



**VILNIAUS UNIVERSITETAS
MEDICINOS FAKULTETAS**

Odontologijos studijų programa

Odontologijos institutas

Saulė Kondraškaitė, V kursas, 2 grupė

**VIENTISŪJŲ STUDIJŲ MAGISTRO
BAIGIAMASIS DARBAS**

**Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų hermetizavimas: skirtingų
medžiagų porėtumo mikro–kompiuterinės tomografijos analizė *in vitro***

**Endodontically Treated Teeth Root Canal Orifice Barrier: Micro-Computed
Tomography Analysis of Different Materials *in vitro***

Darbo vadovas

Med. dr. Paulius Tušas

Odontologijos instituto direktorė

Prof. dr. Vilma Brukienė

Konsultantė

Doc. dr. Rasmūtė Manelienė

Vilnius, 2026.

Studento elektroninio pašto adresas: saule.kondraskaite@mf.stud.vu.lt

TURINYS

1.	SANTRUMPOS	3
2.	SANTRAUKA	4
3.	SANTRAUKA ANGLŲ KALBA (<i>SUMMARY</i>)	5
4.	ĮVADAS	6
5.	LITERATŪROS APŽVALGA	8
5.1.	Endodontiškai gydytų dantų vainikų atkūrimo svarba	8
5.2.	Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų barjerai	9
5.3.	Cinko fosfatiniai cementai (CFC)	11
5.4.	Stiklo jonomeriniai cementai (SJC)	13
5.5.	Trumpomis skaidulomis sustiprinti kompozitai (SFRC)	14
5.6.	Medžiagų porėtumas	15
5.6.1.	Cinko fosfatinių cementų (CFC) porėtumas	15
5.6.2.	Stiklo jonomerinių cementų (SJC) porėtumas	16
5.6.3.	Trumpomis skaidulomis sustiprintų kompozitų (SFRC) porėtumas	17
6.	MEDŽIAGOS IR METODAI	18
6.1.	Mėginių paruošimas	19
6.2.	Dantų šaknų kanalų užpildymas	20
6.3.	Dantų šaknų kanalų įeigų barjerų sukūrimas	20
6.4.	μKT skenavimas ir analizė	22
6.5.	Statistinė analizė	22
7.	REZULTATAI	23
7.1.	Barjerinių užpildų porėtumo analizė	23
7.2.	Kompozito porėtumo analizė tarp tiriamųjų grupių	25
8.	REZULTATŲ APTARIMAS	28
9.	IŠVADOS	33
	PADĖKA	33
	LITERATŪROS SĄRAŠAS	34
	PRIEDAI	44

1. SANTRUMPOS

3D – trimatis

CFC – cinko fosfatinis cementas

DI – darbinis ilgis

HKSC – hidrauliniai kalcio silikatiniai cementai

IQR – tarpkvartilinis intervalas

MIP – gyvsidabrio intruzijos porozimetrija

μ KT – mikro–kompiuterinė tomografija

SANS – mažo kampo neutronų sklaida

SEM – skenuojanti elektroninė mikroskopija

MIP – gyvsidabrio intruzijos porozimetrija

SFRC – trumpomis skaidulomis sustiprinti kompozitai

SJC – stiklo jonomerinis cementas

2. SANTRAUKA

Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų hermetizavimas: skirtingų medžiagų porėtumo mikro–kompiuterinės tomografijos analizė *in vitro*

Problemų aktualumas ir darbo tikslas. Vainikinis mikropralaidumas laikomas svarbiu veiksniu, galinčiu lemti endodontinio gydymo nesėkmę. Nors dantų šaknų kanalų įeigų barjeriniai užpildai gali sumažinti mikropralaidumą, jų mikrostruktūrinės savybės, ypač porėtumas, iki šiol mokslinėje literatūroje nagrinėtos ribotai. Tyrimo tikslas – įvertinti skirtingų šaknų kanalų įeigų barjerinių medžiagų porėtumą ir jų įtaką kompozito porėtumui endodontiškai gydytuose dantyse, taikant mikro–kompiuterinės tomografijos analizę *in vitro*.

Medžiaga ir metodai. Tyrime naudota 30 vienašaknių pašalintų dantų, atsitiktinai suskirstytų į tris grupes ($n = 10$): cinko fosfatinio cemento (*Harvard cement*), stiklo jonomerinio cemento (*Fuji IX GP*) ir be barjero. Dantų šaknų kanalai buvo chemomechanškai paruošti, užpildyti hidraulinio kalcio silikatinio cementu (*BioRoot RCS*) bei gutaperčia ir suformuota standartizuota 2 mm gylio ertmė žemiau įeigos barjerui. Pirmose dvejose grupėse suformuoti atitinkamai *Harvard cement* ir *Fuji IX GP* barjerai, o visose grupėse ertmės užpildytos trumpomis skaidulomis sustiprintu takiu kompozitu (*EverX Flow*). Porėtumas vertintas mikro–kompiuterinės tomografijos metodu, nustatant atvirą, uždara ir bendrą porėtumą. Statistinė analizė atlikta taikant neparametrinius *Mann–Whitney U* testą su *Bonferroni* korekcija ($p < 0,017$) bei *Kruskal–Wallis* testą ($p < 0,05$).

Rezultatai. Barjerinių užpildų analizė parodė, kad *Fuji IX GP* pasižymėjo statistiškai reikšmingai didesniu uždaru porėtumu nei *Harvard cement* ($p = 0,009$), tuo tarpu atviro ir bendro porėtumo rodikliai tarp grupių reikšmingai nesiskyrė. *EverX Flow* kompozito porėtumo analizė atskleidė, kad uždaro porėtumo reikšmės tarp grupių nesiskyrė ($p = 0,897$), tačiau nustatyti statistiškai reikšmingi atviro ($p = 0,008$) ir bendro porėtumo ($p = 0,032$) skirtumai. Mažiausias atviro porėtumo lygis nustatytas *Harvard cement* grupėje, o didžiausias – grupėje be barjero. Porinių palyginimų analizė parodė, kad statistiškai reikšmingas skirtumas nustatytas tik tarp *Harvard cement* ir be barjero grupių atviro porėtumo rodikliuose.

Išvados. *Harvard cement* ir *Fuji IX GP* barjeriniai užpildai pasižymi vyraujančia atviro porėtumo mikrostruktūra, o *EverX Flow* kompozito porėtumas gali priklausyti nuo pasirinktos barjerinės medžiagos. Mažiausias kompozito porėtumas nustatytas naudojant *Harvard cement*, o didžiausias – be barjero.

Raktažodžiai: endodontinis gydymas; vainikinis mikropralaidumas; barjeriniai užpildai; porėtumas; mikro–kompiuterinė tomografija.

3. SANTRAUKA ANGLŲ KALBA (SUMMARY)

Endodontically Treated Teeth Root Canal Orifice Barrier: Micro-Computed Tomography Analysis of Different Materials *in vitro*

The relevance of the problem and the aim of the work. Coronal microleakage is considered an important factor contributing to the failure of endodontic treatment due to reinfection of the root canal system. Although intraorifice barrier materials may reduce microleakage, their microstructural properties, particularly porosity, remain insufficiently investigated. The aim of this study was to evaluate the porosity of different intraorifice barrier materials used in endodontically treated teeth and their influence on composite porosity using micro-computed tomography analysis *in vitro*.

Materials and methods. Thirty extracted single-rooted teeth were included and randomly divided into three groups (n = 10): zinc phosphate cement (*Harvard cement*), glass ionomer cement (*Fuji IX GP*), and no-barrier group. Root canals were chemomechanically prepared, obturated with hydraulic calcium silicate cement (*BioRoot RCS*) and gutta-percha, and a standardized 2 mm deep cavity below the canal orifice was prepared for barrier placement. In the first two groups, *Harvard cement* and *Fuji IX GP* barriers were placed, respectively, while in all groups the cavities were restored with a short fiber-reinforced flowable composite (*EverX Flow*). Porosity was evaluated using micro-computed tomography by assessing open, closed, and total porosity. Statistical analysis was performed using non-parametric *Mann-Whitney U* test with *Bonferroni* correction ($p < 0.017$) and *Kruskal-Wallis* test ($p < 0.05$).

Results. Barrier material analysis revealed that *Fuji IX GP* showed significantly higher closed porosity compared to *Harvard cement* ($p = 0.009$), while no significant differences were found in open or total porosity. Composite analysis demonstrated no significant differences in closed porosity among groups ($p = 0.897$), whereas significant differences were observed in open ($p = 0.008$) and total porosity ($p = 0.032$). The lowest open porosity was found in the *Harvard cement* group and the highest in the no-barrier group. Pairwise comparisons showed a statistically significant difference only between the *Harvard cement* and no-barrier groups for open porosity.

Conclusions. *Harvard cement* and *Fuji IX GP* barriers demonstrated a predominantly open porosity microstructure, while the porosity of *EverX Flow* composite may depend on the selected barrier material. The lowest composite porosity was observed with *Harvard cement*, while the highest was found without a barrier.

Keywords: Endodontic treatment; Coronal microleakage; Intraorifice barrier; Porosity; Micro-computed tomography.

4. ĮVADAS

Viršūninis periodontitas apibrėžiamas kaip pulpos kilmės, danties šaknies viršūnę supančių periodonto audinių uždegimas, kuris gali būti sietinas su rentgenologiškai stebimais kaulo destrukciniais pokyčiais (1). C. D. S. Tibúrcio-Machado ir bendraautorių sisteminė apžvalga ir metanalizė patvirtina didelį pasaulinį viršūninio periodontito paplitimą: daugiau nei pusės (52 proc.) suaugusiųjų populiacijos bent vienas dantis yra pažeistas viršūninio periodonto patologijos (2). Siekiant suvaldyti pulpos ar danties šaknies viršūnę supančio periodonto pažeidimus, dažniausiai pasirenkamas nechirurginis endodontinis gydymas, kurio metu atliekamas chemomechaninis šaknų kanalų sistemos paruošimas ir sudaromos sąlygos hermetiškam užpildymui trimatėje erdvėje. Nors literatūroje aptinkami aukšti konservatyvaus šaknų kanalų gydymo sėkmės rodikliai, dantų išgyvenamumas siekia 92,6–95 proc. (3–5), endodontinio gydymo sėkmė priklauso nuo daugelio biologinių ir techninių aspektų: pradinė danties būklė ir tiksli diagnozė, viršūninio periodonto patologija, adekvatus šaknų kanalų chemomechaninis paruošimas, ir užpildymas bei savalaikis vainiko hermetizavimas (6–8). *In vitro* ir *in vivo* klinikiniai tyrimai parodė, kad kokybiškas ir sandarus vainikinis užpildas yra ne mažiau svarbus nei hermetiškas šaknų kanalų užpildymas (7–9), o šaknų kanalų sistemos reinfekcija dėl vainikinio užpildo mikropralaidumo – viena pagrindinių endodontinio gydymo nesėkmės priežasčių (10,11).

Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų padengimas barjerine medžiaga (angl. *orifice barrier*, *intraorifice barrier*) gali būti efektyvus metodas, siekiant sumažinti vainikinį pralaidumą, šaknų kanalų reinfekcijos riziką bei tiesioginių restauracijų adhezyvų poveikį šaknų kanalų užpildams, atstatant dantis po endodontinio gydymo (12).

Ideali dantų šaknų kanalų įeigų barjerinė medžiaga turi būti lengvai manipuluojama, gerai sukibti su danties audiniais ir pasižymėti mažu mikropralaidumu (13). Medžiagos porėtumas gali būti tiesiogiai sietinas su pralaidumu. Taip pat didelis porėtumas nulemia prastesnes užpildo fizikines savybes: mažesnę tankį bei stiprumą ir didesnę adsorbciją iš danties audinių (14). Todėl dideliu porėtumu pasižyminčios barjerinės medžiagos gali būti mažiau efektyvios ir gali padidinti bakterinės reinfekcijos riziką. Literatūroje nurodomos įvairios dantų šaknų kanalų įeigų barjerinės medžiagos, tačiau plačiausiai naudojami stiklo jonomeriniai cementai, kompozitai, hidrauliniai kalcio silikatiniai užpildai bei cinko fosfatiniai cementai (15). L. P. D. Araújo ir bendraautorių bei P. Chen ir kt. sisteminių apžvalgų duomenimis, stiklo jonomerinio cemento ir kompozito dantų šaknų kanalų įeigų barjerinių medžiagų mikropralaidumo rezultatai nėra vieningi (15,16), o cinko fosfatinio cemento, naudojamo kaip barjerinės dantų šaknų kanalų įeigų medžiagos, mikropralaidumas analizuotas tik viename moksliniame tyrime (17). Dar mažiau duomenų pateikiama apie minėtųjų medžiagų porėtumo savybes.

Nedestruktyvus mikro–kompiuterinės tomografijos metodas leidžia įvertinti trimačį endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įėigų barjerinių užpildų vientisumą ir porėtumą: atlikti tūrinę analizę barjerinio užpildo–šaknies kanalo dentino ir barjerinio užpildo–šaknies kanalo užpildo sąlyčio srityse bei įvertinti paties barjerinio užpildo porėtumą (18).

Nors vainikinis mikropalaidumas yra plačiai tiriamas, duomenų apie skirtingų šaknų kanalų įėigų barjerinių medžiagų porėtumą ir jų galimą poveikį kompozito porėtumui yra nedaug, ypač taikant mikro–kompiuterinės tomografijos analizę. Todėl cinko fosfatinio cemento ir stiklo jonomerinio cemento, naudojamų kaip barjerinės medžiagos, bei trumpomis skaidulomis sustiprinto takaus kompozito porėtumo analizė gali suteikti naujų žinių apie jų mikrostruktūrines savybes ir galimą įtaką restauracijų sandarumui.

TYRIMO TIKSLAS

Įvertinti skirtingų šaknų kanalų įėigų barjerinių medžiagų porėtumą ir jų įtaką kompozito porėtumui endodontiškai gydytuose dantyse, taikant mikro–kompiuterinės tomografijos (μ KT) analizę *in vitro*.

TYRIMO HIPOTEZĖ

H_0 – Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įėigų barjerinių medžiagų porėtumas nesiskiria, o jų panaudojimas neturi įtakos kompozito porėtumui.

H_1 – Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įėigų barjerinės medžiagos pasižymi skirtingu porėtumu, o jų panaudojimas turi įtakos kompozito porėtumui.

TYRIMO UŽDAVINIAI

1. Įvertinti ir palyginti cinko fosfatinio cemento (*Harvard cement*) ir stiklo jonomerinio cemento (*Fuji IX GP*), naudojamų kaip endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įėigų barjerinių užpildų, porėtumą vienašakniuose dantyse, taikant mikro–kompiuterinės tomografijos analizę.
2. Įvertinti trumpomis skaidulomis sustiprinto takaus kompozito (*EverX Flow Dentin Shade*), aplikuojamo virš skirtingų barjerinių užpildų ir be barjero, porėtumą vienašakniuose dantyse, taikant mikro–kompiuterinės tomografijos analizę.

3. Įvertinti barjerinių medžiagų įtaką trumpomis skaidulomis sustiprinto takaus kompozito (*EverX Flow Dentin Shade*) porėtumui vienašakniuose dantyse, taikant mikro–kompiuterinės tomografijos analizę.

5. LITERATŪROS APŽVALGA

5.1. Endodontiškai gydytų dantų vainikų atkūrimo svarba

Vienas pagrindinių sėkmingo endodontinio gydymo tikslų – pašalinti dantų pulpos ir apieviršūninių audinių patologijas bei užkirsti kelią jų atsinaujinimui ateityje. Tai pasiekama ne tik efektyviu chemomechaniniu dantų šaknų kanalų paruošimu ir po jo atliekamu kokybišku užpildymu, bet ir hermetišku, skysčiams nepralaidžiu dantų vainikų atstatymu (19,20). 2018 m. *Amerikos Endodontologų Asociacija* pareiškė, kad „*dantų šaknų kanalų gydymas negali būti sėkmingas be savalaikės ir tinkamos galutinės restauracijos*“, o endodontiškai gydytų dantų atkūrimas turi būti laikomas neatsiejama endodontinio gydymo dalimi, norint užtikrinti ilgalaikę gydymo sėkmę ir danties ilgaamžiškumą (21). Tinkama vainikinė restauracija gali apsaugoti nuo pooperacinės reinfekcijos rizikos (4,7) ir vaidina svarbų vaidmenį periapikalinės destruktijos gijimo procese (4,22). H. A. Ray ir M. Trope *in vivo* klinikiniam tyrimui nustatė, kad endodontiškai gydytų dantų apieviršūninių audinių būklė labiau koreliavo su vainikinės restauracijos, o ne šaknų kanalų užpildymo kokybe (7). Šis tyrimas vienas pirmųjų pabrėžė vainikinio užpildo svarbą sėkmingai endodontinio gydymo baigčiai. Šias išvadas patvirtina ir vėlesni moksliniai tyrimai (23,24). Dantis su kokybiškais šaknų kanalų užpildais, tačiau netinkamomis vainikinėmis restauracijomis būdinga tris kartus didesnė viršūninio periodontito išsivystymo rizika, lyginant su tais atvejais, kuomet užtikrinama adekvati tiek dantų šaknų kanalų užpildų, tiek vainiko atstatymo kokybė (23), o hermetiškas vainiko atkūrimas – laikomas vienu iš keturių svarbiausių klinikinių veiksnių, ženkliai pagerinančių pirminio endodontinio gydymo sėkmės rodiklius (24). B. M. Gillen ir bendraautorių metaanalizė patvirtino, kad tinkamas danties atkūrimas yra ne mažiau svarbus nei adekvatus dantų šaknų kanalų gydymas viršūninio periodontito gijimui - tyrimo duomenimis, dantis su kokybiška vainikine restauracija pasižymėjo žymiai aukštesniu sėkmės rodikliu (77 proc.), lyginant su tais, kurių vainikai po endodontinio gydymo nebuvo tinkamai atkurti (44 proc.) (8). Nors kai kurių autorių teigimu (25–28) dantų šaknų kanalų gydymo kokybė laikoma stipresniu prognostiniu endodontinio gydymo baigties veiksniu, tinkamas vainikinis užpildas lemia 10 proc. didesnę gydymo sėkmės rodiklį (27), o priešingu atveju, yra susijęs su didesniu viršūninio periodontito patologijos paplitimu (28).

Siekiant užkirsti kelią pakartotinei dantų šaknų kanalų sistemos kolonizacijai mikroorganizmais ir jų apykaitos produktais, galinčiais sukelti apieviršūninių audinių patologiją, būtina užtikrinti savalaikę galutinę danties vainiko restauraciją, kuri yra hermetiška ir biomechanškai stabili (29). Viena dažniausių su nepalankiu gydymo rezultatu siejamų priežasčių – vainikinis mikropralaidumas (10, 29–31), būdingas daugumai, jeigu ne visoms, restauracinėms medžiagoms.

Literatūroje mikropralaidumas apibūdinamas kaip „*bakterijų, burnos skysčių, jonų bei molekulių difuzija į danties ir plombinės medžiagos sąlyčio vietą*“ arba apibrėžiamas kaip kliniškai neaptinkamas mikroorganizmų ir jų toksinų prasiskverbimas pro kraštinius defektus, mikroįtrūkimus bei degradavusią restauracinę medžiagą (31). Tyrimų duomenimis, netinkamas vainiko hermetizavimas leidžia dažams ir bakterijoms prasiskverbti į šaknų kanalų sistemą vidutiniškai 2–5 mm gylyje (29), o esant šaknų kanalų plombinės medžiagos sąlyčiui su seilėmis, reinfekcija gali pasireikšti vos per 3 dienas (32). Vainikinį mikropralaidumą gali paskatinti kraštinės adaptacijos defektai, antrinis ėduonis, vainikiniai lūžiai bei kompozitinių dervų polimerizacijos susitraukimas. *L. P. D. Araújo* ir bendraautorių sisteminės apžvalgos duomenimis, dervos pagrindo kompozitinių restauracijų nesėkmės procentas siekia 12,4 proc. atvejų, o II klasės restauracijų santykinė nesėkmės rizika yra 2,8 kartus didesnė, palyginti su I klasės restauracijomis, ir ši rizika dar didesnė, jei įtraukta daugiau danties paviršių arba dantis gydomas endodontiškai (15).

Vainiko atkūrimo savalaikiškumas ir ilgaamžiškumas – ne mažiau kritiškai, su endodontinio gydymo baigtimi susiję, aspektai. Itin svarbu užtikrinti, kad po šaknų kanalų gydymo, danties vainiko atstatymas nuolatine restauracija būtų atliktas kaip įmanoma greičiau, kadangi, tyrimų duomenimis, endodontiškai gydytų dantų, atkurtų laikiniais užpildais, išgyvenamumas pastebimai sumažėja, lyginant su tais, kurie atstatomi nuolatinėmis restauracijomis (21), o laikinos restauracinės medžiagos išlieka hermetiškos tik apie 2–4 savaites, vėliau, jų pralaidumas ir bakterijų infiltracija žymiai padidėja (29). Todėl, siekiant užkirsti kelią pakartotinei dantų šaknų kanalų sistemos kontaminacijai bakterijomis ir jų endotoksinais, pradėti naudoti šaknų kanalų įeigų barjerai, galintys padidinti nuspėjamo ir ilgalaikėje perspektyvoje sėkmingo endodontinio gydymo galimybes.

5.2. Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų barjerai

Kadangi dantys po dantų šaknų kanalų gydymo tampa jautrūs bakterinei reinfekcijai dėl galimo vainikinio mikropralaidumo, endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų padengimas barjerine medžiaga (angl. *intra-orifice barrier, orifice barrier, coronal plug, orifice plug*) laikomas vienu iš būdų sumažinti nepalankaus gydymo rezultato riziką. Ši koncepcija, kurią pirmą kartą pasiūlė *N. Roghanizad* ir *J. J. Jones*, paremta papildomo barjero šaknų kanalų įeigose sukūrimu, šalinant 1–

4 mm vainikinės gutaperčios ir suformuotą erdvę užpildant papildoma restauracine medžiaga, apsaugančia nuo galimo vainikinio mikropralaidumo, ir po jo galinčios sekti endodontinio gydymo nesėkmės (33). *Amerikos Endodontologų Asociacijos* pateikti gydymo standartai pabrėžia, kad atvejais, kuomet neįmanoma užtikrinti tinkamo danties vainiko atstatymo, atliekamo iš karto po endodontinio gydymo, koferdamo sistema izoliuotoje aplinkoje, rekomenduojamas dantų šaknų kanalų įeigų barjerų naudojimas (21). Mokslinėje literatūroje plačiai dokumentuojamas teigiamas dantų šaknų kanalų įeigų barjerų poveikis endodontiškai gydytų dantų atsparumui lūžiams (34), išstūmimo sukibimo stiprumui (angl. *push-out bond strength*) bei mikropralaidumui (12,15,16,35).

Šaknų kanalų įeigų barjerų gylis – svarbus veiksnys, koreliuojantis su jų efektyvumu mažinant mikropralaidumą. *L.P.D. Araújo* ir kt. sisteminės apžvalgos duomenimis, šaknų kanalų įeigų barjerų gylis svyruoja nuo 1 iki 4 mm, tačiau barjero sukūrimas 3 mm gylyje pasižymi didesniu efektyvumu lyginant su 1–2 mm bei yra vienodai efektyvus, kai suformuojamas 4 mm gylyje (15). Atitinkamai, pasak *P. Chen* ir bendraautorių, dažniausiai ir efektyviausiai šaknų kanalų įeigos hermetizuojamos 2–3 mm gylyje, o šaknų kanalų įeigų barjerų formavimas didesniame gylyje sietinas su padidėjusia perforacijų rizika ir, esant poreikiui, apsunkintu barjerinės medžiagos pašalinimu (16).

Nors nepriekaištinga, visiškai mikropralaidumo riziką eliminuojanti medžiaga neegzistuoja (15), renkantis šaknų kanalų įeigų hermetizavimui tinkamą barjerinį užpildą, svarbu atsižvelgti į pageidautinas idealios įeigų barjerinės medžiagos savybes, pateikiamas 1 lentelėje (36).

1 lentelė. Pageidaujamos barjerinės medžiagos savybės.

Savybė	Pagrįstumas
Estetika	Medžiagos padengimas kaklelinėje dalyje gali sukelti spalvos pasikeitimus priekinių arba gerai matomų galinių dantų srityse
Adaptacija	Geba glaudžiai adaptuotis prie šaknies kanalo sienelės/ ertmės, nesusidarant poroms ar kraštiniais defektams
Adhezija	Pagerina dantų šaknų kanalų užpildo vientisumą ir geba apsaugoti nuo atsidalinimo rizikos, praradus vainikinę restauraciją
Sandarumas	Nepralaidi skysčiams, bakterijoms, jų mitybos bei apykaitos produktams
Greitas kietėjimo laikas	Pasižymi greitu savaiminiu arba šviesos aktyvuotu kietėjimu, leidžiančiu aplikuoti vainikinę restauracinę medžiagą
Lengvas įdėjimas	Paprasta manipuliuoti, ypač žemiau įeigos esančiame lygmenyje
Lengvas pašalinimas	Paprastai pašalinama, iškilus pergydymo poreikiui, taip sumažinant jatrogeninio pažeidimo riziką

Šaltinis: sudaryta pagal Wylie ME ir kt. (36).

1 lentelė. Pageidaujamos barjerinės medžiagos savybės (tęsinys).

Savybė	Pagrįstumas
Antibakterinis poveikis	Atspari mikroorganizmų agregacijai ir penetracijai
Atsparumas irimui	Atspari skysčiams/cheminiam irimui arba atspari fiziniams ir skysčių/cheminiam nusidėvėjimui, vainikinės restauracijos praradimo atvejais
Remineralizacija, atstatymas	Geba remineralizuoti arba padeda atkurti kolageną sąlytyje esančiame dentine
Fizikinės savybės	Pasižymi dentinui artimomis mechaninėmis ir terminėmis savybėmis

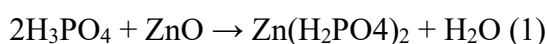
Šaltinis: sudaryta pagal Wylie ME ir kt. (36).

Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų barjerams sukurti naudojamos įvairios medžiagos, kurios moksliniuose tyrimuose analizuojamos siekiant nustatyti efektyviausią standartą. Tačiau dažniausiai dokumentuojamas šaknų kanalų įeigų hermetizavimas hidrauliniais kalcio silikatiniais cementais, stiklo jonomeriniais ir dervomis modifikuotais stiklo jonomeriniais cementais (15,16,34–36), cinko fosfatiniais cementais (15), derviniais kompozitais (15,16,34–36) bei skaidulomis sustiprintais kompozitais (34).

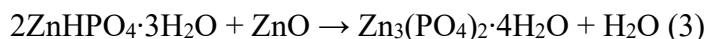
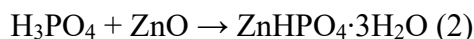
5.3. Cinko fosfatiniai cementai (CFC)

Cinko fosfatinis cementas laikomas seniausiu pamušaline ir netiesioginių restauracijų cementavimui skirta medžiaga, pradėta naudoti dar XIX a. pabaigoje (37,38). Nors atsiradusios naujesnės, pranašesnės mechaninėmis ir biologinėmis savybėmis pasižymintys bioaktyvios ir biomimetinės restauracinės medžiagos lėmė sumažėjusį klinikinį jo pritaikomumą (39), CFC išlieka vienu iš plačiausiai ištirtų cementų ir dažnai naudojamas kaip „auksinis standartas“ palyginamuosiuose tyrimuose ir sisteminėse apžvalgose (40,41). Komerciškai prieinami CFC, tokie kaip *Harvard cement* (*Harvard Dental GmbH, Berlin, Vokietija*) paprastai yra dvikomponenčiai, sudaryti iš miltelių ir skysčio. Milteliuose vyrauja cinko oksidas (ZnO) (~90 proc.) ir magnio oksidas (MgO) (3–10 proc.), o skysčio sudėties pagrindą sudaro ortofosforo rūgštis (H₃PO₄) (45–65 proc.) ir metalų priemaišos, tokios kaip aliuminis (1–3 proc.) bei cinkas (iki 10 proc.) (42,43), mažinančios rūgštis – bazės kietėjimo reakcijos greitį ir egzoterminį poveikį (44). Pagal *Harvard* gamintojo nurodymus, 1 g miltelių sudėtyje yra 860 mg ZnO ir 86 mg MgO, o 1 g skysčio – 560 mg H₃PO₄.

Skysčiui sąveikaujant su milteliais, pradinės kietėjimo reakcijos metu, susiformuoja tirpios cinko fosfato druskos Zn(H₂PO₄)₂ (44).



Toliau vykstant cheminei reakcijai, susiformuoja vandenyje netirpi, amorfinė struktūra – cinko ortofosfatas $\text{Zn}_3(\text{PO}_4)_2$.



Nors aliuminio priemaišos stabdo kristalizacijos procesą, ilgainiui šiltoje ir drėgnoje terpėje cemento paviršiuje formuojasi hopeitas – hidratuota kristalinė $\text{Zn}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ struktūra (45). Tačiau net ir po 40 metų intraoralinėmis sąlygomis šis kristalinis komponentas sudaro tik nedidelę cemento masės dalį (44), todėl kliniškai reikšmingu poveikiu nepasižymi.

Pradinei CFC kietėjimo stadijai būdinga pH ~3,5 vertė, lemianti literatūroje dokumentuojamus pulpos dirginimo giliose ertmėse be apsauginių pamušalų (46) ir padidėjusio jautrumo po cementavimo atvejus (47). Po maždaug 24 h, visiškai sukietėjusio cemento pH tampa artimas neutraliai vertei (pH ~6,7) (48), todėl CFC laikomas biosuderinama medžiaga, kurios naudojimas nesiejamas su neigiamu poveikiu ilgalaikėje perspektyvoje (49). Naujesnių tyrimų duomenimis, jis yra biologiškai suderinamas su MG63 ląstelėmis ir tinkamas naudoti sąlytyje su kauliniu audiniu (46). Nors citologiniai tyrimai rodo, kad *Harvard cement* CFC pasižymi gerokai didesniu ir santykinai pastoviu citotoksiniu poveikiu fibroblastams, palyginti su įprastais derviniais cementais (50), po visiško sukietėjimo citotoksiškumas sumažėja, o tai lemia plačiai pripažintą CFC biologinį suderinamumą (46).

Mechaninės ir cheminės CFC savybės glaudžiai koreliuoja su vandeninės fosforo rūgšties, esančios cemento skystyje, koncentracija, todėl būtina užtikrinti tinkamą medžiagos sandarumą, siekiant išvengti drėgmės mainų su atmosfera (44). Mechaniškai, CFC pasižymi dideliu gniuždymo stipriu (~90–110 MPa) (51), kuris pagal naujausią EN ISO 9917–1:2025 standartą turi būti ≥ 70 MPa (52), aukštu elastingumo moduliui (~13 GPa) (53), tačiau būdingas žemas tempimo stipris (5–7 MPa) (53) ir trapumas (38,54), ribojantys cemento atsparumą lenkimo įtempiams. Chemiškai CFC neformuoja joninių ar kovalentinių ryšių, o medžiagos retencija su danties kietaisiais audiniais paremta tik mikromechanine jungtimi, todėl cemento sluoksnio storis (angl. *film thickness*) ir preparacijos dizainas laikomi svarbiais klinikinės sėkmės determinantais (40,41). Amorfinė cemento matrica, ypač ankstyvosios kietėjimo stadijos metu, yra jautri hidroliziniam tirpumui rūgštiniuose burnos skysčiuose (38,53), todėl CFC būdinga labiau išreikšta kraštinė degradacija ir mikropalaidumas, palyginti su adhezyviniais derviniais cementais (55), tačiau vertės yra mažesnės arba artimos cinko oksido–eugenolio bei tam tikrų stiklo jonomerinių cementų rodikliams (13).

5.4. Stiklo jonomeriniai cementai (SJC)

Stiklo polialkenoatiniai cementai, dar žinomi kaip stiklo jonomeriniai cementai (SJC), minimaliai invazinėje odontologinėje praktikoje ilgainiui tapo plačiai taikoma ir universalia medžiagų grupe, naudojama restauraciniams ir cementavimo tikslams, ertmių pamušalams, vagelių silantams, taip pat endodontinėse bei atraumatinio restauracinio gydymo procedūrose (56,57). Originalūs SJC yra chemiškai kietėjančios restauracinės medžiagos, susidarančios neutralizacijos reakcijos tarp fluoro aliuminio silikato stiklo miltelių ir vandeninės poliakrilo rūgšties tirpalo metu (58). Šioms medžiagoms būdingas palankus biosuderinamumas, bioaktyvus elgesys, antikariesogeninis poveikis ir cheminės jungties su danties kietaisiais audiniais formavimas, tačiau jų mechaninės savybės yra ribotos (59). Siekiant pagerinti fizikines šių medžiagų savybes, SJC buvo pradėti sistemiškai modifikuoti, optimizuojant miltelių ir skysčio santykį bei koreguojant užpildo dalelių dydį ir jų pasiskirstymą matricoje (60). *Fuji IX GP* (GC Corporation, Tokyo, Japonija) dėl aukšto miltelių–skysčio santykio ir sumažinto stiklo dalelių dydžio pasižymi dideliu klampumu, o I. Šalinović ir kt. bei G. A. P. Magalhães ir bendraautorių tyrimų rezultatai patvirtina, kad didelio klampumo SJC pasižymi pranašesnėmis fizikinėmis savybėmis, palyginti su įprastais SJC (61,62). A. Song ir kt. atlikto lyginamojo tyrimo duomenimis, *Fuji IX GP Fast* pasižymi dideliu gniuždymo stipriu ($158,17 \pm 20,15$ MPa) ir paviršiaus kietumu ($96,27 \pm 3,82$ kgf/mm²), mažu tirpumu ($15,65 \pm 0,41$ g/100 g vandens), taip pat palankiomis vandens absorbcijos bei mikrostruktūrinio stabilumo charakteristikomis. Atsižvelgiant į šiuos rodiklius, didelio klampumo SJC, įskaitant *Fuji IX GP*, laikomi tinkamesniais naudoti srityse, patiriančiose didesnę kramtymo krūvį, palyginti su įprastais SJC (63).

Cheminis susijungimas su danties kietaisiais audiniais ir bioaktyvios savybės laikytinos vienais svarbiausių SJC klinikinių pranašumų. SJC adhezija su mineralizuotais danties audiniais grindžiama mikromechaninės jungties ir tikro cheminio ryšio formavimosi procesais: šviežiai sumaišytas hidrofilinis cementas efektyviai sudrėkina panašios prigimties danties paviršių, sudarydamas sąlygas glaudžiam kontaktui ir pradinių vandenilinių ryšių susidarymui tarp cemento karboksilinių grupių ir paviršinių vandens molekulių (59). Ilgainiui, vandeniliniai ryšiai pakeičiami tikraisiais joniniais ryšiais dėl chelacijos su emalyje ir dentine esančiais kalcio jonais, lemiančiais atspaus jonų mainų sluoksnio susiformavimą cemento ir danties sąlytyje (64). Vanduo yra esminis SJC veikimo komponentas, nes jis užtikrina rūgšties–bazės reakcijos eigą ir jonų difuziją, lemiančią adheziją, bei palaiko ilgalaikį biologiškai aktyvių jonų, tokių kaip fluoridas, fosfatas, silikatas ir kalcis, išsiskyrimą. Šis procesas rūgščioje terpėje intensyvėja ir prisideda prie remineralizacijos bei eduoies progresavimo slopinimo (65). Didelis medžiagos klampumas nulemia stiprias mechanines ir fizikines savybes, tačiau neužtikrina tinkamo danties paviršiaus drėkinimo ir hermetiškos jungties

cemento–danties sąlytyje susidarymo, sietino su padidėjusiu mikropralaidumu. Lyginamųjų tyrimų duomenimis, *Fuji IX GP* pasižymėjo didžiausiomis mikropralaidumo reikšmėmis tarp tirtų įprastų ir dervomis sustiprintų SJC (66,67).

5.5. Trumpomis skaidulomis sustiprinti kompozitai (SFRC)

Šiuolaikinėje adhezyvinėmis medžiagomis pagrįstoje odontologijoje trumpomis skaidulomis sustiprinti kompozitai (SFRC), tokie kaip *EverX Flow* (*GC Corporation, Tokyo, Japonija*), dėl savo pagerintų mechaninių ir cheminių savybių, palyginti su įprastais dalelėmis užpildytais kompozitais, įgijo reikšmingą klinikinį pripažinimą ir yra plačiai tiriami, siekiant pagrįsti jų taikymą klinikinėje praktikoje. Tobulėjant adhezyvinėms sistemoms, antrinis ėduonis vis rečiau laikomas pagrindine kompozitinių restauracijų problema, tuo tarpu dominuojančia klinikinės nesėkmės priežastimi tampa restauracijos arba danties lūžis (68). Dėl šios priežasties SFRC pradėti naudoti kaip dentino pakaitinė medžiaga dideles mechanines apkrovas patiriančiose srityse, ypač atkuriant dideles gyvybingų ir negyvybingų dantų ertmes (69). Komerciškai prieinamas takus SFRC *EverX Flow* sudarytas iš dervos matricos, sustiprintos atsitiktine tvarka išsidėsčiusiomis 140–300 µm ilgio ir 6–7 µm skersmens E–stiklo pluošto skaidulomis (25 wt%) bei bario stiklo užpildo dalelėmis (70 wt%) (70–72), kurios pagerina mechaninės įtampos pasiskirstymą ir įtrūkimų stabdymo mechanizmus bei didina restauracijų atsparumą lūžiams (73). Stiprios *EverX Flow* mechaninės ir fizinės savybės yra tiesiogiai susijusios su medžiagos mikrostruktūra ir yra artimos dentino savybėms: atsparumas lūžiams siekia $2,8 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ir patenka į dentinui būdingą intervalą ($2,3\text{--}3,5 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$), tačiau yra reikšmingai didesnis, palyginti su įprastais dalelėmis užpildytais kompozitais ($1,6 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) (74). *L. Lassila* ir bendraautorių tyrimo duomenimis, *EverX Flow* pasižymi didžiausiu atsparumu lūžiams ($2,8 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$), lenkimo stipriu ($146,5 \text{ MPa}$) ir mažiausiu nusidėvėjimo gyliu ($18,2 \text{ µm}$), palygti su tirtais takiais storo sluoksnio kompozitais (71). Šie rezultatai koreliuoja ir su kitų autorių, tyrusių SFRC, tarp jų *EverX Flow*, mechanines savybes duomenimis. *N. Attik* ir kt. nustatė, kad *EverX Flow* pasižymi didžiausiu atsparumu lūžiams ($2,55 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$), palyginti su tirtais storo sluoksnio kompozitais (70), o *S. Garoushi* tyrimo duomenimis, *EverX Flow* atsparumas lūžiams ($2,8 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$), lenkimo stipris (147 MPa) bei nusidėvėjimo gylis ($20,4 \text{ µm}$) buvo statistiškai reikšmingai pranašesni už kitų tirtų SFRC ir įprasto dalelėmis užpildyto kompozito rodiklius (72). *T. Tarjányi* ir bendraautorių teigimu, *EverX Flow*, ypač aplikotas storo sluoksnio (angl. *bulk-fill*) technika, pasižymi pranašesnėmis nanomechaninėmis savybėmis ir mažesniu jautrumu vandens sukeltai degradacijai, palyginti su įprastais ir storo sluoksnio dalelėmis užpildytais kompozitais, o tai pagrindžia potencialų jo panaudojimą kaip savarankiškos restauracinės medžiagos (75). Tačiau dėl

užpildo mikrostruktūrinių ypatumų – E–stiklo pluošto skaidulų ir gausaus mažos molekulinės masės monomerų, tokių kaip TEGDMA, kiekio organinėje matricoje (76,77) – SFRC, tarp jų ir *EverX Flow*, pasižymi didesniu polimerizaciniu susitraukimu (įtampa), palyginti su įprastais dalelėmis užpildytais kompozitais (78,79), todėl, siekiant išvengti mikropralaidumo ir su juo susijusių nesėkmių rizikos, rekomenduojama šią medžiagą naudoti kartu su įprastais dalelėmis užpildytais kompozitais.

5.6. Medžiagų porėtumas

Porėtumas laikomas svarbiu kietųjų dalelių mikrostruktūrą apibūdinančiu parametru, atitinkančiu tuščiosios erdvės, kurioje gali būti skysčio arba oro, tūrį, palyginti su bendru medžiagos tūriu (80). Pagal susisiekimą su supančiomis struktūromis porėtumo sistema skirstoma į dvi pagrindines kategorijas: atvirą arba išorinę, ir uždara arba vidinę porėtumą (81). Uždaros arba liekamosios poros neturi susisiekimo su aplinka, todėl nėra sietinos su adsorbcija, laidumu ar reikšmingu neigiamu klinikiniu poveikiu, tačiau gali turėti įtakos mechaninėms medžiagos savybėms (82). Tuo tarpu poros, turinčios ištisinį susisiekimą su išorine erdve, sudaro atvirą arba aktyvų porėtumą, kuriame vyksta skysčių ir dujų tėkmė bei ją lydintys šilumos mainų, filtracijos, difuzijos, sorbcijos, cheminių reakcijų reiškiniai (80). *S. Mulyar* ir bendraautorių bei *I. Milanovic* ir kt. teigimu, atviros poros susiformuoja tarp užpildo medžiagos ir šaknies kanalo sienelės, todėl sukuriama ištisinis porų „tinklas“, užtikrinantis puikias sąlygas mikropralaidumui ir neigiamai veikiantis endodontinio gydymo rezultatą (31,83). Todėl, renkantis tinkamas medžiagas dantų šaknų kanalų įeigų barjerams sukurti, būtina atsižvelgti į jų porėtumo rodiklius, ypač į atviras arba aktyvias poras, glaudžiai susijusias su mikropralaidumo pasireiškimu.

5.6.1. Cinko fosfatinių cementų (CFC) porėtumas

Mokslinėje literatūroje cinko fosfatinio cemento (CFC) porėtumas ir su juo sietinos medžiagos savybės analizuotos menkai, o pateikiami rezultatai – nevienareikšmiai ir metodologiškai heterogeniški. *A. D. Milutinović-Nikolić* ir bendraautorių atlikta gyvsidabrio intruzijos porozimetrijos (angl. *MIP*) analizė parodė, kad CFC (*Harvard cement, Harvard Dental GmbH, Berlin, Vokietija*) pasižymi santykinai didele atviro porėtumo verte – 17,2 proc., o tai rodo reikšmingą porų dalį, prieinamą išoriniams skysčiams (84). CFC mikrostruktūroje dominavo mezoporos, kurių dydis siekė 7,5–50 nm (~56,5 proc.), o likusios poros daugiausia pasiskirstė intervale nuo 50 nm iki 1 µm. Makroporų, didesnių nei 1 µm, nenustatyta (84). Makroporų (>1 µm) nebuvimas yra kliniškai reikšmingas rezultatas, nes didelės poros paprastai siejamos su greitu skysčių judėjimu ir

susilpnėjusiomis mechaninėmis medžiagos savybėmis (85). *A. Viani* ir kt. atliktame tyrime, kuriame CFC (*Adhesor, SpofaDental a.s., Jičín, Čekija*) mikrostruktūra buvo analizuojama taikant mažo kampo neutronų sklaidos (angl. *SANS*) ir mikrožidinio rentgeno kompiuterinės tomografijos (angl. *XmCT*) metodų derinį, nustatyta, kad šiems cementams būdingas bimodalinis porų dydžio pasiskirstymas, apimantis tiek nanometrinių (~20–200 nm), tiek mikrometrinio ($\geq 50 \mu\text{m}$) mastelio poras. Kiekybinė vaizdų analizė atskleidė, jog skysčio ir kietųjų dalelių santykis koreliuoja su bendru porėtumu: padidinus šį santykį nuo 0,378 iki 0,571, bendras porėtumas padidėjo nuo 3,8 proc. iki 5,2 proc. Autoriai taip pat nurodo, kad CFC mikrostruktūrai būdingos sferinės formos poros, susidariusios dėl skysčio segregacijos kietėjimo proceso metu, o didesnio dydžio poros siejamos su prastesnėmis cinko fosfatinių cementų mechaninėmis savybėmis, ypač sumažėjusiu gniuždymo stipriu (37). Tuo tarpu *H. Eslami* ir bendraautorių tyrimo duomenimis, gryo CFC (*Harvard cement, Harvard Dental GmbH, Berlin, Vokietija*) bendras porėtumas, nustatytas skenuojančios elektroninės mikroskopijos (SEM) metodu, siekė apie 12,4 proc. ir toks santykinai didelis porėtumas siejamas su jo rūgšties-bazės kietėjimo reakcijos metu susidarancia mikrostruktūra (38). Toks porėtumas turi reikšmingą poveikį medžiagos mechaninėms savybėms ir tirpumui, nes didesnis porų tūris paprastai siejamas su mažesniu tankiu, padidėjusiu jautrumu skysčių skverbimuisi bei mechaninei degradacijai (86).

5.6.2. Stiklo jonomerinių cementų (SJC) porėtumas

Naujausių mikrostruktūrinių tyrimų duomenimis, stiklo jonomeriniams cementams (SJC), įskaitant didelio klampumo (angl. *high viscosity*) SJC, tokius kaip *Fuji IX GP* (*GC Corporation, Tokyo, Japonija*), būdingas nedidelis, tačiau kliniškai reikšmingas porėtumas, glaudžiai koreliuojantis su medžiagos klampumu, sudėtimi bei manipuliacijos technika. *A. B. Neves* ir bendraautorių atlikta nedestruktyvi μKT analizė atskleidė, kad tam tikrų tirtų įprastų ir didelio klampumo SJC bendras tūrinis porėtumas yra mažesnis nei 1 proc. (0,15–0,62 proc.), o cemento matricoje vyrauja smulkios izoliuotos poros, kurių individualus tūris yra mažesnis nei $0,01 \text{ mm}^3$ (87). Tuo tarpu, taikydami μKT ir *MIP* metodus, *V. Biočarin* ir kt. nustatė, kad *Fuji IX GP* pasižymėjo statistiškai reikšmingai mažesniu bendru nano–porėtumu (2,99 proc. ir 4,17 proc., atitinkamai prieš ir po laikymo imitaciniame kūno skystyje) bei mažesniu porų dydžiu (4 nm), palyginti su tirtais hidrauliniiais kalcio silikatiniais cementais (vidutinis nano–porėtumas ~35,24–41,39 proc.; vidutinis porų dydis ~285,11 nm) (88). Tačiau tarp tiriamųjų grupių *Fuji IX GP* pasižymėjo didžiausiu bendru mikro–porėtumu (4,2 proc. prieš laikymą ir 3,1 proc. po laikymo), o trimačiuose (3D) vaizduose stebimi oro tarpai ir susisiekiančios poros apikaliniame šaknies dentino–cemento sąlytyje reikšmingai padidina bakterinės

infekcijos plitimo iš peritubulinio dentino į apieviršūninius audinius riziką (88). Struktūriniai ir morfologiniai tyrimai, pagrįsti skenuojančia elektronine mikroskopija (SEM), atskleidė, kad *Fuji IX GP* pasižymi didžiausiu paviršiaus porėtumu iš penkių tirtų SJC (89), tuo tarpu *I. C. Malagón* ir kt., pasitelkę SEM ir skaitmeninio vaizdo analizę, kiekybiškai įvertino porų užimamą plotą, kuris didelio klampumo SJC grupėse svyravo apie ~2–5 proc., o mažo klampumo SJC grupėse ~7,4 proc. (90). To paties tyrimo autoriai nustatė, kad porų skersmuo ir jų užimamas plotas yra susiję su SJC klampumu ir maišymo technika: mažo klampumo SJC mechaninis maišymas lėmė didesnių porų ir didesnio porų užimamo ploto susidarymą, palyginti su rankiniu maišymu, tuo tarpu didelio klampumo SJC maišymo technika reikšmingos įtakos porėtumo rodikliams neturėjo (90). Nors SJC, įskaitant didelio klampumo *Fuji IX GP*, pasižymi santykinai nedideliu bendru porėtumu ir mažo skersmens poromis, išreikštas paviršiaus porėtumas ir susisiekančių porų formavimasis gali turėti neigiamos įtakos cemento mechaniniam vientisumui, atsparumui dėvėjimuisi bei sandarumui, todėl reikalingi tolesni išsamūs šios srities tyrimai.

5.6.3. Trumpomis skaidulomis sustiprintų kompozitų (SFRC) porėtumas

Nors trumpomis skaidulomis sustiprinti kompozitai (SFRC) pastaraisiais metais vis plačiau tiriami dėl jų palankių mechaninių savybių ir klinikinio pritaikomumo, mokslinių tyrimų, tiesiogiai nagrinėjančių šių medžiagų porėtumą, galintį turėti reikšmingą poveikį restauracijų ilgaamžiškumui ir mikropralaidumui, vis dar yra palyginti nedaug. Naujausi trumpomis skaidulomis sustiprintų kompozitų porėtumo ir mikrostruktūrinių savybių tyrimai daugiausia remiasi aukštos skiriamosios gebos mikro–kompiuterine tomografija (μ KT) bei susijusiomis vaizdavimo metodikomis, siekiant kiekybiškai įvertinti vidinių tuštumų paplitimą. *E. Mangoush* ir kt. kiekybiniai μ KT analizės duomenys rodo, kad SFRC, įskaitant tokias šių kompozitų versijas, tokias kaip *EverX Flow* (GC Corporation, Tokyo, Japonija), paprastai pasižymi uždaru porėtumu, neviršijančiu ~1,3 proc. bendro medžiagos tūrio, tuo tarpu takiuose SFRC nustatyti žemesni porėtumo lygiai (~0,3–1,2 proc.), palyginti su tirtų pakuojamų kompozitų vidutiniu porėtumu (~1,25 proc.) (91). To paties tyrimo duomenimis, *EverX Flow Dentin*, *Bulk* bei *Posterior* atspalvių kompozitai pasižymėjo mažiausiu bendru uždaru porėtumu tarp kitų tiriamųjų SFRC, o vidutiniai porų tūriai svyravo: ~0,147 mm³ *EverX Flow* grupėse, ~0,432 mm³ SFRC grupėse, ~0,018 mm³ pakuojamų kompozitų grupėse bei ~0,132 mm³ tiriamosiose takių kompozitų grupėse (91). μ KT analizė, vertinusi vidinę medžiagų adaptaciją ir uždara porėtumą mėginiuose, paruoštuose naudojant storo sluoksnio kompozito (angl. *bulk-fill*) bei sluoksniavimo technikas, patvirtino jų tarpusavio sąsajas. Nustatyta, kad SFRC (*EverX Posterior U*) naudojimas giliose mezio–okliuzo–distalinėse (MOD) ertmėse *bulk-fill* metodika lemia

geresnę vidinę užpildo adaptaciją ir mažesnę uždara porėtumą, palyginti su įprasta sluoksniavimo technika, tačiau statistiškai reikšmingo skirtumo tarp sluoksniavimo technika paruoštų pakuojamo kompozito (*G-aenial Posterior A3 Shade (GC Europe, Leuven, Belgija)*) ir SFRC mėginių bei *bulk-fill* metodika paruoštų takaus kompozito (*Surefil SDR Flow+ U Shade (Dentsply, Milford, DE, JAV)*) ir SFRC mėginių nenustatyta (92). Susijusių mokslinių tyrimų duomenimis, *bulk-fill* metodu paruošti *EverX Flow* mėginiai pasižymėjo statistiškai reikšmingai mažesne vandens sugertimi, palyginti su kitomis restauracinėmis medžiagų grupėmis ($p < 0,001$), o per 30 dienų atlikta vandens sugerties linijinės regresijos analizė parodė, kad paros vandens sugerties nuolydis *bulk-fill* SFRC siekė tik apie $0,038 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ per parą ir buvo ženkliai mažesnis nei kitų tiriamųjų kompozitų grupių ($0,148\text{--}0,186 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ per parą), o tai leidžia manyti, jog takiaame SFRC vyrauja ribotas tarpusavyje susijusių vidinių porų tūris ir daugiausia uždara porų struktūra (75). Palyginimui su ankstesniais duomenimis, tyrimuose, kuriuose nagrinėti įprasti kompozitai, uždaro porėtumo reikšmės svyravo plačiau – nuo 0,5 proc. iki 4 proc., priklausomai nuo užpildo kiekio, monomerų cheminės sudėties bei darbo technikos (93–95). B. W. Nilsen ir bendraautorių μKT tyrime nustatyta, kad injekciniais švirkštais tiekiamiems universaliems derviniams kompozitams būdingos nehomogeniškai išsidėsčiusios smulkios ($<100 \mu\text{m}$ dydžio) poros ir didesnis bendras porėtumas ($\sim 1,94$ proc.), palyginti su storo sluoksnio takiu kompozitu (*Surefil SDR Flow+*), kurio bendras porėtumas tesiekė 0,23 proc., tačiau visi tirti užpildai pasižymėjo reikšmingai didesniu periferiniu porėtumu (96), galinčiu neigiamai paveikti restauracijų hermetiškumą. Apibendrinant, šie rezultatai rodo, kad SFRC, ypač *EverX Flow* takus kompozitas, pasižymi santykinai mažu uždaru porėtumu, palyginti su kai kuriais įprastais derviniais kompozitais, nors lieka neaišku, ar atviras arba aktyvus, porėtumas pasižymi analogiškomis tendencijomis, kadangi tiesioginių atviro SFRC porėtumo matavimų literatūroje vis dar trūksta.

6. MEDŽIAGOS IR METODAI

Tyrimas atliktas trijų kalibruotų tyrėjų VšĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filialo Žalgirio klinikoje ir Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Mokslo centre. Tyrimas yra registruotas ir patvirtintas VšĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filialo Žalgirio klinikos, protokolo numeris Nr. S/Pr. (5.20.)-46 (žr. 1 priedą) ir Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto mokslinių tyrimų etikos komiteto, protokolo numeris Nr. (1.7 E) 150000-KT-636 (žr. 2 priedą).

6.1. Mėginių paruošimas

Dantys tyrimui buvo renkami VšĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filialo Žalgirio klinikos burnos chirurgijos ir patologijos poskyryje. Tyrimui atrinkta 30 vienašaknių dantų. Dantys buvo pašalinti dėl medicininių priežasčių, nesusijusių su šiuo tyrimu. Tiriamosios grupės imtis apskaičiuota naudojant G*Power 3.1 programinę įrangą (*Heinrich Heine, Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Vokietija*), taikant vienfaktorę dispersinę analizę (ANOVA) trijų nepriklausomų grupių vidurkiams palyginti. Skaičiavimai atlikti remiantis mokslinėje literatūroje pateiktomis tiriamųjų barjerinių užpildų porėtumo reikšmėmis (15–17). Skaičiavimams naudotas vidutinis efekto dydis pagal Cohen ($f = 0,25$), nustatant alfa klaidos tikimybę $\alpha = 0,05$ ir tyrimo galią $(1 - \beta) = 0,95$. Apskaičiuota, kad minimalus reikalingas imties dydis yra po 10 dantų kiekvienoje grupėje.

Tyrimui atrinkti pašalinti vienašakniai dantys, turintys vieną I tipo šaknies kanalą, susiformavusiomis šaknų viršūnėmis, turintys bent $\frac{1}{2}$ danties vainiko audinių virš šaknies kanalo įeigos, neturintys perforacijų, rezorbcijų bei skilimų. Endodontiškai gydyti dantys buvo atmesti. Iki tyrimo pradžios dantys laikyti 0,9 proc. NaCl fiziologiniame tirpale.

Tiriamųjų dantų endodontinės ertmės atvertos ir suformuotos naudojant turbininį antgalį ir *EndoAccess* deimantinius grąžtus (*Dentsply Sirona, Ballaigues, Šveicarija*), gausiai aušinant vandeniu. 10 dydžio rankiniais endodontiniais K-File (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Šveicarija*) instrumentais nustatytas dantų šaknų kanalų darbinis ilgis (DI): rankinis endodontinis instrumentas buvo įvestas į šaknies kanalą tol, kol instrumento viršūnė tapo matoma už šaknies viršūninės angos, naudojant 10x didinimą mikroskopu (*OPMI Pico, Carl Zeiss, Oberkochen, Vokietija*). DI nustatytas atitraukus instrumentą 1 mm nuo viršūninės angos, taip pasiekiant viršūninį susiaurėjimą. Dantų šaknų kanalai pirmiausia išplatinti 15 ir 20 dydžio rankiniais endodontiniais K-Flexofile (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Šveicarija*) instrumentais. Chemomechaninis šaknų kanalų paruošimas atliktas naudojant *ProTaper NEXT* (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Šveicarija*) mašininius endodontinius instrumentus pagal gamintojo nurodytą seką: *X1* (17/0,04), *X2* (25/0,06), *X3* (30/0,07), *X4* (40/0,06) ir *X5* (50/0,06), taikant 300 apsisukimų per minutę greitį ir 1 N·cm jėgos momentą, naudojant *X-Smart* (*Dentsply Sirona, Ballaigues, Šveicarija*) endodontinį motorą.

Po kiekvieno instrumento dantų šaknų kanalai iriguoti 5 ml 2 proc. NaOCl (*Chloraxid 2%, Cerkamed Stalowa Wola, Lenkija*). Atlikus chemomechaninį paruošimą, dantų šaknų kanalai 2 minutes iriguoti 5 ml 17 proc. EDTA tirpalu (*Endo Solution 17% EDTA, Cerkamed Stalowa Wola, Lenkija*) bei 5 ml sterilaus distiliuoto vandens. Irigacijai naudota 29G *NaviTip* adata (*Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, JAV*). Dantų šaknų kanalai išsausinti *ProTaper NEXT X5* dydžio popieriniais kaiščiais (*Dentsply Sirona, Ballaigues, Šveicarija*).

6.2. Dantų šaknų kanalų užpildymas

Dantų šaknų kanalai užpildyti *BioRoot RCS* (*Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, Prancūzija*) hidrauliniu kalcio silikatiniu cementu (HKSC) ir *ProTaper NEXT X5* gutaperčios kaiščiu (*Dentsply Sirona, Ballaigues, Šveicarija*), taikant vieno kaiščio metodiką. Pritaikytas gutaperčios kaištis buvo padengiamas plonu HKSC sluoksniu ir švelniai įstumiamas į šaknies kanalą. HKSC įvedimas kartotas tris kartus, paskutinį kartą fiksuojant gutaperčią DI. Gutaperčia nukaitinta šaknies kanalo įeigos srityje karščio nešiklio, 2 mm žemiau šaknies kanalo įeigos.

Po dantų šaknų kanalų užpildymo atliktos kontrolinės dantų šaknų rentgenogramos, siekiant įvertinti dantų šaknų kanalų užpildymo kokybę ir gutaperčios nusklembimo gylį dvimatėje erdvėje. Naudojant *Planmeca Romexis Viewer* (*Planmeca Oy, Helsinki, Suomija*) programinės įrangos matavimo įrankį (angl. *measure length*), nustatyta, ar gutaperčia nusklembta 2 mm žemiau šaknies kanalo įeigos, siekiant sukurti standartizuotą ertmę barjero aplikacijai. Jei vertinant rentgenogramą nustatytas nehomogeniškas šaknies kanalo užpildymas arba netinkamas gutaperčios nusklembimo gylis, užpildymo ir nukaitinimo procedūros kartotos bei atliktos pakartotinės kontrolinės dantų šaknų rentgenogramos.

Mėginiai vieną savaitę laikyti panardinti į 0,9 proc. NaCl fiziologinį tirpalą 37 °C temperatūroje, siekiant sukurti sąlygas dantų šaknų kanalų užpildui suketėti prieš tolesnę μ KT analizę.

6.3. Dantų šaknų kanalų įeigų barjerų sukūrimas

Po vainikinės gutaperčios pertekliaus pašalinimo HKSC likučiai iš dantų šaknų kanalų įeigose suformuotų 2 mm gylio ertmių pašalinti vandeniu sudrėkintu mikroaplikatoriumi ir gausia vandens srove. Ertmės išsausintos švelnia oro srove.

Paruošti dantų mėginiai atsitiktinai suskirstyti į tris lygias tiriamąsias grupes, pasitelkiant atsitiktinio paskirstymo programinę įrangą (*Random.org*): po 10 dantų kiekvienoje grupėje. Grupės suskirstytos pagal naudotas dantų šaknų kanalų įeigų barjerines medžiagas:

1 grupė – cinko fosfatinio cemento (CFC) barjeras – CFC (*Harvard cement, Harvard Dental GmbH, Berlin*, Vokietija) barjeras + adhezyvinė sistema (*OptiBond FL, Kerr Corporation, Orange, CA, JAV*) + trumpomis skaidulomis sustiprintas takus kompozitas (*EverX Flow Dentin Shade, GC Corporation, Tokyo, Japonija*) (n = 10)

CFC *Harvard cement* buvo maišomas ant stiklinės maišymo plokštelės naudojant metalinę maišymo mentelę, laikantis gamintojo rekomendacijų. Milteliai į skystį buvo inkorporuojami dalimis, maišant iki vienalytės konsistencijos. Paruoštas cementas buvo įvedamas ir kondensuojamas dantų šaknų kanalų įeigose suformuotose ertmėse naudojant endodontinius instrumentus (*Plugger Dr. Machtou #1/2* ir *#3/4*, *Dentsply Maillefer, Ballaigues*, Šveicarija), siekiant suformuoti standartizuotą 2 mm storio intrakanalinį barjerą. Po barjero aplikacijos cementui leista visiškai sukietėti mažiausiai 10 minučių prieš atliekant tolesnes procedūras.

2 grupė – stiklo jonomerinio cemento (SJC) barjeras – SJC (*Fuji IX GP*, *GC Dental Corporation, Tokyo*, Japonija) barjeras + adhezyvinė sistema (*OptiBond FL*, *Kerr Corporation, Orange, CA*, JAV) + trumpomis skaidulomis sustiprintas takus kompozitas (*EverX Flow Dentin Shade*, *GC Corporation, Tokyo*, Japonija) (n = 10)

SJC *Fuji IX GP* buvo paruoštas laikantis gamintojo rekomendacijų, miltelius dalimis įtrinant į skystį ant popierinio padėkliuko naudojant plastikinę mentelę iki vienalytės konsistencijos. Paruoštas cementas buvo įvedamas ir kondensuojamas dantų šaknų kanalų įeigose suformuotose ertmėse naudojant endodontinius instrumentus (*Plugger Dr. Machtou #1/2* ir *#3/4*, *Dentsply Maillefer, Ballaigues*, Šveicarija), siekiant suformuoti standartizuotą 2 mm storio intrakanalinį barjerą. Po barjero aplikacijos cementui leista visiškai sukietėti mažiausiai 5 minutes prieš atliekant tolesnes procedūras.

3 grupė – be barjero – adhezyvinė sistema (*OptiBond FL*, *Kerr Corporation, Orange, CA*, JAV) + trumpomis skaidulomis sustiprintas takus kompozitas (*EverX Flow Dentin Shade*, *GC Corporation, Tokyo*, Japonija) (n = 10)

Po barjerinės medžiagos sukietėjimo (išskyrus 3 grupę), endodontinės ertmės 15 sekundžių ẽsdintos 36 proc. ortofosforo rūgštimi (*Blue Etch*, *Cerkamed, Stalowa Wola*, Lenkija), tuomet 10 sekundžių plautos gausia vandens srove ir išsausintos stipria oro srove. Aplikuota dviejų dalių adhezyvinė sistema (*OptiBond FL*, *Kerr Corporation, Orange, CA*, JAV) pagal gamintojo nurodymus: gruntas buvo aplikuotas mikroadplikatoriumi, šveičiamaisiais potėpiaiais įtrinant į dentino paviršių 15 sekundžių, ir išdžiovintas švelnia oro srove 5 sekundes; tuomet analogiškai aplikuotas adhezyvas, jo perteklius pašalintas švelnia oro srove ir švriu mikroadplikatoriumi, o paviršius polimerizuotas šviesa 20 sekundžių.

Endodontinės ertmės, išskyrus vainikinę 1–2 mm dalį, užpildytos SFRC (*EverX Flow Dentin Shade, GC Corporation, Tokyo, Japonija*), medžiagą aplikuojant 2 mm storio sluoksniais. Kiekvienas sluoksnis polimerizuotas šviesa po 20 sekundžių.

Visų tiriamųjų mėginių 1–2 mm vainikinės endodontinės ertmės hermetizuotos pakuojamu nano–hibridiniu kompozitu (*IPS Empress Direct A2 Enamel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenšteinas*) ir atlikta galutinė polimerizacija šviesa 20 sekundžių.

Paruošti mėginiai vieną savaitę laikyti panardinti į 0,9 proc. NaCl fiziologinį tirpalą 37 °C temperatūroje prieš atliekant tolesnę μ KT analizę.

6.4. μ KT skenavimas ir analizė

Paruošti tiriamieji dantys skenuoti aukštos raiškos μ KT skeneriu SkyScan 1273 (*Bruker, Kontich, Belgija*). Skenavimai atlikti taikant 100 kV šaltinio įtampą, 80 μ A spindulio srovę, 9,5 μ m izotropinę rezoliuciją, 0,26° sukimosi žingsnį ir 925 ms išlaikymo laiką. Tyrimui naudotas 1 mm aliuminio ir 0,038 mm vario sudėtinis filtras, siekiant sumažinti galimus artefaktus. Gauti μ KT vaizdai rekonstruoti naudojant NRecon V.2.2.2 programinę įrangą (*Bruker, Kontich, Belgija*), pritaikant 4 dydžio artefaktų sumažinimo indeksą bei 35 proc. spindulio korekciją.

CTAn v.1.25 programinė įranga (*Bruker, Kontich, Belgija*) naudota įvertinti barjerinių medžiagų porėtumą 2 mm žemiau dantų šaknų kanalų įeigų ir vainikinio SFRC užpildo porėtumą 2 mm virš dantų šaknų kanalų įeigų. Programinėje įrangoje sukurtas individualus standartizuotas algoritmas, siekiant išskirti dantų šaknų kanalų užpildus bei poras ir apskaičiuoti uždarytų ir atvirų porų procentinę dalį bei bendrą porėtumą. Išskyrimas atliktas taikant globalaus slenksčio metodiką ir naudojant vienodus parametrus visiems mėginiams, siekiant užtikrinti analizės objektyvumą ir pakartojamumą.

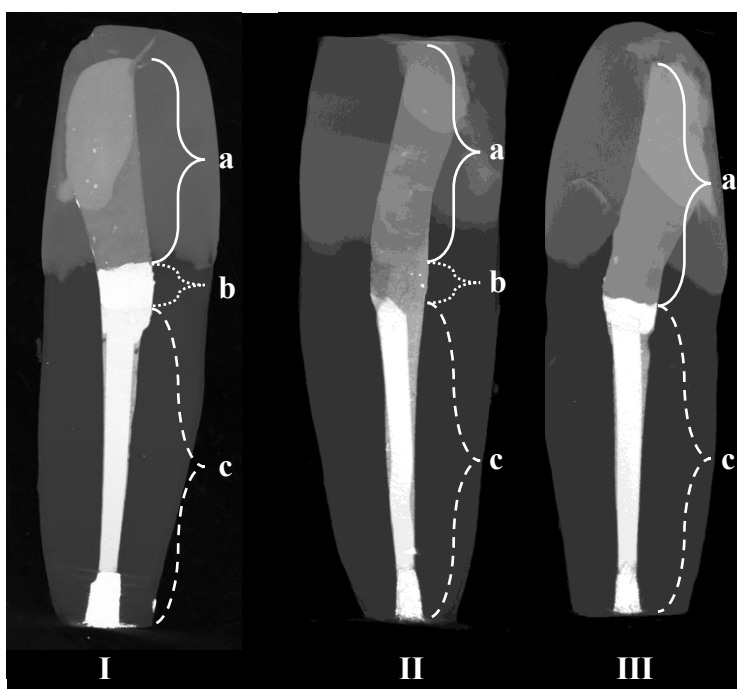
6.5. Statistinė analizė

Statistinė analizė atlikta naudojant IBM SPSS Statistics 31 versijos programinę įrangą (*IBM Corp., Armonk, N.Y., JAV*). Duomenų pasiskirstymo normalumas vertintas taikant *Shapiro–Wilk* testą. Kadangi bent vienos grupės duomenys neatitiko normaliojo skirstinio prielaidų ($p < 0,05$), barjerinių medžiagų porėtumui palyginti tarp dviejų nepriklausomų grupių (CFC ir SJC) buvo taikytas neparametrinis *Mann–Whitney U* testas. Vainikinio kompozitinio užpildo porėtumui palyginti tarp trijų nepriklausomų grupių taikytas neparametrinis *Kruskal–Wallis* testas. Nustačius statistiškai reikšmingus skirtumus, atlikta *post hoc* porinė analizė naudojant *Mann–Whitney U* testą

su *Bonferroni* korekcija. Kiekybiniai duomenys pateikiami kaip mediana ir tarpkvartilinis intervalas (IQR). Statistinis reikšmingumas nustatytas, kai $p < 0,05$, o taikant *Bonferroni* korekciją – kai $p < 0,017$.

7. REZULTATAI

Atlikus μ KT 3D rekonstrukcijas (žr. 1 paveikslą), įvertinti tiriamųjų barjerinių užpildų – CFC ir SJC – bei 2 mm virš jų esančio *EverX Flow* kompozito atviro, uždaro ir bendro porėtumo rodikliai. Rezultatai pateikti 2–4 lentelėse ir 2–7 paveiksluose. Visuose mėginiuose nustatytas porėtumas, o atviro ir bendro porėtumo reikšmės viršijo uždaro porėtumo reikšmes.



1 paveikslas. μ KT 3D rekonstrukcijos, vaizduojančios po vieną reprezentatyvų mėginį iš kiekvienos tiriamosios grupės: **I** – CFC; **II** – SJC; **III** – be barjero. Mažosiomis raidėmis pažymėta: **a** – vainikinis užpildas; **b** – atitinkama barjerinė medžiaga; **c** – šaknies kanalo užpildas.

7.1. Barjerinių užpildų porėtumo analizė

Analizuojant uždaro porėtumo (proc.) duomenis nustatyta, kad tarp tiriamųjų grupių nustatyti statistiškai reikšmingi skirtumai ($p = 0,009$). SJC grupėje uždaro porėtumo mediana buvo didesnė (0,719; IQR 0,111–1,359), lyginant su CFC grupe (0,081; IQR 0,002–0,176).

Atviro porėtumo rodiklių analizė parodė, kad statistiškai reikšmingų skirtumų tarp CFC ir SJC nenustatyta ($p = 0,971$).

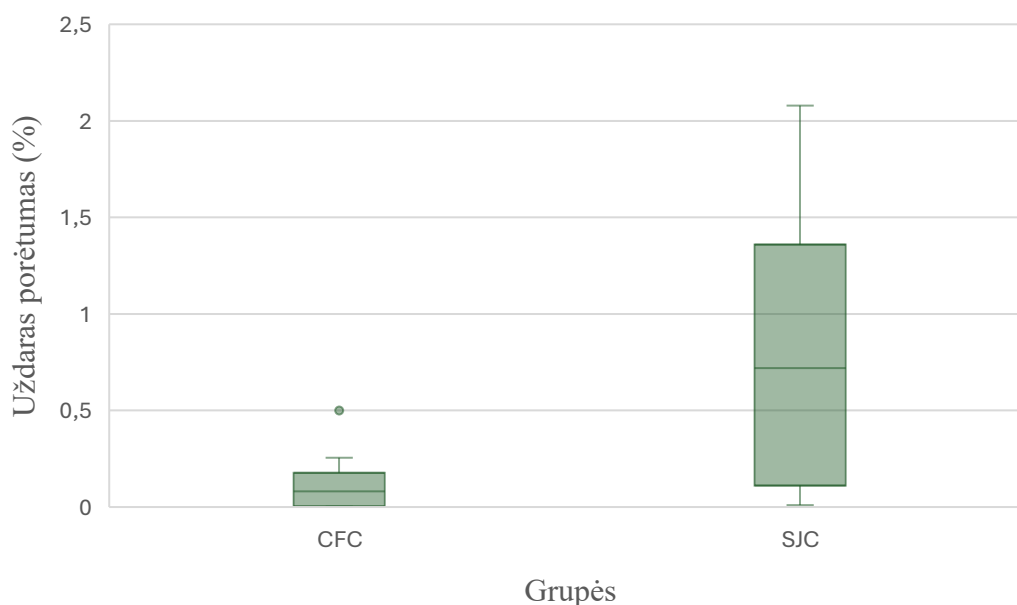
Vertinant bendro porėtumo rodiklius, statistiškai reikšmingų skirtumų tarp tiriamųjų grupių taip pat nenustatyta ($p = 0,796$).

Tiriamųjų barjerinių užpildų uždaro, atviro ir bendro porėtumo rodikliai pateikti 2 lentelėje, o jų grafinis pasiskirstymas – atitinkamai 2–4 paveiksluose.

2 lentelė. Barjerinių užpildų (CFC ir SJC) porėtumo rodiklių palyginimas.

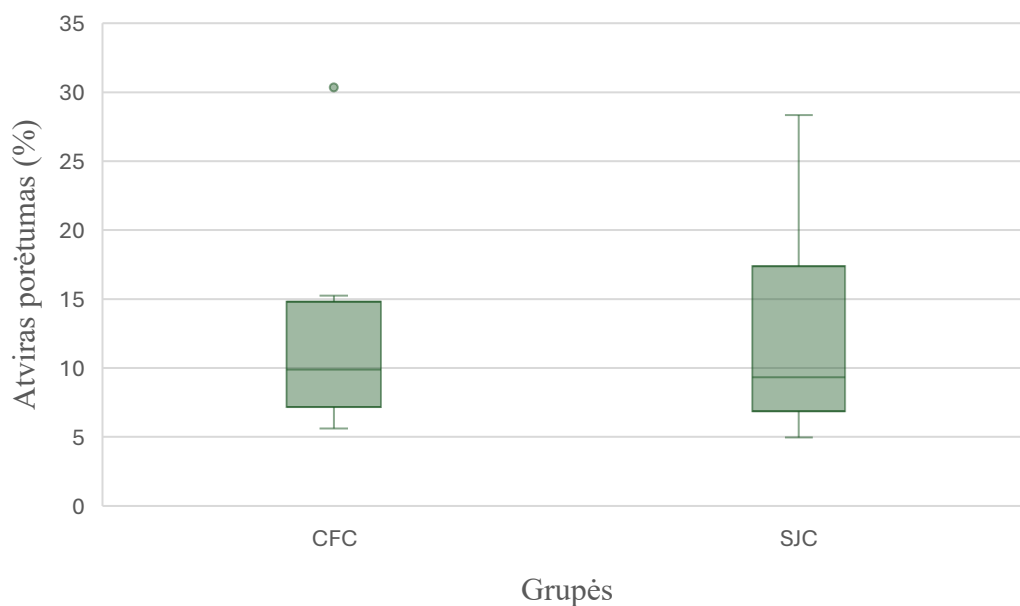
Rodiklis	CFC (n = 10)		SJC (n = 10)		p reikšmė
	Mediana	IQR	Mediana	IQR	
Uždaras porėtumas (%)	0,081	0,002–0,176	0,719	0,111–1,359	0,009**
Atviras porėtumas (%)	9,885	7,167–14,814	9,321	6,865–17,389	0,971
Bendras porėtumas (%)	9,985	7,330–14,868	9,600	7,462–18,398	0,796

Duomenys pateikiami kaip mediana ir tarpkvartilinis intervalas (IQR). CFC – cinko fosfatinis cementas; SJC – stiklo jonomerinis cementas. Statistinė analizė atlikta taikant *Mann–Whitney U* testą su *Bonferroni* korekcija. Statistiškai reikšmingas skirtumas nustatytas, kai $p < 0,017$. ** – statistiškai reikšmingas skirtumas tarp grupių ($p < 0,017$).

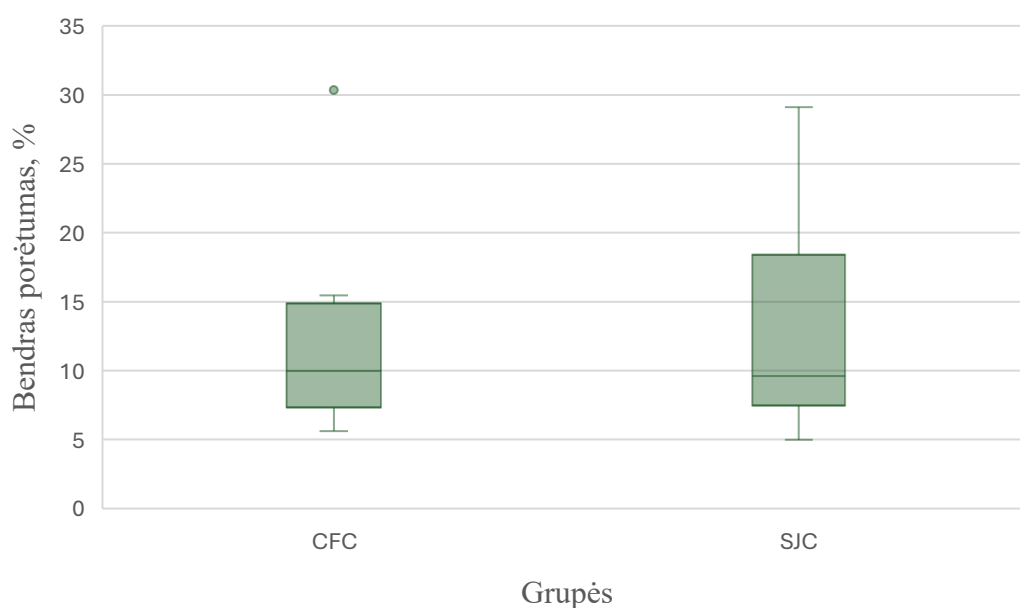


Stačiakampėse diagramose (angl. *boxplot*) pateikiama mediana (vidurinė linija), tarpkvartilinis intervalas (dėžutė), minimalios ir maksimalios reikšmės (ūšai). Išskirtys (jei yra) žymimos atskirais taškais. CFC – cinko fosfatinis cementas; SJC – stiklo jonomerinis cementas.

2 paveikslas. Barjerinių užpildų (CFC ir SJC) uždaro porėtumo (%) pasiskirstymas.



3 paveikslas. Barjerinių užpildų (CFC ir SJC) atviro porėtumo (%) pasiskirstymas.



4 paveikslas. Barjerinių užpildų (CFC ir SJC) bendro porėtumo (%) pasiskirstymas.

7.2. Kompozito porėtumo analizė tarp tiriamųjų grupių

Uždaro porėtumo analizė parodė, kad šio rodiklio reikšmės tarp grupių buvo panašios: be barjero grupėje mediana siekė 0,387, CFC grupėje – 0,311, o SJC grupėje – 0,497. Statistiškai reikšmingų skirtumų nenustatyta ($p = 0,897$).

Atviro porėtumo rodiklių analizė parodė statistiškai reikšmingą skirtumą tarp grupių ($p = 0,008$). Mažiausia mediana nustatyta CFC grupėje (6,819), tuo tarpu didžiausia – grupėje be barjero (10,082). SJC grupėje atviro porėtumo reikšmės buvo vidutinės – 8,047.

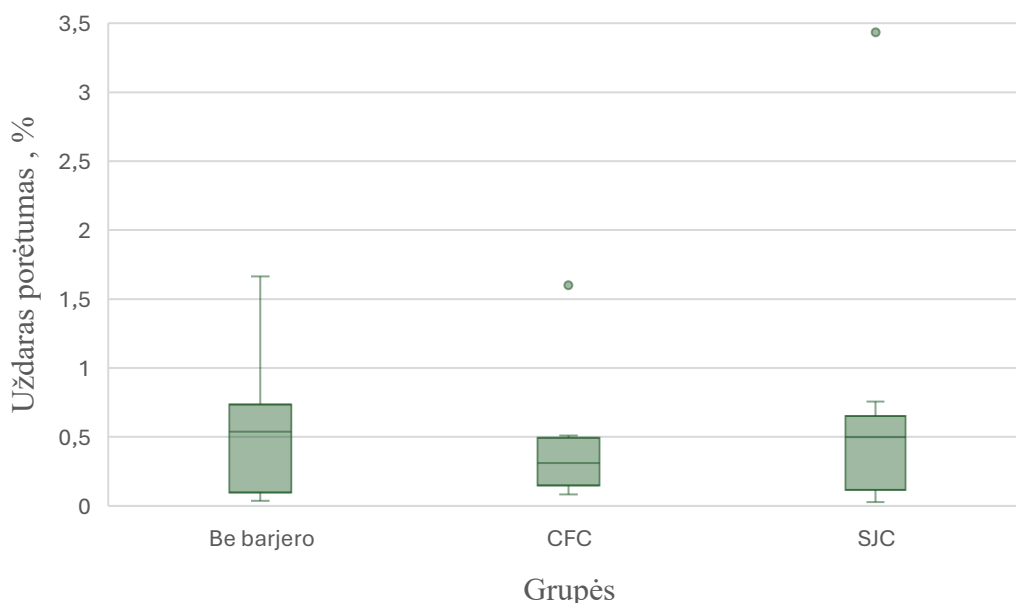
Kruskal–Wallis analizė parodė statistiškai reikšmingus bendro porėtumo skirtumus tarp grupių ($p = 0,032$). Mažiausia bendro porėtumo mediana nustatyta CFC grupėje (7,326: IQR 6,509–9,052), o didžiausia – SJC grupėje (9,861; IQR 7,733–18,183). Be barjero grupėje bendro porėtumo mediana siekė 9,589 (IQR 7,745–13,326).

EverX Flow kompozito uždaro, atviro ir bendro porėtumo (proc.) rodiklių palyginimas tarp tiriamųjų grupių (be barjero, CFC ir SJC) pateiktas 3 lentelėje ir pavaizduotas 5–7 paveiksluose.

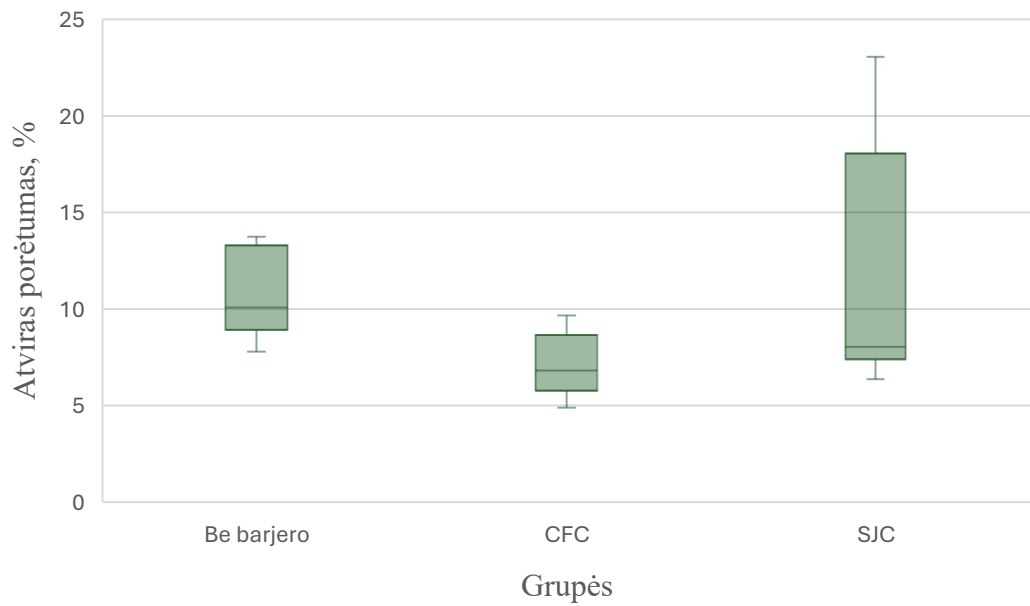
3 lentelė. *EverX Flow* kompozito porėtumo rodiklių palyginimas tarp tiriamųjų grupių.

Rodiklis	Be barjero (n = 10)	CFC (n = 10)	SJC (n = 10)	p reikšmė
	Mediana (IQR)	Mediana (IQR)	Mediana (IQR)	
Uždaras porėtumas (%)	0,387 (0,074–0,720)	0,311 (0,148–0,494)	0,497 (0,116–0,651)	0,897
Atviras porėtumas (%)	10,082 (8,925–13,297)	6,819 (5,768–8,646)	8,047 (7,393–18,054)	0,008*
Bendras porėtumas (%)	9,589 (7,745–13,326)	7,326 (6,509–9,052)	9,861 (7,733–18,183)	0,032*

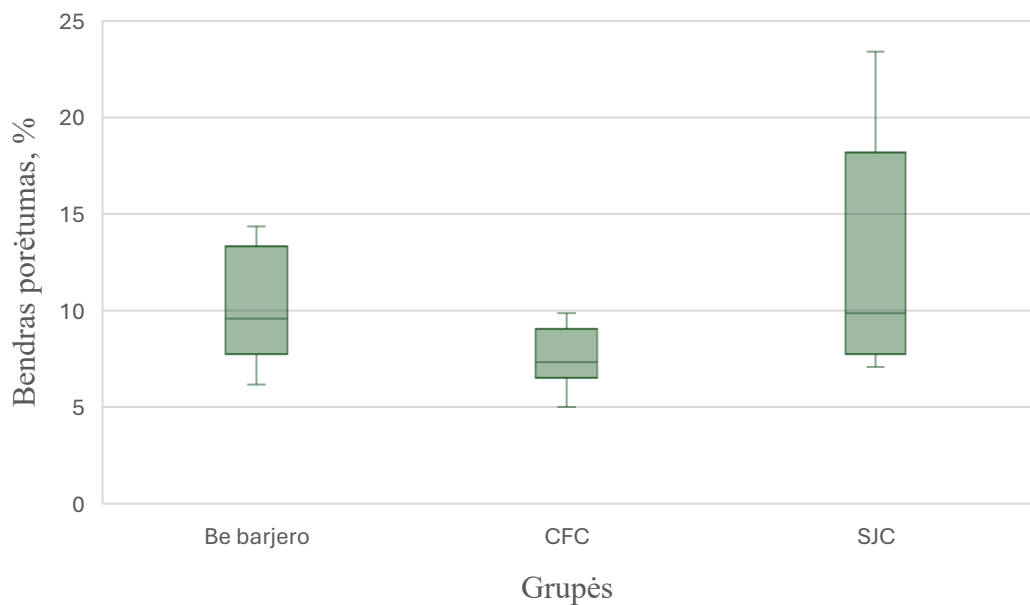
Duomenys pateikiami kaip mediana ir tarpkvartilinis intervalas (IQR). CFC – cinko fosfatinis cementas; SJC – stiklo jonominis cementas. Statistinė analizė atlikta taikant *Kruskal–Wallis* testą. Statistiškai reikšmingas skirtumas nustatytas, kai $p < 0,05$. * – statistiškai reikšmingas skirtumas tarp grupių ($p < 0,05$).



5 paveikslas. *EverX Flow* kompozito uždaro porėtumo (%) pasiskirstymas tarp tiriamųjų grupių.



6 paveikslas. *EverX Flow* kompozito atviro porėtumo (%) pasiskirstymas tarp tiriamųjų grupių.



7 paveikslas. *EverX Flow* kompozito bendro porėtumo (%) pasiskirstymas tarp tiriamųjų grupių.

Siekiant detaliau įvertinti statistiškai reikšmingus atviro ir bendro porėtumo skirtumus tarp atskirų grupių, atlikta porinių palyginimų analizė, taikant *Mann-Whitney U* testą su *Bonferroni* korekcija (žr. 4 lentelę). Kadangi *Kruskal-Wallis* testas neatskleidė statistiškai reikšmingų skirtumų

tarp grupių uždaro porėtumo rodiklių ($p > 0,05$), šis rodiklis į porinių palyginimų analizę nebuvo įtrauktas.

Atviro porėtumo rodiklių poriniai palyginimai parodė, kad statistiškai reikšmingas skirtumas nustatytas tik tarp CFC ir be barjero grupių ($p = 0,002$). Tuo tarpu tarp CFC ir SJC ($p = 0,035$) bei tarp SJC ir be barjero grupių ($p = 0,436$) statistiškai reikšmingų skirtumų nenustatyta, taikant koreguotą reikšmingumo lygį ($p < 0,017$).

Nors *Kruskal–Wallis* testas parodė statistiškai reikšmingą bendro porėtumo skirtumą tarp grupių, porinių palyginimų analizė, pritaikius *Bonferroni* korekciją, statistiškai reikšmingų skirtumų tarp atskirų grupių nenustatyta. CFC ir SJC ($p = 0,023$), CFC ir be barjero ($p = 0,029$) bei SJC ir be barjero ($p = 0,631$) grupėse nustatytos p reikšmės viršijo statistinio reikšmingumo ribą ($p < 0,017$).

4 lentelė. *EverX Flow* kompozito atviro ir bendro porėtumo rodiklių poriniai palyginimai tarp tiriamųjų grupių.

Rodiklis	Grupių palyginimas	p reikšmė
Atviras porėtumas (%)	CFC–SJC	0,035
	CFC–Be barjero	0,002**
	SJC–Be barjero	0,436
Bendras porėtumas (%)	CFC–SJC	0,023
	CFC–Be barjero	0,029
	SJC–Be barjero	0,631

CFC – cinko fosfatinis cementas; SJC – stiklo jonomerinis cementas. Porinių palyginimų analizė atlikta taikant *Mann–Whitney U* testą su *Bonferroni* korekcija. Statistiškai reikšmingas skirtumas nustatytas, kai $p < 0,017$. ** – statistiškai reikšmingas skirtumas tarp grupių ($p < 0,017$).

8. REZULTATŲ APTARIMAS

Adekvatus vainikinės restauracijos hermetiškumas yra būtinas siekiant užtikrinti ilgalaikę endodontinio gydymo sėkmę (7–11,19,20,24), o papildomo barjero sukūrimas dantų šaknų kanalų įeigose laikomas efektyviu metodu, galinčiu reikšmingai sumažinti mikropralaidumo ir pakartotinės rekontaminacijos riziką (12,15,16,33,35). Vienas svarbiausių veiksnių, lemiančių barjerinių medžiagų sandarumą, yra jų mikrostruktūrinės savybės, ypač porėtumas. Nustatyta, kad porų sistema, ypač atviras porėtumas, sudaro sąlygas skysčių ir mikroorganizmų migracijai, todėl yra tiesiogiai susijusi su mikropralaidumo reiškiniu ir gali neigiamai paveikti endodontinio gydymo rezultatus (31,83). Uždaros poros, neturinčios ryšio su išorine aplinka, laikomos mažiau reikšmingomis

mikropralaidumo aspektu, tačiau gali turėti įtakos medžiagos mechaninėms savybėms (82). Todėl barjerinių užpildų porėtumo analizė yra svarbi vertinant jų potencialų klinikinį efektyvumą.

Literatūroje mikropralaidumas dažniausiai vertintas taikant tradicinius metodus (15,16), tokius kaip dažų penetracijos ar bakterinės infiltracijos testai, kurie pasižymi reikšmingais metodiniais apribojimais. Šie metodai dažnai yra destruktiniai, dvimačiai ir priklausomi nuo vertintojo subjektyvumo, todėl jų rezultatai yra sunkiai tarpusavyje palyginami, o patikimumas ir interpretacija vertinami prieštaringai (97,98).

Atsižvelgiant į tai, šiame tyrime siekta įvertinti ir palyginti skirtingų endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų barjerinių užpildų porėtumą *in vitro*, taikant μ KT analizę. Šis metodas leidžia nedestruktyviai ir trimatėje erdvėje analizuoti medžiagos struktūrą, diferencijuoti atvirą ir uždara porėtumą bei kiekybiškai įvertinti porų tūrį ir pasiskirstymą. Nors μ KT metodas turi tam tikrų ribojimų, susijusių su skenavimo rezoliucija, kontrastiškumu ir artefaktų nulemtomis paklaidomis, jis suteikia išsamesnę ir objektyvesnę informaciją, palyginti su tradiciniais mikropralaidumo vertinimo metodais. Todėl šis metodas laikomas pažangiu ir aukštos kokybės tyrimų standartu (99).

Šiame tyrime atlikta μ KT analizė atskleidė, kad nė vienas tirtas mėginys nebuvo be porų, o visose tiriamosiose grupėse nustatytas didesnis atviro nei uždaro porėtumo lygis. Šie rezultatai rodo, kad tiriamųjų medžiagų mikrostruktūroje vyrauja atviros poros, kurių išreikštumas laikomas kliniškai reikšmingu veiksniu, siejamu su padidėjusiu vainikiniu bakteriniu mikropralaidumu ir didesne rekontaminacijos rizika, galinčia lemti endodontinio gydymo nesėkmę.

Vertinant barjerinių užpildų porėtumo rodiklius nustatyta, kad tiriamos CFC ir SJC medžiagos pasižymėjo skirtingomis porėtumo charakteristikomis. Statistiškai reikšmingi skirtumai nustatyti tik uždaro porėtumo rodikliuose, tuo tarpu atviro ir bendro porėtumo reikšmės tarp grupių reikšmingai nesiskyrė.

Detaliau analizuojant uždaro porėtumo rodiklius nustatyta, kad SJC grupėje šios reikšmės buvo didesnės nei CFC grupėje, o tai gali būti siejama su šių medžiagų mikrostruktūros formavimosi ypatumais. SJC būdinga heterogeniška, vandens sąlygojama matrica, kurios formavimosi metu vykstanti jonų difuzija ir vandens migracija gali lemti nevienalytę struktūrą bei didesnę vidinių, su aplinka nesusisiekiančių porų susidarymą (58,59,65). Tuo tarpu CFC formuoja santykinai homogeniškesnę ir tankesnę amorfinę struktūrą (42–44), o tai gali būti siejama su šiame tyrime nustatytu mažesniu uždaro porėtumo lygiu.

Barjerinių užpildų atviro porėtumo analizė neatskleidė statistiškai reikšmingų skirtumų tarp tiriamųjų grupių, o tai rodo, kad CFC ir SJC medžiagų atviro porėtumo reikšmės buvo panašios. Nepaisant to, literatūroje nurodoma, kad atviro porėtumo susidarymas ir kraštinės adaptacijos ypatumai gali būti susiję su medžiagų fizikinėmis ir cheminėmis savybėmis. CFC pasižymi tik mikromechanine retencija, yra jautrūs ertmės geometrijai ir aplinkos drėgmei, o ankstyvose kietėjimo

stadijose gali patirti didesnę hidrolizinę tirpumą bei kraštinę degradaciją (40,41,53,55). Tuo tarpu didelio klampumo SJC gali neužtikrinti pakankamo paviršiaus drėkinimo ir glaudžios jungties su danties kietaisiais audiniais, o tai literatūroje siejama su didesniu mikropralaidumu (66,67). Atsižvelgiant į tai, galima manyti, kad skirtingi, tačiau tarpusavyje kompensuojantys mechanizmai galėjo lemti panašų atviro porėtumo lygį šiame tyrime.

Lyginant šio tyrimo barjerinių užpildų porėtumo rezultatus su literatūroje pateikiamais kitų autorių duomenimis, svarbu pažymėti, kad tyrimų, vertinusių analogiškų barjerinių užpildų porėtumą μ KT metodu, ypač analizuojant konkrečių gamintojų medžiagas, yra labai nedaug, o analogišką metodologiją taikiusių tyrimų nenustatyta. Kiek žinoma autoriui, mokslinėje literatūroje nėra publikuotų tyrimų, kuriuose *Harvard cement CFC* porėtumas būtų vertintas taikant μ KT analizę. Esami duomenys apie CFC porėtumą yra fragmentiški ir gauti taikant skirtingus metodus, tokius kaip gyvsidabrio intruzijos porozimetrija (angl. *MIP*) (84), mažo kampo neutronų sklaida (angl. *SANS*) kartu su μ KT (37) bei skenuojanti elektroninė mikroskopija (SEM) (38), todėl jų tarpusavio palyginimas yra ribotas. Nepaisant metodologinių skirtumų, pavieniai tyrimai leidžia išskirti tam tikras bendras tendencijas. *A. D. Milutinović-Nikolić* ir bendraautorių atlikta *MIP* analizė bei *H. Eslami* ir bendraautorių SEM tyrimas parodė didesnes atitinkamai atviro ir bendro porėtumo reikšmes *Harvard cement CFC*, siekiančias apie 17,2 proc. ir 12,4 proc., palyginti su šiame tyrime nustatytais rodikliais (38,84). Šie skirtumai gali būti paaiškinami taikytų tyrimo metodų ypatumais, kadangi *MIP* ir SEM leidžia detalai įvertinti smulkias, su aplinka susisiekiančias poras, kurios μ KT tyrimuose dėl ribotos rezoliucijos gali likti neaptiktos. Tuo tarpu *A. Viani* ir bendraautorių tyrime, kuriame taikytas *SANS* ir μ KT metodų derinys, nustatytas mažesnis bendras porėtumas, o gautos reikšmės kito priklausomai nuo miltelių ir skysčio santykio (37). Tai rodo, kad CFC yra jautrus maišymo proporcijoms ir medžiagos paruošimo technikai, todėl šiame tyrime taikyta maišymo metodika taip pat galėjo turėti įtakos nustatytiems porėtumo rodikliams. Vis dėlto, gautų rezultatų skirtumus gali lemti ne tik maišymo sąlygos, bet ir taikytų metodų, μ KT analizės parametrų bei naudotų medžiagų sudėties ypatumai, įskaitant skirtingų gamintojų cinko fosfatinius cementus.

Literatūroje pateikiami SJC, įskaitant *Fuji IX GP*, porėtumo rodikliai skiriasi, tačiau nėra tiesiogiai palyginami su šiame tyrime gautais rezultatais, kadangi nė viename iš analizuotų tyrimų SJC nebuvo vertinami kaip barjeriniai užpildai. *A. B. Neves* ir bendraautorių μ KT analizėje nustatytas ženkliai mažesnis didelio klampumo SJC bendras porėtumas (<1 proc.), palyginti su šiame tyrime gautomis reikšmėmis (87). Šiuos skirtumus galima paaiškinti kelių veiksnių visuma, įskaitant skirtingą medžiagų sudėtį, nevienodą mėginių paruošimo metodiką (naudoti standartizuoti cilindriniai blokai) bei μ KT analizės parametrų skirtumus. Pažymėtina, kad minėtame tyrime taikyta didesnė (12 μ m) skenavimo raiška galėjo riboti smulkesnių porų aptikimą, todėl bendras įvertintas porėtumas galėjo būti mažesnis. *V. Biočanin* ir bendraautorių μ KT analizėje *GC Fuji IX GP*

pasižymėjo didesniu uždaru nei atviru porėtumu, tačiau abiejų rodiklių reikšmės buvo mažesnės nei šiame tyrime nustatytos (88). Šie skirtumai gali būti siejami su skirtingomis taikymo sąlygomis, kadangi minėtame tyrime SJC buvo vertintas kaip retrogradinis užpildas, taip pat su μ KT analizės parametrų skirtumais. Be to, nustatyta, kad po mėginių laikymo imitaciniame kūno skystyje sumažėjo bendro ir uždaro porėtumo reikšmės, kas rodo glaudžią SJC sąveiką su vandeniu. Todėl galima manyti, kad skirtingos drėgmės sąlygos galėjo turėti reikšmingos įtakos šiame tyrime nustatytiems porėtumo rodikliams.

Vertinant *EverX Flow* kompozito porėtumo rodiklius nustatyta, kad uždaro porėtumo reikšmės tarp grupių statistiškai reikšmingai nesiskyrė. Tuo tarpu atviro ir bendro porėtumo rodikliams pagal *Kruskal–Wallis* testą buvo nustatytas statistiškai reikšmingas skirtumas tarp grupių. Tačiau porinių palyginimų analizė po *Bonferroni* korekcijos parodė, kad statistiškai reikšmingas skirtumas išliko tik atviro porėtumo rodikliui tarp CFC ir be barjero grupių. Kitais atvejais statistinis reikšmingumas nebuvo pasiektas. Tai galėjo lemti nedidelė imtis ir griežtesnis reikšmingumo lygmuo, taikytas po *Bonferroni* korekcijos. Atsižvelgiant į šias tendencijas, tikslinga įvertinti, kaip skirtingų barjerinių medžiagų panaudojimas ir jų nebuvimas galėjo paveikti virš jų formuojamo kompozito porėtumo rodiklius, ypač atsižvelgiant į tai, kad kiek žinoma autoriui, nėra publikuotų mokslinių straipsnių, tiesiogiai tyrusių barjerinių užpildų įtaką kompozito porėtumui.

Nustatyti kompozito atviro ir bendro porėtumo skirtumai tarp CFC ir SJC gali būti aiškinami šių medžiagų struktūriniais ypatumais ir jų kaip formuojamo pagrindo kompozitui stabilumu. CFC pasižymi santykinai tankesne ir homogeniškesne mikrostruktūra (42–44), galinčia sudaryti mechaniškai stabilesnę pagrindą kompozito aplikacijai. Tai patvirtina ir šiame tyrime nustatytos reikšmingai mažesnės CFC uždaro porėtumo reikšmės, leidžiančios manyti, kad ši medžiaga formuoja kompaktiškesnę ir vientisesnę mikrostruktūrą, kuri gali prisidėti prie geresnės kompozito adaptacijos ir mažesnio atviro ir bendro porėtumo. *Harvard cement* grupėje nustatytas mažesnis kompozito atviras porėtumas gali rodyti palankesnes sąlygas vainikinio užpildo adaptacijai šiame tyrime taikytame eksperimentiniame modelyje. Tuo tarpu SJC būdinga vandens turinti, mažiau stabili ir nevienalytė matrica (58,59) gali sudaryti mažiau palankias sąlygas glaudžiai sąsajai su kompozitu. Literatūroje nurodoma, kad SJC ir kompozitų sąveika priklauso nuo naudojamos adhezyvinės sistemos, o kai kuriais atvejais geresni rezultatai nustatomi taikant savaime besiėsdinančias surišimo sistemas (angl. *self-etch*) (100), tuo tarpu šiame tyrime naudota pilno ėsdinimo (angl. *total-etch*) surišimo sistema (*Optibond FL*) galėjo būti jautresnė SJC paviršiaus ypatumams. Be to, SJC hidrofiliškumas gali skatinti drėgmės išsilaikymą sąsajoje, apsunkinti adhezyvo veikimą ir sudaryti sąlygas mikrodefektų bei porų formavimuisi. Tuo tarpu CFC, nebūdamas hidrofiliškas, gali sudaryti stabilesnę sąsają su adhezyvu ir kompozitu, o tai siejama su mažesniu atviro ir bendro porėtumo

išreikštumu. Atsižvelgiant į tai, galima manyti, kad šių medžiagų struktūriniai ir sąveikos skirtumai buvo vieni pagrindinių veiksnių, nulėmusių šiame tyrime nustatytus kompozito porėtumo rezultatus.

Vienas iš esminių šio tyrimo rezultatų yra tai, kad kompozitas grupėje be barjero pasižymėjo didžiausiu statistiškai reikšmingu atviro porėtumo lygiu, kuris laikomas kliniškai reikšmingu dėl savo sąsajos su mikropralaidumu ir dantų šaknų kanalų rekontaminacijos rizika. Šie rezultatai netiesiogiai pagrindžia barjerinių užpildų efektyvumą mažinant vainikinį mikropralaidumą ir sutampa su kitų autorių tyrimų bei sisteminių apžvalgų duomenimis (15,16,30,35,101).

Didesnis kompozito be barjero atviras porėtumas gali būti siejamas tiek su paties kompozito, tiek su sąlytyje buvusio HKSC (*BioRoot RCS*) šaknies kanalų užpildo struktūriniais ypatumais. Derviniai kompozitai patiria reikšmingas polimerizacinio susitraukimo metu atsirandančias įtampas (76), kurias lemia ertmės geometrija ir su ja susijęs C faktorius, restauracijos tūris bei polimerizacijos sąlygos (102,103). Šiame tyrime kompozito aplikacija gilesniuose ertmės sluoksniuose (2 mm žemiau įeigos) galėjo apsunkinti tiek medžiagos adaptaciją, tiek efektyvią polimerizaciją, sudarydama prielaidas atvirų porų formavimuisi. Nors SFRC, kaip šiame tyrime naudotas *EverX Flow*, pasižymi mažesniu polimerizaciniu susitraukimu (104,105), šis pranašumas gali būti nepakankamas kompensuoti nepalankias aplikacijos sąlygas. Tiesioginis kompozito kontaktas su *BioRoot RCS* HKSC galėjo turėti papildomos įtakos nustatytam didesniai atviram porėtumui, kadangi ši medžiaga yra hidrofilinė, jos kietėjimui būtina drėgmė, ji pasižymi ilgesniu kietėjimo laiku (apie 300 minučių) (106) ir gali išskirti drėgmę, išliekančią sąsajoje su kompozitu aplikacijos metu. Be to, aukštas šio cemento pH (11–12), ypač ankstyvose kietėjimo stadijose (106), gali sąveikauti su adhezyvinėse sistemose esančiais rūgštiniais monomerais (107) ir taip neigiamai paveikti jungties kokybę. Atsižvelgiant į tai, galima manyti, kad nepalankios aplikacijos sąlygos ir HKSC fizikinės bei cheminės savybės gali reikšmingai paveikti kompozito struktūrinį vientisumą, o tai klinikiškai požiūriu gali turėti neigiamos įtakos restauracijos sandarumui ir ilgalaikiai endodontinio gydymo prognozei.

Vertinant šio tyrimo rezultatus, būtina atsižvelgti į tam tikrus metodologinius ribotumus. Tyrimas buvo atliktas *in vitro* sąlygomis, kurios, nepaisant mėginių standartizavimo, neviseiškai atspindi kompleksinę burnos aplinką, įskaitant kintančias drėgmės, temperatūros ir mechaninių apkrovų sąlygas. Taip pat tyrime naudota palyginti nedidelė imtis, galėjusi turėti įtakos rezultatų patikimumui. Papildomai mėginių paruošimas buvo atliekamas žmogaus, todėl negalima atmesti žmogiškosios klaidos galimybės, galėjusios turėti įtaką gautiems rezultatams. μ KT analizės metodas, nors ir leidžia nedestruktyviai bei trimatėje erdvėje įvertinti porėtumą, yra ribojamas skenavimo rezoliucijos, todėl smulkesnės poros galėjo likti neaptiktos. Be to, gautų rezultatų palyginimą su kitais tyrimais riboja skirtingos metodikos, naudotos medžiagos ir mėginių paruošimo sąlygos. Galiausiai porėtumo vertinimas buvo atliekamas kaip netiesioginis mikropralaidumo rodiklis, todėl siekiant

išsamiau įvertinti klinikinę šių radinių reikšmę. tolesni *in vivo* ir ilgalaikiai klinikiniai tyrimai su didesne intimi.

Nepaisant ribotumų, šio tyrimo rezultatai papildė esamas žinias apie barjerinių užpildų mikrostruktūrines savybes ir jų įtaką virš barjero formuojamo kompozito porėtumui – aspektui, kuris iki šiol mokslinėje literatūroje nagrinėtas itin ribotai. Gauti duomenys leidžia geriau suprasti barjerinių medžiagų vaidmenį užtikrinant restauracijos sandarumą ir gali būti kliniškai reikšmingi renkantis tinkamiausias medžiagas vainikinio mikropralaidumo ir su juo susijusios reinfekcijos rizikai mažinti.

9. IŠVADOS

1. Mikro–kompiuterinės tomografijos analizė parodė, kad tirtos barjerinės medžiagos *Fuji IX GP* ir *Harvard cement* pasižymėjo porėta mikrostruktūra, kurioje vyravo atviras porėtumas.
2. Stiklo jonominio cemento *Fuji IX GP* pasižymėjo didesniu uždaru porėtumu nei cinko fosfatinis cementas *Harvard cement*, naudotas kaip barjerinė medžiaga.
3. Trumpomis skaidulomis sustiprintas takus kompozitas *EverX Flow Dentin Shade* pasižymėjo porėta mikrostruktūra, kurioje vyravo atviras porėtumas, o didžiausias jo lygis nustatytas grupėje be barjero.
4. Barjerinių medžiagų pasirinkimas turi įtakos vainikinio kompozito porėtumui, o cinko fosfatinis cementas *Harvard cement* gali būti siejamas su mažesniu atviro porėtumo lygiu, palyginti su stiklo jonominio cemento *Fuji IX GP* barjeru ar restauracija be barjero.

PADĖKA

Nuoširdžiai dėkoju savo darbo vadovui med. dr. Pauliui Tušui už kantrybę, nuolatinį palaikymą, vertingas įžvalgas ir konstruktyvias pastabas viso magistro darbo rengimo metu. Jūsų profesionalios konsultacijos, skatinimas ir bendradarbiavimas buvo neatsiejama šio darbo rengimo dalis ir reikšmingai prisidėjo prie jo įgyvendinimo.

DIRBTINIO INTELEKTO NAUDOJIMO DEKLARACIJA

Rengiant šį magistro darbą buvo naudota dirbtinio intelekto priemonė *ChatGPT (OpenAI)*, kuri padėjo tobulinti teksto struktūrą, stilistiką ir kalbos aiškumą. Dirbtinis intelektas nebuvo naudojamas duomenų rinkimui, analizei ar rezultatų interpretavimui, o visa pateikta informacija yra autoriaus kritiškai įvertinta ir patikrinta. Atsakomybė už darbo turinį tenka autoriui.

LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Azim AA, Merdad K, Peters OA. Diagnosis consensus among endodontic specialists and general practitioners: An international survey and a proposed modification to the current diagnostic terminology. *Int Endod J.* 2022 Nov;55(11):1202–11. doi:10.1111/iej.13816
2. Tibúrcio-Machado CS, Michelin C, Zanatta FB, Gomes MS, Marin JA, Bier CA. The global prevalence of apical periodontitis: a systematic review and meta-analysis. *Int Endod J.* 2021 May;54(5):712–35. doi:10.1111/iej.13467 PubMed PMID: 33378579.
3. De Chevigny C, Dao TT, Basrani BR, Marquis V, Farzaneh M, Abitbol S, et al. Treatment Outcome in Endodontics: The Toronto Study—Phase 4: Initial Treatment. *J Endod.* 2008 Mar;34(3):258–63. doi:10.1016/j.joen.2007.10.017
4. Ng Y -L., Mann V, Gulabivala K. Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature. *Int Endod J.* 2010 Mar;43(3):171–89. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01671.x
5. Burns LE, Kim J, Wu Y, Alzwaideh R, McGowan R, Sigurdsson A. Outcomes of primary root canal therapy: An updated systematic review of longitudinal clinical studies published between 2003 and 2020. *Int Endod J.* 2022 Jul;55(7):714–31. doi:10.1111/iej.13736
6. Bhullar K, Malhotra S, Nain R, Bedi H, Bhullar R, Walia A. Comparative evaluation of intraorifice sealing ability of different materials in endodontically treated teeth: An In vitro study. *J Int Clin Dent Res Organ.* 2019;11(1):14. doi:10.4103/jicdro.jicdro_18_18
7. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J.* 1995 Jan;28(1):12–8. doi:10.1111/j.1365-2591.1995.tb00150.x
8. Gillen BM, Looney SW, Gu LS, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, et al. Impact of the Quality of Coronal Restoration versus the Quality of Root Canal Fillings on Success of Root Canal Treatment: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod.* 2011 Jul;37(7):895–902. doi:10.1016/j.joen.2011.04.002
9. Hajaj T, Perdiou A, Sinescu C, Rominu M, Negrutiu ML, Talpos R, et al. Evaluation of Different Coronal Sealing Materials in the Endodontically Treated Teeth: An In Vitro Study. Țălu Ș, editor. *Adv Mater Sci Eng.* 2021 Jan;2021(1):9977951. doi:10.1155/2021/9977951
10. Lempel E, Lovász BV, Bihari E, Krajczár K, Jeges S, Tóth Á, et al. Long-term clinical evaluation of direct resin composite restorations in vital vs. endodontically treated posterior teeth — Retrospective study up to 13 years. *Dent Mater.* 2019 Sep;35(9):1308–18. doi:10.1016/j.dental.2019.06.002

11. Olcay K, Ataoglu H, Belli S. Evaluation of Related Factors in the Failure of Endodontically Treated Teeth: A Cross-sectional Study. *J Endod*. 2018 Jan;44(1):38–45. doi:10.1016/j.joen.2017.08.029
12. Yavari H, Samiei M, Eskandarinezhad M, Shahi S, Aghazadeh M, Pasvey Y. An in vitro comparison of coronal microleakage of three orifice barriers filling materials. *Iran Endod J*. 2012;7(3):156–60. PubMed PMID: 23056136; PubMed Central PMCID: PMC3467145.
13. SofiAni E, Sari E. The differences of microleakage smart dentin replacement, glass ionomer cement and a flowable resin composite as orifice barrier in root canal treated. *Cumhur Dent J*. 2022 Oct 1;25(3):211–6. doi:10.7126/cumudj.991952
14. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Neelakantan P, Ricci JL. Application of mercury intrusion porosimetry for studying the porosity of mineral trioxide aggregate at two different pH. *Acta Odontol Scand*. 2012 Jan;70(1):78–82. doi:10.3109/00016357.2011.597777
15. Araújo LPD, Da Rosa WLDO, De Araujo TS, Immich F, Da Silva AF, Piva E. Effect of an Intraorifice Barrier on Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. Michalakakis K, editor. *BioMed Res Int*. 2022 Jan;2022(1):2789073. doi:10.1155/2022/2789073
16. Chen P, Chen Z, Teoh Y, Peters O, Peters C. Orifice barriers to prevent coronal microleakage after root canal treatment: systematic review and meta-analysis. *Aust Dent J*. 2023 Jun;68(2):144–5. doi:10.1111/adj.12965
17. Lee KS, Kim JS, Lee DY, Kim RJY, Shin JH. *In vitro* microleakage of six different dental materials as intraorifice barriers in endodontically treated teeth. *Dent Mater J*. 2015;34(4):425–31. doi:10.4012/dmj.2014-242
18. Carrera CA, Lan C, Escobar-Sanabria D, Li Y, Rudney J, Aparicio C, et al. The use of micro-CT with image segmentation to quantify leakage in dental restorations. *Dent Mater*. 2015 Apr;31(4):382–90. doi:10.1016/j.dental.2015.01.002
19. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int*. 2008 Feb;39(2):117–29. PubMed PMID: 18560650.
20. Stenhagen S, Skeie H, Bårdsen A, Laegreid T. Influence of the coronal restoration on the outcome of endodontically treated teeth. *Acta Odontol Scand*. 2020 Feb 17;78(2):81–6. doi:10.1080/00016357.2019.1640390
21. AAE White Paper – Treatment Standards.
22. Gomes AC, Nejaim Y, Silva AIV, Haiter-Neto F, Cohenca N, Zaia AA, et al. Influence of Endodontic Treatment and Coronal Restoration on Status of Periapical Tissues: A Cone-beam

- Computed Tomographic Study. *J Endod.* 2015 Oct;41(10):1614–8. doi:10.1016/j.joen.2015.07.008
23. Dugas NN, Lawrence HP, Teplitsky PE, Pharoah MJ, Friedman S. Periapical health and treatment quality assessment of root-filled teeth in two Canadian populations: Prevalence of apical disease. *Int Endod J.* 2003 Mar;36(3):181–92. doi:10.1046/j.1365-2591.2003.00640.x
 24. Ng Y -L., Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature – Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J.* 2008 Jan;41(1):6–31. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01323.x
 25. Kirkevang L -L., Væth M, Wenzel A. Ten-year follow-up of root filled teeth: a radiographic study of a Danish population. *Int Endod J.* 2014 Oct;47(10):980–8. doi:10.1111/iej.12245
 26. Craveiro MA, Fontana CE, De Martin AS, Bueno CEDS. Influence of Coronal Restoration and Root Canal Filling Quality on Periapical Status: Clinical and Radiographic Evaluation. *J Endod.* 2015 Jun;41(6):836–40. doi:10.1016/j.joen.2015.02.017
 27. Tronstad L, Asbjørnsen K, Døving L, Pedersen I, Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 2000 Oct;16(5):218–21. doi:10.1034/j.1600-9657.2000.016005218.x
 28. Segura-Egea JJ, Jiménez-Pinzón A, Poyato-Ferrera M, Velasco-Ortega E, Ríos-Santos JV. Periapical status and quality of root fillings and coronal restorations in an adult Spanish population. *Int Endod J.* 2004 Aug;37(8):525–30. doi:10.1111/j.1365-2591.2004.00826.x
 29. IMPACT OF CORONAL RESTORATION ON THE SUCCESS AND FAILURE OF ENDODONTIC TREATMENT: A NARRATIVE REVIEW – Romanian Journal of Medical and Dental Education [Internet]. [cited 2026 Apr 14]. Available from: <https://journal.adre.ro/impact-of-coronal-restoration-on-the-success-and-failure-of-endodontic-treatment-a-narrative-review/>
 30. Abdullah M, Aljubori S. EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT INTRAORIFICE BARRIER MATERIALS ON CORONAL MICRO LEAKAGE OF ENDODONTIC ALLY TREATED TEETH BY USING MICRO-COMPUTED TOMOGRAPHY TECHNOLOGY (A COMPARATIVE IN VITRO STUDY). *Georgian Med News.* 2023;(340–341):122–30. PubMed PMID: 37805885.
 31. Muliya S, Shameem KA, Thankachan RP, Francis PG, Jayapalan CS, Hafiz KAA. Microleakage in endodontics. *J Int Oral Health JIOH.* 2014;6(6):99–104. PubMed PMID: 25628496; PubMed Central PMCID: PMC4295468.

32. Shetty S, Shetty R, Bhol R, Oswal P, Parwani R. Comparison of Intra-orifice Sealing Ability of Three Materials Placed after Endodontic Treatment: In Vitro Study. *World J Dent.* 2022 Oct 1;13(S1):3–7. doi:10.5005/jp-journals-10015-2123
33. Roghanizad N, Jones JJ. Evaluation of coronal microleakage after endodontic treatment. *J Endod.* 1996 Sep;22(9):471–3. doi:10.1016/S0099-2399(96)80080-X PubMed PMID: 9198428.
34. Karahan S, Dağ ZB, Uzunoğlu Özyürek E. The Effect of Intraorifice Barrier Materials on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review and Network Meta-Analysis. *J Endod.* 2026 Jan 2;S0099-2399(25)00839-8. doi:10.1016/j.joen.2025.12.010 PubMed PMID: 41485537.
35. Mehta S, Ramugade M, Abrar S, Sapkale K, Giuliani V, Burbano Balseca M. Evaluation of coronal microleakage of intra-orifice barrier materials in endodontically treated teeth: A systematic review. *J Conserv Dent.* 2022;25(6):588. doi:10.4103/jcd.jcd_377_22
36. Wylie M, Parashos P, Fernando J, Palamara J, Sloan A. Biological considerations of dental materials as orifice barriers for restoring root-filled teeth. *Aust Dent J.* 2023 Jun;68(S1). doi:10.1111/adj.12970
37. Viani A, Sotiriadis K, Kumpová I, Mancini L, Appavou MS. Microstructural characterization of dental zinc phosphate cements using combined small angle neutron scattering and microfocus X-ray computed tomography. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2017 Apr;33(4):402–17. doi:10.1016/j.dental.2017.01.008 PubMed PMID: 28222906.
38. Eslami H, Ansari M, Khademi R, Zare-Zardini H. Enhancing Mechanical and Biological Properties of Zinc Phosphate Dental Cement with Akermanite and Hardystonite Nanoparticles: A Synthesis and Characterization Study. Lopes MB, editor. *Int J Dent.* 2024 Jan;2024(1):4916315. doi:10.1155/2024/4916315
39. Jefferies S. Bioactive and Biomimetic Restorative Materials: A Comprehensive Review. Part II. *J Esthet Restor Dent.* 2014 Jan;26(1):27–39. doi:10.1111/jerd.12066
40. Leung GKH, Wong AWY, Chu CH, Yu OY. Update on Dental Luting Materials. *Dent J.* 2022 Nov 3;10(11):208. doi:10.3390/dj10110208
41. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules.* 2023 Feb 8;28(4):1619. doi:10.3390/molecules28041619
42. Gelmi A, Schutt CE. Stimuli-Responsive Biomaterials: Scaffolds for Stem Cell Control. *Adv Healthc Mater.* 2021 Jan;10(1):2001125. doi:10.1002/adhm.202001125

43. Lin Y, Huang S, Zou R, Gao X, Ruan J, Weir MD, et al. Calcium phosphate cement scaffold with stem cell co-culture and prevascularization for dental and craniofacial bone tissue engineering. *Dent Mater*. 2019 Jul;35(7):1031–41. doi:10.1016/j.dental.2019.04.009
44. Front Matter. In: *Biomaterials Science Series* [Internet]. 2nd ed. Cambridge: Royal Society of Chemistry; 2020 [cited 2026 Apr 15]. p. P001–4. Available from: <http://ebook.rsc.org/?DOI=10.1039/9781788016360-FP001> doi:10.1039/9781788016360-FP001
45. Margerit J, Cluzel B, Leloup JM, Nurit J, Pauvert B, Terol A. Chemical characterization of in vivo aged zinc phosphate dental cements. *J Mater Sci Mater Med*. 1996 Oct;7(10):623–8. doi:10.1007/BF00058202
46. Kotha AK, Nicholson JW, Booth SE. Biological Evaluation of Zinc Phosphate Cement for Potential Bone Contact Applications. *Biomedicines*. 2023 Jan 18;11(2):250. doi:10.3390/biomedicines11020250 PubMed PMID: 36830786; PubMed Central PMCID: PMC9953316.
47. Pameijer CH, Glantz PO, Von Fraunhofer A. Clinical and Technical Considerations of Luting Agents for Fixed Prosthodontics. *Int J Dent*. 2012;2012:1–2. doi:10.1155/2012/565303
48. Mitra SB. Dental cements: formulations and handling techniques. In: *Dental Biomaterials* [Internet]. Elsevier; 2008 [cited 2026 Apr 15]. p. 162–93. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781845692964500060> doi:10.1533/9781845694241.162
49. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health JIOH*. 2014 Feb;6(1):116–20. PubMed PMID: 24653615; PubMed Central PMCID: PMC3959149.
50. Mahasti S, Sattari M, Romoozi E, Akbar-zadeh Baghban A. Cytotoxicity Comparison of Harvard Zinc Phosphate Cement Versus Panavia F2 and Rely X Plus Resin Cements on Rat L929-fibroblasts. *Cell J Yakhteh*. 2011;13(3):163–8. PubMed PMID: 23508355; PubMed Central PMCID: PMC3584464.
51. Obtaining Composite Zinc Phosphate Cement with the Addition of Phosphoric Slag [Internet]. [cited 2026 Apr 14]. Available from: <https://www.mdpi.com/2504-477X/9/5/200>
52. ISO 9917-1:2025(en), Dentistry — Water-based cements — Part 1: Acid-base cements [Internet]. [cited 2026 Apr 14]. Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/en/#iso:std:iso:9917:-1:ed-3:v2:en>
53. Ladha K, Verma M. Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview. *J Indian Prosthodont Soc*. 2010 Jun;10(2):79–88. doi:10.1007/s13191-010-0022-0 PubMed PMID: 21629449; PubMed Central PMCID: PMC3081255.

54. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:67–76. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01297.x PubMed PMID: 21564117.
55. Jacob J, Devadathan A, Joseph S, Dathan PC, Mathew S, Kuriakose R. Comparative Evaluation of Microleakage of Zinc Phosphate Cement, Resin-Modified Glass Ionomer, and Two Dual-Cure Resin Cements: In Vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2022 Jul;14(Suppl 1):S631–7. doi:10.4103/jpbs.jpbs_756_21
56. Saridena USNG, Sanka GSSJ, Alla RK, Ramaraju Av, Mc SS, Raju Mantena S. An overview of advances in glass ionomer cements. *Int J Dent Mater*. 2022;04(04):89–94. doi:10.37983/IJDM.2022.4403
57. Messer-Hannemann P, Böttcher H, Henning S, Schwendicke F, Effenberger S. Concept of a Novel Glass Ionomer Restorative Material with Improved Mechanical Properties. *J Funct Biomater*. 2023 Oct 24;14(11):534. doi:10.3390/jfb14110534
58. Silva DOCD, Silva IDM, Rocha ADO, Anjos LMD, Lima TO, Santos RDMDA, et al. Cimento de ionômero de vidro e sua aplicabilidade na Odontologia: Uma revisão narrativa com ênfase em suas propriedades. *Res Soc Dev*. 2021 Apr 30;10(5):e20110514884. doi:10.33448/rsd-v10i5.14884
59. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 2016 Sep;7(3):16. doi:10.3390/jfb7030016
60. Mechanical Properties of Glass Ionomer Cements after Incorporation of Marine Derived Hydroxyapatite [Internet]. [cited 2026 Apr 14]. Available from: <https://www.mdpi.com/1996-1944/13/16/3542>
61. Šalinović I, Stunja M, Schauperl Z, Verzak Ž, Ivanišević Malčić A, Brzović Rajić V. Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta Stomatol Croat*. 2019 Jun 15;53(2):125–31. doi:10.15644/asc53/2/4
62. Magalhães GDAP, Thomson JJ, Smoczer C, Young LA, Matos AO, Pacheco RR, et al. Effect of Biosilicate® Addition on Physical–Mechanical and Biological Properties of Dental Glass Ionomer Cements. *J Funct Biomater*. 2023 May 30;14(6):302. doi:10.3390/jfb14060302
63. Song A, Gong H, Zhang J, Wang H, Zhu S. Adhesive properties and performance of glass ionomer cements in dental restorations: A Comparative study of four materials. *Int J Adhes Adhes*. 2025 Jun;140:103989. doi:10.1016/j.ijadhadh.2025.103989
64. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: An in vivo study. *J Dent*. 2006 Sep;34(8):608–13. doi:10.1016/j.jdent.2005.12.012

65. Sikka N, Brizuela M. Glass Ionomer Cement. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 [cited 2026 Apr 14]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK582145/> PubMed PMID: 35881750.
66. Singla T, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Gupta M. An evaluation of microleakage of various glass ionomer based restorative materials in deciduous and permanent teeth: An in vitro study. *Saudi Dent J*. 2012 Jan;24(1):35–42. doi:10.1016/j.sdentj.2011.10.002
67. Diwanji A, Dhar V, Arora R, Madhusudan A, Rathore A. Comparative evaluation of microleakage of three restorative glass ionomer cements: An in vitro study. *J Nat Sci Biol Med*. 2014;5(2):373. doi:10.4103/0976-9668.136193
68. Borgia E, Baron R, Borgia JL. Quality and Survival of Direct Light-Activated Composite Resin Restorations in Posterior Teeth: A 5- to 20-Year Retrospective Longitudinal Study. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28(1). doi:10.1111/jopr.12630
69. Tanner J, Tolvanen M, Garoushi S, Säilynoja E. Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Restorations in Posterior Teeth - Results of 2.5 Year Follow-up. *Open Dent J*. 2018 Jun 29;12(1):476–85. doi:10.2174/1874210601812010476
70. Attik N, Colon P, Gauthier R, Chevalier C, Grosogeat B, Abouelleil H. Comparison of physical and biological properties of a flowable fiber reinforced and bulk filling composites. *Dent Mater*. 2022 Feb;38(2):e19–30. doi:10.1016/j.dental.2021.12.029
71. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi S. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology*. 2019 Jul;107(3):342–52. doi:10.1007/s10266-018-0405-y
72. Garoushi S, Säilynoja E, Frater M, Keulemans F, Vallittu PK, Lassila L. A comparative evaluation of commercially available short fiber-reinforced composites. *BMC Oral Health*. 2024 Dec 30;24(1):1573. doi:10.1186/s12903-024-05267-6
73. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater*. 2007 Nov;23(11):1356–62. doi:10.1016/j.dental.2006.11.017
74. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture behavior of Bi-structure fiber-reinforced composite restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Jan;101:103444. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103444
75. Tarjányi T, Jakab AG, Sámi M, Bali K, Rárosi F, Jarábik ML, et al. The Nanomechanical Performance and Water Uptake of a Flowable Short Fiber Composite: The Influence of Bulk and Layering Restorative Techniques. *Polymers*. 2025 Jun 2;17(11):1553. doi:10.3390/polym17111553

76. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dent Mater.* 2016 Aug;32(8):998–1006. doi:10.1016/j.dental.2016.05.006
77. Yoshinaga K, Yoshihara K, Yoshida Y. Development of new diacrylate monomers as substitutes for Bis-GMA and UDMA. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2021 Jun;37(6):e391–8. doi:10.1016/j.dental.2021.02.023 PubMed PMID: 33757654.
78. Shouha PSR, Ellakwa AE. Effect of short glass fibers on the polymerization shrinkage stress of dental composite: Effect of Short Glass Fibers on DRC PSS. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2017 Oct;105(7):1930–7. doi:10.1002/jbm.b.33723
79. Raju R, Rajan G, Farrar P, Prusty BG. Dimensional stability of short fibre reinforced flowable dental composites. *Sci Rep.* 2021 Feb 25;11(1):4697. doi:10.1038/s41598-021-83947-x
80. Sarna-Boś K, Skic K, Sobieszczański J, Boguta P, Chałas R. Contemporary Approach to the Porosity of Dental Materials and Methods of Its Measurement. *Int J Mol Sci.* 2021 Aug 18;22(16):8903. doi:10.3390/ijms22168903
81. Almohaimede AA, Almutairi MM, Alyousef HM, Almadi EM. Micro-computed tomographic analysis of filling porosity of two different obturation techniques. *Saudi J Oral Sci.* 2019 Jan;6(1):8–12. doi:10.4103/sjos.SJOralSci_43_18
82. Zdravkov B, Čermák J, Šefara M, Janků J. Pore classification in the characterization of porous materials: A perspective. *Open Chem.* 2007 Jun 1;5(2):385–95. doi:10.2478/s11532-007-0017-9
83. Milanovic I, Milovanovic P, Antonijevic D, Dzeletovic B, Djuric M, Miletic V. Immediate and Long-Term Porosity of Calcium Silicate-Based Sealers. *J Endod.* 2020 Apr;46(4):515–23. doi:10.1016/j.joen.2020.01.007 PubMed PMID: 32094001.
84. Milutinović-Nikolić AD, Medić VB, Vuković ZM. Porosity of different dental luting cements. *Dent Mater.* 2007 Jun;23(6):674–8. doi:10.1016/j.dental.2006.06.006
85. Chen W, Gan L, Huang J. Design, Manufacturing and Functions of Pore-Structured Materials: From Biomimetics to Artificial. *Biomimetics.* 2023 Mar 29;8(2):140. doi:10.3390/biomimetics8020140
86. Phillips' Science of Dental Materials [Internet]. 2012 [cited 2026 Apr 15]. Available from: <https://shop.elsevier.com/books/phillips-science-of-dental-materials/anusavice/978-1-4377-2418-9>
87. Neves AB, Lopes LIG, Bergstrom TG, Silva ASSD, Lopes RT, Neves ADA. Porosity and pore size distribution in high-viscosity and conventional glass ionomer cements: a micro-computed tomography study. *Restor Dent Endod.* 2021;46(4):e57. doi:10.5395/rde.2021.46.e57

88. Biočanin V, Antonijević Đ, Poštić S, Ilić D, Vuković Z, Milić M, et al. Marginal Gaps between 2 Calcium Silicate and Glass Ionomer Cements and Apical Root Dentin. *J Endod*. 2018 May;44(5):816–21. doi:10.1016/j.joen.2017.09.022
89. Ok E, Kamalak H, Canbay CA, Yiğit O. The evaluation of surface porosity of different glass ionomer cements. *Int J Appl Dent Sci*.
90. Cabello Malagón I, Cánovas Hernández B, Martínez Hernández E, Serna-Muñoz C, Pérez-Silva A, Ortiz-Ruiz AJ. Analysis of the Porosity and Microhardness of Glass Ionomer Cements. *Mater Sci*. 2022 Feb 18;28(1):113–9. doi:10.5755/j02.ms.28198
91. Mangoush E, Lassila L, Vallittu PK, Garoushi S. Quantitative Analysis of Closed Porosity in Direct Resin Composites: A Micro-CT Study on the Influence of Material Type. Pucci CR, editor. *Int J Dent*. 2025 Jan;2025(1):3292581. doi:10.1155/ijod/3292581
92. Néma V, Kunsági-Máté S, Őri Z, Kiss T, Szabó P, Szalma J, et al. Relation between internal adaptation and degree of conversion of short-fiber reinforced resin composites applied in bulk or layered technique in deep MOD cavities. *Dent Mater*. 2024 Apr;40(4):581–92. doi:10.1016/j.dental.2024.02.013
93. Nilsen BW, Jensen E, Örtengren U, Michelsen VB. Analysis of organic components in resin-modified pulp capping materials: critical considerations. *Eur J Oral Sci*. 2017 Jun;125(3):183–94. doi:10.1111/eos.12347 PubMed PMID: 28444854.
94. Hirata R, Pacheco RR, Caceres E, Janal MN, Romero MF, Giannini M, et al. Effect of Sonic Resin Composite Delivery on Void Formation Assessed by Micro-computed Tomography. *Oper Dent*. 2018;43(2):144–50. doi:10.2341/16-331-L PubMed PMID: 29394140.
95. Micro-computed tomography evaluation of internal void formation of bulk-fill resin composites in Class II restorations - Demirel - 2019 - Polymer Composites - Wiley Online Library [Internet]. [cited 2026 Apr 15]. Available from: <https://4spepublications.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/pc.25140>
96. Nilsen BW, Mouhat M, Jokstad A. Quantification of porosity in composite resins delivered by injectable syringes using X-ray microtomography. *Biomater Investig Dent*. 2020 Jan 1;7(1):86–95. doi:10.1080/26415275.2020.1784013
97. Jafari F, Jafari S. Importance and methodologies of endodontic microleakage studies: A systematic review. *J Clin Exp Dent*. 2017;0–0. doi:10.4317/jced.53604
98. Mijkovic M, Dacic S, Popovic J, Nikolic M, Stosic N. Review of Dye Methods for Microleakage Assessment in Restorative Dentistry and Endodontics. *J Esthet Restor Dent*. 2026 Jan 30;jerd.70111. doi:10.1111/jerd.70111

99. Chaturvedi S, Chaturvedi M, Kumar N, Al-Qarni MA, Alqahtani NM, Ahmed AR, et al. Evaluating micro-CT as a tool for advanced research in prosthetic dentistry: systematic review and meta-analysis. *Odontology*. 2026 Apr 4. doi:10.1007/s10266-026-01368-6
100. Arandi NZ. Choosing the Right Adhesive: A Review of Strategies for Composite Bonding to Glass Ionomers and Calcium Silicate-based Cements. *Open Dent J*. 2024 Mar 1;18(1):e18742106282792. doi:10.2174/0118742106282792240222071645
101. Wylie ME, Fernando JR, Parashos P, Sloan AJ, Palamara JEA, Kaunein N. Clinical efficacy of orifice barriers in endodontics: A systematic review. *J Dent*. 2026 Apr;167:106556. doi:10.1016/j.jdent.2026.106556
102. Kim HJ, Park SH. Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-CT and its correlation with polymerization shrinkage. *Oper Dent*. 2014;39(2):E57-70. doi:10.2341/12-378-L PubMed PMID: 24111809.
103. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress--is it clinically meaningful? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2016 Jan;32(1):1–10. doi:10.1016/j.dental.2015.06.020 PubMed PMID: 26220776.
104. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2013 Aug;29(8):835–41. doi:10.1016/j.dental.2013.04.016 PubMed PMID: 23726127.
105. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *J Investig Clin Dent*. 2018 Aug;9(3):e12330. doi:10.1111/jicd.12330 PubMed PMID: 29479830.
106. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *Int Endod J*. 2017 Dec;50 Suppl 2:e120–36. doi:10.1111/iej.12856 PubMed PMID: 28881478.
107. Ranjkesh B, Kopperud HM, Løvschall H. Bond strength of resin-based restorative materials to fast-setting calcium silicate cement using different resin adhesive systems. *Eur J Oral Sci*. 2024 Dec;132(6):e13025. doi:10.1111/eos.13025 PubMed PMID: 39462816; PubMed Central PMCID: PMC11602444.

PRIEDAI

1 priedas

VILNIAUS
UNIVERSITETO
LIGONINĖS
SANTAROS
KLINIKŲ FILIALAS

**ŽALGIRIO
KLINIKA**

Saulei Kondraškaitei
El. p. saule.kondraskaite@mf.stud.vu.lt

2025-09-25 Nr. S/Pr.(5.20.)-46
į 2025-05-08 prašymą

Pauliui Tušui
El. p. paulius.tusas@zalgiroklivika.lt

DĖL JŪSŲ PRAŠYMO

Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filiale Žalgirio klinikoje (toliau – Kliniką) 2025 m. rugsėjo 5 d. gautas ir išnagrinėtas Jūsų 2025 m. gegužės 8 d. prašymas „Dėl mokslinio darbo vykdymo“ (toliau – Prašymas) bei 2025 m. rugsėjo 24 d. pateikti patikslinti Prašymo priedai.

Mokslinio darbo pavadinimas: „Endodontiškai gydytų dantų šaknų kanalų įeigų hermetizavimas: skirtingų medžiagų porėtumo mikro-kompiuterinės tomografijos analizė *in vitro*“.

Mokslinio darbo vadovas: Paulius Tušas.

Studentų mokslinių darbų vykdymo Klinikoje tvarką reglamentuoja Studentų mokslinių darbų organizavimo ir vykdymo VŠĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filiale Žalgirio klinikoje tvarkos aprašas, patvirtintas Klinikos direktoriaus 2024 m. spalio 14 d. įsakymu Nr. 05-10 „Dėl Studentų mokslinių darbų organizavimo ir vykdymo VŠĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filiale Žalgirio klinikoje tvarkos aprašo patvirtinimo“ (toliau – Aprašas). Informuojame, kad Kliniką, Apraše nustatyta tvarka įvertinusi Prašymą bei jo priedus, nusprendė studentės Saulės Kondraškaitės Prašymui pritarti.

Atkreipiame Jūsų dėmesį, kad, vadovaujantis Aprašo 14 punktu, kai studento prašymas dėl mokslinio darbo atlikimo yra patenkintas, **studento mokslinio darbo vykdymo tvarką (tikslų atvykimo laiką, vietą Klinikoje, medicininių dokumentų nuasmeninimą ir kt.) organizuoja studento mokslinio darbo vadovas.**

Direktorė



Vytautė Pečiulienė

D. Milkevičiūtė, +370 5 272 2647, el. p. danguole.milkeviciute@zalgiroklivika.lt



Viešosios įstaigos Vilniaus universiteto ligoninės
Santaros klinikų filialas Žalgirio klinika
Žalgirio g. 117, LT-08215 Vilnius
Tel. +370 5 272 1031
El. pristatymo dėžutės adresas 306983585

El. p. info@zalgiroklivika.lt
www.zalgiroklivika.lt
Duomenys kaupiami ir saugomi Juridinių asmenų registre
Kodas 306983585



**VILNIAUS UNIVERSITETO
MEDICINOS FAKULTETO
MOKSLINIŲ TYRIMŲ ETIKOS KOMITETAS**

POSĖDŽIO PROTOKOLAS

2025-12-12 Nr. (1.7 E) 150000-KT-636
Vilnius

El. balsavimas vyko 2025 m. gruodžio 11-12 d.

Posėdžio pirmininkas VU MF SMI Visuomenės sveikatos katedros asistentė dr. Jelena Stanislavovienė.

Posėdžio sekretorius VU MF SMI vyr. specialistė Greta Zambžickaitė.

Posėdyje dalyvavo: VU MF SMI Slaugos katedros asistentė dr. Aldona Mikaliūkštienė, VU MF TSTI Populiacijų genomikos laboratorijos vyresnioji mokslo darbuotoja dr. Laura Pranckėnienė, VU MF SMI Sveikatos etikos, teisės ir istorijos centro docentė dr. Aistė Bartkienė, VU MF SMI Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedros docentė dr. Aurelija Šidlauskienė, VU MF SMI Optometrijos katedros docentas dr. Saulius Galgauskas, VU MF KMI Akušerijos ir ginekologijos klinikos docentė dr. Diana Bužinskienė, VU MF KMI Anesteziologijos ir reanimatologijos klinikos jaun. asistentas dr. Vaidas Vicka, VU MF BMI Anatomijos, histologijos ir antropologijos katedros asistentė dr. Rūta Morkūnienė, VU MF BMI Fiziologijos, biochemijos, mikrobiologijos ir laboratorinės medicinos katedros asistentė dr. Inga Bikulčienė, VU MF Odontologijos instituto docentė dr. Rasmūtė Manelienė. Kvorumas priimti sprendimus buvo, nes posėdyje dalyvavo 11 narių iš 11.

5. SVARSTYTA. Odontologijos vientisųjų studijų programos penkto kurso studentės Saulės Kondraškaitės baigiamojo darbo tyrimo protokolo ir instrumento vertinimas.

NUTARTA. Studentės Saulės Kondraškaitės baigiamojo darbo tyrimo protokolo ir instrumento turinys neprieštaruoja vykdomojo tyrimo etikos normoms ir VU MF Mokslinių tyrimų etikos komitetas pritaria tyrimo instrumento naudojimui.

VU MF Mokslinių tyrimų etikos komiteto
pirmininkė

dr. Jelena Stanislavovienė

Posėdžio sekretorė

Greta Zambžickaitė