



# FOGORVOSI SZEMLE

Hungarian Journal of Dentistry

A MAGYAR FOGORVOSOK EGYESÜLETÉNEK (MFE) HIVATALOS LAPJA

Alapította: Dr. Körmöczi Zoltán 1908-ban

115. évfolyam 4. sz. 2022. december

## Felelős szerkesztő:

DR. HERMANN PÉTER

## Szerkesztő:

DR. GERA ISTVÁN

## A szerkesztőbizottság tagjai:

DR. BARÁTH ZOLTÁN, DR. BARABÁS JÓZSEF, DR. BORBÉLY JUDIT,  
DR. DIVINYI TAMÁS, DR. DOBÓ NAGY CSABA, DR. DÖRI FERENC,  
DR. FAZEKAS ANDRÁS, DR. FRÁTER MÁRK, DR. GERBER GÁBOR,  
DR. HEGEDŰS CSABA, DR. KIVOVICS PÉTER, DR. KOCSIS S. GÁBOR,  
DR. MÁRTON KRISZTINA, DR. NAGY ÁKOS KÁROLY, DR. NAGY KATALIN,  
DR. NÉMETH ZSOLT, DR. PIFFKÓ JÓZSEF, DR. RADNAI MÁRTA,  
DR. RÓZSA NOÉMI, DR. SCULEAN ANTON, DR. SEGATTO EMIL,  
DR. SPIELMAN ANDREW, DR. SZALMA JÓZSEF, DR. TARJÁN ILDIKÓ,  
DR. TÓTH ZSUZSANNA, DR. VÁG JÁNOS, DR. VÁGÓ PÉTER,  
DR. VARGA GÁBOR, DR. WINDISCH PÉTER, DR. ZELLES TIVADAR

## Kiadó:

MAGYAR FOGORVOSOK EGYESÜLETE  
6720 Szeged, Vár u. 7. I/3.  
Felelős kiadó: DR. NAGY KATALIN

## Szerkesztőség:

1088 Budapest, Szentkirályi u. 47.  
Tel.: +36-1-4591500 /59220 m.

## Online elérhetőség:

A Fogorvosi Szemle korábbi számai,  
az „Útmutató a Fogorvosi Szemle szerzői számára”  
és a „Fogorvosi Szemle szerzői jogi nyilatkozata” megtalálhatók:  
<https://ojs3.mtak.hu/index.php/fogorv-szemle/issue/view/533>

Index: 25 292 ISSN 2498-8170 (online)

## TARTALOM

### Eredeti cikk • Original article

SAFA M. ALZOUBI, ABDEL GHANI ALSAHHAR,  
EBTISAM ALSALAMEH  
Comparing Fracture Resistance of  
Monolithic Zirconia Crowns Designed with  
three Different Thicknesses: An In Vitro Study 172

DR. NÉMA VIKTÓRIA, DR. SÁRY TEKLA, SZÁNTÓ LILI FANNI,  
DR. BRAUNITZER GÁBOR, DR. FRÁTER MÁRK  
Rövid üvegszál megerősítésű kompozit által kifejtett  
polimerizációs stressz  
*Előzetes tanulmány* 178

DR. BAKÓ JÓZSEF, DR. TÓTH FERENC, DR. CSÁMER LORÁND,  
DR. DARÓCZI LAJOS, DR. HEGEDŰS CSABA  
Synthesis, scanning electron microscopy (SEM) and  
biocompatibility study of  
SLA 3D printable biopolymer hydrogel 183

DR. SZÓKE JUDIT, DR. POUL ERIK PETERSEN  
A fogszuvasodás előfordulása gyermekeknél  
*Pathfinder vizsgálatok Magyarországon 30 éven át*  
Összefoglaló referátum 190

### Összefoglaló cikk • Review

DR. MAJOR MARTIN, DR. TRIMMEL BÁLINT,  
DR. POLYÁK MELINDA, KOVÁCS DÁVID, DR. SZABÓ GYÖRGY  
A Platelet Rich Fibrin szerepe  
a fogászatban és a maxillofaciális sebészetben  
*Irodalmi áttekintés* 202

### Hírek • News

Árkövy József-emlékérmet kapott  
Dr. Hermann Péter egyetemi tanár 207

Szegedi Fogorvosnapok 208

Gera István professzor kitüntetése 214

Pályázat Körmöczi-pályadíjra 217

Baráth Zoltán egyetemi tanári kinevezése 217

Meghívó a Perspektívák a Paro-Implantológiában  
és a Komprehenzív Fogászatban konferenciára 218

## Kiemelt pártolók:

- Philips Magyarország Kft.
- Procter & Gamble Magyarország (Oral-B)
- Johnson & Johnson Kft.

PHILIPS  
sonicare

Oral-B

Johnson & Johnson

Department of Fixed Prosthodontics, Faculty of Dentistry, University of Hama, Syria\*  
Faculty of Public Health, University of Debrecen, Hungary\*\*

## Comparing Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Crowns Designed with three Different Thicknesses: An In Vitro Study

SAFA M. ALZOUBI\*, ABDEL GHANI ALSAHHAR\*\*, EBTISAM ALSALAMEH\*

A limited available inter-occlusal space has always been a challenge for many dental practitioners, which hinders acquiring aesthetic restorations while conserving the remaining dental structure.

This research aims to analyze the relationship between the occlusal thickness of second-generation CAD/CAM monolithic zirconia restorations, and their fracture resistance, in order to determine the feasibility of reducing the occlusal thickness – particularly in the posterior oral area, where a limited inter-occlusal space is usually available, and high biting forces are usually applied.

Thirty monolithic zirconia crowns were made using second generation zirconia block with different design settings that divided them into 3 groups (n = 10) according to the occlusal thickness of the restorations: Group A: 2 mm, Group B: 1.5 mm, Group C: 1 mm.

Thirty designed crowns were cemented to extracted prepared natural upper premolars using glass ionomer cement, then they were tested.

Fracture resistance of the monolithic zirconia crowns was significantly influenced by the occlusal thickness, the resistance improved steadily as the thickness increased.

Nevertheless, the occlusal thickness could be reduced down to 1 mm and the monolithic zirconia restoration would still own sufficient resistance to tolerate the maximum natural human biting loads of the posterior oral regions.

**Keywords:** Fracture, Resistance, Monolithic, Zirconia, Crowns, Thickness

### Introduction

Zirconia is a ceramic material that has a polycrystalline structure, which is suitable for dental applications due to its mechanical properties [1, 2], it is also a polymorph material that exists in three phases according to the temperature:

- Monoclinic (m) in room temperature up to 1170 °C,
- Tetragonal (t) between 1170 °C–2370 °C,
- Cubic (c) between 2370 °C–2716 °C (melting point) [3].

Currently, zirconia is classified into four generations according to its mechanical and aesthetic properties [4]. The first generation contained (0.25 wt%) of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, (3 mol%, 5 wt%) of Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, ZrO<sub>2</sub> that (85–90%) of it in tetragonal phase, and (> 15%) cubic phase [5, 6].

In 2012, the second generation was introduced, the Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> content was reduced from (0.25 wt%) to (0.05 wt%) which improved translucency [7].

In 2015 the third generation was introduced when the content of Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> was increased to (5 mol%, 8.8 wt%),

which had (50%) cubic phase of ZrO<sub>2</sub> [5, 6], this modification improved the aesthetic properties, but deteriorated the mechanical properties because its properties reduced the “Transformation Toughening” phenomenon [5].

In order to improve the practical usability of zirconia restorations, a fourth generation of zirconia blanks has been introduced in 2017 [4], which contained (4 mol%, 7.1 wt%) of Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> [5].

Due to the recent developments of CAD/CAM techniques, it has recently become possible to make an entire “monolithic” or “full contour” zirconia restoration [8].

This research aims to analyze the relationship between the occlusal thickness of second-generation CAD/CAM monolithic zirconia crowns, and their fracture resistance, in order to determine the feasibility of reducing the occlusal thickness of a zirconia restoration, particularly in the posterior oral area, where a limited inter-occlusal space is usually available, and heavy biting forces are usually applied.

## Materials and Methods

This study included 30 extracted human teeth and 30 monolithic second-generation zirconia crowns, the hypothesis of the study was that fracture resistance of monolithic zirconia crowns depends on the restorative material thickness.

The G\*power software (version 3.1.9.7) was used to calculate the sample size, with a 5% margin of error, 0.6 effect size and a power of 80%, the calculation provided a total sample size of 30 specimens with three subgroups (n = 10).

The thirty extracted human upper premolars were chosen according to 3 criteria: they had to be sound undamaged teeth, recently extracted for orthodontic or periodontal reasons.

All the 30 extracted human upper premolars had similar sizes (lingual-buccal dimension  $8.12 \pm 1.18$  mm), any tooth with caries and/or previous restorations was excluded.

The root surfaces had been cleaned using periodontal curettes, then one by one, each premolar was examined with an optical light microscope (Olympus, USA) to investigate any minor crown fractures or root fractures, then the premolars were stored in sterilized water.

Later, each one of the 30 premolars was soaked into a resin block (Feiying, Anyang Yingpai Dental Material, China) 2 mm below cemento-enamel junction (CEJ) in order to simulate the alveolar bone level.

A dental surveyor (Emmevi, Dentaltix, Italy) with a turbine handpiece was installed, then the premolars were prepared to acquire heavy chamfer finish lines of 1 mm width, on a level of 1 mm above the cemento-enamel junction, using dental bur (TR-15, Mani, Japan).

During preparation, the total occlusal convergence was set at 6 degrees (TOC = 6 °C), then the preparation was finished using polishing bur (852F.FG.014, Jota, Switzerland).

According to previous studies [9], the determined height of the abutments was 5 mm, and the occlusal surface was prepared using the dental bur (EX-12, Mani, Japan), then the preparation was finally refined with (TR-26F, MANI, JAPAN) bur (Figure 1).

A three-dimensional digital optical scan was applied on the prepared teeth using a dental scanner (3D Dental Scanner Swing, Dof Inc, Korea), then using (Exocad



Figure 1: Specimens after preparation

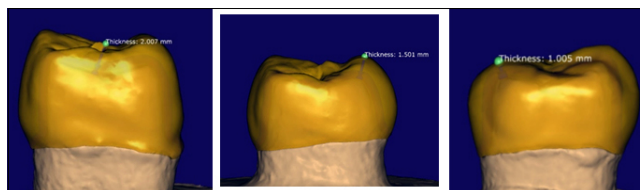


Figure 2: Monolithic CAD/CAM crowns designs: 2 mm, 1.5 mm, 1 mm (from left to right)

GMBH) software, three groups of zirconia crowns with three different occlusal thicknesses were designed:

- 2.0 mm (Group A),
- 1.5 mm (Group B),
- and 1.0 mm (Group C). (Figure 2)

Cement thickness was set to be 30 microns, starting 1 mm above the finish line of preparation, then finally the 30 monolithic crowns were manufactured using a second-generation zirconia block (Bloomzir ST White, Blooden, China).

A total of 30 monolithic crowns were obtained, 10 crowns in each of the 3 mentioned groups.

The crowns had been dyed with A2 color liquid (Bloomzir A2, Blooden, China), then inserted into a sintering furnace (Nabertherm GmbH, Germany) at a temperature of 1550 °C for 8 hours.

Margin adjustment was conducted manually with a dental micromotor (Micro NX\_201N, Denteeth, Spain) using suitable burs and finishing disks (ACTR006, ACTR007, ACTR004, Aidite Technology, China).

A glaze ceramic layer was applied on each monolithic crown (GCInitial Spectrum Stain, GC, Japan) then they have been inserted into a porcelain furnace (Vita-Vacumat 6000M, Vita\_Zahn Fabrik, Germany) at a temperature of 820 °C.

All crowns were later cemented on their prepared abutments with glass ionomer cement (Vivaglass, Ivoclar Vivadent, Germany), and according to previous studies [10] a constant occlusal load of 15 N was applied to the occlusal surface for 6 minutes (according to the manufacturer's fixation guidelines) until the complete set of the cement, any extras were removed using a dental probe and a brush (Figure 3).



Figure 3: Specimens after crowns fixation

All specimens were put in an incubator (Incubator IS600, Yamato Scientific, Japan) for  $24 \pm 1$  hours with a temperature of  $37 \pm 1$  °C and 100% humidity.

Then finally, they underwent the main mechanical test in a universal testing machine (H50KS Tinius Olsen, Horsham, England) where a static force was applied in the center of the occlusal surface of the zirconia crown, using a semi-spherical head (4 mm), with a crosshead speed of 0.5 mm/min, until the occurrence of crown fracture, and the corresponding values with the fractures were recorded in newtons.

A tin foil was put between the spherical head and the occlusal surface of the restoration in order to dilute force concentrations [11] (Figure 4).

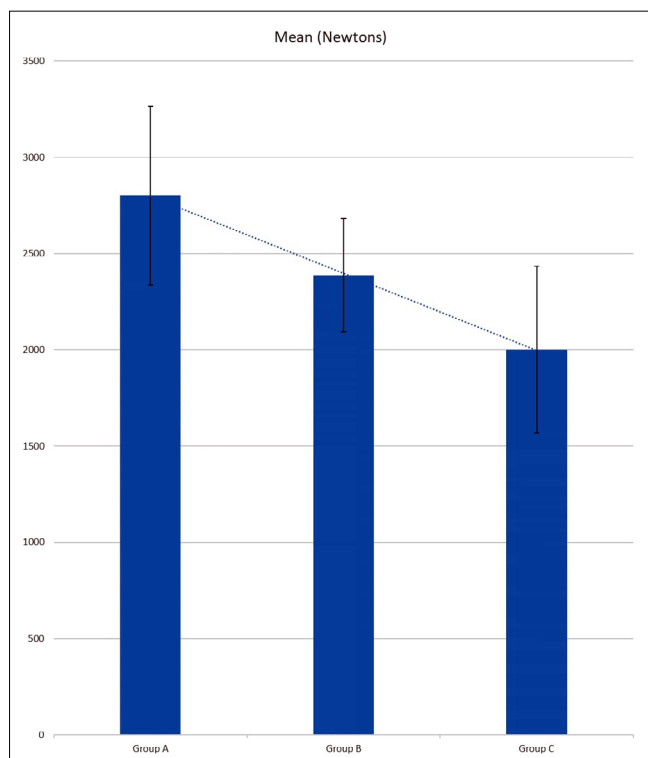


Figure 4: Results bar chart

After each zirconia crown fracture, each specimen was examined with a stereo-microscope (Smz800n, Nikon, Japan) at  $\times 10$  magnification to define the mode of failure (Figures 5 and 6).

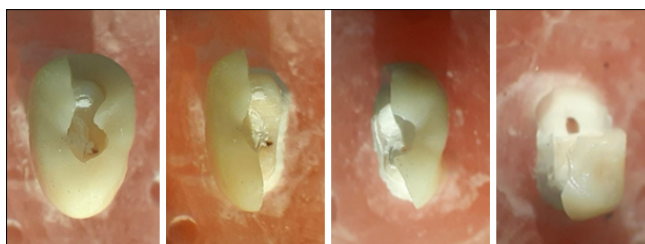


Figure 5: Failure modes examination

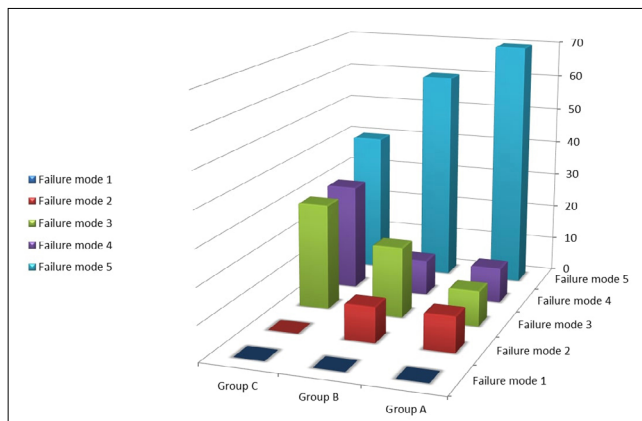


Figure 6: Failure Modes Diagram

Statistically, the fracture strength values were analyzed using the one-way ANOVA test.

Bonferroni post-hoc test was used for the multiple comparisons to determine the significance of differences between groups, Kruskal Wallis test was used to compare failure modes reoccurrence, and in all the analyses, the level of significance was set to be  $\alpha = 5\%$ .

**Results**

The mean of fracture strengths of group A (2800.20 N) was larger than the mean of group B (2387.60 N), which in turn was larger than the mean of group C (2002.30 N).

Table 1

Results table

Groups	Mean (newtons)	Standard Deviation	Highest Value	Lowest Value
A (2 mm)	2800.20	464.16	3788	2158
B (1.5 mm)	2387.60	293.76	2884	2105
C (1 mm)	2002.30	432.70	2668	1340

Table 2

Statistical analysis (One-way ANOVA)

Source	Sum of squares	Df	Mean square	F	P
Between Groups	3184464	2	1592232	9.769	0.001
Within Groups	4400710	27	162989		
Total	7585174	29			

There were no statistically significant differences between the three groups regarding failure mode recurrence, the predominant fracture modes in all three groups were catastrophic fractures.

Table 3

*Failure modes index  
(According to Burke F.J. 1999)*

<i>Failure Modes</i>	–
Mode 1	Minimal fracture or crack in crown.
Mode 2	Less than half of crown is lost.
Mode 3	Crown fracture through midline: half of crown is lost.
Mode 4	More than half of crown is lost.
Mode 5	Severe fracture of crown and/or tooth.

## Discussion

### *Materials and Methods discussion*

This study investigated the fracture resistance of second generation 3Y-TZP zirconia monolithic crowns, and its relation to the occlusal thickness of the restoration.

The increase of restorative material thickness is widely believed to increase its fracture resistance strength, as the physical and mechanical properties are directly related to the thickness [12].

Natural teeth were chosen as abutments in order to make the experimental conditions closer to the clinical conditions, and the chosen technique for crowns manufacturing in this study was the “Monolithic CAD/CAM technique”, this process usually uses high-quality materials with a minimum of flaws compared to the manual veneering process [13].

Usually, the cementation material for all-ceramic crowns could be either adhesive or conventional material, taking into consideration the type of restoration, the preparation design, tooth position, and geometry [4], all crowns in this study were cemented on their prepared abutments using glass ionomer cement.

3Y-TZP zirconia (1st & 2nd generations) is commonly indicated in the posterior oral region where the biting force is maximum because it has a better fracture resistance than 5Y-TZP zirconia (third generation) [14].

### *Results discussion*

1) The results of this research have shown that an occlusal thickness of 1 mm was sufficient to tolerate the regular occlusal loads in the posterior dental areas. As the mean of the fracture resistance values of group C in this study (1 mm) was equal to (2002.3 N), this is obviously much higher than the average biting forces in the posterior area, which are estimated at (222–445 N) in premolars area [15], and 597–900 N in molars area [16].

This conclusion was consistent with some previous studies [16], however, other studies went even further to conclude that even a thickness of (0.5 mm) of 3Y-TZP Zirconia could be sufficient to tolerate the regular occlusal loads in the posterior dental areas [17, 18].

2) The results of this research had also shown a direct correlation between resistance and thickness, this

conclusion was expected and consistent with some previous studies [9, 19].

However, and despite the accumulation of evidence, it cannot be asserted that there is a consensus about this issue, some researchers for instance indicated in a similar study that there was no clear direct correlation between fracture resistance and thickness [17], this kind of heterogeneity of results could be attributed to the variations of design parameters for such studies, regarding the chosen material for abutments, the abutment's topography, and the cementation technique.

It is worth mentioning that the high resistance of monolithic zirconia restorations documented in many studies may not be necessarily correlated with the nature of the material as much as with the monolithic manufacturing technique, a previous study indicated that even a monolithic lithium disilicate crown could have better resistance than a zirconia bi-layered one within the same experimental conditions [20].

### *Failure modes discussion*

A detailed classification of failure modes was provided by Burke (1999) (Table 3) that classifies fracture failures into 5 modes [21], and it became a commonly accepted reference among similar studies.

In our study, the predominant fracture modes in all three groups of monolithic crowns were catastrophic fractures (4 and 5 Burke modes) indicating their property of high resistance to fracture load, these results were supported by some previous studies where catastrophic fractures were also predominant [9, 10].

However, there were a variation between studies regarding this issue, for example, Sorrentino et al [17] found that the predominant failure mode was the “cohesive crack” (Burke mode 1), however, this inconsistency could be attributed to their utilization of resin cement under the crowns, which could have acted as an elastic stress absorber, or could be attributed to the different occlusal convergence angle they used, or their using polyvinylsiloxane as periodontal ligament stimulation layer.

Unfortunately, the results of our study might not represent the clinical situation due to the fact that only a static perpendicular force was applied, and since the clinical scenario is never totally simulated in experimental laboratory tests.

Several variables could affect the results of similar investigations such as sample storage, dye material, cementation technique, and crosshead speed, these variables may explain the heterogeneity of data reported in the literature.

However, this study provided some practical suggestions about the recommended thickness of monolithic zirconia crowns, further clinical investigations will be necessary to validate the results of the present study under functional loading.

## Conclusions

Fracture resistance of monolithic zirconia crowns was significantly influenced by the occlusal thickness, the resistance improved steadily as the thickness increased.

While the occlusal thickness can be reduced down to 1 mm, the monolithic zirconia crown would still possess sufficient resistance to tolerate the regular natural loads even in the posterior oral regions where the biting forces are at their maximum.

## Acknowledgement

We thank the University of Hama for funding the research, prof. Mahmoud Alas'ad for surveillance of mechanical tests, and the anonymous referees at Fogorvosi Szemle journal for the useful suggestions.

## References

- KERN F, REVERON H, CHEVALIER J, GADOW R: Mechanical behaviour of extremely tough TZP bioceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019 Feb; 90: 395–403. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.11.001>
- Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC: Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2018 Jan; 119 (1): 36–46. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.009>
- KISI EH, HOWARD CJ: Crystal Structures of Zirconia Phases and their Inter-Relation. *Key Eng Mater* 1998 Feb; 153–154: 1–36. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.153-154.1>
- GÜTH J-F, STAWARCZYK B, EDELHOFF D, LIEBERMANN A: Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int Berl Ger* 1985 2019; 50 (7): 512–520. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a42653>
- ZHANG Y, LAWN BR: Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res* 2018 Feb; 97 (2): 140–147. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>
- ZHANG F, INOKOSHI M, BATUK M, HADERMANN J, NAERT I, VAN MEERBEEK B, et al: Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2016 Dec; 32 (12): e327–337. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.025>
- STAWARCZYK B, KEUL C, EICHBERGER M, FIGGE D, EDELHOFF D, LÜMKEMANN N: Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. Quintessence *Int Berl Ger* 1985 2017; 48 (6): 441–450. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38157>
- STAWARCZYK B, OZCAN M, HALLMANN L, ENDER A, MEHL A, HÄMMERLET CHF: The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Invest* 2013 Jan; 17 (1): 269–274. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0692-6>
- JASIM HH, FINDAKLY MB, MAHDI NA, MUTAR MT: Effect of Reduced Occlusal Thickness with Two Margin Designs on Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Crowns. *Eur J Dent* 2020 Mar; 14 (2): 245–249. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1709342>
- NORDAHL N, VULT VON STEYERN P, LARSSON C: Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci* 2015 Sep; 57 (3): 255–261. <https://doi.org/10.2334/josnusd.57.255>
- ELSAIED A, MEYER G, WILLE S, KERN M: Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence Int Berl Ger* 1985 2019; 50 (5): 344–348. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a42097>
- TANG YL, KIM J-H, SHIM J-S, KIM S: The effect of different cooling rates and coping thicknesses on the failure load of zirconia-ceramic crowns after fatigue loading. *J Adv Prosthodont* 2017 Jun; 9 (3): 152–158. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.3.152>
- KONTONASAKI E, RIGOS AE, ILIA C, Istantos T: Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dent J* 2019 Sep 2; 7 (3): E90. <https://doi.org/10.3390/dj7030090>
- ALRAHEAM IA, DONOVAN T, BOUSHELL L, COOK R, RITTER AV, SULAIMAN TA: Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. *J Prosthet Dent* 2020 Apr; 123 (4): 635–640. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.012>
- HIDAKA O, IWASAKI M, SAITO M, MORIMOTO T: Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res* 1999 Jul; 78 (7): 1336–1344. <https://doi.org/10.1177/00220345990780070801>
- SUN T, ZHOU S, LAI R, LIU R, MA S, ZHOU Z, et al: Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014 Jul; 35: 93–101. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.03.014>
- SORRENTINO R, TRIULZIO C, TRICARICO MG, BONADEO G, GHERLONE EF, FERRARI M: In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016 Aug; 61: 328–333. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.04.014>
- NAKAMURA K, ANKYU S, NILSSON F, KANNO T, NIWANO Y, VULT VON STEYERN P, et al: Critical considerations on load-to-failure test for monolithic zirconia molar crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018 Nov; 87: 180–189. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.07.034>
- ZIMMERMANN M, ENDER A, MEHL A: Influence of CAD/CAM Fabrication and Sintering Procedures on the Fracture Load of Full-Contour Monolithic Zirconia Crowns as a Function of Material Thickness. *Oper Dent* 2020 Apr; 45 (2): 219–226. <https://doi.org/10.2341/19-086-L>
- HAMZA TA, SHERIF RM: Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont* 2019 Jan; 28 (1): e259–264. <https://doi.org/10.1111/jopr.12684>
- BURKE FJ: Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *J Dent* 1999 Mar; 27 (3): 169–173. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(98\)00050-5](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(98)00050-5)

SM ALZOUBI, AG ALSAHHAR, E ALSALAMEH

**Három különböző vastagságú monolit cirkónium korona törési ellenállásnak in vitro összehasonlító vizsgálata**

A beszűkült interokkluzális tér mindig komoly kihívást jelent a gyakorló fogorvosok számára, hogy esztétikailag kifogástalan restaurátumokat készítsenek, és ugyanakkor a lehető legnagyobb keményállományt is megőrizzék a fogakból. Jelen vizsgálat célja a második generációs CAD/CAM technikával készült monolitikus cirkónium-dioxid restaurátumok vastagsága és törési ellenállása közötti kapcsolat vizsgálata és annak meghatározása, hogy milyen mértékben lehet a korona vastagságát csökkenteni, elsősorban a moláris régióban, ott, ahol az interokkluzális tér csekély és a rágóerő a legnagyobb.

30 különböző tervezésű monolitikus cirkónium-dioxid koronát készítettek a második generációs CAD-CAM technológiával, amelyeket az okkluzális vastagság alapján három egyenlő számú [10] csoportra osztottak: A csoport 2 mm; B csoport 1,5 mm és C csoport 1 mm.

A tesztkoronákat előkészített, extrahált természetes fogakra (felső premolárisok) rögzítették üvegeionómér cementtel, majd ezeket a koronákat mechanikai vizsgálatnak vetették alá. Megállapították, hogy a monolitikus cirkónium-dioxid korona törésállóságát jelentősen befolyásolta a vastagságuk. A vastagság növekedésével a törési ellenállás folyamatosan javult. Arra a következtetésre jutottak, hogy még az 1 mm vastag monolitikus cirkónium-dioxid restaurátum is elég erős volt ahhoz, hogy a moláris régióban ellenálljon a fiziológiás körülmények között fellépő maximális okkluzális megterhelésnek. Következésképpen a moláris régióban a monolitikus cirkónium-dioxid restaurátumok vastagsága megbízhatóan 1 mm-re csökkenthető.

*Kulcsszavak:* törés, ellenállás, monolit, cirkónium, koronák, vastagság

Szegedi Tudományegyetem, Fogorvostudományi Kar, Konzerváló és Esztétikai Fogászati Tanszék\*,  
Dicom Lab Ltd\*\*

## Rövid üvegszál megerősítésű kompozit által kifejtett polimerizációs stressz

### Előzetes tanulmány

DR. NÉMA VIKTÓRIA\*, DR. SÁRY TEKLA\*, SZÁNTÓ LILI FANNI\*,  
DR. BRAUNITZER GÁBOR\*\*, DR. FRÁTER MÁRK\*

**Bevezetés:** Kutatásunkban arra kerestük a választ, hogy két eltérő tömés technika esetében van-e különbség a rövid üvegszál megerősítésű kompozit (short fiber-reinforced composite, SFRC) tömőanyag zsugorodása miatt kialakult repedések számában.

**Anyag és módszer:** Két csoportban, 20-20 extrahált bölcsességfogba standardizált nagyságú MOD üreget preparáltunk, majd a fogakat az alábbiak szerint restauráltuk SFRC-vel: 1. csoportnál bulk, rétegzés nélküli technikával, 2. csoportban pedig ferde rétegzéssel 2 mm vastag rétegekben. Mindegyik minta esetén az SFRC-t 1 mm kompozittal fedtük. A tömés elkészítését követően D-Light Pro lámpával megvizsgáltuk a fogzománcot, és a keletkezett repedések számát rögzítettük. Az összrepedésszámot egy hét elteltével is rögzítettük.

**Eredmények:** A két tömés technika között az eltérés nem szignifikáns a repedésszám tekintetében. 1 héttel később a bulk, rétegzés nélküli csoportban 4,95 (340%-os növekedés), a rétegzéses csoportban 4,30 (410%-os növekedés) volt az átlagos repedésszám. Ez a korábbi adatokhoz képest szignifikáns eltérés ( $p = 0,000$ ). A két tömés technika között a végső összrepedésszám tekintetében nem tapasztaltunk szignifikáns eltérést.

**Következtetések:** SFRC anyag esetén a vizsgált két tömés technikával közel azonos mértékű repedésképződés jön létre, és mindkét esetben jelentősen megnő a repedések száma a posztpolimerizációs időszakban.

**Kulcsszó:** polimerizációs zsugorodás, repedés, rövid üvegszál kompozit, tömési technika, posztpolimerizáció

### Bevezetés

Az elmúlt évtizedben a fogászati kompozitok jelentős fejlődése figyelhető meg, aminek hatására mind mechanikai, mind esztétikai tulajdonságaikban egyre jobban megközelítik a természetes fog szerkezetének paramétereit. Az egyik, még megoldatlan problémát a kompozitok polimerizációs zsugorodása jelenti. A polimerizációs folyamat során kialakuló zsugorodási stressz számos, klinikailag fontos következménnyel jár, melyek hosszú távon a kezelés sikertelenségéhez is vezethetnek. Ezek közé sorolhatjuk a résképződést, illetve megfelelő adhézió megléte esetén a csücsökelhajlás és zománcrepedés kialakulását [20]. A kialakuló repedések nem csak érzékenységhez vezethetnek, hanem későbbi törések kiindulópontját képezhetik [1, 17]. A zsugorodási stressz mértékét és irányát különböző faktorok, többek között a kavitás mérete, a C-faktor (bondozott és bondozatlan ürgfalak/tömésfelszínek aránya), a kompozit anyagtani tulajdonsága (töltőanyag típusa, százalékos aránya, töltőanyag mérete), a tömés technika (rétegzéses technika vagy bulk, rétegzés nélküli módszer), a megvilágítási protokoll, a lámpa típusa, a hő-

mérséklet és a páratartalom komplex módon befolyásolja [2, 16]. A kompozit rétegzéssel történő alkalmazása a polimerizációs zsugorodást hivatott csökkenteni a kavitás konfigurációjának rétegenként történő módosítása által, ami egyúttal a C-faktort is befolyásolja [16].

A kompozitok polimerizációját az elasztikus modulus mértéke alapján két stádiumra oszthatjuk: pre- és posztgél fázisra. A pregél fázisban a kompozit még folyékony halmazállapotú, ezáltal képes kompenzálni a kialakuló zsugorodási stresszt. Posztgél állapotban a polimerizációs zsugorodás jelentős belső feszülést, stresszt generál az anyagban [20, 15]. Fontos megjegyezni, hogy a polimerizáció folyamata a fényforrás elzárása után is folytatódik, ezt hívjuk az úgynevezett „sötét” reakciónak. Ez a reakció közvetlenül a fotopolimerizálás megszűnése után kezdődik, az első 10-15 percben a legintenzívebb, és 24 órán, de akár 1 hónapon át is tarthat, és bár csökkenő tendenciában, de a kompozit ez idő alatt is zsugorodik, ezáltal további stresszt generálva a kavitás falaira [19].

A mindennapi gyakorlatban az egyik leggyakoribb és sok szempontból nehézséget jelentő szituáció a konzerváló fogászat területén a moláris fogakban kialakult



nagy méretű, több felszínre kiterjedő defektus restaurálása. Ennek ellátására direkt és indirekt módszert is alkalmazhatunk, de a kompozitok rapid fejlődése és szocioökonómiai okok miatt főként a direkt restauratív irány kerül egyre inkább előtérbe.

Az elmúlt évtizedben megjelent rövid üvegszál megerősítésű kompozit (short fiber-reinforced composite, SFRC) az elvesztett dentin rugalmasságát és stresszelnyelő képességét igyekszik visszaadni. Kiemelkedő erőtörő képessége mellett fontos előnye még a hagyományos kompozitokkal szemben a kisebb polimerizációs zsugorodás, mely a töltőanyagban megtalálható rövid üvegszálaknak tulajdonítható. A gyártói utasítás szerint bulk, rétegzés nélküli technikával alkalmazandó, és 5 mm rétegvastagságban is megfelelően átvilágítható, ezáltal megfelelő választás lehet a hátsó régióban a hiányzó dentin gyors pótlására [8].

Vizsgálatunk során arra kerestünk választ, hogy az SFRC két különböző applikációja során kialakuló polimerizációs zsugorodási stressz milyen mértékben hoz létre a zománcban repedéseket, közvetlenül a tömés készítése és a posztpolimerizációs időszak során. Az összehasonlításra került tömés módszerek a bulk, rétegzés nélküli technika és a ferde rétegzéses technikák voltak.

Nullhipotézisünk a következő: A két tömési módszer között nincsen szignifikáns eltérés a zománcban kialakult repedések tekintetében.

### Vizsgálati anyag és módszer

Vizsgálatunkhoz 40 darab orthodonciai okból extrahált, inaktív bölcsességfogot használtunk (etikai engedély: 4029). A vizsgálatba beválogatott fogak az alábbi koronai dimenziókkal rendelkeztek: oro-vesztibuláris átmérő: 8–10 mm, mezo-disztális átmérő: 9–11 mm, korona magassága zománc-cement határtól: 6–7 mm. A fogakat a teljes vizsgálat időtartama alatt szobahőmérsékleten, fiziológiás sóoldatban tároltuk. A kiválasztott moláris fogakba előre meghatározott méretű, mezo-okkluzo-disztális (MOD) kavitást preparáltunk. Az üreg mélysége 5 mm, míg a vesztibuláris és orális falak vastagsága 2,5 mm volt, korábbi kutatásoknál leírtaknak megfelelően [5, 7, 18]. A kavitások kialakítása után a fogakat D-Light Pro (GC Europe) lámpa „detection mode” funkciójának segítségével megvizsgáltuk, hogy kizárhassuk a preparálásból fakadó repedéseket. A gyártó utasításai, javaslata alapján a D-Light Pro „detection mode” üzemmódja ultra-violet fényhez közeli fényt használ, ami lehetővé teszi a szabad szemmel nem látható mikrorepedések detektálását. A kavitások kialakításakor repedést mutató fogak kizárásra kerültek, és másik, repedést nem tartalmazó foggal lettek helyettesítve. A vizsgált fogakat két csoportba osztottuk ( $n = 20$ ).

Minden fog esetén, a kavitást határoló zománcszéleket 15 másodpercig szelektíven savaztuk 37%-os ortofoszforsavval, amit vízzel mostunk le. A standard adhezív kezelést egy lépéses önsavazó rendszerrel (G-premio

Bond, GC Europe, Leuven, Belgium), a gyártó utasításának megfelelően végeztük el. Ezt követően 60 másodpercig világitottuk Optilux 501 kvarc-tungsten-halogén lámpával (Kerr Corp., Orange, CA, USA). A lámpa teljesítménye  $800 \pm 40$  mW/cm<sup>2</sup>, digitális teljesítménymérővel mérve.

A II. osztályú MOD kavitásokat a centripetális technikának megfelelően először I. osztályúvá alakítottuk az approximális falak felépítésével, hagyományos kompozit tömőanyag (G-aenial PA3, GC Europe) felhasználásával.

Az előkezelt fogakat a restauráció kivitelezése szerint a következő két csoportba osztottuk:

*1. csoport:* bulk, rétegzés nélküli technika: A kavitást 4 mm vastagságban SFRC-vel egy rétegben töltöttük fel, majd 40 másodpercig világitottuk meg.

*2. csoport:* ferde rétegzéses technika: A kavitást 2 mm vastagságú SFRC rétegekkel, összesen 4 mm vastagságban töltöttük fel. A mélyebben fekvő rétegeket 40, az okkluzális felszínhez közelebbi réteget 20 másodpercig világitottuk meg.

Az okkluzális 1 mm-t mind a két csoportnál hagyományos kompozittal (G-aenial PA3) fedtük, majd 20 másodpercig világitottuk.

A fogakat a végső polimerizációs fázist követően, majd egy hét fiziológiás sóoldatban való tárolás elteltével is megvizsgáltuk a repedések tekintetében. A repedések detektálását 4,3-szoros nagyításban, két független vizsgáló végezte lupe (Zeiss EyeMag Pro loupe) és D-Light Pro lámpa segítségével.

A statisztikai számításokat SPSS.23.0 (SPSS ver. 23, IBM Corp., Somers, NJ, USA) programmal végeztük. Az adatokat páros T-próbával és ANOVA varianciaanalízissel elemeztük.

### Eredmények

A repedések számát a tömés elkészítése előtt, után és 1 héttel később is rögzítettük. Kiindulási állapotban a fogak repedésmentesek voltak. A kapott eredményeket az *1. táblázat* foglalja össze. Az első mérési időpontban ( $t_1$ ) a bulk, rétegzés nélküli technikával ellátott csoportnál átlagosan 1,45, míg a rétegzéses csoportnál átlagosan 1,05 darab repedés volt megfigyelhető. A két csoport között közvetlenül a tömés után szignifikáns eltérés nem volt ( $p = 0,383$ ). A második mérési időpontban ( $t_2$ ), az egyhetes posztpolimerizációs időszakot követően, a bulk, rétegzés nélküli csoportnál 4,95, míg a ferde rétegzéses technika esetén 4,30 volt az átlagos repedésszám. Ez a bulk, rétegzés nélküli csoportnál átlagosan 340%-os növekedést, a második csoportnál 410%-os növekedést jelent közvetlen a tömés elkészülte utáni állapothoz képest. Ez mindkét restaurációs eljárás esetén szignifikáns különbséget mutat a  $t_1$  és  $t_2$  időpont között (bulk, rétegzés nélkül  $p = 0,000$ ,

rétegzéses  $p = 0,000$ ). A két tömés technika között  $t_2$  időpontban nincs szignifikáns különbség a repedések számában ( $p = 0,448$ ).

1. táblázat

*Repedések száma a két eltérő tömés technika esetén a tömések elkészülte után és 1 héttel később*

		Tömés előtt	Tömés után ( $t_1$ )	1 hét elteltével ( $t_2$ ) (posztpolimerizáció)
Bulk, rétegzés nélkül	Darabszám	20	20	20
	Átlag	0,00	1,45*	4,95*
	SD	0,000	1,504	2,834
	Medián	0,00	1,00	4,50
	Minimum	0	0	1
	Maximum	0	6	10
Rétegzéses	Darabszám	20	20	20
	Átlag	0,00	1,05*	4,30*
	SD	0,000	1,356	2,515
	Medián	0,00	0,50	4,50
	Minimum	0	0	1
	Maximum	0	4	11

### Megbeszélés

Jelen vizsgálat az SFRC polimerizációs zsugorodása által létrehozott repedések kialakulását vizsgálta eltérő tömés technikák esetén. A korábbi vizsgálatok ellentmondásos eredményeket mutatnak a rétegzés zsugorodásra gyakorolt előnyös tulajdonságáról a bulk, rétegzés nélküli technikával szemben. Kaisarly és munkatársai a II. osztályú kavitások esetén vizsgálták a két tömés módszer zsugorodását, és a centripetális technika kombinálását a rétegzéssel találták a legkedvezőbbnek [11]. Más vizsgálatok eredménye viszont azt mutatja, hogy a kompozit rétegenként történő alkalmazása során a kavitás nagyobb mértékben deformálódik, mint bulk, rétegzés nélküli technika esetén, így a kompozit-fog strukturális komplexben nagyobb feszültséget generál [12, 23].

A 2013-ban forgalomba hozott everX Posterior a moláris régió ellátására kifejlesztett bulk, rétegzés nélküli technikával alkalmazandó SFRC anyag. Összetételét tekintve rezin mátrix (bis-GMA, TEGDMA és PMMA interpenetráló háló), inorganikus rezin és random elhelyezkedésű E-üvegszál (5–15%) alkotja [8]. A töltőanyagként alkalmazott rövid üvegszálak nemcsak mechanikailag javítják a kompozitot, de hatással vannak a zsugorodás mértékére és annak irányára is. Az üvegszálak orientációja befolyásolja a zsugorodás irányát, ugyanis az anyag nem képes az üvegszál hossza mentén zsugorodni, míg az üvegszálak között elhelyezkedő polimer mátrix zsugorodását nem befolyásolja [9]. Garoushi és munkatársai vizsgálata szerint az SFRC-ben megtalálható üvegszál megnöveli az anyag mikrorepedésekkel szembeni ellenálló képességét, és jelentősen csökkenti

a polimerizációs reakció során kialakuló stresszt, összehasonlítva más hagyományos kompozittal [10]. Ezt igazolja Bocalon és munkatársainak eredménye is, ami arról számol be, hogy az üvegszálak 30–72%-kal csökkentik a posztgél fázisban jelentkező zsugorodást [4]. Tsujimoto és munkatársai vizsgálata hasonló eredményeket mutat, miszerint az SFRC polimerizáció során kialakuló térfogat zsugorodása (1,15%) jelentősen kisebb mértékű, mint más hagyományos kompozit (1,3–2,4%) [22].

Jelen vizsgálatban az SFRC kétféle alkalmazása között, a polimerizációs zsugorodás által kialakult zománcrepedések tekintetében nem jelentkezett szignifikáns eltérés. Ez idáig más vizsgálat nem foglalkozott a kompozit tömőanyag applikációs technikájával és az általa kifejezett zsugorodási stressz okozta zománcrepedések kapcsolatával. Fráter és munkatársai korábbi kutatásában vizsgálták az SFRC eltérő applikálásának a tömés mechanikai tulajdonságaira kifejtett hatását, de itt a repedések nem voltak vizsgálva [6].

A tömés készítés közben és azt követően kialakuló zománcrepedéseket először 2013-ban Batalha-Silva és munkatársai vizsgálták mint indirekt, nem invazív vizsgálati módszert a kompozit zsugorodásának megfigyelésére [1]. Vizsgálatukban MOD felszínre kiterjedő, direkt és indirekt restaurációkat hasonlítottak össze. Eredményeik alapján az indirekt módszerrel (inlay) kevesebb repedést detektáltak, mint a rétegzett kompozit tömés esetén.

Magne és munkatársai kutatásukban a „szuper-zárt szendvics technikát” (adhezíven kezelt kavitásban üvegionomer „dentinmag” kompozit töméssel fedve) hasonlították össze hagyományos kompozit töméssel a polimerizációs zsugorodás és mechanikai tulajdonságok tükrében [14]. Az üvegionomer polimerizációs zsugorodása elenyésző a kompozithoz képest, így alkalmazása során kevesebb zománcrepedés alakult ki, és mechanikailag sem gyengítette meg a fogrestaurátum egységét. Ez idáig egyedül Soares és munkatársai vizsgálták az SFRC repedések kialakulására kifejtett hatását [21]. Eredményeik arról számolnak be, hogy SFRC alkalmazásával készített direkt tömés esetén lényegesen több repedés jött létre, mint indirekt technikával készült restaurátum (inlay) esetén. Ez logikus, ugyanis az indirekt restaurátum nem mutat zsugorodást a kavitáson belül. Sajnos az említett 3 vizsgálat egyike sem hasonlította össze precízen a restaurátum elkészítésekor és egy hét elteltével tapasztalható repedések számát.

Vizsgálatunk során egy hét elteltével szignifikáns növekedést tapasztaltunk a repedések számában, az első csoportnál átlagosan 340%-os, a második csoportnál 410%-os növekedést. A fotopolimerizáció során nem a teljes polimerizációs folyamat megy végbe, minden esetben maradnak aktivátorok és monomerek a kompozitban, melyek egy lassabb folyamat során, de folytatják a polimerizációs reakciót. Ez a mechanizmus egy önkorlátozó folyamat, melyet nem a teljes konverzió, ha-

nem a monomerek diffúziója és mobilitása határoz meg. A poszt-polimerizációs fázisban is keletkezik zsugorodási stressz, mely a reakció lassulásával arányosan csökkenő tendenciát mutat. A folyamat mértékét többek között meghatározza a polimerizáció kezdeti intenzitása, a hőmérséklet, a kompozit összetétele, főként az iniciátor rendszer, mely a polimerek struktúráját szabja meg [3]. A „sötét” reakció időtartamát 24 óra és 1 hónap között határozzák meg az irodalomban [19, 22].

A repedések klinikai relevanciája, azaz hogy milyen mértékben befolyásolják a kezelés sikerességét, nem egyértelmű, de zománcria kialakult mikrorepedések jó indikátorai a csücsökelhajlásnak [3]. Magne 2008-ban megjelent cikkében felhívja a figyelmünket a fog ép koronai állományának méretével összefüggő megfigyelésére, miszerint minél nagyobb a destrukció, annál nagyobb stressz keletkezik a fogban polimerizáció során [13]. Egy MOD kavitás restaurációja során gyakran megfigyelhető a csücsök alapjánál kialakuló horizontális repedés. A vizsgálatunkban ennek megfelelően mi is nagy kiterjedésű anyaghiány ellátását vizsgáltuk, mely egy gyakori probléma a mindennapi gyakorlatban. Emellett a kialakult repedések későbbi fáradásos törések kiindulópontjai lehetnek.

A kutatás korlátai között fontos megemlíteni, hogy nem alkalmaztunk kontrollcsoportot. Célszerű lenne egy nem üvegszál megerősített, bulk, rétegzés nélküli alkalmazandó kompozitot, valamint hagyományos kompozitot is megvizsgálni a kialakuló repedések tekintetében, így pontosabb képet kaphatnánk arról, hogy az üvegszálaknak van-e jótékony hatása a repedések kialakulásában.

### Konklúzió

A vizsgálatunk korlátain belül megállapíthatjuk, hogy nagy kiterjedésű MOD kavitásokban biztonsággal alkalmazhatjuk az SFRC-t 4 mm rétegvastagságban bulk, rétegzés nélküli technikával, mivel a repedések tekintetében nem jelent hátrányt a rétegzéssel szemben. A polimerizáció során kialakuló zománcria repedések detektálása alkalmas módszer a zsugorodás hatásának, következményének megfigyelésére.

### Anyagi támogatás

„Az Innovációs és Technológiai Minisztérium ÚNKP-21-5 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának a Nemzeti Kutatás, Fejlesztési és Innovációs Alapból finanszírozott szakmai támogatásával készült.”, Bolyai János Kutatási Ösztöndíj (BO/701/20/5)

### Irodalom

1. BATALHA-SILVA S, DE ANDRADA MAC, MAIA HP, MAGNE P: Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite

resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater* 2013. 0 1.; 29 (3): 324–331.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.013>

2. BICALHO AA, DE SOUZA SJB, DE ROSATTO CMP, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, SOARES CJ: Effect of temperature and humidity on post-gel shrinkage, cuspal deformation, bond strength and shrinkage stress – Construction of a chamber to simulate the oral environment. *Dent Mater* 2015. 0 1.; 31 (12): 1523–1532. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.023>
3. BICALHO AA, VALDÍVIA ADCM, BARRETO BCF, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, SOARES CJ: Incremental filling technique and composite material – part II: shrinkage and shrinkage stresses. *Oper Dent* 2014. április; 39 (2): E83–92. <https://doi.org/10.2341/12-442-L>
4. BOCALON ACE, MITA D, NARUMYA I, SHOUHA P, XAVIER TA, BRAGA RR: Replacement of glass particles by multidirectional short glass fibers in experimental composites: Effects on degree of conversion, mechanical properties and polymerization shrinkage. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2016. szeptember; 32 (9): e204–210. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.06.008>
5. FORSTER A, BRAUNITZER G, TÓTH M, SZABÓ BP, FRÁTER M: In Vitro Fracture Resistance of Adhesively Restored Molar Teeth with Different MOD Cavity Dimensions. *J Prosthodont* 2019; 28 (1): e325–331. <https://doi.org/10.1111/jopr.12777>
6. FRÁTER M, FORSTER A, KERESZTÚRI M, BRAUNITZER G, NAGY K: In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *J Dent* 2014. szeptember; 42 (9): 1143–1150. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.05.004>
7. FRÁTER M, SÁRY T, VINCZE-BANDI E, VOLOM A, BRAUNITZER G, SZABÓ P. B., et al: Fracture Behavior of Short Fiber-Reinforced Direct Restorations in Large MOD Cavities. *Polymers* 2021. január; 13 (13): 2040. <https://doi.org/10.3390/polym13132040>
8. GAROUSHI S, GARGOUM A, VALLITTU PK, LASSILA L: Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *J Investig Clin Dent* 2018. 0; 9 (3): e12330. <https://doi.org/10.1111/jicd.12330>
9. GAROUSHI S, SÄILYNÖJA E, VALLITTU PK, LASSILA L: Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2013. 0; 29 (8): 835–841. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.016>
10. GAROUSHI S, VALLITTU PK, WATTS DC, LASSILA LVJ: Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2008. február; 24 (2): 211–215. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.04.001>
11. KAISARLY D, LANGENEGGER R, LITZENBURGER F, HECK K, EL GEZAWI M, RÖSCH P, et al: Effects of application method on shrinkage vectors and volumetric shrinkage of bulk-fill composites in class-II restorations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2022; 38 (1): 79–93. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.10.013>
12. KUJIS RH, FENNIS WMM, KREULEN CM, BARINK M, VERDONSCHOT N: Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? *J Dent Res* 2003; 82 (12): 967–971. <https://doi.org/10.1177/154405910308201206>
13. MAGNE P, MAHALLATI R, BAZOS P, SO W-S: Direct Dentin Bonding Technique Sensitivity When Using Air/Suction Drying Steps. *J Esthet Restor Dent* 2008; 20 (2): 130–138. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2008.00164.x>
14. MAGNE P, SILVA S, ANDRADA M DE, MAIA H: Fatigue resistance and crack propensity of novel “super-closed” sandwich composite resin restorations in large MOD defects. *Int J Esthet Dent* 2016; 11 (1): 82–97.
15. MILOSEVIC M: Polymerization Mechanics of Dental Composites – Advantages and Disadvantages.

- Procedia Eng* 2016. 0 1.; 149: 313–320.  
<https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.672>
16. OHMORI K, TASAKI T, KIMURA S, HORI A, SAKAEDA N, HANABUSA M, et al: Residual polymerization stresses in human premolars generated with Class II composite restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020. April; 104: 103643.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103643>
  17. POTTIER JG, GREGG A, AREGAWI W, NASIRI E, FOK A, LIU Y, et al: A standardized method to determine the effect of polymerization shrinkage on the cusp deflection and shrinkage induced built-in stress of class II tooth models. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020. 0 1.; 111: 103987.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103987>
  18. SÁRY T, GAROUSHI S, BRAUNITZER G, ALLEMAN D, VOLOM A, FRÁTER M: Fracture behaviour of MOD restorations reinforced by various fibre-reinforced techniques – An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019. október; 98: 348–356.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.07.006>
  19. SCHNEIDER LFJ, CONSANI S, OGLIARI F, CORREER AB, SOBRINHO LC, SINHORETI MAC: Effect of Time and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of a Resin *Composite. Oper Dent* 2006. 0 1.; 31 (4): 489–495.  
<https://doi.org/10.2341/05-81>
  20. SOARES CJ, FARIA-E-SILVA AL, RODRIGUES M DE P, VILELA ABF, PFEIFER CS, TANTBIROJN D, et al: Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – What do we need to know? *Braz Oral Res* 2017; 31 (suppl 1): e62.  
<https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0062>
  21. SOARES LM, RAZAGHY M, MAGNE P: Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2018. április; 34 (4): 587–597.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.01.004>
  22. TSUJIMOTO A, BARKMEIER WW, TAKAMIZAWA T, LATTI MA, MIYAZAKI M: Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dent Mater J* 2016; 35 (3): 418–424.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2015-280>
  23. VERSLUIS A, DOUGLAS WH, CROSS M, SAKAGUCHI RL: Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 1996. március; 75 (3): 871–878.  
<https://doi.org/10.1177/00220345960750030301>

NÉMA V, SÁRY T, SZÁNTÓ LF, BRAUNITZER G, FRÁTER M

### Polymerization shrinkage-stress of short fiber-reinforced composite

#### *Pilot study*

**Background:** Polymerization shrinkage-related stress of dental composite materials is a clinically relevant problem. In the presence of proper adhesion, shrinkage produces stress in the remaining tooth structure. The greater the destruction, the less the tooth structure is available to withstand the stress; thus, causing cracks in the enamel. The purpose of this in vitro study was to investigate the number of cracks caused by polymerization shrinkage using two different filling techniques utilising short fibre-reinforced composite (SFRC).

**Materials and methods:** 40 extracted wisdom teeth, prepared with standardized MOD cavity (5 mm deep and 2,5 mm wall thickness) were used. After adhesive treatment, teeth were divided into two groups, each restored with SFRC as follows: Group 1: Bulk-fill technique; Group 2 oblique layering technique (with 2 mm increments). In all specimens, the SFRC was covered with 1 mm packable composite resin. After completion of the restoration, the enamel was examined using a D-Light Pro lamp, and the cracks were documented. In addition, the number of the cracks was further documented after 1 week period.

**Results:** There was no significant difference between the groups in respect of the cracks' number. After 1 week, the average number in group 1 was 4.95 showing 340% increase, and in Group 2: 4.30 showing the same 340% increase, which significantly differs to the previously obtained values ( $p = 0.000$ ). There is no significant difference between the techniques regarding total sum of cracks after 1 week.

**Conclusions:** In both techniques, almost an equal number of cracks is developing. During the post-polymerization period, the number of cracks grows significantly irrespective of the chosen technique.

**Keywords:** Polymerization shrinkage, cracks, short fiber-reinforced composite, filling-technique, post-polymerization

University of Debrecen, Faculty of Dentistry, Department of Biomaterials and Prosthetic Dentistry\*  
University of Debrecen, Faculty of Medicine, Department of Orthopaedic Surgery\*\*  
University of Debrecen, Faculty of Science and Technology, Institute of Physics, Department of Solid State Physics\*\*\*

## Synthesis, scanning electron microscopy (SEM) and biocompatibility study of SLA 3D printable biopolymer hydrogel

DR. BAKÓ JÓZSEF\*, DR. TÓTH FERENC\*, DR. CSÁMER LORÁND\*\*, DR. DARÓCZI LAJOS\*\*\*, DR. HEGEDŰS CSABA\*

**Purpose:** The demonstration of the production, SEM investigation and study of the biocompatibility of a biopolymer-based 3D printed hydrogel.

**Materials and methods:** Hydrogel samples with 1 and 2 mm thickness were planned by Ansys SpaceClaim (Ansys Inc, USA) 3D modeling software. The biodegradable methacrylated-poly- $\gamma$ -glutamic-acid (MPGA) polymer-based hydrogel were produced by a stereolithographic (SLA) type Formlabs Form 2 (Formlabs Inc.) 3D printer. The surface and structure of the hydrogels were studied by stereo and scanning electron microscopy (SEM) respectively. The biocompatibility of the 3D printed samples was investigated by Alamar blue viability test using MG63 cells. The actual cells growing on the surface of the samples were also examined by SEM.

**Results:** Our results showed that the MPGA based hydrogels were 3D printable by SLA technique. The printed hydrogels are constructed by few hundred diameter nanofibers and web-like structures. The Alamar blue test showed that, however, after 1 day of seeding, the numbers of the MG63 cells were significantly reduced at the hydrogel surface, after another 3 days we could not detect any alteration in the cell number compared to that of the control. Additionally, the SEM examination demonstrated the attachment of the cells to the surface of the hydrogel samples.

**Conclusions:** Our MPGA based polymer system were 3D printable by SLA technique. The prepared nanostructured and biocompatible hydrogels might be promising vehicles for biologically active components in tissue engineering.

**Keywords:** 3D printing, Scaffold, Biopolymer, Hydrogel, Scanning electron microscopy

### Introduction

The development of digital technologies is creating more and more opportunities in medicine, including dentistry. Nowadays CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) technologies involve a combination of complex processes, including the use of specific devices and new material systems. These workflows involve three basic stages. In the first work phase, the data input prepared e.g. by CT (computer tomograph) or scanner, then in the second phase the digital data are processed and the required form of the material is designed, and finally, the previously designed products are produced [23]. The two main types of rapid prototyping (RP) are the subtractive and additive techniques. In the first case, the final shape of the product can be formed from a block of prefabricated material (based on high-speed CNC (Computer Numerical Control) milling technology), while in the second case the final product is built up directly from raw powder or liquid materials [6, 9, 17].

Tissue engineering is a discipline dealing with the replacement or supplementation of different organs and tissues using biocompatible materials (scaffolds) as ba-

sis for cell growth and tissue development. Scaffolds play an important role in tissue engineering, and various 3D technologies can offer great potential for their production. In these systems, alloplasts, artificially produced materials can be used, which can be processed by different technologies. Currently, more than 30 RP technologies have been developed, of which more than 20 are suitable for biotechnological applications [5]. The most important of these are liquid-based (e.g. Stereolithography (SLA), Polyjet technology, Bioplotter technology) and solid-based systems (e.g. Fused Deposition Modeling (FDM), Laminated Object Manufacturing (LOM), Multi-jet Modeling Systems (MJM)), and Powder-Based Systems (e.g. Selective Laser Sintering (SLS), Three-Dimensional Printing (3DP), Selective Laser Melting (SLM)) [10]. In these systems, the most commonly used raw materials are biodegradable polymers (e.g. polyglycolic acid (PGA), polylactic acid (PLA), polycaprolactone (PCL), poly- $\gamma$ -glutamic acid ( $\gamma$ PGA)), or polymers of natural origin (e.g. collagen, gelatin, alginate, fibrin), bioceramics (e.g. Bioactive ceramics: bioactive glasses, hydroxyapatite (HA), tricalcium phosphate (TCP) and metals (e.g. titanium).

Hydrogels are 3D structures of hydrophilic polymer chains, which are able to mimic the extracellular matrix.

These physically or chemically crosslinked constructions are actively applied in the field of tissue engineering [16]. The photopolymerization is a way of the creation of the covalent bonds and provided a stable but soft and resilient matrix which could be similar to soft tissues. The mechanical properties of these photocrosslinked hydrogels are controllable by the type or the dose of the irradiations [11]. 3D printing offers a new approach to the fabrication of functional structures. The diversity of the useable biopolymers and the available 3D printing techniques ensure the chance of rational design and the fabrication of patient-specific medical devices. Although the extrusion-based 3D printing methods (such as the FDM) have been widely used because of their low cost, the photopolymerization-based bioprinting systems have more advantages e.g. the better accuracy or milder producing parameters which could be critically important in the cases of the cell-laden, or biomolecule containing 3D bioprinting [7, 17].

The aim of this work was to demonstrate the synthesis of a biopolymer-based 3D printed hydrogel produced by Formlabs Form II 3D printer and the examination of the structure and biocompatibility of the prepared samples that might be used as a scaffold material in tissue engineering in the future.

### Materials and methods

#### Preparation of 3D printed hydrogels

An aqueous solution of a 1/3:1/3:1/3 mixture of methacrylated-poly- $\gamma$ -glutamic acid (MPGA) (the fabrication way was written earlier in detailed [4]) and 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) ( $\geq 99\%$ ) with polyethylene glycol dimethacrylate (Mw: 550 Da) (PEGDMA) was custom developed in our institute/laboratory to 3D printing.

A multicomponent initiator system was created by the combination of a high efficiency component the lithium phenyl-2,4,6-trimethylbenzoylphosphinate (LAP) ( $\geq 95\%$ ) and Irgacure 2959 ( $\sim 99\%$ ) in addition to L-arginin ( $\geq 99\%$ ). The materials were obtained from Sigma-Aldrich Ltd. (USA) and were used without further modification. The swelling of the polymer mixture and the homogeneity of the whole system was achieved with continuous mixing for 72 hours. The prepared base material was printed using a Form2 (Formlab Inc., USA) 3D device using a Form2 Resin Tank LT tray, in an "open mode" with a layer thickness of 25 microns, set directly on the platform. The specimens were designed in Ansys SpaceClaim (Ansys Inc, USA) and were printed as grids with a diameter of 1 cm, and 1 and 2 mm thickness respectively. The 3D layer-by-layer structures were removed from the platform according to the specifications of the manufacturer. Finally, the samples were washed for 30 min with 2-propanol (VWR International Ltd.) and then for  $3 \times 10$  min with phosphate buffer solution, pH: 7.4 (PBS) (Gibco, Life technologies, UK), after which the samples were stored in PBS. Images were taken from prepared samples using an Olympus SZ61 (Olympus Inc, Japan) stereomicroscope (Figure 1).

#### Scanning electron microscopy studies

The studies were performed using a scanning electron microscope (JEOL JSM-IT500HR, Japan). Samples were fixed in a 2% glutaraldehyde solution (Sigma-Aldrich, USA) for 2 h and then in a 1% OsO<sub>4</sub> solution (Sigma-Aldrich, USA) for 1 h. Samples were dehydrated in ethanol solutions (10, 30, 50, 70, 80, 90 and 100% EtOH) for 15 min each step, then dried using CO<sub>2</sub> at critical point and covered with a gold layer of about 12 nm thickness before microscopic investigation. The accelerating voltage was 10 kV.

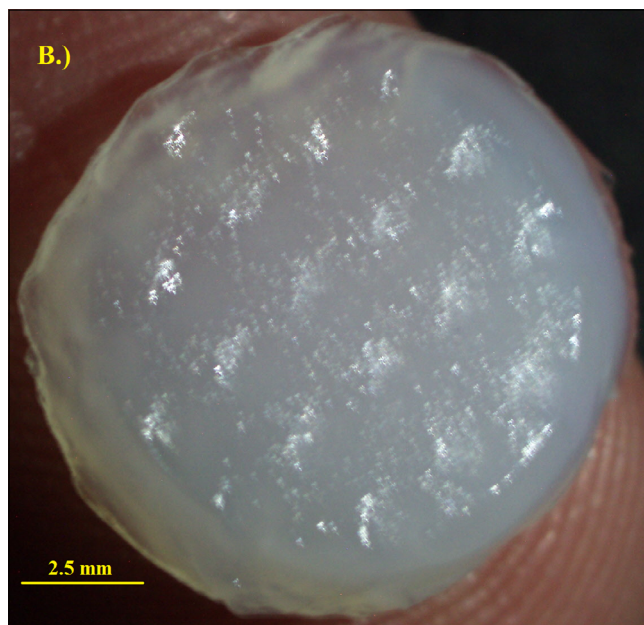
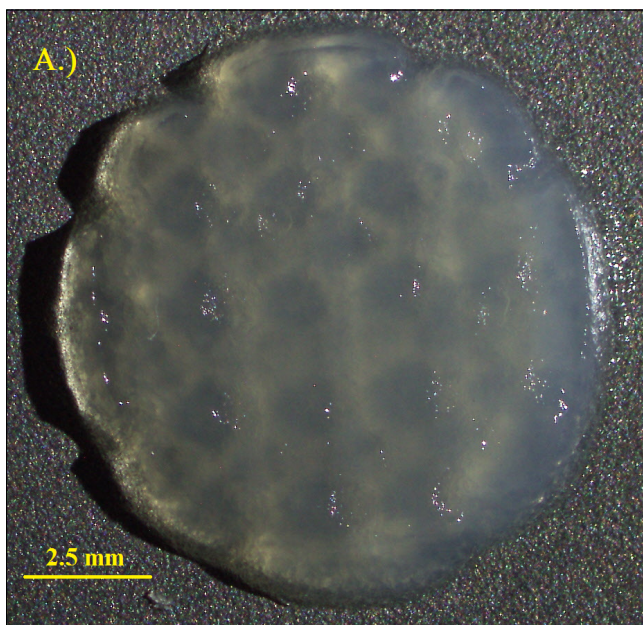
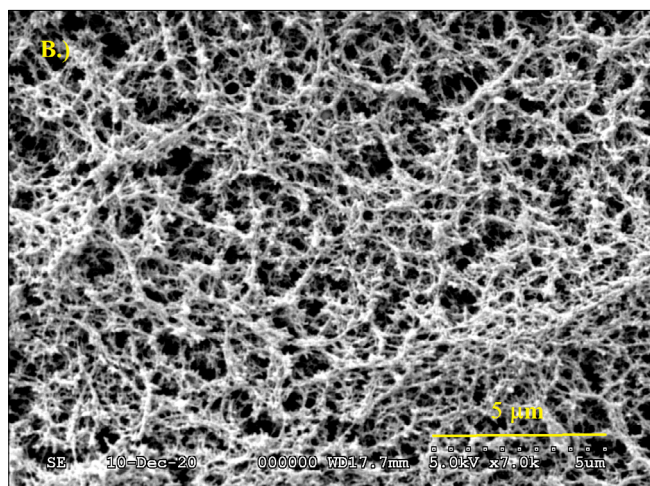
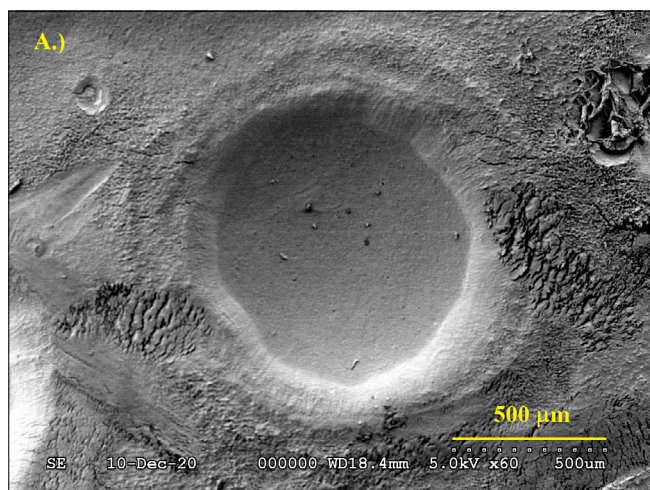


Figure 1: A) 1 mm, and B) 2 mm thickness of 3D printed hydrogels at 8 $\times$  magnification.

### Biocompatibility assay

Cell viability studies were performed on MG63 cell line (ATCC, USA). The cells were grown in Dulbecco's Modified Eagle's Medium – low glucose (Sigma-Aldrich, USA) containing 10% fetal bovine serum, 1% Antibiotic-Antimycotic solution and 1% Glutamax (all Gibco, Japan) at 37 °C with 5% CO<sub>2</sub>.

To perform the AlamarBlue viability assay, sterility of the samples was achieved by 5 minute of in-situ generated ozone treatment (Ozone DTA, Taiwan) it was followed by 20 minutes of UV light illumination. After that,  $4 \times 10^4$  cells were plated onto the surface of the hydrogel samples in 24-well cell culture dishes for the assays, and into wells without hydrogels which were used as controls for the experiment. After 1 and 4 days, the number of live cells was measured using the AlamarBlue assay (Thermo Fisher Scientific, USA). Experiments were performed with three parallel samples and each sample was measured with three technical replicates. The assays were executed according to the manufacturer's instructions, and finally the fluorescence of the samples was determined using a Hidex Sense microplate reader (Hidex, Finland) at 544 nm excitation/595 nm emission wavelengths.



### Statistical analysis

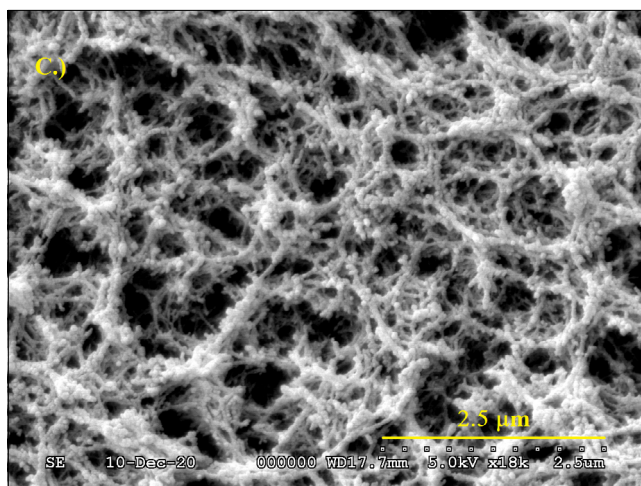
Statistical analysis was carried out using the Student's test to determine the statistical significance of differences between of experimental groups.  $P \leq 0.05$ -issued minimum to determine significance. Microsoft Analysis ToolPak for Excell (Microsoft, USA) was used for the investigations.

## Results

The images of the hydrogel samples (*Figure 1*) show, that the printer was not able to establish the grid structure as designed by the Ansys SpaceClaim software. However, the grid structures are clearly identifiable, the system was not able to form the holes inside. This visible light polymerizable polymer matrix was able to utilize the advantage of the illumination time that is given by the factory parameters of the 3D printer. The well-defined edges of the hydrogels demonstrate that it was possible to produce stable gels even under this extremely short illumination time. The 3D printed hydrogels we have created show form-stable, flexible features and have a consistent structure.

According to the SEM images (*Figure 2A*), the intended holes appear as depressions with a diameter of 0.5–1 mm, which are not fully formed due to the uncompleted regulation of the reaction front, however, their position and size are quite similar to the expected ones, while further magnification of the images B) and C), revealed a network structure typical of the fine structure of hydrogels. The images also show mesh points of different sizes and densities, and fiber structures of different

*Figure 2:* Scanning electron microscopy (SEM) pictures of 3D printed hydrogels  
A.) magnification of 60x,  
B.) magnification of 7000x,  
C.) magnification of 18000x.



lengths and thicknesses connecting them in different directions. It is clearly recognizable, that this macroscopically homogeneous structure is formed by a random network of interconnected polymers linked by different cross-links, but still seem to resemble the digital design at macroscopic scales. The few hundred nanometer diameter pores of the resulting structure are clearly visible on the images, suggesting that they could be utilized to control the delivery of different growth proteins or drugs.

The Alamar blue assay showed that 1 day after seeding, the viability of cells grown with the gels decreased by 35% compared to the control (Figure 3), however, after another 3 days this difference disappeared completely, and the viability of cells grown with the gels did not show significant ( $p \leq 0.05$ ) alteration compared to that of the control.

The SEM image at 900 $\times$  magnification (Figure 4) shows MG63 cells after fixation on the hydrogel surface, covered with a gold layer. ( $p \leq 0.05$ )

This image also shows that the surface of the hydrogels is suitable for the attachment and growth of the cells.

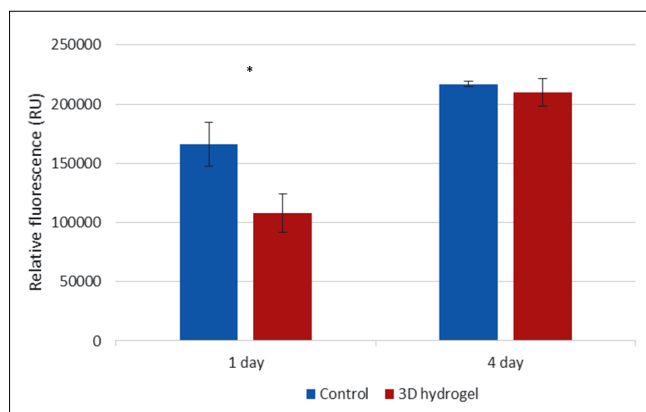


Figure 3: Results of the biocompatibility tests of the 3D printed hydrogels.

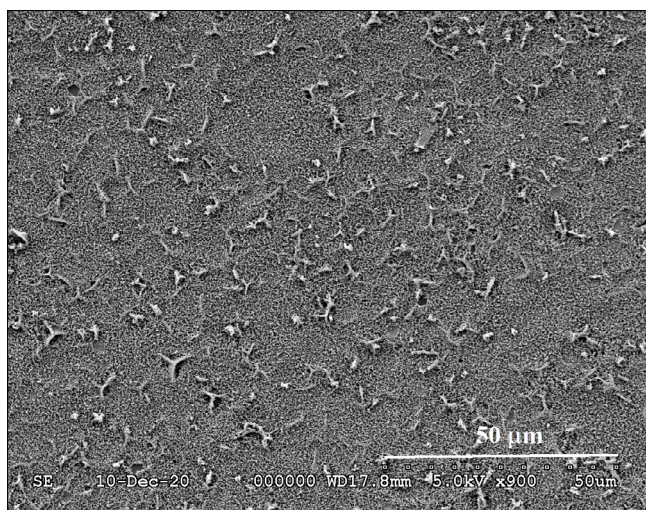


Figure 4: SEM image of MG63 cells on the surface of a 3D printed hydrogel at 900 $\times$  magnification.

## Discussion

Due to the rapid development of 3D printing techniques, there are a growing number of alternatives available for dental applications [6, 10]. A wide range of options offer faster, and in some cases, cheaper way to achieve the pursued objectives, from master or working casts to temporary crowns, surgical templates and surgical fixation splints to suit individual patient needs. The diversity of printing technologies, capable of molding metals, ceramics, polymers and composite materials, can provide us the most efficient ways to achieve this goal. There are examples of 3D printing applications of even zirconium ceramics, where yttrium-stabilized (3Y-TZP) ceramic powder is mixed with acrylates and methacrylates to form a material that can be photo-polymerized by stereolithography [154]. Among metals used in dentistry, the most commonly used techniques of selective laser sintering (SLS), selective laser melting (SLM) or electron beam additive (EDM) 3D printing are now available for CoCr, Ti and Ta powders [3, 20, 26, 31]. In the case of composites and polymers, especially for dental applications, photo-polymerization has played a significant role, but with the emergence of 3D printing, its importance is increasing [1, 22]. Moreover, there is also a need for drug delivery systems, one of which might be 3D printing to produce “bio-ink” systems combined with stem cells e.g. to promote pulp regeneration supported by modified calcium phosphate cements and different growth factors [17, 21, 28]. The most active area for the development of drug delivery systems and the design of hydrogels or composites today is tissue engineering as a part of complex tissue repair. Biopolymers, such as methacrylated-gelatin-based systems have been used as wound healing materials, or silk-based controllable porosity hydrogels have been developed for tissue engineering, moreover there are also examples of studies on combinations of other polymers [8, 25, 29].

In the recent years, a negatively charged biocompatible and biodegradable polymer the poly- $\gamma$ -glutamic acid (PGA) has been in the focus of an increasing number of investigations, also due to the development of its biotechnological production and its increasing availability [11, 18]. The ability of the polymer to form nanofibers, nanoparticles, monolithic hydrogels, as well as structures similar to the extracellular matrix and its very good combinability with other modifying components (HA, BTCP) have allowed promising results in drug delivery and tissue engineering [12, 13].

Technologies using biopolymer-based 3D printing processes can already be found in the literature, but most of them are still based on FDM and require post-treatment, often with UV light, to achieve the required stability. The advantage of this method is that a wider range of flow properties can be applied, and the shear stress is limited only by the viability of the cells. However, the relative inexpensiveness of the method also opens the way for the development of further alterna-



tives due to the disadvantages of post-treatment and limited accuracy [19, 24].

In the course of our work, we have developed an MPGA-based polymer system that is suitable for SLA-based 3D printing. By reducing the polymerization time to sub-second range, we achieved a polymer blend capable of forming a solid structure according to the shapes defined by the digital designs, which does not require additional post-illumination. However, other hydrogels based on biocompatible or biodegradable polymers can be found in the literature, the more common pressure printing techniques are used for their production [2, 16].

In the hydrogel-based systems, there are continuous improvements in the initiators, raw materials, excipients, and appropriate ratios of the materials used, to achieve the next level of control for further increasing the accuracy of structure construction [7, 17]. Based on the SEM imaging we can state, that our MPGA-based, macroscopically homogeneous hydrogels are composed of nanostructured webs with interconnected structures of a few hundred nanometers, so that they can already be used to develop a retaining effect for proteins molecules or drugs. The advantage of the visible-light initiated polymerization, that it uses much softer energy transfer to form hydrogels than the  $\gamma$ -ray or even UV light source, so the biomolecules can remain active inside the polymer structure. This is the reason why SLS technology provides a good opportunity to apply in sensitive biological systems to best meet individual needs. There are also recent examples of PGA-based hydrogels, which form mainly micron-scale internal structures by photo-polymerization or enzymatic processes to develop load-bearing systems that can be used for drug delivery or tissue engineering purposes [15, 27, 30]. 3D printing has undergone extraordinary advancement in both the materials systems and technologies over the past decades and able to produce structures that are increasingly close to that are available in nature. In the future, these developments expected to continue, and the development of different systems that respond to external or internal effects could be one of the directions. In this way the 3D printing can be completed in the 4-dimensional material systems by developing a capability to dynamically respond to environmental changes.

### Conclusion

Based on the experience of our previous studies, we have succeeded in the development of a polymer system suitable for MPGA-based 3D printing. The polymerizability has been designed to enable the polymer to realize the shapes defined by the digital designs in millisecond time. By SLA 3D printing technique, we have produced stable hydrogels, which follow the designed contours appropriately, and in which the grid structure

can be clearly identified. The biocompatibility of the formulated gels was proved by cell viability studies, and the attachment of the cells to the hydrogel surface were demonstrated by scanning electron microscopy. We believe, that due to the nanostructured architecture of the hydrogel, our system is able to store different bioactive materials or drugs, and so it might be a promising candidate for the generation of a controlled drug delivery platform, which enhanced by the customizability through 3D printing.

### Acknowledgement

The research was supported by project no. TKP2021-EGA-20 (Biotechnology) has been implemented with the support provided from the National Research, Development and Innovation Fund of Hungary, financed under the TKP2021-EGA funding scheme.

### Conflict of interest

The authors deny any conflicts of interest related to this study.

### Author contribution

JB contributed to data conception design, data acquisition, analysis, interpretation and drafted the manuscript. FT contributed to data acquisition, analysis, and reviewed the manuscript. CsL contributed to data acquisition and revised the manuscript. LD contributed to data acquisition and drafted the manuscript. CsH contributed to conception design, interpretation and critically revised the manuscript.

### References

- ANDERSON J, WEALLEANS J, RAY J: Endodontic applications of 3D printing. *Int Endod J* 2018; 51 (9): 1005–1018. <https://doi.org/10.1111/iej.12917>.
- ATHIRASALA A, TAHAYERI A, THRIVIKRAMAN G, FRANÇA CM, MONTEIRO N, TRAN V, et al: A dentin-derived hydrogel bioink for 3D bioprinting of cell laden scaffolds for regenerative dentistry. *Biofabrication* 2018; 10 (2): 024101. <https://doi.org/10.1088/1758-5090/aa9b4e>.
- BACIU AM, BEJINARIU C, CORĂBIERU A, MIHALACHE E, LUPU-POLIAČ M, BACIU C, et al: Influence of process parameters for Selective Laser Melting on the roughness of 3D printed surfaces in Co-Cr dental alloy powder. *IOP Conf Ser: Mater Sci Eng* 2019; 572: 012054. <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899X/572/1/012054>
- BAKÓ J, VECSERNYÉS M, UJHELYI Z, KOVÁCSNÉ IB, BORBÍRÓ I, BÍRÓ T, et al: Composition and characterization of in situ usable light cured dental drug delivery hydrogel system. *J Mater Sci Mater Med* 2013; 24 (3): 659–666. <https://doi.org/10.1007/s10856-012-4825-x>
- BILLIET T, VANDENHAUTE M, SCHELFHOUT J, VAN VLIERBERGHE S, DUBRUEL P: A review of trends and limitations in hydrogel-rapid prototyping for tissue engineering.

- Biomaterials* 2012; 33 (26): 6020–6041.  
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2012.04.050>.
6. DAWOOD A, MARTI MARTI B, SAURET-JACKSON V, DARWOOD A: 3D printing in dentistry. *Br Dent J* 2015; 219 (11): 521–529.  
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
  7. GHOMI ER, KHOSRAVI F, NEISIANI RE, SINGH S, RAMAKRISHNA S: Future of additive manufacturing in healthcare. *Curr Opin Biomed Eng* 2020; Article 100255,  
<https://doi.org/10.1016/j.cobme.2020.100255>
  8. HUANG L, DU X, FAN S, YANG G, SHAO H, LI D, et al: Bacterial cellulose nanofibers promote stress and fidelity of 3D-printed silk based hydrogel scaffold with hierarchical pores. *Carbohydr Polym* 2019; 221: 146–156.  
<https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2019.05.080>
  9. KESSLER A, HICKEL R, REYMS M: 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent* 2020; 45 (1): 30–40.  
<https://doi.org/10.2341/18-229-L>
  10. KHORSANDI D, FAHIMIPOUR A, ABASIAN P, SABER SS, SEYEDI M, GHANAVATI S, et al: 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater* 2021; 122: 26–49.  
<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.12.044>
  11. KIM HC, KIM E, HONG BM, PARK SA, PARK WH: Photocrosslinked poly( $\gamma$ -glutamic acid) hydrogel for 3D bioprinting. *React Funct Polym* 2021; 161: 104864.  
<https://doi.org/10.1016/j.reactfunctpolym.2021.104864>
  12. KIM MH, LEE JN, LEE J, LEE H, PARK WH: Mussel-inspired poly( $\gamma$ -glutamic acid)/nanosilicate composite hydrogels with enhanced mechanical properties, tissue adhesive properties, and skin tissue regeneration. *Acta Biomater* 2021; 123: 254–262.  
<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2021.01.014>
  13. KIM MH, LEE JN, LEE J, LEE H, PARK WH: Enzymatically Cross-Linked Poly( $\gamma$ -glutamic acid) Hydrogel with Enhanced Tissue Adhesive Property. *ACS Biomater Sci Eng* 2020; 6 (5): 3103–3113.  
<https://doi.org/10.1021/acsbmaterials.0c00411>
  14. LI H, SONG L, SUN J, MA J, SHEN Z: Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges. *Adv Appl Ceram* 2019; 118: (1–2) 30–36.  
<https://doi.org/10.1080/17436753.2018.1447834>
  15. MA X, LIU S, TANG H, YANG R, CHI B, YE Z: In situ photocrosslinked hyaluronic acid and poly ( $\gamma$ -glutamic acid) hydrogels as injectable drug carriers for load-bearing tissue application. *J Biomater Sci Polym Ed* 2018; 29 (18): 2252–2266.  
<https://doi.org/10.1080/09205063.2018.1535820>
  16. MONTEIRO N, THRIVIKRAMAN G, ATHIRASALA A, TAHAYERI A, FRANÇA CM, FERRACANE JL, et al: Photopolymerization of cell-laden gelatin methacryloyl hydrogels using a dental curing light for regenerative dentistry. *Dent Mater* 2018; 34 (3): 389–399.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.11.020>
  17. NESIC D, SCHAEFER BM, SUN Y, SAULACIC N, SAILER I: 3D Printing Approach in Dentistry: The Future for Personalized Oral Soft Tissue Regeneration. *J Clin Med* 2020; 9 (7): 2238.  
<https://doi.org/10.3390/jcm9072238>
  18. PARK SB, SUNG M-H, UYAMA H, HAN DK: Poly(glutamic acid): Production, composites, and medical applications of the next-generation biopolymer. *Prog Polym Sci* 2021; 113: 101341.  
<https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2020.101341>
  19. PISANI S, DORATI R, SCOCOZZA F, MARIOTTI C, CHIESA E, BRUNI G, et al: Preliminary investigation on a new natural based poly( $\gamma$ -glutamic acid)/Chitosan bioink. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2020; 108 (7): 2718–2732.  
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.34602>
  20. REVILLA-LEÓN M, ÖZCAN M: Additive Manufacturing Technologies Used for 3D Metal Printing in Dentistry. *Curr Oral Health Rep* 2017; 201–208.  
<https://doi.org/10.1007/s40496-017-0152-0>
  21. SALAH M, TAYEBI L, MOHARAMZADEH K, NAINI FB: Three-dimensional bio-printing and bone tissue engineering: technical innovations and potential applications in maxillofacial reconstructive surgery. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 2020; 42 (1): 18.  
<https://doi.org/10.1186/s40902-020-00263-6>
  22. SHAH P, CHONG BS: 3D imaging, 3D printing and 3D virtual planning in endodontics. *Clin Oral Investig* 2018; 22 (2): 641–654.  
<https://doi.org/10.1007/s00784-018-2338-9>
  23. SHAHBAZI M, JÄGER H: Current Status in the Utilization of Biobased Polymers for 3D Printing Process: A Systematic Review of the Materials, Processes, and Challenges. *ACS Appl Bio Mater* 2021; 4 (1): 325–369.  
<https://doi.org/10.1021/acsbam.0c01379>
  24. TIAN Y, CHEN C, XU X, WANG J, HOU X, LI K, et al: A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning* 2021; 2021: 9950131.  
<https://doi.org/10.1155/2021/9950131>
  25. URRUELA-BARRIOS R, RAMÍREZ-CEDILLO E, DÍAZ DE LEÓN A, ALVAREZ AJ, ORTEGA-LARA W: Alginate/Gelatin Hydrogels Reinforced with TiO<sub>2</sub> and  $\beta$ -TCP Fabricated by Microextrusion-based Printing for Tissue Regeneration. *Polymers (Basel)* 2019; 11 (3): 457.  
<https://doi.org/10.3390/polym11030457>
  26. WAUTHLE R, VAN DER STOK J, AMIN YAVARI S, VAN HUMBEECK J, KRUTH JP, ZADPOOR AA, et al: Additively manufactured porous tantalum implants. *Acta Biomater* 2015; 14: 217–225.  
<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.12.003>
  27. WEI M, HSU YI, ASOH TA, SUNG MH, UYAMA H: Injectable poly( $\gamma$ -glutamic acid)-based biodegradable hydrogels with tunable gelation rate and mechanical strength. *J Mater Chem B* 2021; 9 (16): 3584–3594.  
<https://doi.org/10.1039/d1tb00412c>
  28. XU HH, WANG P, WANG L, BAO C, CHEN Q, WEIR MD, et al: Calcium phosphate cements for bone engineering and their biological properties. *Bone Res* 2017; 5: 17056.  
<https://doi.org/10.1038/boneres.2017.56>
  29. XU W, MOLINO BZ, CHENG F, MOLINO PJ, YUE Z, SU D, et al: On Low-Concentration Inks Formulated by Nanocellulose Assisted with Gelatin Methacrylate (GelMA) for 3D Printing toward Wound Healing Application. *ACS Appl Mater Interfaces* 2019; 11 (9): 8838–8848.  
<https://doi.org/10.1021/acsbam.8b21268>
  30. YANG R, WANG X, LIU S, ZHANG W, WANG P, LIU X, et al: Bioinspired poly ( $\gamma$ -glutamic acid) hydrogels for enhanced chondrogenesis of bone marrow-derived mesenchymal stem cells. *Int J Biol Macromol* 2020; 142: 332–344.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2019.09.104>
  31. ZHAI Y, LADOS DA, LAGOY JL: Additive Manufacturing: Making Imagination the Major Limitation. *JOM* 2014; 66 (5): 808–816.  
<https://doi.org/10.1007/s11837-014-0886-2>

BAKÓ J, TÓTH F, CSÁMER L, DARÓCZI L, HEGEDŰS Cs

### **SLA 3D nyomtatható biopolimer alapú hidrogél előállítás, pásztázó elektronmikroszkópos és biokompatibilitási vizsgálata**

*Célkitűzés:* Munkánk célja biopolimer bázisú 3D nyomtatható hidrogél előállításának, pásztázó elektronmikroszkópos (PEM) vizsgálatainak és biokompatibilitásának bemutatása.

*Anyagok és módszerek:* Ansys SpaceClaim (Ansys Inc, USA) 3D modellező szoftver segítségével 1 és 2 mm vastagságú mintákat terveztünk, majd biodegradábilis metakrilált poli- $\gamma$ -glutaminsav (MPGA) alapon hidrogéleket állítottunk elő sztereolitográfia (SLA) típusú Form 2 (Formlabs Inc, USA) 3D nyomtató alkalmazásával. A hidrogélek felületét és szerkezetét sztereo- és elektronmikroszkóp segítségével vizsgáltuk. A 3D nyomtatott hidrogélek biokompatibilitását MG63 sejtvonalon Alamar blue teszt felhasználásával bizonyítottuk, és a minták felületén növesztett sejtek PEM felvételein keresztül mutattuk be.

*Eredmények:* Eredményeink bizonyították, hogy az MPGA alapú hidrogélek nyomtathatóak SLA technikájú 3D nyomtató segítségével. A nyomtatás útján kialakított hidrogélek néhány száz nanométeres hálószerű struktúrájúak. Az Alamar blue teszt bizonyította, hogy ugyan 1 nap elteltével csökkent az MG63 sejtek száma a felületen, de 3 nappal később a kontrollhoz viszonyítva különbség már nem volt kimutatható. Mindezen túl a PEM felvételek is bizonyítják a sejtek kötődését a hidrogél felületéhez.

*Következtetés:* Az általunk előállított MPGA alapú polimer rendszer SLA technikával nyomtathatónak bizonyult. A kialakított biokompatibilis, nanostruktúrált hidrogélek ígéretes jelöltek a biológiai aktív komponensek szállítására a szövettervezés területén.

*Kulcsszavak:* 3D nyomtatás, Vázanyag, Biopolimer, Hidrogél, Pásztázó elektronmikroszkóp

Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar\*  
WHO Collaborating Centre for Community Oral Health Programmes and Research, University of Copenhagen, School of Dentistry\*\*

## A fogszuvasodás előfordulása gyermekeknél Pathfinder vizsgálatok Magyarországon 30 éven át Összefoglaló referátum

DR. SZÓKE JUDIT\*, DR. POUL ERIK PETERSEN\*\*

Ismeretes, hogy az utóbbi évtizedekben lényegesen javult az európai gyermekek orális egészsége, mind a tej-, mind a maradó fogak vonatkozásában csökkent a caries előfordulása. Ugyanakkor néhány kelet- és közép-európai országban még mindig óriási teher a szájüregi betegségek nagy száma.

Jelen közlemény célja a hazai 5–6 és 12 éves gyermekek caries előfordulásának ismertetése, a fogszuvasodás trendjének hosszú távon, 30 éven át történő nyomon követése a hazai pathfinder vizsgálatok tükrében. Az egymást követő reprezentatív keresztmetszeti vizsgálatokat 1985 és 1917 között (1991, 1996, 2001, 2018, 2013) a WHO pathfinder methodology szerint végeztük. Az epidemiológiai adatgyűjtés vizuális klinikai vizsgálatokkal történt.

Ezen időszak alatt az 5–6 éves ép fogú gyerekek aránya 30%-ról 2017-ben 43,8%-ra nőtt, a vidéki helyszíneken mindig alacsonyabb értékekkel. 2017-ben a városi érték 49,9%, a vidéki pedig 34,6% ( $p < 0,001$ ), a dmft országos átlagértéke 3,5. A tej frontfogak caries előfordulása az évek során kissé csökkent, legutóbb 21,6% volt. A 12 évesek caries frekvenciája és intenzitása folyamatosan csökkenő trendet mutat, az 1985-ben mért 92,5%-ról 55,3%-ra, illetve 5,0 DMFT-ről 2,3-ra javult ( $p < 0,001$ ). Jelentős eredmény, hogy az ép fogazattal rendelkező gyerekek aránya 7,5%-ról 44,7%-ra nőtt. Azonban az utóbbi évtizedben a javulás intenzitása lassult, s egyidejűleg a D komponens értékének növekedése figyelhető meg. A Significant Caries Index (SIC index) értéke 5–6 éveseknél 8,43, 12 éveseknél 5,23. Az eredmények azt tükrözik, hogy országosan változatlanul nagy területi különbségek vannak a városi és a hátrányosabb helyzetben lévő vidéki gyerekek orális egészségi állapotában. A care index 30%-os ellátottsági szintet jelez, tehát nagy a kezelési szükséglet.

A legutóbbi adatok alapján megállapítható, hogy Magyarország az 5–6 évesek vonatkozásában a WHO/FDI 2000-re kitűzött globális céljait sem érte még el. A 12 éveseknél a globális célkitűzések megvalósultak ugyan, de az európaiak nem. Irreálisnak tűnik, hogy hazánk megfeleljen a 2020-as WHO/FDI/IADR elvárásoknak. Sürgető népegészségügyi feladat országos komplex prevenciók szervezése, konkrét fogászati célkitűzések, módszerek és feladatok megjelölésével. Élvezzen prioritást a széles körű minőségi szájápolás, a fluoridok effektív alkalmazása és az iskola-fogászat revitalizálása.

*Kulcsszavak:* caries, prevalencia, SIC index, care index, epidemiológiai vizsgálat, gyermekek, megelőzés.

### Bevezetés

Az utóbbi évtizedekben evidenciák sokasága erősítette meg a gyermekek orális egészségének javulását, a caries prevalencia és incidencia csökkenő tendenciáját, valamint a gingiva állapotának kedvező változását [17, 22, 46]. Elsősorban a Ny- és É-európai országokban megfigyelhető pozitív változás már a 1970-es években kezdődött, s talán 1980–90-es évekre esik a legintenzívebb szakasza [2, 15, 19, 23]. Az ezredforduló környékén észlelt javuló mutatók már a közép- és kelet-európai országokban is jelentkeztek. [16, 20, 35, 44]. A fejlődés okai igen sokrétűek, komplexek. Megemlíthetők a jobb életkörülmények, a nemzeti népegészségügyi akciók, az iskolai prevenciók programok erősödése [13, 23], a fluoridok széles körű alkalmazása, a fluoridos fogkrémmel való szájápolás, az egészségnevelés [41, 42].

Nőtt a szülők, gondozók elkötelezettsége a szájegészség ügyében, ami megnyilvánul az ésszerűbb édesség-fogyasztás, a jobb szájhygiénés szokások terén [47]. Azonban a gyermekek orális egészségi állapotában változatlanul jelentős különbség, egyenlőtlenség tapasztalható, az egészséget befolyásoló szociális determinánsok állandósultak. [3, 14, 29, 30]. A jobb orális egészségi állapotba került országok mellett számos közép- és kelet-európai ország még mindig fogászati betegségekkel terhelt. [26]. Ebben a régióban az alapvető gazdasági és politikai változásokat követően a fogászati ellátás szisztémája átalakuláson ment keresztül. A privatizáció és decentralizáció az egészségügyi ellátás és az orális egészség változását hozta. Ezen országok leg többjében – Magyarország kivételével – az epidemiológiai tradíció meglehetősen gyenge, csak igen kevés országos adatgyűjtést végeztek, pedig fontos lett

volna az adatok megismerése és dokumentálása [5, 34, 44].

A WHO/FDI „Egészséget mindenkinek 2000-re” címmel meghirdetett programja meghatározta az orális egészségre vonatkozó globális és európai célkitűzéseket valamennyi kulcscsoportot, így a 5–6 és 12 éves gyermekekre vonatkozóan is, majd az IADR –rel közösen kitűzte a 2020-ra elélni kívánt célokat [10]. Egyidejűleg javasolta tagállamainak az orális egészségi állapot folyamatos monitorozását, azaz öt évenként rendszeresen epidemiológiai vizsgálatok végzését a bázis korcsoportokban. A WHO standard diagnosztikai kritériumokat és vizsgálati módszert (pathfinder methodology) dolgozott ki, megteremtve ezzel az egymást követő országokon belüli és a nemzetközi összehasonlítás lehetőségét is. [45].

Hazánkban valamennyi WHO célkorcsoportban történtek pathfinder vizsgálatok, több esetben kérdőíves felméréssel kiegészítve. Ezeket az 1. táblázat-ban foglaltuk össze. Gyermekeknél az első standardizált országos epidemiológiai vizsgálat 1985-ben volt, majd 1991-ben, 1996-ban, 2001-ben, 2008-ban, 2013-ban és 2017-ben. A kutatásokat erőteljesen indokolta az is, hogy a hazánkat érintő, nemzetközi együttműködések-ből eredő adatszolgáltatási kötelezettségek (pl. WHO/HFA adatok, OECD Health Data) teljesítéséhez megfelelő adatbázis álljon rendelkezésre.

*Jelen közlemény célja a gyermekeknél végzett ismételt keresztmetszeti epidemiológiai vizsgálatok eredményeinek ismertetése, és ezek alapján a caries-trend hosszú távon, 30 éven át történő követése.*

## A vizsgálatok előkészítése, szervezése

A vizsgálatok kivitelezésének ütemezését alapvetően a tanév rendje határozta meg. A vizsgálatok gyakran a kötelező iskolafogászati szűrővizsgálatokhoz csatlakoztak. A projekt előkészítő munkálatai – szakmai, adminisztratív, szervezési –, a kommunikációs csatornák kiépítése, a többszintű tájékoztatás, egyeztetések, engedélyek, hozzájárulások beszerzése, egyszóval a program keretében megvalósítandó feladatok/tevékenységek az évek előrehaladtával, különösen a GDPR megjelelésével egyre nehezebbek, sokrétűbbek lettek.

## Vizsgálati anyag és módszer

Valamennyi vizsgálatunkat (1985, 1991, 1996, 2001, 2008, 2011, 2013, 2017.) a WHO „pathfinder” metodikájával végeztük, rétegzett véletlen mintavételi eljárás alkalmazásával [25, 45]. Az adatgyűjtés a WHO által még 1985-ben kijelölt – országos reprezentatív mintát biztosítva – 17 városi és vidéki helyszínen volt, ahol az ivóvíz fluoridszintje is meghatározásra került. A standard mintavételi helyeket, vizsgálati módszereket és egyéb tudnivalókat előző közleményeinkben ismertettük [34, 35]. A 2010 utáni vizsgálatoknál figyelembe vettük, hogy időközben az urbanizációs folyamat eredményeként megváltozott az ország településszerkezete, egyes korábbi vidéki helyszínek városok lettek. A standard vizsgálati gyermek korcsoportok az 5–6 (1985-ben a 6–7 évesek) és a 12 évesek voltak, akik önkéntesen, anonim módon,

1. táblázat

Pathfinder epidemiológiai vizsgálatok Magyarországon

Életkor	Vizsgálat éve								
	1985	1991	1996	1998	2000	2001	2008	2013	2017
5-6	X (6-7)	X	X	-	-	X	X	X	X
12	X	X	X	-	-	X*	X*	X*	X*
18	-	-	-	X	-	-	-	-	-
35-44	X	X	-	-	X*	-	-	-	-
65-74	-	-	-	-	X*	-	-	-	-

\* + kérdőíves felmérés

a későbbiekben szülői beleegyező nyilatkozat birtokában vettek részt a felmérésben. A gyerekek urbanizáció és nemek szerinti aránya megközelítőleg mindig egyenlő volt. A vizsgált gyermekek száma vizsgálati évenként, korcsoportonként a 2. táblázat-ban, urbanizáció és nemek szerinti bontásban megtalálható az 3. és 4. összefoglaló táblázat-ban.

A klinikai vizsgálatok fogorvosi rendelőben, fogászati székben, mesterséges megvilágításnál, az óvodások vizsgálata óvodai környezetben zajlott. A vizuális vizsgálatokat száraz fogfelszíneken fogászati tükör és CPI parodontális szonda segítségével végeztük, fogászati szondát csak ritkán, kétség esetén, igen óvatosan használtunk. A caries diagnózis kritériuma a D3 küszöbérték.

A vizsgálatokat minden alkalommal ugyanaz a két vagy három gyakorlott és kalibrált gyermek fogszakorvos végezte. A vizsgálatokat vezető fogorvos 1991-ben részt vett a WHO által szervezett többnapos kalibrációs tréningen pácienseken gyakorolva. Ezt követő vizsgá-

latok előtt a fogorvosok kalibrációs gyakorlatokat tartottak, inter-, illetve intra-examiner konzisztencia mérése céljából. A vizsgálók közötti Kappa-érték minden esetben > 89% volt. Az intraexaminer konzisztencia mérése vizsgálati helyszínenként került sor. A gyerekeket kísérő pedagógus volt felkérve, hogy véletlenszerűen két gyereket 1-2 óra múlva újra vizsgálatra küldjön vissza. A vizsgáló orvosnak nem volt tudomása arról, hogy az adott gyereket már megvizsgálta. A Kappa-érték valamennyi alkalommal > 92% volt.

### Adatrögzítés és feldolgozás

Az adatrögzítés céljára a WHO által ajánlott aktuális standard klinikai formula (WHO Oral Health Assessment Form 1986) [45], illetve az Oral Health Assessment Form for Children, 2013) szolgált. [25]. A klinikai vizsgálatok eredményeit az adatgyűjtés helyszínén ma-

2. táblázat

#### A Pathfinder vizsgálatok áttekintése

A vizsgált gyermekek létszáma korcsoportonként, vizsgálati évenkénti bontásban

Életkor	A vizsgálat éve						
	1985	1991	1996	2001	2008	2013	2017
5-6 éves	895*	898	900	859	962	807	774
12 éves	893	898	900	867	936	758	685
Összesen	1788	1796	1800	1726	1898	1565	1459

\*6-7 éves

3. táblázat

#### Az ép fogazattal rendelkező gyermekek %-os aránya 2017-ben korcsoportonként és urbanizáció szerint

Életkor	Város	Vidék	Összesen
5-6 évesek*	51,7% (n = 400)	35,2% (n = 374)	43,8% (n = 774)
12 évesek	47,7% (n = 348)	39,9% (n = 337)	44,7% (n = 685)

\*p < 0,001

4. táblázat

Caries experienciá értékek 2017-ben korcsoportonként, urbanizáció szerinti bontásban

	Város	Vidék	Összesen
<b>5-6 évesek</b>	(n = 400)	(n = 374)	(n = 774)
dt**	<b>2,43 (3,30)</b>	<b>4,18 (4,11)</b>	<b>3,37 (4,03)</b>
mt	<b>0,06 (0,34)</b>	<b>0,07 (0,33)</b>	<b>0,06 (0,34)</b>
ft**	<b>0,30 (0,69)</b>	<b>0,05 (0,29)</b>	<b>0,14 (0,62)</b>
dmft**	<b>2,75 (3,41)</b>	<b>4,29 (4,10)</b>	<b>3,46 (3,52)</b>
<b>12 évesek</b>	(n = 348)	(n = 337)	(n = 685)
DT**	<b>1,20 (1,44)</b>	<b>1,89 (2,25)</b>	<b>1,52 (2,11)</b>
MT*	<b>0,04 (0,22)</b>	<b>0,13 (0,38)</b>	<b>0,08 (0,34)</b>
FT*	<b>0,80 (1,26)</b>	<b>0,49 (1,14)</b>	<b>0,68 (1,18)</b>
DMFT	<b>1,96 (2,12)</b>	<b>2,42 (2,76)</b>	<b>2,28 (2,51)</b>

\*p &lt; 0,05    \*\*p &lt; 0,001    (SD zárójelben)

nuálisan, majd elektronikusan rögzítettük. A nyert adatok az SPSS statisztikai program aktuális változata segítségével kerültek feldolgozásra, a legutóbbi adatokat az SPSS Statistics Version 25 (SPSS; Chicago, IL, USA) analizálta, Student's t-test és a változók közötti kapcsolatok elemzésére a Pearson-féle Chi-square tesztet szolgált.

A vizsgálatokat követően a gyermekek az őket kísérő, felügyelő pedagógus jelenlétében interaktív fogászati megelőző foglalkozáson vettek részt, és szájjápolási ajándékokat kaptak.

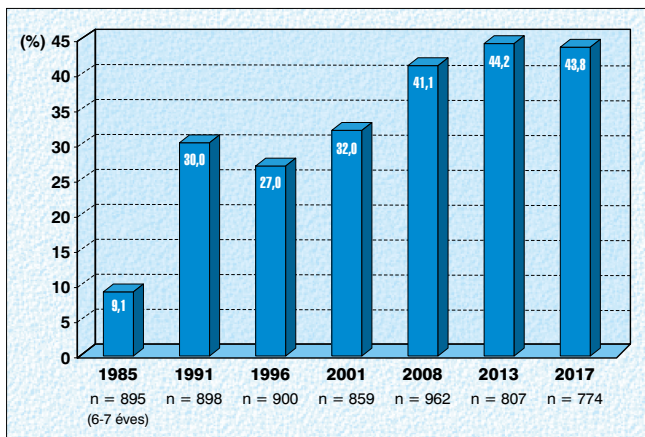
Egyéb adatokat is gyűjtöttünk a klinikai formulákon szereplő témaköröknek megfelelően (gingiva állapota, fogbaleset, fluorosis, orthodontiai anomália stb.). Ezen túlmenően a 12 éveseknél az orális egészségmagatartás jellemzői, a rizikó tényezők regisztrálása, fogorvoshoz járási szokás, prevenció tudás, vélt egészség, önelégedettség adatok rögzítése is megtörtént önkéntes anoním kérdőíveken. Erről külön közleményben számolunk be.

### Eredmények

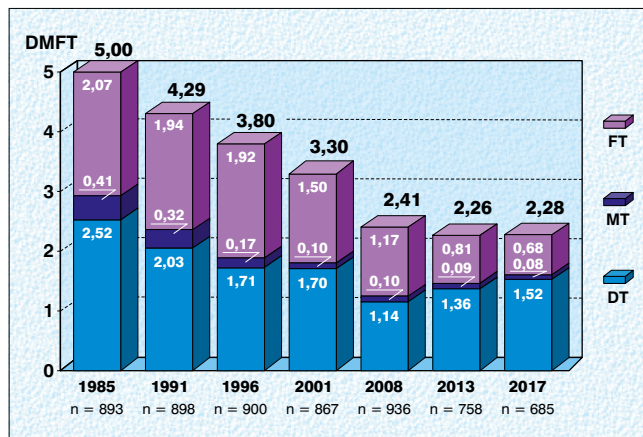
Az ép fogú gyerekek aránya az évek során emelkedő tendenciát mutat mindkét korcsoportban, azaz a caries prevalencia csökkent. Az ép fogazattal rendelkező 5–6 éves gyermekek százalékos aránya vizsgálati évenként követhető az 1. képen. A növekedés egyértelmű, de kismértékű. A legutóbbi felmérés szerint az 5–6 éves

43,8%-a, a 12 évesek 44,7%-a rendelkezik egészséges fogazattal, mindkét korcsoportban alacsonyabb vidéki értékekkel. Az óvodásoknál a különbség szignifikáns ( $p < 0,001$ ), a városi gyerekek 51,7%-a, a vidékiek 35,2%-a ép fogú (3. táblázat). A jelentős különbség a korábbi, 2008, 2013 évi felmérésekre is jellemző. Az óvodások vonatkozásában még a WHO/FDI 2000-re kitűzött célját – azaz legyen ép fogú a gyerekek legalább 50% a – sem értük el. Az óvodásoknál 1996 óta külön értékeltük a tej frontfog szuvasodások előfordulásának gyakoriságát, ugyanis ennek alapján tetten érhető a korai tejfogszuvasodás (ECC) problémája. A frontfogszuvasodással rendelkező gyermekek aránya 1996-ban 32,0% volt, az évek folyamán fokozatosan 20,5%-ra csökkent, ami kedvező tendenciát jelent, azonban a város (14,6%) és a vidék (29,4%) közötti különbség óriási ( $p < 0,001$ ). A 2017-ben mért caries intenzitás értékeit a 4. táblázat tartalmazza. Látható, hogy az 5–6 évesek dt, ft, dmft értékek szignifikánsan jobb városi, mint vidéki környezetben. A magas dt értékek jelzik, hogy a szuvasodások legnagyobb része kezletlen. Ugyanakkor az mt értékek mutatja, hogy a szuvas fogak a lehetőségekhez mérten megtartatnak.

Az ép fogú 12 évesek aránya 1985-ben 7,5% volt, s fokozatosan emelkedett 44,7%-ra 2017-ig. A 12 éveseknél a caries előfordulása csökkenő trendet mutat. A DMFT 2,3, ami az 1985-ben mért kezdeti 5,0 DMFT értékhez képest 54%-os javulást ( $p < 0,001$ ) jelent (2. kép). A DMFT városi átlagértéke 1,92, a vidéki 2,42. A DT vá-



1. kép Ép fogazattal rendelkező 5-6 éves gyermekek frekvenciája vizsgálati évenként



2. kép A 12 éves gyermekek DMFT átlagértékei vizsgálati évenként

rosi és vidéki értékei jelentős különbséget mutatnak ( $p < 0,001$ ), bár ezek különbségek az évek folyamán csökkentek. Nemek szerint nem találtunk lényeges eltérést egyik évben, egyik korcsoportban sem. A 12 éveseknél az egymást követő caries prevalencia és intenzitás értékek közötti különbség az 1985-ös kezdethez, majd 1991-ben, 1996-ban, 2001-ben és 2008-ban egymáshoz képest is szignifikáns. Ezt követően újszerű tendencia figyelhető meg, a javulás megtorpant, csak

kisfokú ingadozás volt tapasztalható, ún. plató-fázis alakult ki. A vizsgált korcsoportok caries experientia és prevalencia értékeit vizsgálati évenként, illetve urbanizáció szerint és nemeként az 5. és 6. táblázat közli. Mindkét korcsoport mutatói jobbak az előző felmérésekhez képest, tehát csökkenő caries trend figyelhető meg. A csökkenés mértéke elsősorban a 12 éveseknél látványos a 20. sz. utolsó és a 2000-es évek első évtizedében.

5. táblázat

A pathfinder vizsgálatok eredményei  
Az 5–6 éves gyermekek adatai – összefoglaló táblázat

Vizsgálat éve	Vizsgált gyermekek száma	Ép fogú gyermekek %	dmft					SIC index	Frontfog carieses gyerekek %
			átlag-érték	város	vidék	fiú	lány		
1985 (6-7 éves)	895	9,1	5,7	5,4 (n = 448)	6,0 (n = 447)	-	-	-	-
1991	898	30,0	3,74 (2,63)	3,0 (n = 448)	4,5 (n = 450)	3,68 (n = 445)	3,76 (n = 453)	-	-
1996	900	27,0	4,51 (3,45)	3,88 (n = 450)	5,22 (n = 450)	-	-	-	32,0
2001	859	32,0	3,91 (2,98)	3,51 (2,70) (n = 428)	4,10 (2,82) (n = 431)	4,09 (n = 430)	3,74 (n = 429)	8,61	27,6
2008	962	41,1	3,26 (2,47)	2,51 (3,10) (n = 528)	4,17 (3,02) (n = 434)	3,33 (n = 500)	3,19 (n = 462)	8,06	23,0
2013	807	44,2	3,12 (3,59)	2,69 (3,57) (n = 417)	3,56 (4,30) (n = 390)	3,07 (4,00) (n = 397)	3,17 (3,93) (n = 410)	8,17	17,6
2017	774	43,8	3,46 (3,52)	2,75 (3,21) (n = 400)	4,29 (3,30) (n = 374)	3,64 (3,84) (n = 399)	3,36 (3,75) (n = 375)	8,43	20,5



6. táblázat

## A pathfinder vizsgálatok eredményei

A 12 éves gyermekek adatai – összefoglaló táblázat

Vizsgálat éve	Vizsgált gyermekek száma	Caries frekv. %	DMFT (SD)					SIC index	Care index %	Barázdazárt gyerek %
			átlag-érték	város	vidék	fiú	lány			
1985	893	92,5	5,0	4,60 (2,90)	5,40 (3,10)	-	-	-	40,0	-
				(n = 449)	(n = 444)					
1991	898	89,6	4,29* (2,82)	3,82 (2,61)	4,76 (2,90)	-	-	-	45,0	-
				(n = 448)	(n = 500)					
1996	900	84,5	3,75* (2,92)	3,70 (2,50)	4,00 (2,80)	-	-	-	50,0	-
				(n = 450)	(n = 450)	(n = 450)	(n = 450)			
2001	867	76,4	3,30* (3,64)	2,89 (3,24)	3,56 (3,81)	3,15 (3,32)	3,35 (3,62)	6,27	46,1	7,2
				(n = 430)	(n = 437)	(n = 432)	(n = 435)			
2008	936	59,0	2,41* (2,67)	2,22 (2,33)	2,65 (2,50)	2,34 (2,41)	2,51 (2,60)	4,74	48,5	16,6
				(n = 500)	(n = 436)	(n = 486)	(n = 450)			
2013	758	53,7	2,26 (2,45)	1,88 (2,11)	2,30 (2,60)	2,17 (2,27)	2,29 (2,60)	4,90	35,2	26,4
				(n = 380)	(n = 378)	(n = 377)	(n = 381)			
2017	685	55,3	2,28 (2,51)	1,96 (2,12)	2,42 (2,76)	2,22 (2,36)	2,36 (2,44)	5,23	29,8	24,4
				(n = 347)	(n = 338)	(n = 340)	(n = 345)			

\*p<0,01

A SIC index vizsgálata a 2000-es években került előtérbe, értékei csak ezután követhetők hazánkban. Magyarországon folyamatosan magas értékeket mérünk mindkét korcsoportban. Az óvodásoknál egyáltalán nem, az iskolásoknál nagyon kismértékű javuló tendencia észlelhető. A mutatók jelzik, hogy az egyenlőtlenség nem csökken, óriási különbségek vannak országon belül a caries eloszlásában. Az 5–6 évesek SIC indexe 2017-ben 8,43, a 12 éveseké 5,23. A korcsoportok SIC index értékei az 5. és 6. táblázatban találhatóak.

Az ellátottsági mutatók, a magas dt/DT komponensek kedvezőtlen helyzetre utalnak. Örvendetes viszont a fogmegtartó szemléletet tükröző alacsony MT komponens, amely a kezdeti 0,4 értékről a negyedére, 0,08-ra csökkent. A 12 éves gyerekeknél a Care index változása egyre növekvő ellátási szükségletet jelez. A megelőző kezelések aránya nagyon alacsony. 2017-ben a 12 éves gyerekek 21,1%-a részesült barázdazárásban. Ez valamivel jobb arány az előző adatokhoz képest, de elszomorító más, intenzív megelőző programot hirdető országok eredményeihez viszonyítva.

## Megbeszélés

A hazai caries intenzitás és prevalencia értékek alapján megállapítható, hogy a betegség csökkenő tendenciát mutat az évek során mindkét korcsoportban. Ezzel párhuzamosan megnőtt az ép tej- és maradó fogazattal rendelkező gyerekek száma, aránya. A közölt értékek javuló tendenciát mutatnak ugyan a kezdeti állapothoz képest, de még messze elmaradnak a WHO elvárásoktól és az európai átlagtól. A WHO célkitűzése az volt 2000-re, hogy az 5–6 éves gyermekek fele legyen ép fogú, 2020-ra viszont már 80% volt a cél. A 12 éveseknél 2008-ban érték el először a WHO 2000. évre tervezett átlagát (DMFT < 3), azonban 2020-ra már 1,5 DMFT volt az elérendő cél [10, 46].

Az óvodás korcsoportban elért hazai eredményeinket mutatja az ép fogazattal rendelkező gyerekek arányának pozitív tendenciája, ami elsősorban a városi gyerekek fogászati gondozásának erősödését jelzi családi, intézményi (óvodai) oldalról. A hazai 5–6 éveseknél a caries frekvencia és prevalencia általában magasabb vidéki, mint városi környezetben. A jelentős különbség háttérben szociális-gazdasági, kulturális tényezők áll-

hatnak. Hasonló megfigyelést tettek Skóciában, Angliában, Törökországban és Horvátországban is [12, 18]. A magas intenzitásértékekben szerepe van annak, hogy Magyarországon a gyerekfogkrémek fluoridtartalma rendkívül alacsony volt (400–450 ppm). A sajnálatosan magas dt értékek aránya a fogászati alapellátás hiányosságait tükrözik. A kisgyerekek ritkán jutnak el fogorvoshoz, sokszor a fogászati rendelők elérhetősége is nehézkes, főleg vidéken.

Fontosnak tartjuk a tej frontfog szuvasodás előfordulásának követését. Az óvodás korcsoportban mért tej frontfog caries adatai alapján tetten érhető a korai tejfogszuvasodás problémája. A korai tejfogszuvasodás (Early Childhood Caries, ECC) fontos oral health indikátor, amely utal a kisgyerek orális egészségi állapotának minőségére, az ellátási hiányosságokra, a helytelen táplálkozási és elégtelen orálhigiénés gyakorlatra [21]. Twetman hívta fel a figyelmet arra, hogy az ECC nemcsak jelzi a meglévő negatív szokásokat és szájhigiénés problémákat, hanem előrevetíti a későbbiekben várható megbetegedési tendenciát is [39]. Hazai viszonyok között elsősorban dietetikai problémák, rossz táplálási szokások, édes itókák, tudatlanság, elhanyagolt fogápolás állnak a kevésbé javuló front caries értékek hátterében.

Kisgyerekeknél a tejfogazatban a caries előfordulás általában igen magas, és a caries progresszió gyorsabb, mint a maradó fogazatban [11]. Megfigyelhető, hogy a legtöbb országban az 5–6 éves gyerekeknél a caries mutatókban tapasztalható javulás sokkal kisebb mértékű, mint a 12 éves iskolásoknál. Felvetődik a kérdés, hogy mi állhat a jelenség hátterében? Hiszen ugyanaz a helyszín, ugyanaz a táplálkozás, ugyanaz az anya, ugyanazok a szociális körülmények. A kérdést vizsgálva és analizálva a szakemberek arra jutottak, hogy elsősorban nem a cukorfogyasztás csökkenése, hanem a fluoridok használata a döntő tényező. Angliában például az 5 éves kisgyerekeknél azért javult döntően a caries helyzet, mert 2008-tól a gyerekfogkrémek fluoridtartalma legalább 1000 ppm [7]. Másik nyomások az lehet, hogy a prevenció programok fő célcsoportja általában az iskolás gyermekek. Az iskolásokkal már a gyerek/iskolafogászati hálózatnak is van kommunikációs csatornája, de a kisebbek a fogászati ellátás számára, szinte elérhetetlenek. Ennek tudatában néhányan erőteljesen szorgalmazzák a korai primér, sőt primér primér prevenció programok bevezetését, és hangsúlyozzák, hogy a fogászati team mellett más segéderőket, gondozókat is be kell vonni a tevékenységbe, pl. szülésznek, védőnők, gyerekorvosok, bölcsődei gondozók stb. [4, 39]. Szükséges lenne, hogy a gyerek-alapellátás szakemberei megfelelő tudással rendelkezzenek, ismerjék fel a rizikó eseteket, és irányítsák a kisgyerekeket a fogászati alapellátáshoz. És persze szükség van az alapellátó fogorvosi praxisok fogadó-készségére, naprakész szakmai felkészültségére is.

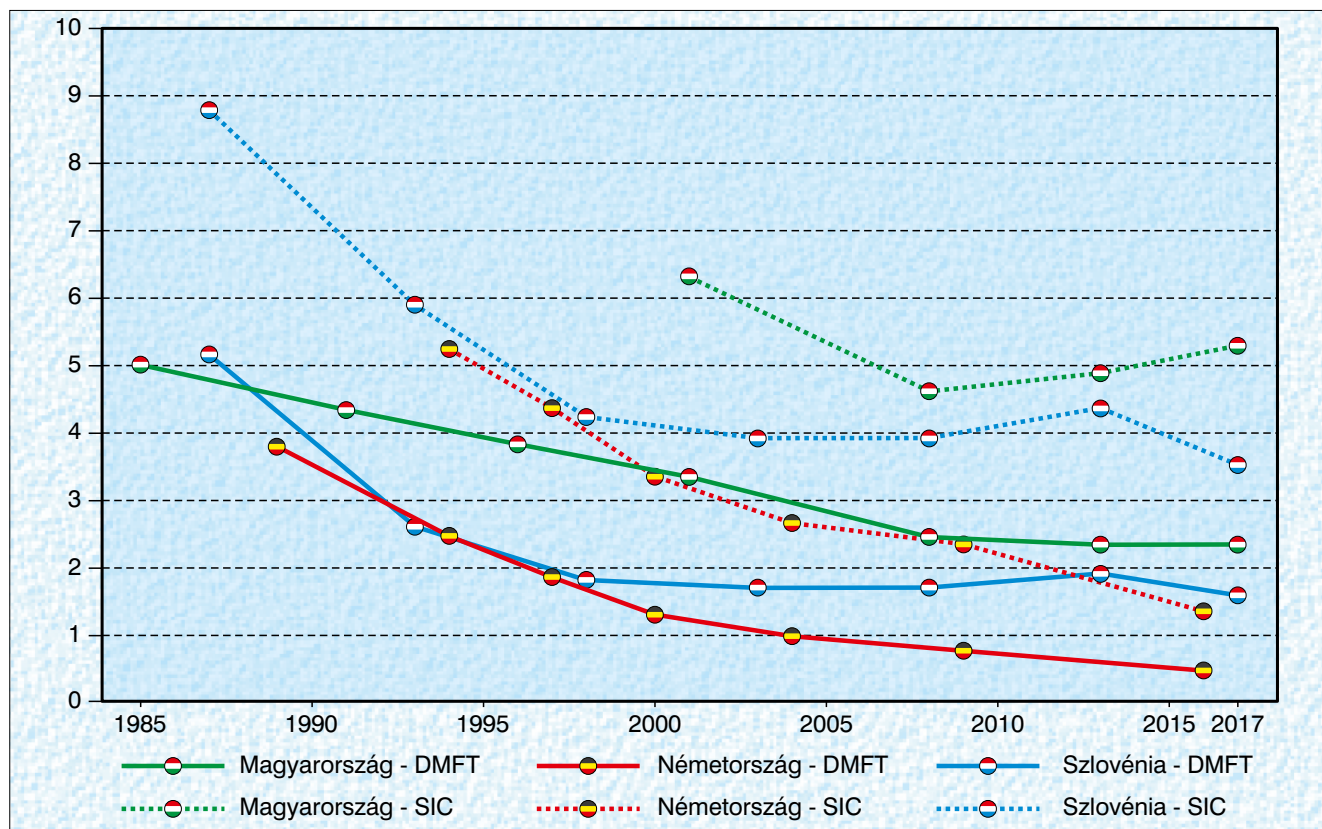
A 12 éves gyerekek caries mutatói kissé egyenetlen, de folyamatos javulási tendenciát mutatnak. A 1985-ben,

állami és szakmai támogatással indított országos fogászati prevenció program (fluoridtabletta adagolás, iskolai csoportos szájjápolási gyakorlatok, fluoridtartalmú fogkrémek elterjedése) eredményeként erősen szignifikáns javulás volt a 1990-es években és a 2000-es évek első évtizedében. A legpozitívabb eredmény talán az, hogy az ép fogazatú 12 éves gyerekek aránya 7,5%-ról közel 45%-ra nőtt. Örvendetes az is, hogy az MT értéke alacsony, az évek során folyamatosan csökkent. A városi és vidéki gyerekek orális egészségi állapota közötti különbségek kissé csökkentek, de a területi különbségek megmaradtak, ma is fennállnak [34, 35, 36]. Hasonló megfigyelésről és problémákról számolnak be a környező országokban is. Horvátországban pl. a 12 évesek városi DMFT értéke 3,0 és vidéki környezetben 4,0 [18, 26, 47]. A folyamatosan javuló caries értékeket publikálók is hangsúlyozzák, hogy a területi és egyéb egyenlőtlenségek változatlanok [29, 33, 36, 40]. Felnőtteknél végzett harmincéves követéses vizsgálatok hasonló különbségeket tükröznek a városi és vidéki adatokban. A területi különbségek évtizedeken keresztül stagnálnak, a szociális determinánsok változatlanul meghatározó tényezői a száj egészségének, a populáció fogászati állapotának [27].

A 2000-es évek után a DMF indexen kívül új mérőszámok használata jelent meg a gyerek epidemiológiai vizsgálatok adatainak értékelésében. Ezek segítségével speciális információk elérése vált lehetővé. Leggyakrabban használt a SIC és a Care index. Az epidemiológiai dolgozatok jelentős része arról számol be, hogy a caries előfordulás országokon belüli eloszlása nagyon egyenlőtlen.

Brathall vezette be 2000-ben az ún. Significant Caries Index (SIC) használatát azzal a céllal, hogy a figyelmet nyomatékosan a legrosszabb helyzetben lévő rizikó területekre irányítsa. Az index a vizsgált populáció legrosszabb DMFT értékkel rendelkezők egyharmadának DMFT átlagértékét jelenti [31]. Új elérendő célként jelent meg, hogy 2015-re a 12 évesek SIC indexe < 3 legyen. A fogászati egészségi állapot változása, javulása a SIC index értékének változása alapján is követhető [3]. Németországban a 12 évesek SIC értéke folyamatosan csökkent, a 1994/95-ben mért 5,25-ről 2009-ben 2,29-re [28, 30], majd később még alacsonyabb értékekről is beszámolnak [29, 33]. Szlovéniában szintén hosszú távon megfigyelhető a SIC index folyamatos csökkenése 1987 és 2017 között 8,7-ről 3,6-ra. Horvátország 2015-ben 4,7 SIC értékről számolt be, amely 4,4 városi és 5,0 vidéki értéket fed [18]. Magyarországon csak 2001-től mértük a SIC meglehetősen magas, javulást csak enyhén tükröző adatait. (3. kép).

A Care index (CI), gondozási index a fogászati ellátás szükségleteinek monitorozására szolgál. Azt mutatja, hogy pl. az aktuálisan ellátandó D3 szuvasodások hány százalékát látták el töméssel. Értékét százalékban fejezzük ki az  $F / DMF \times 100$  képlet segítségével. Az index használata egyre gyakoribbá vált a gyerek-epidemiológiai vizsgálatokban. Segítségével képet kap-



3. kép A 12 éves gyermekek DMFT és SIC átlagértékei három európai országban (Magyarország, Németország, Szlovénia). 30 éven át követett caries epidemiológiai vizsgálatok eredményei

hatunk az ellátás minőségéről, megtudhatjuk, hogy az iskola fogászat keretein belül milyen arányban (%) valósul meg a szükségleteknek megfelelő ellátás, nevezetesen az üregképződéssel járó szuvas fogak (D3T) töméses ellátása. Az index értékét befolyásolhatják páciens-függő (életkor, nem, szülői attitűd, compliance, szociális háttér etc.) és/vagy az adott fogászati gondozási szisztéma minőségétől függő tényezők (az ellátáshoz való hozzáférés, a kezelés ára, a kezelés típusa (tömés vagy fogeltávolítás) etc. [9]. Az utóbbi évek hazai vizsgálatainak nagyon alacsony ellátottsági szintet tükröznek. A 12 éves gyermekek szuvas fogainak 30–35%-a van betömve. Megfigyelhető, hogy a korábbi években az index sokkal kedvezőbb ellátottsági szintet tükrözött, a 2000-es évek után lecsökkent a szükségletek kielégítése (4. táblázat). Hasonló tendencia figyelhető meg Szlovéniában is, ahol 2017-ben volt a legalacsonyabb a care index értéke, Németországban az arány 66,3% [33, 40]. Az egyéb kezelési szükséglet is elég nagy, 2017-ben az óvodások közel fele (46,7%), a 12 évesek 52,2%-a szorul valamilyen szintű preventív vagy kuratív kezelésre. Városi és vidéki viszonylatban ezen a téren is különbség mutatkozik, a vidéki gyermekek hátrányosabb helyzetben vannak, nagy részüknek azonnali kezelésre van szüksége [36].

A megelőző kezelések száma, a barázdazárt maradó foggal rendelkező 12 évesek aránya nálunk megszégye-

nítően alacsony. Németország különböző tartományai-ban az egy gyermekre jutó barázdazárt fogak átlagértéke 2004-ben 1,9 és 3,4, 2009-ben 2,2 és 3,0 között volt, 2016-ban 70% volt a prevalencia [29, 30, 33]. Szlovéniában a gyermekek 6%-ának volt csak barázdazárt foga 1987-ben, 1917-ben ez az arány már 94%-ra nőtt [40]. A barázdazárás prevalenciája alapvető oral health indikátor gyermek- és ifjúkorban [21].

A caries megelőzésével kapcsolatos tudományos irodalom óriási, azonban a rendszeresen ismételt keresztmetszeti caries epidemiológiai vizsgálatok száma igen kevés Európában. Kivételként említhető három európai ország – Magyarország, Németország és Szlovénia –, ahol több mint 30 éven át követték a caries előfordulását, a prevalencia és trend alakulását a kiemelt gyermek korcsoportokban és így értékelhették a preventív intézkedések hatékonyságát, a változó tendenciák dinamikáját, időbeli lefutását [33, 36, 40]. Az említett három ország 12 éves gyermekeinek hosszú távon követett DMFT és SIC értékeit a 3. sz. grafikon mutatja. A grafikonon látható, hogy nálunk a caries intenzitást még mindig nem sikerült leszorítani 2,0 alá, és a DMFT átlagértéke még mindig nagyobb, mint a másik két, nagyobb GDP-vel rendelkező európai országban, de a tendencia jó. Ellenben a SIC értékek – összehasonlítva a másik két országgal – nem javultak érdemben (3. kép).

Hozzávetőleges tájékozódásra ad még lehetőséget néhány más európai ország által ugyanezen idő intervallumban közölt, 12 éves gyerekekre vonatkozó caries intenzitás adat. Az 1980-as évek közepén és a 2010-es években mért DMFT értékek: Albániában 5,9 és 3,7, Horvátországban 5,9 és 3,4, Lengyelországban 4,4 és 2,8, Svájcban 2,4 és 0,9, Spanyolországban 4,2 és 0,7, az Egyesült Királyságban 3,1 és 0,5, Ukrajnában 3,7 és 2,8. [50].

A megelőzés stratégiája igen különböző, országonként más-más megoldásokat kerestek, és más-más módszerekkel érték el eredményeket. Németországban pl. 1994-től igen intenzív, általános és lokális fluoridálási eljárások alkalmazásával sok lábon álló központi megelőző programokat hajtottak végre sikeresen. Már 2004-re az ép fogú 12 évesek aránya 60,7%, a caries index 0,98 DMFT, a SIC értéke 2,7 [30]. Szlovéniában az iskolásoknak pedagógusok osztották a fluorid tabletta, és ellenőrzött fogmosási akciókat szerveztek, a rendelőkben lokális fluorid applikációt, teljes körű szanálást végeztek, és központilag intenzív barázdazárási programot rendeltek el. [40]. A skandináv országok (Dánia, Finnország, Ízland, Norvégia és Svédország) mutatói szinte hihetetlen eredményeket tükröznek. Ezek az országok már 2007-ben elérték a WHO 2020-as céljait. Az ún. skandináv modell oral health policy nagyon sikeres volt, mindenki számára biztosították az ellátást térítésmentesen, a magánpraxisokat is bevonva az ellátásba. A Skóciában szervezett népszerű és hatékony „childsmile” program akcióterve részletesen szabályozta a szülők, a gondozók és a professzionális ellátók feladatait [23, 41, 42, 43, 51]. Hasonló eredményekkel dicsekedhet Anglia, Skócia, Wales, Írország [12]. Nálunk 1985-ben országos prevenció program indult állami támogatással és lelkes szakmai odafigyeléssel. Minden megyében és a fővárosban gyermekfogászati prevenció bizottságok alakultak, melynek tagjai voltak a gyerek-alapellátás képviselői, fogorvos, gyermekgyógyász, védőnő is. Óvodai, bölcsődei, majd iskolai tablettás fluoridálás kezdődött, mely azonban intenzív antilúrid kampány következtében a 80-as évek végén akadozott, majd megszűnt. A 90-es években már nálunk is megjelentek a fluoridos fogkrémek, és elérhetővé váltak professzionális használatra a lokális fluorid készítmények. 1994-ben, a WHO által kezdeményezett „Egészséges száj évében” volt egy kisebb preventív felbuzdulás, minimális állami segítséggel. Szervezett óvodai és iskolai csoportos fogmosási gyakorlatok folytak a fővárosban és sok vidéki helyszínen. A lelkesedés sajnos az ezredfordulóra alábbhagyott. Azóta semmiféle szervezett oral health program nincs, legfeljebb néhány kisebb elszigetelt helyi akció fordult elő. Európai szakmai szervezeteknek is voltak figyelemfelhívó próbálkozásai (pl. The Alliance for a Cavity-Free Future, Platform for Better Oral Health in Europe), melyeket hazánkban érdektelenség kísért.

Az ezredforduló utáni első évtizedben világszerte érdekes megfigyelést tettek, nevezetesen, hogy a caries

csökkenés dinamikája lelassult, az incidencia üteme csökkent. A hosszú ideig csökkenő trendet mutató caries prevalencia értékek elértek egy szintet, és az utóbbi években stagnálnak. Az élenjáró Svájcban is megállt a csökkenés. Ez a jelenség nálunk is megfigyelhető, a 2008-es évtől jelent meg az ún. platófázis, azóta 2,3–2,4 körüli plató DMFT értékekkel. A prevenció intézkedések elmaradása, az ellátóhálózat megelőző funkcióinak lazulása automatikusan a megbetegedések globális stagnálásához, sőt egyes helyeken, egyes korcsoportokban (pl. Spanyolországban és Olaszországban) a caries enyhe növekedéséhez vezetett, „silent epidemiological crisis” [1, 17, 32].

Hogyan tovább? Érdemes lenne végre tudomásul venni és elfogadni, hogy a fogszuvasodást tulajdonképpen nem lehet megelőzni, csak kontrollálni lehet és kell! [8]. Erre már 1982-ben, hazánkban is felhívta a figyelmet Tóth Károly [37]. A caries kontrollálás számos módszerének alkalmazásával sikerülhet a kavitás kialakulásának megelőzése. Ezek a módszerek ismertek, de gyakorlati alkalmazásuk csekély. A megelőzési, a kontrollálási és a kezelési stratégiák tudatos alkalmazására lenne szükség a mindennapi fogorvosi gyakorlatban. Az ép rizikóterületek megfigyelésére, az üreg nélküli demineralizált felszínek radikális védelmére, non-invazív „kezelésére” kellene koncentrálni, továbbá a páciensek célirányos informálásával kezdődhet a caries kontroll az ellátási oldalról. A WHO és a szakmai testületek folyamatosan és ismételtén ráirányítják a figyelmet a fluoridok sokoldalú jelentőségére [38, 48].

### Összefoglaló gondolatok Konklúzió

#### *Elégedettek lehetünk-e a fentebb vázolt hazai epidemiológiai eredményekkel?*

Hazánkban a fogszuvasodás előfordulása – bár csökkenő trendet mutat – európai vonatkozásban még mindig magasnak számít. A WHO korábban megfogalmazott célkitűzéseit nem sikerült teljesíteni. A fogászati egészség egyenlőtlensége terén sem értünk el kellő eredményt. Az epidemiológiai adatok ismeretében megállapítható, hogy mind az ellátók, mind az ellátandók vonatkozásában hiányosságok mutatkoznak.

Az 1980–1990-es aktív prevenció évek után az utóbbi két évtized szinte teljes téttelenségben telt. Az ellátási struktúra fellazult, az esetleges prevenció törekvések nem bizonyultak elég hatékonyak. A jelenlegi, szinte csak a szűrővizsgálatokra redukálódott iskolafogászati ellátásunkban, a megnövekedett szülői jogok és a GDPR időszakában erősen sérült a gondozó jellegű ellátás. Jelen helyzetben számolni kell még a Covid pandémia időszakában elmaradt (iskola)fogászati gondozás, a megelőző és terápiás ellátás, az óvodai, intézményi fogmosás megszűnésének beláthatatlan káros következményeivel.

Stratégia váltásra, aktív közreműködésre, szakmai és politikai akaratra van szükség.

Szakmai gondozási javaslat a szekunder prevenció számára: a betegség korai stádiumának (non-cavitated) felismerése, és azonnali intervenció abból a célból, hogy a carieses folyamatot visszafordítsuk (fluoridok), vagy progresszióját megállítsuk (fluorid, barázdazárás).

A legfontosabb kulcsüzenet az ellátandók számára: a fluoridos fogkrémek napi kétszeri használata [17, 38, 48].

#### *Minek köszönhető az eddigi pozitív változás?*

- fluoridos fogkrémek használatának elterjedése
- fluoridok professzionális alkalmazása
- az egészségkultúra kedvező változása, jobb higiénés és táplálkozási szokások
- az iskolai/óvodai étkeztetés étrendjének és az iskolai büfék kínálatának rendeleti szabályozása
- iskola fogászati gondozás
- egészségnevelés, csoportos megelőző akciók az oktatási intézményekben
- a fogorvosi ellátóhálózat fogmeztartó törekvése

#### *Melyek a kedvezőtlen tendenciák okai?*

- szociális, gazdasági, kulturális faktorok, alacsony GDP/GNI
- az alapellátás gondozó funkcióinak hiányosságai, az új, korszerű szakmai evidenciák befogadásának és alkalmazásának korlátai
- alacsony fluorid tartamú gyermekfogkrémek kizárólagos piaci jelenléte
- a lakosság egy részéhez, különösen a szociálisan hátrányos helyzetű csoportokhoz nem sikerült eljuttatni az egészségvédő üzeneteket, tevékenységeket és akciókat
- gyenge szakmai érdekképviselet
- a politikai döntéshozók érdektelensége

#### *Jövőbeli kilátások, befolyásoló tényezők:*

- a GDP hazai alakulása fontos tényező. A nagyobb GDP-vel rendelkező országok nagyobb eséllyel számíthatnak az oral health javulására
- kulcsfaktorok: fluoridok és napi kétszeri gondos szájápolás
- preventív gondozó stratégia alkalmazása a mindennapi fogorvosi gyakorlatban és általában az alapellátásban; a fogászat elmozdulása a kuratív modellből a költséghatékonyabb evidence-based, páciens központú preventív modell felé
- az iskola fogászati gondozás minőségi változása
- életmódbeli változás, a szájápolási és táplálkozási szokások további fejlődése
- a szakmai és politikai döntéshozók érdeklődése, támogatása
- napjaink legnagyobb kihívását az egészség-esélyegyenlőség növelése, a meglévő egyenlőtlenségek csökkentése jelenti.

Sürgető népegészségügyi feladat országos komplex prevenció programok szervezése, a szükségleteknek meg-

felelő tervezéssel, konkrét fogászati célkitűzések és feladatok megjelölésével, az iskola fogászat revitalizálásával.

Az előttünk álló évtizedre vonatkozóan megjelent a World Health Assembly határozata a nem fertőző betegségek megelőzése és kontrollálása tárgyában, és az FDI három pilléren nyugvó víziója is [49, 52].

## Köszönetnyilvánítás

Köszönöm munkatársaimnak, dr. Kacsó Zsuzsának, dr. Tobel Mártának, dr. Szívós Katalinnak és Gönczné Somogyi Valériának a vizsgálatokban nyújtott segítségét. Az adatok számítógépes feldolgozásáért Szabó Dávidot és a WHO illetékes munkatársait illeti köszönet.

Köszönöm Reisz Gábor grafikusként a táblázatok és grafikonok elkészítését.

Köszönetet mondok mindazon iskola- és gyerekfogászati ellátást végző kollégámnak, asszisztensnőnek, akik együttműködtek a szervezésben, és befogadtak fogorvosi rendelőjűkbe. Köszönöm az OTH, az érintett ÁNTSZ-vezetők, védőnők, vezető óvónők, iskolaigazgatók, óvodai és iskolai pedagógusok segítő támogatását. Szerető empátiával gondolok a sok-sok ezer gyermekre, akikkel munkám során találkoztam.

## Anyagi támogatás

Köszönjük a munkánkat segítő intézmények anyagi támogatását: GABA International AG, Emberi Erőforrások Minisztériuma, Borrow Foundation, Gyermekünk Egészséges Fogaiért Alapítvány

## Irodalom

1. BAGRAMIAN RA, GARCIA-GODOY F, VOLPE AR: The global increase in dental caries. A pending public health crisis. *Am J of Dent* 2009; 21: 3–8.
2. BÁNÓCZY J: A cariesprevenció helyzete és módszerei Magyarországon és más európai országokban. *Fogorv Szle* 1992; 83: 7–16.
3. BRATTHALL D: Introducing the Significant Caries Index together with a new global oral health goal for 12-year-olds. *Int Dent J* 2000; 50: 378–384. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.2000.tb00572.x>
4. CHESTNUT IG: How soon is soon enough? The challenge of implementing behaviors conducive to good oral health in at-risk infants and toddlers. *Comm Dent Health* 2019; 36: 89–90.
5. CZUKOR J: WHO epidemiológiai vizsgálatok Magyarországon 1985-ben és 1991-ben. *Fogorv Szle* 1994; 87: 223–235.
6. DAVIES GM, JONES CM, MONAGHAN N, MORGAN MZ, NEVILLE J, PITTS NB: The caries experience of 11 to 12 year-old children in Scotland and Wales and 12-year-olds in England in 2008–2009. *Community Dental Health* 2012; 29: 8–13.
7. DAVIES GM, NEVILLE J, JONES K, WHITE S: Why are caries levels reducing in five-year-olds in England? *Br Dent J* 2017. 223 (7): 515–519. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.836>

8. FEJERSKOV O: Concepts of dental caries and their consequences for understanding the disease. *Community Dent Oral Epidemiol* 1997; 25: 5–12. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.1997.tb00894.x>
9. GUPTA E, INNES N, SCHULLER AA, VERMAIRE JH, MARSHMAN Z: A scoping review of the uses of the care index in children. *Comm Dent Health* 2017; 34: 131–136.
10. HOBDELL M, PETERSEN PE, CLARKSON J, JOHNSON N: Global goals for oral health 2020. *Int Dent J* 2003; 53: 285–288. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.2003.tb00761.x>
11. HYSI D, CAGLAR E, DROBONIKU E, TOTI C, KUSCU OO: Dental caries experience among Albanian pre-school children: a national survey. *Comm Dent Health* 2017; 34: 46–49.
12. JONES CM, DAVIES GM, MONAGHAN N, MORGAN MZ, NEVILLE JS, PITTS NB: The caries experience of 5-year-old children in Scotland in 2013–14, and in England and Wales in 2014–15. Reports of cross-sectional dental survey using BASCD criteria. *Comm Dent Health* 2017; 34: 157–162.
13. JÜRGENSEN N, PETERSEN PE: Promoting oral health of children through schools – Results from a WHO global survey 2012. *Comm Dent Health* 2013; 30: 204–219.
14. KWAN S, PETERSEN PE: Oral health: equity and social determinants (159–176.). In: Blas E, Kurup AS. *Equity, social determinants and public health programmes*. Geneva: World Health Organization, 2010.
15. KÜNZEL W: Trends in coronal caries prevalence in Eastern Europe: Poland, Hungary, Czech Republic, Slovak Republic, Romania, Bulgaria and the former States of the USSR. *Int Dent J* 1996; 46: 204–210.
16. KÜNZEL W: A caries epidemiológiájának változásai és iránya Európában. *Fogorv Szle* 2001; 2: 47–52.
17. LAGERWEIJ MD, VAN LOVEREN C: Declining caries trends: Are we satisfied? *Curr Oral Health Rep* 2015; 2: 212–217. <https://doi.org/10.1007/s40496-015-0064-9>
18. LESIC S, DUKIC W, KRISTE ZS, TOMICIC V, KADIC S: Caries prevalence among schoolchildren in urban and rural Croatia. *Cent Eur J Public Health* 2019; 27: 256–262. <https://doi.org/10.21101/cejph.a5314>
19. MARTHALER TM: The prevalence of Dental Caries in Europe 1990–1995. *Caries Res* 1996; 30: 237–255. <https://doi.org/10.1159/000262332>
20. MARTHALER TM: Changes in dental caries 1953–2003. *Caries Res* 2004; 38: 173–181. <https://doi.org/10.1159/000077752>
21. OTTOLENGHI L, MULLER-BOLLA M, STROHMENGER L, BOURGEOIS D: Oral Health Indicators for Children and Adolescents. European perspectives. *Eur J Paediatr Dent* 2007; 4: 205–210.
22. PATEL R: The State of Oral Health in Europe. Report Commissioned by the Platform for Better Oral Health in Europe. *Brussels*, 2012.
23. PETERSEN PE, TORRES AM: Preventive oral health care and health promotion provided for children and adolescents by the Municipal dental Health Service in Denmark. *Int J Paediatr Dent* 1999; 9: 81–91. <https://doi.org/10.1046/j.1365-263x.1999.00111.x>
24. PETERSEN PE, BAEZ RJ: *Oral Health Surveys. Basic Methods*. 2013. 5th Edition. Geneva. World Health Organization. 1987.
25. PETERSEN PE, LEOUS P: The burden of oral disease and risks to oral health at global and regional levels. *Medicina Stomatologica* 2017; 42: 7–13.
26. PETERSEN PE, DAVIDSEN M, JENSEN HREKHOLM O, CHRISTENSEN AI: Trends in dentate status and preventive dental visits of the adult population in Denmark over 30 years (1987–2017). *Eur J Oral Sci* 2021; 00: e12809. <https://doi.org/10.1111/eos.12809>
27. PIEPER K, SCHULTE AG: The decline in dental caries among 12-year-old children in Germany between 1994 and 2000. *Comm Dent Health* 2004; 21: 199–206.
28. PIEPER K, LANGE J, JABLONSKI-MOMENI A, SCHULTE AG: Caries prevalence in 12-year-old children from Germany: Results of the 2009 national survey. *Comm Dent Health* 2013; 30: 138–142.
29. SCHULTE AG, MOMENI A, PIEPER K: Caries prevalence in 12-year-old children from Germany. Results of the 2004 national survey. *Comm Dent Health* 2006; 23: 197–202.
30. Significant Caries Index. SIC. Data for some Selected Countries. 2009. <http://www.whocollab.od.mah.se/sicdata.html>
31. SMITH D: Are we going backwards with prevention? *J Can Dent Assoc* 2007; 73: 555.
32. SPLIETH CH, SANTAMARIA RM, BASNER R, SCHÜLER E, SCHMOECKEL J: 40-Year Longitudinal Caries Development in German Adolescents in the Light of New Caries Measures. *Caries Res* 2019; 53: 609–616. <https://doi.org/10.1159/000501263>
33. SZÓKE J, PETERSEN PE: A gyermekpopuláció orális egészsége. Hazai helyzetkép a WHO Orális Adatbank számára 1996-ban végzett epidemiológiai vizsgálatok alapján. *Fogorv Szle* 1998; 91: 305–314.
34. SZÓKE J, PETERSEN PE: Evidence for dental caries decline in children in an East-European country (Hungary). *Comm Dent Oral Epidemiol* 2000; 28: 155–160. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0528.2000.028002155.x>
35. SZÓKE J, PETERSEN PE: Changing Levels of Dental Caries over 30 Years among Children in a Country of Central and Eastern Europe. The Case of Hungary. *Oral Health Prev Dent* 2020; 18: 177–184.
36. TÓTH K: A fogszuvasodás megelőzésének korszerű módszerei. *Fogorv Szle* 1982; 75: 161–169.
37. TOUMBA KJ, TWETMAN S, SPLIETH C, PARNELL C, VAN LOVEREN C, LYGIDAKIS NA: Guidelines on the use of fluoride for caries prevention in children: an updated EAPD policy document. 2019. *Eur Arch Paed Dent* 2019; 20: 507–516. <https://doi.org/10.1007/s40368-019-00464-2>
38. TWETMAN S.: Prevention of Early Childhood Caries (ECC) – Review of literature published 1998–2007. *Eur Arch Paed Dent* 2008; 9 (1): 12–18. <https://doi.org/10.1007/BF03321590>
39. VRBIC V, BRBIC M, PETERSEN PE: Epidemiology of Dental Caries and Disease Prevalence among 12-Year-Olds in Slovenia Over Thirty Years (1987–2017). *Oral Health Prev Dent* 2020; 18: 185–196.
40. WANG NJ, KÄLLESTÄL C, PETERSEN PE, ARNADÓTTIR IB: Caries preventive services for children and adolescents in Denmark, Iceland, Norway and Sweden: strategies and resource allocation. *Comm Dent Oral Epidemiol* 1998; 26: 263–271. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.1998.tb01960.x>
41. WANG NJ, PETERSEN PE, SVEINSDÓTTIR EG, ARNADÓTTIR IB, KÄLLESTÄL C: Recall intervals and time used for examination and prevention by dentists in child dental care in Denmark, Iceland, Norway, and Sweden in 1996 and 2014. *Comm Dent Health* 2018; 35: 52–57.
42. WIDSTRÖM E, EKMAN A, AANDAHL L, PEDERSEN MM, AGUSTSDÓTTIR H, EATON KA: Developments in oral health policy in the Nordic countries since 1990. *Oral Health Prev Dent* 2005; 3 (4): 225–235.
43. WIERZBICKA M, PETERSEN PE, SZATKO F, DYBIZBANSKA E, KALÓ I: Changing Oral Health Status and oral health behavior of schoolchildren in Poland. *Comm Dent Health* 2002; 19 (4), 243–250.
44. World Health Organization: *Oral Health Surveys. Basic Methods*. 5th Edition. Geneva. World Health Organization. 1987.
45. World Health Organization Regional Office for Europe. *Health 21. The health for all policy framework for the WHO European Region*. Copenhagen, WHO 1999.
46. World Health Organization Regional Office for Europe. *Growing up unequal: gender and socioeconomic differences in young people's health and well-being*. Health Behavior in

- School-Aged Children (HSC) Study: International Report from the 2013/2014 Survey.* Copenhagen, 2018.
47. World Health Organization Regional Office for Europe. Preventing Tooth Decay. Fact Sheet. Fluoride and oral health, 2019. <http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/oral-health>
48. World Health Assembly: Resolution on oral health WHA74.5. (2021.05.31.)
49. <http://www.mah.se/CAPP/>
50. <http://www.child-smile.org.uk>
51. [www.fdiworlddental.org](http://www.fdiworlddental.org) Vision 2030. Delivering Optimal Oral Health for All

**Original article**

SZŐKE J, PETERSEN PE

**Dental caries prevalence and trends in children***Pathfinder surveys in Hungary over 30 years*

Review

**Purpose:** Whilst improved oral health in children is noted in most Western countries, it coincides with a high prevalence of oral disease in several countries of Central and Eastern Europe. The purpose of this project is to describe the current level of dental caries in Hungarian children between 5–6 and 12 years and to assess the long-term trends in dental caries in the past 30 years.

**Methods:** A representative survey was undertaken in 2017. It was performed in accordance with the WHO Pathfinder methodology, which also was applied in previous national oral health surveys of 1985, 1991, 1996, 2001, 2008, and 2013. Children of 5–6 and 12 years of age were sampled systematically in all surveys over 30 years period. Relevant data were gathered through visual clinical examinations.

**Results:** In 2017, 43,8% of 5–6 year-olds were free of dental caries, meanwhile, the percentage was lower in rural (34,6%) compared with urban (49,9%) settings. In 2017, approximately 3,5 primary teeth were affected by dental caries among children aged 5–6 years. Most of the incidents consisted of untreated caries. Dental caries occurrence was relatively higher for children living in rural areas. At the age of 12, approximately two permanent teeth suffered from dental caries, and the D-component of the caries index was high. In 1985, 12-year-olds had, on average, 5 teeth affected by the dental caries, and after 30 years, in 2017, the level of caries declined to 2,3 DMFT. In 1985, 7,5% of children were caries-free, and the figure grew to 44,7% in 2017. The value of SIC index is 8,43 in 5/6 year olds, and 5,23 in 12-year-olds.

**Conclusions:** By the year 2000, whilst accomplishing WHO's global goals for oral health of 12-year-olds, Hungary has not yet managed to achieve such goals for the 5-6 year-olds group and has not succeeded in achieving much stricter European ones. It was considered unrealistic for the country to achieve WHO's goal for 12-year-olds by the year 2020. To achieve an improvement of the child's oral health, strong emphasis should be given to population-directed oral disease prevention, which includes reduction of sugars consumption, improved oral hygiene, and implementation of public health programs for effective use of fluoride and revitalization of school dentistry.

**Keywords:** national oral health surveillance, dental caries, prevalence, SIC-index, care index, oral disease prevention, children

Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar, Arc-Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinika \*  
Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar, Orális Diagnosztika Tanszék\*\*  
Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar, Helyreállító Fogászati és Endodonciai Klinika\*\*\*  
Semmelweis Egyetem, Általános Orvostudományi Kar\*\*\*\*

## A Platelet Rich Fibrin szerepe a fogászatban és a maxillofaciális sebészetben

### Irodalmi áttekintés

DR. MAJOR MARTIN\*, DR. TRIMMEL BÁLINT\*\*,  
DR. POLYÁK MELINDA\*\*\*, KOVÁCS DÁVID\*\*\*\*, DR. SZABÓ GYÖRGY\*

A PRF (Platelet Rich Fibrin) előállításának módszerét 2000-ben dolgozták ki, a trombocytákon alapuló második generációjához tartozik. Számos klinikai vizsgálat igazolta hatékonyságát, kombinálva különböző csontpótló anyagokkal. Elkészítéséhez a páciens saját véréből, alvadást gátló hozzáadása nélkül a kidolgozott protokoll szerint centrifugálják. A folyamat eredményeként leukocytákban és trombocytákban gazdag fibrin-alvadék nyerhető, mely extracelluláris mátrixként szolgál. A fehérvérsejtek és vérlemezkék növekedési faktorai lassan (2–3 hét) szabadulnak fel, így kedvezően befolyásolják a sebgyógyulást. A szerzők áttekintik a főbb irodalmi adatokat, és beszámolnak a PRF fogászati, dentoalveoláris és maxillofaciális sebészeti alkalmazásának lehetőségeiről (implantológia, csontpótlás, dentoalveoláris sebészet, parodontológia, arcüregzárás, sinus elevatio, osteonecrosis, endodontia).

**Kulcszavak:** Platelet Rich Fibrin, Csontpótlás, Bone Albumin, Sinus elevatio

### Bevezetés

#### *A Platelet-Rich Plasma (PRP) és a Platelet Rich Fibrin (PRF)*

A PRF második generációs technológia. Előzménye a PRP, melynek előállítása a beteg saját vérének alvadást gátló hozzáadásával történő centrifugálásával jön létre. [3]

#### *A PRF rövid története*

Kingsley 1954-ben alkalmazta először a PRP (Platelet Rich Plasma) kifejezést, mikor trombocytopenias esetekben trombocytákon alapuló koncentrátumot adott a betegeknek. [20]

A dentoalveoláris és maxillofaciális sebészetben Marx 1998-ban [22] alkalmazta, mikor is kimutatta, hogy PRP-vel szignifikánsan jobb eredmény érhető el a csontok gyógyulási folyamatában. Marx és mtsai a PRP-t más csontpótló anyagokkal alkalmazták, és azt tapasztalták, hogy a PRP-ben lévő növekedési faktoroknak köszönhetően (PDGF és TGFβ) elősegíti az új csont képződését.

Choukroun 2000-ben [5] dolgozta ki a PRF-et, amely a második generációt jelentette a trombocytákon alapuló koncentrátumok terén. A PRF egyszerűbb technológiával és még jobb hatásfokkal bír, mert magasabb koncentrációban tartalmaz trombocytákat és leukocytákat. [16] Ezen

tulajdonságoknak köszönhetően PRF meggyorsíthatja a fiziológiás gyógyulási folyamatot.

Mindkét módszer lényege, hogy a fehérvérsejtekben és trombocytákban gazdag koncentrátum nagy mennyiségben tartalmaz növekedési faktorokat, melyek a sebgyógyulást elősegítik. A PRF-ből lassabban szabadulnak fel a növekedési faktorok, ez képezi előnyét a PRP-vel szemben. [6]

#### *A PRF hatásmechanizmusa*

A sebgyógyulás 3 részből tevődik össze: gyulladáshoz, proliferációhoz és az úgynevezett remodelling fázisból. [13] Az első, gyulladáshoz vezető szakasz azonnali válasz a traumára. A véráram gyulladáshoz vezető sejteket visz a sérülés helyére, ezenkívül phagocytákat, melyek a sebet megtisztítják. A fehérvérsejtek és a trombocyták, segítik a gyógyulási folyamatot. Fontos „növekedési faktorok” szabadulnak fel, melyek felelősek a migrációért, proliferációért és a differenciálódásért. [14] A trombocytákból úgynevezett coagulációs részecskék lépnek ki, melyek a haemostasiszt segítik elő. [15]

#### *PRF előállítási protokollok*

Az eredeti eljárás során, 2700-as fordulatszámon 12 percig történik centrifugálás. [5]

2018-ban Ghanaival közösen továbbfejlesztették a módszert [18], melynek során az úgynevezett A-PRF



(Advanced PRF) nyerhető. Előállítására 1300-as fordulatszámon 14 perces centrifugálási idővel történik. A lassabb centrifugálásnak köszönhetően az A-PRF porózusabb fibrin mátrixszal rendelkezik, és magasabb koncentrációban tartalmaz leukocytákat, mint a hagyományosan előállított PRF. A nagyobb porozitás megkönnyíti a véresejtek penetrációját az angiogenezis során.

Az I-PRF (Injectable-PRF), folyékony halmazállapotú PRF változat, amely a PRF pozitív biológiai tulajdonságai mellett a PRP-hez hasonlóan injektálható. Centrifugálása 700-as fordulatszámon történik 3 percen keresztül. [32]

### PRF gyakorlati alkalmazása

#### *PRF szerepe a csontpótlásban*

Az implantológiához kapcsolódó csontpótló eljárásokban a PRF-nek fontos szerep juthat.

Soni és mtsai [27], valamint Del Corso és mtsai [11] különböző csontüregek kitöltésére sikeresen alkalmazták a PRF-et, továbbá alveolus prezerváció céljából [29], cysták feltöltésére [12], odontómák eltávolítása után keletkezett csonthiány kitöltésére [31] is jó eredménnyel használták.



Kép 1/a: Keratociszta a mandibulában a 44–43 fogak között, Panorámaraöntgen-felvételen



Kép 1/b: Keratociszta eltávolítása következtében létrejött csontdefektus



Kép 1/c: Csontdefektus feltöltése PRF membránnal

#### *PRF alkalmazása arcüreg augmentatio (sinus lift) műtét során*

A sinus lift műtét legtöbbször hatékony és kiszámítható beavatkozásnak számít. A műtét során beültetett csontpótló ideális esetben teljesen felszívódik, és apránként átadja a helyét a képződő új csontszövetnek. Trimmel és munkatársai [30] egy 2021-es közleményükben Bone-Albumin és A-PRF kompozit grafitot alkalmaztak arcüreg emelésére. Három, illetve hat hónapos gyógyulási idő után a képződött csont szövettani, hisztomorfológiai, valamint mikromorfológiai vizsgálatát végezték. A teszt- és a kontrollcsoport között nem találtak szignifikáns különbséget, vagyis lecsökkenthető a kezelési idő hat hónapról három hónapra a PRF használatának köszönhetően. Choukroun és munkatársai [7] demineralizált csont allograftot alkalmaztak arcüreg augmentációs műtétek során, és vizsgálták a gyógyulást PRF-fel kombinálva, illetve kombináció nélkül. PRF-fel kombinált tesztcsoportban 4 hónap után, a PRF kombináció nélküli kontrollcsoportban pedig 8 hónap után ellenőrizték az eredményeket. A teszt- és a kontrollcsoport között radiológiai vizsgálatok során nem mutatkozott szignifikáns különbség.

A PRF membrán nemcsak a csontosodási folyamatokat gyorsíthatja fel, hanem a sinus membrán perforáció esetén is sikerrel alkalmazható. [7]

#### *Gyógyszer okozta csontnekrozis (MRONJ) kezelése PRF-fel*

Egyes onkológiai betegségek, valamint csontritkulás kezelésére antireszorbtív és antiangiogenetikus terápiát alkalmaznak. A kezelés mellékhatásaként alakulhat ki a MRONJ (medication-related osteonecrosis of the jaw). Számos cikk és kutatás [21] foglalkozott a MRONJ kezelési stratégiáival. Nicolatou-Galitis és munkatársai [26] részletesen foglalkoztak a MRONJ etiológiájával, diagnózisával, prevenciójával és kezelési lehetőségeivel, de kitérnek rá, hogy egyik kezelési stratégia sem biztosít százszázalékos eredményt. A PRF használata új alternatívát jelenthet a maxillofaciális, illetve dentoalveoláris sebészetben a kórkép kezelését illetően. [17] Szentpéteri és munkatársai [28] összehason-

lították a hagyományos műtéti terápia, valamint a PRF-fel kiegészített műtéti beavatkozásokat MRONJ-ban szenvedő betegek kezelése esetében. Vizsgálták a gyógyulást, a betegség stádiumának javulását és a kiújulást. A fertőzött csontterület eltávolítása után a hiányzó részeket PRF-ből képzett membránnal fedték. A PRF alkalmazásával lényeges javulás mutatkozott mind a betegek fájdalma, mind a csontos gyógyulás szempontjából.

#### *PRF endodontiai felhasználása*

Kifejletlen gyökérrel rendelkező, necrotikus pulpájú, periapikális lézióval rendelkező fogak esetében a gyökérkezelés alternatívája lehet a regeneratív endodontiai kezelés. Ennek célja az eredeti pulpa-dentin komplex helyreállítása és a gyökérfejlődés befejezése. A regenerációhoz szükséges biológiai faktorok a periapikális szövetek felől vérzés indukálása által, vagy PRF alkalmazásával érhetőek el.

Murray 222 fejlődésben levő necrotizált fogat vizsgáló meta-analízisében [24] különböző pulpa-regenerációs módszerek klinikai hatékonyságát vizsgálta. Azt találta, hogy az apex záródása a gyökércsatorna bevezetése eredményeként 58,8%-ban jött létre, mely PRF gyökércsatornába helyezésével, jóval gyakrabban, 85,2%-ban volt elérhető.

#### *PRF alkalmazása a parodontológiában*

A PRF hatásait parodontológiai csontdefektusok kezelése során is vizsgálták. Agarwal és munkatársai [1] 30 krónikus parodontitisben szenvedő páciens parodontális csontdefektusának feltöltését végezték. Demineralizált csont allograftot alkalmaztak PRF-fel kombinálva, valamint PRF kombináció nélkül. Vizsgálták a szondázási mélységet, a klinikai tapadási szintet, valamint az ínrecessziót. Egyéves gyógyulást követően szignifikánsan jobb eredmények születtek a vizsgált paraméterek tekintetében a PRF-fel kombinált kezelések hatására. Miron és munkatársai [23] szisztematikus irodalmi áttekintésük során részletesen foglalkoztak a parodontális defektusok PRF-fel kombinált regeneratív terápiás lehetőségeivel. Többek közt vizsgálták a PRF-fel kombinált nyitott kürettet, valamint a nyitott kürettet önmagában, szondázási mélység és klinikai tapadási szint változásának tekintetében. Tapadásvesztés és tasakmélység tekintetében is szignifikánsan jobb eredmények születtek a PRF használatával kezelt páciensek esetében. Magyar szerzők is leírták tapasztalataikat parodontális csontdefektusok kezeléséről vérlemezke-készítmény alkalmazásával. Csifó-Nagy és munkatársai [8] kutatásuk során PRG (Platelet Rich Gel)-vel kombinált regeneratív terápiát alkalmaztak. A szondázási mélység tekintetében szignifikáns csökkenést, a klinikai tapadási nívó tekintetében pedig növekedést tapasztaltak. Egy másik esetbemutatás során [10] parodontális intraossealis csontdefektusok gyógyulásának rövid távú klinikai értékelését végezték autológ vérlemezkében gazdag készítménnyel (advanced platelet-rich fibrin) történt kezelést követően. Bemutatott eseteiknél a PRF applikációja pozitív klinikai eredményeket mutatott a parodontális seb-

gyógyulás tekintetében. Csifó-Nagy és munkatársai [9] nem találtak szignifikáns különbséget PRF-fel, valamint EMD (enamel matrix derivative)-vel kezelt parodontális csontdefektusok gyógyulása között. Mind a két módszer esetén szignifikáns klinikai javulás volt tapasztalható. A PRF membránként való alkalmazása mukogingivális sebészeti beavatkozásoknál is ismert. Jankovic és munkatársai [19] kötőszöveti graft és PRF membrán alkalmazását hasonlították össze ínrecesszió műtéti kezelése során. Tapasztalataik alapján mindkét kezelési metódus ugyanolyan hatékonyak bizonyult. Nagy és munkatársai [25] sikeresen alkalmazták a PRF-et preortodonciai kortikocizáció és szimultán csont augmentáció céljából a bukkális alveoláris dehiscencia elkerülése érdekében. A fogszabályozó kezelés végeztével radiológiai-lag nem igazolódott jelentős vertikális csontvesztéség.

#### *PRF alkalmazása oro-antrális fisztula zárására*

Assad és munkatársai [4] 2017-ben két klinikai esetet mutattak be, melyben PRF membrán segítségével zárták az arcüreget. Nyolc hónap elteltével sikeres gyógyulást tapasztaltak mindkét esetben.

#### *PRF alkalmazása*

##### *temporomandibuláris ízület panaszok esetén*

Temporomandibuláris ízületi panaszok kezelésére intrakapszuláris I-PRF injektálása terápiás lehetőséget kínál. Albilias és munkatársai [2] 37 pácienset vizsgáltak fájdalmas belső ízületi károsodással (Internal derangement, Wilkes I-V), akiket intrakapszulárisan injektált I-PRF-fel kezeltek. Az esetek 69%-ában tapasztaltak szignifikáns fájdalomcsökkenést. Javulást tapasztaltak a szájnitás tekintetében is. Saját, eddig nem közölt tapasztalataink is alátámasztják az I-PRF alkalmazásának előnyeit különböző temporomandibuláris ízületi fájdalmak esetében. (Arthrosis, internal derangement)

## Konklúzió

Ígéretes kutatási eredmények születtek a PRF (Platelet Rich Fibrin) szövetregenerációs tulajdonságai tekintetében a fogászat és a maxillofaciális sebészet területén. Számos irodalmi adat utal arra, hogy a PRF használata az előzőeknél jobb gyógyulást eredményez. A gyógyulás során a PRF növeli a sejtek proliferációját, differenciálódását és migrációját. Jelenleg a PRF előállítására több protokoll is létezik, amelyek mindegyike használatos, és pozitívak a kutatási eredmények maxillofaciális sebészet tekintetében is.

## Irodalom

1. AGARWAL A, GUPTA N, JAIN A: Platelet rich fibrin combined with decalcified freeze-dried bone allograft for the treatment of human intrabony periodontal defects: a randomized split mouth clinical trial. *Acta Odontol Scand* 2016; 74 (1): 36–43. <https://doi.org/10.3109/00016357.2015.1035672>

2. ALBILIA J, HERRERA-VIZCAÍNO C, WEISLEDER H, CHOUKROUN J, GHANAATI S: Liquid platelet-rich fibrin injections as a treatment adjunct for painful temporomandibular joints: preliminary results. *Cranio* 2020 Sep; 38 (5): 292–304. <https://doi.org/10.1080/08869634.2018.1516183>
3. ALVES R, GRIMALT R: A Review of Platelet-Rich Plasma: History, Biology, Mechanism of Action, and Classification. *Skin Appendage Disord* 2018 Jan; 4 (1): 18–24. <https://doi.org/10.1159/000477353>
4. ASSAD M, BITAR W, ALHAJ M: Closure of Oroantral Communication Using Platelet-rich Fibrin: A Report of Two Cases. *Ann Maxillofac Surg* 2017 Jan–Jun; 7 (1): 117–119. DOI: 10.4103/ams.ams\_77\_17
5. CHOUKROUN J, ADDA F, SCHOFFLER C, VERVELLE A: Une opportunité en parodontologie: le PRF. *Implantodontie* 2000; 42: 55–62. French.
6. CHOUKROUN J, DISS A, SIMONPIERI A, GIRARD MO, SCHOFFLER C, DOHAN SL, et al: Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part IV: clinical effects on tissue healing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006 Mar; 101 (3): e56–60. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.011>
7. CHOUKROUN J, DISS A, SIMONPIERI A, GIRARD MO, SCHOFFLER C, DOHAN SL, et al: Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part V: histologic evaluations of PRF effects on bone allograft maturation in sinus lift. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006 Mar; 101 (3): 299–303. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.012>
8. CSIFÓ-NAGY BK, SÓLYOM E, HUSZÁR T, DÓRI F: Parodontális vertikális csontdefektusok gyógyulásának hosszú távú kiértékelése PRG- vagy EMD-vel történt kezelést követően: Esetorozat. *Fogorv Szle* 114 (4), 152–158. <https://doi.org/10.33891/FSZ.114.4.152-158>
9. CSIFÓ-NAGY BK, SÓLYOM E, BOGNÁR VL, NEVELITS A, DÓRI F: Efficacy of a new-generation platelet-rich fibrin in the treatment of periodontal intrabony defects: a randomized clinical trial. *BMC Oral Health* 2021 Nov 15; 21 (1): 580. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01925-1>
10. CSIFÓ-NAGY BK, PAAR C, DÓRI F: Vérlemezékében gazdag fibrinnel kezelt parodontális csontdefektusok gyógyulásának értékelése. *Orvosi Hetilap* 2022 Mar 20; 163 (12): 484–490. DOI: 10.1556/650.2022.32391
11. DEL CORSO M, MAZOR Z, RUTKOWSKI J, DOHAN EHRENFEST D: The use of leukocyte- and platelet-rich fibrin during immediate postextractive implantation and loading for the esthetic replacement of a fractured maxillary central incisor. *J Oral Implantol* 2012 Apr; 38 (2): 181–187. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-CL.3802>
12. DHOTE V, THOSAR N, BALIGA S, DHARNADHIKARI P, BHATIYA P, FULZELE P: Surgical Management of Large Radicular Cyst Associated with Mandibular Deciduous Molar Using Platelet-rich Fibrin Augmentation: A Rare Case Report. *Contemp Clin Dent* 2017 Oct–Dec; 8 (4): 647–649. [https://doi.org/10.4103/ccd.ccd\\_370\\_17](https://doi.org/10.4103/ccd.ccd_370_17)
13. DOHAN DM, CHOUKROUN J, DISS A, DOHAN SL, DOHAN AJ, MOUHYI J, et al: Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part II: platelet-related biologic features. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006 Mar; 101 (3): e45–50. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.009>
14. DOHAN DM, CHOUKROUN J, DISS A, DOHAN SL, DOHAN AJ, MOUHYI J, et al: Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part III: leucocyte activation: a new feature for platelet concentrates? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006 Mar; 101 (3): e51–57 <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.010>
15. DOHAN DM, CHOUKROUN J, DISS A, DOHAN SL, DOHAN AJ, MOUHYI J, et al: Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part I: technological concepts and evolution. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006 Mar; 101 (3): e37–44. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.008>
16. FAN Y, PEREZ K, DYM H: Clinical Uses of Platelet-Rich Fibrin in Oral and Maxillofacial Surgery. *Dent Clin North Am* 2020 Apr; 64 (2): 291–303. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.12.012>
17. FLIEFEL R, TRÖLTZSCH M, KÜHNISCH J, EHRENFELD M, OTTO S: Treatment strategies and outcomes of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw (BRONJ) with characterization of patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015; 44: 568–585. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.01.026>
18. GHANAATI S, HERRERA-VIZCAINO C, AL-MAAWI S, LORENZ J, MIRON RJ, NELSON K, et al: Fifteen Years of Platelet Rich Fibrin in Dentistry and Oromaxillofacial Surgery: How High is the Level of Scientific Evidence? *J Oral Implantol* 2018 Dec; 44 (6): 471–492. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-17-00179>
19. JANKOVIC S, ALEKSIC Z, KLOKKEVOLD P, LEKOVIC V, DIMITRIJEVIC B, KENNEY EB, et al: Use of platelet-rich fibrin membrane following treatment of gingival recession: a randomized clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2012 Apr; 32 (2): e41–50.
20. KINGSLEY C: Blood Coagulation: Evidence of an Antagonist to Factor VI in Platelet-Rich Human Plasma. *Nature* 173, 723–724. (1954). <https://doi.org/10.1038/173723a0>
21. KOPPÁNY F, JOÓB-FANCSALY Á, NÉMETH Z, BELIK AA, VASZILKÓ M, VARMUZZA EM, et al: A biszfoszfonátkezelés állcsontnekrózist előidéző kockázatának megítélése CBCT-felvételek alapján [Risk assessment of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw based on CBCT scans]. *Orv Hetil* 2020 May; 161 (21): 867–872. Hungarian. <https://doi.org/10.1556/650.2020.31732>
22. MARX R, CARLSON E, EICHSTAEDT R, et al: Platelet-rich plasma: growth factor enhancement for bone grafts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85: 638–646. [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(98\)90029-4](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(98)90029-4)
23. MIRON R, ZUCHELLI G, PIKOS M, SALAMA M, LEE S, GUILLETTE V, et al: Use of platelet-rich fibrin in regenerative dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig* 2017 Jul; 21 (6): 1913–1927. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2133-z>
24. MURRAY P: Platelet-Rich Plasma and Platelet-Rich Fibrin Can Induce Apical Closure More Frequently Than Blood-Clot Revascularization for the Regeneration of Immature Permanent Teeth: A Meta-Analysis of Clinical Efficacy. *Front Bioeng Biotechnol* 2018 Oct 11; 6: 139. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2018.00139>
25. NAGY P, PÖRZSE V: Preortodontiai kortikocizió és szimultán csont augmentáció a bukkális alveoláris dehiszcencia prevenciójában: Esetismertetés. *Fogorv Szle* 113 (3), 74–81. <https://doi.org/10.33891/FSZ.113.3.74-81>
26. NICOLATOU-GALITIS O, SCHIÖDT M, MENDES R, RIPAMONTI C, HOPE S, DRUDGE-COATES L, et al: Medication-related osteonecrosis of the jaw: definition and best practice for prevention, diagnosis, and treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2019 Feb; 127 (2): 117–135. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2018.09.008>
27. SONI R, PRIYA A, YADAV H, MISHRA N, KUMAR L: Bone augmentation with sticky bone and platelet-rich fibrin by ridge-split technique and nasal floor engagement for immediate loading of dental implant after extracting impacted canine. *Natl J Maxillofac Surg* 2019 Jan–Jun; 10 (1): 98–101. [https://doi.org/10.4103/njms.NJMS\\_37\\_18](https://doi.org/10.4103/njms.NJMS_37_18)
28. SZENTPETERI S, SCHMIDT L, RESTAR L, CSAKI G, SZABO G, VASZILKO M: The Effect of Platelet-Rich Fibrin Membrane in Surgical Therapy of Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw. *J Oral Maxillofac Surg* 2020 May; 78 (5): 738–748. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2019.12.008>

29. TANASKOVIC N: Use of platelet-rich fibrin in maxillofacial surgery. *Contemp Mater* 2016; 7: 1, 45–50. <https://doi.org/10.7251/COMEN1601045T>
30. TRIMMEL B, GYULAI-GAÁL S, KIVOVICS M, JÁKOB NP, HEGEDŰS C, SZABÓ BT, et al: Evaluation of the Histomorphometric and Micromorphometric Performance of a Serum Albumin-Coated Bone Allograft Combined with A-PRF for Early and Conventional Healing Protocols after Maxillary Sinus Augmentation: A Randomized Clinical Trial. *Materials* 2021, 14, 1810. <https://doi.org/10.3390/ma14071810>
31. TRIMMEL B, NAGY Z, GYULAI-GAÁL S: Új terápiás lehetőségek odontomák kezelésében: Esetismertetés. *Fogorv Szle* 114 (1), 26–30. <https://doi.org/10.33891/FSZ.114.1.26-30>
32. WANG X, ZHANG Y, CHOUKROUN J, GHANAATI S, MIRON RJ: Effects of an injectable platelet-rich fibrin on osteoblast behavior and bone tissue formation in comparison to platelet-rich plasma. *Platelets* 2018 Jan; 29 (1): 48–55. Epub 2017 Mar 29. <https://doi.org/10.1080/09537104.2017.1293807>

MAJOR M, TRIMMEL B, POLYÁK M, KOVÁCS D, SZABÓ GY

### The role of the PRF in Oral and Maxillofacial Surgery

#### *Systematic Review*

The method for the production of PRF (Platelet Rich Fibrin) was developed in 2000 and belongs to the second generation of platelet concentrates. Several clinical studies have demonstrated its effectiveness in combination with various bone substitutes. The concentrate is prepared by centrifuging the patient's own blood without addition of anticoagulants, and according to the established protocol. The process yields a fibrin-rich clot of leukocytes and platelets that serves as an extracellular matrix. The growth factors from white blood cells and platelets are released slowly (2–3 weeks), and thus, have a beneficial effect on the wound healing. In this article, the authors present their review of the data available in the main literature and report on potential applications of PRF in dental, dentoalveolar, and maxillofacial surgeries (implantology, bone grafting, dentoalveolar surgery, periodontology, sinus closure, sinus elevation, osteonecrosis, endodontics).

**Keywords:** Platelet Rich Fibrin, Bone Grafting, Bone Albumin, Sinus Lift

## Árkövy József-emlékérmet kapott Dr. Hermann Péter egyetemi tanár

A Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Kar Szak- és Továbbképzési Titkárság szervezésében 2022. szeptember 29. – október 1. között került megrendezésre a háromnapos, kötelező szinten tartó tanfolyam. A tanfolyamon a fogorvosi diplomával megszerezhető szakirányoknak megfelelően, egyszerre három helyszínen zajlottak az előadások.

A rendezvényt Dr. Gerle János, a Szak- és Továbbképzési Titkárság vezetője nyitotta meg. Az első előadó Prof. Dr. Hermann Péter, a Semmelweis Egyetem rektorhelyettese és a Fogpótlástani Klinika igazgatója volt. Előadását követően, Hermann professzor úrnak Dr. Gerber Gábor, a Fogorvostudományi Kar dékánja adta át kimagasló szakmai és szakmapolitikai munkája elismeréseként a Kar által adható legmagasabb díjat az Árkövy József-emlékérmet és jutalomdíjat. Az Árkövy Józsefről elnevezett emlékérem és jutalomdíj díjazottja olyan személy lehet, aki a fogorvosképzésben, kutatómunkában, a betegellátás szervezésében kiemelkedő eredményt ért el.



## Szegedi Fogorvosnapok



1.kép

Nagy örömmel szolgált, hogy a SARS-CoV-2 pandémia miatti kényszerű két év kihagyás után, 2022. szeptember 29–30. között ismét megrendezésre került a Szegedi Fogorvostalálkozó és Tudományos Konferencia, a Szegedi Tudományegyetem Fogorvostudományi Karának több évtizedes múltra visszatekintő, kiemelkedő szakmai rendezvénye, és párhuzamosan a Magyar Gyermekfogászati és Fogszabályozási Társaság (MAGYEFOT) IX. Tóth Pál Vándorgyűlése, melynek idén a Szegedi Tudományegyetem Tanulmányi és Információs Központja adott otthont (1. kép).

Az idei év különlegessége, hogy a fogorvostudomány olyan elismert és rangos nemzetközi szakértői is elfogadták meghívásunkat, akik korábban a magyar szakmai közönség előtt még nem adtak elő. Rendezvényünk célkitűzése volt, hogy a tudományterület hazai és nemzetközi kiválóságainak bevonásával alkalmas teremtünk a szakma aktuális kérdéseit, valamint innovációs lehetőségeit érintő tudományos diszkusszióra. Az előadások az implantológia, a navigált endosebészet, a fogpótlástan, a gyermekfogászat, prevenció, a fogsza-

bályozás és a digitális fogászat területén alkalmazandó legújabb, hatékony eljárások bemutatása, legérdekesebb kérdéseinek megvitatása, valamint mindennapi terápiás kihívások és azok lehetséges megoldásai köré szerveződtek.

A hazai szakmai kiválóságok mellett Franciaországból, Spanyolországból, Németországból, Olaszországból, valamint Horvátországból meghívott előadóink közös jellemzője kivétel nélkül az, hogy mind a napi klinikai gyakorlatban, mind pedig tudományos tevékenységükben szigorú szakmai alapokra építve, választott szakterületük innovatív gondolkodói, akik szintetizáló szemléletükkel az egyes társterületek szakmai vívmányait ötvözve alkalmaznak új terápiás eljárásokat a „think outside the box”, azaz a „gondolkodj másként” szellemében (2. kép).

Figyelemre méltó munkásságuk, és nemzetközi elismertségük révén a neves előadók sorából kiemelkednek Dr. Joseph Choukroun (4.1. kép), szakterületének valódi úttörője, nevéhez fűződik a PRF (Platelet Rich Fibrin) fibrin membrán technológia kidolgozása, Dr. Urbán István (4.2. kép), az Urban Regeneration Institute alapítója



2. kép

és vezetője, a csontbeültetés és a lágyszövet-rekonstrukció hazai kiválósága, Dr. Oliver Boujenah (4.3. kép), dentoalveoláris sebész, a maxillofaciális-szájüregi rehabilitáció kiválósága, aki a funkcionális-esztétikai helyreállítás során sikerrel ötvözi az implantológia, az esztétikai és a digitális fogászat eljárásait, Prof. Dr. Jörg Neugebauer, a University of Cologne oktatója, a digitális fogászat, valamint az implantátumok megbízhatóságának szakértője, Dr. Andres Pascal, a University of Catalonia parodontológia mesterképzésének programigazgatója, valamint a Parodontológia Tanszék adjunktusa, Prof. Dr. Hrvoje Juric, a Zágrábi Egyetem professzora, akinek szakterülete a preventív és gyermekfogászat, és Dr. Lorenzo Tavelli, a Harvard School of Dental Medicine adjunktusa, akinek tudományos érdeklődése elsősorban a mikrosebészeti és minimálisan invazív, lágyszövet-átültetési eljárások.

A szakmai programsorozatot megelőzte szerda este egy pezsgős állófogadás Szeged egyik ikonikus épületében, a REÖK Palotában, ahol a jó hangulatot a Csillag Júlia Quartet biztosította (3. kép). Csütörtök délelőtt, Prof. Dr. Baráth Zoltán SZTE FOK dékán megnyitója után (5. kép), megkezdődött a tudományos és továbbképző programsorozat két szekcióban, melyet több száz regisztrált résztvevő hallgathatott.

A rendezvény fővédnöke, Dr. Latorcai Csaba parlamenti államtitkár (6. kép), területfejlesztési miniszterhe-

lyettes jelenlétével és ünnepi beszédével tisztelte meg rendezvényünket. A program Dr. Csiki Péter, Dr. Nagy Krisztián, Dr. Sidó Levente, Dr. Benyócs Gergely és Mario Bomba előadásaival folytatódott. A csütörtöki nap délutánján került sor a MAGYEFOT Fórumára, ahol a gyermekfogászat és fogszabályozás kérdéseiről kötetlenül, kollegiális légkörben beszélhettek a résztvevők.

A program este a Katedrális Étteremben zárult gálaacsorával, melyhez Szélpál Szilveszter (Szegedi Nemzeti Színház operaéneke) és Rákai András (Miskolci Nemzeti Színház zongoristája) szolgáltatta a jó hangulatot (7. kép).



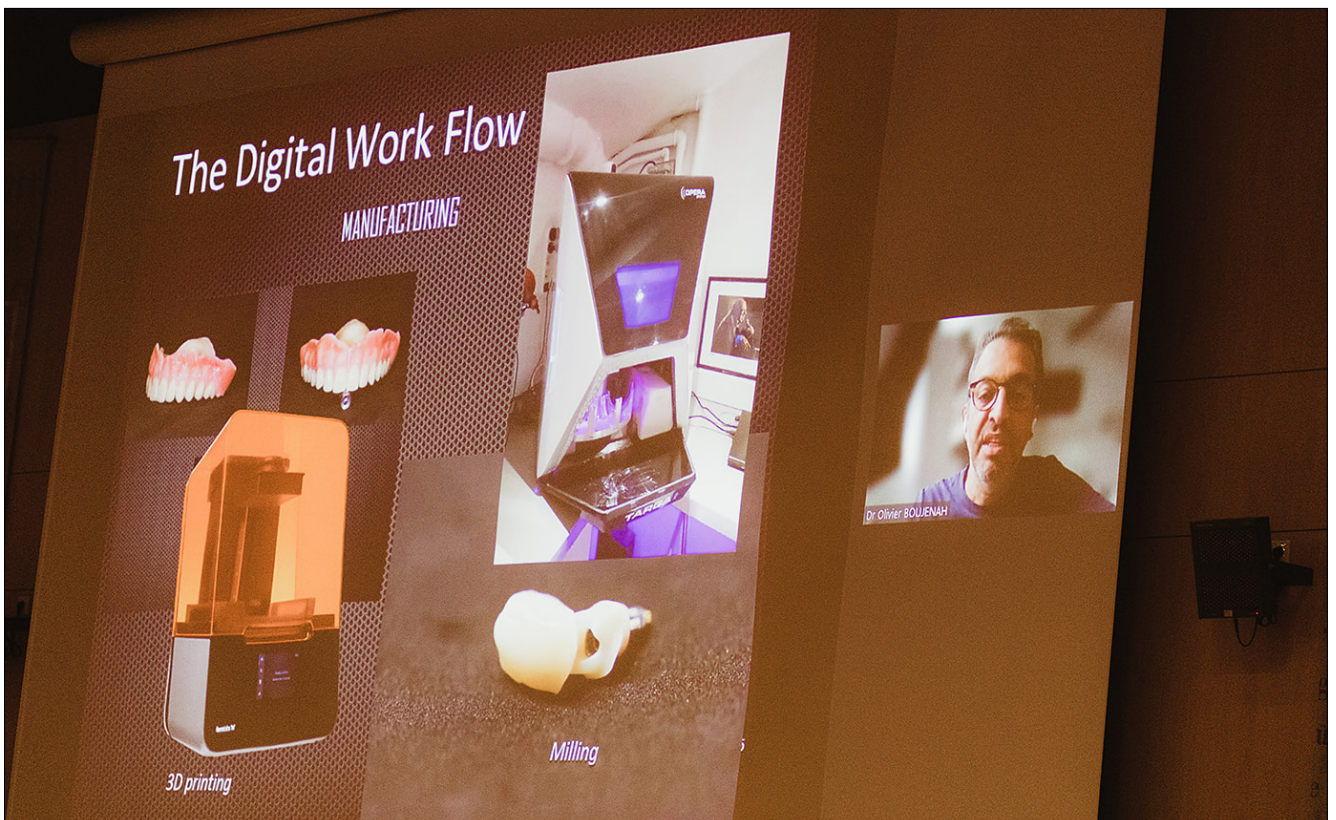
3.kép: Csillag Júlia Quartet



4.1. kép: Dr. Joseph Choukroun



4.2. kép: Dr. Urbán István



4.3. kép: Dr. Oliver Boujenah





5.kép: Megnyitó. Prof. Dr. Baráth Zoltán dékán beszél



6.kép: Dr. Latorcai Csaba

A pénteki nap kiemelt szakmai programeleme, Dr. Bögi Krisztina és Dr. Sidó Levente közreműködésével, a PRF-eljárással végrehajtott alveolus prezerváció, melyet az SZTE FOK dékánja, Prof. Dr. Baráth Zoltán narrált a hallgatóság számára (8. kép). Az élő műtétes bemutatóval célunk volt, hogy az egyébként is gyakorlati kérdésekre választ adó előadások mellett bemutassunk egy olyan új eljárást, melynek szakmai relevanciája vitathatatlan, létjogosultsága a klinikai betegellátásban pedig megkerülhetetlen. Ezzel párhuzamosan a IX. Tóth Pál Vándorgyűlés bejelentett tudományos előadásait hallgathatták meg az érdeklődők. A rendezvény pénteki napján egy dedikált PhD-szekció is megrendezésre került, ahol a fogorvostudományokban és határterületi tudományokban tevékenykedő, a tudományos pályájuk kezdetén lévő fiatal kutatók lehetőséget kaptak, hogy az érdeklődő közönség előtt bemutassák önálló tudományos eredményeiket. A szekcióban a kutatási témák széles vertikuma került bemutatásra; a fogászati implantátumok sikerességét befolyásoló biomolekulák számítógépes modellezésétől kezdve a különféle fogszabályozó készülékek nyálparaméterekre való hatásának vizsgálatán, illetve a nyál diagnosztikus biomarkerként való alkalmazásán át egészen a mikrobiológiai kutatásokig. A PhD-szekció legjobb előadójának járó díjat Dr. Nemes Bálint (Semmelweis Egyetem) kapta. A PhD-szekció során a fiatal kutatók egymás között megvitathatták eredményeiket, és lehetőség nyílt új szakmai kapcsolatok kialakítására, továbbá a klinikumban dolgozók számára is kiváló alkalomnak bizonyult új ismeretek megszerzésére és látképszélesítésre.



7. kép: Szélpál Szilveszter és Rákai András



8. kép: Csoportkép: BögiKrisztina, Sidó Levente, Benyőcs Gergely, Joseph Coukroun



9.1. kép



9.2. kép

A rendezvény az SZTE FOK hallgatói számára is páratlan lehetőséget biztosított, hogy betekintést nyerhessenek jövődóbeli hivatásukba. Bízunk benne, hogy az együtt töltött két nap konferenciánk minden résztvevője számára hasznos szakmai ismereteket tartogatott, és a napi gyógyító gyakorlatban felmerülő legfontosabb kérdésekre megnyugtató válaszokat adott (9.1. és 9.2. kép).

*Prof. Dr. Baráth Zoltán Lajos*  
egyetemi tanár, dékán

*Dr. Stájer Anette*  
egyetemi docens,  
általános dékánhelyettes

*Dr. Gajdács Mórió*  
adjunktus

*Prof. Dr. MadlÉna Melinda*  
egyetemi tanár,  
tudományos dékánhelyettes

*Dr. Kárpáti Krisztina*  
adjunktus

*Dr. Varga-Matusovits Danica*  
adjunktus

## Gera István professzor kitüntetése

*A Semmelweis Egyetem Szenátusa 31/2022. (IV.24) számú határozata értelmében Gera István professzornak az Egyetem legmagasabb elismerését, a Pro Universitate életműdíjat adományozta. A díj, amely önmagában is hatalmas elismerés, olyan részt is tartalmaz, amely annak viselőjét bizonyosan az Egyetem halhatatlanjai sorába emeli. Az életműdíj része a díjazottat ábrázoló festmény, amely inntől az Egyetem Központi Épületének, az Úllői út 26. I. emeletének folyosóján emlékezteti az arra járókat, hogy ki volt az Egyetem azon prominense, akire az utókornak feltétlenül emlékeznie kell, példaképként kell rá tekinteni. A portré Gyémánt László Kossuth-díjas festőművész alkotása. Az alábbiakban Merkely Bélának, a Semmelweis Egyetem rektorának az életműdíj átadásakor, a festmény leleplezésekor elmondott beszédét közöljük.*

Mélyen Tisztelt Professzor Úr! Kedves István!  
Kedves Semmelweis Polgárok!  
Kedves Vendégeink!

*„Az életben az ember elkötelezi magát,  
és ezzel saját portréját rajzolja.”*

Azért idézem a Nobel-díjas francia író, Jean-Paul Sartre gondolatát, mert ma egy olyan ember előtt tisztelgünk, akinél elkötelezettebbet nem ismerek. Gera István professzor úr egész pályája alatt a fogorvostudomány, a magyar és idegen nyelvű fogorvosképzés és a Semmelweis Egyetem érdekében mérhetetlen odaadással és megingathatatlan hűséggel tevékenykedett. Rektorként azt vallom, hogy intézményünk ereje humán erőforrásában rejlik, több mint 250 éves történelmünket pedig olyanok írják, mint Gera István professzor úr. Azok a hajlíthatatlan, egész életüket az egyetemmel összekötő kollégák, akik olyan biztos alapot szolgáltatnak, amelyre a jövő sikerei is épülhetnek.

Ma az ezért érzett hálánkat fejezzük ki. Gera professzor portréja mostantól a Semmelweis Egyetem legnagyobb alakjainak sorában lesz látható. Ők a Pro Universitate életműdíjjal kitüntetettek, akik munkásságukkal hozzájárultak az egyetem fejlődéséhez, célkitűzéseinek megvalósulásához, hazai és nemzetközi hírnevének öregbítéséhez. Ők azok, akiknek életpályája bizonyította, hogy méltóak az egyetem legmagasabb elismerésére. Professzor úr sok évtizedes gyógyító, oktató és tudományos munkájával érdemelte ki ezt, amely során intézetvezetőként, dékánként és egyetemszervezőként is maradandót alkotott. Bár az őt ábrázoló alkotás Gyémánt László művész úr kezét dicséri, de mint Sartre írta, saját portréját ő maga rajzolta meg az elmúlt évtizedek alatt.

Hölgyeim és Uraim!

250 évnél is hosszabb és ma is mindennél erősebb az a láncolat, amely a Semmelweis Egyetem történetét öszszefűzi. Generációról generációra akadnak olyanok, akik az elődök nyomdokain haladva nemcsak megőrzik, de gyarapítják is a ránk hagyott értékeket. Ez szavatolja a folytonosságot és a folytonos fejlődést tudomány, orvoslás, oktatás terén. És ez a záloga annak, hogy a Semmelweis Egyetem mára a világ élvonalába, a legjobb 250 felsőoktatási intézmény közé tartozik. Eredményeink többek között a kiemelkedő színvonalú oktatásunknak és kutatási teljesítményünknek, a nemzetközi vérkeringésben való részvételünknek és nagy arányú külföldi hallgatóinknak köszönhetőek. Professzor úr ezek mindegyikében tevékeny szerepet vállalt.

Gera István a 80-as években több évet töltött az Egyesült Államokban, ahova később vendégoktatóként többször is visszatért. Ma is példaként szolgálhat a fiatalok számára, ugyanis a tengerentúlon megszerzett tudást hazájában kamatoztatta. Egy önálló tudományágat alapozott meg itthon: Professzor úr a modern parodontológia magyarországi megteremtője. A parodontológiai ellátás alig hetven négyzetméteren indult az Arc-Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinika Szájbeteg Osztályán. Mára pedig önálló klinikaként működik, az első önálló ilyen klinikaként Magyarországon. Ez a klinika a Fogorvostudományi Kar zászlóshajója, oktatás, kutatás, betegellátás területén is úttörő, publikációs aktivitása és minősége a legjobbak között van a karon. Emellett professzor úr hatalmas szerepet játszott az angol nyelvű oktatás elindításában – mindez ma odáig fejlődött, hogy több mint 14 ezer hallgatónk harmada külföldi, egyetemünk pedig Európa egyik legjelentősebb angol és német nyelvű képzési intézményévé vált.

Gera Istvának nemcsak a Semmelweis Egyetem, de az egész magyar fogorvos-társadalom sokat köszönhet. A nemzetközi tanulmányai során elsajátított tudást és műtéti eljárásokat a magyar fogorvostudomány és a hazai betegek szolgálatába állította. Több cikluson keresztül volt a Magyar Fogorvosok Egyesületének főtákos és elnöke is, a nemzetközi szakmai szervezetek tagja. Oktatóként, a Parodontológia tankönyv szerzőjeként és szerkesztőjeként pedig sok ezer fogorvos tanítómestere, akik számára neve egyet jelent a parodontológiával. Professzor úrhoz a mai napig órát lehet állítani – bármi történjék, ő 6:12-kor biztos, hogy ott van a klinikán. Az egész életén át tartó tanulásról, a kintjárásról és szorgalomról szóló tanításai azonban nemcsak a tudományra és az orvoslásra érvényesek – hanem az egész életre. Lelkiismeretessége, betegek iránt tanúsított empátiája és odaadása az elmúlt évtizedekben



semmit sem változott. A tehetséges, ambiciózus fiatalokat és kollégáit önzetlenül támogatja, ezt személyes példámon keresztül én is folyamatosan megtapasztalom.

Kedves Professzor Úr, a Semmelweis Egyetem rektoraként valamennyi Semmelweis Polgár nevében örömmel nyújtom át Neked egyetemünk legmagasabb kitüntetését a Pro Universitate életműdíjat. Köszönöm, hogy személyes példamutatásoddal sokunk számára mutatsz példát töretlenül szakmai odaadásból, oktatói elhivatottságból és emberi tartásból.

Isten éltesen nagyon sokáig, Professzor Úr!



## Pályázat Körmöczi-pályadíjra

**2023. februárig pályázhatnak a Körmöczi-pályadíjra 35 évnél fiatalabb, a Fogorvosi Szemlében „eredeti cikk (original article)” rovatban 2022-ben publikáló tagjaink.**

A Magyar Fogorvosok Egyesülete évente pályázaton elnyerhető Körmöczi-pályadíjban részesíti 35 éven aluli tagjainak önálló, színvonalas, tudományos munkán alapuló eredeti közleményeit, melyek a megelőző évi Fogorvosi Szemlében jelentek meg. A pályázatok elbírálásánál az eseti bíráló bizottság döntését követően azt az elnökség egyszerű többségi szavazattal ítéli oda.

A pályadíj három fokozatban elnyerhető, melyek összegei:

- I. fokozat: 200 000 Forint
- II. fokozat: 150 000 Forint
- III. fokozat: 100 000 Forint

(A pályadíj megosztva is átadható.)

A nyertes pályázatok díjainak átadása az MFE konferenciáján, 2022 májusában történik. A cikkek leadásával kapcsolatosan az [MFE weboldalán](#) tájékozódhatnak.

**Pályázni csak a 2021-ben a Fogorvosi Szemlében megjelent, *Eredeti cikk (Original article)* rovatban megjelent közleményekkel lehet.** Kérjük, a közlemény pdf-változatát mellékelje emailés pályázatához. *Esetismertetés (Case report)* és *Összefoglaló cikk (Review)* rovatokban megjelent közleményeket nem lehet benyújtani a pályázatra.

A pályázat beadási határideje: **2023. február 7.**

Pályázatukat, kérjük, e-mailben juttassák el a Fogorvosi Szemle főszerkesztője, Prof. Dr. Hermann Péter részére: [hermann.peter@dent.semmelweis-univ.hu](mailto:hermann.peter@dent.semmelweis-univ.hu)

Magyar Fogorvosok Egyesülete

---

## Baráth Zoltán egyetemi tanári kinevezése

Dr. Baráth Zoltán Lajos a Szegedi Tudományegyetem Fogorvostudományi Kar dékánja és a Fogpótlástani Tanszék vezetője 2022. szeptember 14-én a Sándor-palotában megrendezett ünnepség keretében vette át egyetemi tanári kinevezését.



## Meghívó a Perspektívák a Paro-Implantológiában és a Komprehenzív Fogászatban konferenciára

Kedves Leendő Konferencia-résztevőnk!

Engedje meg, hogy ezúton hívjuk meg a **Magyar Fogorvosok Egyesületének** szervezésében **már 16 éve hagyományosan** megrendezésre kerülő **Perspektívák a Paro-Implantológiában és a Komprehenzív Fogászatban** című konferenciánkra, amelyet **2023. május 4–6.** között Szegeden rendezünk meg az SZTE József Attila Tanulmányi és Információs Központban.

2023. május 4-én, csütörtökön hands-on kurzussal, valamint egy egész napos dentálhigiénikusoknak szervezett eseménnyel kezdjük a programot, amelyet pénteken és szombaton három kontinens kilenc országának kiváló előadói tétéznek.

A rendezvény meghívott előadói:

**Alessandro Pozzi** (Olaszország)  
**Andrea Mombelli** (Svájc)  
**Audrey Camilleri** (Málta)  
**German Gallucci** (USA)  
**Hande Sar Sancakli** (Törökország)  
**Miladinov Milos** (Románia)  
**Serhat Aslan** (Törökország)  
**Tiziano Testori** (Olaszország)  
**Tomas Linkevicius** (Litvánia)  
**Ziv Mazor** (Izrael)

A kiemelkedően értékes szakmai program kiegészítéseként hangulatos gálavacsora biztosít kiváló lehetőséget baráti beszélgetésekre, ami a Hungi Vigadóban kerül megrendezésre 2023. május 5-én, pénteken.

A konferencia **regisztrációja 2023 januárjában indul**. Ez alkalommal is jelentős kedvezményt tudhatnak magukénak a Magyar Fogorvosok Egyesületének tagjai.

MFE regisztráció: <http://mfe-hda.hu/tagfelvetel/>

A rendezvény weboldalán folyamatosan frissítjük a rendezvénnyel kapcsolatos információkat.

Kérjük, látogassanak el a [www.symposiumszeged.com](http://www.symposiumszeged.com) oldalra, és csatlakozzanak a Facebook oldalunkhoz is, [www.facebook.com/SymposiumSzeged!](http://www.facebook.com/SymposiumSzeged!)

Szeretettel várjuk a rendezvényre!

*Prof. Dr. Nagy Katalin*  
a konferencia elnöke  
MFE elnök





**SYMPOSIUM SZEGED**

MAGYAR FOGORVOSOK EGYESÜLETE



Programme includes FDI CE sessions  
Global Continuing Education Programme

# PERSPEKTÍVÁK A PARO-IMPLANTOLÓGIÁBAN ÉS A KOMPREHENZÍV FOGÁSZATBAN

SZEGED, 2023. MÁJUS 4-6.

## ELŐADÓK:

**ALESSANDRO POZZI** Olaszország

**ANDREA MOMBELLI** Svájc

**AUDREY CAMILLERI** Málta

**GERMAN GALLUCCI** USA

**HANDE SAR SANCAKLI** Törökország

**MILADINOV MILOS** Románia

**SERHAT ASLAN** Törökország

**TIZIANO TESTORI** Olaszország

**TOMAS LINKEVICIUS** Litvánia

**ZIV MAZOR** Izrael

## KONGRESSZUSI INFORMÁCIÓK:



Régió-10 Kft.

6722 Szeged, Szentháromság utca 19.

+36 62 710 500

[info@regio10.hu](mailto:info@regio10.hu)

[www.symposiumszeged.com](http://www.symposiumszeged.com)

[www.facebook.com/SymposiumSzeged](https://www.facebook.com/SymposiumSzeged)

## HELYSZÍN:



Szegedi Tudományegyetem  
József Attila Tanulmányi és  
Információs Központ

6722 Szeged, Ady tér 10.

[www.u-szeged.hu/tik](http://www.u-szeged.hu/tik)