

**Doktori (PhD) – értekezés**

**Az üvegszálalás gyökércsapok retenciójának  
vizsgálata**

**Dr. Rajnics Zsolt**

Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

Doktori iskola vezetője: Prof. Dr. Bogár Lajos

Alap- és alkalmazott kutatások fog- és szájbetegségekből

Programvezető: Dr. Nagy Ákos Károly

**Témavezető: Prof. Dr. habil. Radnai Márta**

**SZTE FOK Fogpótlástani Tanszék**

Társ témavezető: Dr. Marada Gyula

**PTE ÁOK Fogászati és Szájsebészeti Klinika, Fogpótlástani Tanszék**



Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar

Fogászati és Szájsebészeti Klinika, Fogpótlástani Tanszék, Pécs

2024

## Tartalomjegyzék

<b>Tartalomjegyzék</b> .....	1
<b>Rövidítések jegyzéke</b> .....	4
<b>1. Bevezetés</b> .....	6
1.1. Endodonciai ellátás és az intraradikuláris csapok kapcsolata .....	6
1.2. Intraradikuláris csapok – történelmi áttekintés.....	7
1.3. Az intraradikuláris csapok osztályozása.....	10
1.3.1. Csapok osztályozása gyártástechnológia szerint .....	10
1.3.1.1. Előregyártott (gyári) csapok .....	10
1.3.1.2. Egyénileg készített csapok.....	10
1.3.2. Csapok osztályozása anyaguk szerint.....	11
1.3.2.1. Fém csapok .....	11
1.3.2.2. Kerámia csapok.....	13
1.3.2.3. Rost megerősített csapok .....	14
1.3.3. Csapok osztályozása alak és felszíni jellegzetesség szerint .....	15
1.3.3.1. Párhuzamos oldalfalú (parallel, cilindrikus) csapok.....	15
1.3.3.2. Kúpos (kónikus) csapok.....	16
1.3.3.3. Cilindrokónikus csapok.....	16
1.3.3.4. Csavarmenetes csapok .....	16
1.3.3.5. Csavarmenet nélküli (sima felszínű) csapok.....	16
1.3.3.6. Üreges kialakítású csapok.....	17
1.4. Az intraradikuláris csapok indikációja .....	18
1.5. Rost megerősített csapok ragasztása .....	22
1.6. Kutatásunk irányai .....	24
1.6.1. A csapok hosszútávú sikerességét befolyásoló faktorok .....	24
1.6.2. Hőtermelés vizsgálata a gyökércsatorna preparálása alatt .....	25
1.6.3. Push-out mérések a csap átmérőjének és gyökércsatorna lokalizációjának függvényében .....	26
<b>2. Célkitűzések</b> .....	28
2.1 Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet <i>in vitro</i> vizsgálata .....	28

2.2	Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata	28
<b>3.</b>	<b>Anyag és módszer</b>	<b>30</b>
3.1.	Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet <i>in vitro</i> vizsgálata	30
3.1.1.	Mintaválasztás	30
3.1.2.	Modellkészítés, fúrósablonok tervezése	30
3.1.3.	Fúrési protokoll	36
3.1.4.	Vizsgálati csoportok	37
3.1.5.	Statisztika	38
3.2.	Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata	38
3.2.1.	Mintaválasztás	38
3.2.2.	Modellkészítés, gyökérkezelési protokoll	39
3.2.3.	Csapelőfúrás és csapragasztás	40
3.2.4.	Minták szeletélése és push-out vizsgálata	42
3.2.5.	Statisztika	45
<b>4.</b>	<b>Eredmények</b>	<b>46</b>
4.1.	Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet <i>in vitro</i> vizsgálata	46
4.2.	Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata	49
<b>5.</b>	<b>Megbeszélés</b>	<b>52</b>
5.1.	Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet <i>in vitro</i> vizsgálata	52
5.2.	Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata	54
<b>6.</b>	<b>Következtetések és eredményeink összefoglalása</b>	<b>57</b>
6.1.	Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet <i>in vitro</i> vizsgálata	57
6.2.	Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata	58
6.3.	Új megállapítások	59
<b>7.</b>	<b>Irodalomjegyzék</b>	<b>61</b>
<b>8.</b>	<b>Publikációs lista</b>	<b>73</b>
8.1.	PhD értekezéssel összefüggő publikációk listája	73
8.2.	PhD értekezéshez nem kapcsolódó publikációk listája	73

8.3. PhD értekezéssel összefüggő konferencia előadások és poszter prezentációk listája .....	74
8.4. PhD értekezéshez nem kapcsolódó konferencia előadások és poszter prezentációk listája .....	75
<b>Köszönetnyilvánítás .....</b>	<b>77</b>

## **Rövidítések jegyzéke**

Rövidítések a szövegben való megjelenés sorrendjében szerepelnek.

**CAD/CAM** – Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (angol), számítógép segítségével tervezett/számítógép segítségével elkészített (magyar)

**Au-Ag-Pd** – Arany-ezüst-palládium ötvözet

**Co-Cr** – Kobalt-króm ötvözet

**Ni-Cr** – Nikkel-króm ötvözet

**bis-GMA** - Biszfenol A-glicidil dimetakrilát

**TEGDMA** - Trietilén-glikol-dimetakrilát

**UDMA** - Uretán-dimetakrilát

**PMMA** – Polimetil-metakrilát

**PBS** – Push-out bond strength (angol), kinyomási kötőerő (magyar)

**PTE** – Pécsi Tudományegyetem

**USA** – United States of America (angol), Amerikai Egyesült Államok (magyar)

**CBCT** – Cone Beam Computed Tomography (angol), kúpsugaras számítógépes tomográfia (magyar)

**3D** – Three-dimensional (angol), háromdimenziós (magyar)

**FOV** – Field of View (angol), látómező (magyar)

**SPSS** - Statistical Product and Service Solutions (angol)

**ANOVA** - Analysis of variance (angol), varianciaanalízis (magyar)

**HSD** - Honestly significant difference (angol)

**ISO** - International Organization for Standardization (angol), Nemzetközi Szabványügyi Szervezet (magyar)

**DC** – Dual-curing (angol), kettős kötésű (magyar)

**kN** - Kilonewton

**MPa** – Megapascal

**N** - Newton

**mm** - Milliméter

**mm<sup>2</sup>** - Négyzetmilliméter

**RPM** - Revolutions per minute (angol), percenkénti fordulatszám (magyar)

**°C** – Celsius-fok

**SD** - Standard deviation (angol), standard deviáció (magyar)

## 1. Bevezetés

### 1.1. Endodonciai ellátás és az intraradikuláris csapok kapcsolata

A fogak endodonciai ellátása lényeges szerepet játszik a megtartó és helyreállító fogászatban. Célja a periodontitis apicalis és szövődményeinek kezelése, illetve megelőzése olyan fogaknál, melyeknél kiterjedt caries, fertőzés vagy sérülés miatt felmerül a pulpai szövet érintettsége [1, 2, 3]. Ez a terápia magában foglalja a pulpa (ép vagy fertőzött) szövetének eltávolítását, a gyökércsatorna rendszer fertőtlenítését és a csatorna lezárását az esetleges reinfekció megakadályozása érdekében [2, 3].

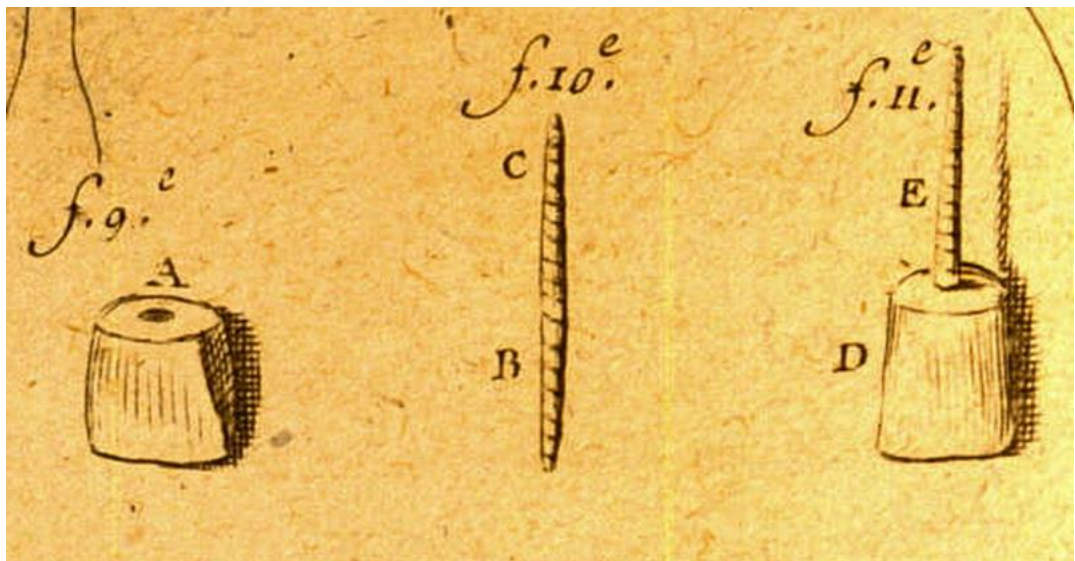
Annak ellenére, hogy a gyökérkezeléseknek magas a sikerességi aránya [4], a gyökértömött fogak elvesztéséhez hozzájárulhatnak a kezelést követő ismételt endodonciai fertőzések, nagy kiterjedésű, nem helyreállítható carieses léziók, a restaurációk hibái, helyrehozhatatlan csücsök- vagy koronatörések, vertikális gyökérfraktúrák, fogágybetegség vagy egyéb kevésbé gyakori okok [2, 3, 5]. Több tanulmány, mely a kezelések sikerességét vizsgálta, kimutatta, hogy a fent említett tényezők közül az endodonciai kezelet fogak elvesztéséért leginkább a helyreállítás és pótlás típusai, módszerei és anyagai a felelősek [6, 7]. A helyreállított gyökérkezelt fogak túlélési vizsgálatai azt mutatják, hogy hosszú távon jelentős szerepe van az intakt foganyag mennyiségének és minőségének [8], valamint a pótlás helyes megválasztásának is [9].

Jelentős foganyag veszteség során nincs elegendő ép foganyag, mely elégséges lenne a definitív pótlás retenciós és ellenállási formájának kialakításához. Ezen fogak kizárólag restauratív tömőanyagokkal hosszútávon nem állíthatók helyre, így szükségessé válik intraradikuláris gyökércsap használata a készülő fogpótlás retenciójának biztosítása érdekében [5].

## 1.2. Intraradikuláris csapok – történelmi áttekintés

Az intraradikuláris gyökércsapok fogászatban való alkalmazása gazdag múltra tekint vissza, amely tükrözi a fogászati technológia és gyakorlat fejlődését. Ezeket a csapokat a fogpótlások stabilitásának biztosítására használják, különösen olyan esetekben, amikor a fog természetes szövetei, koronai része jelentősen megsérült vagy elveszett. A csapok használatának koncepciója az ősi civilizációkig, az ókorig nyúlik vissza, ahol kezdetleges módszereket alkalmaztak az elvesztett fogak stabilizálására és pótlására. A korai próbálkozások olyan anyagokat használtak, mint a fa és az elefántcsont, bár ezek messze nem voltak ideálisak a biológiai kompatibilitás és a tartósság szempontjából.

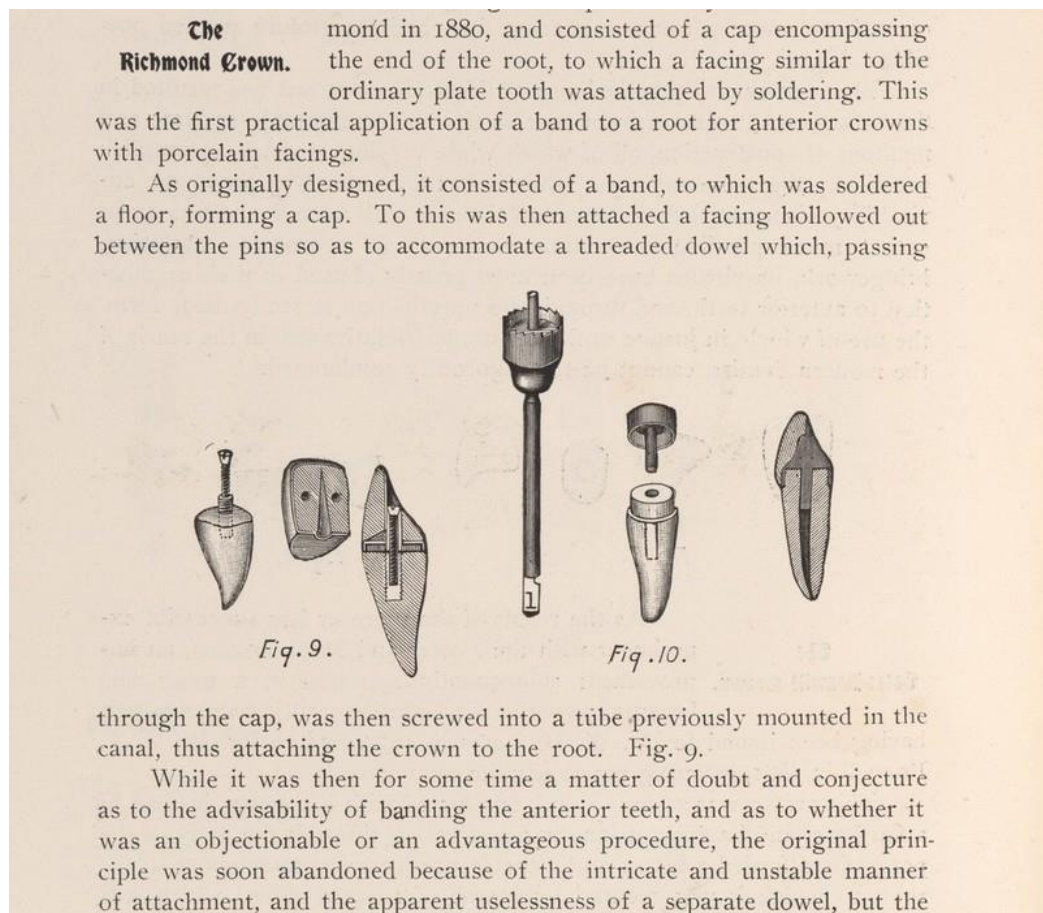
Az első dokumentált orvosi alkalmazásig egészen az újkorig kellett várni, amikor 1728-ban Pierre Fauchard leírta a „csapok” („tenonok”) használatát, melyek apró fémrudak voltak. Ezeket a fogak gyökereibe csavarták koronák és hidak megtartása érdekében [10] (1. ábra).



1. ábra – Pierre Fauchard által leírt „tenon” (francia szó, jelentése „csap”) sematikus ábrázolása (kép forrása: <https://www.biusante.parisdescartes.fr/fauchard/09-15.htm>).



A jelentős előrelépés a 19. században indult, párhuzamosan a fogászati tudomány szélesebb körű fejlődésével. 1839-ben Dr. Edward Maynard mutatta be az első arany csavarozható csapot, amelyet azért tervezett, hogy műfogakat és koronákat rögzítsen a megmaradt fogszerkezethez. Ez az innováció jelentős előrelépést jelentett, nagyobb stabilitást és megbízhatóbb alapot biztosított a helyreállításokhoz. Ezzel egy időben a fogászati „fűrőgépek” fejlődése lehetővé tette a gyökércsatorna pontosabb és hatékonyabb előkészítését, elősegítve az intraradikuláris csapok jobb illeszkedését és működését. A guttapercha bevezetése gyökércsatorna tömőanyagként tovább javította a csapozás sikerét az apikális zárás javításával és a fertőzésveszély csökkentésével [11]. A 19. század végén jelent meg az úgynevezett „Richmond-korona”, mely több darabból álló, forrasztással egyesített, a csapot és a koronát is magában foglaló, porcelán borítású fogpótlás volt [12] (2. ábra).



2. ábra – Az eredeti Richmond-korona sematikus ábrázolása Hart John Goslee

1903-ban megjelent könyvében (kép forrása:

<https://iif.wellcomecollection.org/image/L0082178/full/800%2C/0/default.jpg>).

A 20. században az anyagtudomány gyorsan fejlődött, ami nagymértékben befolyásolta és javította az intraradikuláris csapok kialakítását és hatékonyságát. A század elején széles körben elterjedtek a gyakran rozsdamentes acélból vagy kobalt-króm ötvözetből készült előregyártott csapok. Ezek az anyagok kiváló szilárdságot biztosítottak, de a korrózió és a biokompatibilitás hiánya miatt számos hátrányuk volt [12]. A 20. század közepén bevezetésre kerültek az öntött „csap és mag” (post-and-core) rendszerek. Ezek az egyénileg öntött csapok úgy készültek, hogy az előkészített gyökércsatornáról lenyomatot vettek és a fogtechnikai laboratóriumban öntötték meg a csapot. Ez a megközelítés lehetővé tette a páciensek gyökércsatornáinak egyedi morfológiájához való jobb adaptációt, javítva a pótlások élettartamát és sikerességét arányát [13].

A 20. század második felében és a 21. század elején olyan új anyagok és technikák kerültek bevezetésére, amelyek tovább forradalmasították az intraradikuláris csaprendszereket. Az 1990-es években bevezetett rost megerősítésű kompozit csapok jelentős előnyöket kínáltak a fémcsapokkal szemben [14]. Ezek a rezin mátrixba ágyazott szén-, üveg- vagy kvarcszálakból készült csapok kiváló esztétikumot (szénszál megerősítésű csapok kivételével), jó mechanikai tulajdonságokat és jobb biokompatibilitást biztosítottak, mint a fém csapok. A dentin rugalmassági modulusához is jobban illeszkedtek, csökkentve a gyökértörések kockázatát [15, 16, 17]. Emellett az adhezív fogászat fejlődése szintén döntő szerepet játszott az intraradikuláris csapok sikerében. A modern ragasztórendszerek jobb kötést tesznek lehetővé a csapok, a gyökércsatorna-dentin és a koronális restauráció között, növelve a pótlás általános rögzülését és tartósságát [16, 17, 18].

Napjainkban a digitális technológiákat, mint például a CAD/CAM rendszereket, egyre gyakrabban használják precíz illeszkedéssel és optimális esztétikai eredménnyel rendelkező egyedi csapok készítésére [19, 20]. A jövőbeni kutatások valószínűleg a csapokhoz használt anyagok fejlesztésére, mechanikai tulajdonságaik javítására, valamint a környező szövetek gyógyulását és regenerálódását elősegítő bioaktív anyagok felhasználására összpontosítanak. Ezen túlmenően a képalkotás és a digitális tervezés újításai tovább javíthatják a csapok behelyezésének pontosságát és eredményességét [15, 21].

### 1.3. Az intraradikuláris csapok osztályozása

Az intraradikuláris csapok osztályozása történhet a gyártástechnológia (gyári vagy egyéni készítés), az anyag (fémötvözet, kerámia és rost megerősített kompozit), a forma (párhuzamos, kónikus és cilindrokónikus) és a felszíni jellegzetesség (sima felszínű (passzív), csavarmenetes, szemcsés, recés (aktív) és üreges) alapján. Mindegyik jellemző befolyásolja a tulajdonságaikat és a különböző klinikai helyzetekben való felhasználásukat [22].

#### 1.3.1. Csapok osztályozása gyártástechnológia szerint

##### 1.3.1.1. Előregyártott (gyári) csapok

A többféle méretben és formában kapható előregyártott csapokat gyárakban, ipari körülmények között állítják elő, így lenyomat nélkül, egy ülésben is a gyökércsatornába rögzíthetők (3/A., 3/D., 5/A., 5/B. és 5/C. ábra). Alkalmazásuk kényelmes és költséghatékony, de nem illeszkednek olyan pontosan a gyökércsatornában, mint az egyénileg készített csapok (3/B., 3/C. ábra és 4. ábra). A pontatlanság jelentkezhethet a koronális, bemeneti területen (résképződés, vastagabb ragasztócement réteg szükséges), illetve apikálisan is (nagyobb dentin elvétellel járhat a gyökér preparálása). Anyaguk szerint készülhetnek fémötvözetekből, kerámiából és rost megerősített kompozitból is [22].

##### 1.3.1.2. Egyénileg készített csapok

Az egyénileg készített csapok precíziós lenyomat vagy intraorális szkennelés alapján készülnek fogtechnikai laboratóriumban, amit az előkészített koronális fogfelszínről és gyökércsatornáról veszünk. A precíziós vagy digitális mintán elkészült egyedi mintázat alapján a fogtechnikus elkészíti a csatorna formájához tökéletesen illeszkedő csapmúcsont (post-and-core) egységet, mely helyreállítja a hiányzó koronális struktúrát,

illetve a preparált csomk formát is [22]. Ezek a csapok kiváló illeszkedést biztosítanak, ami különösen hasznos szabálytalan alakú csatornák vagy kiterjedt fogkárosodás esetében [23]. Általában fémötvözetekből készülnek öntés útján (3/B. és 3/C. ábra), CAD/CAM (marás és lézerszinterezés) technológia révén fémötvözetből, cirkónium-dioxidból (4. ábra) és hibridkerámiából, valamint rostmegegerősített kompozitból egyéni formázással [22].

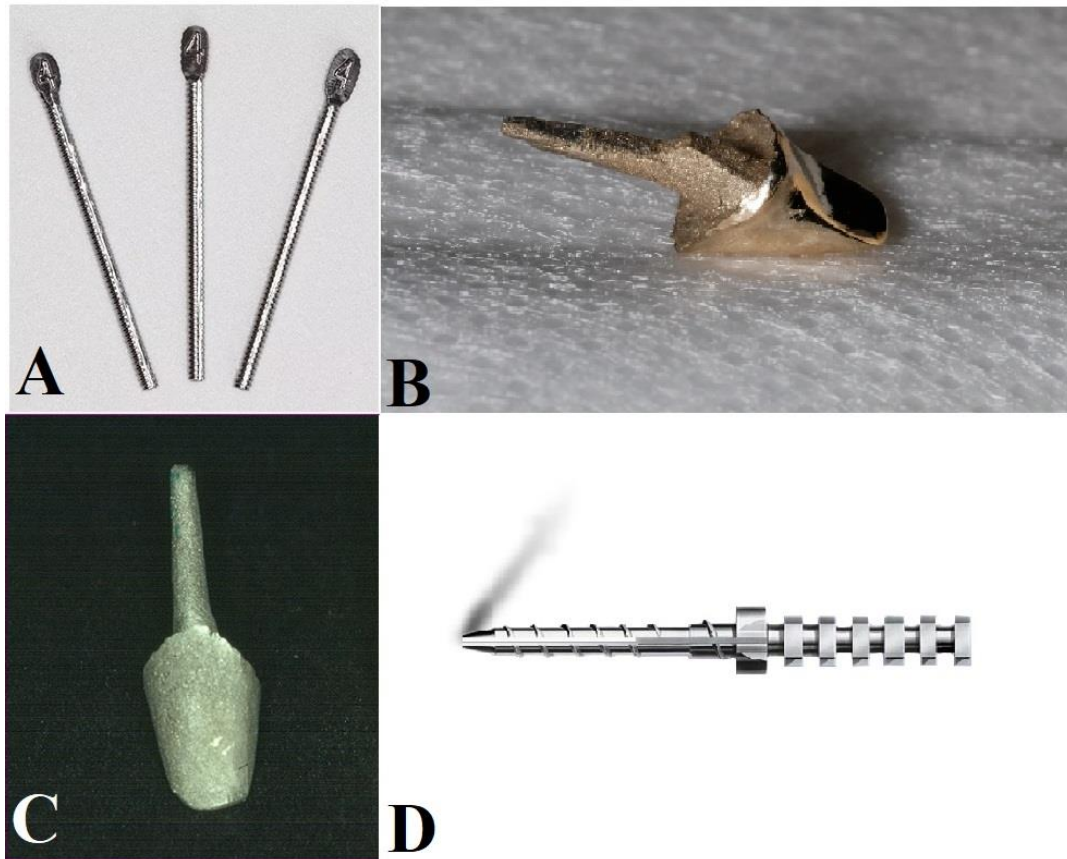
### 1.3.2. Csapok osztályozása anyaguk szerint

#### 1.3.2.1. Fém csapok

Fémötvözetekből készülhetnek gyári és egyéni öntött csapok is. Közös jellemzőjük a magas szilárdság és keménység, valamint színük miatti esztétikai hátrány [22].

A fémötvözetekből készült gyári csapok használata ellenjavalt a gyökércsatorna alakját nem követő (párhuzamos, körszimmetrikus) és csavarmentes kialakításuk miatt. Habár a csavarmenet fokozza a fémcsapok retencióját, behelyezésük repesztő hatással bír, mely feszültséget okoz a gyökérdentinben, növelve a gyökérfraktúra valószínűségét. Használatuk kizárólag ideiglenes jelleggel ajánlott. Készülhetnek rozsdamentes acélból (3/A. ábra) és titánból (3/D. ábra) is [22].

Az egyéni öntött csapok előnyös tulajdonsága, hogy a gyökércsatorna alakját pontosan követik (egyenletes ragasztócement réteget biztosítva), valamint felszíni simaságuk, ami nem okoz feszültséget a dentinben beragasztásuk során. A fogak preparálásakor figyelni kell arra, hogy alámenős területek nem maradhatnak sem a koronai részben sem a gyökércsatornában. Anyaguk alapján megkülönböztetünk nemesfém ötvözetből (aranyötvözetekből (3. és 4. típus) és takarékaranyból (Au-Ag-Pd)) (3/B. ábra) és nem-nemesfém ötvözetből (Co-Cr és Ni-Cr) (3/C. ábra) készült csapokat [22].



3. ábra – Különböző fém intraradikuláris csapok. A: Rozsdamentes acél gyári csap. B: Egyénileg öntött arany csapos műcsonk. C: Egyénileg öntött Co-Cr csapos műcsonk. D: Titán gyári csap. (Képek forrásai: A: <https://www.henryschein.com/us-en/images/Dental/stainless-steel-dental-posts.jpg>; B: <https://i0.wp.com/www.rickglassmandds.com/wp-content/uploads/2012/04/41.jpg>; C: saját fotó; D: [https://cdn11.bigcommerce.com/s-cff2npbnfd/images/stencil/1280x1280/products/18588/50153/flexiflange-yellow-0-titanium-post-refill-10-d-19352\\_\\_60514.1691967727.jpg?c=1](https://cdn11.bigcommerce.com/s-cff2npbnfd/images/stencil/1280x1280/products/18588/50153/flexiflange-yellow-0-titanium-post-refill-10-d-19352__60514.1691967727.jpg?c=1))

### 1.3.2.2. Kerámia csapok

A kerámia csapok oxid-kerámiákból (pl. cirkónium-dioxidból) és hibridkerámiából készülnek előregyártott és egyénileg készülő (CAD/CAM, szilikát kerámiák esetében préskerámia eljárással is) formában [19, 20]. Ezek a csapok foghoz hasonló színűeknek köszönhetően esztétikusabbak, összehasonlítva a fémekből készült csapokkal, így főleg front régióban (felső nagymetszők és szemfogak) használhatóak. A kerámiából készülő csapok biokompatibilisek és korrózióállóak is, azonban törékenyek és rigidek, és gondos kezelést igényelnek a behelyezés során (4. ábra) [24]. Készítésük során szükséges a koronális alámenős területek eltávolítása. Fémallergiában szenvedő páciensek esetében biztonságos kezelési opciót nyújtanak [19, 20, 22].



4. ábra – Egyéni CAD/CAM cirkónium-dioxid csap (kép forrása: [24] cikk).

### 1.3.2.3. Rost megerősített csapok

A rost megerősített csapok az 1990-es évek elején jelentek meg a fogászati termékek piacán. A gyári fémcsapokhoz hasonlóan előfűrők segítségével történik a gyökércsatorna megmunkálása, majd a csap ugyanabban az ülésben, kizárólag adhezív technológiával ragasztható, illetve a csonk is felépíthető [22, 25].

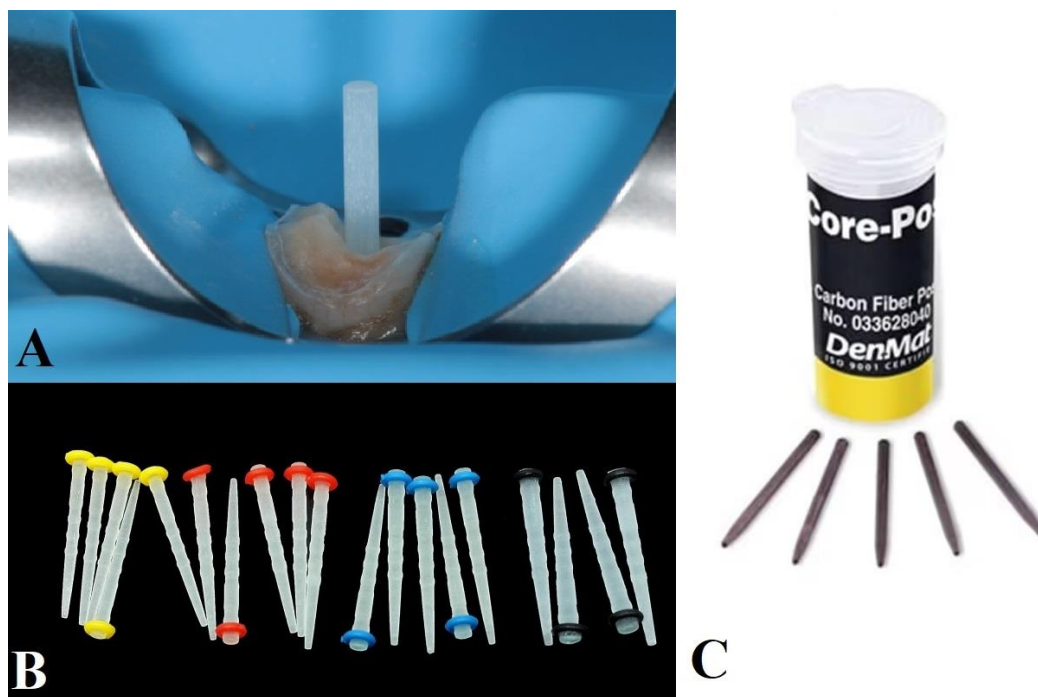
Összetételük alapján két fő részből, polimer mátrixból és az abba ágyazott rostokból állnak. A két elem típusa, a rost mennyisége és lefutása határozza meg a csap tulajdonságait. A polimer mátrix, mely lehet műgyanta-, dimetakrilát- (bis-GMA, TEGDMA, UDMA) és polimetilmetakrilát- (PMMA) alapú, felelős a csap rugalmasságáért és flexibilitásáért, míg a rostok (üveg-, kvarc-, szénszál vagy cirkónium-dioxid) felelősek a merevségért [25].

Előnyük, hogy beragasztás után a kompozitcsap-adhezív rezin cement-gyökérdentin monoblokk-ként viselkedik, mivel fizikai tulajdonságaik, különösen rugalmassági modulusuk, megegyeznek. Legfőbb előnyük, hogy a rágóterhelés hatására bekövetkező gyökérfraktúra esélye (a többi anyaggal összehasonlítva) kisebb [15, 16, 17, 18, 25].

Leggyakrabban használt csap típus az üvegszál megerősített csap. Az üvegszál jó esztétikumot, a természetes dentinhez hasonló rugalmasságot, kiemelkedő szakító- és nyomószilárdságot és kiváló biokompatibilitást kínál (5/A. ábra) [25, 26].

Az üvegszálas csapokhoz hasonlóan a kvarcszálas csapok is nagy szilárdságot és kiváló esztétikumot biztosítanak. Az üvegszállal megerősített csapokhoz hasonlóan ezek is kisebb valószínűséggel okoznak gyökértörést, és ugyancsak kompatibilisek az adhezív ragasztási technikákkal (5/B. ábra) [22, 25, 26].

A szénszál megerősített csapok erősségükről és merevségükről ismertek, sötét-fekete színük miatt azonban nem esztétikusak. Jó mechanikai tulajdonságokkal rendelkeznek, mely miatt kiváló választás lehet moláris fogak számára (5/C. ábra) [22, 25, 26].



5. ábra – Rost megerősített intraradikuláris csapok. A: Üvegszál megerősített csap. B: Kvarcszál megerősített csap. C: Szénszál megerősített csap. (Képek forrásai: A: saját fotó; B: [https://ueeshop.ly200-cdn.com/u\\_file/UPAU/UPAU271/2208/11/products/IMG20220617161911-1d06.jpg](https://ueeshop.ly200-cdn.com/u_file/UPAU/UPAU271/2208/11/products/IMG20220617161911-1d06.jpg); C: [https://www.henryschein.com/Products/1907459S\\_600x600.jpg](https://www.henryschein.com/Products/1907459S_600x600.jpg)).

### 1.3.3. Csapok osztályozása alak és felszíni jellegzetesség szerint

#### 1.3.3.1. Párhuzamos oldalfalú (parallel, cilindrikus) csapok

Ezek a csapok hossz tengelyük mentén egyenletes átmérővel rendelkeznek, hosszmetsetben a falaik párhuzamosak egymással. Kiváló rögzítést biztosítanak, viszont a stresszkoncentrációjuk nagyobb, így gyakrabban vezethetnek gyökértöréshez. Ezek használata több foganyagelvéttel jár a gyökércsatorna preparálása során, ami gyengítheti a megmaradt fogszerkezetet, így a fraktúra, illetve perforáció esélye is növekszik (3/A. ábra) [22].



#### 1.3.3.2. Kúpos (kónikus) csapok

A kúpos (kónikus) csapok a foggyökér természetes alakját utánozzák, és apikális irányban keskenyednek. Kevesebb foganyag eltávolítást igényelnek, és könnyebben beilleszthetők a gyökércsatornába. A párhuzamos oldalfalú csapokhoz képest azonban kisebb a rögzülésük [22].

#### 1.3.3.3. Cilindrokónikus csapok

Az előző két típus ötvözése. Az apikális része kúpos kialakítású, míg a koronális rész párhuzamos. Mindkét alak előnyös tulajdonságait egyesíti. Legtöbb ma használt gyári csap cilindrokónikus kialakítással rendelkezik (5/A. és 5/C. ábra) [22].

#### 1.3.3.4. Csavarmenetes csapok

Ezek a csapok hossz tengelyük mentén menettel rendelkeznek, hasonlóan a csavarokhoz, amelyek kiváló tartást biztosítanak a gyökércsatorna falával való makromechanikai érintkezés révén. Azonban belső feszültségeket okozhatnak, és növelhetik a gyökértörés kockázatát. Felszínük lehet barázdált vagy peremmel ellátott a rögzülés javítása céljából (3/A. és 3/D. ábra). Kizárólag a gyári fém csapok rendelkeznek csavarmenettel [22].

#### 1.3.3.5. Csavarmenet nélküli (sima felszínű) csapok

Előző csoporthoz képest a csap felszíne sima, azon felszíni struktúra nem található. Kizárólag mikromechanikai rögzítésre alkalmasak (5/A. és 5/C. ábra). Sima felszínű az összes egyénileg készített csap, illetve a gyári, fémmentes csapok [22].

#### 1.3.3.6. Üreges kialakítású csapok

A közelmúltban epoxy rezin műgyantába ágyazott szilícium-dioxid mikroszál megerősítésű, egyedi tulajdonságú csapokkal történtek *in vitro* vizsgálatok. A csap hossz tengelyének megfelelően egy üreges, henger alakú csatorna található, ami a teljes hosszban végighaladva, anyaghordozóként funkcionál, lehetővé téve a csap egylépésben történő behelyezését és a gyökércsatorna feltöltését kompozit cementtel. Mechanikai jellemzőik hasonlóak a hagyományos rost megerősített csapokéhoz (6. ábra) [27].



6. ábra – Üreges kialakítású csap (Techole®, Isasan, Rovello Porro, Olaszország)  
(kép forrása: [27] cikk).

#### 1.4. Az intraradikuláris csapok indikációja

Intraradikuláris gyökércsapok készítésének számos feltétele van. Szükséges, hogy az adott fog rendelkezzen egy komplett, falálló, gyökércsúcsig érő gyökértöméssel. A periapikális területek kóros elváltozásoktól mentesek legyenek. A minimális gyökérhossz érje el a 8-10 mm-t, valamint a fog klinikai koronai részén legyen minimum 1,5-2,0 mm magas ép dentinszövet [22].

Zarow és mtsai. 2018-ban klasszifikációba foglalták a csaphasználat szükségességét. Besorolásuk fő szempontként a klinikai korona állapotát vizsgálja a sikeres, radiológiai kontrollált endodonciai beavatkozást követően: mekkora százalékban megtartottak a korona keményszövetei, az ép axiális falak száma és olyan mennyiségű ép foganyag megléte, amin a tervezett korona a csap koronai részével együtt biztonságosan elhorgonyozható úgy, hogy a korona széle ép dentinen záródjon. Továbbá fontos különbséget tenni az egyes fogak funkciója és állcsonton belül elfoglalt helye között is. Ezek a faktorok könnyen meghatározhatók és mérlegelhetők intraorális vizsgálat során, lehetővé téve, hogy a fogorvos megfelelő kezelési tervet készítsen. Fent említett szempontok alapján öt csoportba sorolták a gyökérkezelt fogakat [28].

A 0. osztályba tartoznak azok a fogak, melyek klinikai koronája több, mint 50%-ban megtartott és legalább 3, vagy több ép axiális fallal rendelkeznek (6/A. ábra). Ebbe a csoportba tartoznak az okkluzális, mezio-okkluzális, disto-okkluzális, bucco-okkluzális és oro-okkluzális üregek. Ilyen kavitások esetén nem szükséges csap használata a fog helyreállítása során, amennyiben 50%-nál kisebb a foganyag veszteség. A meglévő fogszövet és a pulpakamra anatómiájának kihasználása megfelelő retenciót biztosít a restauratív anyag számára (6/B. ábra) [28].



6. ábra – 0. osztályba tartozó kavitás. A: Üregalakítás és endodontiai ellátás után. B: Restaurációt követően. (képek forrása: Dr. Németh Kristóf György)

Az 1. osztályban a foganyag veszteség meghaladja a klinikai korona 50%-át, valamint 2, vagy kevesebb ép axiális fallal rendelkezik a fog (7. ábra). Ilyen esetekben javasolt gyökércsap használata, elsődleges választásként rostmege erősített csap [28].



7. ábra – 1. osztályba tartozó kavitások (kép forrása: saját fotó).

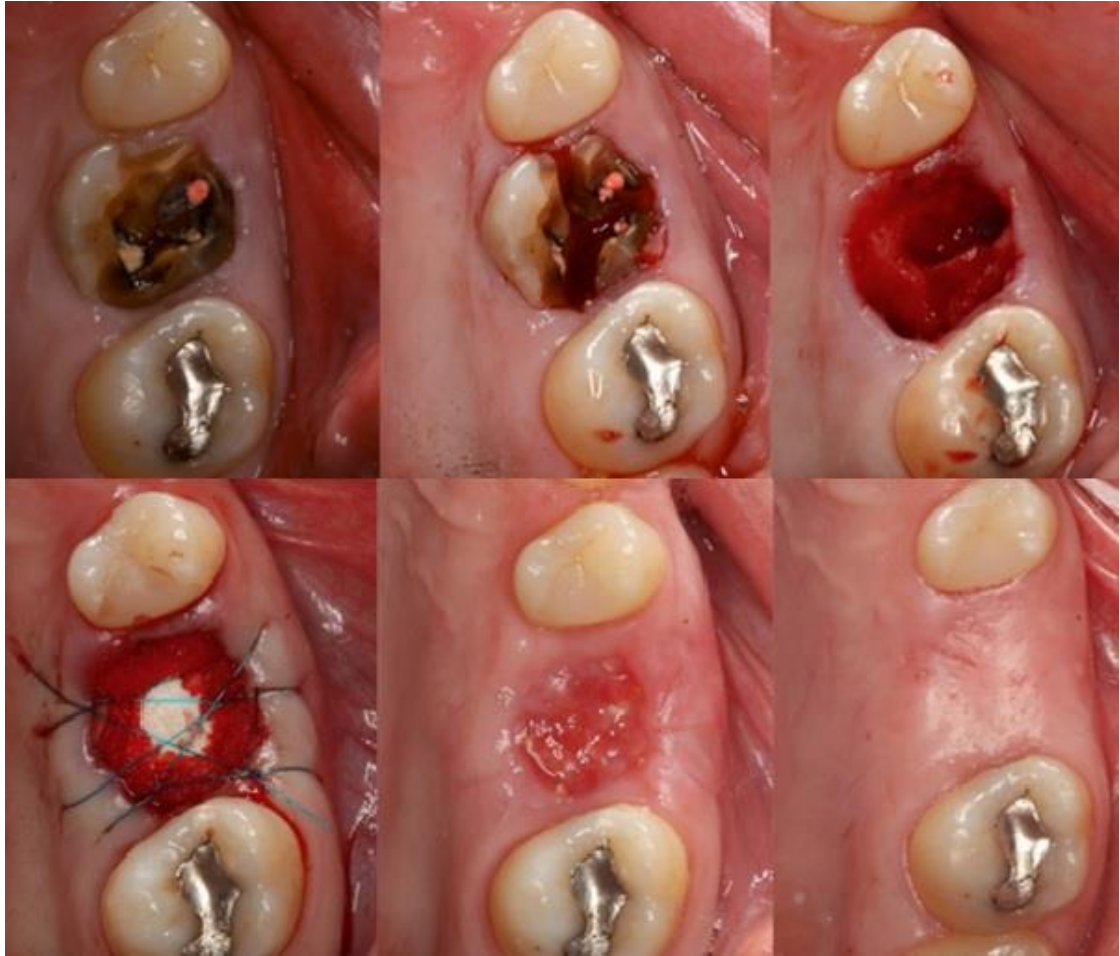


8. ábra – 2. osztályba tartozó kavitás (kép forrása: Dr. Németh Kristóf György).

2. osztály esetén a nyaki foganyag részleges vagy teljes hiánya nem teszi lehetővé a csap azonnali behelyezését (8. ábra). Ilyen esetekben szükséges sebészeti csont hosszabbítás (moláris fogak esetén) vagy ortodonciai extrúzió (frontfogak esetén) alkalmazása. Ez számos hátránnyal bír: páciens szempontjából növeli a kezelés költségét és idejét, továbbá több beavatkozással jár. Biomechanikai szempontból csökken a korona-gyökér arány, valamint további foganyagvesztéssel jár (főként sebészeti csont hosszabbítás esetén), csökkentve a töréssel szembeni ellenállást. Ortodonciai extrúzió, gingivális lágyszöveti műtéttel kiegészítve, megfelelő kapcsolatot képes létrehozni a gingiva és a pótlás széle között [28].

3. osztályban az ép foganyag hiánya esetén, amennyiben a páciens ragaszkodik a fog helyreállításához vagy tengelykorrekció szükséges, öntött fém csap alkalmazható, melyhez ideális választás nemesfémötvözet (elsődlegesen arany vagy ezüst-palládium). Kutatások alapján ilyen esetekben a rostmege erősített csapok és kompozit felépítményeik élettartama alacsony, mechanikai stresszre nagymértékű deformációval válaszolnak, mely hosszabb távon a csap töréséhez vezet. Az öntött fémcsapok a dentinhez képest jelentősen eltérő mechanikai tulajdonságaik miatt, nagyobb terhelést adnak át a gyökérre a csap mentén, növelve a végzetes kimenetelű gyökértörés esélyét. További hátrányuk a kezelési idő növekedése, valamint a kezeléseket közötti esetleges bakteriális reinfekció esélyének növekedése (ideiglenes tömés vagy korona sérülése miatt) [28].

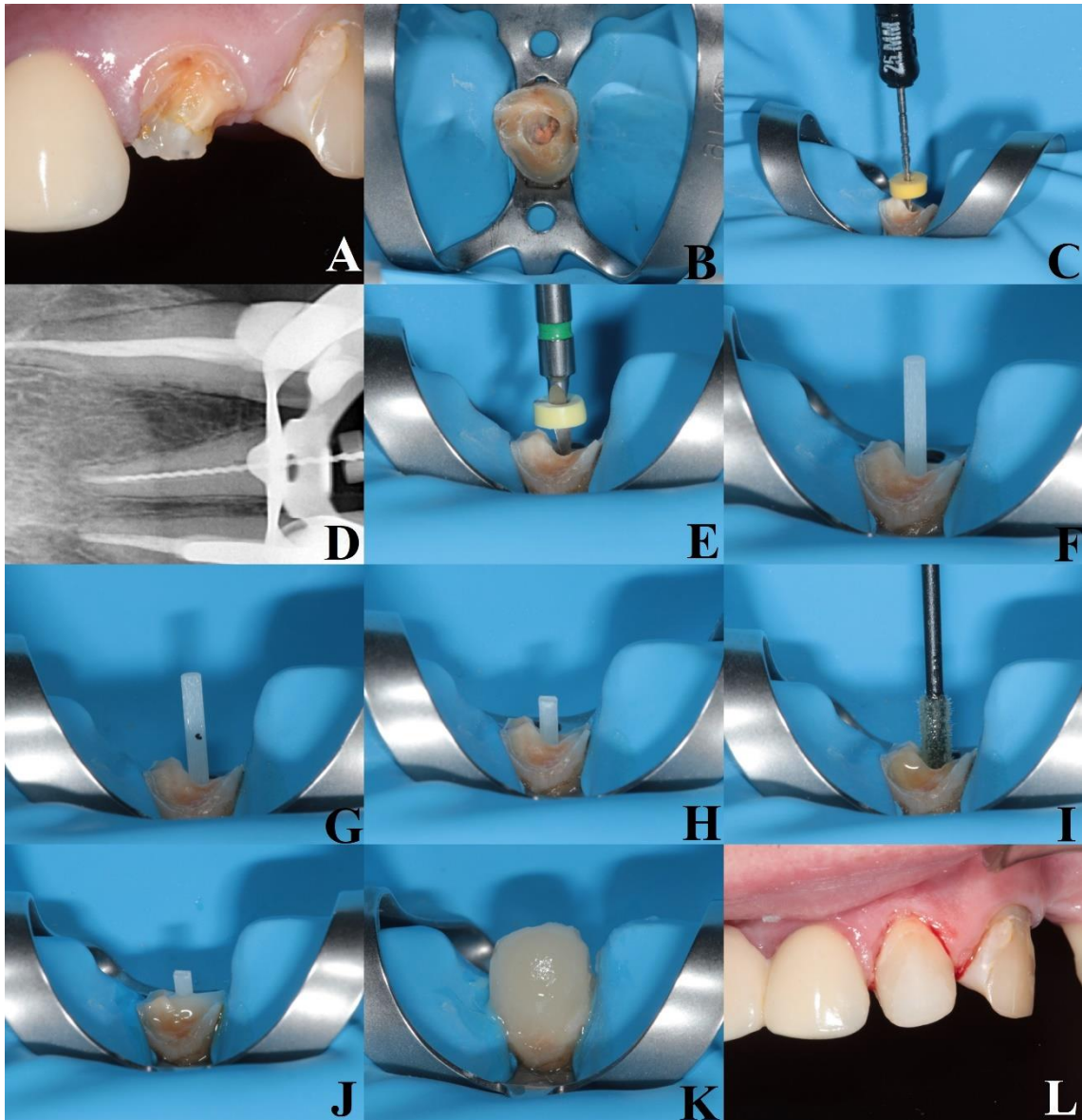
4. osztály esetén a fog helyreállítása komplikált, a hosszútávú megtarthatóság és az eredmény kérdéses: jelentős foganyagvesztés, az ép cervikális dentinszövet teljes hiánya, sebészeti csont hosszabbítás, ortodonciai extrúzió nem lehetséges (9. ábra). Ilyen esetekben javasolt a fog szájsebészeti eltávolítása, majd implantációs protetikai vagy rögzített hídpótlással történő definitív helyreállítás [28].



9. ábra - 4. osztályba tartozó klinikai eset (kép forrása: [28] cikk).

#### 1.5. Rost megerősített csapok ragasztása

A klasszifikáció alapján a klinikai esetek többségében rost megerősített csap használható [28], így kutatásunk témái is ebben az irányban haladtak. A rost megerősített csapok ragasztásának klinikai lépéseit a 10. ábra mutatja be. 10/A ábrán látható a kiindulási állapot (2.2 fog korona fraktúra, mely epilepsziás roham következménye volt). Sikeres endodonciai ellátást követően első lépésként gondoskodni kell a fog megfelelő izolálásáról. Adhezív ragasztási protokoll miatt feltétlen szükséges abszolút izolálás alkalmazása, mely kofferdammal érhető el (10/B. ábra) [29, 30, 31]. Azon túl, hogy védi a fogat a kezelés közben elérő folyadékoktól (nyál, vér stb.), kiemeli számunkra a műtéti területet is [29, 30, 31, 32]. Következő lépésként kézi és forgó műszerek, kémiai ágensek segítségével eltávolításra kerül a korábban behelyezett gyökértömő anyag (10/C. ábra).



10. ábra – Rost megerősített csap ragasztása a klinikumban (képek forrásai: saját fotók).

Az apikális lezárás biztosítása érdekében szükséges, hogy a gyökércsatornában 4-5 mm guttapercha maradjon vissza [33, 34], amit röntgenfelvételen tudunk ellenőrizni (10/D. ábra). A periapikális felvételen ezen túlmenően ellenőrizhető, hogy a gyökércsatorna falán nem maradt-e vissza gyökértömőanyag, mely gátolná az adhezív ragasztást [35, 36]. A preparálás folytatásaként a megállapított munkahosszon forma fűrészek használhatók, mellyel ki lehet alakítani a csap átmérőjének és formájának megfelelő üreg morfológiát (10/E. ábra). Az előregyártott csapok hátránya, hogy a gyökércsatornát alakítják a csap formájához, így pontatlanság jelentkezik a koronális, bemeneti területen



(részképződés, vastagabb ragasztócement réteg), illetve apikálisan is (nagyobb dentin elvétellel járhat a preparálásuk) [28, 37]. Üregalakítást követően sor kerül a csap bepróbálására (10/F. ábra), koronális hosszának bejelölésére (10/G. ábra) és méretre vágására (10/H. ábra). Szükséges, hogy minimum 1,0 mm csonkfelépítő anyag fedje a csap koronális felszínét, mely védi a rostokat a nedvességtől. A csapfelszín tisztítását és szilanizálását, valamint a gyökércsatorna kondicionálását (10/I. ábra) követően sor kerül a csap gyökércsatornába való ragasztására duál-kötésű beragasztóanyag segítségével (10/J. ábra). Végző lépésként megtörténik a fog klinikai koronájának felépítése (10/K. ábra) a kezelési tervnek megfelelően, majd a fog koronai részének kidolgozása (10/L. ábra).

## 1.6. Kutatásunk irányai

### 1.6.1. A csapok hosszútávú sikerességét befolyásoló faktorok

A rost megerősített csappal helyreállított gyökértömött fogak leggyakoribb hibalehetőségét a csap elválása (debonding) okozza a beragasztást követően a gyökércsatorna dentin és a csap határfelületén [38, 39, 40]. A gyökércsatornán belüli retenciót számos tényező befolyásolja: a csap típusa (anyag, átmérő, forma), ragasztási protokoll, az alkalmazott eljárások (intraradikuláris preparálás, izolálás stb.) és a gyökércsatorna konfigurációja [5, 38, 39, 41].

Kutatásaink során kettő, a szakirodalomban kevésbé tárgyalt és dokumentált tényezőt vizsgáltunk.

Első vizsgálatunkban arra kerestük a választ, hogy okoz-e káros hőmérséklet-emelkedést a gyökércsatornában végzett preparálás. Legtöbb csaprendszer gyártói utasítása szerint intraradikuláris preparálás során nem kell vízűtést alkalmaznunk. Célunk volt, hogy megvizsgáljuk, illetve összehasonlítsuk a vízűtés nélküli és különböző hőmérsékletű hűtőfolyadékkal történő preparálás hőmérséklet-változását.

Habár a szakirodalomban a retenciót befolyásoló számos faktort vizsgáltak, kevés kutatás foglalkozott a csap átmérőjének szerepével, valamint ehhez kapcsolódóan a gyökérrégiók közötti különbséggel. Második vizsgálatunk ezekre a paraméterekre

koncentrált. Kutatásunk során egy csaprendszer különböző átmérőjű csapjainak egységnyi ragasztási felületre számolt kinyomási értékét vizsgáltuk, miközben a többi faktort (gyökércsatorna előkészítés, ragasztási protokoll) nem változtattuk meg. Az átmérők összehasonlításán túl vizsgáltuk az egyes gyökérrégiók közötti különbségeket is.

### 1.6.2. Hőtermelés vizsgálata a gyökércsatorna preparálása alatt

A keményszövetek nagy sebességű rotációs műszerekkel történő előkészítése hőt termel, ezért a preparálási terület megfelelő hűtését biztosítani kell a környező szövetek járulékos hőkárosodásának elkerülése érdekében [42]. A hőtermelést és hűtést széles körben vizsgálták a fogászati implantátum helyének előkészítése során, beleértve a navigált implantátum behelyezést is. Számos vizsgálat kitért arra is, hogy a műtéti sablon milyen mértékben változtatja meg a vízhűtés hatékonyságát [43]. A dentinben végzett navigációs endodonciai fúrás körülményei azonban nagymértékben eltérnek a csontban végzett navigációs implantátum-előkészítéstől [42, 44, 45].

A navigált gyökérkezelés indikációja a szűk és/vagy elmeszesedett gyökércsatorna, mivel ezekben az esetekben a hagyományos preparáló eszköz nagy ellenállásba ütközik [46]. Ez több hőtermeléshez vezet, mint az implantációs hely előkészítése esetén a csontban, amely általában puhább, mint a dentin [47]. Bár a csont nem különösen jól vaszkularizált szövet, véráramlása csökkentheti a kollaterális hőkárosodást, ellentétben a dentinnel, amelynek nincs vérrellátása [48]. Csont esetében a termikusan érintett szövet a preparálás helyén van, míg gyökércsatorna-preparációnál a teljes gyökérhártyát védeni kell a keletkező hőtől, hőhatásoktól [49].

Az endodonciai fúrók munkahossza általában hosszabb, mint az implantátumbeültetéshez használt fúróké. A hűtés hatékonysága csökken a műszer munkavégének a hűtőforrástól való nagyobb távolságával és nagyobb előkészítési mélységekkel (effektív munkahossz) arányosan [50]. A hűtés hatékonysága tovább csökken navigált preparálás során alkalmazott sablonok használata közben [43]. Ennek a negatív hatásnak a kiküszöbölése érdekében a fogászati implantátum sebészeti sablonok tervezése és gyártása során gyakran rést tartanak fenn a fúróvezető hüvely és a fogíny között, hogy biztosítsák a hűtőfolyadéknak a fúróhoz való hozzáférését [51]. Az endodonciában használt keskenyebb és hosszabb fúrók rugalmassága miatt azonban ez a

navigált endodonciai fúrás során ritkán lehetséges. Az 1,5 mm-nél vékonyabb fúrók másik hátránya, hogy nincs hővisszatartó tömegük, és gyorsabban nő a hőmérsékletük a fúrás során [52]. Ezen körülmények miatt a klinikusok több hőtermelésre számíthatnak az irányított endodonciai fúrás során, mint az irányított implantátum-előkészítésnél.

Noha az irányított endodontiai fúrás egy új, innovatív technológia [53], a tudományos irodalomban egyelőre kevés cikk érhető el az irányított endodonciai fúrás során bekövetkező hőmérséklet-változásokról, és a különböző fúrási paraméterek hatását sem vizsgálták részletesen [54].

### 1.6.3. Push-out mérések a csap átmérőjének és gyökércsatorna lokalizációjának függvényében

A tudományos szakirodalom nem egységes a különböző csaptípusok túlélési arányait tekintve. Egyes tanulmányok szerint a rost megerősítésű csapok túlélési aránya magasabb, mint az előregyártott vagy egyedi fémcsapoké [55], ami megmutatkozik a sikerességi arányban és a gyökértörésekben is [55, 56]. Más publikációk nem találtak statisztikailag szignifikáns különbséget a túlélési arányok között, mindkettőt megbízható lehetőségnek tartották és javasolták használatukat [57]. A rost megerősített csapok kifáradása szerkezeti jellemzőktől (rostátmérő, rostsűrűség, rostátfedés a csap felületén) és a gyártási folyamatától is nagymértékben függ [15, 25, 26, 58]. Ezen kívül a rostok beágyazásához használt rezin mátrix típusa is befolyásolja a hajlítoszilárdságot. Kutatások kimutatták, hogy az azonos fajtájú rezin mátrixban, de különböző rostokból felépülő csapok hasonló hajlítoszilárdsággal rendelkeznek [25, 59].

A retenciót kinyomási próbával (push-out test) vizsgálják [60, 61]. A kinyomási próbák számos mérnöki és anyagtudományi területen alkalmazott mechanikai tesztek, amelyek célja különböző anyagok és szerkezeti elemek közötti kötőerő meghatározása. A tesztek során egy összekapcsolt elem egy részét igyekeznek kinyomni egy másik elemről, miközben mérik a szükséges erőt és az elmozdulást. Ennek számos fontos szerepe van: adhézió és kohézió mérése (retenció mérése), minőség-ellenőrzés, anyagvizsgálat és kutatás (különböző erőhatásokra történő reakció), élettartam vizsgálat (sikeresség mérése), valamint tervezési és szimulációs mérések (fentnevezett

tulajdonságok fejlesztése). Összességében a kinyomási próbák kulcsfontosságúak a különböző anyagok és szerkezeti elemek teljesítményének, megbízhatóságának és biztonságának értékelésében, valamint a minőségbiztosítás és a kutatás-fejlesztés területén [61].

Vizsgálatunkban mi is push-out méréseket alkalmaztunk, hogy összehasonlítsuk a rost megerősített csapok kinyomási értékét, abban az esetben, amikor átmérőjük változik. Az átmérők vizsgálatán túl vizsgáltuk az egyes gyökérrégiók közötti különbséget is.

## 2. Célkitűzések

### 2.1 Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet *in vitro* vizsgálata

Annak ellenére, hogy a navigált (guided) endodonciai preparálás egy új, magas színvonalú technológia [53], a tudományos szakirodalomban korlátozott számban érhetőek el az irányított endodonciai fúrás során bekövetkező hőmérséklet-változásokat vizsgáló közlemények. Továbbá azok a kutatások is korlátozottak, melyek a preparálás során bekövetkező hőmérséklet-változást befolyásoló különböző fűrési paraméterek hatásait vizsgálták [54].

Kutatásunk során négy hőmérséklet-változást befolyásoló paramétert vizsgáltunk: az endodonciai fúrás előtti bemeneti kavitás megléte, a fűrési sebesség, a hűtés és a hűtőfolyadék hőmérséklete. Vizsgálatunk célja a gyökérfelületek hőmérséklet változásainak meghatározása volt navigált gyökércsatorna preparálás során a fent említett különböző fűrési paraméterek alapján.

### 2.2 Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata

A szakirodalomban számos közlemény érhető el, mely az intraradikuláris csapok kötési, rögzítési erősségét (bond strength) vizsgálja [25, 56, 57, 58, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79]. A kötőerőt számos tényező befolyásolja. Fontos szerepe van önmagának csapnak (anyag, karakterisztika stb.) [55, 56, 57, 58, 58, 59, 64], a ragasztóanyagnak (típus, vastagság stb.) [63, 65, 66, 72, 74, 75], a ragasztóanyag és a csap közötti kapcsolatnak (melyet befolyásol a csap felületkezelése, felszíne stb.) [62, 72, 74, 75, 77], valamint a ragasztóanyag és a gyökércsatorna fala közötti kapcsolatnak is (melyet befolyásol a bondozás sikere, visszamaradt guttapercha stb.) [66, 67, 69, 76]. Ezen vizsgálatok legtöbbször a ragasztási paraméterek megváltoztatásával (felületkezelés, ragasztóanyag stb.) foglalkoznak [62, 63, 65, 66], illetve különböző gyártók által forgalmazott csapkészleteket hasonlítanak össze [64, 78,

79]. Korlátozott számban érhetőek el olyan vizsgálatok, melyek a ragasztási paraméterek változtatása nélkül, ugyanazon csaprendszer különböző átmérőjű csapjait hasonlítják össze [70].

Kutatásunk célja az volt, hogy megvizsgáljuk a gyökércsatorna különböző régióiban különböző átmérőjű üvegszál megerősítésű csapok esetében (Rebilda Post, VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország) a kötőerőt (bond strength) push-out tesztekkel. Az első nullhipotézisünk azt mondta ki, hogy különböző csapátmérők esetén a kinyomási kötőerő (Push-out bond strength - PBS) ugyanolyan nagyságú lesz. A második nullhipotézisünk azt állította, hogy a gyökércsatorna hossza mentén a PBS egyenletesen oszlik el, a vizsgált régiók között eltérés nem lesz tapasztalható.

### 3. Anyag és módszer

#### 3.1. Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet *in vitro* vizsgálata

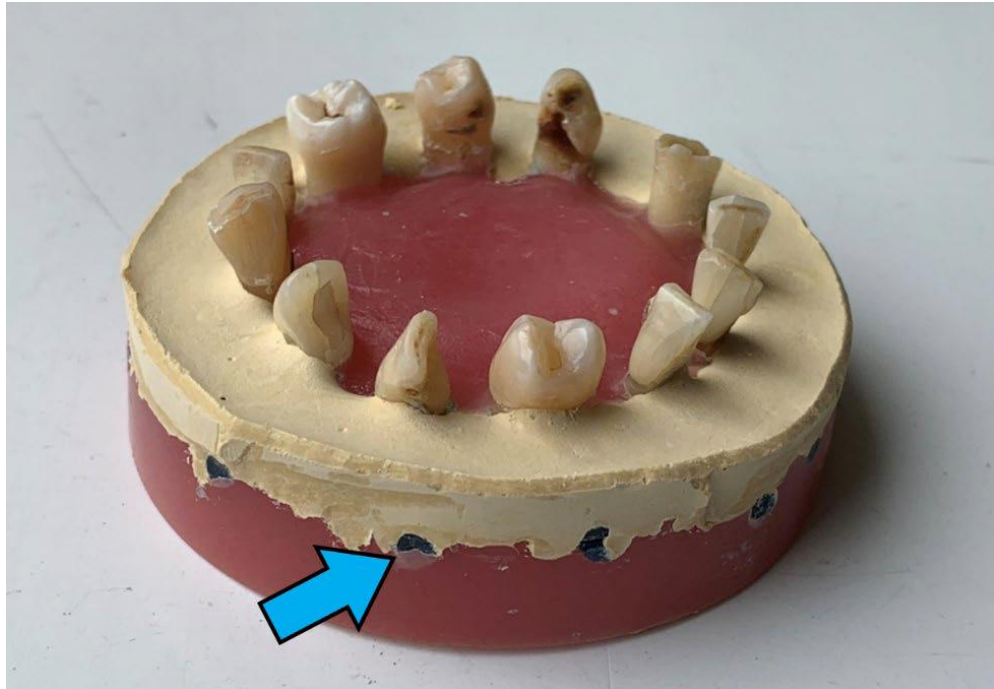
##### 3.1.1. Mintaválasztás

Ebben a vizsgálatban hetvenkét, szűk gyökércsatornával rendelkező humán fogat használtunk fel. A kutatáshoz etikai engedélyt a Pécsi Tudományegyetem Klinikai Központ Regionális és Intézményi Kutatásetikai Bizottsága (etikai engedély szám: 6447 - PTE 2016/2024) adott. A kiválasztott fogak egyenes gyökérrel rendelkeztek, mivel a navigált endodonciai preparálási módszer a fűrök viszonylagos merevsége miatt csak egyenes előkészítést tesz lehetővé a hagyományos endodonciai műszerekkel összehasonlítva. A vizsgálatban továbbá olyan fogakat használtunk fel, melyeket parodontológiai okokból távolítottak el 50 évnél idősebb páciensekből a Pécsi Tudományegyetem Klinikai Központ, Fogászati és Szájsebészeti Klinika Dentoalveoláris Részlegén. Kizáró ok volt, amennyiben a fogat korábban endodonciailag kezelték, periapikális felritkulással, gyökérreszorpcióval vagy gyökérfraktúrával rendelkeztek. További kizáró tényező volt a fog klinikai koronai részének bármilyen pótlása (fogpótlástani és konzerváló fogászati) illetve caries jelenléte is. A gyökérhossz nem volt egységes a vizsgált fogak között, azonban a preparálások során ugyanazt a tényleges munkahosszt alkalmaztuk minden esetben. A gyökércsatorna morfológiai eltérései egyenletesen oszlottak el a tesztszoportok között. A kihúzott fogakat csapvízzel megtisztítottuk és 6%-os formaldehid oldatban 1 órán át fertőtlenítettük, majd 37°C-os desztillált vízben 24 órán át tároltuk.

##### 3.1.2. Modellkészítés, fűrösablonok tervezése

A fogakat IV. osztályú, szuperkemény gipszből (Fujirock EP, GC, Leuven, Belgium) és akrilátból (Lucitone 199, Denstply Sirona, Charlotte, Észak-Karolina, USA) készült tartóba ágyaztuk, mely biztosította a stabil rögzítést a vizsgálatok során. Összesen hat tartó készült, melyekbe tizenkét-tizenkét, összesen 72 fogat helyeztünk el. A tartó

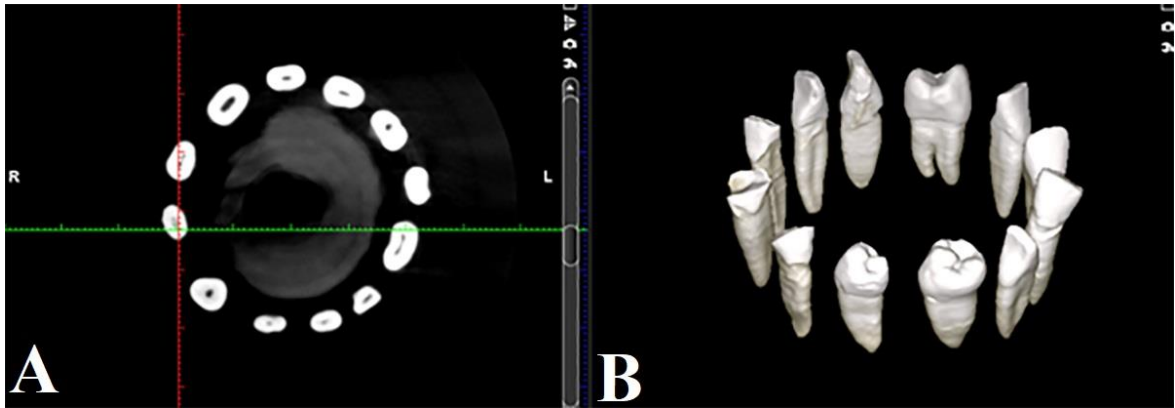
külső oldalán, a gyökerek középső harmadának felszínéig érő csatornák lettek kialakítva a digitális hőmérő hővezető elektródái számára (11. ábra).



*11. ábra - A vizsgálat során használt, gipszből és akrilátból készült tartó. Kék nyíl mutatja a hőmérsékletmérő elektródák elvezetéséhez kialakított horizontális csatornát (kép forrása: Dr. Marada Gyula).*

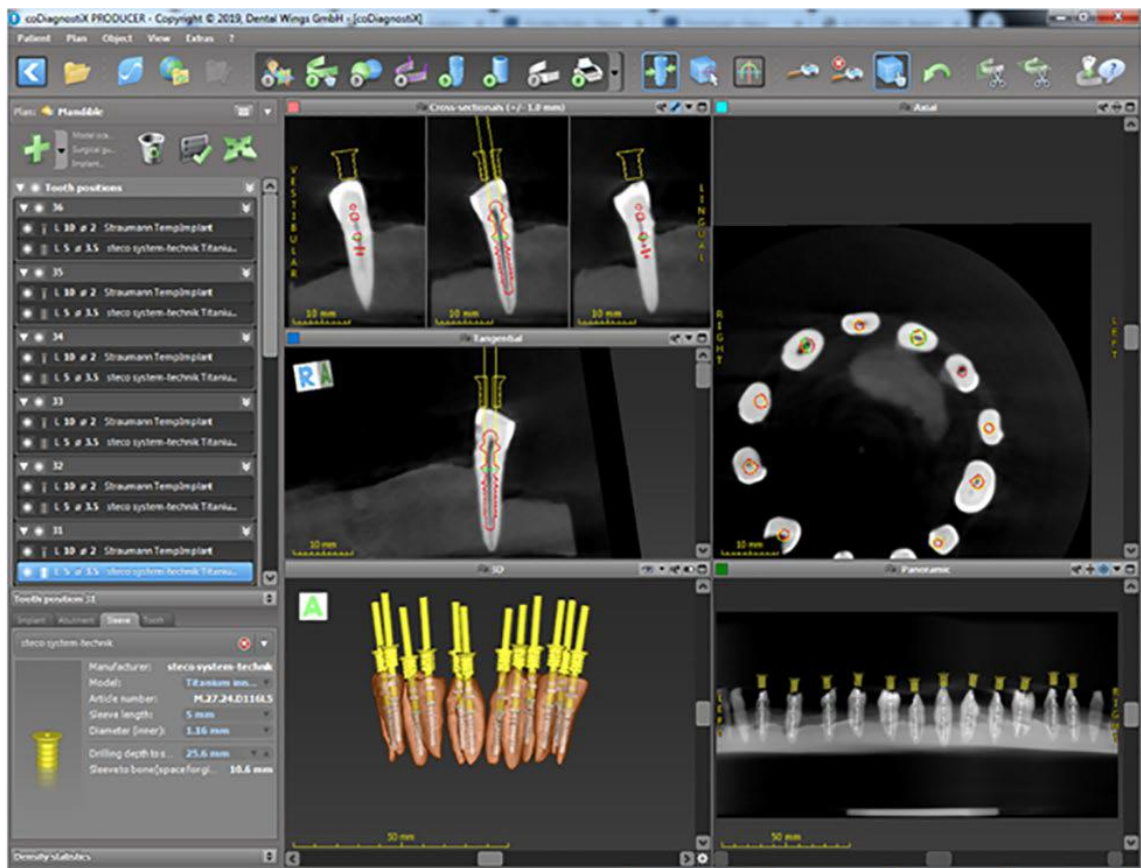
Mindegyik tartóról CBCT-felvételt készítettünk Planmeca ProMax 3D képalkotó rendszer (Planmeca, Helsinki, Finnország) segítségével 200 mikron felbontásban és  $8 \times 8$  mm-es FOV méretben (12. ábra).



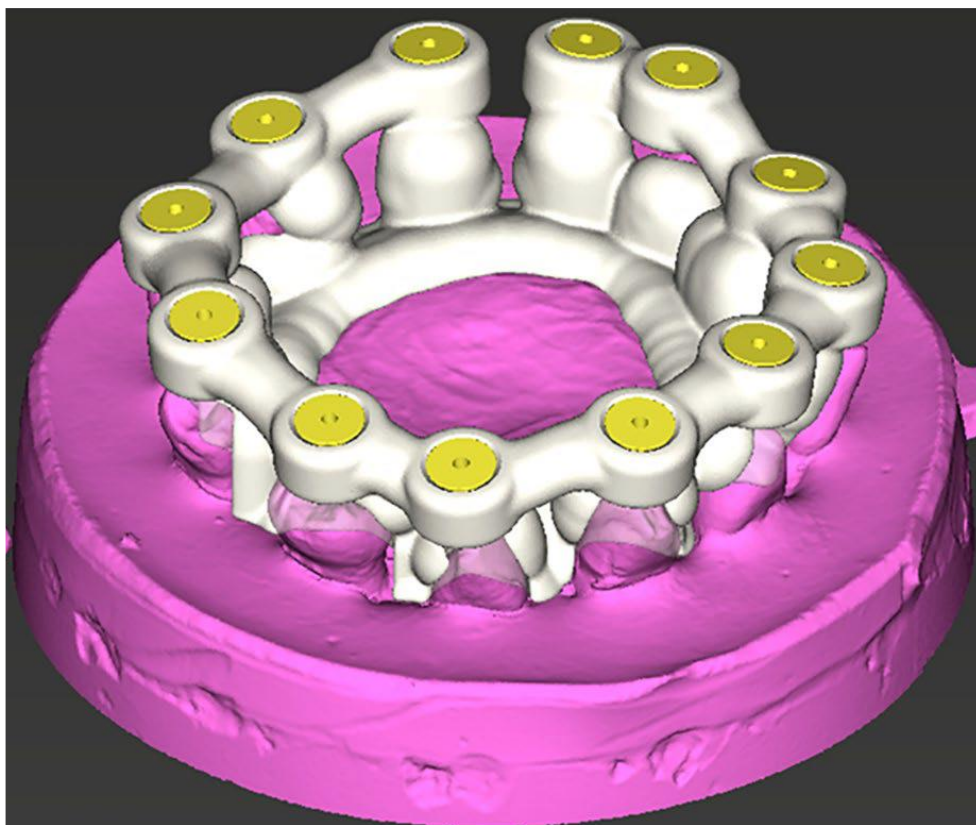


12. ábra – A tartóban rögzített fogakról készült CBCT-felvétel és 3D-s megjelenítés (A: A fogakról készült CBCT-felvétel okkluzális szelete a zománc-cement határtól 2 mm-re apikálisan; B: A CBCT-felvétel 3D rekonstrukciós megjelenítése) (képek forrása: Dr. Mühl Attila).

A CBCT felvételek egy navigált mûtéti tervezéshez használt szoftverbe töltöttük fel (coDiagnostiX – Dental Wings Inc., Montréal, Kanada). A navigált endodonciai preparáláshoz használt fûrô méretét és típusát ( $\text{\O} 1,0$  mm spirál fûrô – ATEC Twist Drill, Steco-System-Technik GmbH & Co. KG, Hamburg, Németország), valamint a megfelelô perselyt (StecoGuide Endo-Sleeve for ATEC Drill, Steco-System-Technik GmbH & Co. KG, Hamburg, Németország) a szoftver gyártójának ajánlása alapján választottuk ki. A tervezôszoftverben a perselyeket úgy pozícionáltuk, hogy a lehetô legközelebb helyezkedjenek el a fogak okkluzális felületéhez, minimalizálva az effektív munkahosszt, csökkentve a sablon és a fogfelszín közötti rést, ami megváltoztathatná a fûrás irányát, illetve így minimalizálva a hûtôvíz elfolyását (13. ábra). Kétgyökerû fogak esetén a tágabb gyökércsatornát választottuk ki preparálásra, így a sablont és a perselyek pozícióját is ennek megfelelôen terveztük meg. A fûrôsablon testét a szoftver automatikusan generálta (14. ábra). Ezt követôen 3D-s nyomtatással (Form2, Formlabs Inc., Somerville, USA), átlátszó mûgyanta (rezin) anyagból (Clear Resin, Formlabs Inc., Somerville, USA) készültek el a fûrôsablonok (15. ábra).



13. ábra – Fúrósablon tervezése a coDiagnostiX (Dental Wings Inc., Montréal, Kanada) programban (kép forrása: Dr. Mühl Attila).



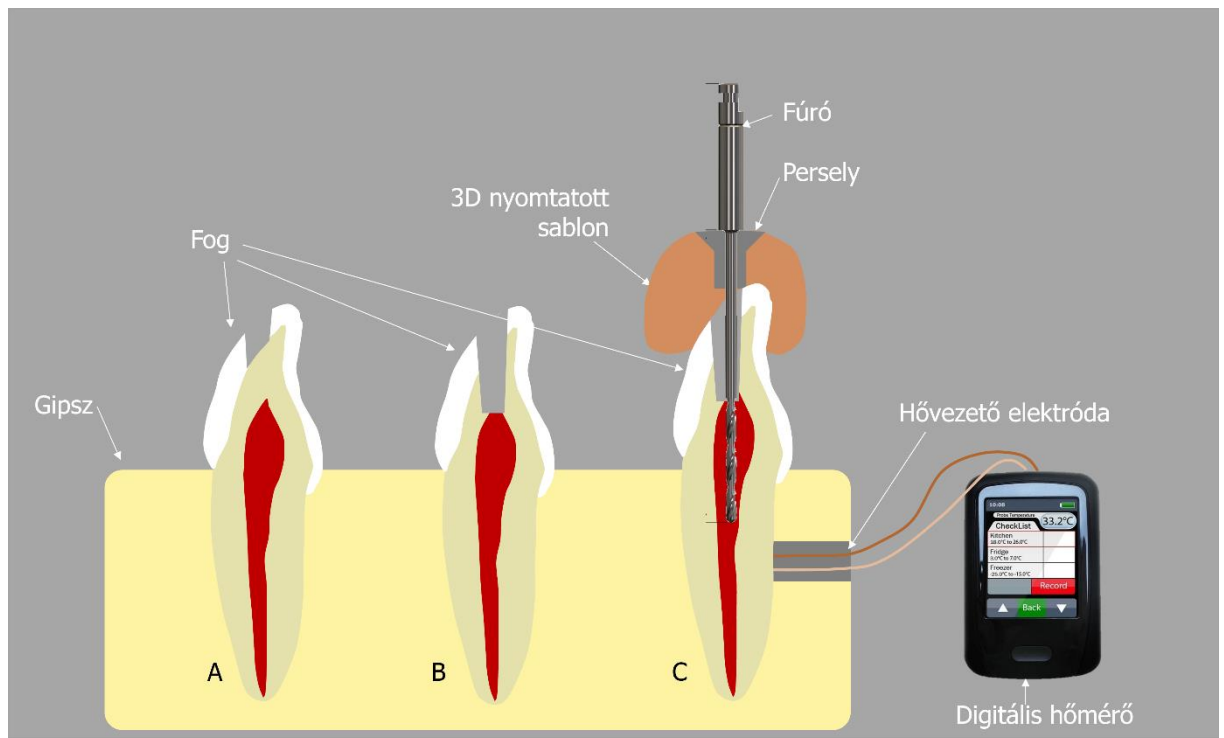
14. ábra – A megtervezett fűrósablon 3D modellje (kép forrása: Dr. Mühl Attila).



15. ábra – A 3D nyomtatott, átlátszó műgyanta (rezin) anyagból (Clear Resin, Formlabs Inc., Somerville, USA) készült fűrósablon a kísérleti modellen (kép forrása: Dr. Marada Gyula).

A tartóban kialakított csatornát PK-Zero termikus anyaggal (Prolimatech, Tajvan) töltöttük fel, majd a hővezető elektródát a csatornába helyeztük egészen a gyökerek középső harmadának felszínéig. A PK-Zero termikus anyag megkötése után egy szilikonszerű anyag, melynek szerepe a hőelvezető elektródák helyben tartása, kitöltve a mérőeszköz és a modellfelszín közötti réseket. A hővezető elektróda másik végét csatlakoztattuk egy digitális hőmérőhöz (EL-EnviroPad-TC, Lascar Electronics Ltd., Salisbury, Egyesült Királyság) (16. ábra). A fogfelszín a perselyen keresztül megjelöltük, a sablon segítségével a zománcot gyémántfűrő segítségével eltávolítottuk minden fogról vízhűtés alkalmazása mellett (16. ábra „A” rajza). Egyes, véletlenszerűen kiválasztott tartók esetében (a későbbi 3., 4., 5. és 6. csoport) eltávolítottuk a dentint is (sablon és vízhűtés használata mellett), létrehozva egy bemeneti kavitást (16. ábra „B” rajza). A kavitások azonos méretű ( $\varnothing$  1,0 mm), gömb alakú gyémánt fűrőkkel (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Németország) készültek a fogak hossz tengelyével párhuzamosan, szélességük a fűrő átmérője volt. Mélység alapján ezeket a kavitásokat a pulpakamra eléréséig preparáltuk, illetve kalcifikálódott pulpakamra esetében a cement-zománc határig folytattuk. A gyémánt preparáló eszköz használata, valamint a bemeneti kavitások kialakítása során nem regisztráltuk a hőmérséklet-változásokat.

A bemeneti kavitások kialakítása után az  $\varnothing$  1,0 mm spirál fűrő (ATEC Twist drill, Steco-System-Technik GmbH & Co. KG, Hamburg, Németország) felhasználásával elvégeztük a navigált endodonciai preparálást, mely során regisztráltuk a hőmérséklet-emelkedéseket (16. ábra „C” rajza).



16. ábra – A kísérlet felépítése (sematikus ábra). A: A vizsgált fog a zománc eltávolítását követően. B: A 3., 4., 5. és 6. csoport esetében kialakított bemeneti kavitás. C: A hőmérséklet-változás mérése guided endodonciai preparálás során. (kép forrása: Dr. Marada Gyula).

### 3.1.3. Fúrási protokoll

Minden fog preparálásához ugyanazt a mikromotort (Bien-Air Chiropro 980, Bien-Air Surgery SA, Le Noirmont, Svájc) használtuk 6:1-es endodonciai kézidarabbal (VDW, München, Németország). A gyártói utasítás szerint az Ø 1,0 mm spirál fúró ajánlott sebessége 700 és 1000 RPM közötti fordulatszám, így a vizsgálatunkban kettő, ebbe a tartományba eső sebességet választottunk (800 és 1000 RPM). Továbbá, összhangban a gyártó, fúróélettartamra való ajánlásával, öt fog irányított preparálását követően a fúrót cseréltük.

#### 3.1.4. Vizsgálati csoportok

A vizsgálat során négy hőmérséklet-változást befolyásoló paramétert vizsgáltunk: (a) az endodonciai fúrás előtti bemeneti kavítás előkészítése, (b) a fúrási sebesség, (c) a hűtés és (d) a hűtőfolyadék hőmérséklete. Tizenkét fogat osztottunk be a következő tesztcsoportok mindegyikébe:

1. csoport: Navigált fúrás bemeneti kavítás előkészítése nélkül (kizárólag zománc elvétellel) 800 ford./perc sebességgel, hűtés nélkül.

2. csoport: Navigált fúrás bemeneti kavítás előkészítése nélkül (kizárólag zománc elvétellel) 1000 ford./perc sebességgel, hűtés nélkül.

3. csoport: Navigált fúrás bemeneti kavítás előkészítését követően (zománc és dentin elvétel) 1000 ford./perc sebességgel, hűtés nélkül.

4. csoport: Navigált fúrás bemeneti kavítás előkészítését követően (zománc és dentin elvétel) 800 ford./perc sebességgel, hűtés nélkül.

5. csoport: Navigált fúrás bemeneti kavítás előkészítését követően (zománc és dentin elvétel) 1000 ford./perc sebességgel, 21 °C fokos hűtőfolyadékkal való hűtéssel.

6. csoport: Navigált fúrás bemeneti kavítás előkészítését követően (zománc és dentin elvétel) 1000 ford./perc sebességgel, 4-6 °C fokos hűtőfolyadékkal való hűtéssel.

Az egyes csoportokban vizsgált hőmérséklet-változást befolyásoló paramétereket az 1. táblázat foglalja össze.

	Bemeneti kavitás preparálása	Fúrási sebesség (ford./perc)	Hűtés, hűtőfolyadék hőmérséklete (°C)	Vizsgált fogak száma (n=72)
1. csoport	Nem	800	Nem	12
2. csoport	Nem	1000	Nem	12
3. csoport	Igen	1000	Nem	12
4. csoport	Igen	800	Nem	12
5. csoport	Igen	1000	Igen (21 °C)	12
6. csoport	Igen	1000	Igen (4-6 °C)	12

*1. táblázat. Vizsgálati csoportok összefoglaló táblázata.*

### 3.1.5. Statisztika

A statisztikai elemzéseket az SPSS elemző szoftverrel (25.0 verzió, SPSS, Chicago, Illinois, USA) végeztük. A Kolmogorov-Szmirnov tesztet alkalmaztuk az adatok eloszlásának normalitás vizsgálatára. A hőmérséklet-változásokat az egyes csoportok között egyutas ANOVA-val, majd a Tukey-féle HSD post hoc tesztel hasonlítottuk össze. A 0,05 alatti P értékeket szignifikánsnak tekintettük.

## 3.2. Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata

### 3.2.1. Mintaválasztás

Ebben a vizsgálatban negyven egygyökerű, ép mandibuláris premoláris fogat használtunk. A kutatáshoz etikai engedélyt a Pécsi Tudományegyetem Klinikai Központ Regionális és Intézményi Kutatásetikai Bizottsága (etikai engedély szám: 6447 - PTE 2016/2024) adott. A fogakat fogszabályozási célból távolították el és gyűjtötték a Pécsi Tudományegyetem Klinikai Központ, Fogászati és Szájsebészeti Klinika Dentoalveoláris Részlegén. Kizáró ok volt, amennyiben a fogat korábban endodonciailag kezelték, periapikális felritkulással, gyökérreszorpcióval vagy gyökérfraktúrával rendelkeztek.

Valamennyi kiválasztott fog teljesen kifejlődött, zárt gyökércsúccsal, minimum 14 mm hosszúságú egyenes gyökércsatornákkal rendelkezett, így a gyökércsatornák morfológiája lehetővé tette legalább 10 mm-es vagy hosszabb gyári üvegrost megerősített csap beragasztását. Az eltávolított fogakat csapvízzel tisztítottuk és 6%-os formaldehid oldatban 1 órán át fertőtlenítettük, majd 37°C-os desztillált vízben 24 órán át tároltuk.

### 3.2.2. Modellkészítés, gyökérkezelési protokoll

A fogak koronáját a cement-zománc határnál szeparáltuk a gyökerektől egy 0,5 mm vastag gyémántbevonatú körfűrészszel (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Németország), bőséges vízűtés mellett. A gyökércsatorna hosszának standardizálása érdekében az összes gyökeret 14 mm hosszúságúra vágtuk.

A pulpát #15-ös méretű nikkeltitán Donaldson reszelővel távolítottuk el (Nervnadeln, VDW GmbH, München, Németország). A gyökércsatornákat ISO 10-es méretű nikkeltitán K-reszelővel (K-files, VDW GmbH, München, Németország) készítettük elő munkahosszon, amelyet vizuálisan határoztunk meg úgy, hogy az apikális foramenig behelyezett műszer hosszából 1 mm-t levontunk. A gyökércsatornákat ISO-méretű #15, #20, #25, #30, #35 és #40 nikkeltitán K-reszelőkkel (K-files, VDW GmbH, München, Németország) munkáltuk meg. Miután elértük a 40-es méretet az apikális stopnál, minden gyökércsatornánál step-back előkészítést végeztünk a #45, #50, #55 és #60 ISO méretű nikkeltitán K-reszelőkkel (K-files, VDW GmbH, München, Németország). A gyökércsatorna tágítás lépései között 2 ml 5,25%-os nátrium-hipoklorit oldatot használtunk a törmelék eltávolítására, a gyökércsatorna tisztítására és fertőtlenítésére. Az előkészítés után a gyökércsatornákat ISO 40-es méretű papírcsúcsokkal szárítottuk (Absorbent Paper Points, Shang-hai Dochem Industries, Shanghai, Kína). A végleges gyökértöméseket laterál kondenzációs technikával, guttapercha poénok (Gutta Percha Points, Shanghai Dochem Industries, Sanghaj, Kína) és AH Plus sealer (Dentsply York PA, USA) felhasználásával, kézi spreaderrel (Finger Spreader, VDW GmbH, München, Németország) végeztük el.

Az endodonciai kezelést követően a bemeneti kavitást fényrekötő ideiglenes tömőanyaggal (Clip F, VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország) zártuk és a gyökereket 3 napig 37°C-on, 100%-os relatív páratartalom mellett tároltuk.



### 3.2.3. Csapelőfűrés és csapragasztás

A gyökereket véletlenszerűen négy vizsgálati csoportra osztottuk, a vizsgált csapok átmérője szerint (Rebilda Post, VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország): Ø 1,0 mm (1. csoport), Ø 1,2 mm (2. csoport), Ø 1,5 mm (3. csoport) és Ø 2,0 mm (4. csoport). A vizsgált cilindrokónikus kialakítású csapok geometriai adatait a 2. táblázat mutatja be.

Méret	10 (piros)	12 (zöld)	15 (fekete)	20 (sárga)
Hossz	19 mm	19 mm	19 mm	19 mm
Koronális átmérő	1,0 mm	1,2 mm	1,5 mm	2,0 mm
Apikális átmérő	0,5 mm	0,65 mm	0,8 mm	1,0 mm

*2. táblázat – Rebilda Post (VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország)  
csaprendszerben elérhető csapok mértani adatai.*

Minden csoport tíz-tíz gyökeret tartalmazott. A végleges gyökértöméseket #3 Gates-Glidden fúróval (VDW GmbH, München, Németország) távolítottuk el, kivéve az apikális harmadban található utolsó 4 mm-t. Mindegyik gyökércsatornát a minták okkluzális felszínétől számított 10 mm-es munkahosszon készítettük elő. Az 3. táblázat az egyes csoportokban használt műszereket mutatja be a gyártó utasításait követve. A műszerezés során a gyökércsatornákat minden egyes lépés után 2 ml desztillált vízzel öblítettük át és ISO 40-es méretű papírcsúcsokkal (Absorbent Paper Points, Shanghai Dochem Industries, Shanghai, Kína) szárítottuk.

Csoport/fúrók	1 (1,0 mm)	2 (1,2 mm)	3 (1,5 mm)	4 (2,0 mm)
#3 Gates-Glidden fúró	+	+	+	+
Ø 1,0 mm előfúró	+	+	+	+
Ø 1,2 mm előfúró	-	+	+	+
Ø 1,5 mm előfúró	-	-	+	+
Ø 2,0 mm előfúró	-	-	-	+

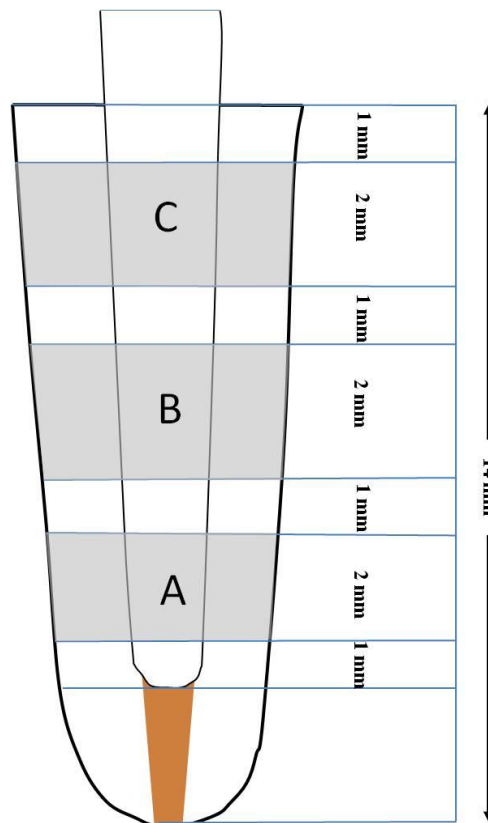
3. táblázat – Csapelőfúrás során használt műszerek (+: az adott műszer felhasználva; -: az adott műszer nem került felhasználásra).

A csapragasztás a gyártó utasításai szerint történt. A csapokat 96%-os alkoholos oldattal tisztítottuk bepróbálás előtt. Amennyiben jól illeszkedtek, a csapokat ismételt alkoholos oldattal tisztítottuk, majd szárítottuk. Ezt követően a csapok szilanizálását (Ceramic Bond, VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország) végeztük: 60 másodperc szilán applikációt követően a csapokat olajmentes levegővel szárítottuk. A beragasztás előtt a gyökércsatornákat desztillált vízzel ismételt mostuk, majd ISO #40-es méretű papírcsúcsokkal (Absorbent Paper Points, Shanghai Dochem Industries, Shanghai, Kína) szárítottuk. A gyökércsatorna falát 20 másodpercig bond anyaggal (Futurabond DC SingleDose, VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország) kezeltük és azonos méretű papírcsúcsokkal szárítottuk. A beragasztáshoz QuickMix Rebuilda DC (VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország) duál-kötésű beragasztó- és csonkfelépítő cementet használtunk. Az intraradikuláris csőr segítségével a ragasztóanyagot közvetlenül a gyökércsatornákba juttattuk. A csap behelyezése után a mintákat 40 másodpercig okkluzális irányból fotopolimerizáltuk polimerizációs lámpa (O-Light, Woodpecker Medical Instrument Co., Guilin, Guangxi, Kína) felhasználásával. Minden mintát desztillált vizes tartályban tároltunk 37 °C-on egy hétig.

### 3.2.4. Minták szeletelése és push-out vizsgálata

A csapok push-out vizsgálatához minden gyökeret három részre szeleteltünk egy 0,5 mm vastag gyémántbevonatú körfűrész felhasználásával (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Németország) 1500 fordulat/perc sebességgel, vízhűtés mellett.

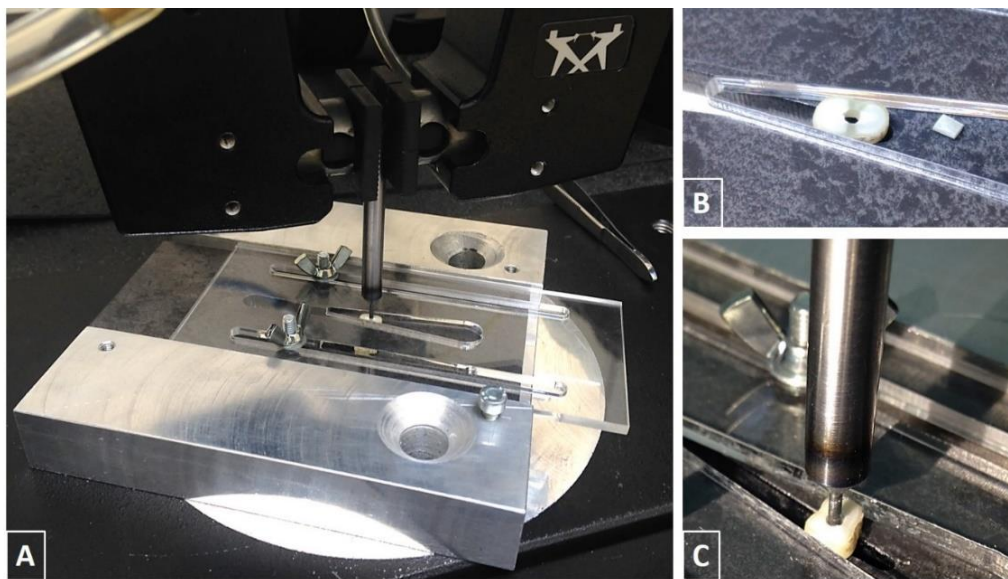
A szeletelés 1 mm-rel CEJ alatt kezdődött. Minden régióból egy-egy szeletet választottunk ki 1, 4 és 7 mm mélységben (17. ábra), létrehozva egy koronális („C” régió), egy középső („B” régió) és egy apikális („A” régió) szeletet, egyenként 2 mm vastagsággal, jelölve az apikális felszínüket.



17. ábra – Az egyes szeletek foggyökéren belüli lokalizációja („A”: apikális szelet; „B”: középső szelet; „C”: koronális szelet) (kép forrása: Dr. Marada Gyula).

A szeletelést követően 116 mintaszelet állt rendelkezésünkre. Az eljárás során négy minta eltört, így azokkal nem történt mérés. Mindegyik szeletet egy elkülönített és felcímkézett, steril sóoldatot tartalmazó Eppendorf-mintacsőbe helyeztük és a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Gépészmérnöki Kar Anyagtudomány és Technológia Tanszékére szállítottuk, ahol elvégezték push-out méréseket.

A szeleteket egyenként rögzítették egy speciális tartóban, amelyet kifejezetten erre a vizsgálatra terveztek és gyártottak (18.A ábra). A tartó geometriájának és funkciójának köszönhetően a szeletek optimális helyzetben voltak rögzíthetőek a teljes push-out vizsgálat során (18.B ábra). Az üvegszál erősítésű csapok kinyomásához acél (X210Cr12) csapvégű rudakat (18.C ábra) használtak, különböző átmérőkkel, csapok átmérőjének megfelelően (4. táblázat). A terhelést apiko-koronális irányból alkalmazták a gyökércsatorna konicitása miatt.



*18. ábra – A: A vizsgálathoz használt speciális tartó. B: A vizsgálat során kinyomott csap a gyökérszelettel. C: A vizsgálat során alkalmazott acél csapvégű rúd (képek forrása: Pammer Dávid).*

Acél rúd csapvégének átmérője (mm)	0.5	0.7	1.0	
Üvegrost megerősített csap átmérője (mm)	1.0	1.2	1.5	2.0
Gyökérszelet	A	B	C	

4. táblázat – Push-out vizsgálat műszerezettsége a csapok átmérőjének megfelelően.

A push-out vizsgálatokat egy kereskedelmi forgalomban kapható Instron® 5965 szakítógéppel (Instron, High Wycombe, Buckinghamshire, Egyesült Királyság) végezték, a következő paraméterekkel: 2,5 mm/perc keresztfejssebesség, 5 kN Instron® erőmérő cella, rögzített mintapozíció, kézi kezdő- és véghelyzet. Az erőket az elmozdulás függvényében valós időben rögzítette a Bluehill® Testing Software (Instron, High Wycombe, Buckinghamshire, Egyesült Királyság), majd meghatározta a csúcserőket. A push-out teszt akkor fejeződött be, amikor az üvegszál megerősített csapok kiestek a gyökérszeletekből. Az MPa-ban kifejezett kinyomási (push-out) kötőerő kiszámításához a regisztrált csúcserőket (N) elosztottuk a ragasztási felület nagyságával, amelyet a következő képlettel számítottunk ki minden csap esetében:

$$A = \pi(r_1 + r_2)\sqrt{(r_1 + r_2)^2 + h^2}$$

ahol „ $\pi$ ” a konstans 3,14, „ $r_1$ ” a csap szelet koronális sugara, „ $r_2$ ” az apikális sugara, „ $h$ ” pedig a szelet vastagsága milliméterben [65]. A 5. táblázat mutatja az egyes csapszeletek számított ragasztási felületét (mm<sup>2</sup>). Az átszámításra azért volt szükség, mert a Newton az erő mértékegysége, míg a Pascal a nyomásé. A nyomás úgy definiálható, mint az erő osztva azzal a területtel, amelyre az erő hat, így a Pascal és a Newton között közvetlen kapcsolat van a nyomás definíciója által. A Pascalban kifejezett push-out értékek pontosabb összehasonlítást tesznek lehetővé, mivel az erőt egységnyi ragasztási felületre számolja.

Szelet/átmérő	1,0 mm	1,2 mm	1,5 mm	2,0 mm
„A” szelet	4,43	5,25	6,32	7,58
„B” szelet	5,94	6,98	8,08	9,34
„C” szelet	6,28	7,54	9,32	11,06

5. táblázat – Az egyes szeletek számított ragasztási felülete mm<sup>2</sup>-ben.

### 3.2.5. Statisztika

Az adatok statisztikai értékeléséhez SPSS elemző szoftvert (23.0 verzió; SPSS, Chicago, Illinois, USA) használtunk. Az adatok eloszlásának ellenőrzésére Kolmogorov-Szmirnov tesztet és Shapiro-Wilk tesztet használtunk. Tukey post-hoc tesztet és faktoriális ANOVA-t használtunk a független csoportok összehasonlítására a gyökércsatorna három régiója és a négy különböző méretű oszlop között.

## 4. Eredmények

### 4.1. Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet *in vitro* vizsgálata

Az átlagos hőmérséklet-emelkedéseket a 6. táblázat mutatja. A legmagasabb átlaghőmérsékletet az előzetes bemeneti kavitás előkészítése nélküli preparálásnál figyeltük meg. Ebben a kísérleti összeállításban a 800 RPM-es fúrási sebesség (1. csoport) magasabb átlaghőmérsékletet ( $14,62\text{ °C} \pm 0,63$ ) eredményezett, mint az 1000 RPM-es fúrási sebesség (2. csoport) ( $13,76\text{ °C} \pm 1,24$ ). A két csoport közötti különbség statisztikailag nem volt szignifikáns ( $p = 0,243$ ), de mindkét csoport szignifikánsan magasabb ( $p < 0,01$ ) hőmérsékletet mutatott, mint bármelyik, bemeneti kavitással rendelkező csoport (3., 4., 5. és 6. csoport).

	RPM	Hűtés, hűtőfolyadék hőmérséklete (°C)	Bemeneti kavitás preparálása	Vizsgált fogak száma (n=72)	Átlagos hőmérséklet- emelkedés (°C)	Standard deviáció (SD)
<b>1. csoport</b>	800	Nem	Nem	12	14,62 °C	±0,63
<b>2. csoport</b>	1000	Nem	Nem	12	13,76 °C	±1,24
<b>3. csoport</b>	1000	Nem	Igen	12	10,09 °C	±1,32
<b>4. csoport</b>	800	Nem	Igen	12	8,90 °C	±0,5
<b>5. csoport</b>	1000	Igen (21 °C)	Igen	12	4,01 °C	±0,22
<b>6. csoport</b>	1000	Igen (4-6 °C)	Igen	12	1,60 °C	±1,17

6. táblázat – A vizsgált csoportok paraméterei, átlagos hőmérséklet-emelkedései (°C) és SD-értékei.

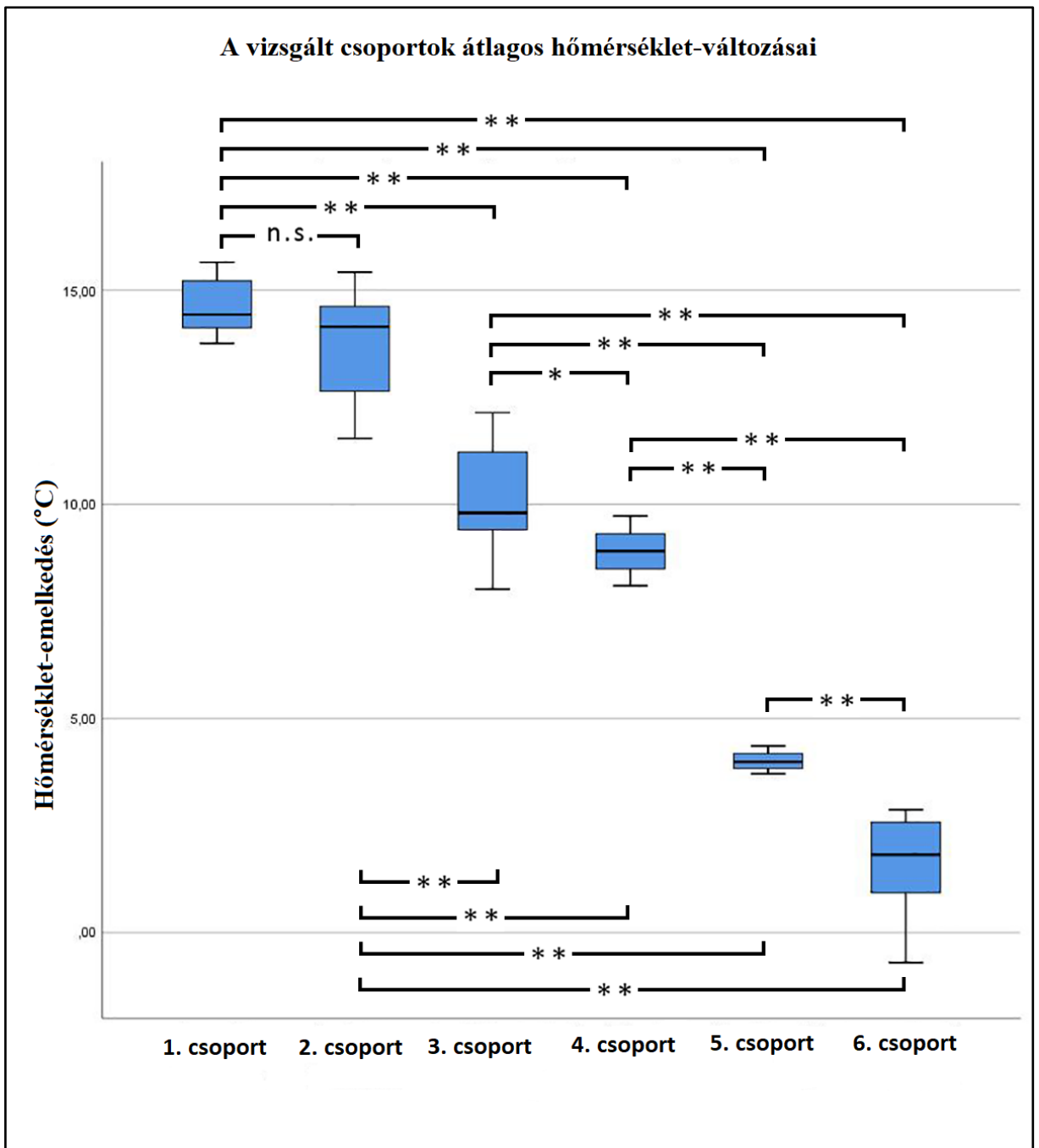
Azokban a csoportokban, ahol bemeneti kavitást preparáltunk (3. és 4. csoport), szignifikánsan alacsonyabb ( $p < 0,01$ ) átlaghőmérsékletet ( $10,09\text{ °C} \pm 1,32$ , illetve  $8,90\text{ °C} \pm 0,50$ ) mértünk a bemeneti kavitással nem rendelkező csoportokhoz képest

(1. és 2. csoport). A 3. és 4. csoport azonban szignifikánsan magasabb átlaghőmérsékletet mutatott azokhoz a csoportokhoz képest, melyekben hűtést alkalmaztunk (5. és 6. csoport;  $p < 0,01$ ). Ebben a kísérleti elrendezésben (bemeneti kavítás előkészítése, hűtés nélküli preparálás) szignifikáns hatása volt a fűrósebességnek: 1000 RPM szignifikánsan magasabb átlaghőmérsékletet eredményezett, mint 800 RPM ( $p < 0,05$ ).

A hűtés szignifikánsan csökkentette ( $p < 0,01$ ) az átlaghőmérséklet-emelkedést mind az 5. ( $4,01\text{ °C} \pm 0,22$ ) és 6. ( $1,60\text{ °C} \pm 1,17$ ) csoportban a nem hűtött csoportokhoz képest (1., 2., 3. és 4. csoport). A hűtőfolyadék hőmérséklete szignifikánsan befolyásoló tényező volt ( $p < 0,01$ ): a hűtött hűtőfolyadék ( $4\text{-}6\text{°C}$ , 6. csoport) előnyösebb volt, mint a szobahőmérsékletű folyadék ( $21\text{ °C}$ , 5. csoport) alkalmazása azonos fűrási fordulatszám (1000 RPM) történő preparálás során.

A csoportok közötti összehasonlítások eredményeit a 19. ábra mutatja.





19. ábra - Hőmérséklet-emelkedés a különböző vizsgálati csoportokban (n.s.: nincs szignifikáns eltérés; \* :  $p < 0,05$ ; \*\* :  $p < 0,01$ ) (Kép forrása: Dr. Mandel Iván).

#### 4.2. Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata

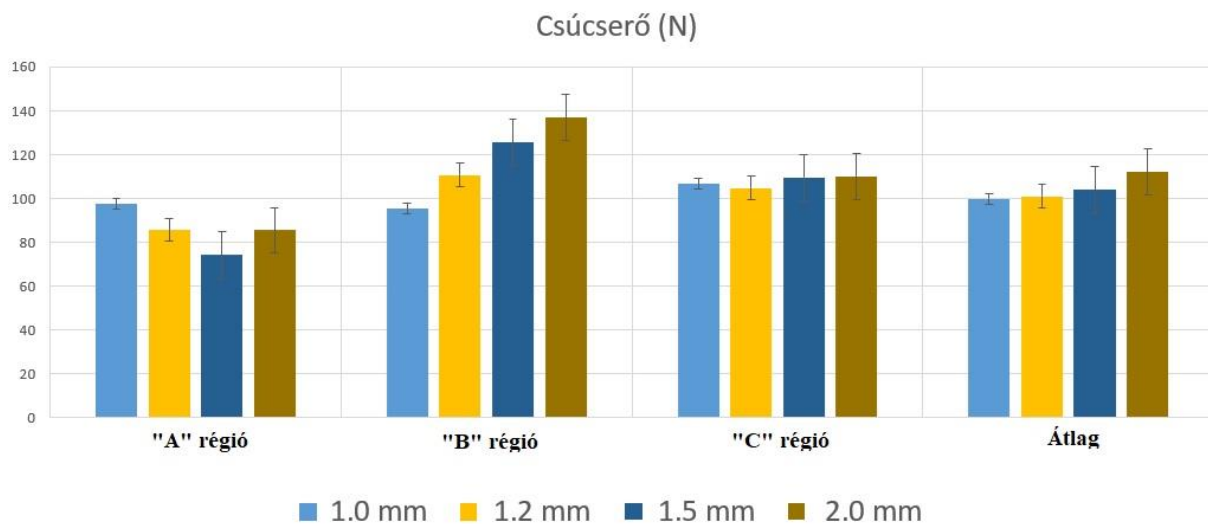
A vizsgálatban összesen 40 extrahált, humán fogat vizsgáltunk, amelyekbe négy különböző átmérőjű (átmerőnként 10-10 darab) üvegszál erősítésű intraradikuláris gyökércsapot ragasztottunk duál kötésű ragasztócementtel. A fogak szeletelését követően 116 mintát kaptunk és vizsgáltunk meg push-out tesztekkel. A vizsgált csoportok átlagos regisztrált csúcserői (N) és átlagos kinyomási (push-out) kötőerő MPa-ban kifejezett értékei (kiegészítve az átlagtól való szórással), a különböző gyökércsatorna régióiban, a 7. és 8. táblázatban, valamint a 20. és 21. ábrán láthatók.

Gyökércsatorna régió / gyökércsap átmérő	Regisztrált csúcserő (N)			
	1,0 mm	1,2 mm	1,5 mm	2,0 mm
„A” régió	97,58 ± 19,45	85,70 ± 12,18	74,16 ± 16,59	85,46 ± 10,45
„B” régió	95,42 ± 14,54	110,66 ± 6,55	125,40 ± 20,69	136,82 ± 16,13
„C” régió	106,64 ± 8,92	104,72 ± 7,96	109,53 ± 13,77	110,13 ± 22,30
Átlag	99,98 ± 8,05	101,00 ± 5,39	103,80 ± 10,32	111,99 ± 10,40

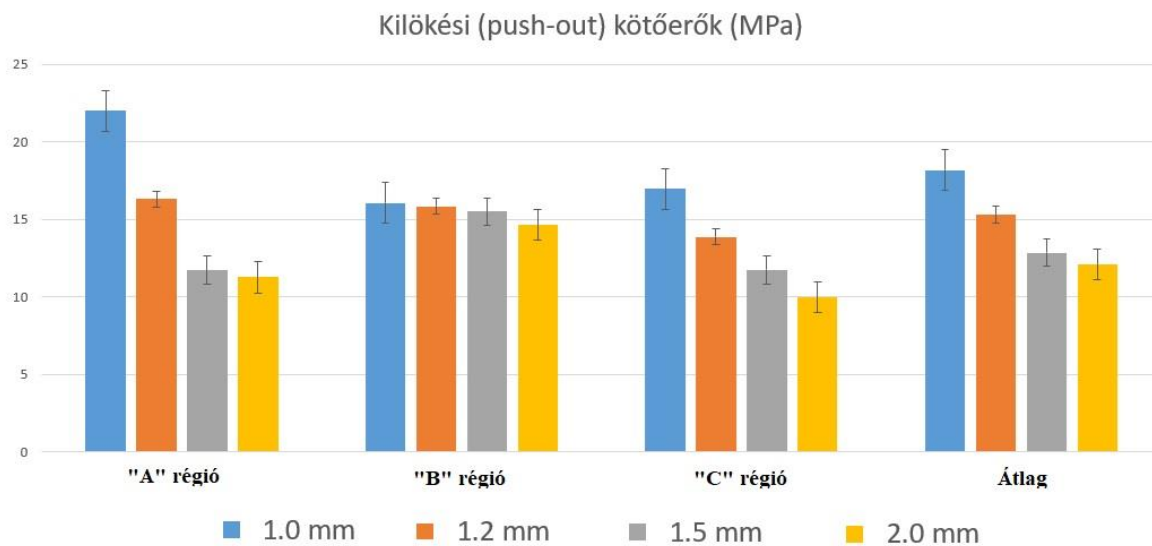
7. táblázat – A regisztrált csúcserők (N) átlaga és átlagtól való szórása a gyökércsatorna egyes régióiban a gyökércsapok átmérőjének megfelelően.

Gyökércsatorna régió / gyökércsap átmérő	Kinyomási (push-out) kötőerő (MPa)			
	1,0 mm	1,2 mm	1,5 mm	2,0 mm
„A” régió	22,03 ± 4,39	16,32 ± 2,32	11,73 ± 2,63	11,27 ± 1,38
„B” régió	16,06 ± 2,45	15,85 ± 0,94	15,52 ± 2,56	14,65 ± 1,73
„C” régió	16,98 ± 1,42	13,89 ± 1,06	11,75 ± 1,48	9,96 ± 2,02
Átlag	18,20 ± 1,67	15,31 ± 0,85	12,86 ± 1,23	12,08 ± 1,05

8. táblázat - A regisztrált kinyomási (push-out) kötőerők (MPa) átlaga és átlagtól való szórása a gyökércsatorna egyes régióiban a gyökércsapok átmérőjének megfelelően.



20. ábra - A regisztrált csúcserők (N) átlaga és átlagtól való szórása a gyökércsatorna egyes régióiban a gyökércsapok átmérőjének megfelelően.



21. ábra - A regisztrált kinyomási (push-out) kötőerők (MPa) átlaga és átlagtól való szórása a gyökércsatorna egyes régióiban a gyökércsapok átmérőjének megfelelően.

A legkisebb csúcserő értékeket (N) az apikális („A” régió) csap szeleteiben kaptuk, míg a legmagasabb értékeket a középső („B” régió) szeleteiben (az 1,0 mm-es csap kivételével). Átlagosan a 2,0 mm átmérőjű csapoknál volt a legmagasabb csúcserő érték,  $111,99 \pm 10,40$  N, míg az 1,0 mm átmérőjű csapoknál volt a legalacsonyabb,  $99,98 \pm 8,05$  N. Az eredmények változtak, amikor a csúcserőket elosztottuk az egyes csap régiók számított ragasztási felületével. Az átlagos MPa érték a legmagasabb az 1,0 mm-es csapok esetében volt ( $18,20 \pm 1,67$  MPa), míg a legalacsonyabb a 2,0 mm-es csapok esetében ( $12,08 \pm 1,05$  MPa).

Mind a Kolmogorov-Szmirnov, mind a Shapiro-Wilk teszt normál eloszlást mutatott az adatokra ( $p < 0,200$  és  $p < 0,140$ ). A csapok szeleteinek régiónkénti összehasonlítása nem mutatott szignifikáns különbséget az átlagos kinyomási kötőerő értékek között a három csoportban ( $p = 0,219$ , a faktoriális ANOVA elemzésnél), míg a csapok méretének összehasonlításakor a faktoriális ANOVA szignifikáns különbséget mutatott az átlagos kinyomási kötőerő értékek között a négy csoportban ( $p < 0,002$ ). A Tukey post-hoc teszt többes összehasonlítása 5%-os szignifikancia szint mellett szignifikáns különbséget mutatott az 1,0 mm – 1,5 mm ( $p < 0,023$ ) és az 1,0 mm – 2,0 mm ( $p < 0,003$ ) csapok között.

## 5. Megbeszélés

### 5.1. Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet *in vitro* vizsgálata

Az implantáció során alkalmazott csontszövet [80, 81] és a navigált gyökércsatorna [82] preparálás fúrási sebességére vonatkozóan a szakirodalomban nem található egyértelmű ajánlás, ezért előzetes vizsgálatot végeztünk az optimális fúrási sebesség meghatározására. Megállapítottuk, hogy az 1200 RPM-nél magasabb fordulatszám nem javította a fúrás hatékonyságát, azonban a fúró gyors felmelegedése volt megfigyelhető, és gyakran fordult elő fúrótörés is. 1200 RPM-nél a hőmérséklet emelkedés elfogadható volt, de fúrótörés még így is gyakran előfordult, ezért a hűtési hatékonyság vizsgálatához az 1000 RPM-et választottuk. A spektrum másik végén a 800 RPM alatti fordulatszámok drasztikusan csökkent fúrási hatékonysággal és hosszan tartó hőmérséklet-emelkedéssel jártak, ami magasabb csúcshőmérsékletet eredményezett, mint a 800 RPM és az afeletti sebességgel végzett preparálás. Ez korrelált a fúró gyártói utasításával (ATEC Twist Drill, Steco-System-Technik GmbH & Co. KG, Hamburg, Németország). Javaslatuk szerint a vizsgálatban használt endodonciai preparáló eszköz 700 és 1000 RPM fordulatszám közötti tartományban működik ideálisan.

A navigált endodonciai gyökércsatorna preparálás hőtermeléshez vezet a preparálóeszköz és a dentin közötti határfelületen [83]. A túlzott hőtermelés a gyökérhártya, a parodontális szövetek és az alveoláris csont járulékos hőkárosodásához vezethet [83, 84, 85]. Sauk és mtsai. [85] vizsgálatai szerint 43°C-os, emelkedett szöveti hőmérséklet csökkent fehérjeszintézishez vezethet, ezáltal megváltozik a parodontális ligamentum sejtek funkciója. Eriksson és Albrektsson [86] azt találta, hogy a fénymikroszkóppal látható csontkárosodáshoz legalább 1 percig tartó 47°C-os hőmérséklet szükséges. Kniha és munkatársai szisztematikus tanulmányukban a publikált küszöbértékek széles skáláját találták, és arra a következtetésre jutottak, hogy a kísérleti elrendezések heterogenitása miatt a csontnekrozishoz szükséges pontos hőmérséklet nem számszerűsíthető egyértelműen [87]. Mindazonáltal a klinikusoknak kerülniük kell minden kifejezett és hosszan tartó iatrogén termikus ingert, mivel akár a nem káros tartományú hőmérséklet-emelkedés is hozzájárulhat a posztoperatív fájdalomhoz [88]. A szakirodalomban az intraradikuláris hőmérséklet-változás kutatások a guttapercha

termoplasztikus injekciós technika alkalmazása során bekövetkező, a gyökérfelszínen fellépő hőmérséklet-emelkedést vizsgálták [89, 90, 91]. A három vizsgált fogtípus közül (maxilláris középső metsző, mandibuláris középső metsző és mandibuláris szemfog) a mandibuláris középső metszők esetében akár 21,5 °C-t is meghaladó hőmérséklet-változást is megfigyeltek a technika alkalmazása során [89].

A csontok termikus károsodásával foglalkozó tanulmányok többsége a csonthoz való közvetlen hőátadásra összpontosít a kritikus hőmérsékletek vizsgálatakor [92, 93, 94]. A navigált endodonciai preparálás során a hőhatás először a dentinszövetet érinti, és csak másodsorban közvetítődik a csontszövetre. Ebben a tekintetben a gyökércsatorna előkészítése jobban hasonlít a fogászati implantátumok fraktúrált átmenőcsavarjának eltávolításához [95]. Az ezekből a vizsgálatokból levont következtetések azonban két fő okból sem alkalmazhatók közvetlenül a navigált endodonciára. Az egyik az, hogy a titánnak jobb a hővezető képessége a dentinhez képest, a másik pedig az, hogy a parodontális szalagok véráramlása csillapítja a hőátadást a dentin szövetből a csontszövetbe [96].

Bár különféle anatómiai változók, köztük a gyökércsatorna hossza és átmérője, valamint a gyökércsatornán belüli elmeszesedett szövet mind hozzájárulhatnak a hőtermeléshez, ezek nem változtatható tényezők, nem általánosíthatók [97, 98, 99]. Az eljárási tényezők, melyeket változtathatunk, mint például a használt fúró típusa és újszerűsége (kopás mértéke), megfelelően előkészített bemeneti kavitás megléte, fúrási sebesség, hűtés, a hűtőfolyadék hőmérséklete szintén hozzájárulhatnak a hőtermeléshez. Ezeknek az eljárási tényezőknek a fontosságát és hatását azonban a tudományos irodalom nem vizsgálta teljeskörűen.

Az eredményeink azt mutatják, hogy ebben az *in vitro* vizsgálatban mind a négy vizsgált fúrási paraméter befolyásolta a hőtermelést. Úgy tűnik, hogy a navigált endodonciai preparálás előtti bemeneti kavitás előkészítésének hiánya káros hatású, több mint 10 °C-kal növeli a gyökérfelszín hőmérsékletét az alkalmazott fúrási sebességtől függetlenül.

Adataink azt mutatják, hogy a fúrás sebessége is nagy hatással van a hőtermelésre, azokban az esetekben is, mikor preparálás előtt előkészítettünk bemeneti kavítást. Úgy tűnik, hogy az alacsonyabb fordulatszám (800 RPM) kevesebb hőtermelést okoz, mint a nagyobb sebességű (1000 RPM) fúrás. Méréseink során átlaghoz közeli hőmérséklet

értéket mértünk alacsonyabb fordulatszámú preparálásnál. Ez arra is utalhat, hogy az alacsonyabb sebességű preparálás kevésbé érzékeny a különféle gyökércsatorna-anatómiákra.

A fűrő hűtése, valamint a hűtőfolyadék hőmérséklete szintén jelentős hatással volt a hőtermelésre, még a magasabb fűrési sebességek használata esetén is. A legmagasabb, hűtéssel mért hőmérséklet-emelkedés továbbra is alacsonyabb volt, mint a hűtés nélküli legalacsonyabb hőmérséklet-emelkedés. Hűtött hűtőfolyadék alkalmazásával két esetben a teljes fűrési folyamat során egyáltalán nem volt megfigyelhető hőmérséklet-emelkedés. Ezért feltételezhető, hogy a fűrő hűtése a leginkább befolyásolható módszer a járulékos hőkérosodás csökkentésére. Vizsgálatunk 5. csoportjának átlaghőmérsékleti adatai ( $4,01\text{ °C} \pm 0,22$ ) (bemeneti kavitás előkészítését követő, 1000 fordulat/perc sebességgel és szobahőmérsékletű hűtőfolyadék hűtéssel történő preparálás) összhangban voltak Zhang és munkatársai által publikált, navigált endodonciai preparálás csoportjának vizsgált átlaghőmérséklet adataival ( $5,07\text{ °C}$ ) [54].

Meg kell jegyezni, hogy ezek az adatok csak a jelen tanulmányhoz használt konkrét fűrőtípusra vonatkoznak. A fűrő anyaga, átmérője, alakja és a vágóél konfigurációja szintén hozzájárulhat a hőtermeléshez, azonban ezeknek a paramétereknek a tanulmányozása túlmutat vizsgálatunk keretein.

## 5.2. Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata

Ebben az *in vitro* vizsgálatban a szálerősítésű csapok kinyomási kötőerejét (PBS) vizsgáltuk push-out méréssel a csapok átmérőjének függvényében a gyökércsatorna koronális, középső és apikális harmadában.

Míg vizsgálatunkban a csapok retencióját befolyásoló faktorok közül több változatlan maradt (endodonciai ellátás lépései, gyökércsatorna előkészítés, csap forma, ragasztási és cementezési protokoll, beavatkozási eljárások), addig a csapok átmérőjét megváltoztattuk. Összesen négy különböző átmérőjű rost megerősített csapot ( $\varnothing 1,0\text{ mm}$ ,  $\varnothing 1,2\text{ mm}$ ,  $\varnothing 1,5\text{ mm}$  és  $\varnothing 2,00\text{ mm}$ ) használtunk fel és vizsgáltunk ebben a kísérletben. A kinyomási kötőerő mérése szempontjából a push-out tesztek eredményei megbízhatóbbak, mint a hagyományos és módosított mikro-szakító vizsgálatok [65, 77].

Célunk az volt, hogy kizárva a többi lehetséges faktort, összehasonlítsuk ezeket az erőket az átmérő és a gyökércsatorna lokalizáció függvényében.

Az első nullhipotézisünk azt mondta ki, hogy különböző csapátmérők esetén a kötőerő ugyanolyan nagyságú lesz. Az átmérők összehasonlítása azt mutatta, hogy a  $\varnothing$  2,00 mm-es csapoknak volt a legnagyobb átlagos regisztrált csúcserője ( $111,99 \pm 10,40$  N). Ezt az értéket követték az  $\varnothing$  1,5 mm ( $103,80 \pm 10,32$  N), az  $\varnothing$  1,2 mm ( $101,00 \pm 5,39$  N) és az  $\varnothing$  1,0 mm ( $99,98 \pm 8,05$  N) csapok mérései. Az eredményekben eltérést tapasztaltunk, miután a csúcserőket elosztottuk a ragasztási felülettel. Eredményeink szerint az  $\varnothing$  1,00 mm-es csapoknak volt a legnagyobb átlagos kinyomási kötőereje ( $18,20 \pm 1,67$  MPa), ezt követte az  $\varnothing$  1,2 mm ( $15,31 \pm 0,85$  MPa), az  $\varnothing$  1,5 mm ( $12,86 \pm 1,23$  MPa) és a  $\varnothing$  2,00 mm-es ( $12,08 \pm 1,05$  MPa) csapok. A faktoriális ANOVA szignifikáns különbséget mutatott a négy csoport átlagos kinyomási kötőereje között ( $p < 0,002$ ). Az 5%-os szignifikanciaszintű Tukey post-hoc teszt szignifikáns különbséget mutatott az 1,0-1,5 mm-es ( $p < 0,023$ ) és az 1,0-2,0 mm-es ( $p < 0,003$ ) csapok között.

Tanulmányunk alátámasztja más szerzők megállapításait: az egyes csapok kinyomási kötőereje az átmérők függvényében változik [68, 70, 78, 79]. Freitas és mtsai. tanulmánya hasonló eredményeket mutat: az előkészített gyökércsatornához jobban illeszkedő, annak alakjához jobban adaptálódó csapok érték el a legmagasabb eredményeket [79]. A nagyobb kötőerő azzal magyarázható, hogy kisebb mennyiségű és vastagságú ragasztó cement szükséges a csap felszíne és a dentinfal közötti tér kitöltéséhez [70, 79]. Kevesebb ragasztócement felhasználásával az anyag polimerizációs zsugorodása minimálisra csökken, és kisebb feszültség keletkezik a kötőfelületen [79]. A ragasztó cementek különböző fizikai-kémiai tulajdonságokkal rendelkeznek (például viszkozitás és folyás), amelyek a kötőerőt is befolyásolják: a nagyobb folyással rendelkező és kisebb viszkozitású anyagok tökéletesebben tudják kitölteni a tereket, ami jobb kötést eredményez [71, 72, 73, 74]. Más tényezők, mint például a gyökércsatorna előkészítés, a csapok felületkezelése [62, 72, 74, 75, 76, 77] és a különböző csaprendszerek [64, 78, 79], ugyancsak hozzájárulnak a kötőerőhöz. Gyakorlati szempontból a legpontosabban illeszkedő csapot kell ragasztani az előkészített gyökércsatornába [79], anélkül, hogy túlpreparálnánk és ezzel gyengítenénk a maradék fog- és a gyökérstruktúrát [100], valamint ezzel optimalizálva a ragasztócement vastagságát [70, 79].



A második nullhipotézisünk azt állította, hogy a gyökércsatorna hossza mentén a kinyomási kötőerő egyenletesen oszlik el, a vizsgált gyökérrégiók között eltérés nem lesz tapasztalható. Összehasonlítva az eredményeket, a középső régió szeletei mutatták a legnagyobb regisztrált csúcserőket ( $116,21 \pm 7,44$  N), míg az apikális rész ( $86,62 \pm 7,42$  N) volt a legkisebb. Az eredmények változtak, ha a csúcserőket elosztottuk az egyes szeletek számolt ragasztási felületével: az apikális harmadban volt a legnagyobb kinyomási kötőerő ( $15,62 \pm 1,64$  MPa), míg a koronális harmadé volt legalacsonyabb ( $13,3 \pm 0,86$  MPa). A középső szeletek kinyomási kötőereje  $15,52 \pm 0,92$  MPa volt. A gyökércsatornák régióinak összehasonlítása nem mutatott szignifikáns különbséget a három csoport átlagos értékei között. A faktoriális ANOVA analízis p-értéke 0,219 volt.

Eredményeink hasonlóak a korábbi kutatásokhoz, a gyökércsatorna régiók között nem találtunk statisztikai különbséget [70, 74, 101], míg mások a legalacsonyabb kötőerőt az apikális harmadban, a legmagasabbat a középső harmadban érték el [79]. Az apikális szegmensekben tapasztalható kisebb regisztrált kötőerő a bondozás gyakorlati megvalósítása (megfelelő mennyiségű bondanyag felvitele és szárítása), valamint a fűrő kilengése miatti megnövekedett dentinfal és csap közötti térrel magyarázható, mely vastagabb cementréteg kialakulásához és fokozott polimerizációs zsugorodáshoz vezet [79].

A csapok retenciójához hozzájáruló egyéb tényezőket széleskörűen kutatták [5, 38, 39, 41], azonban korlátozott számú irodalom található, ahol a tanulmány ugyanazon csaprendszer különböző átmérőjű csapjaira [68, 78, 79] és a gyökérrégiókra összpontosított [70, 74, 100]. A különböző átmérőjű csapok és gyökérrégiók összefüggései még további kutatásra szorulnak ahhoz, hogy megfelelően megbízható következtetést lehessen levonni belőlük.

## 6. Következtetések és eredményeink összefoglalása

### 6.1. Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet *in vitro* vizsgálata

Ahogy az ipar számos területén, a fogorvoslásban is ugrásszerű fejlődés tapasztalható. Különösen igaz ez a XXI. század utóbbi évtizedeire, melyben a digitális technológiák térnyerése és fejlődése új és modern kezelési lehetőségeket adott a fogorvosoknak. Ezzel párhuzamosan folyamatosan nő az igény a technikai ajánlások és protokollok kidolgozására, ahogy ezen technológiák, köztük irányított gyökércsatorna preparálás, egyre szélesebb körben válik elérhetővé a fogorvosok számára.

A fog nem befolyásolható anatómiai tényezőinek (gyökércsatorna morfológia, obstrukciók stb.) körültekintő értékelésével és a befolyásolható módszertani tényezők alapos megismerésével minimalizálható az irányított endodonciai fúrás során potenciálisan keletkező másodlagos szöveti károsodások kockázata. Az első, *in vitro* vizsgálatunk során ezeknek a befolyásolható faktoroknak a szerepét vizsgáltuk. Kutatásunk szerint mind a bemeneti kavitás előzetes kialakításának, mind a fúró sebességének, valamint a hűtésnek és a hűtőfolyadék hőmérsékletének is szerepe volt a hőkárosodás miatti szöveti károsodás megelőzésében.

Vizsgálatunk eredményei alapján szignifikáns különbségeket találtunk az egyes tényezők hatása között.

Azoknál a csoportoknál, ahol bemeneti kavitást nem alakítottunk ki,  $14,62\text{ °C} \pm 0,63$  (800 RPM – 1. csoport), valamint  $13,76\text{ °C} \pm 1,24$  (1000 RPM – 2. csoport) hőmérséklet-emelkedést regisztráltunk vízűtés alkalmazása nélkül. Ezen értékek szignifikáns különbséget ( $p < 0,01$ ) mutattak a többi vizsgálati csoporttal, ahol bemeneti kavitás került kialakításra (3., 4., 5. és 6. csoport), illetve ahol vízűtést is alkalmaztunk (5. és 6. csoport).

A 3. és 4. csoportban  $10,09\text{ °C} \pm 1,32$ , illetve  $8,90\text{ °C} \pm 0,50$  hőmérséklet-változást mértünk. Elmondható, hogy önmagában a bemeneti kavitás előzetes kialakítása szignifikáns különbséggel bírt ( $p < 0,01$ ) azokhoz a csoportokhoz képest, ahol ez nem történt meg (1. és 2. csoport).

A hűtés szignifikánsan csökkentette ( $p < 0,01$ ) az átlaghőmérséklet-emelkedést mind az 5. ( $4,01\text{ °C} \pm 0,22$ ) és 6. ( $1,60\text{ °C} \pm 1,17$ ) csoportban a nem hűtött csoportokhoz képest (1., 2., 3. és 4. csoport).

A hűtőfolyadék hőmérséklete szignifikánsan befolyásoló tényező volt ( $p < 0,01$ ): a hűtött hűtőfolyadék ( $4\text{-}6\text{ °C}$ , 6. csoport) előnyösebb volt, mint a szobahőmérsékletű folyadék ( $21\text{ °C}$ , 5. csoport) alkalmazása azonos fűrési fordulatszámmon ( $1000\text{ RPM}$ ) történő preparálás során

Elmondható, hogy az előzetes kavitás preparálás, a megfelelő fűrésebesség kiválasztása, valamint a hűtés és annak hőmérséklete is szignifikáns különbséget jelentett preparálásunk során.

Az  $1000\text{ RPM}$ -et meg nem haladó fűrési fordulatszámmon végzett irányított endodonciai preparálás egy bemeneti kavitás előkészítését követően, állandó hűtéssel, szobahőmérsékletnél hidegebb folyadékkal biztosította a legjobb eredményt a járulékos hőkárosodás elkerülésében. A hűtés szükségessége ellentmond számos rendszer gyártói ajánlásával, így szükséges a téma további kutatása, amelynek eredményei a szakmai protokollok és utasítások esetleges felülvizsgálat is szükségessé tehetik.

## 6.2. Különböző átmérőjű üvegrost megerősített csapok push-out vizsgálata

Második, *in vitro* vizsgálatunk során ugyanazon csaprendszer (Rebilda Post, VOCO GmbH, Cuxhaven, Németország) négy különböző átmérőjű ( $\text{Ø } 1,0\text{ mm}$  (1. csoport),  $\text{Ø } 1,2\text{ mm}$  (2. csoport),  $\text{Ø } 1,5\text{ mm}$  (3. csoport) és  $\text{Ø } 2,0\text{ mm}$  (4. csoport)) üvegrost megerősített csapját vizsgáltuk push-out tesztekkel. Kutatásunk során regisztrálni és értékelni akartuk a csúcserő értékek és a kinyomási kötőerők közötti különbségeket a csap átmérő és a gyökércsatorna egyes régiói (apikális, középső és koronális) között.

Vizsgálatunk alapján átlagosan a  $2,0\text{ mm}$  átmérőjű csapoknál volt a legmagasabb csúcserő érték,  $111,99 \pm 10,40\text{ N}$ , míg az  $1,0\text{ mm}$  átmérőjű csapoknál volt a legalacsonyabb,  $99,98 \pm 8,05\text{ N}$ . Az eredményeink változtak, amikor a csúcserőket elosztottuk az egyes csap régiók számított ragasztási felületével. Az átlagos megmagasabb MPa érték az  $1,0\text{ mm}$ -es csapok esetében volt ( $18,20 \pm 1,67\text{ MPa}$ ), míg a legalacsonyabb a  $2,0\text{ mm}$ -es csapok esetében ( $12,08 \pm 1,05\text{ MPa}$ ).

Mind a Kolmogorov-Szmirnov, mind a Shapiro-Wilk teszt normál eloszlást mutatott az adatokra ( $p < 0,200$  és  $p < 0,140$ ).

A csapatok méretének összehasonlításakor a faktoriális ANOVA szignifikáns különbséget mutatott az átlagos kinyomási kötőerő értékek között a négy csoportban ( $p < 0,002$ ). A Tukey post-hoc teszt többes összehasonlítása 5%-os szignifikancia szint mellett szignifikáns különbséget mutatott az 1,0 mm – 1,5 mm ( $p < 0,023$ ) és az 1,0 mm – 2,0 mm ( $p < 0,003$ ) csapatok között.

Vizsgálatunk nem talált statisztikai különbséget ( $p = 0,219$ , a faktoriális ANOVA elemzésnél) a gyökércsatorna régiók között a kötés erősségében a három vizsgált (apikális, középső és koronális) csoport között.

Az eredményeink szakirodalmi adatokkal alátámaszthatók: a csapatok átmérőjének növelése nem növeli a kinyomási kötőerőt, sőt, arra negatív hatást fejt ki. A gyökércsatorna régiók közötti különbségről a szakirodalomban is ellentétes következtésről lehet olvasni. Egyes vizsgálatok nem találtak, míg más vizsgálatok kimutattak szignifikáns különbséget az egyes régiók között. Kutatásunk nem mutatott ki szignifikáns különbséget a három csoport között.

Gyakorlati szempontból mindig a legpontosabban illeszkedő csapatot kell ragasztani az előkészített gyökércsatornába, anélkül, hogy túlpreparálnánk és ezzel gyengítenénk a maradék fog- és a gyökérstruktúrát, valamint ezzel optimalizálva a ragasztócement vastagságát is.

Vizsgálataink korlátaiként említhető, hogy mindkét esetben *in vitro* kutatást végeztünk, nem *in vivo*-t. Ezen korlátok miatt tanulmányunk és a témával kapcsolatos egyéb tanulmányok hiánya miatt további kutatásokra és adatokra van szükség ezekben a témákban.

### 6.3. Új megállapítások

Első vizsgálatunk korlátain belül bebizonyosodott, hogy navigált endodonciai preparálás során mind a bemeneti kavítás előzetes kialakításának, mind a fűrő

sebességének, valamint a hűtésnek és a hűtőfolyadék hőmérsékletének szignifikáns szerepe van a fellépő hőmérséklet-változásban.

Az 1000 RPM-et meg nem haladó fűrési fordulatszámon végzett irányított endodonciai preparálás egy bemeneti kavítás előkészítését követően, állandó hűtéssel, szobahőmérsékletnél hidegebb folyadékkal biztosítja a legjobb eredményt a járulékos hőkárosodás elkerülésében.

A hűtéssel összefüggő ajánlás ellentmond a gyártói utasításoknak, melyek nem írják elő a hűtőfolyadék alkalmazását.

Második vizsgálatunk korlátain belül megállapítható, hogy a csap átmérő növelése nem növeli a kinyomási kötőerőt, sőt negatív hatást fejt ki rá.

Gyakorlati felhasználás során mindig a gyökércsatornába legpontosabban illeszkedő csapot kell ragasztanunk, anélkül, hogy túlpreparálnánk és ezzel gyengítenénk a maradék fog- és a gyökérstruktúrát. Ezzel az ajánlással optimalizálható a ragasztócementünk vastagsága is.

## 7. Irodalomjegyzék

1. Ørstavik D, Pitt Ford T. Apical periodontitis: microbial infection and host response. In: Ørstavik D, Pitt Ford T (eds) *Essential endodontology: prevention and treatment of apical periodontitis*. 2nd ed. Oxford, UK: Blackwell Munksgaard Ltd, **2008**. pp. 1–9.
2. Kim S, Kratchman S. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. *J Endod*. **2006**;32(7):601-623.
3. Karamifar K, Tondari A, Saghiri MA. Endodontic Periapical Lesion: An Overview on the Etiology, Diagnosis and Current Treatment Modalities. *Eur Endod J*. **2020**;5(2):54-67.
4. Sjögren U, Figdor D, Persson S, Sundqvist G. Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Int Endod J*. **1997**;30(5):297-306.
5. Bhuvu B, Giovarruscio M, Rahim N, Bitter K, Mannocci F. The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *Int Endod J*. **2021**;54(4):509-535.
6. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod*. **1991**;17(7):338-342.
7. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J*. **1999**;32(4):283-286.
8. Al-Nuaimi N, Patel S, Austin RS, Mannocci F. A prospective study assessing the effect of coronal tooth structure loss on the outcome of root canal retreatment. *Int Endod J*. **2017**;50(12):1143-1157.

9. Pratt I, Aminoshariae A, Montagnese TA, Williams KA, Khalighinejad N, Mickel A. Eight-Year Retrospective Study of the Critical Time Lapse between Root Canal Completion and Crown Placement: Its Influence on the Survival of Endodontically Treated Teeth. *J Endod.* **2016**;42(11):1598-1603.
10. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* **1998**;29(5):305-312.
11. Vishwanath V, Rao HM. Gutta-percha in endodontics - A comprehensive review of material science. *J Conserv Dent.* **2019**;22(3):216-222.
12. Smith CT, Schuman N. Prefabricated post-and-core systems: an overview. *Compend Contin Educ Dent.* **1998**;19(10):1013-1022.
13. Terry DA, Swift EJ. Post-and-cores: past to present. *Dent Today.* **2010**;29(1):132-135.
14. Duret, B. New concept of coronoradicular reconstruction: The Composipost (1). *Chir. Dent. Fr.* **1990**;60,131–141.
15. Alshabib A, Abid Althaqafi K, AlMoharib HS, Mirah M, AlFawaz YF, Algamaiah H. Dental Fiber-Post Systems: An In-Depth Review of Their Evolution, Current Practice and Future Directions. *Bioengineering (Basel).* **2023**;10(5):551.
16. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-- Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* **2007**;38(9):733-743.
17. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent.* **2007**;20(6):353-360.

18. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* **2000**;13(Spec No):60D-76D.
19. Al-Qarni FD. Customized Post and Cores Fabricated with CAD/CAM Technology: A Literature Review. *Int J Gen Med.* **2022**;15:4771-4779.
20. Dimitrova M, Vlahova A, Kazakova R. Assessment of CAD/CAM Fabrication Technologies for Post and Core Restorations-A Narrative Review. *Medicina (Kaunas).* **2024**;60(5):748.
21. Vogler JAH, Billen L, Walther KA, Wöstmann B. Conventional cast vs. CAD/CAM post and core in a fully digital chairside workflow - An in vivo comparative study of accuracy of fit and feasibility of impression taking. *J Dent.* **2023**;136:104638.
22. Kispélyi B.: Gyökércsapos fogművek. In: Hermann P, Kispélyi B (szerk.): *Fogpótlástan I.* Semmelweis Kiadó, Bp., **2022**. pp. 402-424.
23. Piangsuk T, Dawson DV, El-Kerdani T, Lindquist TJ. The Accuracy of Post and Core Fabricated with Digital Technology. *J Prosthodont.* **2023**;32(3):221-226.
24. Liddel G, Carmichael G. The restoration of traumatized teeth. *Aust Dent J.* **2016**;61 Suppl 1:107-119.
25. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont.* **2009**;18(6):527-536.
26. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* **2011**;56 Suppl 1:77-83.
27. Lo Giudice G, Ferrari Cagidiaco E, Lo Giudice R, Puleio F, Nicita F, Calapaj M. Evaluation of Mechanical Properties of a Hollow Endodontic Post by Three Point Test and SEM Analysis: A Pilot Study. *Materials (Basel).* **2019**;12(12):1983.



28. Zarow, M.; Ramírez-Sebastià, A.; Paolone, G.; Porta, J.d.R.; Mora, J.; Espona, J.; Durán-Sindreu, F.; Roig, M. A new classification system for the restoration of root filled teeth. *Int. Endod. J.* **2018**, 51, 318–334.
29. Miao C, Yang X, Wong MC, et al. Rubber dam isolation for restorative treatment in dental patients. *Cochrane Database Syst Rev.* **2021**;5(5):CD009858.
30. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J.* **2006**;39(12):921-930.
31. Carrotte P. Endodontics: Part 6 Rubber dam and access cavities. *Br Dent J.* **2004**;197(9):527-577.
32. Ahmad IA. Rubber dam usage for endodontic treatment: a review. *Int Endod J.* **2009**;42(11):963-972.
33. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW Jr, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent.* **1984**;51(6):785-789.
34. Haddix JE, Mattison GD, Shulman CA, Pink FE. Post preparation techniques and their effect on the apical seal. *J Prosthet Dent.* **1990**;64(5):515-519.
35. Bitter K, Eirich W, Neumann K, Weiger R, Krastl G. Effect of cleaning method, luting agent and preparation procedure on the retention of fibre posts. *Int Endod J.* **2012**;45(12):1116-1126.
36. Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont.* **2007**;16(3):154-164.
37. Ricketts DN, Tait CM, Higgins AJ. Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. *Br Dent J.* **2005**;198(9):533-541.

38. Gulabivala K, Ng YL. Factors that affect the outcomes of root canal treatment and retreatment-A reframing of the principles. *Int Endod J.* **2023**;56 Suppl 2:82-115.
39. Chandra A. Discuss the factors that affect the outcome of endodontic treatment. *Aust Endod J.* **2009**;35(2):98-107.
40. Ferrari M, Pontoriero DIK, Ferrari Cagidiaco E, Carboncini F. Restorative difficulty evaluation system of endodontically treated teeth. *J Esthet Restor Dent.* **2022**;34(1):65-80.
41. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* **2004**;30(5):289-301.
42. Möhlhenrich SC, Modabber A, Steiner T, Mitchell DA, Hölzle F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2015**; 53 (8):679-689.
43. Barrak I, Braunitzer G, Piffkó J, Segatto E. Heat Generation and Temperature Control during Bone Drilling for Orthodontic Mini-Implants: An In Vitro Study. *Applied Sciences.* **2021**; 11(16):7689.
44. Lau XE, Liu X, Chua H, Wang WJ, Dias M, Choi JJE. Heat generated during dental treatments affecting intrapulpal temperature: a review. *Clin Oral Investig.* **2023**;27(5):2277-2297.
45. Gargallo-Albiol J, Salomó-Coll O, Lozano-Carrascal N, Wang HL, Hernández-Alfaro F. Intra-osseous heat generation during implant bed preparation with static navigation: Multi-factor in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* **2021**;32(5):590-597.
46. Anderson J, Wealleans J, Ray J. Endodontic applications of 3D printing. *Int Endod J.* **2018**;51(9):1005-1018.

47. Limmeechokchai S, Kan JY, Rungcharassaeng K, Goodacre CJ, Lozada J, Oyoyo U. Heat and Sound Generation During Implant Osteotomy When Using Different Types of Drills in Artificial and Bovine Bone Blocks. *J Oral Implantol.* **2022**;48(3):187-193.
48. Rombouts C, Giraud T, Jeanneau C, About I. Pulp Vascularization during Tooth Development, Regeneration, and Therapy. *J Dent Res.* **2017**;96(2):137-144.
49. Amade ES, Novais VR, Roscoe MG, Azevedo FM, Bicalho AA, Soares CJ. Root dentin strain and temperature rise during endodontic treatment and post rehabilitation. *Braz Dent J.* **2013**;24(6):591-598.
50. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2013**;51(1):74-78.
51. Ashry A, Elattar MS, Elsamni OA, Soliman IS. Effect of Guiding Sleeve Design on Intraosseous Heat Generation During Implant Site Preparation (In Vitro Study). *J Prosthodont.* **2022**;31(2):147-154.
52. Kuster M, Mukaddam K, Zitzmann NU, Filippi A, Kühl S. Influence of a Novel Drill Design on Heat Generation During Conventional and Guided Implant Osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2021**;36(3):e31-e41.
53. Su Y, Chen C, Lin C, et al. Guided endodontics: accuracy of access cavity preparation and discrimination of angular and linear deviation on canal accessing ability-an ex vivo study. *BMC Oral Health.* **2021**;21(1):606.
54. Zhang C, Zhao X, Chen C, et al. The accuracy of using guided endodontics in access cavity preparation and the temperature changes of root surface: An in vitro study. *BMC Oral Health.* **2022**;22(1):504.

55. Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K. Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int.* **2019**;50(1):8-20.
56. Martins MD, Junqueira RB, de Carvalho RF, Lacerda MFLS, Faé DS, Lemos CAA. Is a fiber post better than a metal post for the restoration of endodontically treated teeth? A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* **2021**;112:103750.
57. Tsintsadze N, Margvelashvili-Malament M, Natto ZS, Ferrari M. Comparing survival rates of endodontically treated teeth restored either with glass-fiber-reinforced or metal posts: A systematic review and meta-analyses. *J Prosthet Dent.* **2024**;131(4):567-578.
58. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater.* **2005**;21(2):75-82.
59. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod.* **2005**;31(3):209-211.
60. Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod.* **2013**;39(2):283-287.
61. Lavrov A, Bhuiyan M, Stroisz A. Push-Out Test: Why Bother? *J. Pet. Sci. Eng.* **2019**;172(1):297–302.
62. Kırmalı Ö, Sekmen T, Karaarslan A. Push-out bond strength of various surface treatments on fiber post to root canal dentine using different irrigation techniques. *Microsc Res Tech.* **2021**;84(9):2024-2033.
63. Cheruvathoor JJ, Thomas LR, Thomas LA, et al. Push-Out Bond Strength of Resin-Modified Glass Ionomer Cement and Flowable Composite Luting Systems on Glass Fiber Post of Root Canal. *Materials (Basel).* **2021**;14(22):6908.

64. Kanzler Abdel Raouf V, Jockusch J, Al-Haj Husain N, Dydyk N, Özcan M. Push-Out Bond Strength Assessment of Different Post Systems at Different Radicular Levels of Endodontically Treated Teeth. *Materials (Basel)*. **2022**;15(15):5134.
65. Mosharraf R, Haerian A. Push-out bond strength of a fiber post system with two resin cements. *Dent Res J (Isfahan)*. **2011**;8(Suppl 1):S88-S93.
66. Pereira JR, Pamato S, Santini MF, Porto VC, Ricci WA, Só MVR. Push-out bond strength of fiberglass posts cemented with adhesive and self-adhesive resin cements according to the root canal surface. *Saudi Dent J*. **2021**;33(1):22-26.
67. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*. **2004**;112(4):353-361.
68. Habib SR, Ansari AS, Khan AS, et al. Push-Out Bond Strength of Endodontic Posts Cemented to Extracted Teeth: An In-Vitro Evaluation. *Materials (Basel)*. **2022**;15(19):6792.
69. Freitas TL, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC. Effect of Glass Fiber Post Adaptation on Push-Out Bond Strength to Root Dentin. *Braz Dent J*. **2019**;30(4):350-355.
70. Mirmohammadi H, Gerges E, Salameh Z, Wesselink PR. Effect of post diameter and cement thickness on bond strength of fiber posts. *Quintessence Int*. **2013**;44(10):801-810.
71. Latempa AM, Almeida SA, Nunes NF, da Silva EM, Guimarães JG, Poskus LT. Techniques for restoring enlarged canals: an evaluation of fracture resistance and bond strength. *Int Endod J*. **2015**;48(1):28-36.
72. Druck CC, Bergoli CD, Pereira GK, Valandro LF. Effect of two resin cements and two fiber post surface treatments on push-out bond strength between fiber post and root dentin. *J Contemp Dent Pract*. **2015**;16(1):7-12.

73. Das AK, Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Garg A, Kumar U, Rao TR. Comparative Evaluation of Push Out Bond Strength of a Fiber Post System using Four Different Resin Cements: An In-Vitro Study. *J Int Oral Health*. **2015**;7(Suppl 1):62-67.
74. Lee Y, Kim J, Shin Y. Push-Out Bond Strength Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Resin Post Cemented with Self-Adhesive Resin Cement Using Different Adhesive Bonding Systems. *Materials (Basel)*. **2021**;14(13):3639.
75. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Baldini M, Bertini F, Steier L, Ferrari M. Push-out strength of translucent fibre posts cemented using a dual-curing technique or a light-curing self-adhering material. *Int Endod J*. **2012**;45(3):249-256.
76. Arisu HD, Kivanç BH, Sağlam BC, Şimşek E, Görgül G. Effect of post-space treatments on the push-out bond strength and failure modes of glass fibre posts. *Aust Endod J*. **2013**;39(1):19-24.
77. Chen Q, Cai Q, Li Y, Wei XY, Huang Z, Wang XZ. Effect on push-out bond strength of glass-fiber posts functionalized with polydopamine using different adhesives. *J Adhes Dent*. **2014**;16(2):177-184.
78. Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E, Gogos C. Evaluation of push-out bond strength of two endodontic post systems. *J Endod*. **2012**;38(4):510-514.
79. Kadam A, Pujar M, Patil C. Evaluation of push-out bond strength of two fiber-reinforced composite posts systems using two luting cements in vitro. *J Conserv Dent*. **2013**;16(5):444-448.
80. Lee J, Chavez CL, Park J. Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling: A review. *J Biomech*. **2018**;71:4-21.
81. Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *J Clin Orthop Trauma*. **2013**;4(1):15-30.

82. Jain SD, Saunders MW, Carrico CK, Jadhav A, Deeb JG, Myers GL. Dynamically Navigated versus Freehand Access Cavity Preparation: A Comparative Study on Substance Loss Using Simulated Calcified Canals. *J Endod.* **2020**;46(11):1745-1751.
83. Moreno-Rabié C, Torres A, Lambrechts P, Jacobs R. Clinical applications, accuracy and limitations of guided endodontics: a systematic review. *Int Endod J.* **2020**;53(2):214-231.
84. Romero AD, Green DB, Wucherpfennig AL. Heat transfer to the periodontal ligament during root obturation procedures using an in vitro model. *J Endod.* **2000**;26(2):85-87.
85. Sauk JJ, Norris K, Foster R, Moehring J, Somerman MJ. Expression of heat stress proteins by human periodontal ligament cells. *J Oral Pathol.* **1988**;17(9-10):496-9.
86. Eriksson A.R., Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.* **1983**;50:101–107.
87. Kniha K, Heussen N, Weber E, Möhlhenrich SC, Hölzle F, Modabber A. Temperature Threshold Values of Bone Necrosis for Thermo-Explantation of Dental Implants-A Systematic Review on Preclinical In Vivo Research. *Materials (Basel).* **2020**;13(16):3461.
88. Cunha TC, Matos FS, Paranhos LR, Bernardino ÍM, Moura CCG. Influence of glide path kinematics during endodontic treatment on the occurrence and intensity of intraoperative and postoperative pain: a systematic review of randomized clinical trials. *BMC Oral Health.* **2020**;20(1):175.
89. Lipski M. Root surface temperature rises during root canal obturation, in vitro, by the continuous wave of condensation technique using System B HeatSource. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2005**;99(4):505-510.

90. Briseño Marroquín B, Wolf TG, Schürger D, Willershausen B. Thermoplastic properties of endodontic gutta-percha: a thermographic in vitro study. *J Endod.* **2015**;41(1):79-82.
91. Simeone M, Santis RD, Ametrano G, et al. Temperature Profiles Along the Root with Gutta-percha Warmed through Different Heat Sources. *Open Dent J.* **2014**;8:229-235.
92. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP, Masciotra L. Effect of 50 to 60°C heating on osseointegration of dental implants in dense bone: an in vivo histological study. *Implant Dent.* **2014**;23(5):516-521.
93. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res.* **2009**;20(3):294-298.
94. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. Crestal bone loss and oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* **2012**;14(6):783-791.
95. Bufalá Pérez M, Zubizarreta-Macho Á, Borrajo Sánchez J, et al. Removal capability, implant-abutment connection damage and thermal effect using ultrasonic and drilling techniques for the extraction of fractured abutment screws: an in vitro study. *BMC Oral Health.* **2022**;22(1):603.
96. Szalma J, Kiss C, Gurdán Z, Tóth Á, Olasz L, Jakse N. Intraosseous Heat Production and Preparation Efficiency of Surgical Tungsten Carbide Round Drills: The Effect of Coronectomy on Drill Wear. *J Oral Maxillofac Surg.* **2016**;74(3):442-452.
97. Gluskin AH, Ruddle CJ, Zinman EJ. Thermal injury through intraradicular heat transfer using ultrasonic devices: precautions and practical preventive strategies. *J Am Dent Assoc.* **2005**;136(9):1286-1293.



98. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *J Endod.* **2008**;34(9):1089-1092.
99. Pintér L, Krajczár K, Óry F, Szalma J, Lempel E. Effect of Intermediate Irrigation on Temperature Rise during Broken NiTi File Removal Using Ultrasonic Device. *Applied Sciences.* **2023**; 13(17):9761.
100. Ha WN, Chaves GS, Decurcio D, Estrela C, Peters OA, Rossi-Fedele G. Remaining dentinal thickness after simulated post space preparation and the fit of prefabricated posts to root canal preparation shapes. *J Am Dent Assoc.* **2021**;152(12):1020-1032.e12.
101. Josic U, Mazzitelli C, Maravic T, et al. Evaluation of Fiber Post Adhesion to Root Dentin Achieved with Different Composite Cements: 1-year In Vitro Results. *J Adhes Dent.* **2022**;24(1):95-104.

## 8. Publikációs lista

### 8.1. PhD értekezéssel összefüggő publikációk listája

Rajnic Z, Mandel I, Nagy Á, Turzó K, Mühl A, Marada G. Effect of different parameters utilized for image guided endodontic root canal preparation on temperature changes: an in vitro study. *BMC Oral Health*. **2024**;24(1):76. Published 2024 Jan 13. doi:10.1186/s12903-023-03799-x

**Q1; IF<sub>2023</sub> 2.6**

Rajnic Z, Pammer D, König-Péter A, Turzó K, Marada G, Radnai M. Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Endodontic Posts with Different Diameters. *Materials (Basel)*. **2024**;17(7):1492. Published 2024 Mar 25. doi:10.3390/ma17071492

**Q2; IF<sub>2023</sub> 3.1**

### 8.2. PhD értekezéshez nem kapcsolódó publikációk listája

Markovics D, Szendi R, Vicko K, Rajnic Z, Marada G, Radnai M. A kombinációs szindróma gyakorisága a Pécsi Tudományegyetem Klinikai Központ Fogpótlástani Tanszékén a 2009 és 2014 között készült orthopantomogramok alapján [Incidence of combination syndrome based on the orthopantomograms made between 2009 és 2014 at the Department of Prosthodontics, University of Pécs, Hungary]. *Fogorv Sz*. **2016**;109(1):23-27. doi:10.33891/FSZ.109.1.23-27

Rajnic Zs, Marada G, Moetaz E, Radnai M. Effects of Silane on the Push-out Bond Strength of Fiber-reinforced Resin Posts luted with different Self-adhesive Resin Cements. *Int J Experiment Dent Sci*. **2017**;6(1)22-25. doi:10.5005/jp-journals-10029-1148

Rajnicos Z, Radnai M. The effect of Periogen solution on dental calculus in vitro: A pilot study. *Int J Experiment Dent Sci.* **2017**;6(1):33-34. doi:10.5005/jp-journals-10029-1150

### 8.3. PhD értekezéssel összefüggő konferencia előadások és poszter prezentációk listája

Rajnicos Zs, Pammer D, Marada Gy, Radnai M. Rebuilda üvegrost megerősített csapok retenciójának push-out vizsgálata. Fogpótlástani Napok: Magyar Fogorvosok Egyesülete Fogpótlástani Társaságának XXI. kongresszusa és továbbképző tanfolyamai, Pécs, Magyarország 2015.09.24. - 2015.09.26. – **Előadás (saját) – magyar**

Zsolt Rajnicos, Dávid Pammer, Anikó Péter, Gyula Marada, Márta Radnai. Push-out study of the retention of Rebuilda glass fiber-reinforced posts (PP 105). 40th European Prosthodontic Association (EPA) 65th German Society for Prosthetic Dentistry and Biomaterials (DGPro) Annual Conference. Halle, Németország 2016.09.15. - 2016.09.17. – **Poszter (saját) – angol**

Rajnicos Zsolt, Pammer Dávid, König-Péter Anikó, Marada Gyula, Radnai Márta. Különböző átmérőjű Rebuilda üvegrost megerősített csapok retenciójának push-out vizsgálata. MAÁSZT XXI. Kongresszusa, Magyar Fogorvosok Egyesülete Fogpótlástani Társaságának XXII. Kongresszusa Debrecen, 2017. 09. 28-30. – **Előadás (saját) – magyar**

Rajnicos Zsolt, Mühl Attila, Marada Gyula. Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet in vitro vizsgálata. Magyar Fogorvosok Fogpótlástani Társasága XXV. és Magyar Gnathológiai Társaság I. Konferenciája. Pécs, 2023. szeptember 21-23. – **Poszter (saját) - magyar**

Rajnicz Zsolt, Mandel Iván, Nagy Ákos, Turzó Kinga, Mühl Attila, Marada Gyula. Navigált gyökércsatorna preparálás során termelődő hőmérséklet in vitro vizsgálata. Magyar Élettani Társaság (MÉT) 86. Vándorgyűlése és a Magyar Mikrocirkulációs és Vaszkuláris Biológiai Társaság 2024. évi Konferenciája. Debrecen, 2024. május 29-31. –

**Előadás (saját) - magyar**

8.4. PhD értekezéshez nem kapcsolódó konferencia előadások és poszter prezentációk listája

Rajnicz Z, Marada G, El-Hag M, Radnai M. Bond strength of fibre-reinforced resin posts. 39th Annual Conference of the European Prosthodontic Association. Prága, Csehország 2015.09.03. - 2015.09.05. – **Poszter (saját) – angol**

Markovics D, Szendi R, Vicko K, Rajnicz Z, Marada G, Radnai M. Incidence of combination syndrome over a five-year period at the University of Pécs, Department of Prosthodontics. 39th Annual Conference of the European Prosthodontic Association. Prága, Csehország 2015.09.03. - 2015.09.05. – **Poszter (nem saját) – angol**

Markovics D, Szendi R, Vicko K, Rajnicz Z, Marada Gy, Radnai M. A kombinációs szindróma gyakorisága a Pécsi Tudományegyetem Fogorvostudományi Szak Fogpótlástani Tanszékén az elmúlt öt évben készült panoráma röntgenek alapján. Fogpótlástani Napok : Magyar Fogorvosok Egyesülete Fogpótlástani Társaságának XXI. kongresszusa és továbbképző tanfolyamai, Pécs, Magyarország 2015.09.24. - 2015.09.26. – **Előadás (nem saját) – magyar**

Rajnicz Zsolt, Horváth Olivér, Gelencsér Gábor, Olasz Lajos, Radnai Márta. Az állcsonttörések gyakoriságának és típusainak elemzése a Pécsi Tudományegyetem Szájsebészeti Klinikáján 2011 és 2015 között megjelent betegek adatai alapján. A Magyar Fogorvosok Egyesületének Árkövy Vándorgyűlése. Perspektívák a paro-

implantológiában és a komprehenzív fogászatban. Szeged, 2016. május 5 – 7. – **Előadás (saját) – magyar**

Rajnicz Z, Radnai M. The effect of periogen solution on dental calculus In-vitro – a pilot study (PP 112). 40th European Prosthodontic Association (EPA) 65th German Society for Prosthetic Dentistry and Biomaterials (DGPro) Annual Conference. Halle, Németország 2016.09.15. - 2016.09.17. – **Poszter (saját) – angol**

Rajnicz Zsolt, Horváth Olivér, Gelencsér Gábor, Olasz Lajos, Radnai Márta. Etiology and incidence of maxillofacial trauma at University of Pécs between 2011 and 2015. 21st Congress of the European Association of Dental Public Health. Budapest, Magyarország 2016.09.29. - 2016.10.01. – **Előadás (saját) - angol**

**Szerzői IF adatok**

**PhD értekezésben felhasznált közlemények: 5.7**

## **Köszönetnyilvánítás**

Szeretném megköszöni témavezetőm, Prof. Dr. habil. Radnai Márta és társ témavezetőm, Dr. Marada Gyula segítségét a kutatások, vizsgálatok, közlemény- és PhD-értekezés írása során nyújtott elméleti és gyakorlati segítségükért.

Továbbá szeretném hálámat kifejezni szerzőtársaimnak (Kőnigné Dr. Péter Anikó, Dr. Turzó Kinga, Dr. Mandel Iván, Dr. Mühl Attila, Dr. Nagy Ákos Károly, Pammer Dávid), akik nélkül a dolgozatban felhasznált közlemények nem készülhettek volna el.

Köszönöm szépen a PTE KK Fogászati és Szájsebészeti Klinika dolgozóinak segítségét, akik bármilyen formában (mintagyűjtés, eszközhasználat, fényképek stb.) segítettek kutatásainkat és az értekezés elkészülését.