabban alkalmazott módszer a folyadék kromatográfia, ezen belül is a nagy teljesítményű folyadék kromatográfia (HPLC) [12, 53, 158, 159, 163, 170, 181, 194, 252]. Egyéb, reziduális monomer kimutatására alkalmas módszer a gáz kromatográfia [234], gáz- és folyadék kromatográfia / tömegspektroszkópia [224], az elektropray ionizáció / tömegspektroszkópia [146] és a micelláris elektrokinetikus kromatográfia [210]. Mivel azonban a nagy molekulású monomerek, mint a Bis-GMA (512 mM) és UDMA (470 mM), szétbomlanak a gázkromatográfiai vizsgálat során [128, 152, 223], ezért az eluálódott monomerek vizsgálatára kedvezőbb módszer a HPLC. Fontos kérdés, hogy a kioldódó monomereknek mennyi időre van szükségük a teljes eluálódáshoz. Ezt számos paraméter befolyásolja, mint például a reagálatlan elemek mennyisége – melyet a kémiai szerkezet és a polimerizáció feltételei határoznak meg -, az elúcióhoz használt oldószer és az oldódás feltételei, valamint a molekula mérete, szerkezeti jellegzetességei (pl: a TEGDMA kis molekulamérete miatt mobilisabb, gyorsabban eluálódik, mint a nagyobb Bis-GMA) [68, 87]. Mind a mai napig nincs egyetértés a teljes elúcióhoz szükséges időről; egyes szerzők szerint 1-7 nap szükséges, míg mások hónapokig tartó krónikus kioldódásról írnak [159, 166]. Egy másik megválaszolatlan kérdés a kioldódott monomerek mennyisége és az átalakulás mértéke közötti összefüggés. Általánosan elfogadott a korreláció e két tényező között, azonban tisztázatlan, hogy mekkora DC%-ban bekövetkező változás szükséges ahhoz, hogy kimutatható monomer felszabadulást okozzon.

### **I.4.1. HPLC vizsgálat**

A polimerizálódott kompozit mátrixból kioldódott kémiai anyagok meghatározására használatos fő analitikai módszer a gáz kromatográfia (GC) és a HPLC. A HPLC a folyadékkromatográfiai elválasztási módszerek közé tartozik. Működésének alapja az, hogy az elválasztandó komponensek egy állófázis és egy azon meghatározott irányban átáramló mozgófázis között megoszlanak (12. ábra). A

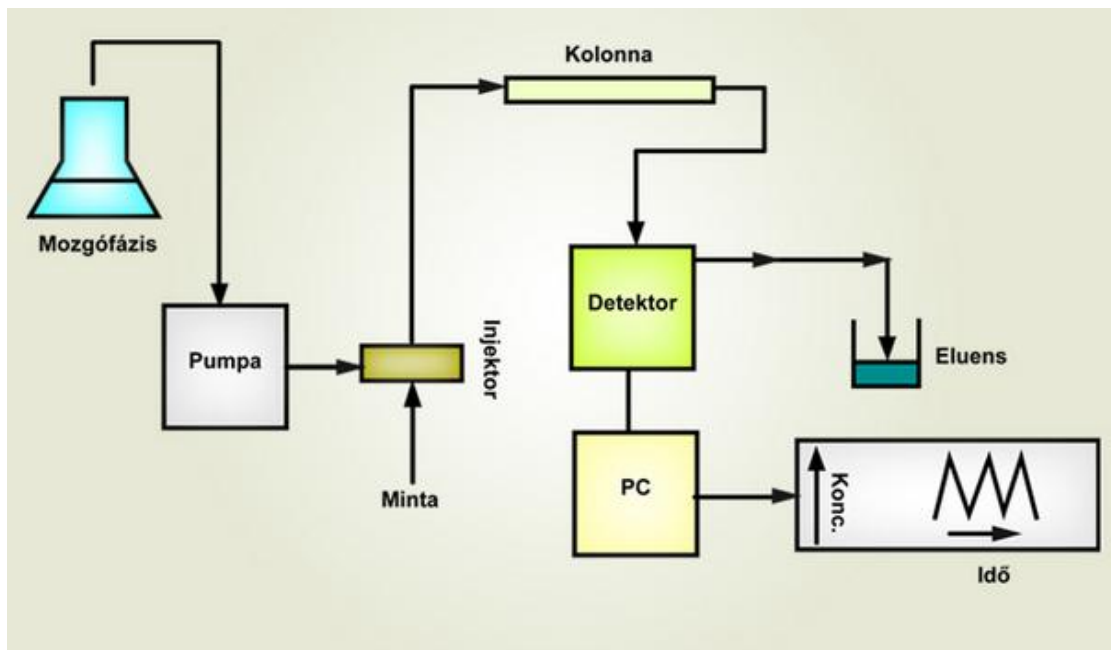
mozgófázisban a komponensek eltérő sebességgel haladnak, így egymástól -- a minta tulajdonságaitól függően (alak, méret, polaritás) -- elválnak.

Az állófázison elválasztott komponenseket egy detektor jelzi valamilyen fizikai vagy kémiai tulajdonságuk mérésével. A detektor által előállított jel kiértékelése teszi lehetővé az elválasztott komponensek azonosítását (minőségi analízis) és mennyiségük meghatározását (kvantitatív analízis).

Az elválasztott komponensek koncentrációjával arányos detektorjel-idő függvényt kromatogramnak nevezzük. A kromatogramon látható csúcs alatti terület arányos az anyag mennyiségével. A kromatogram legfontosabb jellemzője a retenciós idő ( $t_R$ ), amely a minta állófázisra történő felvitelének pillanatától (adagolástól) a komponens maximális koncentrációban való megjelenéséig eltelt idő. Ez az idő minden mintaalkotóra nézve más és a mintakomponensek minőségétől függ.

A kromatográfiás csúcsok azonosítására a legegyszerűbb módszer a retenciós idők összehasonlítása ismert vegyületek retenciós idejével (azonos elválasztási körülmények között: azonos álló- és mozgófázis). Ezt a módszert akkor alkalmazzák, ha a mintában bizonyos (már ismert) alkotók jelenlétét kívánják igazolni. Az elválasztás tehát az állófázist tartalmazó oszlopban, a kromatográfiás kolonnában történik. A normál fázisú folyadékkromatográfiás elválasztásnál az állófázis minden esetben polárisabb, mint a mozgófázis. Állófázis csak olyan adszorbens lehet, mely poláris és nagy mechanikai stabilitással bír, mint a szilikagél, vagy az alumínium-oxid. Mozgófázisnak azok az apoláris tulajdonságú oldószerek felelnek meg, melyek kis viszkozitással, jó UV áteresztő képességgel és kis forrásponttal rendelkeznek (szénhidrogének, éterek, észterek, alkoholok, savak, aminok). A normál fázisú kromatográfiában alkalmazott mozgófázisok (eluensek) többsége szénhidrogénekből tevődik össze, amihez kis térfogatrészben (0,1-25 v/v%) poláris oldószert adunk a megfelelő elválasztás érdekében. Fordított fázisú kromatográfiás elválasztásról (Reversed Phase HPLC = RP-HPLC) akkor beszélünk, ha az állófázis polaritását tekintve apolárisabb, mint az alkalmazott mozgófázis. RP-HPLC esetén leggyakrabban alkalmazott állófázis a módosított felületű szilikagél, míg a mozgófázis fő eluens komponense a víz, amely az elválasztandó komponensek erős visszatartását eredményezi (elúciós erőssége kicsi), ezért az eluens készítés során a vízzel elegyedő, de nagyobb elúciós képességgel rendelkező szerves oldószert is adunk. A leggyakrabban használt szerves oldószerek: metanol, etanol, izopropil-alkohol, acetonitril, tetrahidrofurán.

A vizsgálandó anyagot az oszlop elejére juttatják, majd a mozgófázis áramoltatásával megkezdődik a szétválasztás. A mozgófázis egyenletes áramoltatását nagy nyomás előállítására képes speciális dugattyús pumpákkal végzik. A minta komponensek fizikai tulajdonságuktól függően eltérő mértékben adszorbeálódnak az állófázis felületén, ettől függően hosszabb-rövidebb ideig kötődnek az állófázishoz. Minél hidrofóbabb a komponens, annál erősebb a kölcsönhatás és annál hosszabb időt tölt az állófázishoz kötve. Bizonyos idő elteltével megjelennek a minta komponensek az oszlop végén. Az eluálódott komponensek kimutatása pl. UV detektorral történik. A meghatározott hullámhosszú fény egy meghatározott térfogatú küvettát világít át. Ha a detektoron átfolyó mozgófázisban éppen olyan komponens van, melynek az adott hullámhosszon elnyelése van, akkor a detektor az elnyelés mértékével arányos jelet ad [26]. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA detektálásához 205 nm-es hullámhosszú fény alkalmas.



12. ábra: HPLC rendszer általános bloksémája [268]

## I.5. A kompozitok biokompatibilitása

A biokompatibilitás az anyagok azon tulajdonsága, hogy funkcióképesek és változatlanok maradnak egy olyan környezetben, ahol számítani lehet a gazdaszervezet válaszképzésére. Ha az anyagban mégis változás történik, akkor a gazdaszervezetből káros reakció válhat ki [262]. Számos fogászati anyag képes adverz reakció

kiváltására, de elsősorban a fogászati személyzet érintett. A kompozit tömőanyagok széles elterjedésének egyik oka az amalgám kiváltása, mely higany tartalma és annak hátrányos hatásai miatt szorul/szorult ki a fogászati gyakorlatból. Azonban a kompozitokról sem mondható el, hogy biokompatibilis anyagok, hiszen reagálatlan monomerek és egyéb komponensek szabadulhatnak fel és adverz reakciókat válthatnak ki a gazdaszervezetből [10, 13, 72, 87, 102, 128, 152, 153, 158, 223]. A rezin bázisú anyagok két fő útvonalon képesek hatni a szervezetre: lokális vagy szisztémás reakciót válthatnak ki. Mind a szilárd tömés, mind pedig a felszabaduló termékek direkt kontaktusba kerülnek a szájnyálkahártyával, valamint a permeábilis dentinen keresztül a pulpával [157]. A nyálkahártyán mukóza irritációt, epithelialis proliferációt és lichenoid reakciót, míg a pulpában irritációt és gyulladásos elváltozásokat okozhatnak [102]. Két fő mechanizmus eredményezheti a kompozit összetevőinek kiváltását:

- A **polimerizáció** után a meg nem kötött monomerek és a töltelékanyagok a nyál hatására kioldódhatnak a restaurációból.
- Az anyag degradálódhat **kémiai, hő, mechanikai, fényhatásra és enzimatis** úton.

A monomerek természete azonban nagymértékben befolyásolja azok kioldódását. Számos in vitro vizsgálatban tesztelték a monomerek toxikus hatását sejtkultúrákon és az eredményeknek megfelelően sorrendet is felállítottak a monomerek toxicitására nézve:

Bis-GMA>TEGDMA>HEMA>UDMA>Bis-EMA [88].

A polimerizálatlan Bis-GMA monomereknek már millimolár nagyságú koncentrációja elegendő káros hatásuk kifejtéséhez. Okozhatják humán limfociták DNS törését, koncentrációtól függően apoptózist indukálhatnak, valamint ösztrogén-jellegű hatással is bírnak [20, 89, 96, 106, 112, 120, 121, 195, 196, 209, 212, 232]. Erőteljes toxikus hatása miatt a Bis-GMA használatát a gyártók ma már próbálják más, kevésbé toxikus monomerekkel, ciklikus molekulákkal (pl. szilórán bázisú kompozitok) helyettesíteni.

A TEGDMA molekulák pulpális és gingivális fibroblasztokban oxidatív stressz reakciót illetve gyulladást válthatnak ki, a ciklooxygenáz-2 enzim expresszióját indukálva fokozzák a gyulladásos reakciók kialakulását, valamint a pulpális fibroblasztokból hidrolitikus enzimek felszabadulását segítik. Ennek hatására újabb monomerek és egyéb

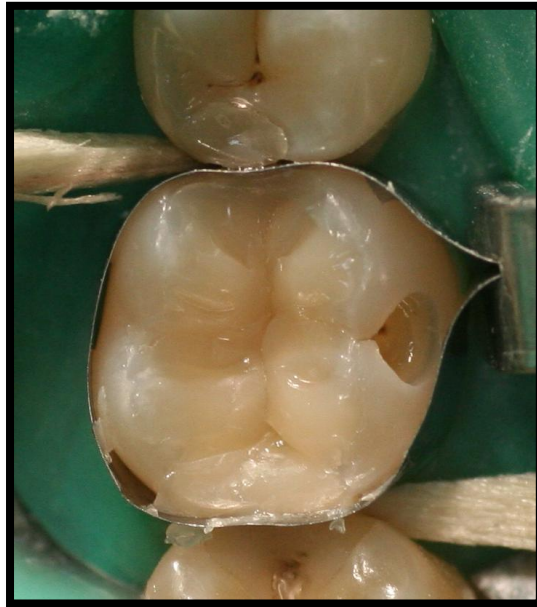


anyagok szabadulnak fel [58, 62, 109]. Az UDMA a többi monomerhez képest több vizet abszorbeál, ami passzív és enzimatis hidrolízist válthat ki a tömőanyagban. Humán limfocitákban reaktív oxigén gyökök képzésével DNS károsodást okoz, míg karcinogén hatása révén DNS károsodást idéz elő a sejtekben, mely a sejtek apoptosist eredményezi, csökkentve ezzel a sejtek életképességét [90, 101, 171].

Megfigyelték, hogy a monomer-töltőanyag arányának változása erőteljesen megnöveli a toxikus hatást, hiszen több monomer tud kioldódni, ha az anyagban kevesebb a töltőanyag [80, 258].

## I. 6. A kompozit tömések klinikai élettartama

Napjainkban a direkt kompozit tömések elfogadható restaurációnak tartják a klinikumban poszterior régiók helyreállításában is (13. ábra).



**13. ábra: Mezio-okkluzo-disztális kompozit tömés készítése a jobb alsó első nagyőrlő fogba [saját képanyag]**

Klinikai vizsgálatok jó eredményekről számolnak be rövid és hosszú távon is [39, 70, 178, 184]. Erre a célra a hibrid, mikrohibrid kompozitokat tartják a legmegfelelőbbnek [143, 59, 122]. A mikrohibrid kompozitok legújabb generációi 0,5-1,0- $\mu$ m nagyságrendű üveg, vagy cirkónium töltelékanyagot tartalmaznak, valamint kis

mennyiségű kolloidális szilika partikulumokat 40 nm-es szemcseméretben. Ennek eredményeként csökken a polimerizációs zsugorodás, melynek következményei erőteljesen kihatnak a tömés élettartamára, valamint a kis szemcseméret fokozza a restauráció esztétikai megjelenését és hosszantartó polírozhatóságát, mely a plakk-akkumulációt, ezáltal a szekunder káriesz kialakulását csökkenti.

Számos tényezőt tartanak számon, melyek befolyással vannak a tömés minőségére és ez által tartósságára. Ilyenek a kompozit anyagotani tulajdonságai, a páciens, valamint az operátor által meghatározott faktorok, a tömés mérete és a tömést hordozó fog típusa, elhelyezkedése [17, 27, 39, 178]. Az anyagotani paramétereket számos *in vitro* vizsgálatban tesztelték és bebizonyították, hogy a kompozit fizikai, kémiai, mechanikai tulajdonságaira erős hatást gyakorolnak és az egyes kompozit típusok között tulajdonságbeli eltéréseket eredményeznek [137, 254], de kiugró különbségeket nem lehet demonstrálni [30, 38, 79, 247]. Legfőbb befolyásoló tényező a kompozit anorganikus partikulumokkal való töltöttségének mértéke, a partikulum anyaga, morfológiája, mérete és a szerves mátrix minőségi és mennyiségi összetétele [18, 19, 49].

A fogorvost nehéz választás elé állítják a gyártók a hatalmas termék kínálattal. A választást befolyásolja az anyag indikációs területe, ára, kezelhetősége, polírozhatósága, hogy csak párat említsek. A páciens szempontjából pedig a legfontosabb tényező az anyagválasztás szintjén, hogy az adott anyagból készülő tömés mennyi ideig képes esztétikailag, funkcionálisan és biológiailag viselni a különböző jellegű terheléseket. Ennek megítéléséhez és a felmerülő hibák meghatározásához hosszú idő szükséges és nagyobb időintervallumot felölelő klinikai vizsgálatok kellenek, hiszen az *in vitro* vizsgálatok – bármilyen jól kivitelezettek is – az *in vivo* körülményeket nem tudják maradéktalanul szimulálni [241]. A témában leggyakrabban publikált *in vivo* eredmények többnyire prospektív vizsgálatokon alapulnak és elsősorban rövidtávú sikerekről számolnak be [25, 83, 115, 124, 143, 182]. A restaurációk tartósságát több módszer segítségével vizsgálhatjuk, mint például randomizált klinikai tanulmányokkal, keresztmetszeti analízissel, prospektív és retrospektív vizsgálatokkal. A hosszú távú követéses vizsgálatok nehézsége a páciensek „lemorzsolódása”. A retrospektív vizsgálatok előnye, hogy lehetőséget nyújt több mint 10 éves megfigyelési időszak eredményeinek összegyűjtésére [38, 251]. Azonban a retrospektív vizsgálatoknak van pár ismert hátránya. Retrospektív vizsgálat során hiányzik a tömések elbírálása

közvetlenül a tömés elkészülte után, így az esetleges hibákat a későbbi elbírálás során újonnan jelentkező hibának véli a bíráló. Továbbá nincs standardizálva az indikációs terület és a beavatkozás lépései, azonban, ha a töméskészítés feltételei jól körülírtak és a töméseket egy fogorvos készíti, melyek aztán egy távolabbi időpontban elbírálás alá esnek, a potenciális hibafaktorok kiküszöbölhetők és a tömőanyagokból, esetleg tömés technikákból adódó különbségek előtérbe kerülhetnek [14, 39, 178].

A vizsgálat időtartamától és módjától függetlenül a premoláris és moláris tömések esetében a sikertelenség leggyakoribb oka a kompozit tömések fokozott kopása, törése, a széli résképződés és a szekunder káriesz megjelenése [8, 79, 183, 208, 247].

### **I.6.1. A kompozit tömések minőségi kontrollja**

A restaurációk értékelésére általánosan elfogadott és alkalmazott értékelő rendszert Ryge fogalmazott meg 1971-ben, melynek módosított változatait ma is világszerte alkalmazzák [201]. A rendszer kidolgozásának célja az volt, hogy már gyakorolt, vagy új terápiás módszernél a már bizonyított eredmények alapján maradéktalanul fenntartsa a beavatkozás előírt feltételeit, meghatározza klinikai elfogadhatóságát, viszont kevésbé alkalmas arra, hogy a sikerességet megítélje [167].

Számos nemzetközi szakirodalom foglalkozik a különböző típusú tömések minőségének értékelésével. A restaurációk minőségi kontrollját leggyakrabban a United States Public Health Services (USPHS, 1973) vagy az újabb, FDI World Dental Federation (2007) értékelő rendszer segítségével végzik [115, 131, 138, 225, 231].

A restaurációkat „elfogadható” és „el nem fogadható” ítéletekkel osztályozhatjuk, mely a kritériumrendszeren keresztül pártatlan véleményt biztosít a vizsgálónak. Lényeges kérdés a restaurációk ellenőrző vizsgálata során a vizsgálók kalibrációja, azaz az értékelési szempontok egységes értelmezésének megteremtése. Az értékelésnek objektívnek kell lenni, ezért a kidolgozott rendszerek pontos leírást adnak a vizsgált szempont körültekintő megítéléséhez. A leggyakrabban vizsgált szempontok a szekunder káriesz jelenléte, a tömés, illetve a fog törése, az anatómiai forma (mely többnyire magába foglalja a kontaktpontok megítélését), széli elszíneződés, marginális

integritás, színbeli eltérés és a felszíni simaság. Az I. táblázat a USPHS kritériumrendszer értékelő szempontjait szemlélteti.

| Kód                            | Vizsgálat szempontjai   | Vizsgálati módszer       |
|--------------------------------|---|--------------------------|
| <b>Színbeli eltérés</b>        |   |                          |
| A                              | A restauráció színe, transzparenciája a szomszédos fogakéval megegyező.   | inspekció                |
| B                              | A szín és transzparencia a szomszédos fogakétól eltér, de a normál határon belül van, elfogadható.  | inspekció                |
| C                              | A restauráció színe és transzparenciája a szomszédos fogakétól nagymértékben eltér, a normál határon kívül esik.                              | inspekció                |
| <b>Marginális elszíneződés</b> |   |                          |
| A                              | Nincs látható széli elszíneződés, mely különbözne a fog, ill. a restauráció színétől.   | inspekció                |
| B                              | A foganyag és a restauráció találkozásánál enyhe elszíneződés látható, de ez nem penetrál a pulpa irányába.                                   | inspekció                |
| C                              | Az elszíneződés pulpális irányba penetrál.  | inspekció                |
| <b>Secunder caries</b>         |   |                          |
| A                              | Nincs látható secunder caries.  | Inspekció +<br>szondázás |
| B                              | Secunder caries látható ( de nem feltétlenül a restauráció széle mentén).   | Inspekció +<br>szondázás |
| <b>Anatómiai forma</b>         |   |                          |
| A                              | A restauráció a fog anatómiai formáját követi, esetleg enyhén alul- vagy túlkontúrozott.  | Inspekció +<br>szondázás |
| B                              | A restauráció alul- vagy túlkontúrozott, ill. a restauráció a kopás következtében occlusalisan konkáv.  | inspekció +<br>szondázás |
| C                              | A restauráció nem követi a fog anatómiai formáját, nagymértékben alul- vagy túlkontúrozott, ill. a kopás következtében a dentin exponálódott. | inspekció +<br>szondázás |
| <b>Marginális integritás</b>   |   |                          |

|                         |   |                        |   |
|-------------------------|---|------------------------|---|
| A                       | A restaurációtól a fog felé húzva a szondát, nem akad. Rés nem látható. | inspekció<br>szondázás | + |
| B                       | A szonda akad, résképződés látható. A restauráció nem mozgatható.       | inspekció<br>szondázás | + |
| C                       | A szonda egészen a zománc- dentin határig bevezethető.                  | inspekció<br>szondázás | + |
| <b>Felszíni simaság</b> |   |                        |   |
| A                       | A restauráció felszíne sima, akár a polírozott zománcé                  | szondázás              |   |
| B                       | A felszín érdes akár egy Arkansas kő                                    | szondázás              |   |
| C                       | A felszín olyannyira érdes, hogy a szonda elakad.                       | szondázás              |   |
| <b>Törés</b>            |   |                        |   |
| A                       | A restauráció intakt  | inspekció<br>szondázás | + |
| B                       | A restaurációból kisebb darabok hiányoznak                              | inspekció<br>szondázás | + |
| C                       | A restauráció teljesen hiányzik   | inspekció<br>szondázás | + |

### I. Táblázat: A USPHS kritériumrendszer értékelő szempontjai

Egyes értékelő rendszerek figyelembe veszik a tömés körüli gingiva állapotát és a posztoperatív érzékenység jelenlétét [36].

Fontos tényező lehet a sikeresség megítélésében, hogy szükség volt-e endodonciai kezelésre a tömés elkészültét követő rövidebb, hosszabb időszakban, bár ennek okát nem feltétlenül a tömés minőségében kell keresnünk. Továbbá jelentősége lehet a tömés megítélésében a páciens elégedettségének is. Tehát szükség van a minőségi kritériumrendszer kiegészítésére, mely magába foglalja a restauráció vizsgálata mellett a páciens elégedettségi mutatóját, a posztoperatív érzékenység jelenlétét illetve mértékét (ha az adott vizsgáló rendszer ezt nem tartalmazza), valamint az esetleges vitalitásvesztést. Ezen szempontok – a vitalitásvesztés kivételével – a páciens szubjektív érzéseire hagyatkoznak, s mint olyan, nehéz a kalibrálása. Ezért nem célszerű a minőségi kritériumrendszer módosításaként felvetni, hanem járulékos adatként szükséges kezelni [131].

## II. Célkitűzések

### II.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek mennyiségének meghatározása

A kompozit tömések élettartamát és biokompatibilitását – számos egyéb tényező mellett -nagymértékben befolyásolja az anyag polimerizációjának mértéke. Inadekvát átalakulás esetén romlanak az anyag mechanikai tulajdonságai, a tömés elszíneződésre nagyobb hajlamot mutat, valamint a visszamaradt monomerek a tömésből felszabadulva lokális irritációt, allergiás reakciót okozhatnak és egyéb toxikus hatást fejthetnek ki. A polimerizáció mértékének és a felszabaduló monomerek mennyiségének elsődleges faktorai a megvilágítás minősége (közvetített energia) és az anyag rétegvastagsága.

Ezen faktorok közvetlen hatása az átalakulás mértékére azonban még nem teljesen tisztázott, pedig felderítésükkel olyan protokollokat lehetne kifejleszteni, melyek segítenék az átalakulás mértékének fokozását és csökkentenék a toxikus monomerek felszabadulását.

***In vitro* vizsgálatunk célja az volt, hogy meghatározzuk a konverziós ráta és a felszabaduló monomerek mennyisége közötti direkt összefüggést reverz fázisú HPLC és mikro-Raman spektroszkópia segítségével. Vizsgáltuk a megvilágításhoz használt lámpa energiája és a polimerizáció foka/monomer kioldódás mértéke közötti relációt, valamint az anyag rétegvastagságának hatását ugyanezekre a változókra.**

### II.2. II. osztályú kompozit tömések rövidtávú retrospektív vizsgálata

Számos fogorvosi rendelőben mind front régióban, mind premoláris, moláris területen kizárólagos direkt tömőanyagként a kompozitot alkalmazzák. Nagyszámú *in vitro* vizsgálatot tesztelik a kompozit tömőanyagok tulajdonságait, viselkedését. Azonban az *in vitro* vizsgálatok – bármilyen jól kivitelezettek is – az *in vivo* körülményeket nem tudják maradéktalanul szimulálni. A kompozit tömések viselésének valós következményeit, élettartamát csakis *in vivo* vizsgálat demonstrálhatja. A

nemzetközi irodalomban megjelent vizsgálatok elsősorban prospektív vizsgálatok, melyek eredményei szerint a kompozitok rutinszerű alkalmazása – megfelelő indikációval – a moláris régióban helytálló. Ugyanakkor, retrospektív vizsgálatra kevés példát találunk, pedig ennek jelentősége abban rejlik, hogy a kompozit tömések hosszútávon felmerülő problémáira derülhet fény.

Retrospektív tanulmányunkban 5 éves, II. osztályú kompozit töméseket ellenőriztünk a USPHS kritériumrendszer segítségével. **Célunk volt felderíteni a kompozit töméseknél 5 év után jelentkező leggyakoribb hibákat, ezek összefüggéseit a restauráció méretével, valamint felmértük és összehasonlítottuk a moláris és premoláris régióban jelentkező problémák gyakoriságát.**

### **II.3. II. osztályú kompozit tömések hosszútávú retrospektív vizsgálata**

10 éves retrospektív vizsgálatunkban négy mikrohibrid kompozitból készült II. osztályú tömések minőségét ellenőriztük a USPHS minőségi kritériumrendszer segítségével. **A leggyakoribb hibák felderítése mellett vizsgáltuk az összefüggést a hibák gyakorisága és a kompozit típusa, a restauráció mérete, valamint lokalizációja alapján.** A négy mikrohibrid kompozit, bár egyazon anyagcsoportba tartozik, mégis enyhén eltérő mátrix rendszerrel és töltelék részecske típusal rendelkezik. **Fő célkitűzésünk az volt, hogy az azonos anyagtani csoportba tartozó, de enyhe eltéréseket mutató kompozitból készült restaurációk hosszú távon mutatnak-e viselésbeli különbségeket.**

### **III. Beteg illetve anyag és módszer**

#### **III.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek mennyiségének meghatározása HPLC-vel és mikro- Raman spektroszkóppal**

##### **III.1.1. Felhasznált anyagok**

A HPLC kromatogram csúcsainak azonosítására Bis-GMA (Bisphenol A diglycidil ether dimethacrylate), UDMA (Urethane-dimethacrylate) és TEGDMA (Triethylene glycol dimethacrylate) (Aldrich, Steinheim, Németország) standard monomereket használtunk. BisGMA/UDMA/BisEMA(6)/TEGDMA-alapú Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA, A2 árnyalat) szubmikron hibrid kompozitot használtunk a vizsgálat mintáinak elkészítésére. A továbbiakban részletezett mintakészítés után a kompozit darabokat 75 % etanol/víz oldatban tároltuk (Spektrum-3D, Debrecen, Magyarország). A HPLC szeparálás mobil fázisaként acetonitrilt (ACN) (VWR International, Leuven, Belgium) használtunk.

##### **III.1.2. Kompozit minták előkészítése az expozíciós idő hatásának vizsgálatához**

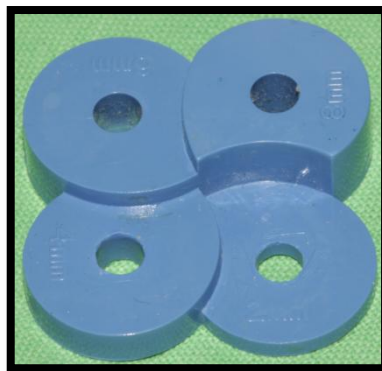
A kompozit tömőanyagot 2 üveglap segítségével 2 mm átmérőjű és 2 mm magas sablonba (14. ábra) tömörítettük (n = 20), majd a kompozit tetejét és alját is poliészter (Mylar) csíkkal fedtük az oxigén inhibíció elkerülése végett. A mintákat LED polimerizációs lámpával (LED.C, Guilin Woodpecker, China) világítottuk meg 20 s (n = 15) illetve 40 s (n = 5) expozíciós idővel. A gyártó megvilágítási időre vonatkozó általános javaslata 20 s, 2,5 mm tömőanyag rétegvastagság esetén, bármely árnyalatra vonatkoztatva. A lámpa intenzitását radiométerrel (SDS, Kerr, Danbury, CT, USA) ellenőriztük a megvilágítás előtt és után. A lámpa 10 mm átmérőjű csőrét közvetlen a minta fölé pozicionáltuk, törekedve arra, hogy a csőrvég párhuzamos legyen a minta felszínével. A besugárzás után a poliészter csíkokat eltávolítottuk. A 20 s-ig világított csoportból 5 mintát tovább polimerizáltunk egy xenon polimerizációs kályhában (Dentacolor XS, Heraeus Kulzer GMBH, Germany) 90 s-ig, további 5 mintát 180 s-ig (II. táblázat).



| Paraméterek           | polimerizációs lámpa                        | fénypolimerizációs készülék                   |
|-----------------------|---|---|
| hullámhossz tartomány | 420-480nm                                   | 320-520nm                                     |
| megvilágítás ideje    | 20 s vagy 40 s                              | 90 s vagy 180 s                               |
| teljesítmény          | 1000 mW/cm <sup>2</sup>                     | 250 mW/cm <sup>2</sup>                        |
| végzett munka         | 20 J/cm <sup>2</sup> , 40 J/cm <sup>2</sup> | 22,5 J/cm <sup>2</sup> , 45 J/cm <sup>2</sup> |
| polimerizáció módja   | folyamatos                                  | folyamatos                                    |
| fényforrás típusa     | LED lámpa                                   | Xenon lámpa                                   |

## II. Táblázat: LED.C Woodpecker polimerizációs lámpa és Dentacolor XS fénypolimerizációs készülék adatai

Közvetlen a polimerizáció után a mintákat mikro-Raman spektroszkópos vizsgálatnak vetettük alá, majd 72 órán át 75 % etanol/víz oldatban tároltuk szobahőmérsékleten, teljes sötétségben. 72 óra múlva a kompozit mintákat eltávolítottuk és a reagálatlan monomereket tartalmazó oldatot reverz fázisú HPLC analízisnek vetettük alá (RP-HPLC).



14. ábra: A mintakészítéshez használt sablon [saját képanyag]

### III.1.3. Kompozit minták előkészítése a rétegvastagság hatásának vizsgálatához

A Filtek Z250 mikrohibrid kompozitot 4 mm magas cilindrikus sablonba töltöttük (14. ábra). A kompozit tetejét és alját poliészter csíkkal fedtük és üveglappal

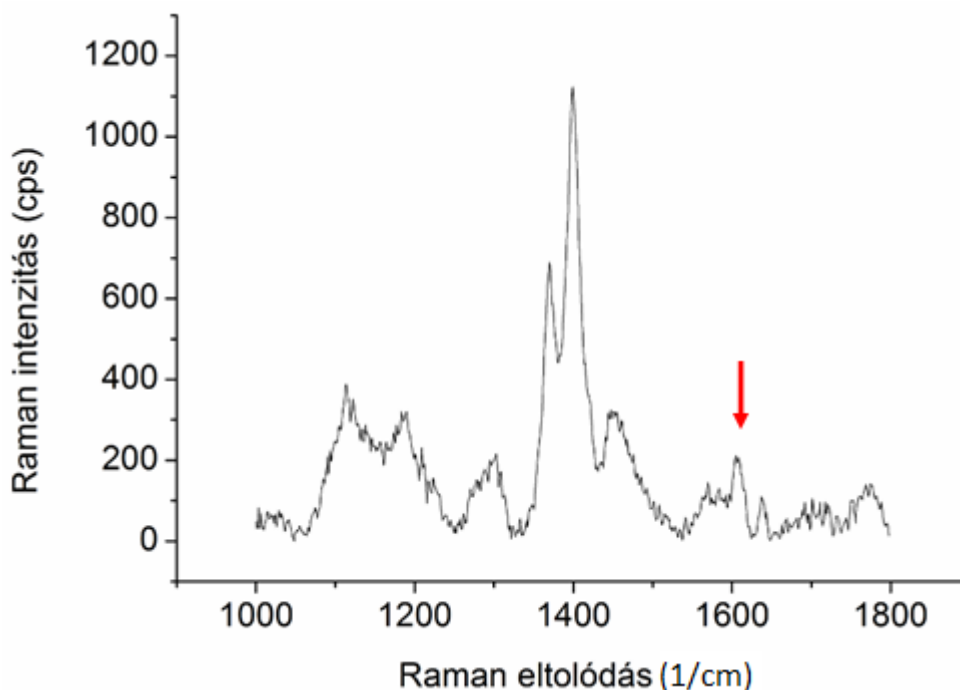
kompresszáltuk. A fotoaktivációhoz LED polimerizációs lámpát használtunk 20 s-os megvilágítási idővel. A polimerizáció után a kompozithengert vízhűtéses gyémánt korong forgóműszerrel milliméterenként keresztbe vágtuk. A négy részre vágott minták 1-4 mm-ig a kompozit adott rétegvastagságait reprezentálják a minta tetejétől az aljáig. A szekcionálás után a mintákat a III.1.2. alfejezetben ismertetett módon analizáltuk.

### III.1.4. Mikro-Raman spektroszkópiai mérések

A polimerizált mintákat Labram HR 800 konfokális Raman spektrométerrel (HORIBA Jobin Yvon S.A.S., Longjumeau Cedex, Franciaország) analizáltuk. A mikro-Raman mérésekhez a következő paramétereket állítottuk be: 632,817 nm hullámhosszúságú, 20 mW He-Ne lézer, térbeli felbontás ~1,5 µm, spektrális felbontás ~2,5 1/cm, nagyítás 100 x (Olympus UK Ltd., London, UK). Minden mérést az egyes minták három tetszőlegesen kiválasztott pontjában végeztünk, 10 s felvételi időt és 10 darab akkumulált felvétel számot választottunk. Referenciaként a polimerizálatlan kompozit Raman spektrumát használtuk. A spektrumok felvétele minden esetben az adott minta felületére fókuszálva történt, az előkísérletek eredményei és a rendelkezésre álló irodalmi adatok alapján a számunkra fontos 1300-1800 1/cm-es tartományon. Amennyiben a tartományt kiszélesítjük, és egy élesebb csúcsra fókuszálunk, előfordulhat, hogy a számunkra fontos információt hordozó sávokat nem látjuk kellő intenzitással (15. ábra). A spektrumok további feldolgozásához LabSpec 4.18 softwaret (HORIBA Jobin Yvon Ltd., Stanmore, Moddlessex, UK) alkalmaztunk, valamint a sávok pontos illesztését a Levenberg-Marquardt módszer segítségével végeztük. A monomerek kettős kötéseinek és a polimerek kovalens kötéseinek arányát a következő egyenlettel számoltuk ki, mely így megadta a polimerizáció százalékos értékét:

$$DC \% = (1 - (R_{polimerizált} / R_{polimerizálatlan})) \times 100$$

ahol R a 1639 1/cm és 1609 1/cm intenzitások aránya, mely az alifás, aromás (nem konjugált és konjugált) C-C kötések arányát jelzi a polimerizált és polimerizálatlan kompozitban.



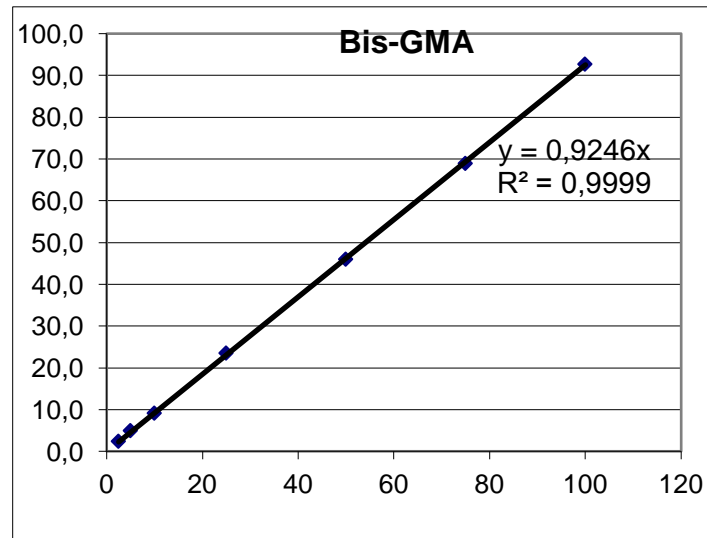
**15. ábra: Széles tartományban mért Raman spektrumok esetén a kompozit kötéseire jellemző csúcsok intenzitása gyenge**

### III.1.5. RP-HPLC mérések

Az RP-HPLC készülék egy Dionex P680 grádiens pumpából, Rheodyne 8125 injekciós szelepből és Dionex UVD 170U UV-Vis detektorból áll (Germering, Németország). Az adatgyűjtést a Chromeleon software 6.60 SP3 Build 1485 verziója segítségével végeztük. Az elválasztás Kovasil (szemcseméret: 6  $\mu\text{m}$ , pórus méret: 11 nm, Zeochem, Uetikon, Svájc) ODS ( $\text{C}_{18}$ ) oszlopon grádiens elúcióval történt. Az "A" eluens 40 v/v % acetonitrilt (ACN), míg a "B" eluens 95 v/v % ACN-t tartalmazott. A grádiens kialakulásához 30 percre volt szükség, miközben a "B" eluens tartalma 20-ról 100 %-ra emelkedett. A „flow rate” 1,2 ml/min. A szeparációt regenerációs fázis követte. 30-31 perc elteltével a "B" eluens tartalma 100 %-ról 20 %-ra csökkent, majd 31-46 perc elteltével a rendszer át lett mosva 100 % "A" eluenssel.

A kromatogramok monitorozását elvégeztük 205 nm, 215 nm, 227 nm, és 254 nm hullámhosszúságon, melyek közül a 205 nm-t találtuk a legoptimálisabb paraméternek, ezért az analízishez szükséges adatokat ezen a hullámhosszon gyűjtöttük.

A BisGMA, UDMA és TEGDMA reziduális monomerek mennyiségét kalibrációs görbe ( $R^2 \approx 0,998$ ) segítségével számoltuk ki (16. ábra). Az adott retenciós időnél kapott csúcs alatti területek nagysága a szeparált monomer mennyiségére utal. A retenciós időket standard monomerek felhasználásával határoztuk meg. A Bis-GMA retenciós ideje 7,59 percnél, az UDMA monomeré 11,34 percnél, míg a TEGDMA retenciós ideje pedig 13,50 percnél található. Az összes mérést szobahőmérsékleten végeztük.



16. ábra: A Bis-GMA kalibrációs görbéje

### III.1.6. Statisztikai analízis

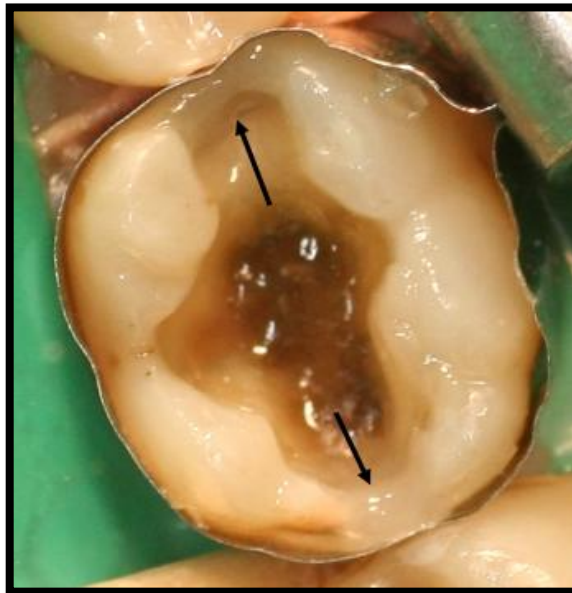
A statisztikai analízist SPSS (Statistical Package for Social Science, SPSS Inc., Chicago, USA) software segítségével végeztük el. A konverziós ráta értékei és a kioldódott monomerek mennyisége közötti különbséget Tukey's és Dunnett's T3 próbával kiegészített ANOVA-teszttel néztük. A szignifikancia szintet 5%-ban ( $p < 0,05$ ) határoztuk meg.

## **III.2. 5 éves direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján**

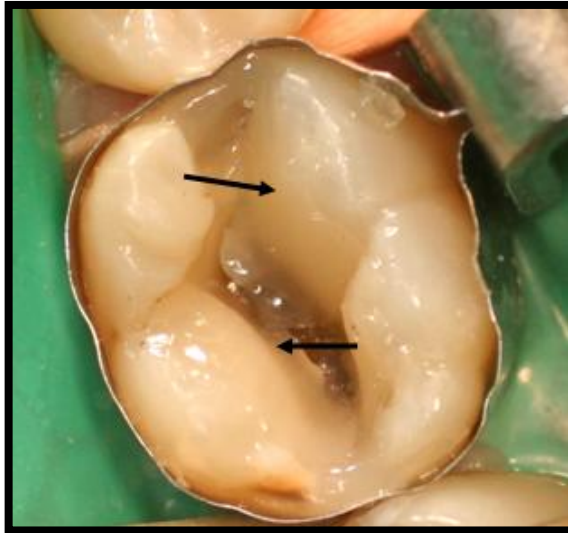
### **III.2.1. Adatgyűjtés**

Az adatgyűjtést és az ellenőrző vizsgálatokat a páciensek írásban rögzített egyetértésével, a PTE-OEKK Regionális Kutatás-Etikai Bizottsága engedélyével (3410.1./2009.) végeztük.

A PTE ÁOK Fogászati és Szájsebészeti Klinikán végzett retrospektív vizsgálatunkban 85 páciens (52 nő, 33 férfi) vett részt. 65 premoláris és 175 moláris fogba helyezett - összesen 240 – mezio-okkluzális (MO), okkluzo-disztális (OD) és mezio-okkluzo-disztális (MOD) restaurációt ellenőriztünk. A tömések 2004 áprilisa és 2005 májusa között készültek (szerző által). Páciensenként 1-4 restauráció (1 tömés n=22, 2 tömés n=6, 3 tömés n=22, 4 tömés n=35) készült, Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) hibrid kompozit tömőanyagból, csücsök-felépítő rétegzéses technikával (17-18. ábrák).



**17. ábra: Bal alsó első nagyőrlő fog mezio-okkluzo-disztális tömésének készítése rétegzéses technikával. A fekete nyilak a tömés készítés első lépését, azaz az approximális falak felépítését mutatják [saját képanyag]**



**18. ábra: Ék alakú rétegekből csücskönként történik a felépítés (Bal alsó első nagyőrlő fog, mezio-okkluzo-disztális tömés) [saját képanyag]**

### **III.2.2. A tömések értékelése**

Az 5 éves töméseket az USPHS által kiadott minőségi kritériumok alapján értékeltük (I. táblázat). Vizsgáltuk a színbeli eltérést, marginális elszíneződést, szekunder kariesz jelenlétét, anatómiai formát, marginális integritást, felszíni simaságot és a restaurációk intaktságát (19. ábra).



**19. ábra: Bal alsó első nagyőrlő fog okkluzo-disztális kompozit tömésének állapota 5 év elteltével. Enyhe színbeli eltérés látható (B kód) [saját képanyag]**

### **III.2.3. Statisztikai analízis**

A statisztikai analízishez az SPSS 17.0 programot (SPSS, Chicago, IL, USA) használtuk. A változók közötti összefüggéseket kétváltozós modellünkben Pearson Chi-négyzet és Fisher's Exact tesztek segítségével vizsgáltuk. A szignifikancia szintet 5%-ban ( $p < 0,05$ ) határoztuk meg.

## **III.3. II. osztályú kompozit tömések 10 éves retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján**

### **III.3.1. A páciensek kiválasztása**

A retrospektív vizsgálathoz 2001. január és 2003. december között a PTE Fogászati Klinikán restoratív ellátásban részesült 225 felnőtt pácienszt választottunk ki előzetesen meghatározott kritériumok szerint, melyek a következők voltak: jó szájhigiéne, egészséges pulpa és parodontális szövetek, a páciens ne legyen allergiás a fogászati kompozitokra, a tömésterápia során az izolálás kivitelezhető legyen. Továbbá a vizsgálathoz szelektált páciensek teljes fogazattal, normál okklúzióval rendelkezzenek és éves rendszerességgel 9-11 éven keresztül felülvizsgálatra járjanak, más fogorvos látogatása nélkül. A kompozit tömések készítésének oka a primer szuvasodás volt és a páciens igénye esztétikus restaurációra. A kompozit tömés készítésének további feltételei a következők: a kavitás oro-vesztibuláris átmérője ne haladja meg az oro-vesztibuláris csücsök csücsök távolság  $2/3$ -át, az üreg széleit mindenhol zománc határolja, ne legyen hiányzó csücsök. A páciensek 1-4 kompozit tömést kaptak maradó premoláris vagy moláris fogakba. A restaurációk anyagaként négy mikrohibrid kompozitot használtunk enyhén eltérő anyagfajta tulajdonságokkal. A III. táblázat az anyagok néhány fontos információját tartalmazza.

### III. Táblázat - A vizsgálatban használt mikrohibrid kompozitok adatai

| Név                       | Gyártó                         | Rezin mátrix                      | Töltőanyag  | Átl. átmérő (µm) | Térfogat % | n (%)       |
|---------------------------|--------------------------------|-----------------------------------|---|------------------|------------|-------------|
| Filtek Z250               | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA     | Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA    | cirkónium-szilikát  | 0,6              | 60         | 305 (43,9%) |
| Herculite XR              | Kerr, Orange, CA, USA          | Bis-GMA, TEGDMA                   | bárium-üveg, szilikát-dioxid                                  | 0,6              | 59         | 296 (42,6%) |
| Gradia Direct (Posterior) | GC America Inc, Alsip, IL, USA | UDMA, dimethacrylate co-monomerek | fluoro-alumino-szilikát üveg, prepolimerizált szilikát-dioxid | 0,85             | 65         | 33 (4,7%)   |
| Renew                     | Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA | Bis-GMA, TEGDMA, BPDMA            | szilikát-dioxid, alumínium-oxid, bárium-oxid                  | 0,7              | 58         | 61 (8,8%)   |

A pácienseket telefonon, vagy levélben értesítettük a vizsgálatról, illetve annak időpontjáról. A vizsgálatot a PTE Regionális Kutatási Etikai Bizottságának engedélyével végeztük (3410.1./2009). A páciensek írásos beleegyező nyilatkozatban járultak hozzá a vizsgálathoz. A szükséges klinikai vizsgálatokat 2 orvos végezte. A páciensek 701 II. osztályú tömését ellenőriztük. A páciens csoport 86 férfiből és 139 nőből állt. Életkoruk 21-55 évig terjedt. A tömésekre vonatkozó adatokat a IV. táblázat tartalmazza.

### IV. Táblázat - A restaurációk megoszlása anyagok, fogtípus és tömésfelszínek száma szerint

|               |            | Filtek Z250 | Herculite XR | Gradia Direct | Renew     | Összes     |
|---------------|------------|-------------|--------------|---------------|-----------|------------|
| Moláris       | 2 felszínű | 118         | 88           | 10            | 16        | 232        |
|               | 3 felszínű | 76          | 18           | 5             | 11        | 110        |
| Premoláris    | 2 felszínű | 76          | 141          | 14            | 27        | 258        |
|               | 3 felszínű | 35          | 50           | 6             | 10        | 101        |
| <b>Összes</b> |            | <b>305</b>  | <b>297</b>   | <b>35</b>     | <b>64</b> | <b>701</b> |



### III.3.2. Töméskészítés (20-35. ábra)

A kompozit töméseket egy orvos készítette (szerző) 2001 és 2003 között. A beavatkozásokat – amennyiben szükséges volt – helyi érzéstelenítésben végeztük. A szuvasodást folyamatos vízhűtés mellett távolítottuk el. Színválasztás után a fogat gondosan izoláltuk vattarollni és elszívás segítségével. Minden töméshez vékony fémmatricát (Hawe Neos, Bioggio, Switzerland) helyeztünk fel, majd faékkal (Hawe Neos, Bioggio, Switzerland) óvatosan kiékeljük. Kálcium-hidroxid cementet (Dycal, DeTrey Dentsply, Konstanz, Germany) használtunk a pulpa-dentin komplex védelmére, amennyiben a kavitás alja megközelítette a pulpát. A kálcium-hidroxid cementet vékony réteg üveg-ionomer cementtel (Ketac-Fil, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) fedtük. Az alábélelő cement megkeményedése után az üreget 37,5 %-os foszfor-savval (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) kondicionáltuk a “total-etch” technikának megfelelően. A foszfor-sav zselét először a zománcre applikáltuk 10 s-ig, majd a dentinre is felvittük és további 10 s-ot vártunk, majd 20 s-ig mostuk. A mosást óvatos szárítás követte a “wet-bonding” technikának megfelelően. Ezután egy-lépéses “etch-and-rinse”, azaz 5. generációs zománc-dentin adhezív anyagot (Adper Single Bond, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) vittünk fel az üreg falaira gondos bedörzsöléssel, majd a ragasztót 10 s-ig szárítottuk az oldószer elpárologtatása és az anyag egyenletes eloszlása céljából. A ragasztót quartz-tungsten-halogén polimerizációs lámpával (intenzitás:  $470 \text{ mW/cm}^2$ ) (Cromalux 75, Mega-Physik, Berlin, Germany) világítottuk meg 20 s-ig. A kompozit tömőanyagot ék alakú rétegzéses technikával helyeztük az üregbe [261]; minden réteget (max. 2 mm) 40 s-ig polimerizáltunk. Az okklúzió/artikuláció ellenőrzése után finíroztuk, políroztuk a töméseket finomszemcsés gyémánt finírozóval (60 és 40  $\mu\text{m}$  szemcseméret), polírozó gumikkal (Shofu Co, Japán), majd az approximális felszíneket alumínium-oxid bevonatú polírozó csíkokkal (Sof-Lex polírozó csíkok, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) mindaddig, míg a tömést klinikailag elfogadhatónak ítéltük meg.



**20. ábra: A jobb felső első és második kisírlő fogak disztális szuvasodásai sötét árnyékként tűnnek át az ép felszíni zománcon [saját képanyag]**



**21. ábra: A jobb felső első és második kisírlő fogak minibox preparálással feltárt disztális szuvasodásai [saját képanyag]**



**22. ábra: A szuvasodástól megtisztított okkluzo-disztális üregek a jobb felső első és második kisőrlő fogakban [saját képanyag]**



**23. ábra: Töméshez előkészített fog kofferdám izolálással és szekcionált matricával [saját képanyag]**



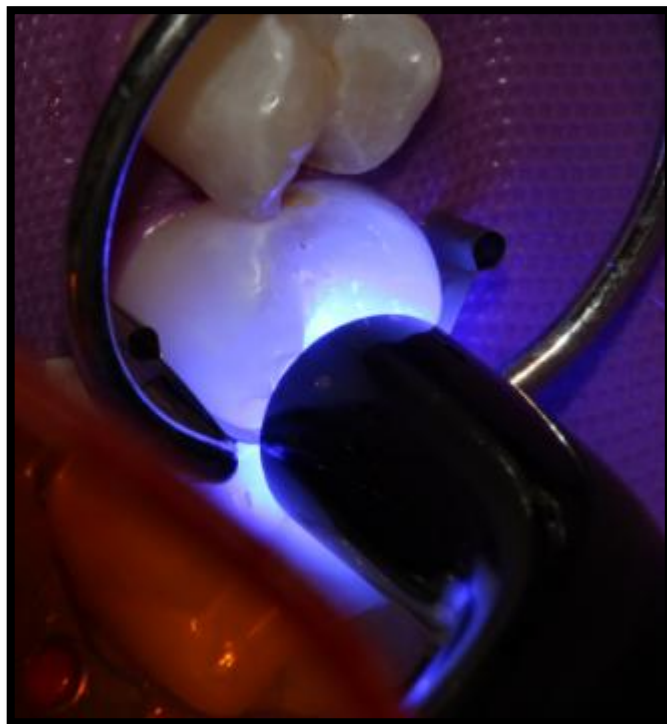
**24. ábra: A fog előkészítése a kompozit ragasztásához (a kavitás kondicionálása 37%-os orto-foszforsavval) [saját képanyag]**



**25. ábra: A kondicionáló vízzel történő lemosása [saját képanyag]**



**26. ábra: A műgyanta bázisú ragasztó felvitele az üreg falaira és széleire [saját képanyag]**



**27. ábra: A ragasztó kék fényel történő polimerizálása [saját képanyag]**



**28. ábra: A kompozit tömőanyag ék alakú rétegenkénti felvitele és polimerizálása  
[saját képanyag]**



**29. ábra: A kompozittal felépített diszto-approximális fal [saját képanyag]**



**30. ábra: A diszto-bukkális falhoz adaptált ék alakú kompozit réteg [saját képanyag]**



**31. ábra: A jobb felső második kisőrlő fogba készült okkluzo-disztális II. osztályú kompozit tömés finírozás, polírozás előtt [saját képanyag]**



**32. ábra: A felesleges kompozit anyag eltávolítása és a tömés anatómikus formájának kialakítása tűhegyes piros gyémánttal történik [saját képanyag]**



**33. ábra: A kompozit tömés finírozása fehér Arkansas kővel, majd polírozása gumi-sorozattal, végül alumínium-oxid szemcsés polírozó kefével [saját képanyag]**





**34. ábra: Az approximális tömésfelszín polírozása approximális polírozó csíkkal történik [saját képanyag]**



**35. ábra: Az elkészült okkluzo-disztális II. osztályú kompozit tömések a jobb felső első és második kisőrlő fogakban [saját képanyag]**

### **III.3.3. Értékelés és statisztikai analízis**

A tömések státuszáról elsőként a fogászati dokumentációból tájékozódunk. Amennyiben egy adott tömést javítani, cserélni, vagy a fogat gyökerkezelti kellett, az adatokat, időpontokat rögzítettük és az adott tömést sikertelennek ítéltük. Ha az adott fogon primer karieszt kellett kezelni, mely a vizsgált restaurációtól független volt, az a

tömés szempontjából nem minősült sikertelen esetnek. Majd a töméseket két kalibrált vizsgáló ellenőrizte 2012. október és 2012. december közötti időszakban. Az értékelés a USPHS követelményrendszer követte [201, 202]. A következő szempontokat vizsgáltuk és értékeltük: szekunder kariesz, törés, színbeli eltérés, széli elszíneződés, anatómiai forma, széli zárás, felszíni simaság. A szempontok értékelésénél az alábbi kritériumokat követtük:

*Alfa (A)* – a restauráció hibátlan.

*Bravo (B)* – a restaurációban történt változás klinikailag elfogadható, nincs szükség a tömés cseréjére, esetleg apró javítás megengedett.

*Charlie (C)* – a tömés hibás, a nagyfokú eltérés miatt azt ki kell cserélni, mert az klinikailag elfogadhatatlan.

A felszíneket pusztter segítségével leszárítottuk a vizsgálathoz (kivéve a színbeli eltérés meghatározásához) és a tömést minden oldalról szonda és tükör segítségével megvizsgáltuk, az interproximális felszíneket, kontaktpontokat fogselyemmel és Gottlieb szondával ellenőriztük. Röntgenfelvételt csak abban az esetben készítettünk, ha azt a klinikai vizsgálat alapján indokoltnak véltük (páciens panaszai alapján; széli résképződés alapján, elsősorban gingiválisan; tömés mentén, az ép zománc alatt jelentkező árnyék jelenlétekor; approximális ételbeékelődés esetén; nagyfokú plakkképződés esetén, elsősorban approximálisan) és szükséges volt a klinikai vizsgálat kiegészítésére. Törekedtünk a szükségtelen besugárzás elkerülésére [60].

Az adatgyűjtést és statisztikai vizsgálatot az SPSS 17.0 software-rel (SPSS, Chicago, IL, USA) végeztük. A vizsgált kritériumok előfordulási gyakoriságának és a sikertelenség okainak meghatározására leíró statisztikát alkalmaztunk. A USPHS kritériumokon alapuló kvalitatív analízist végeztünk a 7 szempont összehasonlítására. A vizsgálati szempontok szerinti eltérések összehasonlítására a négy anyag között Fisher's Exact tesztet alkalmaztunk. Továbbá, Pearson Chi-négyzet teszt adaptálásával értékeltük az anyagok, fogtípus és tömésméret hatását a bekövetkező változásokra. A szignifikancia szintet 5 %-ban határoztuk meg. A restaurációk túlélését Kaplan-Meier módszerrel adtuk meg.

## IV. Eredmények

### IV.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek mennyiségének meghatározása

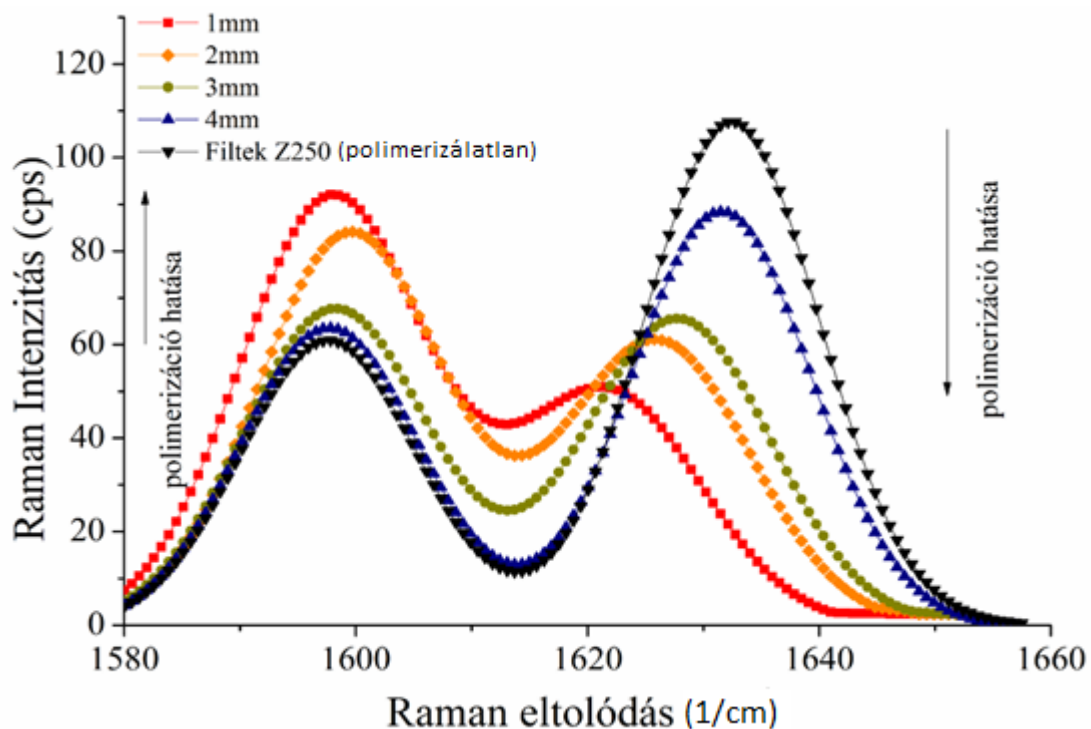
#### IV.1.1. A polimerizáció foka - mikro-Raman spektroszkópia

Az V. táblázatban szereplő adatok a polimerizáció mértékének átlagos értékeit és szórását adják meg a megvilágítási idő függvényében. A 36. ábra a különböző exponálási időkkel megvilágított kompozit mintákból származó mikro-Raman spektrumot mutatja. A polimerizáció hatása nyomon követhető a 1639 1/cm-es Raman csúcs esésén, míg érzékelhető növekedés figyelhető meg a 1609 1/cm-es Raman csúcson. Ezt a spektrumban történő változást az alifás kötések aromássá történő konverziója okozza, mely a polimer struktúra képződésére utal. A megvilágítási idő polimerizációra kifejtett hatását vizsgálva a Raman csúcs intenzitásának növekedése 1609 1/cm-en hirtelen történik, míg a másik csúcs intenzitása lassan csökken. A DC %-ban bekövetkező különbség szignifikáns volt ( $p < 0,05$ ) a 20 s és 40 s expozíciós idők között, azonban a kályhában történő poszt-polimerizálás nem növelte szignifikáns mértékben a DC %-ot.

**V. Táblázat- Polimerizáció foka (DC%) különböző megvilágítási időkkel**

| Expozíciós idő        | Átlag (%)          | Standard deviáció |
|-----------------------|--------------------|-------------------|
| 20s LED               | 46,28 <sup>A</sup> | 3,96              |
| 40s LED               | 53,99 <sup>A</sup> | 3,00              |
| 20s LED + 90s kályha  | 54,87              | 1,88              |
| 20s LED + 180s kályha | 55,3               | 3,95              |

Azonos felső index statisztikailag szignifikáns eltérést jelez a DC%-ban (one-way ANOVA;  $p < 0,05$ )



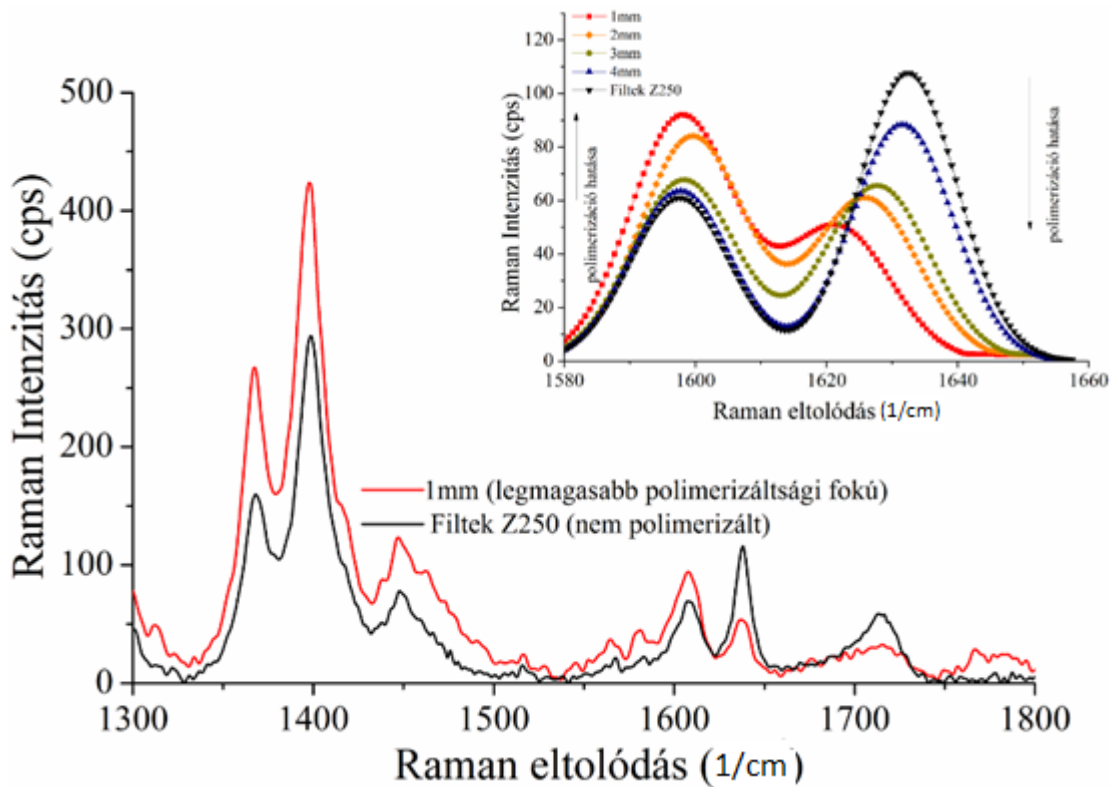
**36. ábra: A Raman spektrumok változásai a különböző megvilágítási idők függvényében**

A VI. táblázat a polimerizáció mértékének átlagos értékeit és szórását mutatja a rétegvastagság függvényében. A 37. ábrán láthatók a kompozit különböző mélységéből származó Raman spektrumok. A Raman csúcsok változása jól nyomon követhető a rétegvastagság növekedése során. A különböző mélységekben mért polimerizáció fokát eltérő színű görbék jelzik (feketétől a pirosig) és a polimerizáció mértékét a feltüntetett nyilak mérete reprezentálja. A DC%-ban statisztikailag szignifikáns ( $p < 0,05$ ) különbségek adódtak mind a négy rétegvastagságban. Minél vastagabb réteget kellett átvilágítani, úgy csökkent a polimerizáció mértéke.

**VI. Táblázat - Polimerizáció foka (DC%) különböző mélységekben**

| Mélység | Átlag (%)            | S.D  |
|---------|----------------------|------|
| 1 mm    | 56,68 <sup>A</sup>   | 2,74 |
| 2 mm    | 50,42 <sup>A,B</sup> | 1,62 |
| 3 mm    | 45,13 <sup>B,C</sup> | 2,17 |
| 4 mm    | 17,78 <sup>C</sup>   | 1,44 |

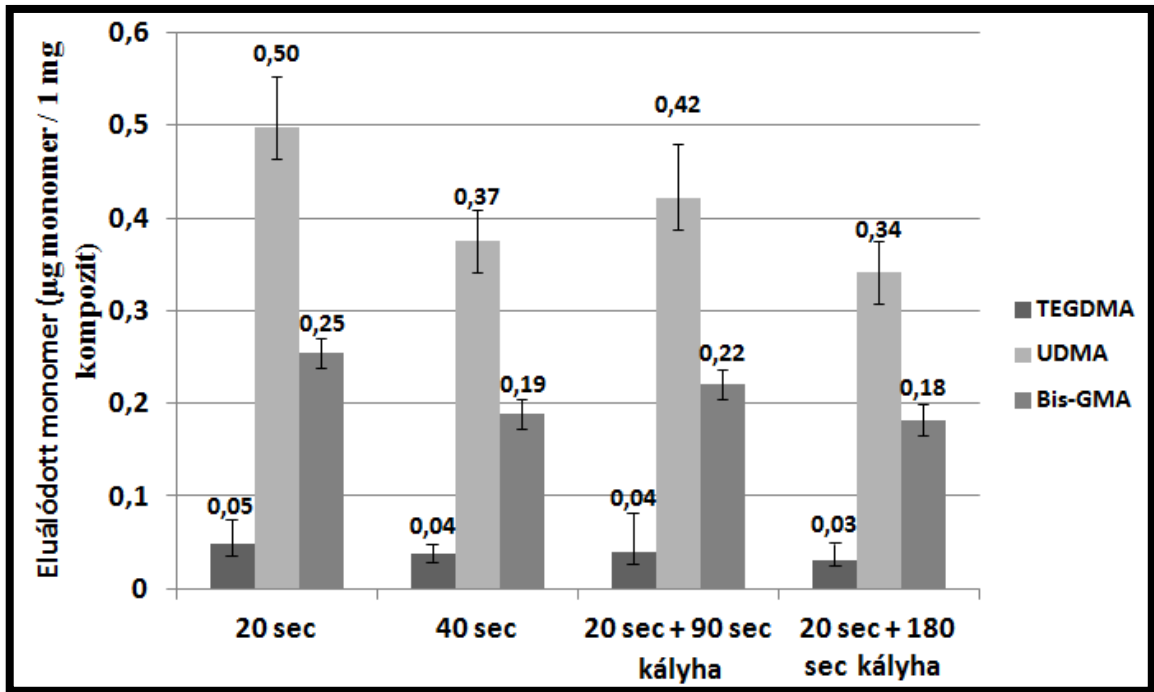
Azonos felső index statisztikailag szignifikáns eltérést jelez a DC%-ban (one-way ANOVA;  $p < 0,05$ )



**37. ábra: A Raman spektrumok változásai a különböző mértékben polimerizálódott mintában a minta tetejétől az aljáig**

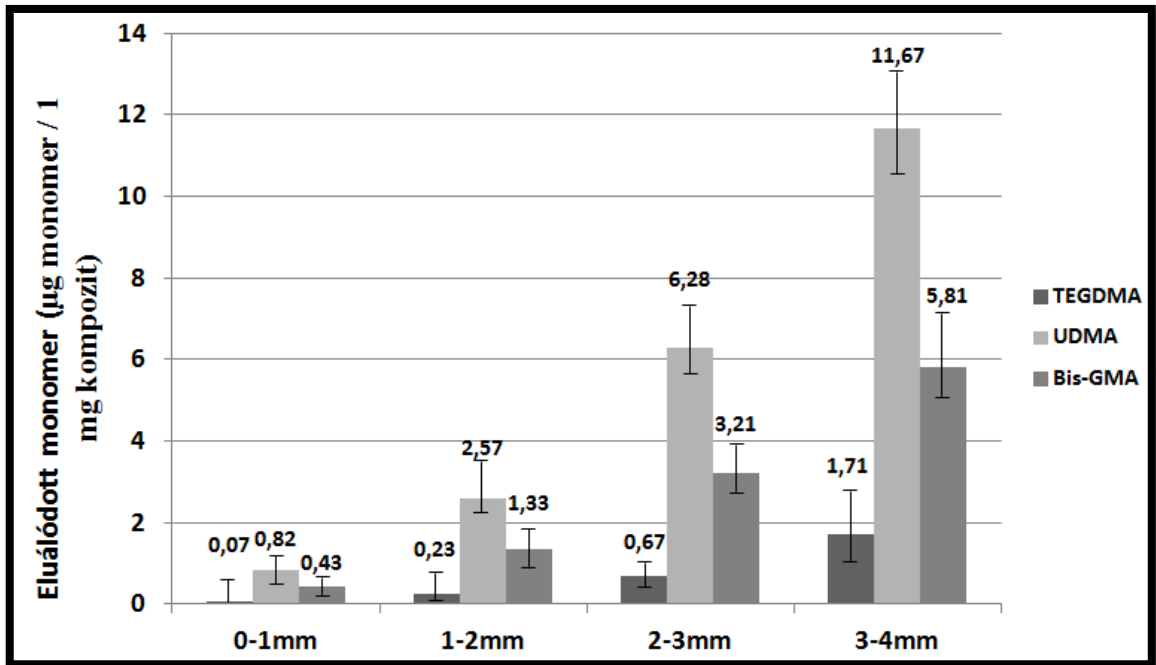
#### IV.1.2. Monomer elúció – RP-HPLC

A 38. ábra mutatja az expozíciós időnek megfelelő Bis-GMA, UDMA és TEGDMA monomer kioldódást a Filtek Z250 kompozit mintákból. Megvilágítási időtől függetlenül az UDMA oldódott ki legnagyobb mennyiségben; kétszer annyi, mint Bis-GMA-ból és tízszer több mint TEGDMA-ból. A 20 s és 40 s expozíciós időket nézve az eluált UDMA és Bis-GMA monomerek mennyiségében szignifikáns eltérés adódott ( $p < 0,05$ ). A megvilágítási idő további emelése nem befolyásolta szignifikánsan a felszabaduló monomerek mennyiségét. Érdekes módon a TEGDMA kioldódására az expozíciós idő nem volt érzékelhető hatással.

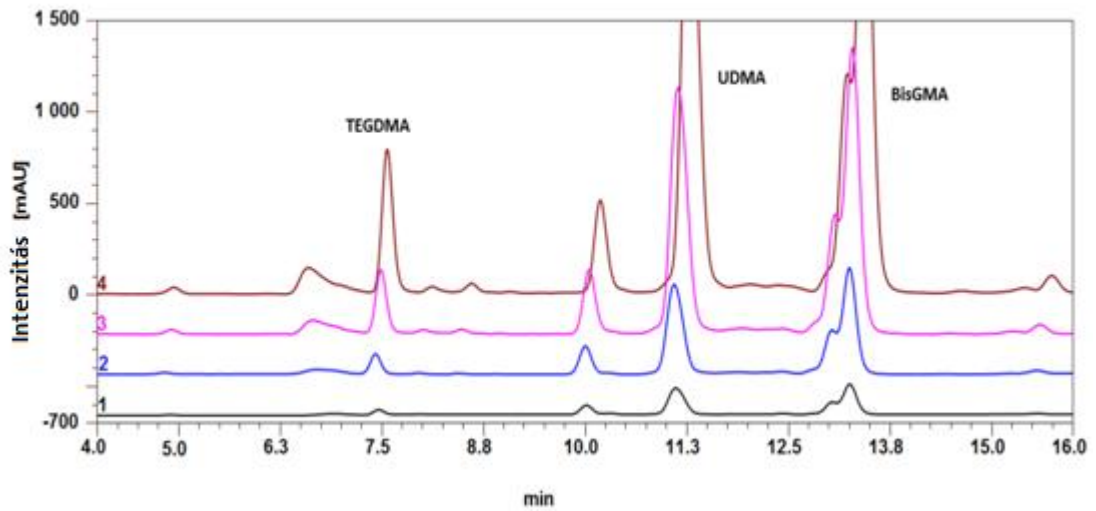


**38. ábra: Az expozíciós időknél megfelelő Bis-GMA, UDMA és TEGDMA monomer kioldódás**

A 39. és 40. ábrákon a különböző rétegvastagságokból kioldódott monomerek mennyisége szerepel oszlopdiagramon illetve kromatogramon feltüntetve. Az oszlopdiagramon érzékelhető, hogy mindegyik rétegvastagság esetén 50 %-kal több UDMA szabadult fel, mint Bis-GMA, míg a TEGDMA elúció minimálisnak mondható. Az egyes rétegvastagságokat vizsgálva mindegyik csoport között szignifikáns eltérés adódott ( $p < 0,05$ ). Minél mélyebben elhelyezkedő réteget vizsgáltunk, annál több monomer oldódott ki. Az egyes rétegvastagságoknál felszabaduló monomer mennyiségek között megközelítőleg kétszeres volt a különbség.



39. ábra: A rétegvastagságoknak megfelelő Bis-GMA, UDMA és TEGDMA monomer kioldódás



40. ábra: A különböző mélységből kioldódó monomerek HPLC kromatogramja. 1 (0-1 mm), 2 (1-2 mm), 3 (2-3 mm), 4 (3-4 mm) kromatogramok az adott rétegvastagságból eluálódott monomereket reprezentálják

## IV.2. II.osztályú kompozit tömések 5 éves retrospektív vizsgálatának eredményei

Az 5 éves retrospektív vizsgálatban 240 darab II. osztályú kompozit tömést (85 páciens) – 65 premoláris (27,0%), 175 moláris (73,0%) – ellenőriztünk. A restaurációk közül 96 darab terjedt ki három fogfelszínre (MOD), míg 144 kétfelszínű (MO, vagy OD) volt.

Valamennyi vizsgált szempontot együttesen figyelembe véve 127 tömés (52,9 %) bizonyult kifogástalannak (41. ábra). 84 (35,0%) restaurációt egyetlen szempontból, 25-öt (10,4 %) két, míg 4 tömést (1,7 %) három szempontból találtunk kifogásolhatónak.



**41. ábra: Kifogástalannak (A kód) ítélt 5 éves mezio-okkluzo-disztális tömések a bal felső kisőrlő fogakban [saját képanyag]**

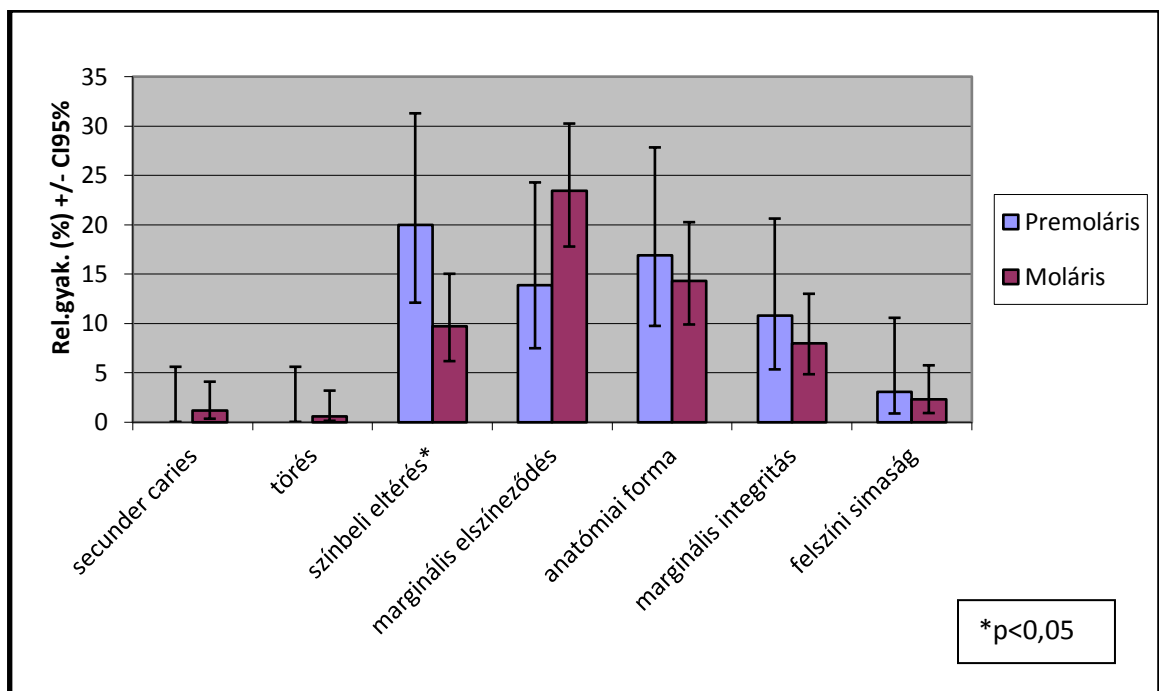
A vizsgált 240 tömésből 3 restauráció (1,3%) bizonyult sikertelennek, mert azok a követelményrendszer alapján „nem elfogadható” kategóriába estek. A sikertelenség oka két esetben (0,8%) **szekunder kariesz**, míg egy tömés esetén (0,4%) **fraktúra** volt.

A tömések **színbeli eltérését** vizsgálva, 210 (87,5%) esetben találtuk a restauráció színét a maradék foganyagéval megegyezőnek („A” kód), míg 30 (12,5%) restauráció színe enyhén eltért a maradék foganyag, illetve a szomszédos fogak színétől („B” kód).



**Marginális elszíneződés** tekintetében, 190 (79,2%) tömés bizonyult kifogástalannak („A” kód), míg 50 (20,8%) tömésnél a foganyag és a restauráció találkozásánál enyhe elszíneződést („B” kód) találtunk. 204 (85,0%) restauráció megfelelően követte a fog **anatómiai kontúrjait**, csak esetenként volt megfigyelhető enyhe alul-kontúrozottság, de ezt a minimális eltérést még „A” kóddal jelölhettük. 36 (15,0%) esetben a restaurációk a kopás következtében mérsékelten, de egyértelműen alul-kontúrozottá váltak, illetve a kontaktpont enyhén megnyílt („B” kód). A tömések **marginális integritását** 219 (91,3%) esetben találtuk sértetlennek („A” kód), 21 (8,8%) restaurációnál viszont szondával történő vizsgálattal enyhe résképződést tapasztaltunk a tömés-fog határánál („B” kód). A restaurációk **felszíni simasága** 234 (97,5%) tömésfelszínnél a polírozott zománcéhoz volt hasonló („A” kód), míg 6 (2,5%) esetben a felszínt enyhén érdesnek találtuk („B” kód).

Vizsgáltuk, hogy a fog típusa (premoláris vagy moláris) szerint van-e különbség a tömések minőségét illetően. A „kifogástalan („A” kód) – nem teljesen kifogástalan („B” kód) összehasonlításban ( $\chi^2$ -teszttel) egyedül a **színbeli eltérésnél** ( $p=0,031$ ) volt statisztikailag kimutatható különbség a moláris és premoláris fogak tömései között (42-43. ábrák).

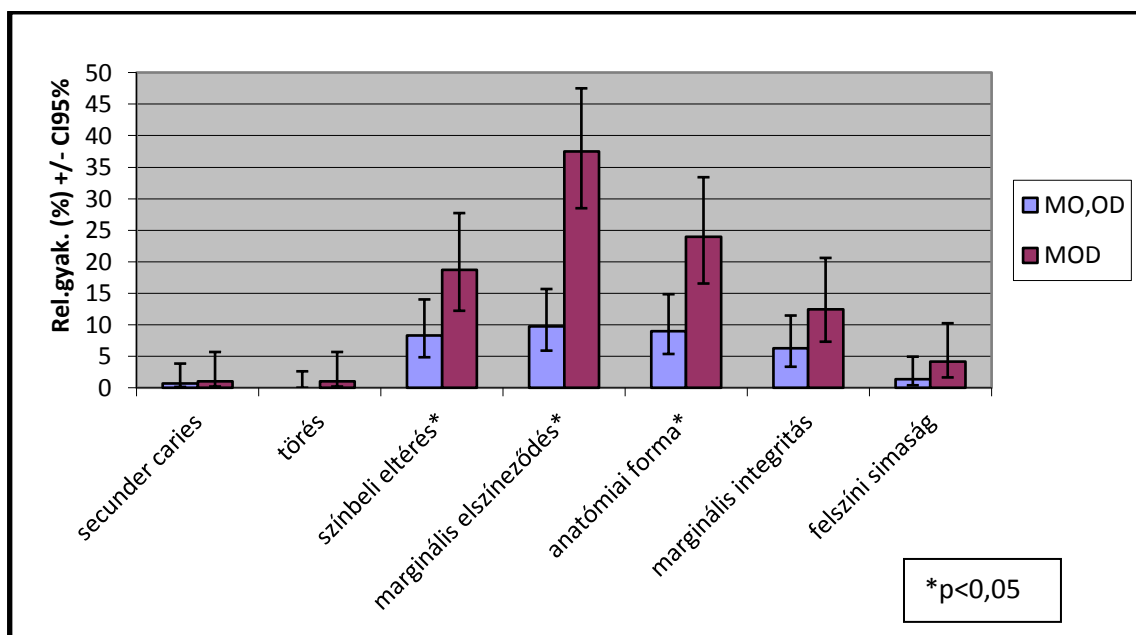


**42. ábra: Az egyes eltérések megoszlása a premoláris és a moláris fogak töméseinél**

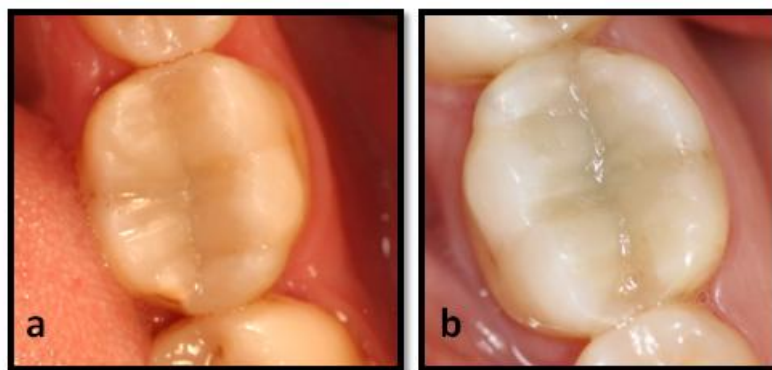


**43. ábra: 5 év elteltével tapasztalható a tömés enyhe színbeli eltérése (B kód) a jobb alsó első nagyőrlő fog okkluzo-disztális tömésénél [saját képanyag]**

A restauráció mérete szerint csoportosítva a töméseket (kétfelszínű MO, OD, vagy háromfelszínű MOD), több szempont esetén szignifikáns eltérést tapasztaltunk. A **színbeli eltérésnél** ( $p=0,015$ ), a **marginális elszíneződésnél** ( $p<0,001$ ) és az **anatómiai formánál** ( $p=0,002$ ) egyaránt a többfelszínű, vagyis az MOD töméseknél találtunk szignifikánsan több „B” kódot (44-45. ábrák).



**44. ábra: Az egyes eltérések megoszlása MO, OD és MOD tömések esetén**



45. ábra: Bal alsó első nagyőrlő fog mezio-okkluzo-disztális kompozit tömése a restauráció elkészültekor (a) és 5 év múlva (b) [saját képanyag]

### IV.3. II. osztályú kompozit tömések 10 éves retrospektív vizsgálatának eredményei

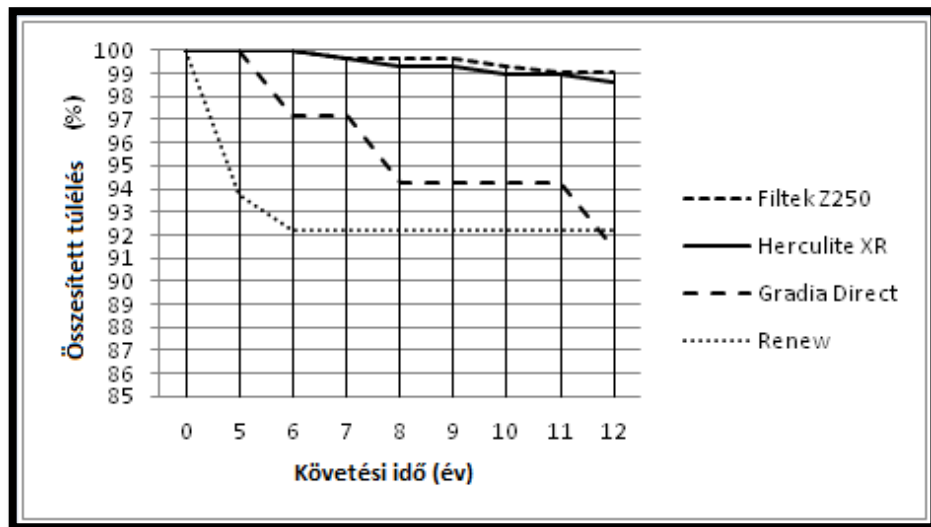
Retrospektív vizsgálatunkban 701 poszterior kompozit tömést értékeltünk. A tömés behelyezésének időpontja és a tömés sikertelenségét okozó meghibásodás időpontját a dokumentáció segítségével rögzítettük. A 701 restaurációból 15-öt (2,1 %) ítéltünk elfogadhatatlannak. A sikertelenség okai között szerepel a szekunder kariesz, fraktúra és az adott fog endodonciai kezelése. A VII. táblázat a 12 év alatt bekövetkezett sikertelenségeket mutatja a négy kompozitra vonatkoztatva.

VII. Táblázat - 12 év alatt bekövetkező sikertelenségek anyagok szerint

| Okok              | Anyagok     |              |               |       | Sikertelenség előfordulása (év) |   |   |   |   |    |    |    | Összes (%) |
|-------------------|-------------|--------------|---------------|-------|---------------------------------|---|---|---|---|----|----|----|------------|
|                   | Filtek Z250 | Herculite XR | Gradia Direct | Renew | 0-5                             | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 |            |
| Tömés törése      | 1           | 0            | 0             | 2     | 1                               | 1 | 1 | 0 | 0 | 0  | 0  | 0  | 3 (0,43%)  |
| Szekunder kariesz | 2           | 3            | 1             | 0     | 0                               | 1 | 2 | 1 | 0 | 1  | 1  | 0  | 6 (0,85%)  |
| Gyökérkezelés     | 0           | 1            | 2             | 3     | 3                               | 0 | 1 | 0 | 0 | 1  | 0  | 1  | 6 (0,85%)  |
| Összes            | 3           | 4            | 3             | 5     | 4                               |   | 2 | 4 | 1 | 0  | 2  | 1  | 15 (2,1%)  |

Minden tömés, mely "C" kódot kapott, sikertelenként lett regisztrálva. Az endodonciai kezelést igénylő esetek sikertelenségnek számítottak, de a USPHS rendszer szerinti

értékelésből kizártuk, mert a kódrendszer nem tartalmazza vizsgálati szempontként. A 46. ábra a négy kompozitból készült tömések 12 éves Kaplan-Meier túlélési görbéjét ábrázolja.



**46. ábra: A négy mikrohibrid kompozitból készült tömések összesített túlélési görbéje**

A 10 éves sikerességi arány 97,86 %. A sikertelenségi arány Filtek Z250 és Herculite XR esetén állandónak bizonyult (0,9 % és 1,36 %) a 10 éves vizsgálati periódusban, míg Renew (7,81 %) és Gradia Direct (8,57 %) esetén ez fokozódott és szignifikáns ( $p < 0,05$ ) eltérést mutatott a Filtek Z250-hez és Herculite XR-hez képest. A tömőanyagok USPHS kritériumok szerinti összehasonlítását a VIII. táblázat tartalmazza. 349 (50,2 %) restauráció bizonyult hibátlanul (A kód), míg 346 (49,8 %) esetben legalább 1 eltérést találtunk (B vagy C kód) (47. ábra). Az eltérések incidenciája (B és C kódok) 60% volt a Filtek Z250-ből készült töméseknél, míg 72% Renew, 81% Herculite XR és 82% Gradia Direct esetén. A B és C kódok számában kapott differencia Filtek Z250 és Herculite XR között ( $p = 0,015$ ) valamint Filtek Z250 és Gradia Direct ( $p = 0,013$ ) között statisztikailag szignifikáns volt a megfigyelési időszakban. A Pearson's Chi-négyzet teszt statisztikailag szignifikánsan több színbeli eltérést mutatott Gradia Direct ( $p = 0,02$ ) esetén és fraktúrát Renew ( $p = 0,005$ ) esetén; azonban meg kell említeni, hogy a 61 Renew töméseknél 2 tömés fraktúrája már szignifikánsnak mutatkozott a Renew alacsonyabb esetszáma miatt. A IX. táblázat a B és C kódok megoszlását mutatja a tömőanyag és a tömés felszínének száma szerint.

**VIII. Táblázat - A tömőanyagok USPHS kritériumok szerinti összehasonlítása**

|                    | Filtek Z250 (n=305) |    |   |             | Herculite XR (n=296) |    |   |             | Gradia Direct (n=33) |   |   |                        | Renew (n=61) |    |   |                       | p-érték* |
|--------------------|---------------------|----|---|-------------|----------------------|----|---|-------------|----------------------|---|---|------------------------|--------------|----|---|-----------------------|----------|
|                    | A                   | B  | C | A/(B+C) (%) | A                    | B  | C | A/(B+C) (%) | A                    | B | C | A/(B+C) (%)            | A            | B  | C | A/(B+C) (%)           |          |
| Szekunder káriesz  | 303                 |    | 2 | 99,4/0,6    | 293                  |    | 3 | 99,0/1,0    | 32                   |   | 1 | 97,0/3,0               | 61           |    | 0 | 100/0                 | 0,462    |
| Törés              | 304                 | 0  | 1 | 99,7/0,3    | 296                  | 0  | 0 | 100/0       | 33                   | 0 | 0 | 100/0                  | 59           | 0  | 2 | 97,0/3,0 <sup>#</sup> | 0,005    |
| Színbeli eltérés   | 272                 | 33 | 0 | 89,2/10,8   | 252                  | 44 | 0 | 85,1/14,9   | 26                   | 7 | 0 | 79,0/21,0 <sup>#</sup> | 49           | 12 | 0 | 80,3/19,7             | 0,020    |
| Széli elszíneződés | 241                 | 64 | 0 | 79,0/21,0   | 216                  | 80 | 0 | 73,0/27,0   | 24                   | 9 | 0 | 73,0/27,0              | 47           | 14 | 0 | 77,0/33,0             | 0,269    |
| Anatómiai forma    | 257                 | 48 | 0 | 84,3/15,7   | 243                  | 53 | 0 | 82,0/18,0   | 28                   | 5 | 0 | 85,0/15,0              | 55           | 6  | 0 | 90,2/9,8              | 0,469    |
| Széli integritás   | 279                 | 26 | 0 | 91,5/8,5    | 252                  | 44 | 0 | 85,1/14,9   | 30                   | 3 | 0 | 91,0/9,0               | 52           | 9  | 0 | 85,2/14,8             | 0,116    |
| Felszíni simaság   | 297                 | 8  | 0 | 97,4/2,6    | 281                  | 15 | 0 | 94,9/5,1    | 31                   | 2 | 0 | 94,0/6,0               | 61           | 0  | 0 | 100/0                 | 0,094    |

"A" - minősítés - Nincs eltérés.

"B" - minősítés– A restauráción látható eltérés klinikailag elfogadható.

"C" - minősítés– Nagy eltérés, a restauráció cseréje szükséges.

\*Pearson's Chi-négyzet és Fisher Exact teszt ( $p < 0,05$ ).

<sup>#</sup> Szignifikánsan eltérő változók.

**IX. Táblázat - A B+C kódok megoszlása anyagok és tömésfelzínek száma szerint**

| Anyag         | Tömésfelzínek száma                 |                                     | B+C összes (%) | p-érték* |
|---------------|-------------------------------------|-------------------------------------|----------------|----------|
|               | B+C kódok 2 felszínű töméseknél (%) | B+C kódok 3 felszínű töméseknél (%) |                |          |
| Filtek Z250   | 31,4                                | 70,3                                | 45,6           | 0,000    |
| Herculite XR  | 53,0                                | 60,6                                | 54,7           | 0,172    |
| Gradia Direct | 45,8                                | 66,7                                | 51,5           | 0,251    |
| Renew         | 42,9                                | 52,6                                | 45,9           | 0,332    |

\*Pearson Chi-négyzet teszt ( $p < 0,05$ )

Filtek Z250 tömőanyagánál szignifikánsan több eltérés adódott az MOD töméseknél ( $p < 0,001$ ). Bár hasonló tendencia figyelhető meg a másik három tömőanyagánál is, ezeknél a különbség nem volt szignifikáns. Továbbá, az MOD tömések között – anyagtól függetlenül - szignifikánsan több B kódot találtunk a széli elszíneződést ( $p = 0,001$ ) és az anatómiai formát ( $p = 0,02$ ) vizsgálva. Az összes vizsgált szempont közül leggyakrabban a széli elszíneződés fordult elő (B kód) ( $p = 0,027$ ) (48. ábra). A fogcsoportokat vizsgálva a moláris fogakba és a premoláris fogakba készült tömések hibái közel hasonló arányúak voltak (X. táblázat).

**X. Táblázat - A B+C kódok megoszlása anyagok és fogtípusok szerint**

| Anyag         | Fogtípus                   |                               | B+C összes (%) | p-érték* |
|---------------|----------------------------|-------------------------------|----------------|----------|
|               | B+C kódok molárisokban (%) | B+C kódok premolárisokban (%) |                |          |
| Filtek Z250   | 47,9                       | 41,4                          | 45,6           | 0,574    |
| Herculite XR  | 54,8                       | 54,7                          | 54,7           | 1,000    |
| Gradia Direct | 61,5                       | 45,0                          | 51,5           | 0,682    |
| Renew         | 52,0                       | 41,7                          | 45,9           | 0,755    |

\*Pearson Chi-négyzet teszt ( $p < 0,05$ )



**47. ábra: A nyilak enyhe marginális résképződésre (B kód) mutatnak egy 12 éves okkluzo-disztális tömésnél (bal alsó első nagyórló fog) [saját képanyag]**



**48. ábra: A nyilak enyhe marginális elszíneződésre (B kód) mutatnak egy 12 éves mezio-okkluzo-disztális tömésnél (bal felső első nagyórló fog) [saját képanyag]**

## V. Megbeszélés

### V.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek mennyiségének, valamint a változók közti összefüggések meghatározása

Vizsgálatunkban Filtek Z250 kompozit mintákból kioldódó monomerek HPLC-val meghatározott mennyiségét hasonlítottuk össze a konverziós rátával, melynek méréséhez mikro-Raman spektroszkópot használtunk. További célunk volt értékelni a kompozittal közölt fényenergia és a rétegvastagság hatásait a monomer kioldódásra és a DC-re. A Filtek Z250 Bis-GMA/UDMA/TEGDMA bázisú kompozit. A Bis-GMA, UDMA és TEGDMA a retenciós idejük alapján kerültek meghatározásra HPLC segítségével, mely a kompozitból kioldódó monomerek minőségi és mennyiségi mérésére egy standard módszer [244].

Az eluálódott monomerek mind az anyag strukturális stabilitására, mind mechanikai tulajdonságaira, mind pedig a biokompatibilitásra hatással vannak. A legfontosabb faktorok, melyek a felszabaduló monomerek mennyiségét meghatározzák az oldószer kémiai természete, a kioldódott komponensek mérete, kémiai tulajdonságai és a polimerizáció mértéke [28, 68].

Eredményeink szerint a detektált UDMA mennyisége számottevően nagyobb volt, mint a reziduális BisGMA és TEGDMA mennyiség. Ennek lehetséges magyarázata a molekulatömegekből adódó különbség (Bis-GMA>UDMA>TEGDMA), valamint az adott monomer teljes mennyisége a kompozitban (Bis-GMA>UDMA>TEGDMA). A Filtek Z250 kompozit tömőanyagban a TEGDMA monomer tartalma minimális, mátrixa többnyire Bis-GMA és UDMA alapú. Tanaka és mtsai [234] kimutatták, hogy a kis molekulású monomerek – mint például a TEGDMA - nagyobb mennyiségben extrahálódnak, mint a nagyobbak, mert fokozottabb mobilitással bírnak. Mivel a Bis-GMA molekulatömege nagyobb, mint az UDMA-é, ezért azonos időintervallumon belül kevesebb oldódik ki. Továbbá, ennek a két monomernek kevesebb kettőskötése van tömegegységként, így nehezen érnek el nagyfokú polimerizációt, több reziduális monomer marad a polimer hálóban.



A visszamaradt monomerek mennyiségének csökkentése érdekében arra kell törekedni, hogy a kompozitokat minél magasabb fokban polimerizáljuk [163]. A polimerizációs lámpa egyes tulajdonságai, mint a lámpa által közölt energia és az emissziós spektruma nagy befolyással vannak a végső DC értékre [188, 198, 199]. Rueggeberg és mtsai [198], valamint Emami és mtsai [57] szerint szoros összefüggés mutatható ki a lámpa által közölt energia és a DC % között. Az energia sűrűség ( $\text{J}/\text{cm}^2$  vagy  $\text{mWs}/\text{cm}^2$ ) a fény intenzitása ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) és a besugárzási idő (s) szorzata. Feltételezik, hogy adott energiával történő polimerizáció azonos konverziós értéket eredményez, függetlenül a besugárzás típusától [57]. Silikas és mtsai [219] vizsgálatukkal bebizonyították, hogy egyazon fényforrást használva a DC % dramatikus csökkenést mutatott, ahogy a besugárzás energiáját csökkentették. Peutzfeldt és mtsai [188] szintén azt feltételezik, hogy minél nagyobb az alkalmazott polimerizációs lámpa által közölt energia, annál nagyobb mértékű a monomerek polimerré történő átalakulása. Azonban saját eredményeink szerint a közölt energiának egy adott határán felül nincs szignifikáns DC növekedés. Mivel a polimerizáció kinetikáját és ez által a konverziós rátát számos anyagtani tényező befolyásolja (mátrix összetétel, töltőanyag szemcseméret és eloszlás, fotoiniciátor koncentráció), ezért más kompozitot vizsgálva az eredmények nagy valószínűséggel ettől eltérnének.

Jelen vizsgálatban a minták polimerizálásához LED lámpát használtunk 20 és 40 s-os megvilágítási idővel. A lámpa intenzitása  $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ , így a kompozit mintákkal közölt energia 20 és  $40 \text{ J}/\text{cm}^2$ . Polimerizációs kályhában (xenon intenzitás:  $250 \text{ mW}/\text{cm}^2$ ) történő további polimerizálással a közölt energiát még növeltük. A megvilágítási idő 90 és 180 s volt, így a közölt teljes energia  $42,5$  és  $65 \text{ J}/\text{cm}^2$ -re emelkedett. A DC értékekben (46,28 % és 53,99 %) történő növekedés a vártnak megfelelő  $40 \text{ J}/\text{cm}^2$  közölt energia szintig, azonban ennél magasabb energia szint felett a konverziós rátában (53,99 %, 54,87 % és 55,83 %) bekövetkező növekedés már nem volt szignifikáns. Ezek szerint, a 40 s expozíciós idővel világított minták DC %-a 7,71 %-kal volt magasabb, mint a 20 s idővel világított mintáké, ugyanakkor szignifikáns változást nem hozott a polimerizációs kályhában történő 90 és 180 s-os megvilágítás a nagyobb közölt energia ellenére sem. Fontos megjegyezni, hogy fotopolimerizáció során jelentős hő is éri az anyagot, kifejezetten polimerizációs kályhában történő megvilágítás esetén, ahol a hőképződés  $60\text{-}90 \text{ C}^\circ$  is lehet [237]. Számos tanulmányban bizonyították, hogy a megvilágítás során leadott nagyobb mennyiségű hő ( $40\text{-}60 \text{ C}^\circ$ )

növeli a polimerizáció mértékét a reakciós közeg mobilitásának fokozása révén [6, 37]. Eredményeink ennek ellentmondanak, hiszen a kályhában képződő magas hőmérséklet nem tudta szignifikánsan növelni az átalakulás mértékét.

Összhangban a DC % változásával, az egyes csoportokból történő UDMA és Bis-GMA felszabadulás hasonló mintát követett, tehát ahogy emelkedett a mintákkal közölt energia, úgy csökkent az eluálódott monomerek mennyisége, bár a TEGDMA-nál ez nem volt szignifikáns mértékű. Ezt a mátrix nagyon alacsony TEGDMA tartalmával magyarázhatjuk, hiszen minél több az anyagban az adott monomer, annál jobban detektálható a változás a felszabaduló monomerek mennyiségében. A DC értékeknek megfelelően a 20 s-ig világított mintákból oldódott ki a legtöbb UDMA és Bis-GMA, míg a 40 s-ig polimerizált mintáknál ez az érték szignifikánsan kisebb volt. Ugyanúgy, ahogy a DC %-os aránya sem változott számottevően a kályhában történő utólagos polimerizálást követően, az eluálódott monomerek mennyisége sem nőtt szignifikánsan sem egymáshoz képest, sem pedig a 40 s-ig világított csoportokhoz képest. A Filtek Z250 anyagnál ezen a közölt energia szinten bekövetkező konverziós szaturáció okaként felmerülhet a limitált fotoiniciátor koncentráció, vagy az anorganikus szemcsékkel való töltöttség foka.

A különböző anyagvastagságot, illetve mélységet reprezentáló minták konverziós rátájában jelentős csökkenés figyelhető meg (56,68 % - 17,78 %) a minta tetejétől az aljáig. Ennek általános magyarázata a fény gyengülése az anyagban, visszaverődés, szóródás és elnyelődés révén [260].

Nomoto és Hirasawa [173] állítása szerint a fény permeabilitása és ez által a kötés mélysége függ az anyag töltöttségétől, töltőanyagának szemcseméretétől, a mátrix összetételétől, típusától, a fotoiniciátor koncentrációjától, az inhibitorától és akcelerátortól. Obici és mtsai [176], valamint Yap és mtsai [264] szerint, vékony rétegvastagság esetén (1 mm) a fény intenzitásában nincs veszteség, így megfelelő konverzió érhető el. Ezzel ellentétben, mélyebb rétegekben (3-4 mm) a fény penetrációja és intenzitása nagymértékben csökken, így csökken a polimerizáció mértéke és megnő a felszabaduló monomerek mennyisége [176]. Eredményeink szerint az anyag felszíni 1 mm-ében mért DC% 56,68 %, míg 2 és 3mm mélyen a DC % 50,42 % és 45,13 %, mely ~5%-os csökkenést jelent minden egyes rétegvastagságnál az anyag felszínétől 3 mm mélységig. Az anyag legmélyén (4 mm-es rétegvastagságnál) a DC %

csak 17,78 % volt, ami már az előző réteghez képest közel 30 %-os esést jelent a polimerizáció mértékében. Musanje és Darwell [165] meghatározták a polimerizációs mélység fogalmát. Eszerint abban a mélységben elfogadható a polimerizáció, melyben az anyag keménysége eléri a felszíni keménység 80 %-át. Ez a meghatározás azonban nem elég pontos, ehelyett korrektebb az a meghatározás, miszerint a polimerizációs mélység az a mélység, ahol egy adott besugárzás mellett a maximális konverzió megtörténik. Vizsgálatunk első részében növekvő DC %-ot (49,28 % - 53,99 %) figyelhettünk meg a 2 mm-es mintákban, miközben a besugárzás energiáját  $20 \text{ J/cm}^2$ -ről  $40 \text{ J/cm}^2$ -re emeltük, azonban további energiafokozás nem befolyásolta szignifikánsan a DC-t. Vizsgálatunk második részében pedig azt találtuk, hogy az 1 mm-es rétegvastagságban bekövetkező konverziós ráta (56,68 %) szignifikánsan magasabb, mint a 2 mm-es minták esetén (50,42 %) 20 s-os megvilágítás mellett. Az eredmények alapján elmondható, hogy 1 mm vastag Filtek Z250 kompozit esetén  $40 \text{ J/cm}^2$ -es energia sűrűség biztosítja az elérhető maximális polimerizációs fokot. Ezzel ellentétben, azonban Obici és mtsai [176] ugyanezen kompozit esetében 10%-kal magasabb DC értéket figyeltek meg még 4 mm (58,77 %) és 5 mm (54,73 %) vastag minták esetén is, annak ellenére, hogy alacsonyabb energiát közöltek az anyaggal. A lehetséges magyarázatot abban kereshetjük, hogy a DC % meghatározásához Fourier infravörös spektrofotométert használtak ellenben a mi vizsgáló módszerünkkel, mely mikro-Raman spektroszkóp volt. Obiciék eredményei alapján nem volt különbség az 1 mm és 2 mm vastagságú anyagok polimerizációs mértékében, míg a mi vizsgálatunk szerint szignifikánsan jobb volt az 1 mm-es anyag konverziója.

A polimerizációs mélység és a felszabaduló monomerek mennyisége között is szoros az összefüggés. Ahogy növeljük a rétegvastagságot, úgy emelkedik a reagálatlan monomerek mennyisége és ez által az elúció mértéke. Amikor a rétegvastagságot 1-ről 2 mm-re, illetve 2-ről 3 mm-re növeltük, a kioldódó UDMA, Bis-GMA monomerek arányának fokozódása 30-35 % volt, azonban ez az arány 55 %-ra emelkedett, amint a rétegvastagságot 3-ről 4 mm-re növeltük. A kioldódó TEGDMA aránya konstansan 37% körüli értéken mozgott.

## V.2. II. osztályú kompozit tömések tartóssága 5 év elteltével

A premoláris és moláris fogak direkt restaurálása után 5 évvel a visszarendelt páciensek 100%-a (85 fő) megjelent az ellenőrző vizsgálaton. A nemzetközi irodalomban talált adatokkal (70-92%) összevetve betegeink együttműködő készsége nagyon jónak bizonyult [118, 124].

Az ellenőrző vizsgálaton résztvevő betegek töméseit ugyanazon fogszakorvos készítette azonos tömőanyaggal és technikával. Ez abból a szempontból lényeges, hogy a különböző tömőanyagok más-más tulajdonságokkal rendelkeznek, melyek nagymértékben kihatnak a tömés minőségére (polimerizációs zsugorodás és kinetika, hőtágulási együttható, töltőanyag tartalom és méret, stb) a polimerizáció mértékére, a kioldódó monomerek mennyiségére [208], de amennyiben azonos tömőanyagból készülnek a restaurációk, nem kell számolnunk a különböző anyagok közötti különbségekkel.

A töméstechnika, akárcsak a tömőanyag típusa, szintén befolyásolja a készülő tömés élettartamát és minőségét, hiszen megfelelő eljárással csökkenthető a polimerizációs zsugorodás okozta stressz, mely egyébként széli résképződéshez, posztoperatív érzékenységhez, szekunder kárieszhez, fog- illetve tömés repedéséhez, töréshez, elégtelen adhézióhoz vezethet [91].

A tanulmányunkban vizsgált II. osztályú direkt kompozit restaurációk sikeressége ~99%, mely a nemzetközi tanulmányokban megjelent 94-99%-os 5 éves sikerességgel összevetve, hasonlóan kedvező [51, 214]. Sikertelennek tekintjük a tömést, amikor az nem alkalmas a funkció, vagy az esztétika betöltésére, illetve a környező szöveteket károsítja („C” kódok, szekunder káriesz esetén pedig „B” kód). Retrospektív vizsgálatunkban sikertelenséget a tömés törése (0,42%), illetve szekunder káriesz megjelenése (0,83%) okozott. Bár az általunk tapasztalt sikertelenség kismértékű, mégis érdemes megemlíteni, hogy 5 évesnél hosszabb távú vizsgálatoknál is ez a két tényező, azaz a törés és a szekunder káriesz okozza a legtöbb sikertelenséget [25, 83, 115, 118, 143, 182, 241]. Amennyiben a törésen és a szekunder kárieszen kívül a többi szempontot vesszük sorra, ott is adódtak hibák, de ezek kismértékűek voltak és nem igényeltek feltétlenül korrekciót, hiszen sem a funkciót, sem az esztétikát nem zavarták és a környező szöveteket sem károsították.

A színeltérést vizsgálva, ha a két-, illetve a többfelszínű töméseket hasonlítjuk össze, akkor szignifikánsan több elszíneződést találunk az MOD töméseknél, akárcsak a premoláris fogaknál. A színbeli eltérést okozhatja a tömőanyag fotoiniciátorának kémiai változása, de okozhatja organikus anyagok degradációs termékeinek a penetrációja is [208]. Az MOD tömések kiterjedése, C-faktora nagyobb [91], mint az MO, vagy OD töméseké, így nagyobb stressz manifesztálódhat ezekben a restaurációkban. Az így keletkező mikrorepedésekbe az ételek/italok színezőanyagai, degradációs termékek penetrálnak s a tömés elszíneződését okozzák [91].

Szignifikáns eredményt kaptunk a marginális elszíneződés kapcsán is. A tömés-fog határfelületen képződő minimális mértékű rést ugyan még szondával nem lehet tapintani, de a különböző elszínező anyagok számára már átjárható. A legtöbb széli elszíneződés az előnytelen kavitás-konfigurációval rendelkező, valamint nagy rágóerőnek kitett moláris fogak nagyméretű MOD töméseinél jelentkezett.

Ugyancsak az MOD restaurációknál találtunk szignifikánsan több formai eltérést, mely kizárólag enyhe okkluzális alul-kontúrozottságból és enyhén megnyílt kontaktpontokból adódott. Ez a hibalehetőség azzal magyarázható, hogy a kompozit tömés kopása fokozottabb, mint a zománcé. Nagyobb foganyag hiánynál, ha a tömés viseli a rágóerőt, illetve a funkcionális mozgásokból adódó approximális súrlódások nagy részét, akkor számolnunk kell a kopásból adódó tömőanyag veszteséggel.

A marginális integritás sérülhet, ha a tömőanyag polimerizációs zsugorodása során túl nagy stressz képződik és ezt egyáltalán nem, vagy nem kielégítő mértékben kompenzáljuk. Széli résképződéshez vezethet még az adhézió elégtelensége, a fogszövet-tömőanyag hőtágulási együtthatójának különbözősége, vagy a nem megfelelő izolálás [208, 248]. A marginális integritást vizsgálva nem találtunk szignifikáns eltérést a moláris és premoláris fogak, illetve a két- és többfelszínű tömések összehasonlításakor, ugyanakkor a marginális integritás sérülésével egyidejűleg minden esetben megfigyeltünk széli elszíneződést is.

Az utolsó vizsgált szempont a felszíni simaság, mely 97,5%-ban volt kifogástalan, tehát a használt mikrohibrid tömőanyag polírozhatósága és polírozottságának megtartottsága nagyon jónak mondható a tömés elkészítése után 5 évvel.

### **V.3. II. osztályú kompozit tömések tartóssága 10 év elteltével**

Hosszú távú retrospektív vizsgálatunkban négy mikrohibrid kompozit klinikai tartósságát értékeltük. Fő célkitűzésünk az volt, hogy a hasonló töltelékanyag mérettel és aránnyal, ugyanakkor különböző típusú partikulumokkal, eltérő összetételű mátrixszal rendelkező négy mikrohibrid kompozit hosszú távú alkalmazhatóságát, változásait összehasonlítsuk.

Számos tényező befolyásolja egy restauráció túlélését. Ilyenek a páciens életkora, neme, káriesz rizikója, parafunkciós szokásai, együttműködő készsége (páciens faktorok); befolyásoló tényező a fogorvos életkora, neme, edukációs szintje az adott szakterületen belül, diplomaszerezés óta eltelt idő, tapasztalat, a praxis jellegzetességei és igényessége a restauráció kivitelezésére (fogorvosi faktorok). A befolyásoló tényezők harmadik fő csoportja a fogászati faktorok, melyek magukba foglalják a fogtípust, a fog fogívben való helyzetét, az üreg méretét és a restaurált felszínek számát, az alkalmazott adhezív technikát, alábélelés behelyezését, a tömőanyag összetételét, a töméstechnikát. Mivel a kompozit rezin mátrixa befolyásolja a polimerizáció kinetikáját, ezért hatással van a polimerizációs stressz kialakulására és közvetetten annak klinikai következményeire, mint a széli résképződésre, fog-és restauráció törésére, szekunder káriesz kialakulásra [41, 117]. Ugyanúgy a töltőanyag minősége és mennyisége is nagy hatással van a tömés klinikai kimenetelére, befolyásolja a viselési időt [19].

A hosszútávú vizsgálatok száma viszonylag alacsony, hiszen időigényesek, a páciensek együttműködése, illetve annak hiánya "lemorzsolódáshoz vezet", mely az egész vizsgálatot megghiúsíthatja, de legalábbis a valós eredményeket befolyásolja [25, 143]. Vizsgálatunkban a megjelent páciensek aránya – összevetve más hosszútávú vizsgálattal - magas, 83% volt 10 év elteltével (9-12 év). Ez elsősorban azzal magyarázható, hogy a páciensek nagy része egyetemi dolgozó, hallgató, bár a legnagyobb lemorzsolódást a hallgatók elköltözése okozta a diplomaszerezés után.

A prospektív, randomizált követéses vizsgálatokkal ellentétben a retrospektív kutatások több nyilvánvaló hátránnyal is bírnak. Ezek közé tartozik az indikációk, kezelési protokollok standardizálásának és a tömés 0. időpontban történő elbírálásának hiánya. Azonban jelen vizsgálatunkban ezen hátrányok egy részét kiküszöböltük azáltal, hogy

az ellenőrzött tömések mindegyikét egyazon fogorvos készítette, ugyanazzal az indikációval és kezelési protokollal, az előírt szakmai és használati utasítások pontos betartásával. Továbbá a visszahívott betegcsoport a szájhigiénét tekintve jól motivált volt, jó szociális körülményekkel és rendszeres kontrollra járással. A fent említett tényezők minimalizálják az anyagtól független faktorokat, így lehetőség nyílik arra, hogy a vizsgálat a 4 mikrohibrid anyag eltérő tulajdonságaiból eredő hibáira fókuszáljon.

Vizsgálatunk eredményei alapján átlagosan 97,86 %-os a II osztályú kompozit tömések túlélési aránya. Az éves sikertelenség aránya a négy kompozitra nézve átlagosan 0,52 % (0,08 – 0,71 %). Opdam és mtsai szerint a randomizált vizsgálatok pozitívuma a standardizált módszerekben és operátorokban rejlik. Többek között ez is magyarázza, hogy a randomizált vizsgálatok miért mutatnak jobb eredményeket, mint a retrospektív vizsgálatok [180]. Frankenberg és mtsai [79] 8 év elteltével 98,5%-os sikerességről, míg van Dijken és mtsai [250] 2,4 %-os összesített sikertelenségről számoltak be 12 év után. Eredményeink a randomizált vizsgálatok eredményeivel inkább összevethetők, mint más retrospektív vizsgálatokkal [180], köszönhetően az egy operátornak és a protokollok gondos követésének. Opdam és mtsai retrospektív vizsgálatukban 10 év elteltével csupán 82,2 %-os sikerességről számoltak be, bár ez az arány is jónak mondható a tömések élettartamát és a hosszú követést tekintve [180]. Habár, a mi eredményeinkhez hasonlóan jó sikerességi arányt (95%) talált Baldissera is 10 éves retrospektív vizsgálata során. Magyarázatként ő is az egy operátort és az előírások pontos betartását, a páciensek jó szájhigiénéjét és a jó szociális körülményeket említi [14].

Több vizsgálat is konklúzióként vonja le, hogy a páciensek jó szájhigiénéje, a jó szociális körülmény és az előírások pontos betartása határozza meg elsősorban a tömés élettartamát, míg az anyagfajta tulajdonságok csupán másodlagos tényezők [51]. van de Sande és mtsai is azt találták, hogy ha a páciens magas káriesz rizikójú csoportba tartozik, akkor nem csupán az új szuvasodások száma emelkedik rövid idő elteltével, de a szekunder szuvasodások is megszorodnak [246]. van Dijken és Pallesen 6 éves prospektív, randomizált klinikai vizsgálatukban a szekunder kárieszek aránya 63% volt a magas káriesz rizikójú pácienseknél, így csupán 88,1 %-os sikerességről számolhattak be [247].

Hasonlóan más kutatási eredményekhez, a sikertelenség leggyakoribb oka a szekunder kariesz, a tömés törése és az endodonciai kezelés szükségessége [38, 51, 119, 136, 178, 184]; azonban ezek gyakorisága a mi vizsgálatunkban alacsony értéken maradt. Összességében elmondható, hogy a kompozit tömőanyag hosszú távon alkalmas poszterior régió restaurálására, viszonylag alacsony sikertelenségi rátával, bár az évek múlásával ebben enyhe növekedés volt megfigyelhető két anyagnál is (8,37 % a Gradia Direct-nél és 7,81 % a Renew-nál). Hosszabb megfigyelési periódus esetén is hasonló értékeket találtak [136, 178, 184, 251]. Az adott megfigyelési időszakunkban a Filtek Z250 és a Herculite XR anyagoknál szignifikánsan jobb és konstansabb túlélési arányt találtunk, mint a másik két anyagnál. Baldissera és mtsai hozzánk hasonlóan jó eredményeket kaptak retrospektív vizsgálatukban Herculite XR-rel kapcsolatban, eredményeik szerint 0,3 %-os volt az éves sikertelenségi arány ennél az anyagnál [14]. Ezzel szemben Da Rosa Rodolpho és mtsai a Herculite XR 1,5 %-os éves sikertelenségi arányáról számoltak be 10 év elteltével és további növekedést (2,2 %) tapasztaltak a meghosszabított megfigyelési időszakban [39]. Sajnos Renew anyaggal sem rövid-, sem hosszútávú klinikai vizsgálatot nem találtunk a szakirodalomban, míg Filtek Z250 kompozittal is csupán saját rövidtávú, 5 éves retrospektív vizsgálatunkhoz tudunk fordulni, melyben a II. osztályú tömések sikeressége 98,8 %-os volt [130]. Emellett a Filtek Z250 kompozitot gyakran használják *in vitro* anyagtani vizsgálatokban [86, 129, 259]. Gradia Direct és a Renew kompozitoknál 5 év elteltével fokozott romlást figyelhettünk meg. van Dijken 6 éves prospektív vizsgálatában 8,5 %-os sikertelenségről számolt be Gradia Direct Posterior esetén, mely eredmény a mi eredményünkkel összhangban van (8,37%), bár a mi megfigyelési időszakunk hosszabb volt [249]. Vizsgálatunkban Gradia Direct esetén 11 év elteltével újabb növekedés volt megfigyelhető a sikertelen esetek számában, míg a Renew-nál további romlás nem volt detektálható a 10 éves vizsgálati időszakban. Azonban a sikertelenség aránya 10 %-on belül marad, tehát elmondható, hogy hosszú távon mind a négy anyag túlélése kiváló, klinikailag elfogadható kisebb hibákkal. Hosszabb vizsgálati idővel az anyagok közti különbségek még inkább erősödnének, így további célunk a vizsgálati idő növelése.

A sikertelenség egyik vezető oka a tömés fraktúrája. Ez a hiba Renew esetén volt szignifikáns mértékű, ami magyarázata az anyag magasabb elasztikus modulusa lehet. A magasabb elasztikus modulus okaként az enyhén alacsonyabb töltelékanyag arányt lehet megemlíteni. *In vitro* vizsgálatok bizonyítják, hogy a magasabb töltelék arány



fokozza az anyag fizikai tulajdonságait, terhelhetőségét [129, 130]. Másrészt pedig az alacsonyabb töltőanyag mennyiség növeli a szerves mátrix arányát, mely felelős a polimerizációs zsugorodásért, a kontrakciós stresszért, mely klinikai következménye lehet a tömés törése [86]. Fontos megjegyezni azonban, hogy pontosabb következtetéseket lehet levonni magasabb esetszámokból, így további célunk nem csupán a vizsgálati periódus növelése, de az esetszámok emelése is.

A klinikai eredmények rávilágítanak, hogy minimális anyagtani eltérések is befolyásolhatják a kompozit tömés tulajdonságait, viselkedését. Gradia Direct esetén szignifikánsan több színbeli eltérést találtunk, mint a többi vizsgált kompozitnál, melynek lehetséges magyarázatát a nagyobb méretű partikulumok adják, mely fokozott extrinzik elszíneződést eredményezhet [249, 259]. Továbbá a reagálatlan mátrix monomerek és iniciátorok, akceleratorok további magyarázattal szolgálhatnak az elszíneződést tekintve [71].

Más vizsgálatokkal összhangban [27, 136, 246], a mi eredményeink is azt mutatják, hogy a restaurált kavitás mérete, a tömés felszínének nagysága erősen befolyásolja a tömések hosszú távú minőségét. Filtek Z250 tömések esetén szignifikánsan több B kódot találtunk az MOD töméseknél, függetlenül a vizsgált szemponttól. Anyagtól függetlenül pedig az anatómiai eltérésben mutatkozott több minimális eltérés a három-felszínű restaurációknál, mely okkluzális felszíni és kontaktfelszíni kopásban manifesztálódott. Nagyobb tömőanyag felszín esetén jobban érvényesülnek az abrazív és attríciós hatások.

Hasonlóan Gordan és mtsai eredményeihez, anyagtól függetlenül a széli elszíneződés volt a tömések leggyakoribb eltérése, bár klinikailag elfogadhatóak maradtak [95]. Általánosságban a marginális határfelület minőségét erősen befolyásolják a szájüregben zajló fiziológias és kémiai interakciók, mely a tömés széli részének degradációjához, valamint az adhézió romlásához vezet. Az adhezív anyag megválasztásával kapcsolatban nincs egységes álláspont a szakirodalomban. Egyes szerzők azt ajánlják, hogy a gyártó által javasolt saját ragasztót alkalmazzuk az adott kompozittal együtt [79, 247, 249], míg más szerzők egy adhezívet használnak több, más gyártó által előállított anyaghoz, de ez az eredményeket nem befolyásolta [14, 180]. Demarco és mtsai, valamint Lynch és mtsai vizsgálatukban inkább a használt adhezív típusának/generációjának tulajdonítottak nagyobb jelentőséget [51, 142]. Jelen

vizsgálatunkban egy univerzális „total-etch” technikájú ragasztót használtunk mind a 4 kompozitához. Ez talán lehetőséget biztosít az adhezív standardizálására, így kizárhatók a különböző ragasztók használatából eredő eltérések és előtérbe kerülhetnek a kompozitok anyagtani különbözőségeiből adódó hibák és változások.

A fogtípust illetően azonban az eredmények ellentmondásosak. Egyes vizsgálatok szerint a premoláris fogakba készülő tömések túlélése szignifikánsan jobbnak bizonyult, mint a moláris fogak tömései [38, 39, 79, 179, 183, 184]. Ennek magyarázata a moláris régió nagyobb rágóerő terhelése lehet. Mások szerint, mivel a moláris fogakhoz nehezebb a hozzáférés, eleve a készülő tömés minősége rosszabb, mely kihatással van annak életidejére. A mi eredményeink azonban nem támasztják alá ezt a megfigyelést. Aoyama és mtsai [8], a mi eredményeinkhez hasonlóan nem találtak szignifikáns eltérést a premoláris és moláris fogakba készült tömések minőségében.

## **VI. Új eredmények összefoglalása**

Az esztétikus megjelenés mellett a tökéletesen funkcionáló restauráció és a használt anyag biokompatibilitása általános követelmény. A páciensek számára az is lényeges, hogy a fogmú élettartama a lehető leghosszabb legyen. A kompozit tömésekkel szemben támasztott minőségi követelmények tehát igen magasak. A restaurációk minőségét hosszútávon a tökéletes széli adaptáció, a jól megválasztott anyag és a technológia szabályainak megfelelő betartása garantálja.

A három vizsgálat eredményei alapján elmondható, hogy alapvető fontosságú az anyag felhasználása során a gyártó által megadott követelmények betartása, hiszen az attól való eltérés nagymértékben rontja a tömés minőségét és biokompatibilitását.

Anyagtani kutatásaink bebizonyították, hogy adott anyag esetén a gyártó által megadott paraméterek óvatosabb kezelésével javíthatunk a tömés minőségén, fokozhatjuk a polimerizáció mértékét, ezáltal fizikai tulajdonságait, valamint csökkenthetjük a reagálatlan monomerek mennyiségét, növelve ezzel a biokompatibilitást és elkerülhetjük – de legalábbis csökkenthetjük - a nem kívánt mellékhatások, szöveti reakciók kialakulását.

A fokozott polimerizációs mérték eredményeként a tömés hosszú távú sikeressége még inkább növelhető, bár a pontosan betartott gyártói utasításokkal is kitűnő eredményeket érhetünk el. A retrospektív vizsgálatok azt mutatják, hogy a tömésben előforduló eltérések nagy része már a viselési idő első periódusában, 5 éven belül jelentkezik, míg hosszabb idő elteltével a kompozitok anyagtani tulajdonságaiból adódó eltérések erősödnek fel.

### **VI.1. A kompozitok polimerizációs fokának és a kioldódott monomerek mennyiségének, valamint e két változó összefüggéseinek meghatározása**

A Filtek Z250 kompozit polimerizációjakor az anyaggal közölt energia és a rétegvastagság befolyásoló hatását vizsgáltuk a polimerizáció fokára és a kioldódott

monomerek mennyiségére, valamint e két utóbbi paraméter közti direkt összefüggéseket kerestük. A vizsgálat eredményei alapján a következő konklúziókat vonhatjuk le:

- **Filtek Z250** mikrohibrid kompozitnál **40 J/cm<sup>2</sup> közölt energiával, 1 mm rétegvastagság** esetén érhető el a legnagyobb fokú monomer konverzió és a legkisebb mértékű monomer elúció.
- A DC % és a kioldódott monomerek mennyisége között direkt – arányszámmal meghatározható - összefüggés mutatható ki. **1%-nyi DC növekedés 3%-os csökkenést eredményez a kioldódott monomerek (BisGMA, UDMA) mennyiségében Filtek Z250 kompozit esetén.**

Mivel a gyártó által megadott polimerizációra vonatkozó adatok nem energia mennyiséget, csupán megvilágítási időt tartalmaznak, fontos lenne azt módosítani és a maximális konverzióhoz szükséges energia értéket megadni, ugyanakkor a javasolt rétegvastagságot a javasolt 2,5 mm-ről 1 mm-re csökkenteni.

## **VI.2. II.osztályú kompozit tömések 5 éves retrospektív vizsgálata**

A II.osztályú kompozit tömések rövidtávú retrospektív vizsgálatával a töméseknél 5 év elteltével jelentkező leggyakoribb hibákat és sikertelenséghez vezető okokat próbáltuk feltárni.

- **Filtek Z250** kompozit tömések esetén **5 év után 98,8 %-os volt a sikeresség.**
- A **színbeli eltérést** vizsgálva szignifikánsan gyakrabban fordult elő enyhe eltérés a **kisórló fogaknál**, mint a nagyórlók töméseinél.
- A **háromfelszínű (MOD) töméseknél** szignifikánsan többször fordul elő elváltozás, ezek közül is leggyakoribb a **színbeli eltérés, a marginális elszíneződés és az anatómiai forma eltérése.**

### **VI.3. Különböző mikrohibrid kompozitból készült tömések 10 éves retrospektív vizsgálata**

Négy, enyhén eltérő összetételű mikrohibrid kompozit felhasználásával készült tömések közti eltéréseket vizsgáltuk elsőként 10 év elteltével. Az eredmények a következők:

- Tudomásunk szerint ez az első hosszútávú klinikai vizsgálat, mely több, azonos anyagtani csoportba tartozó kompozit tömőanyag között jelentkező eltéréseket kutatja.
- A hosszú távú (**9-12 éves**) vizsgálati periódus alatt a **négy különböző mikrohibrid kompozitból készült II. osztályú tömések** átlagosan **97,86 %-os túléléssel** bírtak, mely klinikailag **mind a négy anyagra nézve sikeresnek** mondható.
- A USPHS kritériumok szerinti értékelés alapján több B és C kód fordult elő a **Renew (fraktúra)** és **Gradia Direct (színbeli eltérés)** anyagokból készült restaurációk esetén.
- A **leggyakoribb eltérés a tömések széli elszíneződése** volt, mind a négy kompozitnál.
- Több felszínű, azaz **MOD töméseknél szignifikánsan több elváltozást** találtunk, mint kétfelszínű restaurációk esetén; ezek közül is az **anatómiai formában** való eltérés volt jelentős.

## VII. Irodalomjegyzék

1. Aguiar FH, Braceiro AT, Ambrosano GM, Lovadino JR. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. *Dent Mater* **2005**; 21: 1098–1103.
2. Aguiar FH, Braceiro A, Lima DA, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *J Contemp Dent Pract* **2007**; 8: 1-8.
3. Albers HF. Tooth-colored restoratives, Principles and techniques. BC Decker, London, UK, **2002**.
4. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent* **2005**; 33: 593-602.
5. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J Dent* **2007**; 35: 238-245.
6. Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polym Sci* **2001**; 26:605–665.
7. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Science, St Louis, USA, **2003**.
8. Aoyama T, Aida J, Takehara J, Morita M. Factors associated with the longevity of restorations in posterior teeth. *J Dent Health* **2008**; 58: 16-24.
9. Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E, Dietschi D. Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical code: An in vitro evaluation. *J Dent* **2011**; 39: 37-44.
10. Arenholt-Bindslev D, Breinholt V, Preiss A, Schmalz G. Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants. *Clin Oral Investig* **1999**; 3: 120-125.
11. Asmussen E. Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Odontol Scan* **1983**; 41: 11–18.
12. Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater* **2000**; 16: 244–247.
13. Baker S, Brooks SC, Walker DM. The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. *J Dent Res* **1988**; 67: 1295-1299.
14. Baldissera RA, Corrêa MB, Schuch HS, Collares K, Nascimento GG, Jardim PS et al. Are there universal restorative composites for anterior and posterior teeth? *J Dent* **2013**; 41: 1027-1035.
15. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int J Paediatr Dent* **2009**; 19: 48-54.
16. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr., Stamatiades P, Wikerson M. A characterization of first generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* **1998**; 129: 567-577.
17. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, et al. Survival and reason for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* **2007**; 138: 775-783.
18. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* **2007**; 23: 51-59.
19. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent* **2009**; 34-6: 697-702.
20. Bouillaguet S, Shaw L, Gonzalez L, Wataha JC, Krejci I. Long-term cytotoxicity of resinbased dental restorative materials. *J Oral Rehabil* **2002**; 29: 7-13.

21. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* **2000**; 12: 23-32.
22. Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res* **1982**; 61: 654-658.
23. Braem M, Davidson CL, Vanherle G, Van Doren V, Lambrechts P. The relationship between testy methodology and elastic behavior of composites. *J Dent Res* **1987**; 66: 1036-1039.
24. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* **2003**; 134: 721-728.
25. Brunthaler A, Konig F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig* **2003**; 7: 63-70.
26. Burger K. Az analitikai kémia alapjai. Alliter, Budapest, **2002**.
27. Burke FJ, Lucarotti PS. How long do direct restorations placed within the general dental services in England and Wales survive? *Br Dent J* **2009**; 206: E2.
28. Caughmann WF, Caughmann GB, Shiflett R, Rueggeberg F, Schuster G. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* **1991**; 12: 737-740.
29. Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martínez Á, Flores J, Rodríguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *J Clin Exp Dent* **2009**; 1: 8-13.
30. Cenci MS, Lund RG, Pereira CL, de Carvalho RM, Demarco FF. In vivo and in vitro evaluation of Class II composite resin restorations with different matrix systems. *J Adhes Dent* **2006**; 8: 127-132.
31. Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* **1990**; 69: 852-856.
32. Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res* **1980**; 59:800-808.
33. Correr SL, de Goes MF, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. *J Mater Sci: Mater Med* **2000**; 11:361-364.
34. Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. Mosby Elsevier, St. Louis, USA, **2006**.
35. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res* **2011**; 90:402-416.
36. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* **2005**; 9:215-232.
37. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MS, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res* **2006**; 85:38-43.
38. Da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent* **2006**; 34:427-35.
39. Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM et al. 22-year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater* **2011**; 27:955-963.
40. Damjanovich S, Fidy J, Szöllösi J. Orvosi Biofizika. Medicina, Budapest, **2007**.
41. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* **2000**; 79:818-23.
42. David JR, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *J Oral Sci* **2007**; 1: 19-24.
43. Davidson CL. Handling the Polymerization Stresses in Resin-Based Restorative Materials. *Dental News* **2000**; 8: 9-13.

44. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* **1984**; 63: 146-148.
45. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* **1984**; 63: 1396-1399.
46. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* **1997**; 25: 435-440.
47. Davidson CL, van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stress in adhesive luting cements. *J Dent Res* **1991**; 70: 880-882.
48. de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *J Appl Oral Sci* **2009**; 17:446-450.
49. de Moraes RR, Goncalves LS, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent* **2009**; 34:551-557.
50. de Santis A, Baldi M. Photo-polymerisation of composite resins measured by micro-Raman spectroscopy. *Polymer* **2004**; 45:3797-3804.
51. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dent Mater* **2012**; 28:87-101.
52. Dogan A, Hubbezoglu I, Dogan OM, Bolayir G, Demir H. Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dent Mater J* **2009**; 28:253-260.
53. Dolez P, Marek M, Love BJ. Photopolymerizable acrylic resin: Effect of curing time and temperature. *J Appl Polym Sci* **2001**; 82:546-554.
54. Donly KJ, Jensen ME. Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: an in vitro comparison of three techniques. *Pediatr Dent* **1986**; 8:209-212.
55. Dunne SM, Millar BJ. Effect of distance from curing light tip to restoration surface on depth of cure of composite resin. *Prim Dent Care* **2008**; 15:147-152.
56. Eldiwany M, Powers JM, George LA. Mechanical properties of direct and post-cured composites. *Am J Dent* **1993**; 6:222-224.
57. Emami N, Söderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci* **2003**; 111:536-542.
58. Engelmann J, Leyhausen G, Leibfritz D, Geurtsen W. Effect of TEGDMA on the intracellular glutathione concentration of human gingival fibroblasts. *J Biomed Mater Res* **2002**; 63:746-751.
59. Ernst CP, Martin M, Stuff S, Willershausen B. Clinical performance of a packable resin composite for posterior teeth after 3 years. *Clin Oral Investig* **2001**; 5:148-55.
60. European Commission. European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. *Radiat Prot* **2004**; 136.
- 61. Fazekas Á. Megtartó fogászat és endodoncia. Semmelweis, Budapest 2006.**
62. Feigal RJ, Yesilsoy C, Messer HH, Nelson J. Differential sensitivity of normal human pulp and transformed mouse fibroblasts to cytotoxic challenge. *Arch Oral Biol* **1985**; 30:609-613.
63. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* **1987**; 66:1636-1639.
64. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction by water swelling. *J Dent Res* **1988**; 68:630.
65. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* **1990**; 69:36-39.



66. Feilzer AJ, Dooren LH, de Ge AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* **1995**; 103:322-326.
67. Feitosa VP, Fugolin APP, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Consani S, Watson TF et al. Effects of different photo-polymerization protocols on resin-dentine  $\mu$ TBS, mechanical properties and cross-link density of a nano-filled resin composite. *J Dent* **2012**; 40:802-809.
68. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehab* **1994**; 21:441-452.
69. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* **1995**;6:302-318.
70. Ferracane JL. Resin composite-State of art. *Dent Mater* **2011**; 27:29-38.
71. Ferracane JL, Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dent Mater* **1999**; 15:262-267.
72. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater* **1990**; 6:282-287.
73. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* **1986**; 20: 121-131.
74. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. Ultraviolet light induced yellowing of dental restorative resins. *J Prosth Dent* **1985**; 54: 483-487.
75. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites—a stressful experience. *Oper Dent* **2008**; 33: 247-257.
76. Figueiredo RA, Giannini M, Ambrosano GM, Chan DC. The effects of filling techniques and a low viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent* **2003**; 31: 59-66.
77. Filipov IA, Vladimirov SB. Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. *Braz Dent J* **2006**; 17: 34-38.
78. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* **2006**; 22: 1143-1149.
79. Frankenberger R, Reinelt C, Krämer N. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: 8-year results. *Clin Oral Investig* **2014**; 18: 125-137.
80. Franz A, König F, Anglmayer M, Rausch-Fan X, Gille G, Rausch WD, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Cytotoxic effects of packable and nonpackable dental composites. *Dent Mater* **2003**; 19: 382-392.
81. Frauscher KE, Ilie N. Depth of cure and mechanical properties of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clin Oral Investig* **2012**; 16: 1425-1434.
82. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Markl A. Marginal adaptation of Class V restorations with and without softstart-polymerization. *Oper Dent* **2000**; 25: 26-32.
83. Gaengler P, Hoyer I, Montag R: Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. *J Adhes Dent* **2001**; 3: 185-194.
84. Galvão dos Santos S, Moysés MR, Alcântara CEP, Ribeiro JCR, Ribeiro JGR. Flexural strength of a composite resin light cured with different exposure modes and immersed in ethanol or distilled water media. *J Conserv Dent* **2012**; 15: 333-336.
85. Galvão MR, Caldas SGFR, Bagnato VS, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *Eur J Dent* **2013**; 7: 86-93.
86. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* **2013**; 29: 835-841.
87. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci* **1998**; 106: 687-695.

88. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *J Biomed Mater Res* **1998**; 41: 474-480.
89. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res* **1998**; 77: 2012-2019.
90. Geurtsen W, Spahl W, Muller K, Leyhausen G. Aqueous extracts from dentin adhesives contain cytotoxic chemicals. *J Biomed Mater Res* **1999**; 48: 772-777.
91. Giachetti L, Scaminaci RD, Bambi C, Grandini R: A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* **2006**; 7: 1-14.
92. Glady S, van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* **1997**; 76: 883-894.
93. Goncalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res* **2008**; 87: 367-371.
94. Gonçalves L, Filho JD, Guimarães JGA, Poskus LT, Silva EM. Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrices. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **2008**; 85: 320-325.
95. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjör IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *J Am Dent Assoc* **2009**; 140: 1476-1484.
96. Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG. Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *J Dent Res* **1991**; 70: 1450-1455.
97. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* **1999**; 15: 275-281.
98. Hansel C, Leyhausen G, Mai UEH, Geurtsen W. Effects of various composite resins (co)monomers and extracts on two caries-associated microorganisms in vitro. *J Dent Res* **1998**; 77: 60-67.
99. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. *Oper Dent* **2001**; 26: 585-590.
100. Heil J, Reifferscheid G, Waldmann P, Leyhausen G, Geurtsen W. Genotoxicity of dental materials. *Mutat Res* **1996**; 368: 181-194.
101. Hensten-Pettersen A, Helgeland K. Sensitivity of different human cell line in the biologic evaluation of dental resin-based restorative materials. *Scand J Dent Res* **1981**; 89: 102-107.
102. Hensten-Pettersen A. Skin and mucosal reactions associated with dental materials. *Eur J Oral Sci* **1998**; 106: 707-712.
103. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, et al. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **2006**; 11: E215-E220.
104. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater* **2005**; 21: 483-489.
105. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Investig* **2009**; 13: 427-438.
106. Issa Y, Watts DC, Brunton PA, Waters CM, Duxbury AJ. Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro. *Dent Mater* **2004**; 20: 12-20.

107. Jafarzadeh-Kashi TS, Mirzaii M, Erfan M, Fazel A, Eskandarion S, Rakhshan V. Polymerization behavior and thermal characteristics of two new composites at five temperatures: refrigeration to preheating. *J Adv Prosthodont* **2011**; 3: 216-220.
108. Jancar J, Wang W, Dibenedetto AT. On the heterogeneous structure of thermally cured Bis-GMA/TEGDMA resins. *J Mater Sci Mater Med* **2000**; 11: 675-82.
109. Janke V, von Neuhoff N, Schlegelberger B, Leyhausen G, Geurtsen W. TEGDMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts. *J Dent Res* **2003**; 82: 814-818.
110. Janta R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci* **2004**; 112: 280-285.
111. Jensen ME, Chan DCN. Polymerization shrinkage and microleakage. In: Vanherle G, Smith DC editors. Posterior composite resin dental restorative materials. Utrecht, The Netherlands: Peter Szulc Publishing Co, **1985**: 243-262.
112. Kaga M, Noda M, Ferracane JL, Nakamura W, Oguchi H, Sano H. The in vitro cytotoxicity of eluates from dentin bonding resins and their effect on tyrosine phosphorylation of L929 cells. *Dent Mater* **2001**; 17: 333-339.
113. Kelsey WP, Shearer GO, Cavel WT, Blankenau RJ. The effects of wand positioning on the polymerization of composite resin. *J Am Dent Assoc* **1987**; 114: 213–215.
114. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* **2002**; 87: 642–649.
115. Kiremitci A, Alpaslan T, Gurgan S. Six-year clinical evaluation of packable composite restorations. *Oper Dent* **2009**; 34: 11-17.
116. Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. *Monatsh Chem* **2005**; 136: 21-45.
117. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* **2005**; 21: 1150–1157.
118. Köhler B, Rasmusson CG, Ödman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent* **2000**; 28: 111-116.
119. Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *Eur J Oral Sci* **2012**; 120: 539-548.
120. Kostoryz EL, Eick JD, Glaros AG, Judy BM, Welshons WV, Burmaster S, Yourtee DM. Biocompatibility of hydroxylated metabolites of BISGMA and BFDGE. *J Dent Res* **2003**; 82: 367-371.
121. Kostoryz EL, Tong PY, Chappelow CC, Eick JD, Glaros AG, Yourtee DM. In vitro cytotoxicity of solid epoxy-based dental resins and their components. *Dent Mater* **1999**; 15: 363-373.
122. Kramer N, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Evaluation of resin composite materials. Part II: In vivo investigations. *Am J Dent* **2005**; 18: 75-81.
123. Kubo S, Yokota H, Yokota H, Hayashi Y. The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. *J Dent* **2004**; 32: 247–254.
124. Kubo S. Longevity of resin composite restorations. *Jap Dent Sci Rev* **2011**; 47: 43-55.
125. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* **1999**; 15: 128-137.
126. Lang BR, Bloem TJ, Powers JM, Wang RF. In-vivo wear resistance of 12 composite resins. *J Prosthodont* **1992**; 1: 2-10.
127. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater* **2007**; 23: 288–295.

128. Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehabil* **1998**; 25: 575–588.
129. Lempel E, Czibulya Zs, Kunsági-Máté S, Szalma J, Sümegi B, Böddi K. Quantification of Conversion Degree and Monomer Elution from Dental Composite Using HPLC and Micro-Raman Spectroscopy. *Chromatographia* **2014**; 77: 1137-1144.
130. Lempel E, Szalma J, Jeges S, Kende D, Krajczár K, Nagy ÁK, Tóth V. Direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján. *Fogorvosi Szle* **2012**; 105: 47-52.
131. Lempel E, Tóth V, Szalma J, Szabó Gy. Minőségi követelményrendszer alkalmazása kerámia restaurációk ellenőrző vizsgálatában. *Fogorvosi Szle* **2006**; 99: 3-8.
132. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater* 2012; 28: 512-520.
133. Leung R, Fan P, Johnson W. Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin. *J Dent Res* **1983**; 62: 363–365.
134. Lima YK, Leeb YK, Limb BS, Rhee SH, Yangb HC. Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. *Dent Mater* **2008**; 24: 67–73.
135. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig* **2005** ;9: 71–76.
136. Lindberg A, van Dijken JW, Lindberg M. Nine-year evaluation of a polyacid-modified resin composite/resin composite open sandwich technique in Class II cavities. *J Dent* **2007**; 35: 124-129.
137. Lohbauer U, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **2006**; 76: 114-120.
138. Lopes GC, Oliveira GM. Direct composite resin restorations in posterior teeth. *Compend Contin Educ Dent* **2006**; 27: 572-580.
139. Lovell LG, Berchtold KA, Elliot JE, Lu H, Bowman CN. Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins. *Polym Adv Technol* **2001**; 12: 335-345.
140. Lutz E, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quint Int* **1986**; 17: 777–784.
141. Lutz F, Philips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* **1983**; 50: 480–488.
142. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A et al. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry – European Section. *J Dent* **2014**; 42: 377-383.
143. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore memorial lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* **2004**; 29: 481-508.
144. Marshall GW, Marshall SJ, Bayni SC. Restorative dental materials Scanning Electron Microscopy and X-ray microanalysis. *Scanning Microscopy* **1988**; 2: 2007-2012.
145. Matsumoto H, Gres JE, Marker VA. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent* **1986**; 55: 574–8.
146. Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Roney FR, Capon RJ. Long-term quantification of the release of monomers from dental resin composites and a resin-modified glass ionomer cement. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* **2002**; 63: 299–305.
147. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. Blackwell Publishing, Oxford, UK, **2008**.
148. McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* **1985**; 1: 231-234.

149. McCulloch AJ, Smith BG. In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J* **1986**; 161: 405-409.
150. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start-polymerization. *J Dent* **1997**; 25: 321-330.
151. Meredith N, Setchell DJ. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent* **1997**; 25: 331-337.
152. Michelsen VB, Lygre H, Skalevik R, Tveit AB, Solheim E. Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials. *Eur J Oral Sci* **2003**; 111: 263-271.
153. Michelsen VB, Moe G, Strom MB, Jensen E, Lygre H. Quantitative analysis of TEGDMA and HEMA eluted into saliva from two dental composites by use of GC/MS and tailor-made internal standards. *Dent Mater* **2008**; 24: 724-731.
154. Miletic V, Santini A, Trkulja I. Quantification of monomer elution and carbon-carbon double bonds in dental adhesive systems using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *J Dent* **2009**; 37: 177-184.
155. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* **2003**; 134: 1382-1390.
156. Mohamad D, Young RJ, Mann AB, Watts DC. Post-polymerization of dental resin composite evaluated with nanoindentation and micro-Raman spectroscopy. *Arch Orofac Sci* **2007**; 2: 26-31.
157. Moharamzadeh K, Brook IM, Van Noort R. Biocompatibility of resin-based dental materials. *Dent Mater* **2009**; 2: 514-548.
158. Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM. HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *J Mater Sci: Mater Med* **2007**; 18: 133-137.
159. Moon HJ, Lim BS, Lee YK, Kim CW. Determination of residual monomers in dental pit and fissure sealants using food/ oral simulating fluids. *Bull Korean Chem Soc* **2000**; 21: 1115-1118.
160. Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, de Araújo EB, Yukimitu K, Moraes JCS. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci* **2008**; 16: 145-149.
161. Moszner N, Ulrich S. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* **2001**; 26:535-576.
162. Munksgaard EC, Hansen EK, Kato H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res* **1987**; 95: 526-531.
163. Munksgaard EC, Peutzfeld A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci* **2000**; 108: 341-345.
164. Muñoz CA, Bond PR, Sy-Muñoz J, Tan D, Peterson J. Effect of pre-heating on depth of cure and surface hardness of light-polymerized resin composites. *Am J Dent* **2008**; 21: 215-222.
165. Musanje L, Darwell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater* **2006**; 22: 804-817.
166. Nalcaci A, Ulusoy N, Atakol O. Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QTH and high-intensity QTH lights. *Oper Dent* **2006**; 31: 197-203.
167. Nathauson D. Current developments in esthetic dentistry. *Curr Opin Dent* 1991; 1: 206-211.
168. Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* **2005**; 33: 525-532.

169. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Correa IC. The initiating radical yields and efficiency of polymerization of various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater* **2006**; 22: 576-584.
170. Noda M, Komatsu H, Sano H. HPLC analysis of dental resin composite components. *J Biomed Mater Res* **1999**; 47: 374-378.
171. Noda M, Wataha JC, Lockwood PE, Volkmann KR, Kaga M, Sano H. Sublethal, 2-week exposures of dental material components alter TNF-alpha secretion of THP-1 monocytes. *Dent Mater* **2003**; 19: 101-105.
172. Nomoto R, Asada M, McCabe JF, Hirano S: Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems. *Dent Mater* **2006**; 22: 1135-1142.
173. Nomoto R, Hirasawa T. Residual monomer and pendant methacryloyl group in light-cured composite resins. *Dent Mater J* **1992**; 11: 177-188.
174. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. Quintessence Publishing Co, Chicago, USA, **2008**.
175. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Correr Sobrinho L, Consani S. Degree of conversion and knoop hardness of Z250 composite using different photo-activation methods. *Polym Test* **2005**; 24: 814-818.
176. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Correr-Sobrinho L, Fernando de Goes M, Henriques GEP. Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods. *Polym Test* **2006**; 25: 282-288.
177. Ogliari FA, Ely C, Zanchi CH, Fortes CB, Samuel SM, Demarco FF, et al. Influence of chain extender length of aromatic dimethacrylates on polymer network development. *Dent Mater* **2008**; 24: 165-171.
178. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BA, Hujsmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* **2010**; 89: 1063-1067.
179. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *J Adhes Dent* **2007**; 9: 469-475.
180. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Rooters JM, Loomans BAC. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater* **2007**; 23: 2-8.
181. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil* **2001**; 28: 1106-1115.
182. Padr R, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF: A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent* **2006**; 134: 427-435.
183. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig* **2003**; 7: 71-79.
184. Pallesen U, van Dijken JWV, Halken J, Hallostén AL, Höigaard R. Longevity of posterior resin composite restorations in permanent teeth in Public Dental Health Service: A prospective 8 years follow up. *J Dent* **2013**; 41: 297-306.
185. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* **2008**; 24: 1501-1505.
186. Park J, Ye Q, Topp EM, Misra A, Kieweg SL, Spencer P. Effect of photoinitiator system and water content on dynamic mechanical properties of a light-cured bisGMA/HEMA dental resin. *J Biomed Mater Res A* **2010**; 93: 1245-1251.
187. Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod* **1990**; 16: 70-77.
188. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* **2000**; 16: 330-336.
189. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* **1997**; 105: 97-116.

190. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* **2005**; 84: 659-662.
191. Pires-De-Souza FC, Garcia LF, Roselino LMR, Naves LZ. Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing-A in situ study. *J Dent* **2011**; 39: 18-24.
192. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Craig's restorative dental materials. Mosby Elsevier, St. Louis, USA, **2006**.
193. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* **2007**; 51: 659-675.
194. Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A, Pazos P, Pedraza V et al. Determination of bisphenolA and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by HPLC. *Environ Health Perspect* **2000**; 108: 21-27.
195. Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *J Dent Res* **1995**; 74: 1602-1606.
196. Rathbun MA, Craig RG, Hanks CT, Filisko FE. Cytotoxicity of a BIS-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *J Biomed Mater Res* **1991**; 25: 443-457.
197. Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosth* **1993**; 6: 364-370.
198. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* **1993**; 6: 91-95.
199. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* **1988**; 67: 932-937.
200. Rueggeberg FA., Caughman WF., Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* **1994**; 19: 26-32.
201. Ryge G, Snyder M. Evaluating the clinical quality of restorations. *J Am Dent Assoc* **1973**; 87: 369-377.
202. Ryge G. Clinical criteria. *Int Dent J* **1980**; 30: 347-358.
203. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck J-J, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehab* **2004**; 31: 1090-1101.
204. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater* **2002**; 18: 64-71.
205. Sakaguchi RL, Berge HX. Effect of light intensity on polymerization contraction of posterior composite. *J Dent Res* **1997**; 76: 74.
206. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Prediction of composite elastic modulus and polymerization shrinkage by computational micromechanics. *Dent Mater* **2004**; 20: 397-401.
207. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* **1992**; 20: 183-8.
208. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* **2005**; 21: 9-20.
209. Schedle A, Franz A, Rausch-Fan X, Spittler A, Lucas T, Samorapoompichit P, Sperr W, Boltz-Nitulescu G. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dent Mater* **1998**; 14: 429-440.
210. Schedle A, Ivanova M, Kenndler E. Determination of ethoxylated bisphenol A dimethacrylate monomers in dental composites by micellar electrokinetic chromatography. *J Chromatogr A* **2003**; 990: 231-237.
211. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Biocompatibility of dental materials. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, Berlin, **2009**.

212. Schmalz G, Schweikl H, Hiller KA. Release of prostaglandin E<sub>2</sub>, IL-6 and IL-8 from human oral epithelial culture models after exposure to compounds of dental materials. *Eur J Oral Sci* **2000**; 108: 442-448.
213. Schmalz G. The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials. *Eur J Oral Sci* **1998**; 106: 696–706.
214. Schmidt M, Dige I, Kirkevang LL, Vaeth M, Hørsted-Bindslev P. Five-year evaluation of a low-shrinkage Silorane resin composite material: A randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* [Epub, **2014**. 04. 01.] DOI 10.1007/s00784-014-1238x.
215. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Prah SC, Pfeifer CS, Ferracane JL. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide. *Dent Mater* **2012**; 28: 392-397.
216. Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prah SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater* **2008**; 24: 1169-1177.
217. Schroedera WF, Cookb WD, Vallo CI. Photopolymerization of N,N-dimethylaminobenzyl alcohol as amine co-initiator for light-cured dental resins. *Dent Mater* **2008**; 24: 686–693.
218. Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil* **1998**; 25: 908-13.
219. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* **2000**; 16: 292-296.
220. Singh A, Mohan B, Lakshminarayanan L. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with different curing lights. *Indian J Dent Res* **2005**; 16:92-98.
221. Skrtic D, Antonucci JM, Liu DW. Ethoxylated bisphenol dimethacrylate-based amorphous calcium phosphate composites. *Acta Biomater* **2006**; 2: 85-94.
222. Skrtic D, Antonucci JM. Effect of chemical structure and composition of the resin phase on vinyl conversion of amorphous calcium phosphate-filled composites. *Polym Int* **2007**; 56: 497-505.
223. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent* **1998**; 26: 137–145.
224. Spahl W, Budzikiewicz H. Qualitative analysis of dental resin composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Fresenius J Anal Chem* **1994**; 350: 684–691.
225. Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. *J Dent* **2005**; 33: 499-507.
226. Stanislawski L, Lefevre M, Bourd K, Soheili-Majd E, Goldberg M. TEGDMA-induced toxicity in human fibroblasts is associated with early and drastic glutathione depletion with subsequent production of oxygen reactive species. *J Biomed Mater Res* **2003**; 66: 476–482.
227. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* **2000**; 12: 300-308.
228. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* **1993**; 9: 6–10.
229. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS. Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent* **1994**; 71: 7-12.
230. Swheikl H, Schmalz G. Triethylene glycol dimethacrylate induces large deletions in the HPRT gene of V79 cells. *Mutat Res* **1999**; 438: 71–78.



231. Szabó J, Szabó I, Trombitás K. Adhéziós tömések széli záródásának in vitro vizsgálata. *Fogorvosi Szle* **1989**; 82: 129-132.
232. Szep S, Kunkel A, Ronge K, Heidemann D. Cytotoxicity of modern dentin adhesives—in vitro testing on gingival fibroblasts. *J Biomed Mater Res* **2002**; 63: 53-60.
233. Taira M, Toguchi MS, Takahasi J, Okazaki M. Cytotoxicity of three di-functional monomers used in dental composite resins. *J Mater Sci Lett* **2000**; 19: 547–548.
234. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (BisGMA and TEGDMA) of a set visible light- cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehabil* **1991**; 18: 353–362.
235. Tango RN, Sinhoreti MA, Correr AB, Schneider LF, Kimpara ET, Correr-Sobrinho L. Knoop hardness of dental resin cements: Effect of veneering material and light curing methods. *Polymer Test* **2007**; 26: 268-273.
236. Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **2005**; 72: 310-315.
237. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutaloa J, Unterbrink G et al. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent* **2006**; 31: 219-226.
238. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials* **2003**; 24: 2097-2103.
239. Truffier-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Biebuyck JJ, Mestdagh M, Larbanois P et al. A physico-chemical explanation of the post-polymerization shrinkage in dental resins. *Dent Mater* **2006**; 22: 405-412.
240. Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* **2004**; 20: 364-369.
241. Turkun LS, Aktener BO, Ates M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quint Int* **2003**; 34: 418-426.
242. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* **2003**; 24: 1787–1795.
243. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* **1991**; 99: 440-444.
244. Uzunova Y, Lukanov L, Filipov I, Vladimirov S. High-performance liquid chromatographic determination of unreacted monomers and other residues contained in dental composites. *J Biomech & Biophys Methods* **2008**; 70: 883-888.
245. Vaidynathan J, Vaidynathan TK, Wang Y, Viswanadhan T. Thermoanalytical characterization of visible light cure dental composites. *J Oral Rehabil* **1992**; 19: 49-64.
246. van de Sande FH, Opdam NJ, Rodolpho PA, Corrêa MB, Demarco FF, Cenci MS. Patient risk factors' influence on survival of posterior composites. *J Dent Res* **2013**; 92: 785-838.
247. van Dijken JWV, Pallesen U. A six-year prospective randomized study of a nano-hybrid and a conventional hybrid resin composite in Class II restorations. *Dent Mater* **2013**; 29: 191-198.
248. van Dijken JWV, Sunnegardh-Grönberg K, Lindberg A. Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions. A 13 years evaluation. *Dent Mater* **2007**; 23: 1101-1107.

249. van Dijken JWV. A 6-year prospective evaluation of a one-step HEMA-free self etching adhesive in Class II restorations. *Dent Mater* **2013**; 29: 1116-1122.
250. van Dijken JWV. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: A 12-year follow-up. *J Dent* **2010**; 38: 469-474.
251. van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent* **2003**; 31: 395-405.
252. Vaubert VM, Moon PC, Love BJ. Extractable free monomers from self-cured dental sealants resulting from dispensing errors. *J Biomed Mater Res Appl Biomater* **1999**; 48: 5-8.
253. Venhoven BA, De Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing bisGMA-based methacrylate resin. *Biomaterials* **1993**; 14: 871-875.
254. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent* **2006**; 31: 11-7.
255. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater* **2003**; 20: 554-64.
256. Walls AW, McCabe JF, Murray JJ. The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. *J Dent* **1988**; 16: 177-181.
257. Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. *J Oral Rehab* **1990**; 17: 327-34.
258. Wataha JC, Lockwood PE, Bouillaguet S, Noda M. In vitro biological response to core and flowable dental restorative materials. *Dent Mater* **2003**; 19: 25-31.
259. Watanabe H, Khera SC, Vargas MA, Qian F. Fracture toughness comparison of six resin composites. *Dent Mater* **2008**; 24: 418-425.
260. Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent* **1994**; 22: 112-117.
261. Weaver WS, Blank LW, Pelleu GB Jr. A visible light activated resin cured through tooth structure. *Gen Dent* **1988**; 36: 236-237.
262. Williams DF. Definitions in biomaterials. Elsevier, Oxford, UK, **1987**.
263. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials* **2003**; 24: 2451-2461.
264. Yap AU, Wong NY, Siow KS. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent* **2003**; 28: 357-364.
265. Yoshii E. Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates: Relationships of monomer structures and cytotoxicity. *J Biomed Mater Res* **1997**; 37: 517-524.
266. Yu B, Lee YK. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dent Mater* **2008**; 24:1236-1242.
267. <http://www.jasco.hu/konyvtar-spektroszkopia.htm>
268. [http://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0011\\_2A\\_5\\_modul/1334/index.html](http://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0011_2A_5_modul/1334/index.html)

## VIII. Szerző publikációi

### VIII/1. A PhD értekezéssel összefüggő publikációk

- **LEMPEL E**, CZIBULYA ZS, KUNSÁGI-MÁTÉ S, SZALMA J, SÜMEGI B, BÖDDI K: Quantification of Conversion Degree and Monomer Elution from Dental Composite Using HPLC and Micro-Raman Spectroscopy. *Chromatographia* **2014**; 77: 1137-1144 doi: 10.1007/s10337-014-2647-3. **IF<sub>2013</sub> 1.37**
- **LEMPEL E**, TÓTH Á, FÁBIÁN T, KRAJ CZÁR K, SZALMA J: Retrospective evaluation of four microhybrid posterior direct resin composite restorations: 10-Year findings. *Dent Mater* (Revízió) **IF<sub>2013</sub> 4.16**
- **LEMPEL E**, SZALMA J, JEGES S, KENDE D, KRAJ CZÁR K, NAGY ÁK, TÓTH V: Direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján. *Fogorvosi Szle* **2012**; 105: 47-52.
- **LEMPEL E**, TÓTH V, SZALMA J, SZABÓ GY: Minőségi követelményrendszer alkalmazása kerámia restaurációk ellenőrző vizsgálatában. *Fogorvosi Szle* **2006**; 99: 3-8.

#### *Idézhető konferencia absztraktok*

- **Lempel E**, Böddi K, Szalma J, Barla-Szabó P, Sümegi B, Takátsy A: The degree of conversion of composites using different light-curing sources. *Journal of Dental Research* 2011; 90: (Spec. Iss. B.) Paper N° 316. **IF 3.486**

#### *Egyéb közlemények*

- **LEMPEL E**: Filtek Supreme XT nanokompozit bemutatás. *Magyar Fogorvos* 2010; 19: 82.

## VIII/2. A PhD értekezéshez nem kapcsolódó publikációk

- SZALMA J, BATA ZS, **LEMPEL E**, JEGES S, OLASZ L: Quantitative pixel gray measurement of the “high-risk” sign, darkening of third molar roots: a pilot study. *Dentomaxillofac Rad* **2013**; 42: 20130160. doi:10.1259/dmfr.20130160 **IF<sub>2013</sub> 1.271**
- SZALMA J, BÖDDI K, **LEMPEL E**, SIEROSLAWSKA AF, SZABÓ Z, HARFOUCHE R, OLASZ L, TAKÁTSY A, GUTTMAN A: Proteomic and Scanning Electron Microscopic Analysis of Submandibular Sialoliths. *Clin Oral Investig* **2013**; 17: 1709-1717. doi: 10.1007/s00784-012-0870-6 **IF<sub>2013</sub> 2.285**
- SZALMA J, VAJTA L, **LEMPEL E**, JEGES S, OLASZ L: Darkening of Third Molar Roots on Panoramic Radiographs: Is it really predominantly Thinning of the Lingual Cortex? *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 43: 483-488. Epub 2012 Jul 24. doi: 10.1016/j.ijom.2012.06.018 **IF<sub>2013</sub> 1.359**
- SZALMA J, **LEMPEL E**, JEGES S, OLASZ L: Digital versus conventional panoramic radiography in predicting inferior alveolar nerve injury after mandibular third molar removal. *J Craniofac Surg.* **2012**; 23: e155-e158. doi: 10.1097/SCS.0b013e31824cdca8 **IF<sub>2012</sub> 0.686**
- SZALMA J, **LEMPEL E**, CSUTA T, VAJTA L, JEGES S, OLASZ L: A jellegzetes panorámaröntgen jelek szerepe a nervus alveolaris inferior sérülések várható megítélésében alsó bölcsességfogak eltávolításakor. *Fogorv Szle.* **2011**; 104: 27–33.
- SZALMA J, **LEMPEL E**, JEGES S, OLASZ L: Darkening of Third Molar Roots: Panoramic Radiographic Associations with Inferior Alveolar Nerve Exposure. *J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 69: 1544-1549. **IF 1.64**
- SZALMA J, **LEMPEL E**, CSUTA T, BÁRTFAI D, JEGES S, OLASZ L: A panorámaröntgen szerepe a nervus alveolaris inferior sérülések várható megítélésében alsó bölcsességfogak eltávolítása előtt. A gyökérgörbület és a gyökércsúcs- canalis mandibulae átfedésének hatása a rizikóbecslésre. *Fogorv Szle.* **2010**; 103: 43-48.
- OLASZ L, SZALMA J, **LEMPEL E**, ORSI E, NYÁRÁDY Z: An application of platysma based transpositional flap for through and through

facial defect when the facial artery circulation is blocked or compromised. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69: 1242-1247. **IF 1.64**

- SZALMA J, **LEMPEL E**, JEGES S, SZABÓ G, OLASZ L: The Prognostic Value of Panoramic Radiography of Inferior Alveolar Nerve Damage after Mandibular Third Molar Removal. Retrospective study of 400 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109: 294-302. **IF 1.499**

*Idézhető konferencia absztraktok*

- SZALMA J, **LEMPEL E**, CSUTA T, NYÁRÁDY Z, JEGES S, OLASZ L: The Effect Of The Extent Of Root Curvature And Inferior Alveolar Canal-Root Tip Overlap To The Risk Assessment After Mandibular Third Molar Surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 2010; 36: 211 **IF 1.54**
- SZALMA J, BÖDDI K, **LEMPEL E**, SZABÓ Z, NYÁRÁDY Z, OLASZ L, TAKÁTSY A: Protein Identification From Submandibular Salivary Stones With Maldi-Tof Mass Spectrometry. *J Craniomaxillofac Surg* 2010; 36: 211 **IF 1.54**
- SZALMA J, BÖDDI K, **LEMPEL E**, SZABÓ Z, NAGY Á, OLASZ L, TAKÁTSY A : Structural analysis and protein identification from submandibular salivary stones. *Journal of Dental Research* 2011; 90: (Spec. Iss. B.) Paper N° 391. **IF 3.486**

*Tankönyvfejezet*

**5 könyvfejezet 2 nyelven** (magyar, angol), **4 fejezet csak angol** és **1 német nyelven**

„A magyarországi fogorvosképzés módszertani és tartalmi modernizációja korszerű hosszanti digitális tananyagfejlesztéssel három nyelven” című fogorvostan-hallgatók számára készülő digitális oktatási anyagban, esztétikus fogászat és endodoncia témában:

AZ ENDODONTIA MODERN KONCEPCIÓJA (angol)

ENDODONTIAI VIZSGÁLÓ MÓDSZEREK, DIFFERENCIÁL DIAGNÓZISOK (angol)

PULPA MEGBETEGEDÉSEK ÉS DIAGNOSZTIKÁJUK (angol)

A PULPA ÉS A PERIAPICALIS TÉR PATHOLOGIJÁJA (magyar, angol)

STEP-BACK TECHNIKA, STEP-DOWN TECHNIKA (angol)

A KOMPOZITOK ÖSSZETEVŐI, SZÍNT BEFOLYÁSOLÓ HATÁSUK (magyar, angol)

POLIMERIZÁCIÓS STRESSZ, RÉTEGZÉSES TECHNIKÁK MOLÁRIS FOGAKON (magyar, angol)

DIREKT HÉJ KÉSZÍTÉSE KÜLÖNBÖZŐ TECHNIKÁKKAL (magyar, angol, német)

A KERÁMIÁK ANYAGTANA (magyar, angol)

(Az anyag feltöltési határideje 2013. augusztus 20. volt, a pontos bibliográfiai adatok az értekezés leadásakor még nem érhetők el.)

### **VIII/3. Előadások (mint előadó)**

- **LEMPEL E**, TÓTH Á, FÁBIÁN T, KRAJ CZÁR K, SZALMA J: Mikrohibrid kompozit tömések 10 éves retrospektív követése – endodonciai kezelés, mint a sikertelenségek egyik vezető oka. MFE Magyar Endodontiai Társaság és Dento-Maxillo-Faciális Radiológiai Társaság III. Kongresszusa, Ráckeve, 2014.09.04-06.
- **LEMPEL E**, BÖDDI K, SZALMA J, BARLA-SZABÓ P, SÜMEGI B, TAKÁTSY A: The degree of conversion of composites using different light-curing sources. 45th Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research (CED-IADR) with the Scandinavian Division, Budapest, 2011
- **LEMPEL E**, FÁBIÁN T, SZALMA J, KRAJ CZÁR K, JEGES S: II. Osztályú kompozit tömések 10 éves retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján. MFE Árkövy Vándorgyűlése, Pécs, 2012.09.20-22.
- **LEMPEL E**, SÁNDOR B, SZABÓ GYT, BÁN Á, SZALMA J: Fraktúrált nagymetszők restaurálása anatómikus rétegzéses felépítéssel – képekben. MFE Árkövy Vándorgyűlése, Pécs, 2012.09.20-22.
- **LEMPEL E**, FÁBIÁN T, SZALMA J, KRAJ CZÁR K, JEGES S: Direkt kompozit restaurációk 5 éves retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján. MFE Árkövy Vándorgyűlése, Pécs, 2012.09.20-22.
- **LEMPEL E**: Fémmentes kerámia koronák. MFE Fogpótlástani Társaság XV., a Magyar Fogorvosok Implantológiai Társaságának V. és a Magyar Parodontológiai Társaság XIII. Közös Fogászati Kongresszusa, Budapest, 2003.
- **LEMPEL E**: Fémmentes kerámia koronák alkalmazása. Szeged, 2005.05.17.
- **LEMPEL E**: Direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján. MFE MET-DMFRSZ kongresszus. Ráckeve, 2004.06.03.
- **LEMPEL E**: Modern anyagok és technikák alkalmazása a fogászatban. 3M-Espe Konferencia, Budapest, 2006.05.26.

A szerző impaktfaktor adatai:

Első szerzős cikk/ek  $\Sigma$  IF: **1,370**

Lektorált cikkek  $\Sigma$  IF: **11,7**

Idézhető konferencia absztrakt:  $\Sigma$  IF **10,1**

Független citációk: **59**

## Köszönetnyilvánítás

Köszönettel tartozom témavezetőmnek, **Dr. Sümegi Balázs** professzor úrnak.

Hálás köszönetemet fejezem ki **Dr. Böddi Katalinnak** és **Dr. Cibulya Zsuzsannának**, hogy fáradhatatlan kitartásukkal és önzetlenségükkel segítették publikációimat és az értekezés létrejöttét.

Köszönet illeti **Dr. Jeges Sára** tanárnőt, hogy a statisztikai útmutatás mellett, időt és fáradságot nem kímélve segítette publikációimat.

Köszönetem fejezem ki **Dr. Szalma József** adjunktus úrnak a rengeteg segítség nyújtásért, javaslatért, ösztönzésért és támogatásért, mellyel publikációim és értekezésem létrejöttét elősegítette.

Szintén köszönettel tartozom a **konzerváló fogászati részleg dolgozóinak**, különös tekintettel **Dr. Krajczár Károlyra** és **Magori Zsuzsára**, hogy kutatásaim során mindenben segítségemre voltak és támogattak.

Végül, de nem utolsó sorban köszönöm **kislányomnak, férjemnek, szüleimnek, testvéremnek**, hogy tolerálták a megannyi tőlük rabolt és munkára fordított szabadidőt, erőt adtak és támogattak.