



**SAPIENTIA**  
ERDÉLYI MAGYAR  
TUDOMÁNYEGYETEM

ORSZÁGOS TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI KONFERENCIA

**FOGÁSZATI KOMPOZITOK  
POLIMERIZÁCIÓS ZSUGORODÁSÁNAK  
HATÁSA A FOGCSÜCSKÖK  
ELHAJLÁSÁRA**

**Szerző:** Kántor Éva-Andrea  
Mechatronika BSc. szak, IV. évf.

**Konzulensek:** Dr. Kántor József  
egyetemi adjunktus  
Dr. Kerekes-Máthé Bernadette-Evelyn  
egyetemi docens  
Dr. Jakab-Farkas László  
egyetemi adjunktus

2024

**SAPIENTIA ERDÉLYI MAGYAR TUDOMÁNYEGYETEM**

**FOGÁSZATI KOMPOZITOK POLIMERIZÁCIÓS  
ZSUGORODÁSÁNAK HATÁSA A FOGCSÜCSKÖK ELHAJLÁSÁRA**

**EFFECT OF POLYMERIZATION SHRINKAGE OF DENTAL  
COMPOSITES ON CUSPAL DEFLECTION**

Kántor Éva-Andrea

Konzulensek:

Dr. Kántor József

Dr. Kerekes-Máthé Bernadette-Evelyn

Dr. Jakab-Farkas László

Kézirat lezárva: 2024. április 20.

## TARTALOMJEGYZÉK

|                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------|----|
| Tartalomjegyzék.....                                             | 3  |
| Abstract .....                                                   | 4  |
| Kivonat.....                                                     | 5  |
| 1. Bevezetés.....                                                | 6  |
| 1.1. A fogászati kompozitok .....                                | 6  |
| 1.1.1. Kémiai összetétel .....                                   | 7  |
| 1.1.2. Fényre kötő kompozitok .....                              | 8  |
| 1.1.3. A polimerizációs zsugorodás .....                         | 8  |
| 1.1.4. A különböző rétegzési technikák .....                     | 10 |
| 1.1.5. A fogcsücskök elhajlása és a megjelenő feszültségek ..... | 11 |
| 1.2. Célkitűzés.....                                             | 12 |
| 2. Kutatási módszertan .....                                     | 13 |
| 2.1. A kavitások elkészítése .....                               | 13 |
| 2.2. A tömések elkészítése .....                                 | 14 |
| 2.3. Mérés Digital Image Correlation (DIC) technikával .....     | 16 |
| 2.4. Mérés koordináta-mérőgéppel .....                           | 17 |
| 2.5. Statisztikai analízis.....                                  | 18 |
| 3. Kutatási eredmények bemutatása és tárgyalása.....             | 19 |
| 4. Összefoglalás.....                                            | 32 |
| 4.1. Következtetések .....                                       | 32 |
| 4.2. Jövőbeli tervek.....                                        | 32 |
| Köszönetnyilvánítás.....                                         | 33 |
| Irodalom.....                                                    | 34 |

## **ABSTRACT**

An important property of dental composites is their polymerization shrinkage, which can lead to the appearance of stresses in the filling and tooth tissue. Shrinkage stresses can lead to the formation of small cracks in the enamel, microleakage, and cuspal deflection. The purpose of this study is to investigate the effect of polymerization shrinkage of two types of dental composites on cuspal deflection.

MOD cavities (4 mm x 4 mm x 4 mm) made of aluminum alloy sheet were filled with dental composite. The experimental design included four groups of samples that were created based on the layering technique (bulk, horizontal, oblique) and the composite that was used (Filtek Z550, Filtek One Bulk Fill). For the measurement of cuspal deflection DIC (Digital Image Correlation) technique and a coordinate-measuring machine were used. High resolution photographs were taken before and 10 minutes after the composite was placed in. The coordinate-measuring machine was used to take measurements on the outer walls of the cavities before and one day after the filling was made. Statistical analysis was carried out in order to evaluate the effect of the treatment on the cuspal deflection.

## KIVONAT

A fogászati kompozitok számos előnyös tulajdonsággal rendelkeznek más tömőanyagokkal szemben, ebből kifolyólag gyakran használják őket oldalsó fogak restaurálásához. A kompozitok fontos jellemzője a polimerizációjukkor végbemenő zsugorodás, amely a tömésben és a fogszövetben megjelenő feszültségekhez vezethet. A zsugorodási feszültségek a fogzománc apró repedéseinek megjelenését, széli beszűrődés kialakulását, a fogcsücskök elmozdulását eredményezhetik. Kutatásom célja, hogy megvizsgáljam 2 fogászati kompozit polimerizációs zsugorodásának hatását a csücsök-elhajlásra.

Alumíniumötvözet lemezből kialakított MOD kavitások (4 mm x 4 mm x 4 mm) fogászati kompozittal lettek feltöltve. A kísérleti terv négy mintacsoportot tartalmazott a használt rétegzési technika (bulk, horizontális, ferde) és tömőanyag (Filtek Z550, Filtek One Bulk Fill) függvényében. A csücsök-elhajlás mértékének meghatározására DIC (Digital Image Correlation) technikával, illetve koordináta-mérőgép segítségével került sor. A DIC technikával vizsgált nagyfelbontású fényképek a tömés behelyezése előtt és 10 perccel utána készültek. A koordináta-mérőgéppel a kavitások külső falain tömés előtt és egy nappal tömés után készültek mérések. A kapott mérési eredmények összehasonlítása statisztikai analízis segítségével történt.

# 1. BEVEZETÉS

## 1.1. A fogászati kompozitok

A fogrestauráció olyan orvosi kezelés, mely során eltávolítják a fog szuvas vagy sérült részét helyettesítve azt valamilyen, a környezeti hatásoknak ellenálló anyaggal, mint például fémmel, kerámiával, fogászati cementtel vagy kompozittal [1]. A fogászati restaurációk történelme az ókori időkig nyúlik vissza, az etruszkok és a föníciaiak már a Kr. e. 2700-as években készítettek aranyból fogkoronákat. Azóta a szájsebészet és a fogászat folytonos fejlődésben van, amely egyre hatékonyabbá és kényelmesebbé teszi a száj egészségének ápolását a beteg és az egészségügyben dolgozók számára egyaránt [2].

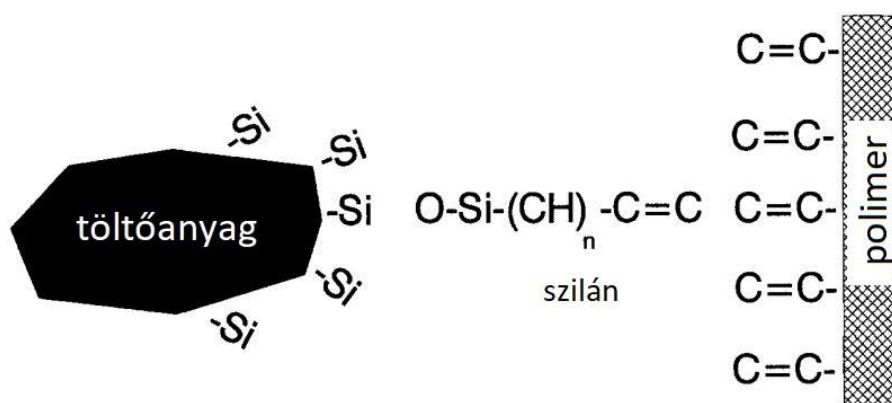
A fogászati kompozitok (angolul “resin-based dental composite material”, “dental composite resin”, “dental resin composite”, “dental composite”, “dental polymer composite” kifejezésekkel szerepel a szakirodalomban) polimer alapú tömőanyagok, előnyös tulajdonságaiknak köszönhetően széles körben használják őket a fogászatban. Egy 2021-ben készült összesítő tanulmány szerint az 1981 óta behelyezett tömések 44%-át teszik ki, ezzel megelőzve az amalgám (higanyötvözet) tömések számát (40.9%) [3]. A fogászati kompozitokat a fog szerkezeti hiányosságainak pótlására, esztétikai szempontból pedig a fog árnyalatának és kontúrájának módosítására használják. A kereskedelemben sokféle fogászati kompozittal lehet találkozni, ezek közül némelyek esztétikai célokra voltak kifejlesztve, másokat pedig nagyobb mechanikai igénybevételnek ellenálló zónákra terveztek. Napjainkban a nanotechnológia segítségével már olyan kompozitok is elérhetővé váltak, melyek egyaránt kiváló mechanikai és esztétikai tulajdonsággal rendelkeznek [4].

A polimer kompozitokat az 1960-as években kezdték használni. Jobb mechanikai tulajdonságokkal rendelkeztek, mint az azelőtt használatban levő akrilok. Ezek kémiaiilag aktivált, ún. önkötő kompozitok voltak, az 1970-es években megjelentek a fényrekötő kompozitok, melyeknél a polimerizáció elindításához ultraibolya (UV) fényt használtak. Ezeket később felváltották az olyan kompozitok, melyek aktiválása nagyobb hullámhosszú látható fénnel történt. A kompozitok azóta is folytonos fejlesztés alatt állnak, a mai kompozitokat a tartósság, kopásállóság, a természetes fogak kinézetét utánozó esztétika jellemzi. A nanotechnológia segítségével megvalósult a töltőanyagrészek méretének további csökkentése, amely által látványos fejlődést értek el az anyag tulajdonságait tekintve. A kompozit restaurációk élettartamának megnövekedésében fontos szerepet játszott a kompozit és fogszövet közötti kapcsolatot megvalósító ragasztók fejlesztése is [4].

### 1.1.1. Kémiai összetétel

A kompozitok szerkezete négy fő összetevőből áll: szerves polimer mátrix, szerves töltőanyag, a polimer és a töltőanyag kapcsolatát megvalósító kötőanyag, és egy iniciátor, a polimerizációs folyamatot elindító, és koncentrációtól függően felgyorsító rendszer [4]. A monomer leggyakrabban valamilyen dimetakrilát (pl. Bis-GMA, UDMA, és ezek módosított változatai) [5]. Annak ellenére, hogy a dimetakrilát nagyon jó optikai és mechanikai tulajdonságokat biztosít a kompozitnak, viszkozitása miatt egy kis molekulatömeggel rendelkező hígító monomerrel keverik össze annak érdekében, hogy egy klinikailag alkalmazható állagú anyag legyen a töltőanyag hozzáadása után [4].

A töltőanyag egy vagy több anyagból áll, mint például kvarc, üveg, vagy újabban nanorészecskék (pl. nanoszilika). A töltőanyag feladata, hogy megerősítse a polimermátrixot, biztosítsa a megfelelő fényáteresztőképességet, illetve korlátozza a kompozit polimerizációs zsugorodásának mértékét. Kötőanyagként általában szilán kapcsoló molekulákat alkalmaznak a gyártók. Hozzáadva a töltőanyaghoz, a szilán egyfajta bevonatot képez a töltőanyag részecskék felszínén. A szilánnal felületkezelt töltőanyagot adják hozzá a monomer keverékhez (1. ábra) [4].



1. ábra: A szilán kapcsolata a kompozit többi alkotóelemével [6]

A negyedik összetevő, az iniciátor szabadgyök-képződés által indítja be a polimerizációs folyamatot. A fogászati kompozitok két leggyakrabban használt monomere a Bis-GMA és az UDMA, melyek mindkét végükön reaktív kettős kötések tartalmazznak. Ebből kifolyólag a polimerizáció végére egy polimer térháló valósul meg, melyben C-C kovalens kötéssel kapcsolódnak egymáshoz a molekulák (vagy monomerek és oligomerek) [5].

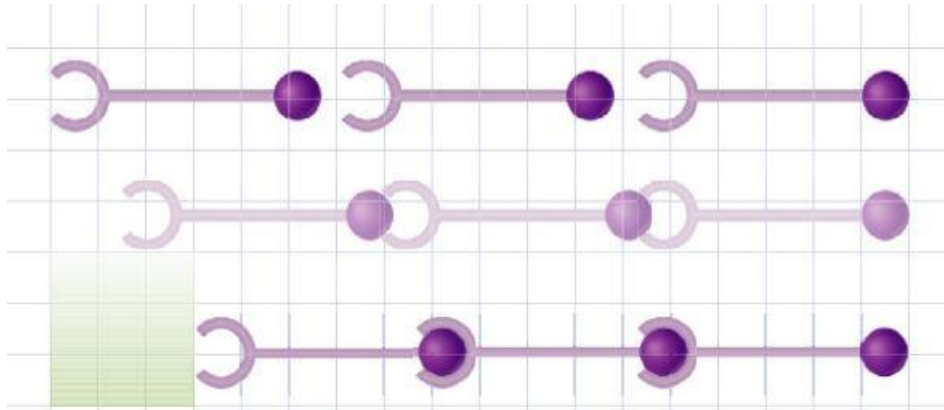
### **1.1.2. Fényre kötő kompozitok**

Sokféle szempont szerint lehet csoportosítani a kompozitokat, ezek közül néhány: a használt töltőanyag szemcsenagysága és részaránya; viszkozitás; a polimerizáció elindításához használt módszer. A kompozit polimerizációját kémiai reakció vagy fény segítségével lehet elindítani, az utóbbi a gyakrabban használt módszer. A fényre kötő kompozitoknál a monomer keverékhez fényérzékeny iniciátort adagolnak, melynek aktiválásához kék fénnel (maximális hullámhossza 465 nm körüli érték) lámpázzák a kompozitot. A magas intenzitású fénnel történő lámpázás megkezdése után másodperceken belül megkeményedik a kompozit, viszont csak a lámpázás befejezése után 24 órával éri el a maximális értékeket mechanikai tulajdonságai szempontjából, ugyanis ebben az időintervallumban még folytatódik a vegyi reakció. Annak ellenére, hogy a lámpázás után egy napig még lejátszódnak az anyag végső mechanikai tulajdonságait befolyásoló folyamatok a kompozitokban, közvetlenül a lámpázást követően már elég keménységgel rendelkeznek ahhoz, hogy be lehessen fejezni a restaurációt és polírozni lehessen a felületét [4].

A kompozit polimerizációjának mértéke több tényezőtől függ. A levegővel szomszédos rétegek máshogy polimerizálódnak, mint a tömés belsejében elhelyezkedő anyagrészek. Az anyag polimerizációja a fényforrás helyzetétől és a lámpázási időtől is függ. A polimerizáció hatásfoka 35% és 80% között található [4]. Hogyha a fény nem ér el a tömés alsóbb rétegeihez, az az iniciátor anyag gyenge aktiválódásához vezethet ezeken a helyeken, amely a kompozit alulkeményedését, illetve nem megkeményedett anyagrészeket eredményezhet. A kompozit fényáteresztőképességét az anyag összetevői határozzák meg [7].

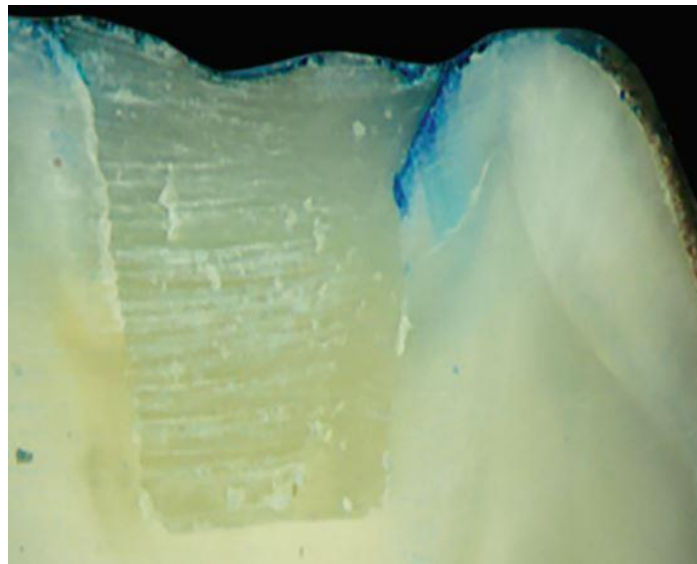
### **1.1.3. A polimerizációs zsugorodás**

A polimerizációs reakció ideje alatt a kompozit molekulái közelebb kell kerüljenek egymáshoz annak érdekében, hogy kémiai kötések alakulhassanak ki közöttük, ez pedig az anyag zsugorodásához vezet (2. ábra). A kompozitok polimerizáció miatti térfogati zsugorodása 1-6% közé tehető [8].



2. ábra: A metakrilát polimerizációjakor történő zsugorodás vázlatos ábrázolása [4]

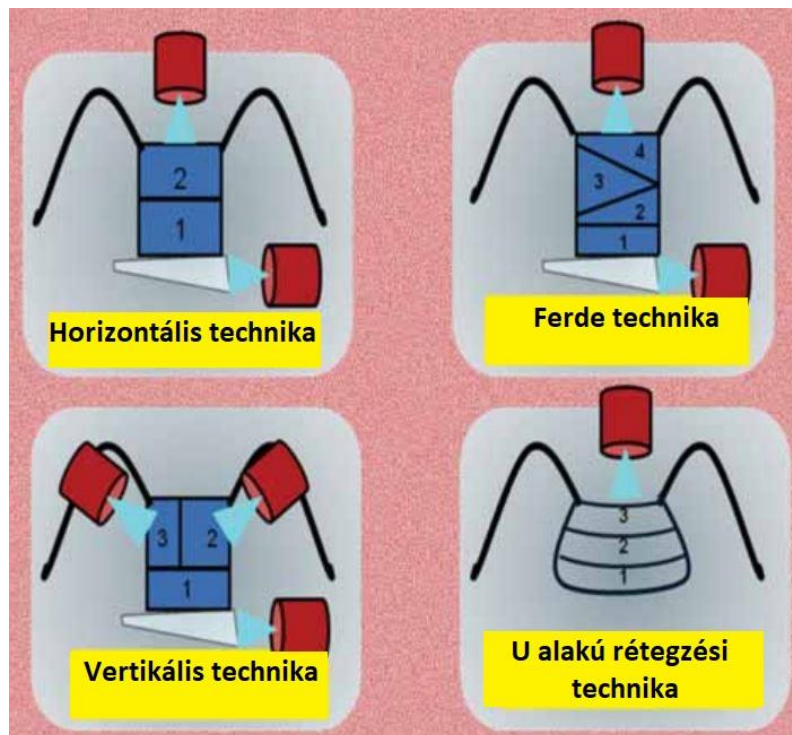
A polimerizációs zsugorodás a fogszövet és a kompozit közötti, illetve anyagon belüli feszültségek megjelenését eredményezheti, melyek értéke elérheti akár a 13 MPa-t is [4]. Ezek a feszültségek meghaladhatják a fogszövet és a kompozit határfelületénél található ragasztóréteg erősségét. Ekkor a ragasztó felbomolhat egy kis rész, ún. mikroszivárgás (3. ábra) keletkezéséhez vezetve, ahova nyál és különböző mikroorganizmusok juthatnak be. Ez másodlagos fogszuvasodás és széli elszíneződés megjelenését eredményezheti. Továbbá, a megjelenő feszültségek a fogzománcban keletkező apró repedések megjelenését vagy akár a zománc nagyobb mértékű sérülését eredményezhetik [4].



3. ábra: Mikroszivárgás [9]

#### 1.1.4. A különböző rétegzési technikák

A fényre kötő kompozitokból készülő fogtöméseket gyakran több rétegből építik fel. Erre egyrészt azért van szükség, mert a kompozitnak van egy maximális keményedési mélysége, ami meghatároz egy maximális behelyezhető rétegvastagságot, ez általában 2 mm a hagyományos kompozitok esetében. Az inkrementális rétegzés lehetővé teszi a fogorvosok számára a kompozit formájának pontosabb alakítását, ezáltal biztosítva a jobb illeszkedést a foghoz. Továbbá elterjedt szemlélet a fogászati gyakorlatban, hogy az inkrementális rétegzés segít csökkenteni a polimerizációs zsugorodás, és ezáltal a feszültségek megjelenésének mértékét [10, 11, 12]. Az inkrementális rétegzés esetében csökkentheti a zsugorodási feszültségek mértékét az egyszerre kis mennyiségű anyag használata, a szabad és a ragasztott tömésfelszín arányának csökkentése (alacsony C-faktor), illetve a rétegek minimális kontaktusa a szemközti fallal [5]. Nem utolsó sorban a kompozit rétegzése lehetővé teszi, hogy egyetlen töménél több árnyalatú kompozit is használva legyen, ezáltal esztétikailag javítva az elkészült tömést. Sokféle rétegzési technika létezik, egy adott réteg behelyezésekor beszélhetünk például horizontális, vertikális vagy ferde rétegről (4. ábra).



4. Inkrementális rétegzési technikák néhány fajtája [13]

Fogtömést nem csak inkrementális rétegzési technikával lehet készíteni. A fogászati kompozitok nagy csoportját képezik a bulk típusú kompozitok, melyeket egyetlen, akár 5 mm

vastag rétegben lehet behelyezni a fogkavításba, ezt nevezik bulk technikának. A bulk kompozitokat is lehet több rétegben tömni, például nagy mélységű kavítások esetén.

#### **1.1.5. A fogcsücskök elhajlása és a megjelenő feszültségek**

A polimerizációs zsugorodás okozta feszültségek vizsgálatának egyik módja a fogcsücskök elhajlásának mérése. Számos kutatás készült arra vonatkozóan, hogy milyen hatással van a különböző fényre kötő kompozitok és rétegzési technikák használata a csücskök elhajlására.

Kwon *et al.* azt találták, hogy a csücskök elhajlását jelentősen csökkenteni lehet inkrementális tömési technikával, illetve olyan kompozit használatával, melynek kisebb a polimerizációs zsugorodása. Kísérletükben alumíniumból készült MOD kavításokat használtak (6 mm x 8 mm x 4 mm). Inkrementális rétegzési technikával 20.32%-al kisebb elhajlás volt megfigyelhető, mint a bulk technikával készült tömések esetében [14].

Park *et al.* is vizsgálták a csücsök-elhajlást egy univerzális kompozit használatakor különböző rétegzési technikákat (bulk, horizontális és ferde) alkalmazva. Az ők esetében is alumínium volt a kavítások falának anyaga, illetve a kavítások méretei 6 mm x 8 mm x 4mm volt. Eredményeik azt mutatták, hogy a bulk technika ( $21.6 \pm 0.9 \mu\text{m}$ ) statisztikailag jelentősen nagyobb elhajlást eredményezett, mint a horizontális ( $19.3 \pm 0.73 \mu\text{m}$ ) és a ferde ( $18.4 \pm 0.63 \mu\text{m}$ ) rétegzési technika, viszont a két inkrementális rétegzési technika között nem volt jelentős a különbség [12].

Al-Onazi és Magdy bulk kompozitokat hasonlítottak össze hagyományos inkrementális rétegzési technikával behelyezett kompozitokkal. Az általuk vizsgált mintacsoportok között nem volt megfigyelhető jelentős különbség, a bulk anyaggal tömött minták hasonló értékű csücsök-elhajlást mutattak, mint a hagyományos kompozittal tömött minták, melyeknél inkrementális rétegzési technikát alkalmaztak [15].

Tsujimoto *et al.* egy kutatás során azt vizsgálták, hogy milyen hatással vannak a különböző rétegzési technikák a csücsök-elhajlásra bulk típusú kompozitok használata esetén. Kísérletükben alumíniumból készült MOD kavításokat használtak (4mm x 8mm x 4mm). Mérési eredményeik azt mutatták, hogy egyes bulk típusú anyagoknál jelentős mértékben csökkent a szimulált fogcsücskök elhajlása inkrementális rétegzési technikák alkalmazásával, míg voltak olyan bulk anyagok, melyeknél nem volt kimutatható szignifikáns különbség az elhajlásértékekben a bulk és az inkrementális rétegzési technika között.

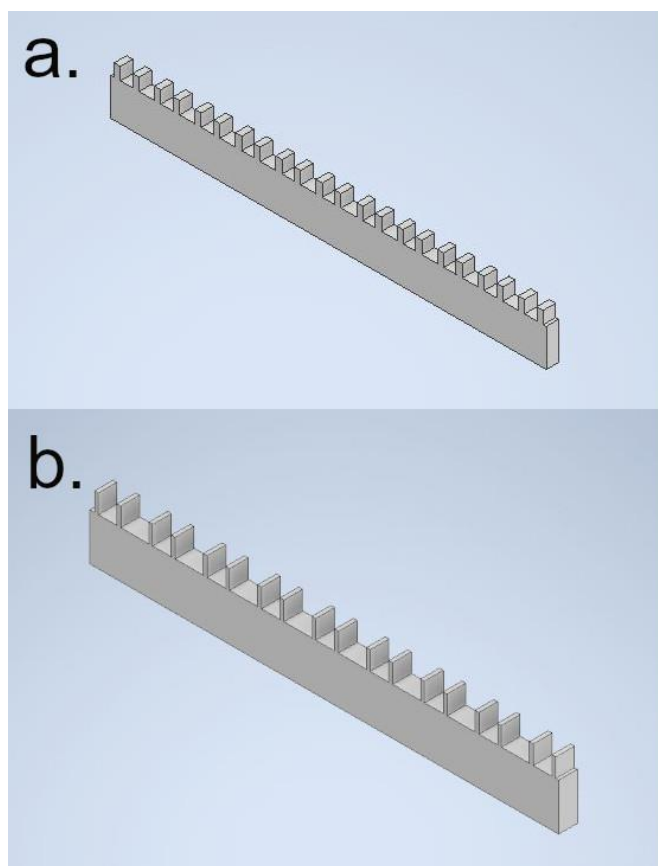
## **1.2. Célkitűzés**

A szakirodalomban közölt kutatásokban sok esetben nem használnak fogászatilag jóváhagyott módszereket (pl. kavitások mérete, lámpázási idő). Kutatásomban egy bulk típusú, illetve egy univerzális kompozit tömőanyag polimerizációs zsugorodásának hatását vizsgálom szimulált fogcsücskök elhajlására. Céлом, hogy megállapítsam, milyen típusú anyaggal, és milyen rétegzési technikát alkalmazva a legelőnyösebb elkészíteni egy fogtömést a csücsök-elhajlás minimalizálása érdekében, különös tekintettel lévén arra, hogy a kutatás kivitelezése minél pontosabban megközelítse a fogászati gyakorlatot.

## 2. KUTATÁSI MÓDSZERTAN

### 2.1. A kavitások elkészítése

A szimulált MOD kavitások elkészítéséhez 4 mm vastagságú alumíniumötvözet (EN-AW-2017) lemezt használtam. A kavitásokat tartalmazó alkatrészek 3D-s modelljeit (5. ábra) Autodesk Inventor Professional segítségével terveztem meg. A tervezett kavitások 2 mm vastagságú falakkal (5a. ábra), illetve 0.8 mm vastagságú falakkal (5b. ábra) rendelkeztek. A kavitások mérete mindkét esetben 4 mm x 4 mm x 4 mm.



5. ábra: A kavitásokat tartalmazó alkatrészek 3D-s modelljei: a) 2 mm vastagságú fallal, b) 0.8 mm vastagságú fallal

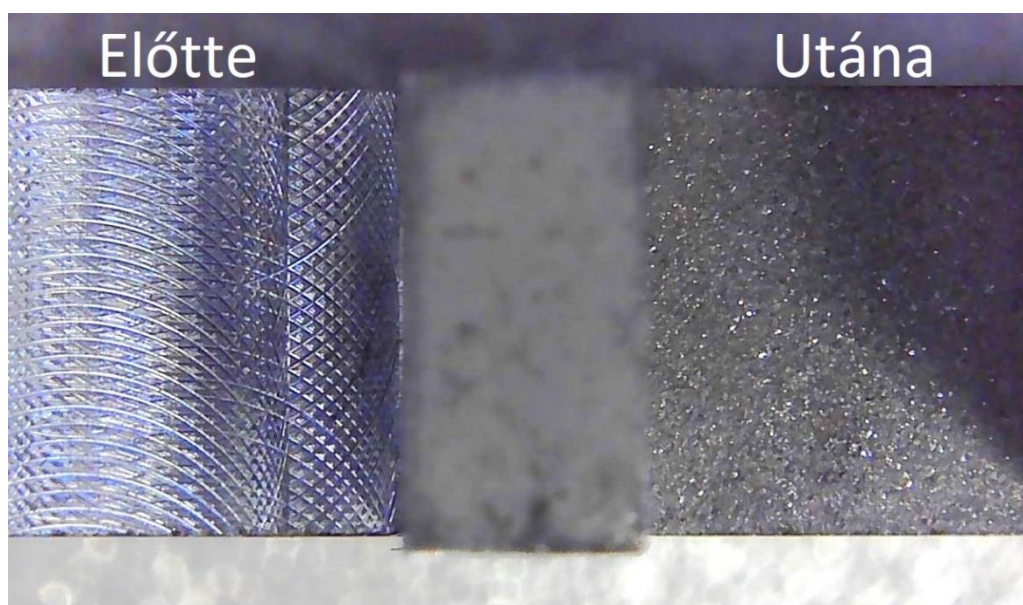
A 3D-s modellek alapján CNC megmunkálóközponton készültek el az alkatrészek (6. ábra), szem előtt tartva, hogy azok a felületek, melyek a későbbiekben koordináta-mérőgéppel kerültek lemérésre, tehát a kavitás falainak külső felületei egyenirányú marással legyenek megmunkálva, ezzel biztosítva a lehető legjobb felületi érdességet.

A kavitások belső falai retenció céljából le lettek homokfúvózva (7. ábra) 250  $\mu\text{m}$ -es szemcseméretű  $\text{Al}_2\text{O}_3$  porral. A használt levegő nyomása 0.6 MPa volt. Annak érdekében, hogy

a homokfúvózás közben ne sérüljenek a kavitás falainak külső felületeit papír ragasztószalaggal vontam be.



6. ábra: A kavitásokat tartalmazó alkatrészek megmunkálás közben



7. ábra: A kavitás belső falának felülete homokfúvózás előtt és után

## 2.2. A tömések elkészítése

A tömőanyagok behelyezése előtt dentinragasztót (OptiBond Solo Plus, Kerr) vittem fel a kavitás felületére betartva a gyártó által mellékelte használati utasításokat. A ragasztót LED polimerizációs lámpával (NOBLESSE, MAX DENTAL Co., Ltd.) 20 másodpercig lámpáztam. A minták elkészítése előtt radiométeres mérés segítségével megbizonyosodtam a polimerizációs lámpa teljesítménysűrűségének értékéről ( $>1000 \text{ mW/cm}^2$ ).

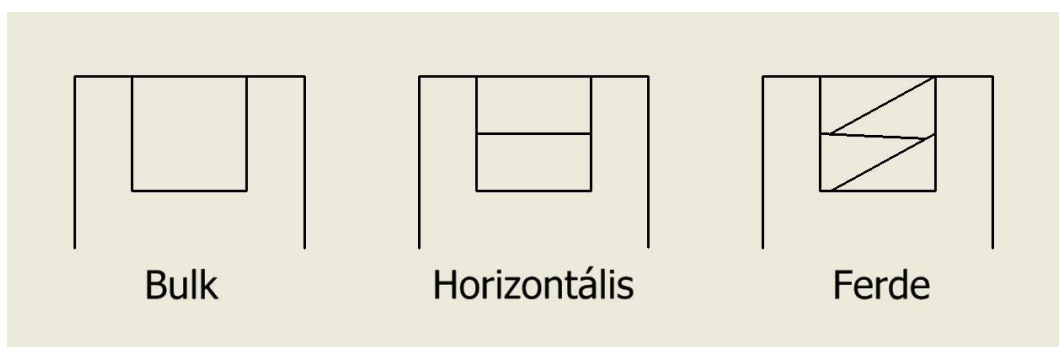
A kavitások feltöltéséhez Filtek Z550 (3M ESPE) univerzális fogászati kompozitot, illetve Filtek One Bulk Fill (3M ESPE) tömőanyagot használtam (8. ábra).



8. Filtek One Bulk Fill (felső) és Filtek Z550 (alsó) tömőanyagok

A tömőanyag és a használt rétegzési technika (9. ábra) függvényében 4 mintacsoportot különítettem el.

1. Csoport: Filtek Z550 kompozit horizontális rétegzési technikával behelyezve. A tömőanyagot 2 darab, egyenként 2 mm vastag rétegben helyeztem be. Mindkét réteget 10-10 s-ot lámpáztam felülről.
2. Csoport: Filtek Z550 kompozit ferde rétegzési technikával behelyezve. Négy rétegben került a tömőanyag behelyésre, mindhárom réteget 10-10 s-ot lámpáztam felülről.
3. Csoport: Filtek One Bulk Fill kompozit horizontális technikával tömve. A tömőanyagot ebben az esetben is 2 darab, egyenként 2 mm vastag rétegben helyeztem be. Mindkét réteget 10-10 s-ot lámpáztam felülről.
4. Csoport: Filtek One Bulk Fill kompozit bulk technikával tömve. Egyetlen 4 mm vastagságú rétegben került behelyezésre a tömőanyag. A kavitást felülről 20 s-ot lámpáztam.



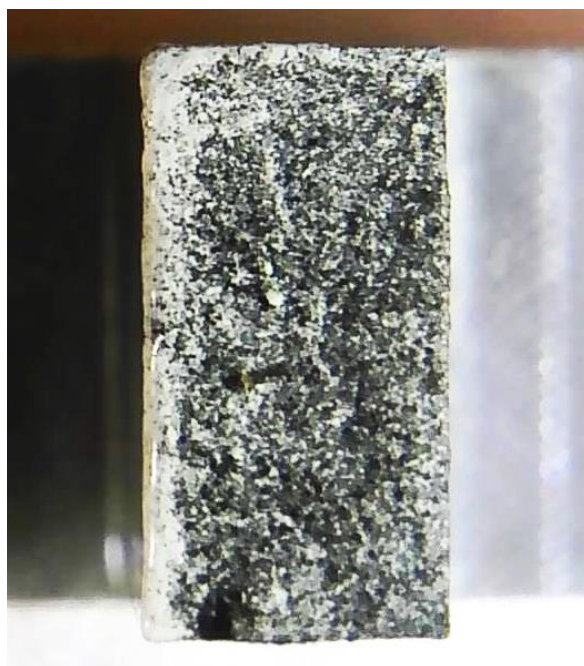
9. ábra: A kísérletben használt rétegzési technikák

A kavitásokba tömött anyag tömege  $135 \pm 10$  mg volt. A tömőanyag lámpázását ugyanazzal a polimerizációs lámpával végeztem, mint amit a ragasztó lámpázásánál használtam.

### 2.3. Mérés Digital Image Correlation (DIC) technikával

A DIC technikával történő mérésekhez 2 mm falvastagsággal rendelkező kavitásokat használtam. A DIC technika alkalmazásához szükséges fekete-fehér mintát a tömések behelyezése előtt készítettem el a kavitás két oldalán található vízszintes felületre (10. ábra). Ecset segítségével két réteg akril festéket vittem fel a felületekre. A második réteg akril festék felvitele után szivacs pamacs segítségével alakítottam ki a fekete festék felviteléhez szükséges textúrát. Fekete festék gyanánt nyomtatóba való tonerport használtam, melyet a még meg nem száradt felső réteg akril festékre juttatva kis mennyiségben beleragadt a festékbe, ezáltal kialakítva a véletlenszerű fekete-fehér mintázatot. A felesleges tonerport körtepumpával távolítottam el.

A tömés első rétegének polimerizációja előtt és 10 perccel az utolsó réteg polimerizációja után egy-egy nagyfelbontású (6000x4000 pixel) képet készítettem a kavitás felső felületéről egy Nikon D5200 digitális kamera segítségével. A használt fényképezési paraméterek: 100-as ISO érzékenység és 2.5 mp záridő. Az elkészült fénykép világosságát és kontrasztosságát a Microsoft Photos applikációban módosítottam annak érdekében, hogy a vizsgált fekete-fehér mintázat könnyebben felismerhető legyen a DIC-t végző szoftver számára (11. ábra).

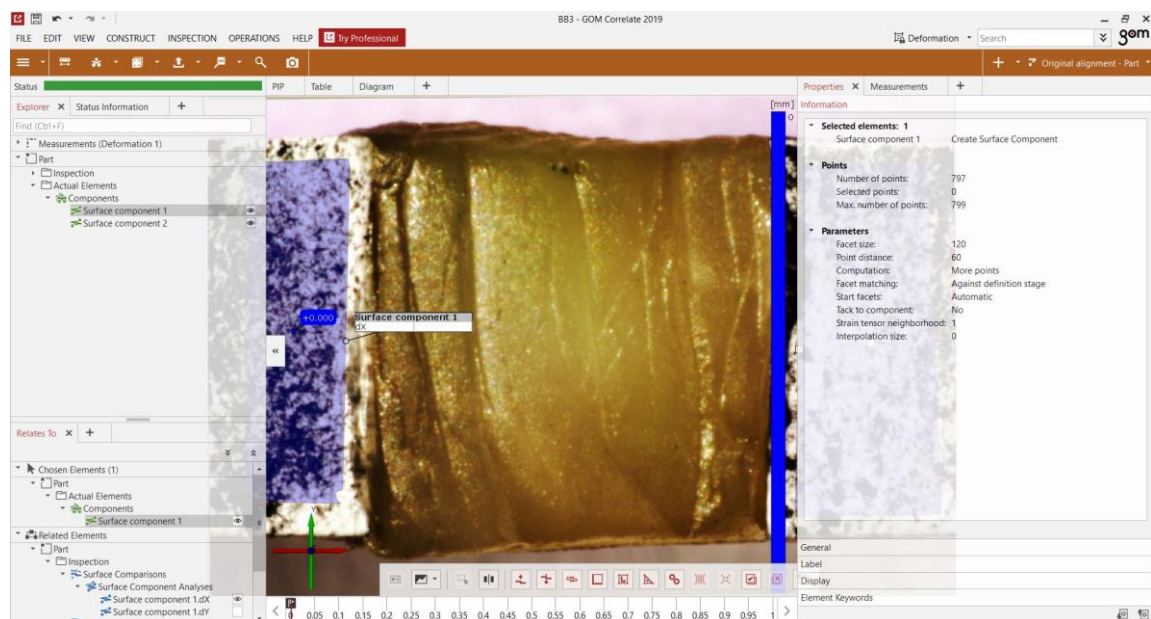


10. ábra: A kavitás falának felső felületére elkészített fekete-fehér mintájának digitális mikroszkóppal készített fényképe (2 mm x 4 mm)



11. ábra: Egy készített fotó a kontrasztosság és világosság megnövelése előtt és után

A szimulált csücsök-elmozdulást a készített fényképek alapján a DIC technikát alkalmazó GOM Correlate szoftver segítségével határoztam meg (12. ábra). A GOM Correlate segítségével minden minta esetében két, a kavitás oldalaihoz tartozó elmozdulásértéket kaptam,  $\mu\text{m}$ -ben kifejezve. A két értéket kivonva egymásból megkaptam az adott mintához tartozó csücsök-elmozdulást.



12. es GOM Correlate szoftver kezelői felülete közepén a vizsgálandó fényképpel

## 2.4. Mérés koordináta-mérőgéppel

A mérések egy Hexagon Tigo SF koordináta-mérőgépen történtek (13. ábra). A touch-trigger tapintófej 20 mm hosszú acélszárral és 2 mm átmérőjű rubingömbbel rendelkezett. A mérések során a környezeti hőmérséklet  $17 \pm 1^\circ\text{C}$  volt.

A koordináta-mérőgépes méréshez 2 mm-es és 0.8 mm-es falvastagságú kavitásokkal is készítettem mintákat. A koordináta-mérőgéppel a kavitások külső falain végeztem mérést mindkét oldalon, vízszintes irányban a felület közepén, illetve függőleges irányban 0.5 mm-re a kavitás tetejétől. A 2 mm falvastagságú mintáknál az első méréssorozatot a tömések behelyezése előtt végeztem, a másodikat a tömések elkészítése után 16 órával. A 0.8 mm-es falvastagságú kavitásoknál az első méréssorozatot szintén a tömések behelyezése előtt végeztem, a második méréssorozatot az adott minta utolsó rétegének behelyezése után 10 perccel, a harmadik méréssorozatot pedig a minták elkészítése után 16 órával. A vékony falú mintáknál minden méréssorozatot 2-szer megismételtem egy adott mintánál, majd ezek átlagaival dolgoztam a statisztikai analízis során.



13. Mérések végzése koordináta-mérőgép segítségével

## 2.5. Statisztikai analízis

A mérési eredmények statisztikai analízisét a Minitab 17 szoftverrel végeztem. ANOVA és Tukey-teszt segítségével hasonlítottam össze a különböző mintacsoportok átlagait ( $\alpha=0.05$ ).

### 3. KUTATÁSI EREDMÉNYEK BEMUTATÁSA ÉS TÁRGYALÁSA

A fogászati tömőanyagok bizonyos behelyezett rétegvastagságra, illetve kavitástípusra vonatkozó lámpázási idejét a gyártó által mellékelte használati útmutatóban lehet megtalálni. A fogászati kompozitok rétegzési technikáinak csücsök-elhajlásra gyakorolt hatását vizsgáló kutatások jelentős részében azt találjuk, hogy a különböző mintacsoportok esetében a mintánkénti összlámpázási időt állandó értéken tartották [11, 12, 14, 16, 17], amely egyes mintacsoportok esetében az ajánlottnál nagyobb mértékű lámpázáshoz vezetett. A fogászati kompozitok hosszabb idejű lámpázása az anyag polimerizációjakor megjelenő feszültségek jelentős növekedését eredményezi. A lámpázási idő növekedésével növekszik a tömés keménysége is, viszont ez nem annyira jelentős, mint a lámpázási idő és az anyagban megjelenő feszültségek közötti kapcsolat [18].

A kompozitok használati útmutatójában az is fel van tüntetve, hogy azt milyen rétegvastagságban ajánlják behelyezésre. A leközölt kutatásokban gyakori jelenség, hogy egyes mintacsoportoknál az adott anyag maximális előírtánál nagyobb rétegvastagságot használtak [12, 14]. Ez azt eredményezhette, hogy a bulk technikával készített mintáknál az anyag polimerizációja nem tudott a minta teljes mélységében megtörténni.

A dolgozat kutatási tervének elkészítésekor fontos szerepet játszott, hogy csak olyan mintacsoportok kerüljenek vizsgálatra, melyeket a fogászati gyakorlatban ténylegesen használnak. Ebből adódóan a Filtek One Bulk Fill esetében a négy rétegű ferde rétegzési technikával, illetve a Filtek Z550 anyagnál bulk rétegzési technikával nem voltak vizsgálva minták. A lámpázási időket nem aszerint határoztam meg, hogy minden minta összlámpázási ideje ugyanannyi legyen, hanem úgy, ahogy azok a gyártó által a tömőanyaghoz mellékelte használati útmutatóban fel vannak tüntetve. Ennek megfelelően a ferde rétegzési technikánál minden réteget 10 s-ot lámpáztam, így ezen minták összlámpázási ideje 40 s volt, míg a horizontális és a bulk rétegzésnél 20 s volt a mintánkénti lámpázási idő.

A fogászati kompozitok polimerizációjakor bekövetkező zsugorodás restaurált fogra gyakorolt hatásának gyakran használt vizsgálati módja a csücsök-elhajlás mérése. A csücsök-elhajlást befolyásolhatja a csücsök mérete és alakja, illetve szerkezeti hibái [11]. Nagy pontossággal előállított alumíniumötvözetből készült kavitások voltak használva ezen tényezők hatásának lehető legjobb kiszűrése érdekében. A használt alumíniumötvözet rugalmassági modulusa (72.5 GPa) a fogzománc rugalmassági modulusát megközelítő értékű, ezáltal alkalmas lehet arra, hogy megfelelően utánozza a valódi fogak viselkedését elhajlás

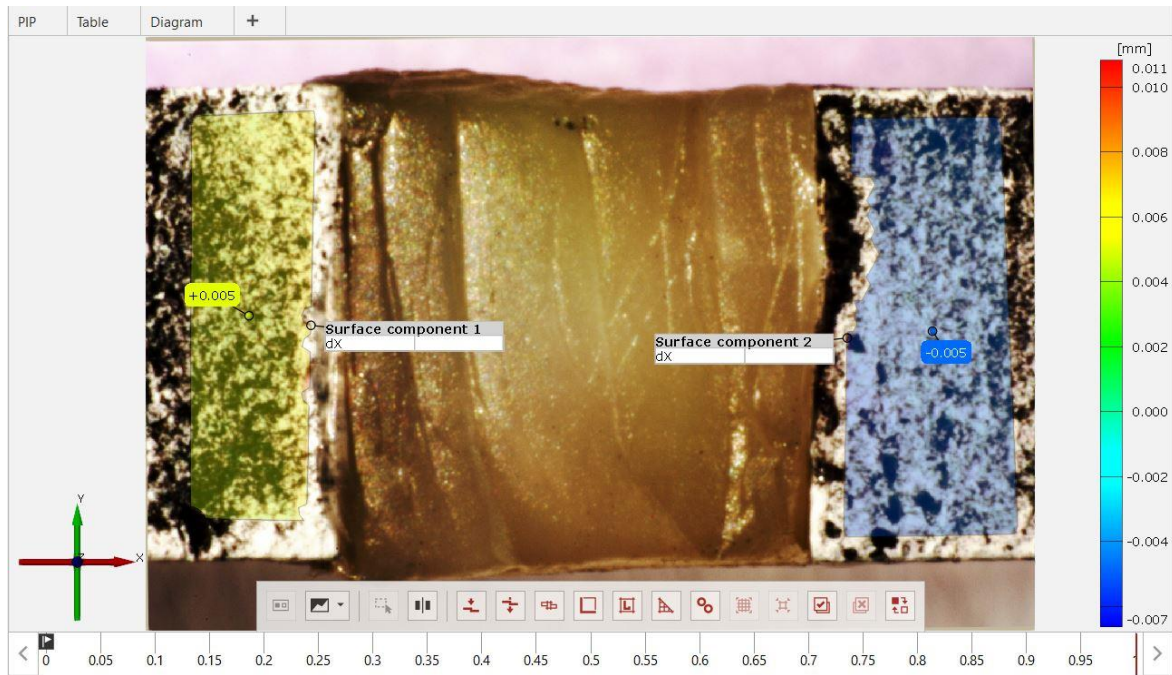
szempontjából. A kavitások mérete aszerint lett kiválasztva, hogy azok megközelítsék a valós fogakban restaurációkor kialakított kavitások méretét.

A DIC technika alkalmazásához szükséges fekete-fehér minta felvitelére kidolgozott módszer megfelelőnek bizonyult, ugyanis a nagyfelbontású képeken a DIC-t végző szoftver sikeresen felismerte a vizsgálni kívánt mintázatot (14. ábra). Az elszürkült zöld körvonalú négyzeteket tartalmazó részeket lehet kiválasztani későbbi vizsgálatra. A 14. ábrán látható, hogy ezek a részek szinte teljesen lefedik a kavitás falának felső felületeit.



14. ábra: A GOM Correlate által felismert mintázat

A 15. ábrán az egyik mintának a lámpázás után 10 perccel készült fotója látható, a szoftverben összehasonlítva a lámpázás előtti fotóval. Annak függvényében, hogy hány pixel elmozdulást számol a szoftver az előtte és utána kép között, a vizsgált felületnek minden része valamilyen színárnyalatot kap. Az ábra jobb oldalán található színskála mutatja, hogy melyik szín milyen mértékű elmozdulást jelöl. A bal oldali mintázat egységes sárga színe azt mutatja, hogy a bal oldali kavitásfal az ábrán feltüntetett x tengely (vízszintes tengely) mentén pozitív irányban, tehát a kavitás közepe fele mozdult el. A jobb oldali mintázat kék színe a jobb oldali kavitásfal x tengely menti negatív irányú, vagyis ugyancsak a kavitás közepe fele történő elmozdulását jelenti. Az elmozdulásértékek számszerűsítve is megjeleníthetők, az alábbi minta esetében mindkét oldalon  $5\text{ }\mu\text{m}$  a mért elmozdulás. A kavitásfalak felső részének egymáshoz közeledése minden minta esetében megfigyelhető volt.



15. ábra: Egy minta vizsgálata a GOM Correlate-ben

A DIC technikával kapott eredményeket az 1. táblázat tartalmazza.

1. táblázat: Csücsök-elhajlás értékei DIC technikával mérve (2 mm-es falvastagság)

| Mintacsoport                                     | Csücsök-elhajlás átlagos értéke és szórása (μm) |
|--------------------------------------------------|-------------------------------------------------|
| Filtek Z550, horizontális technika (FH)          | 12.33±1.15                                      |
| Filtek Z550, ferde technika (FF)                 | 11.6±1.52                                       |
| Filtek One Bulk Fill, bulk technika (BB)         | 8.83±1.17                                       |
| Filtek One Bulk Fill, horizontális technika (BH) | 8.33±1.15                                       |

Az ANOVA azt mutatta, hogy van jelentős különbség a mintacsoportok között ( $p=0.002$ ). A BH (8.33 μm) kisebb elhajlást mutatott, mint az FH (12.33 μm) és az FF (11.6 μm), illetve a BB (8.83 μm) esetében is kisebb volt az elhajlás, mint az FH és az FF esetében. A Filtek One Bulk Fill-nél a különböző rétegzési technikákkal vizsgált mintacsoportoknál kapott átlagok közötti különbség nem volt szignifikáns. A Filtek Z550 kompozittal készült mintáknál a ferde rétegzési technikával kisebb elhajlásérték lett, mint a horizontális technika esetében, de a statisztikai analízis alapján nem volt jelentős eltérés a mért értékek között.

A 2 mm-es falvastagsággal rendelkező kavitásokkal végzett koordináta-mérőgépes mérések eredményeit a 2. táblázat tartalmazza.

2. táblázat: Csücsök-elhajlás értékei koordináta-mérőgéppel vizsgálva (2 mm-es falvastagság)

| Mintacsoport                                     | Csücsök-elhajlás átlagos értéke és szórása ( $\mu\text{m}$ ) |
|--------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| Filtek Z550, horizontális technika (FH)          | $13 \pm 1.22$                                                |
| Filtek Z550, ferde technika (FF)                 | $12.2 \pm 1.3$                                               |
| Filtek One Bulk Fill, bulk technika (BB)         | $11.17 \pm 2.23$                                             |
| Filtek One Bulk Fill, horizontális technika (BH) | $11.17 \pm 1.17$                                             |

Mindkét Filtek One Bulk Fill csoport esetében a csücsök elhajlásának átlagos értéke  $11.17 \mu\text{m}$  volt. Az FF esetében nagyobb átlagos elhajlást kaptam,  $12.2 \mu\text{m}$ -t, a legnagyobb elhajlást pedig az FH mintacsoportnál volt mérhető ( $13 \mu\text{m}$ ). Az ANOVA alapján a kapott átlagértékek közötti különbségek nem voltak szignifikánsak ( $p=0.197$ ).

A 2 mm falvastagsággal rendelkező kavitásokkal végzett kísérletekből kapott mérési eredmények közötti eltérések nagysága a használt koordináta-mérőgép felbontásával egy nagyságrendben voltak. Ebből kifolyólag a koordináta-mérőgép mérési bizonytalansága olyan mértékű zajt hozhatott be a mérésbe, amely befolyásolhatta az eredmények statisztikai analizéséből kapott eredményeket, és lehet, hogy el lett fogadva a nullhipotézis ( $H_0$ : Az összes átlag egyenlő.) annak ellenére, hogy valójában van jelentős különbség a mintacsoportok között.

Erre a problémára megoldást nyújthat a hasznos jel – zaj arány növelése. A hasznos jel – zaj arány növelése érdekében két változtatás volt eszközölve a kísérlet második felében. Egyrészt a kavitások falvastagsága le lett csökkentve 2 mm-ről 0.8 mm-re annak érdekében, hogy az elhajlás nagyobb mértékű legyen (kisebb a másodrendű nyomatéka a falnak, ez nagyobb elhajlást eredményez). Emellett a mérőgépes mérésekkor minden minta esetében ugyanaz a mérés 3-szor volt megismételve, és ezek átlagai szolgáltak egy adott minta esetében egy mérési adatpontnak.

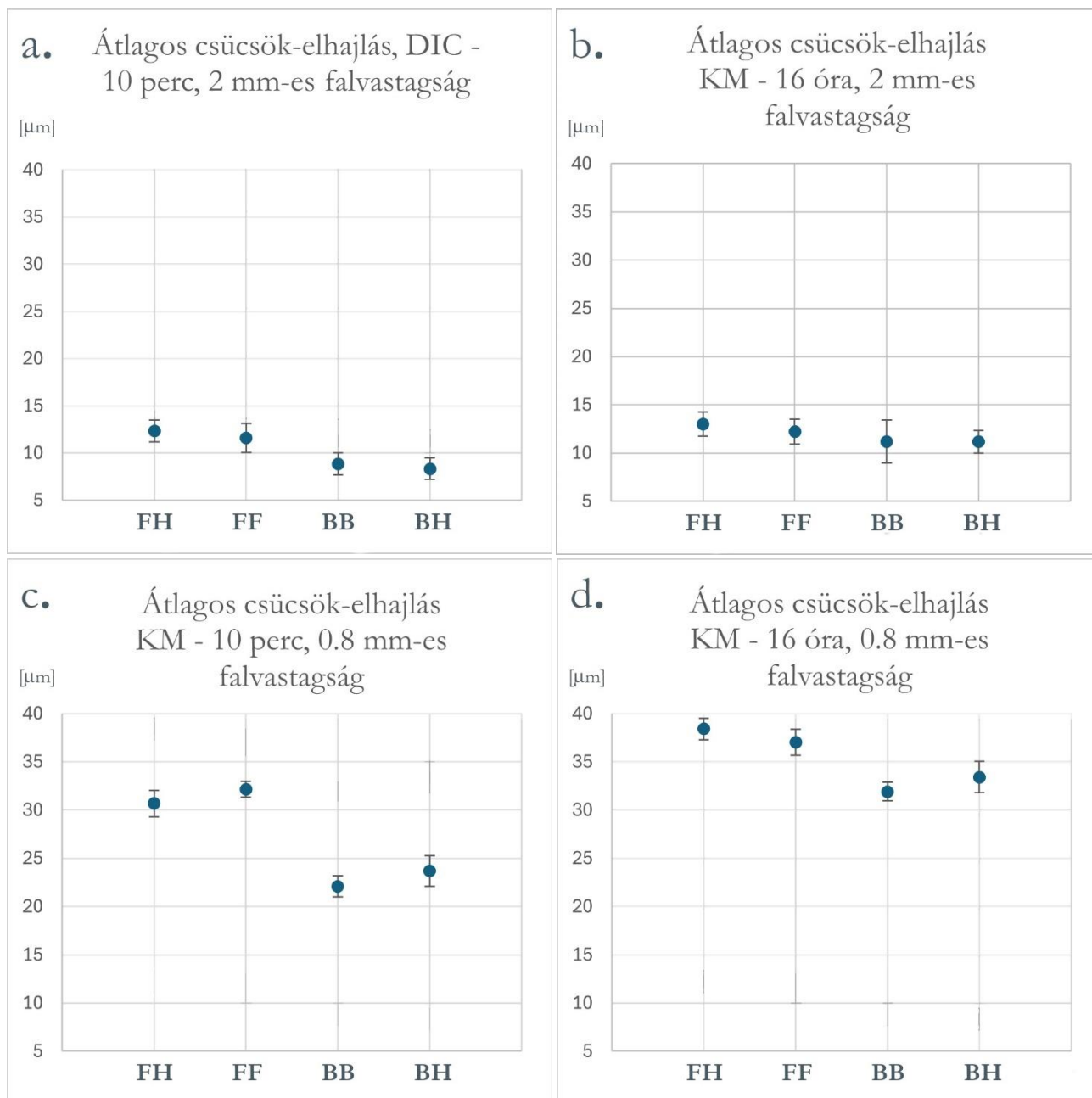
A 0.8 mm-es falvastagsággal rendelkező kavitásokkal végzett koordináta-mérőgépes mérések eredményeit a 3. táblázat tartalmazza.

3. táblázat: Csücsök-elhajlás értékei koordináta-mérőgéppel vizsgálva (0.8 mm-es falvastagság)

| <b>Mintacsoport</b>                              | <b>Csücsök-elhajlás átlagos értéke és szórása (<math>\mu\text{m}</math>)<br/>10 perc</b> | <b>Csücsök-elhajlás átlagos értéke és szórása (<math>\mu\text{m}</math>)<br/>16 óra</b> |
|--------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|
| Filtek Z550, horizontális technika (FH)          | $30.675 \pm 1.36$                                                                        | $38.4 \pm 1.117$                                                                        |
| Filtek Z550, ferde technika (FF)                 | $32.15 \pm 0.843$                                                                        | $37.025 \pm 1.35$                                                                       |
| Filtek One Bulk Fill, bulk technika (BB)         | $22.1 \pm 1.083$                                                                         | $31.9 \pm 0.952$                                                                        |
| Filtek One Bulk Fill, horizontális technika (BH) | $23.675 \pm 1.578$                                                                       | $33.4 \pm 1.627$                                                                        |

A 0.8 mm falvastagsággal rendelkező minták esetében a tömés behelyezése után 10 perccel, illetve 16 órával készült mérések esetében is azt mutatta az ANOVA, hogy a különböző tömések használata szignifikánsan befolyásolja a csücsök-elhajlás mértékét ( $p < 0.001$ ). Mindkét esetben a Filtek One Bulk Fill kompozittal tömött minták jelentősen elhajlást mutattak ( $22.1 \mu\text{m}$  és  $23.675 \mu\text{m}$  10 perc után, illetve  $31.9 \mu\text{m}$  és  $33.4 \mu\text{m}$  16 óra után), mint a Filtek Z550-nel készített tömések ( $30.675 \mu\text{m}$  és  $32.15 \mu\text{m}$  10 perc után, illetve  $38.4 \mu\text{m}$  és  $37.025 \mu\text{m}$  16 óra után). Ugyanannál az anyagnál a különböző rétegzési technikák használata egyik esetben sem mutatott statisztikailag jelentős változást a mért elhajlásértékekben.

A 16. ábra szemlélteti a mérési eredmények grafikonjait, melyeken a mintacsoportok átlagos elhajlásértékei és szórásai vannak feltüntetve a különböző kísérleti körülmények között végzett mérések esetében. A grafikonokon jól látható, hogy a fal vékonyítása előidézte az elhajlásértékek jelentős megnövekedését a szórások növekedése nélkül, illetve a különböző mintacsoportok átlagos elhajlásértékei közötti különbségek is nagyobbak lettek a 0.8 mm-es vastagságú fallal rendelkező kavitások esetében.

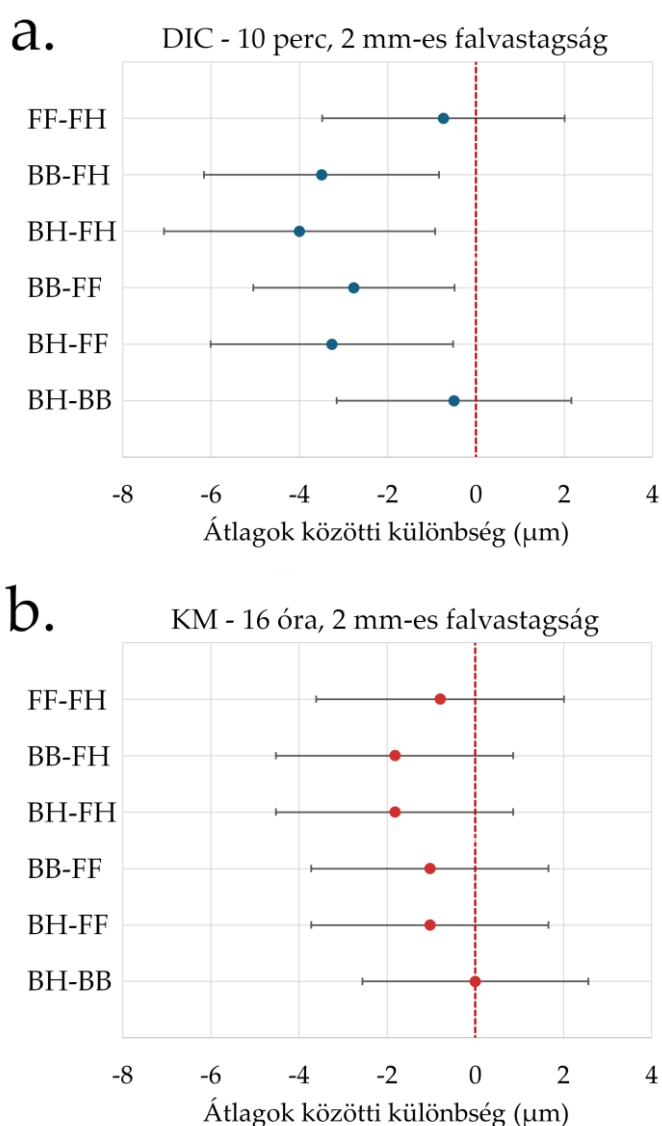


16. ábra: Átlagos csücsök-elhajlás grafikonjai: a) DIC technika, 10 perc, 2 mm-es falvastagság b) KM (koordináta-métőgép), 16 óra, 2 mm-es falvastagság c) KM, 10 perc, 0.8 mm-es falvastagság d) KM, 16 óra, 0.8 mm-es falvastagság

Összehasonlítva a 10 perces (16a. és 16c. ábra) és 16 órás (16b. és 16d. ábra) mérések eredményeit mindkét falvastagság esetén az vehető észre, hogy a Filtek One Bulk Fill kompozittal készült mintáknál a két mérésorozat között nagyobb volt a csücsök-elhajlás változása, mint a Filtek Z550-el készített mintáknál. Ez arra utal, hogy a Filtek Z550 esetében a tömés behelyezése utáni első 10 percben nagyobb része történik meg a csücsök-elhajlásnak (vagyis a zsugorodásnak), mint a bulk anyag esetében, viszont a lámpázás után a polimerizáció

még folytatódik, és ezért idővel a bulk anyag zsugorodása megközelíti a Filtek Z550-ét, a két különböző anyag esetében mért csücsök-elhajlás átlagos értékei közötti különbség lecsökken.

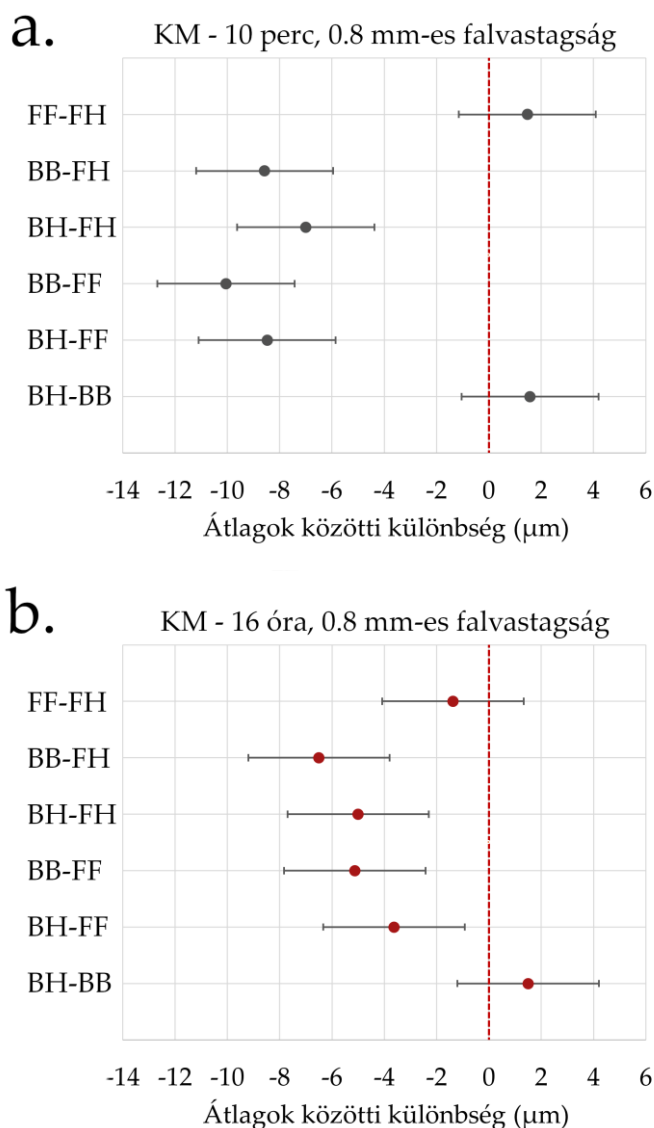
Az ANOVA azt mutatta meg, hogy a különböző tömések használata jelentősen befolyásolta-e a csücsök-elhajlás mértékét, a Tukey-tesztel pedig azt lehetett megállapítani, hogy pontosan melyik mintacsoportok között van statisztikailag szignifikáns eltérés. A 17. ábra a 2 mm-es falvastagsággal rendelkező minták mérési eredményeinek Tukey-tesztjét szemlélteti. Ha a grafikonokon szereplő intervallum tartalmazza a 0-t, akkor az adott intervallumhoz tartozó mintacsoport-pár átlagai nem térnek el szignifikánsan egymástól, ellenkező esetben jelentős az összehasonlított csoportok közötti eltérés.



17. ábra: Tukey-teszt grafikonjai (2 mm-es falvastagság): a) tömés után 10 perccel b) tömés után 16 órával készült mérések

Amint a 17a. ábra mutatja, a DIC-vel végzett 10 perces mérések esetében az FH-BB, FH-BH, FF-BB, FF-BH párok esetében jelentős eltérés volt a csücskök elhajlása szempontjából, ezzel szemben a koordináta-mérőgéppel végzett 16 órás méréseknél már egyik mintacsoport sem mutatott jelentős eltérést a többitől (minden intervallum tartalmazza a 0-s vonalat).

A 0.8 mm falvastagságú kavitásokkal végzett mérési eredmények Tukey-tesztjét a 18. ábra szemlélteti.



18. ábra: Tukey-teszt grafikonjai (0.8 mm-es falvastagság): a) tömés után 10 perccel b) tömés után 16 órával készült mérések

A 18a. és 18b. ábrán az látható, hogy az FH-BB, FH-BH, FF-BB, FF-BH párok esetében volt jelentős az eltérés, míg az FF-FH és BH-BB párok nem mutattak szignifikáns különbséget. Ez megegyezik a DIC technikával végzett mérések Tukey-tesztjének (17a. ábra) eredményével, ami arra enged következtetni, hogy a 2 mm falvastagságú kavitások esetén a DIC

technika alkalmas volt a csücsök-elhajlás mérésére. Az FH-BB, FH-BH, FF-BB, FF-BH párok esetében a hozzájuk tartozó intervallumok a 16 órás méréseknél közelebb helyezkednek el a 0-hoz, mint a 10 perces méréseknél, tehát a párok közötti különbség jelentősége kisebb mértékű lett a csücsök-elhajlás szempontjából. Ez annak tudható be, hogy a 10 perces és a 16 órás méréssorozat között a bulk típusú anyaggal készített minták falai nagyobb elhajlást szenvedtek, mint az univerzális kompozittal készült mintáké.

A Filtek One Bulk Fill esetében kapott kisebb mértékű csücsök-elhajlásra egy lehetséges magyarázat az anyag összetételében keresendő. A Filtek One Bulk Fill két olyan metakrilát monomert tartalmaz (AUDMA és AFM), amely együttes jelenléte csökkenti a polimerizációs zsugorodás mértékét [7].

A mintáknál felhasznált kompozit mennyiségét analitikus mérleg segítségével mértem annak érdekében, hogy ugyanakora mennyiségű anyag kerüljön minden vizsgált kavitásba. A több rétegű tömések készítésekor az egyes rétegek behelyezésének ideje alatt a tömés anyagának fennmaradó részét elsötétített dobozban tároltam azért, hogy a kísérlet helyszínénél szolgáló helyiségben található lámpafény ne befolyásolhassa a kísérleti eredményeket. A környezeti hatások állandóságának növelése céljából a kísérleti laboratóriumban csak mesterséges fény volt használva.

A fogászati kompozitok polimerizálásakor a megvilágítás intenzitása és iránya befolyásolja az anyag zsugorodását [19]. A polimerizációs lámpa használat közben nem volt mereven lerögzítve. Ez azt eredményezhette, hogy mintánként egymástól kis mértékben eltérő volt a kompozit felületére jutó sugarak iránya, illetve a lámpa és a kompozit közötti távolság, és ezáltal a tömés felületére jutó fény intenzitása is egy bizonyos intervallumban mozgott.

A DIC technika alkalmazásakor a kísérleti eredményeket negatívan befolyásoló tényező volt a fényképezőgépből és állványból álló berendezés nem elhanyagolható mértékű rugalmassága. A rendszer merevségének hiánya egyes esetekben durva hibát eredményezett a mintákról készült fotóknál, melyeket emiatt nem lehetett feldolgozni a DIC technikával. Ez az FH és a BH esetében is 3-3 minta kizárását eredményezte a kísérlet DIC technika alkalmazását tartalmazó részéből.

A koordináta-mérőgéppel történő méréskor nagy fontossággal bír, hogy semmilyen szennyeződés ne legyen azokon a felületeken, melyeken mérések vannak végezve, hiszen ezek nagymértékben befolyásolhatják a mérési eredményeket. A mérés előtt acetonnal átitatott törlőrongy, illetve sűrített levegő segítségével letisztítottam a kavitás felületeit a nagyfokú

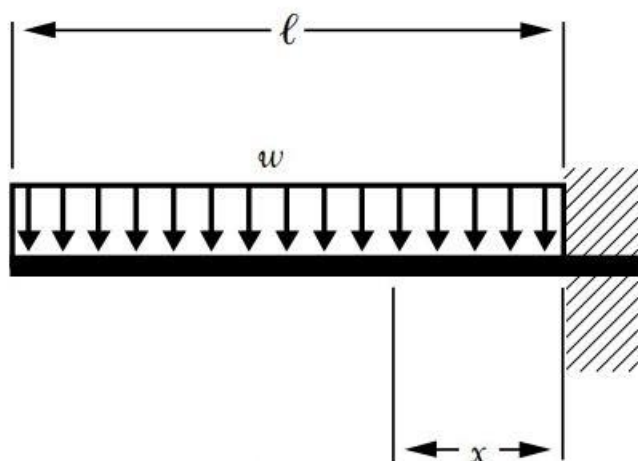
tisztaságuk elérése érdekében. Annak érdekében, hogy a kavitásokat tartalmazó alkatrész élein maradt kisméretű sorja ne befolyásolja a koordináta-mérőgéppel végzett mérések eredményeit, a kavitás tetejétől számítva 0.5 mm-el lejjebb volt végezve a mérés.

Több kutatásban is az található, hogy alumíniumból készült szimulált MOD kavitásokat használnak a csücsök-elhajlás kísérleti meghatározására [12, 14, 16]. Ezen kutatásokban a kavitás egyik vagy mindkét falának vastagsága 2 mm. Jelen kísérletben szükséges volt a hasznos jel-zaj arányának megnövelése annak érdekében, hogy relevánsabb mérési eredmények születhessenek. Ennek megvalósítására az egyik módszer a kavitások falvastagságának lecsökkentése volt.

Az új falvastagság kiválasztásakor számítások voltak végezve arra vonatkozóan, hogy a falvastagság csökkentésével milyen mértékű elhajlásnövekedésre lehet számítani. A kavitás falát úgy lehet tekinteni, mint egy mereven befogott rúd, ami mentén egy megoszló erőrendszer hat a kompozit zsugorodásából keletkező erők (feszültségek) formájában. Hogyha ez az erőrendszer egyenletesen megoszlónak van tekintve (19. ábra), akkor a (3.1) képlettel lehet kiszámolni a rúd elhajlását.

$$y = \frac{wx^2}{24EI} (x^2 + 6l^2 - 4lx), \quad (3.1)$$

ahol  $w$  az egyenletesen megoszló erő,  $l$  a rúd teljes hossza,  $x$  a befogástól mért távolság,  $E$  a rúd anyagának Young-modulusa,  $I$  pedig a rúd másodrendű nyomatéka.



19. ábra: Rúd mentén egyenletesen megoszló erőrendszer [20]

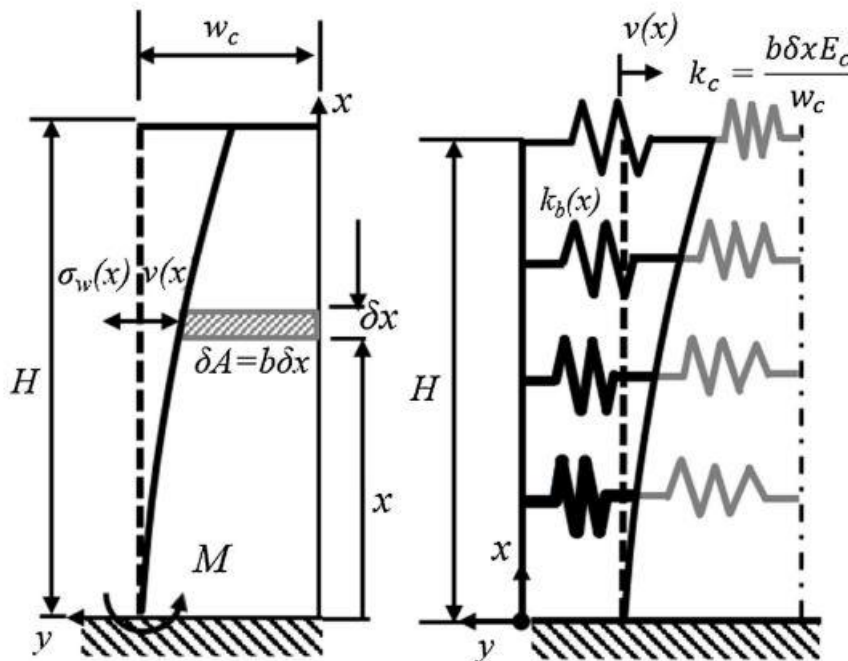
Téglalap keresztmetszetű rúd esetén a másodrendű nyomatékot a (3.2) összefüggés írja le.

$$I = \frac{bh^3}{12}, \quad (3.2)$$

ahol  $b$  a rúd szélessége,  $h$  pedig a rúd vastagsága.

A (3.1) és a (3.2) összefüggés alapján látható, hogy a rúd vastagságának harmadik hatványával fordítottan arányosan fog változni a rúd elhajlása, tehát például a rúd vastagságának megfelelő növekedése az elhajlás 8-szoros növekedését eredményezi. Hogyha a rúd vastagsága végtelen nagy, akkor az elhajlás lecsökken 0-ra, hogyha pedig a rúd vastagsága 0, akkor az elhajlás értéke tart végtelenbe (állandó terhelésen). A kompozitok polimerizációjakor végbemenő folyamatokat tekintve ez a modell nem helyes, ugyanis a fellépő erő nem állandó. A kompozitok térfogati zsugorodása 1-6 % közé tehető [8], ami természetes határt szab a maximális elhajlásnak. Hogyha a kavitás falának vastagsága közelít a 0 mm-hez, tehát tekinthető úgy, hogy nincs fal, ami akadályozza a kompozit zsugorodását, akkor is a kompozitnak véges értékű a zsugorodása. Ezt a véges értékű elhajlást fogja elszenvedni a 0 mm vastagságú fal. Ugyanakkor a fal elhajlásával nő az ellenő, ami gátolja a kompozit zsugorodását.

Aregawi és Fok kidolgoztak egy analitikus módszert a kavitások elhajlásának kiszámítására [21]. Az általuk felállított modell a 20. ábrán látható.



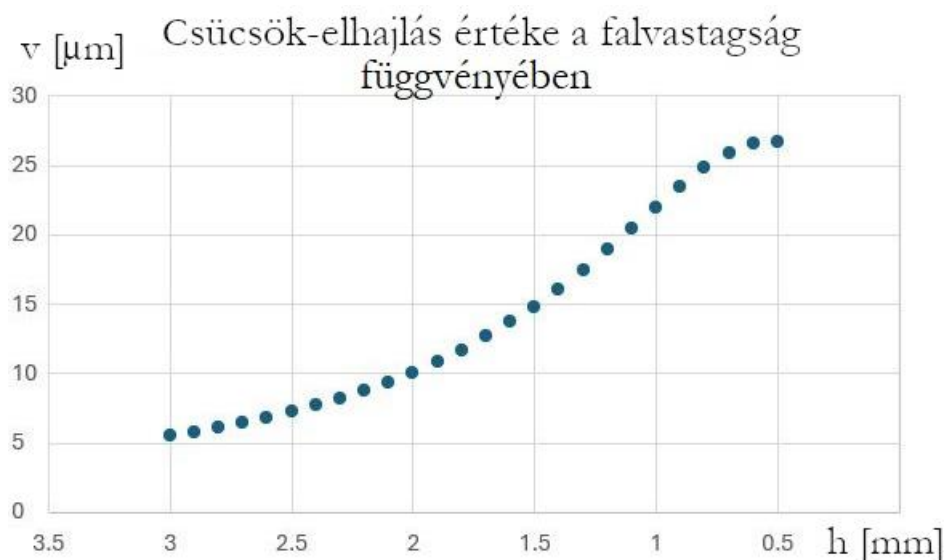
20. ábra: A csücsök-elhajlás sematikus ábrája rúgók segítségével modellezve [21]

A kompozit sok, egymáshoz közel elhelyezkedő lineáris rúgóként van modellezve, melyek kezdetben meg vannak nyúlva, és a kompozit zsugorodása során össze akarnak húzódní. Ennek az elmozdulásnak ellenszegülnek a kavitás falait modellező rugók, melyek rugóállandója a kavitás aljához közeledve egyre nagyobb értékű. Ezt a modellt egy differenciálegyenlet írja le, melynek megoldását a (3.3) alakú képlet adja.

$$v(x) = \{e^{\beta X}[c_1 \sin(\beta X) + c_2 \cos(\beta X)] + e^{-\beta X}[c_3 \sin(\beta X) + c_4 \cos(\beta X)] - 1\}(w_c \varepsilon_s) \quad (3.3)$$

A (3.3) összefüggésben  $v(x)$  jelöli a kavitás falának elhajlását a kavitás aljától mért  $x$  távolságban. A  $w_c$  a kavitás vastagságának a felét, az  $\varepsilon_s$  a kompozit szabad zsugorodásakor történő lineáris fajlagos alakváltozását jelöli. A  $c$  együtthatók a  $\beta$  függvényében számíthatók, a  $\beta$  pedig olyan konstansokat tartalmaz, mint a kavitás mélysége, a kavitás falának vastagsága, a kompozit és a kavitásfal anyagának Young-modulusa és a Poisson-tényezője. Az  $X$  a kavitás aljától mért távolság ( $x$ ) és a kavitás mélységének hanyadosaként írható fel. A részletes levezetést az Aregawi és Fok által publikált cikk tartalmazza [21].

Ezt a modellt felhasználva a jelen kutatásban használt anyagok állandói, illetve a kavitás méreteinek ismeretében ki lehetett számolni, hogy milyen mértékű elhajlásra lehet számítani a falvastagság függvényében. A kapott értékeket grafikus ábráját a 21. ábra tartalmazza.



21. ábra: A kavitás falának elhajlása a fal vastagságának csökkenése függvényében

A falvastagság csökkenésével eleinte jelentős elhajlásnövekedés figyelhető meg, viszont a falvastagság további csökkenésével az elhajlásnövekedés jelentősen lelassul, majd pedig teljesen megáll. A számítások alapján a 2 mm vastagságú fallal rendelkező kavitás esetében a

két fal elhajlásának összege 3.5 mm-es magasságban 10.1  $\mu\text{m}$ , 0.8 mm-es fal esetében pedig 24.8  $\mu\text{m}$ , tehát több mint kétszeresére növekedett az elhajlás értéke. A modell alapján számolt értékek közel állnak a bulk típusú anyagnál mért értékekkel (2 mm vastagságú fal esetén 8.33-11.17  $\mu\text{m}$  között, 0.8 mm vastagságú fal esetén pedig 22.1-33.4  $\mu\text{m}$  között mozogtak az átlagok).

## **4. ÖSSZEFOGLALÁS**

### **4.1. Következtetések**

Fogak restaurációjakor a használt anyag és rétegzési technika megválasztása a fogorvos feladata. A választásban sok tényező közrejátszik, mint például a tömés behelyezésére fordítható idő, illetve az anyagi háttere a páciensnek, de nem utolsó sorban fontos szempont a fogorvos nyitottsága az új technológiák felé. Minden rétegzési technikának van előnye és hátránya. A bulk technika legnagyobb előnye, hogy a beteg kevesebb időt kell a fogászati székben tartózkodjon ahhoz képest, mintha inkrementális technikával helyeznék be a tömést. Ezzel szemben széles körben elfogadott tény, hogy az inkrementális rétegzési technika kevesebb polimerizációs zsugorodásból adódó feszültséget eredményez, illetve az univerzális kompozitokat a megengedett rétegvastagságra való tekintettel csak inkrementális technikával lehet tömni. A kutatás során kapott eredmények azt mutatják, hogy a használt rétegzési technikától függetlenül a vizsgált bulk típusú kompozittal jelentősen kisebb csücsök-elhajlást lehet elérni, mint az univerzális kompozittal. A vizsgált anyagoknál a különböző rétegzési technikák hatása nem számottevő a csücsök-elhajlás szempontjából. A megfelelő kísérleti paraméterek alkalmazásával a DIC technika és a koordináta-mérőgép is alkalmas eszközök a csücskök elhajlásának meghatározására.

### **4.2. Jövőbeli tervek**

Más kompozitok vizsgálata lenne a következő lépés annak érdekében, hogy jobb betekintést lehessen nyerni, hogy a különböző kompozitfajták milyen hatással vannak a csücsök-elhajlásra. A kavitásokat tartalmazó alaktrész kivitelezésében is tervezek változtatásokat végrehajtani azért, hogy a DIC technikával és a koordináta-mérőgéppel történő mérések esetében a hasznos jel-zaj arányt tovább lehessen csökkenteni anélkül, hogy nagyobb kavitásokat kelljen alkalmazni a kísérletben.

## **KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS**

Különös köszönet illeti az Elitex Prodexim SRL és a Katech Project SRL vállalatokat a kísérletben használt alkatrészek megvalósításáért, és a koordináta-mérőgéphez való hozzáférés biztosításáért, illetve a MOGYTTE Fogorvosi Karának laboránsait, akik a homokfúvózásban nyújtottak segítséget.

## IRODALOM

- [1] K. Cho, G. Rajan, P. Farrar, L. Prentice, and B. G. Prusty, "Dental resin composites: A review on materials to product realizations," *Compos. Part B Eng.*, vol. 230, p. 109495, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.compositesb.2021.109495.
- [2] H. Singh, M. Kaur, J. S. Dhillon, J. S. Mann, and A. Kumar, "Evolution of Restorative Dentistry from Past to Present," *Indian J. Dent. Sci.*, vol. 9, no. 1, p. 38, Mar. 2017, doi: 10.4103/0976-4003.201634.
- [3] A. Aminoroaya *et al.*, "A review of dental composites: Challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights," *Compos. Part B Eng.*, vol. 216, p. 108852, Jul. 2021, doi: 10.1016/j.compositesb.2021.108852.
- [4] "Role and Significance of Restorative Dental Materials," in *Craig's Restorative Dental Materials*, Elsevier, 2012, pp. 1–4. doi: 10.1016/B978-0-323-08108-5.10001-5.
- [5] E. Lempel, "A műgyanta bázisú tömőanyagok anyagtani és biokompatibilitási vizsgálatai," Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar, Pécs, 2014.
- [6] J. L. Ferracane, "Current Trends in Dental Composites," *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, vol. 6, no. 4, pp. 302–318, Oct. 1995, doi: 10.1177/10454411950060040301.
- [7] 3M Filtek One Bulk Fill Reastorative Technical Product Profile. [Online]. Available: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1317671O/technical-product-profile.pdf>
- [8] G. Rajan, R. Raju, S. Jinachandran, P. Farrar, J. Xi, and B. G. Prusty, "Polymerisation Shrinkage Profiling of Dental Composites using Optical Fibre Sensing and their Correlation with Degree of Conversion and Curing Rate," *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, p. 3162, Feb. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-40162-z.
- [9] I. M. Gowdar, S. Punathil, S. A. Almalki, V. A. Mc, and K. Chinnari, "Assessment of Microleakage Using Dye Penetration Method in Primary Teeth Restored with Tooth-colored Materials: An In Vitro Study," *J. Contemp. Dent. Pract.*, vol. 20, no. 7, pp. 778–782, Jul. 2019, doi: 10.5005/jp-journals-10024-2596.
- [10] C. L. Davidson and A. J. Feilzer, "Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives," *J. Dent.*, vol. 25, no. 6, pp. 435–440, Nov. 1997, doi: 10.1016/S0300-5712(96)00063-2.
- [11] M.-R. Lee, B.-H. Cho, H.-H. Son, C.-M. Um, and I.-B. Lee, "Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration," *Dent. Mater.*, vol. 23, no. 3, pp. 288–295, Mar. 2007, doi: 10.1016/j.dental.2006.01.025.

- [12] J. Park, J. Chang, J. Ferracane, and I. B. Lee, “How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling?,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 11, pp. 1501–1505, Nov. 2008, doi: 10.1016/j.dental.2008.03.013.
- [13] N. Malhotra, K. M. and S. Acharya, “Strategies to Overcome Polymerization Shrinkage – Materials and Techniques. A Review,” *Dent. Update*, vol. 37, no. 2, pp. 115–125, Mar. 2010, doi: 10.12968/denu.2010.37.2.115.
- [14] Y. Kwon, J. Ferracane, and I.-B. Lee, “Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites,” *Dent. Mater.*, vol. 28, no. 7, pp. 801–809, Jul. 2012, doi: 10.1016/j.dental.2012.04.028.
- [15] F. M. Al-Onazi and N. M. Magdy, “Cuspal Deflection of Bulk-Fill versus Layered Resin Composite Restorations”.
- [16] A. Tsujimoto *et al.*, “Effect of Layering Techniques on Polymerization Shrinkage Stress of High- and Low-viscosity Bulk-fill Resins,” *Oper. Dent.*, vol. 45, no. 6, pp. 655–663, Nov. 2020, doi: 10.2341/19-217-L.
- [17] A. Tsujimoto *et al.*, “Simulated cuspal deflection and flexural properties of high viscosity bulk-fill and conventional resin composites,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 87, pp. 111–118, Nov. 2018, doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.07.013.
- [18] A. Visvanathan, N. Ilie, R. Hickel, and K.-H. Kunzelmann, “The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers,” *Dent. Mater.*, vol. 23, no. 7, pp. 777–784, Jul. 2007, doi: 10.1016/j.dental.2006.06.019.
- [19] S.-F. Chuang, P.-S. Huang, T. Y.-F. Chen, L.-H. Huang, K.-C. Su, and C.-H. Chang, “Shrinkage behaviors of dental composite restorations—The experimental–numerical hybrid analysis,” *Dent. Mater.*, vol. 32, no. 12, pp. e362–e373, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.dental.2016.09.022.
- [20] P. Nds, “BEAM DESIGN FORMULAS WITH SHEAR AND MOMENT DIAGRAMS”.
- [21] W. A. Aregawi and A. S. L. Fok, “Shrinkage stress and cuspal deflection in MOD restorations: analytical solutions and design guidelines,” *Dent. Mater.*, vol. 37, no. 5, pp. 783–795, May 2021, doi: 10.1016/j.dental.2021.02.003.