

Универзитет у Београду  
Стоматолошки факултет

Јелена З. Вуловић

**Анализа односа глас-јономер и глас-хибридних цемената са  
каријесом измењеним дентином млечних зуба**

Докторска дисертација

Београд, 2026

University of Belgrade  
School of Dental Medicine

Jelena Z. Vulović

**Analysis of Glass Ionomer and Glass Hybrid Cements in Relation to  
Caries-Affected Primary Dentin**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2026

**Ментор:**

Проф. др Тамара Перић

Редовни професор, Клиника за дечију и превентивну стоматологију, Стоматолошки факултет, Универзитет у Београду

**Комисија за оцену и одбрану завршне докторске дисертације:**

1. Проф. др Дејан Марковић,  
Стоматолошки факултет Универзитета у Београду

2. Доц. Јована Кузмановић Пфићер,  
Стоматолошки факултет Универзитета у Београду

3. Проф. др Евгенија Марковић,  
Стоматолошки факултет Универзитета у Београду

4. Проф. др Бојан Петровић,  
Медицински факултет Универзитета у Новом Саду

5. Доц. Сања Којић,  
Факултет техничких наука Универзитета у Новом Саду

*Ову докторску дисертацију посвећујем  
родитељима, а посебно оцу, који је увек веровао у мене и био моја највећа подршка.  
Овај рад дугујем и свом супругу Душану,  
као и нашој деци, Алексеју и Види, чија су љубав и осмех давали смисао и снагу свему*

## Захвалница

Своју најдубљу захвалност упућујем својој менторки, **проф. др Тамари Перић**, на несебичном пружању знања и вештина, професионалном вођству и подршци током читавог процеса израде ове дисертације. Њена посвећеност, стрпљење и спремност да у сваком тренутку пружи помоћ и савет представљали су ми велику научну и личну подршку. Њена топлина и охрабрење били су ми снажан ослонац и инспирација, а овај рад не би био могућ без њеног несебичног ангажовања.

Захваљујем се проф. др **Бојану Петровићу**, проф. др **Дејану Марковићу**, проф. др **Ивани Милетић** и проф. др **John W. Nicholson**-у на стручним саветима и подршци током израде методологије истраживања, чије је знање, искуство и научно усмерење значајно допринело квалитету и научној вредности овог рада. Посебну захвалност дугујем и доц. др **Сањи Којић**, чија је посвећеност и несебична помоћ у процесу анализе омогућила прецизније и поузданије резултате. Такође, искрено се захваљујем **Лазару Милићу** на техничкој и практичној помоћи без које би овај сегмент истраживања био знатно отежан.

Посебну захвалност упућујем проф. др **Милошу Белоци** на несебичној помоћи, подршци и професионалном ангажовању током реализације овог истраживања.

Захваљујем се доц. др **Јовани Кузмановић Пфићер** на помоћи и подршци приликом статистичке обраде резултата, чији је стручан приступ и посвећеност значајно допринео квалитету овог истраживања.

Захваљујем се **Букашину Кошутућу** на помоћи и спремности да увек ускочи и преузме део посла када ја нисам била у могућности. Његова подршка и ангажовање у анализи микропропустљивости у великој мери су допринели успешном спровођењу овог истраживања.

Посебну захвалност дугујем др **Александру Раџићу** за ангажовање у поступку термоциклирања, чији је труд омогућио поузданост и доследност експерименталних услова у овом истраживању.

Од срца захваљујем својој породици, сестри, брату, тетци и течи, на неизмерној љубави, подршци и охрабрењу које су ми пружали током израде ове дисертације.

## Сажетак

**Увод:** Глас-јономер цементи (ГЈЦ) представљају често примењиване материјале у области дечије и превентивне стоматологије. Посебан значај ових материјала огледа се у употреби у млечној дентицији, чије морфолошке и хистолошке специфичности захтевају материјале са јединственим адхезивним и биолошким својствима.

**Циљ:** Циљ истраживања био је да се испита јачина везе, као и квалитет и морфолошке карактеристике зоне међуспоја савремених ГЈЦ и глас-хибридних (ГХ) материјала са здравим и каријесом измењеним дентином млечних зуба.

**Материјал и метод:** У истраживање је укључено 180 екстрахованих млечних молара. На свим зубима припремљени су оклузални кавитети димензија 4×3×2 mm, а узорци су насумично подељени у две групе: здрав дентин и каријесом измењени дентин. Узорци обе групе су рестаурирани једним од материјала: ГХ цементом (*Equia Forte HT*), ГЈЦ високе вискозности (*Equia Fill*, *Ketac Molar*) и смолом модификованих ГЈЦ (*Fuji II LC*, *Photac Fill*). После рестаурације, узорци су чувани у вештачкој пљувачки на 37°C у току 7 дана и подвргнути термоциклирању (10.000 циклуса). У првом сегменту истраживања узорци су сечени у штапиће димензија 0,9×0,9 mm, након чега су чувани у воденом купатилу на 37 °C током седам дана, а затим је спроведено тестирање микрозатезне чврстоће уз одређивање типа лома. За потребе анализе међуспоја материјала и зубних ткива узорци су премазани лаком до 1 mm од рубова кавитета, а потом уроњени у метилен-плаву боју у току 24h. Након тога су узорци пресечени у мезио-дисталном смеру. Микропропустљивост је анализирана помоћу *USB* дигиталног микроскопа при увећању од 40×, док су морфолошке карактеристике споја анализирани помоћу скенинг електронског микроскопа (СЕМ). СЕ микрофотографије су ручно означене ради процене контакта и пукотина на граници материјал-дентин, а затим анализирани применом прилагођеног *Python* алгоритма.

**Резултати:** Укупна адхезивна чврстоћа била је већа код здравог дентина у односу на каријесом измењен дентин ( $p < 0,05$ ). У обе групе, *Equia Forte HT* и *Equia Fill* су показали већу микрозатезну чврстоћу у поређењу са осталим ГЈЦ ( $p < 0,05$ ). Најчешћи тип лома био је адхезивни, затим мешовити, без разлика између подгрупа ( $p > 0,05$ ). Одсуство микропропустљивости забележено је у групи здравог дентина код материјала *Equia Forte HT* (50%), *Fuji II LC* (42%) и *Equia Fill* (33%). Сви материјали су показали већу микропропустљивост у каријесом измењеном дентину у односу на здрав дентин ( $p < 0,05$ ). Континуирани интимни контакт дуж целокупне контактне зоне између рестауративног материјала и зубних ткива није уочен. Просечан удео интимног контакта између материјала и здравог дентина био је: *Equia Forte HT* (76%) > *Ketac Molar* (55%) > *Equia Fill* (38%) > *Fuji II LC* (7%) > *Photac Fill* (4%), док је у каријесом измењеном дентину износио: *Equia Forte HT* (32%) > *Ketac Molar* (24%) > *Equia Fill* (16%) > *Fuji II LC* (15%) > *Photac Fill* (0%) ( $p < 0,05$ ).

**Закључак:** Савремени ГЈЦ имају боља адхезивна својства на здравом у поређењу са каријесом измењеним дентином, а ГХ показује и бољу маргиналну адаптацију у односу на ГЈЦ високе вискозности и смолом модификовани ГЈЦ.

**Кључне речи:** глас-јономер цемент, глас-хибридни цемент, јачина везе, микропропустљивост, зона међуспоја

**Научна област:** Клиничке стоматолошке науке

**Ужа научна област:** Стоматолошки материјали

## Abstract

**Introduction:** Glass ionomer cements (GIC) are widely used restorative materials in pediatric and preventive dentistry. Their clinical relevance is particularly evident in the restoration of primary teeth, whose specific morphological and histological characteristics require materials with distinct adhesive and biological properties.

**Aim:** The aim of this study was to evaluate bond strength, microleakage, and the morphological characteristics of the interfacial zone between contemporary GIC and glass hybrid (GH) materials and sound and caries-affected dentin in primary teeth.

**Materials and Methods:** A total of 180 extracted primary molars were included. Standardized occlusal cavities (4×3×2 mm) were prepared, and samples were randomly assigned to two groups: sound dentin and caries-affected dentin. Specimens were restored using one of the following materials: GH (Equia Forte HT), high-viscosity GIC (Equia Fill, Ketac Molar), or resin-modified GIC (Fuji II LC, Photac Fill). After restoration, samples were stored in artificial saliva at 37 °C for 7 days and subjected to thermocycling (10,000 cycles). To evaluate adhesive bond strength, specimens were sectioned into sticks (0.9×0.9 mm), stored at 37 °C for 7 days, and subjected to microtensile bond strength ( $\mu$ TBS) testing. For the microleakage analysis, specimens were coated with nail varnish up to 1 mm from the cavity margins and immersed in 1% methylene blue for 24h, followed by mesiodistal sectioning. Microleakage was evaluated using a USB digital microscope at 40× magnification, while interfacial morphology was assessed using scanning electron microscopy (SEM). SE micrographs were manually annotated to identify intimate contact and interfacial defects (cracks/gaps) at the material-enamel/dentin interface and analyzed using a custom Python-based algorithm to quantify their relative proportions.

**Results:** Overall bond strength was higher in sound dentin than in caries-affected dentin ( $p < 0.05$ ). In both groups, Equia Forte HT and Equia Fill showed higher  $\mu$ TBS compared to other glass ionomer cements ( $p < 0.05$ ). The predominant failure mode was adhesive, followed by mixed, with no significant differences between subgroups ( $p > 0.05$ ). Absence of microleakage was observed in the sound dentin group for Equia Forte HT (50%), Fuji II LC (42%), and Equia Fill (33%). All materials exhibited higher microleakage in caries-affected dentin compared to sound dentin ( $p < 0.05$ ). No continuous intimate contact between the restorative material and dental tissues was observed along the entire interface. The mean proportion of intimate contact with sound dentin was as follows: Equia Forte HT (76%) > Ketac Molar (55%) > Equia Fill (38%) > Fuji II LC (7%) > Photac Fill (4%). In caries-affected dentin, the corresponding values were: Equia Forte HT (32%) > Ketac Molar (24%) > Equia Fill (16%) > Fuji II LC (15%) > Photac Fill (0%) ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** Contemporary GIC exhibit superior adhesive properties to sound dentin compared to caries-affected dentin, while GH demonstrates improved marginal adaptation relative to high-viscosity and resin-modified GIC.

**Keywords:** *glass ionomer cement, glass hybrid cement, microleakage, interface, bond strength*

**Scientific field:** Clinical Dental Sciences

**Scientific subfield:** Dental Materials

## Садржај:

<b>I. Увод</b> .....	1
<b>II. Преглед литературе</b> .....	2
1. Историјат настанка и опште карактеристике ГЈЦ.....	2
2. Карактеристике ГЈЦ.....	7
3. Рестауративни ГЈЦ.....	13
4. Каријес млечних зуба.....	17
5. Могућности примене ГЈЦ у дечијој стоматологији.....	26
<b>III. Циљ истраживања</b> .....	28
1. Ближи циљеви истраживања:.....	28
2. Радна хипотеза истраживања .....	28
<b>IV. Методологија истраживања</b> .....	30
1. Испитивање јачине везе ГЈЦ применом методе микроистезања.....	33
2. Анализа међуспоја ГЈЦ и тврдих зубних ткива млечних зуба.....	35
3. Статистичка анализа .....	38
4. Прилози .....	40
1. Прилог .....	41
2. Прилог .....	42
<b>V. Резултати</b> .....	43
1. Испитивање јачине везе ГЈЦ применом методе микроистезања:.....	43
2. Анализа међуспоја ГЈЦ и тврдих зубних ткива млечних зуба.....	47
<b>VI. Дискусија</b> .....	66
1. Образложење методолошког приступа .....	66
2. Јачина везе ГЈЦ и млечних зуба.....	70
3. Анализа међуспоја ГЈЦ и тврдих зубних ткива млечних зуба.....	72
4. Недостаци студије .....	77
5. Будућност ГЈЦ технологија „ауторепарације” .....	78
6. Допринос истраживања клиничкој пракси .....	79
<b>VII. Закључак</b> .....	81
<b>VIII. Литература</b> .....	82

## Списак коришћених скраћеница:

1. АРТ - атрауматски рестауративни третман
2. АРТ - Анализа трансформисаних рангова
3. Е - *Equia Fill*, глас-јономер цемент високе вискозности
4. ЕФ- *Equia Forte HT*, глас-хибридни материјал
5. F-II - *Fuji II*, смолом модификовани глас-јономер цемент
6. ГХ - глас-хибридни
7. ГЈЦ - глас-јономер цемент
8. КМ - *Ketac Molar*, глас-јономер цемент високе вискозности
9. ПФ - *Photac Fill*, смолом модификовани глас-јономер цемент
10. СЕМ - скенинг електронска микроскопија
11. СМ- смолом модификовани
12. ВВ- високе вискозности

## I. Увод

Глас-јономер цементи (ГЈЦ) представљају групу стоматолошких адхезивних материјала. Настају као производ ацидо-базне реакције између базног стакла и киселог полимера [Sidhu и Nicholson, 2016]. Патентирали су их Wilson и Kent 1969. године [Wilson и Kent, 1972; Nicholson, 2016], а њихова клиничка примена почиње 1978. године [Nicholson, 2016]. Предности ове групе материјала су: хемијска адхезија за зубна ткива, слој јонске размене између хидроксиапатита зуба и поликарбоксилата ГЈЦ [Yoshida и сар., 2000], континуирано ослобађање флуорида и потенцијални кариостатски ефекат [Forsten, 1998, Marković и сар., 2008], коефицијент термичке експанзије и контракције сличан глеђи и дентину, могућност апликације у влажној средини, биокомпатибилност и лака манипулација [Knight, 2016]. ГЈЦ припадају групи „паметних материјала”, што по дефиницији значи да њихова „својства могу бити промењена на контролисан начин путем различитих стимуланса, као што су: стрес, температура, влага,  $pH$  вредност, електрична или магнетска поља” [McCabe и сар., 2009]. У поређењу са композитним материјалима, недостаци ГЈЦ су: лошије физичко-механичке особине, осетљивост на дисбаланс воде приликом везивања, слабија естетска својства, смањена рендген контрастност и порозност [Francois и сар., 2020]. У зависности од намене, разликују се: материјали за цементирање, материјали за подлоге и рестауративни материјали [Белоица и сар., 2005].

Иако су ГЈЦ дуги низ година у широкој клиничкој употреби, већина доступних студија усмерена је на здрава зубна ткива или на сталне зубе, док су подаци о интеракцији савремених формулација са каријесом измењеним дентином млечних зуба ограниченог броја. Имајући у виду специфичности каријесом измењеног дентина и све ширу примену савремених ГЈЦ у дечијој стоматологији, а посебно ГЈЦ високе вискозности и глас-хибридних (ГХ) материјала, било је неопходно испитати њихово понашање на здравом и каријесом измењеном дентину млечних зуба.

## II. Преглед литературе

### 1. Историјат настанка и опште карактеристике ГЦЦ

Појава првих стоматолошких цемената везује се за средину XIX века, када су у употребу уведени цинк-оксид-хлоридни материјали. Иако су представљали значајан корак у развоју рестауративне стоматологије, одликовали су се израженом склоношћу ка ерозији, отежаном манипулацијом и неповољним клиничким исходом. Као одговор на наведена ограничења, 1878. године развијен је цинк-фосфатни цемент, који је дуго остао стандард у клиничкој пракси [Sidhu и Nicholson, 2016]. Овај материјал представља двокомпонентни систем у коме прашкасту фазу чини цинк-оксид, док течну компоненту чини водени раствор ортофосфорне киселине.

Цинк-фосфатни цементи одликовали су се добром механичком чврстоћом и стабилношћу, али нису остваривали хемијску адхезију са зубним ткивима, већ су се задржавали искључиво механичком ретенцијом. Иако се у почетку сматрало да цинк-фосфатни цементи имају силикатну структуру, каснија истраживања су показала да је њихово везивање засновано на формирању фосфатних веза [Wilson и Nicholson, 1993].

Почетком XX века уследио је развој денталних силикатних цемената, чије време настанка није у потпуности разјашњено. Прва успешна формулација описана је 1908. године, док поједини подаци указују да њихови рани облици потичу из периода развоја цинк-фосфатних цемената [Nicholson, 2016].

За разлику од цинк-фосфатних цемената, код којих прашкасту фазу чини цинк-оксид, силикатни цементи су били засновани на алуминосиликатном стаклу ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2$ ), док је течна компонента представљала концентровани раствор ортофосфорне киселине. Даља унапређења постигнута су додавањем соли алуминијума и цинка у течну фазу, чиме су побољшани радно време, руковање материјалом и смањена топлотна реакција током везивања [Nicholson, 2016]. Посебан значај у функционисању ових цемената имао је концентровани раствор ортофосфорне киселине (48-55%), који је чинио течну компоненту денталних силикатних цемената. Оптимална концентрација фосфорне киселине могла се одржати искључиво при релативној влажности атмосфере од око 70%. При већој влажности долази до апсорпције воде од стране киселине, што резултира њеним разблаживањем, док при нижој влажности долази до губитка течности услед испаравања. У оба случаја формира се цемент са неадекватно концентрованом фосфорном киселином, што доводи до значајног смањења механичких и физичких својстава добијеног материјала [Paffenbarger и сар., 1938; Worner и Docking, 1958]. Ови налази указали су на изражену осетљивост силикатних цемената на услове средине и ограничења у клиничкој примени.

Дентални силикатни цементи одликовали су се релативно повољним естетским својствима и извесним степеном прозирности, што је омогућило њихову примену у предњем сегменту. Међутим, изражени недостаци, као што су одсуство адхезије за зубна ткива, растворљивост у киселој средини, порозност и димензиона нестабилност, ограничили су њихову дугорочну примену [Wilson и Nicholson, 1993]. Упркос томе, до појаве композитних материјала средином XX века, представљали су један од најчешће коришћених материјала за рестаурацију предњих зуба [Nicholson, 2016].

Рани покушаји унапређења денталних силикатних цемената подразумевали су примену водених раствора органских киселина уместо фосфорне киселине. Добијени резултати нису довели до материјала побољшаних карактеристика све до увођења полиакрилне киселине.

Значајан искорак у развоју стоматолошких цемената остварен је 1968. године увођењем цинк-поликарбоксилатног цемента, који се заснива на реакцији праха цинк-оксида са воденим раствором полиакрилне киселине [Smith, 1968]. Овај материјал представља први адхезивни цемент у стоматологији, јер омогућава успостављање хемијске везе са глеђи и дентином, чиме је превазиђено ограничење претходних цемената који су се задржавали искључиво механичком ретенцијом. Иако су његова механичка својства била скромнија у односу на касније развијене материјале, значај овог цемента огледа се у стабилности остварене везе и поузданости у клиничким условима. Управо ова карактеристика омогућила је његову широку примену у пракси, нарочито у улози подложног материјала и средства за фиксацију протетских надокнада [Wilson и Nicholson, 1993; Smith, 1982]. И данас се цинк-поликарбоксилатни цемент користи, али у знатно ужем опсегу индикација, пре свега у ситуацијама где су потребни повољни биолошки ефекти и умерена адхезија.

Увођење полиакрилне киселине представљало је кључну прекретницу, јер је омогућило модификацију реакције везивања и поставило основу за развој нове генерације цемената. Као резултат ових истраживања, 1972. године развијен је први глас-јономерни цемент задовољавајућих карактеристика, означен као G200 [Wilson и McLean, 1988].

**Табела 1.** Побољшање механичких карактеристика током времена за различите врсте развојних цемената.

Цемент	Радно време (23°C)[мин]	Време везивања (37°C)[мин]	Компресивна чврстоћа (24h) [MPa]	Затезна чврстоћа (24h) [MPa]
Цинк- поликарбоксилатни цемент	2,0-5,0	3,0-12,0	48,0-80,0	4,8-15,5
Силикатни цемент	3,6	3,25-7,0	68,5-255,0	13,6
Први комерцијални ГЈЦ	1,3-3,8	2,75-4,7	140,0-195,0	9,0-19,3

Даљи развој стоматолошких цемената био је усмерен ка унапређењу механичких, физичких и естетских својстава, што је условило интензивирање истраживања у овој области (табела 1). У том контексту, у Великој Британији је формирана истраживачка група предвођена Alan Wilson-ом, чији су радови довели до настанка нове генерације материјала-ГЈЦ [Wilson и Kent, 1972; Wilson, 1996]. Ови материјали настали су комбинацијом калцијум-алуминосиликатног стакла, које садржи флуориде, и полиакрилне киселине, чиме је постигнута јединствена комбинација својстава. ГЈЦ показали су способност хемијског везивања за зубна ткива, задовољавајућу механичку чврстоћу и повољна естетска својства, уз додатну предност континуираног ослобађања флуорида, што је имало значајан утицај на превенцију секундарног каријеса [Wilson, 1978]. У односу на претходне генерације

цемената, ови материјали представљали су значајан напредак, јер су објединили адхезију, биокомпатибилност и функционалну стабилност у једном систему.

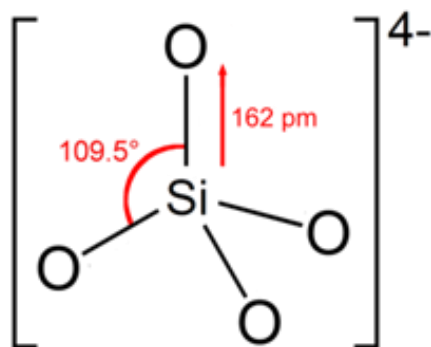
Историјски развој стоматолошких цемената јасно указује на континуиран и систематичан прелаз од материјала ограничених механичких и адхезивних својстава ка савременим адхезивним системима, при чему појава ГЈЦ представља резултат дуготрајног и фазног процеса унапређења, заснованог на низању и међусобном повезивању научних сазнања, што је омогућило развој материјала који у потпуности одговарају савременим клиничким и биолошким захтевима (шема 1).



Шема 1. Еволуција стоматолошких цемената

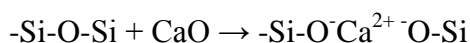
Први ГЈЦ који се нашао у клиничкој употреби био је калцијум-алуминосиликат обогаћен флуоридима [Wilson и Kent, 1972]. Успостављање хемијске реакције везивања са поли-киселином постигнуто је захваљујући задовољавајућем односу алуминијума и силицијума (1:2) и тај однос представља основу сваког даљег развоја ГЈЦ. Како би се побољшале механичке карактеристике, у прошлости су испитиване различите модификације ГЈЦ којима су додаване честице амалгама, сребра синтерованог са стаклом, честице легуре сребра, смола, стакласта влакна, итд. [Nicholson, 2016].

ГЈЦ се састоје од две компоненте: праха и течности. Приликом њиховог мешања одвија се ацидо-базна реакција у којој је прах носилац базне, а течност киселе компоненте. Чврста компонента- прах, састоји се од тетраедара кисеоника (слика 1), у чијем средишту се налази катјон силицијума ( $\text{SiO}_4$ ), међусобно повезаних у полимерни ланац. Овакав теоретски оквир за правилно разумевање структуре праха представио је Zachariassen [1932].



Слика 1. Структурна формула- тетраедар кисеоника

Тетраедри кисеоника такође показују унакрсно повезивање различитог степена. Повећана реактивност полимерног ланца са течном компонентом ГЈЦ- поликиселинама, постиже се захваљујући тзв. „модификаторима ланца”, калцијуму или алуминијуму [Sidhu и Nicholson, 2016]. Основна улога ових компоненти је разградња полимерног ланца како би се омогућила интеракција са воденим раствором киселина:



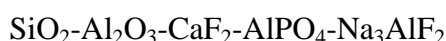
*Хемијска једначина: Калцијум доводи до прекида ланца -Si-O-Si-, при чему настаје „ланац неактивни кисеоник”, који у овом облику реагује са воденим раствором киселина*

Функција алуминијума као „модификатора ланца” је знатно сложенија у поређењу са истом улогом калцијума. Поред чињенице да може испољити аналогно дејство калцијуму, алуминијум може имати и градивну улогу у полимерном ланцу праха ГЈЦ ( $\text{AlO}_4^{5-}$ ). За испољавање формативне улоге јона  $\text{Al}^{3+}$  неопходно је додавање катјона ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ) како би се надокнадио мањак у позитивном наелектрисању катјона-  $\text{Al}^{3+}$  у тетраедру кисеоника [Lowenstein, 1954]. Силицијум подстиче формативну улогу алуминијума, због чега однос Al:Si мора бити 1:2. У супротном, када су алуминијум и силицијум у односу 1:1, не долази до успостављања изразито базног полимера, што представља услов за реакцију са киселим растворима [Lowenstein, 1954].

Улога флуорида у праху ГЈЦ је вишеструка: снижава температуру фузије, поспешује пластичност материјала у току радног времена, доприноси чврстини везаног цемента,

смањује opakност материјала, односно доприноси његовој транслуценцији, и тиме и бољим естетским својствима [Wilson и Mc Lean, 1988]. Минимални удео флуорида за обезбеђивање одрживог ГЈЦ износи 23% [Wilson и Mc Lean, 1988]. Ако би проценат флуорида био нижи, цемент не би имао довољно флуорида да обезбеди потребну хемијску стабилност и биолошке предности. С друге стране, превисок проценат флуорида могао би изазвати пребрзо стврдњавање, што би смањило радно време и отежало манипулацију материјалом, а такође би могло довести до потенцијалне токсичности или добијање цемента нестабилне структуре. Поред тога, ГЈЦ остварују антикариогени потенцијал управо захваљујући континуираном ослобађању флуорида у ткива у непосредној околини материјала [Crisp и сар., 1976].

Прах ГЈЦ се састоји од три кључне компоненте  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  и  $\text{CaF}_2$ . Фузија ових честица одвија се у керамичкој посуди на температури која може варирати у опсегу од  $1100^\circ\text{C}$  до  $1500^\circ\text{C}$  у зависности од хемијског односа компоненти [Hill и Wilson, 1988; Wilson и Mc Lean, 1988]. Високе температуре доводе до топљења и формирања хомогене смеше, која се потом хлади на металној плочици или у води. Хлађењем се добијају велики комади стакла који се потом мељу у честице величине 20-50  $\mu\text{m}$  [Wilson и Mc Lean, 1988]. Хемијска формула добијеног праха ГЈЦ је:



Један од великих искорака у технологији материјала представља замена калцијума и лантана стронцијумом. Захваљујући својој улози у структури материјала, овај елемент доприноси побољшању механичких карактеристика, уз истовремено повећање радиоконтрастности [De Barra и Hill, 1988; De Barra и Hill, 2000]. У класичним ГЈЦ, калцијум чини 15-25% чврсте фазе (у облику  $\text{CaO}$ ). Код ГЈЦ са стронцијумом, овај елемент може заменити калцијум у потпуности (100%) или делимично (50-80%), што зависи од циљане равнотеже између радиоконтрастности, механичких својстава и биокомпатибилности [Wilson и Mc Lean, 1988].

Течна компонента ГЈЦ представља водени раствор кополимера чију основу сачињава полиакрилна, са итаконском или малеинском киселином, у зависности од произвођача. Захваљујући великом броју функционалних група дуж полимерног ланца способних да носе велико електрично наелектрисање, полиакрилна киселина спада у групу полиелектролита [Hara, 1993]. Функционална група која учествује у формирању ГЈЦ је карбоксилна група-  $\text{COOH}$ . Већи масени удео киселине у води (40-50%) утиче на бољу компресивну чврстоћу и затезну чврстоћу материјала, али, са друге стране, доводи до смањења радног времена приликом везивања цемента [Crisp и сар., 1976; Wilson и сар., 1977]. У течной компоненти ГЈЦ, поред наведених, налази се и мали удео тартарне (винске) киселине, чија се улога огледа у продужетку времена рада и лакшем руковању материјалом, док са друге стране убрзава време везивања [Nicholson, 2016].

Начин припреме ГЈЦ представља битну фазу за добијање материјала задовољавајућих карактеристика и може имати значајног утицаја на физичка својства замешаног цемента. Однос прах/течност, концентрација полиакрилне киселине, величина честица пуниоца праха, као и старост материјала представљају факторе који могу утицати на квалитет везаног цемента и постојаност испуна. Након мешања праха и течности настаје ГЈЦ састављен од неизреагованог пуниоца окруженог силицијумским гелом, уграђеним у матрицу сачињену од поликиселине. Такође, могуће је да део успеха ГЈЦ у рестауративној

стоматологији може делимично потицати из тога што остварују задовољавајуће перформансе чак и када нису адекватно замешани или ако се нису везали под оптималним условима [Nicholson, 2016].

## 2. Карактеристике ГЈЦ

Савремени стоматолошки материјали, поред задовољавајућих механичких особина и биокомпатибилности, треба да верно надокнаде изгубљено зубно ткиво. Добро познавање комплексних услова који владају у усној дупљи и карактеристике стоматолошких материјала представљају предуслов за успешну функционалну и естетску санацију зуба.

### а) Сазревање материјала и улога воде

Током прве године након постављања ГЈЦ, одвијају се спори процеси унутар самог материјала који доводе до промена у самој структури цемента и његовим механичким карактеристикама [Zainuddin и сар., 2009; Zoergiebel и Ilie, 2013]. Одмах након везивања, ГЈЦ се понаша слично цинк-поликарбоксилатном цементу, испољавајући већи степен пластичности. Даље, споро сазревање материјала доводи до смањења пластичности и материјал постаје све ригиднији. За формирање и стабилност ГЈЦ, неопходна је вода. Поликарбоксилна киселина растворена је у води и подлеже процесу дисоцијације, што омогућава ослобађање катјона из праха (чврсте фазе- флуороалуминосиликатног стакла) [Roberts и сар., 2022]. При мешању течне и чврсте фазе ГЈЦ, долази до почетне кисело-базне реакције у којој вода има улогу растварача. Ова реакција се завршава након 24 сата, и представља почетну фазу сазревања ГЈЦ, након чега долази до континуираног умрежавања између полимерних ланаца унутар матрикса који се налази у форми хидрогела. Почетна количина воде остаје у цементу и постепено постаје „везана” [Roberts и сар., 2022]. Њено очување у матриксу материјала је неопходно, јер директно утиче на развој и стабилност механичких својстава цемента, укључујући чврстоћу, отпорност на лом и дугорочни структурни интегритет. Истраживања [Wilson и сар., 1979; Wilson и сар., 1981; Wilson и Mc Lean, 1988] су показала да су промене приликом сазревања материјала повезане са уделом везане воде, која се може јавити у два стања: „чврсто” или „лабаво” везана. Ова подела заснована је на томе да ли се вода може или не може уклонити једноставним исушивањем материјала при благим условима сушења [Wilson и сар. 1979; Wilson и сар., 1981]. Различити аутори описују неколико могућих механизма „чврстог везивања” воде [Roberts и сар., 2022]:

- Хидратација катјона ослобођених из стакла  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Sr}^{2+}$  и  $\text{Al}^{3+}$ ;
- Формирање стабилног хидратационог омотача око јонизованог полиакрилног полимера;
- Формирање силанолних група.

Удео „чврсто” везане воде се у функцији времена повећава, док се удео „лабаво” везане воде смањује, што резултира повећањем притисне чврстоће [Wilson и сар. 1979; Wilson и сар., 1981], као и да губи способност испаравања воде због чега постаје

стабилнији. У клиничкој пракси би значило да ГЈЦ са временом постаје димензионо стабилан [Roberts и сар., 2022].

Према подацима Wilson и Crisp [1975] у свежем цементу је 18-28% „лабаво везана” вода, док је „чврсто везане” воде 5%. Рани контакт цемента са влагом, у иницијалном тренутку везивања, може довести до нарушавања површинске структуре ГЈЦ која је праћена: губитком јона, повећањем хрупавости, као и лошијим естетским карактеристикама испуна. С друге стране, ГЈЦ су у условима ниске влажности подложни губитку воде, што резултира смањеном чврстоћом цемента. ГЈЦ своју осетљивост на дисбаланс воде у тренутку везивања не испољавају само када је атмосферска влажност 80% [Hornsby, 1980]. Да би се избегао нежељени утицај средине, неопходно је заштитити цементе заштитним лаком, 2 до 7 минута од почетног везивања [Earl и сар., 1985]. Смолем модификовани ГЈЦ настају додавањем мономера смоле на уштрб воде у материјалу због чега се сазревање материјала одвија спорије него код конвенционалних ГЈЦ [Roberts и сар., 2022]. Након полимеризације лампом, приближно 90% мономера смоле се полимеризује, док се истовремено одвија кисело-базна (полиалкеноатна) реакција, чиме се наставља сазревање смолем модификованих ГЈЦ. Полимеризација смоле и кисело-базна реакција одвијају се паралелно и испољавају међусобно инхибирајуће ефекте. Услед мањка воде због додавања смоле, у модификованим ГЈЦ, процес сазревања се одвија споро и ограничено због густог полимерног матрикса [Roberts и сар., 2022].

Разумевање процеса сазревања и улоге воде је од посебног клиничког значаја за пацијенте у најранијем узрасту, јер је дуготрајност и стабилност испуна директно повезана са контролом влаге током апликације ГЈЦ.

## **б) Ослобађање флуорида**

Флуориди испољавају антикариогено дејство путем више механизма: инхибирају раст и метаболизам бактерија, спречавају деминерализацију и подстичу реминерализационе процесе [Вуловић и сар., 2005]. Ови ефекти остварују се кроз више међусобно повезаних процеса. Флуориди утичу на бактеријске ћелије тако што ремете њихов метаболизам и смањују способност стварања киселина. Истовремено, делују на површину зуба, где смањују растворљивост минерала и чине их отпорнијим на дејство киселина. У условима почетних оштећења, флуориди подстичу поновно уграђивање минерала у зубну структуру и тиме доприносе њеној обнови. Поред тога, утичу на особине зубног плака, успоравајући његово сазревање и смањујући активност микроорганизама, што додатно доприноси спречавању настанка каријеса [Вуловић и сар., 2005].

Континуирано отпуштање флуорида представља једну од најзначајнијих карактеристика ГЈЦ, која им омогућава да утичу на окружење у којем се налазе (спречавају деминерализацију зубних ткива у непосредној околини) [Al-Naimi и сар., 2008; Chau и сар., 2015]. Према најпознатијој теорији, флуориди се ослобађају путем јонске размене, при чему се јони флуорида из цемента замењују  $H^+$  јонима из пљувачке [Nicholson и сар., 2023]. Ова размена не доводи до губитка структуре цемента. Резултати студија које су испитивале промене  $pH$  вредности раствора у контакту са ГЈЦ указују да се  $pH$  околног медијума, уместо да опада током времена, постепено повећава, што одражава способност материјала да неутралише киселу средину, као и континуирану јонску размену између цемента и средине [Nicholson и сар., 2023]. Ослобађање флуорида из ГЈЦ праћено је отпуштањем јона

метала као што су  $\text{Na}^+$  и  $\text{Ca}^{2+}$ . Одвија се у две фазе: краткотрајна-брза и продужена-постепена фаза [Tay и сар, 2001; De Witte и сар., 2000]. Прва фаза названа је „рано испирање” и директно је пропорционална времену, друга фаза заснива се на дифузији и то на основу директне пропорционалности [De Witte и сар., 2000].

Анализа ослобађања флуорида из конвенционалних ГЈЦ после 24h и након 8 недеља од њихове припреме показала је највеће ослобађање флуорида након првог мерења (24h), након чега се бележи велико смањење у првој недељи, док се након 8 недеља ниво флуорида детектовао на веома ниском нивоу [Forsten, 1990]. Ослобађање флуорида је веће у киселом раствору. Испитивањем смолом модификованих ГЈЦ [Forsten, 1995] такође су добијени слични резултати: највеће ослобађање флуорида бележи се након 24h, са знатним смањењем у отпуштању након једног месеца. Након 9 месеци складиштења узорака у текућој води, половина ГЈЦ узорака је потопљена у раствор који садржи 50 ppm флуорида у трајању од 7 дана. Ослобађање флуорида је забележено у обе испитиване групе, код узорака потопљених у раствор флуорида и код узорака који су континуирано складиштени у текућој води, при чему је концентрација флуорида била већа у групи третираној раствором флуорида

Hatibović-Kofman [1991] је у својој студији показала да ГЈЦ код деце доводе до повећања слободног  $\text{F}^-$  у пљувачки три недеље након постављања испуна, а да се њихов ниво одржава у концентрацији 0,3 ppm чак и после једне године. Иста студија обухватала је и лабораторијску фазу, ГЈЦ је складиштен у раствору флуорида приликом чега је материјал упио флуоридне јоне, након чега их је отпустио када је премештен у посуду са чистом водом. Ово је један од првих радова којим је установљена способност „поновог пуњења” флуоридима ГЈЦ.

Maaly и сар. [2025] су испитивали ослобађање флуорида и калцијума из нових биоактивних материјала и повезаност са тврдоћом површине и отпорношћу глеђи на деминерализацију. Поређени су ГХ, хибридни композит и биоактивни рестауративни материјал, тестирања су вршена након 7, 14 и 21 дана. Резултати су показали да ГХ ослобађа више флуорида и калцијума од биоактивног рестауративног материјала, уз значајно повећање тврдоће током времена. У тесту отпорности на деминерализацију, ГХ је постигао највећу отпорност на деминерализацију, што указује на његов повољан превентивни потенцијал у кариогеним условима.

Примена заштитног лака код ГХ има значајан утицај на отпуштање флуорида. У праху материјала *Equia Forte HT*, који припада овој групи, налази се флуоро-алумино-силикатно стакло обогаћено стронцијумом, где инкорпорација стронцијума у стаклену матрицу доприноси повећању радиопацитета, као и унапређењу механичких карактеристика материјала [Bin Saleh и сар., 2023].  $\text{SrF}_2$  је растворљивији у односу на  $\text{CaF}_2$ , што повећава отпуштање флуорида. С друге стране, наношење заштитног лака формира баријеру за продор воде, што у почетној фази смањује брзину отпуштања флуорида, али доприноси бољој заштити површине и дуговечности рестаурације [Brzović-Rajić и сар., 2018].

Ghilotti и сар. [2023] испитивали су реминерализациони потенцијал ГХ, ГЈЦ високе вискозности и смолом модификованог ГЈЦ применом *FTIR* и енергетски-дисперзивне спектроскопије. Материјали су апликовани на деминерализовани дентин у различитој дебљини (1 mm, 2 mm и 3 mm), док је реминерализација анализирана на супротној страни узорка, односно на различитим дубинама унутар дентина. Резултати су показали

формирање карбонатног хидроксиапатита након 14 дана код свих испитиваних материјала, што указује на присуство реминерализационог процеса. Сви материјали су испољили способност да подстакну реминерализацију, али је интензитет овог процеса варирао у зависности од дубине у деминерализованом дентину. ГХ (*Equia Forte HT*) показао је најизраженији реминерализациони ефекат на дубини од 2 mm, ГЈЦ високе вискозности (*Ketac Molar*) на дубини од 1 mm, док је смолом модификовани ГЈЦ (*Riva Light Cure*) испољио релативно уједначен ефекат на свим испитиваним дубинама. Ови налази указују да ГЈЦ, поред механичке функције, имају и значајну биолошку улогу у реминерализацији и заштити зубних ткива.

### **в) Механичке особине ГЈЦ**

Чврстоћа представља особину материјала да се одупре силама које теже да га разоре или деформишу [Стаменковић и сар., 2003]. У зависности од правца деловања сила које делују на материјал анализира се: чврстоћа на притисак, чврстоћа на затезање, савојна чврстоћа, чврстоћа на смицање и чврстоћа при увртању [*Anusavice* и сар., 2013]. Бројни фактори могу утицати на чврстоћу ГЈЦ. Унапређења хемијског састава применом финијих честица различитих димензија довела су до значајног побољшања механичких особина, па и чврстоће ГЈЦ [*Mc Lean* и *Wilson*, 1977; *Wilson* и *Kent*, 1972]. Увођењем смоле и настанак смолом модификованих ГЈЦ, поред естетских карактеристика, унапређени су отпорност на хабање и чврстоћа ГЈЦ [*Sidhu* и *Watson*, 1995]. Притисна чврстоћа ГЈЦ је задовољавајућа и износи од 100 до 200 МПа у зависности од типа ГЈЦ [*Anusavice* и сар., 2013]. Након 24h смолом модификовани ГЈЦ достижу вредности притисне чврстоће од приближно 150 МПа, док ГЈЦ високе вискозности и ГХ материјали показују више вредности, око 180-190 МПа. После 14 дана све групе показују умерено повећање на  $\approx 190$ -200 МПа, што указује на постепено побољшање механичких карактеристика са сазревањем материјала [*Morales-González* и сар., 2022].

Крутост је једна од лошијих особина ГЈЦ. Представља способност материјала да издржи оптерећење без трајне деформације и дефинисана је односом напрезања и линијске деформације материјала [Стаменковић и сар., 2003]. Модул еластичности стоматолошких материјала требало би да буде приближан глеђи и дентину. Еластичност и чврстоћа материјала представљају величине које се изражавају помоћу енергије неопходне за добијање деформације, односно лома материјала. Због крутости ГЈЦ, многе студије су биле усредсређене на анализу отпорности на лом. Како би се повећала отпорност на лом, површине испуна ГЈЦ премазиване су заштитним лаком. Испитивања конвенционалних ГЈЦ и смолом модификованих ГЈЦ премазаних заштитним лаком, показала су њихову већу отпорност на лом [*Ilie* и сар., 2012]. У поређењу са композитима, најниже резултате показују конвенционални ГЈЦ, а нешто бољи показали су се смолом модификовани ГЈЦ [*Ilie* и сар., 2012]. Додавањем смоле повећава се чврстоћа материјала, уз истовремено смањење његове крутости. Резултати испитивања указују да нова генерација савремених материјала, ГХ, показује боље вредности савојне и притисне чврстоће у односу на конвенционалне и смолом модификоване ГЈЦ [*Malhotra* и сар., 2022]. Ова побољшања приписују се употреби финијих честица пуниоца и изменама у хемијској структури, што омогућава већу чврстоћу и отпорност на савијање и притисак, чинећи их погоднијим за реставративне захвате који захтевају већу механичку стабилност [*Malhotra* и сар., 2022].

Ова побољшања доводе до боље дугорочне функционалности и веће отпорности на оштећења услед стреса.

### г) Тип везе

ГЈЦ остварују хемијски тип везе са чврстим зубним ткивима. Слободне карбоксилне групе у контакту са тврдим зубним ткивима формирају водоничне везе које временом прелазе у стабилне јонске, захваљујући катјонима како из глеђи и дентина, тако и из самог цемента [Wilson, 1974]. Јонски активне карбоксилне групе у саставу цемента реагују са јонима калцијума ( $\text{Ca}^{2+}$ ) и фосфата ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) из глеђи и дентина, док флуоридни јони из цемента дифундују у околна минерализована ткива [Sidhu и Nicholson, 2016].

Прва истраживања ГЈЦ проучавала су јачину везе ових материјала за претходно кондиционирана и нетретирана зубна ткива. Бољи резултати добијени су у групи којој су ткива кондиционирана, а обе групе показале су задовољавајућу јачину везе [Van Dijken, 1996]. Иако није постигнут максимални ниво адхезије, односно потпуни контакт и јонска интеракција између цемента и зубног ткива, измерене вредности јачине везе биле су довољно високе да омогуће стабилну и функционалну рестаурацију.

За кондиционирање глеђи и дентина у почетку се користила 50% лимунска киселина [McLean и Wilson, 1977], која је због своје агресивности замењена 30-35% полиакрилном киселином [Long и сар., 1986]. Након постављања материјала на зуб, долази до формирања 80% везе у првих 15 мин. [Aboush и Jenkins, 1986], док се јачина везе у пуном обиму формира у наредних неколико дана [Powis и сар. 1982]. Утврђено је такође да ГЈЦ остварују јачу везу са глеђи него са дентином, што потврђује значај минералне компоненте зубног ткива, док је улога колагена у механизму везивања ограничена [Sidhu и Nicholson, 2016]. Већи степен адхезије материјала за зуб смањује могућност настанка микропропустљивости и следственог нежељеног исхода терапије- продора микроорганизама и реактивације каријесне лезије или развоја секундарног каријеса.

### д) Ерозија и хабање

Отпорност материјала на деловање различитих течности представља једно од кључних својстава које рестауративни материјали морају поседовати, имајући у виду сложене услове у усној дупљи, као што су промене температуре, флукуације  $pH$  вредности и механичка оптерећења током жвакања.

Хемијско трошење или разграђивање материјала при контакту са киселинама назива се ерозија [Lussi, 2006]. Површина ГЈЦ је подложна ерозији. Промене у киселости/алкалности такође су део изазова са којима се материјали суочавају у усној дупљи. Киселине делују на већ формирану ГЈЦ, изазивајући деградацију површинског слоја кроз растварање стаклених честица и јонски умрежене матрице, праћено ослобађањем јона ( $\text{Ca}^{2+}$  и  $\text{Al}^{3+}$ ), што доводи до смањења механичке чврстоће и запремине материјала [Murray и Smith, 1994]. Склоност ка растварању ове групе материјала већа је у условима изражено ниског  $pH$ , док је у умерено киселој и неутралној средини растворљивост знатно мања [Perera и сар., 2020]. Растварање цемента је пропорционално количини отпуштања флуорида из самог материјала [Carey и сар., 2003]. Показало се да је растворљивост ГЈЦ под дејством млечне киселине довела до повећања  $pH$  у околини испуна [Nicholson и сар.,

1999]. Смањење киселости у непосредној близини рестаурације може имати позитиван утицај на превенцију настанка каријеса [Scholtanus и Huysmansa, 2007].

Код смоллом модификованих ГЈЦ истраживан је и утицај дужине полимеризације на степен растворљивости материјала. Светлосно просветљавање материјала краће од 15s може довести до појаве пукотина у цементу и већег степена ерозије [Fano и сар., 2004].

Абразија представља механичко трошење материјала настало услед трења [Стаменковић и сар., 2003]. Једна од лошијих особина ГЈЦ је њихов висок степен абразивности. Повећање односа прах/течност као и смањење величине честица ГЈЦ доводи до смањене абразивности ове групе материјала [Kunzelmann и сар., 2003]. Примена заштитног лака такође умањује ерозивност као и абразивност ГЈЦ. Brkanović и сар. [2021] упоређивали су отпорност на абразију ГХ и конвенционалних ГЈЦ у условима различитих рН вредности (неутралним, киселим и цикличним). Резултати су показали да конвенционални ГЈЦ имају значајно већу стопу трошења у односу на ГХ материјал. Међутим, разлике између ГХ са нанопуњеним смоластим заштитним премазом и без њега нису биле статистички значајне. Аутори су закључили да ГХ показује боље механичке перформансе и знатно мању стопу трошења у свим испитиваним условима. Иако је кисело окружење довело до повећања хабања код свих материјала, ГХ је задржао већу отпорност и стабилност у односу на конвенционални ГЈЦ [Brkanović и сар., 2021].

## ђ) Естетске карактеристике материјала

Естетске карактеристике су један од кључних критеријума за избор материјала у савременој стоматологији. Током последњих деценија, традиционални амалгамски испуни постепено су замењивани материјалима који омогућавају природнији изглед зуба-композитима и ГЈЦ. ГЈЦ су првобитно развијани као материјали за естетску рестаурацију предњих зуба (класе III и V), показујући знатно боље оптичке особине у односу на силикатне цементе, попут природне транслуценције материјала [Nicholson, 2016]. Ипак, прве генерације конвенционалних ГЈЦ, иако приближне боји зуба, нису поседовале задовољавајућа механичка и естетска својства [Lohbauer, 2010]. Са развојем композитних материјала, ГЈЦ су са аспекта естетике постали мање атрактивни. Ране верзије ГЈЦ често су биле релативно непрозирне, имале ограничен спектар нијанси и грубу површину, што је отежавало верну имитацију зуба. Модификације ГЈЦ су довеле до унапређења ових материјала, иако новије формулације ГЈЦ и даље показују нешто већу opakност и мањи избор боја у поређењу са савременим композитима, па их у погледу естетике карактеришу одређена ограничења [Ge и сар., 2024]. Упркос овим недостацима, ГЈЦ представљају естетски прихватљиву алтернативу амалгамским испунима [Lohbauer, 2010; Ge и сар., 2024].

Alacote-Mauricio и сар. [2023] спровели су *in vitro* истраживање у коме је испитивана стабилност боје конвенционалног и смоллом модификованог ГЈЦ, као и гиомера, након потапања у три обојене течности: кафу, црно вино и кока-колу. Сви материјали су после кратке изложености (1h) показали минималне промене боје. Међутим, продужено излагање довело је до значајнијег пребојавања, при чему су конвенционални ГЈЦ и гиомер показали веће промене, док је смоллом модификовани ГЈЦ задржао најстабилнију боју, независно од врсте течности [Alacote-Mauricio и сар., 2023]. Ови резултати указују да присуство смоле значајно доприноси бољем одржавању боје у различитим условима, иако ниједан од

испитаних материјала на дуге стазе није потпуно имун на дисколорацију. Таква својства су посебно важна за естетски захтевне зоне, где дуготрајна конзистентност боје има кључни значај за задовољство пацијента.

### 3. Рестауративни ГЈЦ

Данас се за рестаурацију кавитета користе конвенционални ГЈЦ, смолом модификовани ГЈЦ и ГХ. Нове генерације ГЈЦ формулисане су тако да имају побољшане карактеристике и да превазиђу недостатке ранијих генерација ове групе материјала, како би се прошириле клиничке индикације за њихову примену.

#### а) Конвенционални ГЈЦ

Конвенционални ГЈЦ представљају основни тип рестауративних цемената на којима су засноване све касније модификације. Настају ручним или машинским мешањем праха (флуоро-алумино-силикатно стакло) и течности која садржи полиакрилну, итаконску или малеинску киселину са малим додацима тартарне киселине. Приликом мешања долази до кисело-базне реакције и формирања чврсте матрице цемента [Ge и сар., 2024]. Величина честица праха код рестауративних конвенционалних ГЈЦ креће се у распону од приближно 3 до 30  $\mu\text{m}$ , у зависности од типа материјала и произвођача [Wawrzyńczak и сар., 2021]. Конвенционални ГЈЦ се међусобно разликују према односу прах/течност и садржају јона  $\text{Ca}^{2+}$  и  $\text{Al}^{3+}$ , због чега се класификују као материјали ниске и високе вискозности [Najeeb и сар., 2016].

Механичке карактеристике конвенционалних ГЈЦ показују тенденцију постепеног побољшања током иницијалног периода сазревања материјала. У студији Shiozawa и сар. [2013], у којој је испитано пет различитих конвенционалних и ГЈЦ високе вискозности (*Fuji IX GP EXTRA*, *Fuji IX GP*, *GlasIonomer FX-II*, *Ketac Molar Easymix* и *Riva Self Cure*), утврђено је повећање вредности притисне чврстоће након 1 дана, 7 дана, 1 месеца и 3 месеца складиштења у дејонизованој води. Међутим, након дужег временског периода, могу се уочити промене у хемијском саставу и механичким својствима материјала. Анализа површине након једне године показала је смањење концентрације  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Si}^{4+}$ ,  $\text{Sr}^{2+}$  и  $\text{F}^-$  јона, што је било праћено смањењем тврдоће материјала [Shiozawa и сар., 2013]. Ови налази указују да механичка својства конвенционалних ГЈЦ зависе од временски условљене равнотеже између процеса сазревања, који доводи до њиховог унапређења у раној фази, и дугорочних деградационих промена у структури материјала, које могу условити њихово постепено смањење.

Okada и сар. [2001] су узорке испитиваних материјала чували у дестилованој води и вештачкој пљувачки, а мерење тврдоће рађено је након 1, 7, 20 и 40 дана. Стопа повећања вредности тврдоће била је већа код обе групе узорака у функцији времена, а боље резултате показали су узорци складиштени у вештачкој пљувачки. Ови резултати могу се објаснити великим бројем електролита у пљувачки ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Mg}^{2+}$ ,  $\text{Cl}^-$ ) што погодује „живом” материјалу као што је ГЈЦ. Са друге стране, управо ова особина, интеракција са средином, довела је до отпуштања минерала из ГЈЦ у дејонизовану воду [Shiozawa и сар., 2013]. Сазревање конвенционалних ГЈЦ праћено је извесним степеном споре контракције материјала. Деловање сила приликом адхезије материјала за зуб, ГЈЦ лакше амортизују, у

односу на смоласте материјале, због проласка кроз желатинозну фазу у тренутку везивања [Kim и Hirano, 1999; Bryant и Mahler, 2007].

Прекретницу за клиничку употребу ГЈЦ у рестауративној стоматологији представља појава ГЈЦ високе вискозности. У стоматолошкој пракси први пут се појављују 1995. године као побољшана верзија конвенционалних ГЈЦ и материјал избора за минимално инвазивне терапијске приступе, захваљујући својим биоактивним својствима и хемијској вези са дентином [Ge и сар., 2024]. У прах ГЈЦ високе вискозности додата је полиакрилна киселина у сувој форми, а такође је повећана и молекуларна маса полиакрилне киселине у течности [Francois и сар., 2020], што омогућава боље секундарно умрежавање, односно боље механичке особине у односу на раније генерације конвенционалних ГЈЦ. Такође, ГЈЦ високе вискозности имају значајно већу чврстоћу материјала на савијање, чиме се смањује ризик од кохезивног лома материјала за који се наводи да је главни узрок неуспеха конвенционалних ГЈЦ [Hesse и сар., 2016; van Gemert-Schriks и сар., 2007]. Њихова отпорност на хабање показује вредности које су довољне за клиничку примену, посебно у рестаураторним захватима са умереним оклузалним оптерећењем [Kielbassa и сар., 2021].

### **б) Смолем модификовани ГЈЦ**

Смолем модификовани ГЈЦ настају додавањем смоле конвенционалним ГЈЦ, а први пут се појављују 1989. године са циљем унапређења механичких својстава и отпорности на влагу током иницијалне фазе очвршћавања цемента [Ge и сар., 2024]. Течности је додат мономер 2-хидроксиетил метакрилат (ХЕМА), као и фотоиницијатори, док су честице праха силанизоване. Циљ додавања мономера смоле је да се полимеризацијом убрза реакција везивања цемента, смањи осетљивост на дисбаланс воде и побољшају механичке и естетске карактеристике ГЈЦ [Francois и сар., 2020]. Кисело-базна реакција код смолем модификованих ГЈЦ је иста као и код конвенционалних ГЈЦ. Смолем модификовани ГЈЦ успостављају хемијску адхезију према тврдим ткивима зуба сличну као код конвенционалних ГЈЦ, али присуство смоле уводи и потенцијално микромеханичко везивање, те је њихов механизам адхезије сложенији [McCabe, 1998]. Смолем модификовани ГЈЦ имају двоструки механизам стврдњавања при чему рано формирана полимерна мрежа делује као „кишобран” који смањује осетљивост на влагу и омогућава брже постизање почетне чврстоће [Abdelshafi, 2025]. Осетљивост на влагу и дехидратацију материјала и даље је присутна, али је време везивања захваљујући полимеризацији скраћено. У клиничкој студији Abt и сар. [2007], у којој је испитивана дуготрајност испуна II класе на млечним зубима, у поређењу са конвенционалним ГЈЦ, смолем модификовани ГЈЦ су испољили боље резултате. Такође, ови материјали задржавају способност постепеног и продуженог ослобађања флуорида, што доприноси њиховом антикариогеном дејству и заштити околних зубних ткива од деминерализације. Иако је укупан ниво ослобођеног флуорида нешто нижи у поређењу са конвенционалним ГЈЦ, ова разлика се приписује присуству полимерне матрице у структури материјала. Полимерни део, који обезбеђује већу стабилност и смањену растворљивост, истовремено делимично ограничава пролаз јона кроз материјал, чиме утиче на динамику дифузије флуорида у оралну средину [Francois и сар., 2020].

Приликом полимеризације смолем модификованих ГЈЦ, долази до веће контракције цемента, али са друге стране и бржег везивања цемента [Cheetham и сар., 2014]. Механичка

својства ове групе материјала, као што су савојна чврстоћа и отпорност на фрактуру, у целини су побољшана у односу на раније генерације ГЈЦ, док је њихова компресивна чврстоћа обично нижа [Francois и сар., 2020]. Увођење смоле доводи до благо израженије контракције при стврдњавању због полимеризационе контракције, што треба узети у обзир током њихове примене.

### **в) Глас-хибридни цементи**

Глас-хибридни цементи издвојили су се 2015. године као засебна група материјала настала развојем и унапређењем ГЈЦ високе вискозности. Ови материјали садрже ултрафине, високо реактивне честице стакла [Ong и сар., 2018; Kielbassa и сар., 2021]. Поред стандардних честица стакла конвенционалних ГЈЦ величине око 25  $\mu\text{m}$ , у прах ГХ придодате су и ултрафине честице величине око 4  $\mu\text{m}$ , захваљујући чему је повећана површина за остварење хемијске везе у јединици запремине [Miletić и сар., 2020]. Додавање честица је унапредило и естетске карактеристике ове групе материјала. Истовремено, нову генерацију ГХ материјала карактерише и побољшана транспарентност и естетика у односу на претходнике [Brzović-Rajić и сар., 2018].

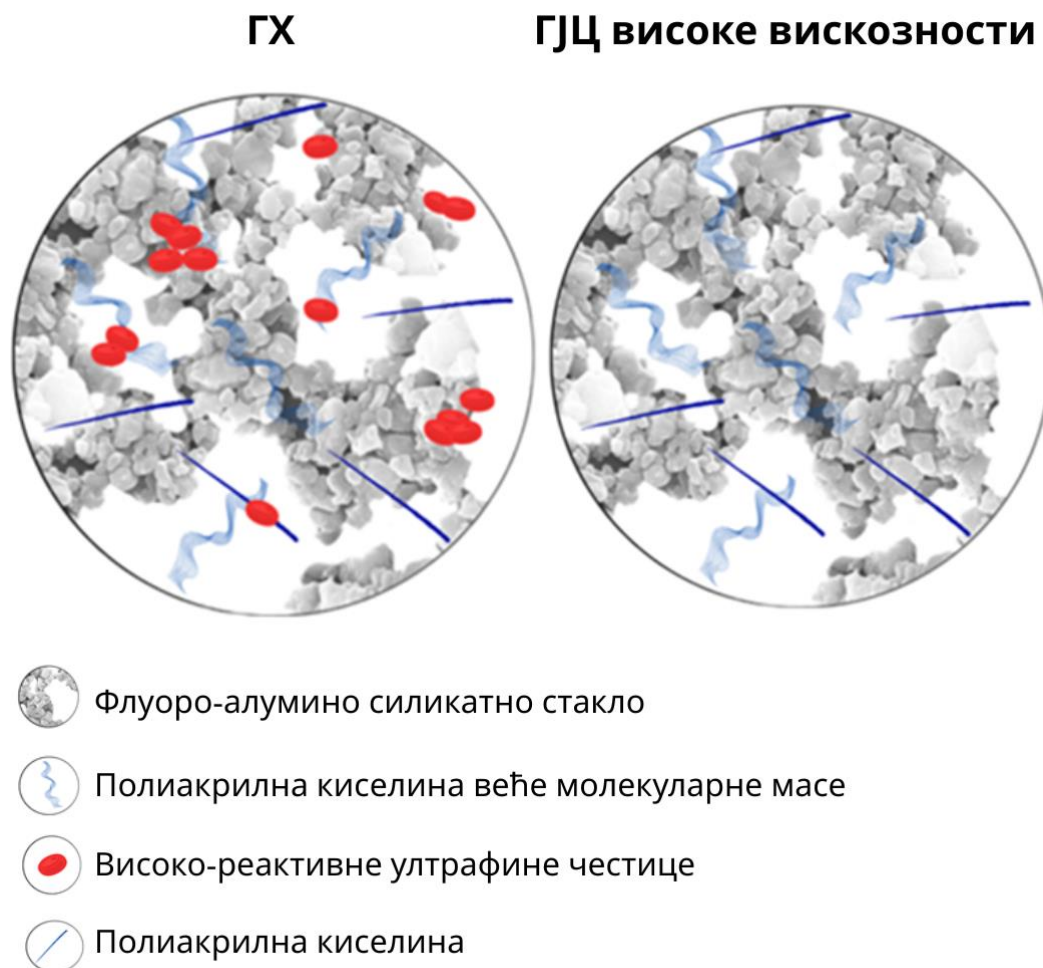
Полиакрилна киселина, и у праху и у течности, је веће молекуларне масе, што додатно доприноси бољем умрежавању и везивању материјала као и његовим механичким особинама [Miletić и сар., 2020] (слика 2). Прах ових материјала садржи око 95% стронцијум флуоро-алуминосиликата са ултрафиним честицама и 5% полиакрилних молекула [Brzović-Rajić и сар., 2018]. Течна компонента је водени раствор 40% полиакрилне киселине. Заштитни лак намењен ГХ материјалима садржи 50% метил-метакрилата и 0,09% камфоркинона, као и хидрофилне наночестице у смоластој матрици, које продиру у површинске неправилности и попуњавају спољашњи слој материјала. Примена лака смањује абразију и повећава отпорност на фрактуру у првим месецима након апликације, током периода док материјал пролази кроз процес сазревања [Brzović-Rajić и сар., 2018].

Већи број *in vitro* студија [Moshaverinia и сар., 2019; Mori, 2020; Šalinović и сар., 2019] потврдио је унапређење физичких и механичких карактеристика ГХ. Moshaverinia и сар. [2019] су потврдили да ова форма материјала има значајно већу компресивну чврстоћу и микротврдоћу у поређењу са конвенционалним ГЈЦ. Већа компресивна чврстоћа ГХ добијена је и у студији Mori [2020] у различитим временским интервалима у односу на конвенционалне ГЈЦ. Посматрано кроз различите временске интервале, ГХ остварује највећу компресивну чврстоћу, а такође и већу транспарентност у односу на своје претходнике. Šalinović и сар. [2019] су показали да је компресивна чврстоћа била већа код ГХ, док је тврдоћа била већа код ГЈЦ високе вискозности. Аутори су ову разлику објаснили тиме што заштитни лак није примењен на ГХ узорке, иако је његова употреба неопходна за потпуну реакцију очвршћавања и стабилност површинског слоја, па је изостанак лака вероватно утицао на ниже вредности тврдоће материјала.

У рандомизованој клиничкој студији [Miletić и сар., 2020, Miletić и сар., 2024] са петогодишњим праћењем анализирана је клиничка ефикасност ГХ система у односу на смоласти композит у двоповршинским кавитетима II класе. Рестаурације су израђене у постериорним зубима, а испитиване групе обухватале су ГХ (*Equia Forte HT*) и композитни материјал. Клиничка процена спроведена је у више временских тачака применом

стандардизованих критеријума (*USPHS/FDI*), са фокусом на маргиналну адаптацију, анатомску форму, површински интегритет, присуство секундарног каријеса и општу стабилност рестаурације. Добијени резултати указују на стабилне и уједначене клиничке перформансе ГХ система током читавог периода праћења, без значајних разлика у односу на композит у већини клиничких параметара. Стопа преживљавања рестаурација остала је висока у обе групе испитиваних материјала, док су неуспеси највећим делом били повезани са фрактуром материјала различитог обима. Истовремено, мања учесталост секундарног каријеса код ГХ указује на његов повољан биолошки профил и потенцијалну каријес-превентивну улогу. Ови налази потврђују да ГХ систем обезбеђује дугорочно стабилне клиничке исходе и може се сматрати поузданом и клинички оправданом алтернативом композитним материјалима у рестаурацији кавитета II класе.

*Equia Forte HT*, као најновија генерација ГХ материјала, развијен је са побољшаном технологијом расподеле честица и применом заштитног лака, што га чини погодним за примену код деце, геријатријских пацијената и оних са високим ризиком од каријеса [Aliberti и сар., 2025]. Овај систем такође пружа добро маргинално заптивање [Ismail и сар., 2022].



**Слика 2.** Структурни приказ ГХ и ГЈЦ високе вискозности

## 4. Каријес млечних зуба

### а) Морфолошке карактеристике млечних зуба

Млечни зуби разликују се од сталних по броју, облику, величини, боји, али и слабијој и неправилнијој минерализацији зубних ткива [Белоица и сар., 2005].

Глеђ је најчвршће ткиво у људском организму [Pitts и сар., 2017]. Састоји се од 92-96% неорганске материје, 1-2% органске материје, док 3-4% чини вода. Неорганску компоненту чине кристали хидроксиапатита, организовани у виду глеђних призми, док су интерпризматични простори састављени од органске компоненте. Више од 40 хемијских елемената се налази у саставу глађи, међу њима су најзначајнији калцијум и фосфор [Белоица и сар., 2005]. Глеђ млечних зуба је слабије минерализована у поређењу са сталним зубима и њена дебљина у просеку износи 1 mm [Wilson и Beynon, 1989].

Дентин је аваскуларно везивно ткиво састављено од 70% неорганске, 20% органске супстанце и 10% воде. Кристали хидроксиапатита изграђују његову неорганску компоненту, док је органска компонента састављена од колагена. Комора пулпе млечних зуба у круничном делу одликује се већим волуменом и израженијом морфологијом, са наглашеним роговима пулпе [Белоица и сар., 2005]. Дентин млечних зуба састављен је од широких дентинских каналића који су неправилног облика и мањи у поређењу са дентином сталних зуба. У комбинацији са већим волуменом пулпе, ове морфолошке карактеристике условљавају повећану пропустљивост дентина за микроорганизме и њихове токсине и брже напредовање каријесног процеса [Белоица и сар., 2005].

Репараторни дентин представља слој дентина који стварају одонтобласти, ћелије пулпе, као одговор на спољашње надражаје, и његова основна улога је заштитна. Код млечних зуба формирање репараторног дентина је минимално или често у потпуности изостаје. Одонтобласти и пулпно ткиво млечних зуба у основи су слични онима код сталних зуба. Међутим, услед физиолошке смене зуба и ресорпције корена, долази до активације одонтокласта чије дејство може обухватити и дентин у непосредној близини пулпне коморе. Хистолошке студије потврђују да у пулпи млечних зуба постоје снажни сигнали за диференцијацију одонтокласта, што често резултира појавом интерне ресорпције. То указује да, уместо заштитног формирања репараторног дентина, пулпа млечних зуба чешће испољава склоност ка ресорптивним, а не репаративним процесима [Klinge, 2011].

Крунице млечних зуба су краће, шире у вратном него у оклузалном делу, а затим се нагло сужавају у пределу врата зуба. Овакав облик круница узрокује шире контактне површине суседних зуба. Глеђно-дентински бедем такође представља једну од карактеристика млечне дентиције. Налази се на вестибуларној површини млечних молара и представља задебљање дентина, док је глеђ непромењене дебљине. Заштитна улога бедема огледа се у спречавању импакције хране, и на тај начин штити гингиву. Сечивне ивице и квржице непосредно по ницању су оштрије од сталних зуба [Белоица и сар., 2005], али слабија минерализација узрокује њихову атрицију. Боја варира од млечно-беле до плавкасто-беле, због чега је транспарентност зуба смањена.

Анатомске, морфолошке и хистолошке карактеристике млечних зуба узрокују специфичност каријесних лезија, као и њихове санације. Уклањање каријесних маса у складу са савременим минимално инвазивним приступом и обликовање кавитета у складу

са одабраним рестауративним материјалом представљају основне принципе у терапији млечних зуба.

## б) Каријес

На глобалном нивоу, каријес представља најзаступљеније хронично незаразно обољење зуба код деце [Pitts и сар., 2017]. Према последњим подацима СЗО, више од 1/3 популације има каријес на сталним зубима (око 2,4 милијарде људи), док 530 милиона деце има каријес на млечним зубима [WHO, 2022]. Ови подаци указују на размере каријеса као глобалног здравственог проблема. Обично настаје на каријес-предилекционим местима или у просторима у којима долази до претераног задржавања хране, као што су јамице, фисуре, апроксималне површине зуба, где се биофилм може формирати без већих ометања. Најчешћи узрок настанка је исхрана богата ферментабилним угљеним хидратима, као и изостанак адекватне оралне хигијене [Chi и сар., 2019]. Каријес млечних зуба јавља се рано, понекад убрзо након њиховог ницања, у форми каријеса раног детињства, као резултат лоших навика, неадекватне исхране, потешкоћа у одржавању оралне хигијене и анатомско-хистолошких специфичности [Xu и сар., 2025].

Каријесом измењено ткиво дентина састоји се из четири зоне (слика 3): зона размекшаног дентина која обухвата зону некрозе и зону контаминације, зона деминерализације и зона транслуценције [Conrads, 2018; Bjørndal, 2019].

Зона размекшаног дентина обухвата разграђено и размекшано дентинско ткиво, настало услед дејства киселина кариогених бактерија и указује на активно напредовање болести [Bjørndal и сар., 2001]. Карактерише је губитак нормалне структуре дентина са денатурисаним колагеним влакнима. Ова зона је богата бактеријама. Понекад се испод размекшаног дентина може наћи слој склерозирајућег или репараторног дентина. Зона некрозе састоји се од мртвог ткива састављеног од мртвих ћелија (одонтобласта, фибробласта, макрофага), разграђеног протеинског материјала и бактеријских продуката. Зону контаминације карактерише деминерализовани дентин у потпуности захваћен микроорганизмима и њиховим продуктима [Philip и Suneja, 2023].

Зону деминерализације карактерише губитак калцијума и фосфата [Goldberg, 2020]. Садржи мали број микроорганизама, а правилна рестауративна терапија са добрим рубним заптивањем кавитета у овој зони онемогућава бактеријама доток хранљивих материја, док се са друге стране одвија репараторно деловање пулпног комплекса [Conrads, 2018].

Зона транслуценције састоји се од деминерализованог, али неинфицираног дентина. Карактерише је смањена концентрација минерала, нарочито  $\text{Ca}^{2+}$ , што доводи до промена у преламању светлости, па дентин у овој зони добија полупровидан, транспарентан изглед. Иако је у зони транслуценције присутна делимична деминерализација, колагенска мрежа и основна морфологија дентинских тубула остају очуване, што значи да нема структурног дефекта ткива [Featherstone, 1999].

Клинички се разликују два слоја каријесног дентина потпуно различите структуре (слика 3), биохемијских и физиолошких карактеристика: спољашњи, инфицирани слој, који је мек, дезинтегрисан и неповратно оштећен, и унутрашњи, деминерализовани, али неинфицирани слој, који је очуване структуре и погодан за реминерализацију [Fusayama и Tachima, 1972]. У спољашњој зони каријесног дентина неорганска компонента је деминерализована, а колагена влакна су ириверзибилно денатурисана. Ткиво је

размекшано, несензитивно и садржи велики број кариогених микроорганизама. Како дентин спољашње зоне каријесног дентина не може да се реминерализује, мора бити уклоњен. Унутрашња зона каријесног дентина садржи више минерала у поређењу са спољашњом зоном. Услед деминерализације, колагена мрежа је донекле откривена, али задржава своју структуру. Присуство бактерија је незнатно. Како се дентин унутрашње зоне каријесног дентина не сматра инфицираним, а његова реминерализација је могућа, при препарацији кавитета овај слој не мора бити уклоњен. Иако је клинички тешко поставити јасну границу између „инфицираног” и „измењеног” дентина, уклањање спољашњег слоја каријесног дентина је од примарног значаја за успех третмана.

**Каријесом измењен дентин:**

**Инфицирани дентин:**



**Слика 3.** Приказ каријесних зона: 1) зона некрозе; 2) зона контаминације; 3) зона деминерализације; 4) зона транслуценције; 5) здрав дентин.

*Fusayama* и *Tachima* [1972] су истраживали повезаност тврдоће и пребојености дентина и степена бактеријске инфилтрације код каријесних зуба. Добијени резултати показали су да дубина размекшаног дентина и промена боје нису повезани са дужином бактеријске инвазије. Установљено је да код акутне каријесне лезије, бактерије продиру само у размекшали дентин са малом или без промене његове боје, док су код хроничног каријеса продирале и у тврд дентин уз значајну промену његове боје. Стога се дубина бактеријске инфилтрације не може се поуздано одредити на основу размекшања или промене боје дентина [*Fusayama*, 1997].

## **в) Клиничка дијагноза каријеса дентина**

Клиничка класификација каријесног дентина заснива се на процени степена његовог омекшавања, инфицираности и очуваности структуре током препарације кавитета. У клиничкој пракси ова процена се врши на основу тактилног осећаја при сондирању и раду ручним инструментима, те се дентин описује као: чврст, тврд, кожаст (гумаст) и размекшан. Оваква подела има описни карактер и није стандардизована, већ представља клинички водич који одговара савременој терминологији у кариологији [Innes и сар., 2016; Schwendicke, 2017].

Чврст дентин је карактеристичан за ране или неактивне лезије. Ткиво је очувано и слично здравом дентину, због чега се током терапије не уклања [Kidd и Fejerskov, 2004; Innes и сар., 2011].

Тврд дентин показује умерен степен деминерализације са потенцијалом реминерализације и очувану структуру која може обезбедити адекватну механичку подршку рестауративном материјалу [Mjör и Toffenetti, 2000; Schwendicke, 2017]. При сондирању, овај дентин пружа јасан отпор инструменту [Schwendicke и сар., 2015; Schwendicke, 2017].

Кожасте (гумасти) дентин карактерише се омекшавањем, влажношћу и ограниченим отпором при инструменталној обради. Ово ткиво је делимично деминерализовано, са очуваном колагеном мрежом и варијабилним степеном бактеријске контаминације, те може бити задржано у близини пулпе у складу са принципима селективног уклањања каријесног ткива [Kitasako и сар., 2002; Kidd, 2004; Innes и сар., 2016]. При сондирању, овај дентин показује умерен отпор, кожаст је и лепљив [Schwendicke и сар., 2015; Schwendicke, 2017].

Мек дентин представља најизраженији степен деструкције, са изразитом деминерализацијом, пастозном конзистенцијом и високим степеном бактеријске инфицираности, те мора бити уклоњен током терапијског поступка [Bjørndal и сар., 2000; Innes и сар., 2016]. При сондирању, инструмент лако продире у ткиво без отпора, које је меко, влажно и може се лако уклонити. Овакво ткиво се мора уклонити јер не обезбеђује механичку подршку рестаурацији [Schwendicke, 2017].

## **г) Лечење каријеса**

Савремени приступ лечењу каријеса млечних зуба заснива се на индивидуалном терапијском плану који подразумева процену ризика за настанак каријеса, рану дијагнозу и примену превентивних мера, са циљем очувања здравља зуба [Duggal и сар., 2022]. За разлику од традиционалног оперативног приступа, савремена минимално инвазивна стоматологија усмерена је ка очувању виталитета пулпе и функционалности зуба. Агресиван приступ потпуном уклањању каријесног ткива носи ризик од оштећења пулпе и компромитовања дентино-пулпног комплекса, због чега је развијен биолошки приступ лечењу каријеса. Он се заснива на промени локалних услова који погодују развоју и прогресији каријесне лезије, са циљем заустављања њеног напредовања и очувања што веће количине здравог зубног ткива [Wambier и сар., 2007; Schwendicke и сар., 2016].

Појам минималне интервенције обухвата процену ризика за настанак обољења, прецизну дијагностику, превенцију и контролу болести. Минимално инвазивни приступ у терапији постојећих каријесних лезија има за циљ обезбеђивање дуготрајне, функционалне

и биолошки стабилне рестаурације, без непотребног уклањања здравог дентина и дентина који се може реминерализовати, како се не би угрозило ткиво пулпе зуба [Kidd, 2004; Marsh, 2006; Schwendicke и сар., 2016].

У лечењу каријеса дентина млечних зуба примењују се различити терапијски приступи, који сврставају у неоперативне и оперативне [Splieth и сар., 2007]. Неоперативни приступ подразумева контролу активности каријесне лезије без механичког уклањања ткива. Обухвата методе као што су: реминерализација, заливање лезија без кавитације, као и примену сребро-диамин флуорида (СДФ) [Schwendicke и сар., 2016]. Оперативни приступ подразумева минималну интервенцију на захваћеном ткиву уз очување виталности пулпе. Ова група метода обухвата селективно уклањање каријеса, атрауматски рестауративни третман (АРТ) и Hall-ова техника [Innes и Evans, 2015]. Овакав приступ омогућава избор најмање инвазивног третмана у складу са активношћу лезије, старосном доби детета и клиничким условима [Innes и сар., 2016].

### ➤ Сребро-диамин флуорид

Сребро-диамин флуорид зауставља или успорава прогресију постојећих лезија [Chu и сар., 2002; Duangthip и сар., 2015; Gao и сар., 2016]. СДФ је високо базни препарат и делује кроз више различитих механизма. Пре свега, испољава снажно бактериостатско дејство- продире у биофилм и инхибира метаболичку активност микроорганизама, делимично их инактивирајући, чиме зауставља или успорава напредовање већ постојећих каријесних лезија [Mei, и сар., 2018].

Сребро-диамин флуорид своје дејство остварује делујући на више различитих ензимских система. Јони сребра делују на гликозилтрансферазу, бактеријски ензим који омогућава стварање чврстог зубног плака [Mei, и сар., 2013]. Ступајући у реакцију са сулфидрилним групама ензима, СДФ доводи до губитка њихове функције и денатурације [Shirani и сар., 2025]. Бактерије губе способност стварања лепљивог полисахаридног матрикса, те је стварање зубног плака отежано, а везивање бактерија за зубна ткива онемогућено [Mei, и сар., 2018]. Флуоридни јони у високој концентрацији везују се за бактеријску енолазу, чиме се успорава разградња шећера и смањује продукција млечне киселине која представља главни узрок декалцификације дентина [Mei, и сар., 2013]. Такође, флуоридни јони инхибирају протонске пумпе на бактеријској мембрани, чиме се нарушава регулација интрацелуларне  $pH$  вредности услед акумулације протона у ћелији, што повећава осетљивост бактерија на киселу средину и доводи до инхибиције њихове метаболичке активности. У киселој средини, каква влада у каријесној лезији, долази до активирања протеолитичких ензима који имају улогу у разградњи органске компоненте дентина (колагена). Ензими који разграђују колаген- колагеназе, порекла из кариогених бактерија остварују улогу у активирању матриксних металопротеиназа (ММП-2, -8 и -9) и катепсина (катепсин В и катепсин К) [Zheng и сар., 2022]. Примена СДФ доводи до спречавања метаболичке активности ових ензима, чиме штити органску компоненту зуба од разградње [Zheng и сар., 2022]. Деловањем на бактеријске ензиме, СДФ смањује број патогена, а самим тим спречава напредовање каријесног процеса.

Друго дејство СДФ остварује подстицањем реминерализације каријесом измењеног дентина, чиме ослабљено ткиво зуба чини отпорнијим на нова оштећења. Флуоридни јони

индукују процес реминерализације, приликом којег настаје флуороопатит, стабилнији и отпорнији облик у односу на хидроксиапатит [Featherstone, 2000].

Сребро-диамин флуорид се апликује на каријесну лезију у трајању од 1 до 3 минута након чега се испира. Примена СДФ не подразумева уклањање каријесних маса, безболна је и једноставна за примену. Недостатак методе представља пребојавање зуба, што може бити естетски неприхватљиво, нарочито на предњим зубима.

Ruff и сар. [2023] спровели су клиничку студију која је обухватила је скоро 3000 деце. Поредили су ефикасност СДФ са ГЈЦ заливачима и АРТ на млечним зубима у периоду од две године. Резултати су показали да је заустављање каријеса у СДФ групи износило 56%, док је успешност АРТ износила 46%. Није забележена статистички значајна разлика у стопи преживљавања нити било какве нежељене реакције у поређењу СДФ и АРТ технике [Ruff и сар., 2023]. У клиничком истраживању које је анализирано утицај концентрације и учесталости примене СДФ на млечним зубима, утврђено је да 38% СДФ постиже значајно боље резултате у односу на 12% СДФ, при чему је најбољи ефекат забележен код шестомесечне апликације (75,7% заустављеног каријеса) [Fung и сар., 2018].

Schroth и сар., [2024] су анализирали ефикасност 38% СДФ у заустављању каријеса у зависности од интервала примене. Резултати су показали да је највећа ефикасност постигнута када су две апликације СДФ-а спроведене у интервалима од једног и четири месеца, при чему је заустављање каријеса износило 98% и 95,8%, док је примена у интервалу од шест месеци довела до значајно нижег степена заустављања (72%).

Применом СДФ технике у комбинацији са ГЈЦ испунима развијена је SMART техника (*Silver Modified Atraumatic Restorative Treatment*). Овај терапијски приступ подразумева апликацију СДФ на каријесну лезију дентина без уклањања инфицираног ткива, након чега следи рестаурација кавитета ГЈЦ [Hegde и сар., 2024]. Заговорници ове технике наглашавају да она у себи обједињује највеће предности оба поступка-антимикробно и реминерализујуће дејство СДФ, као и дуготрајност, флуоридни потенцијал и адхезију ГЈЦ. СДФ техника се сматра нарочито погодном у ситуацијама где класична стоматолошка интервенција није увек изводљива, код пацијената са ограниченом сарадњом, у установама и програмима намењеним особама и деци са посебним потребама, амбулантама у руралним и слабије опремљеним срединама.

### ➤ **Hall-ова техника**

Hall-ова техника подразумева цементирање фабрички готових круница преко каријесом захваћених млечних зуба, без класичног брушења, уклањања каријеса или примене локалне анестезије [Altoukhi и Housseiny, 2020]. Метода је заснована на принципу „заптивања” каријесне лезије: бактерије се изолују од средине усне дупље чиме се прекида доток хранљивих материја, те каријесна лезија престаје да напредује и постаје неактивна [Altoukhi и Housseiny, 2020]. Металне крунице фиксирају се уз помоћ ГЈЦ намењених за трајно цементирање надокнада.

Савремена клиничка истраживања указују да Hall-ова техника не само да омогућава ефикасну контролу каријеса, већ и значајно смањује потребу за инвазивним процедурама, што је посебно значајно у дечјој стоматологији. Показано је да ова метода доводи до високог степена прихватања од стране пацијената и родитеља, као и до смањења појаве бола и постоперативних компликација у поређењу са конвенционалним приступом. Такође,

дугорочни резултати указују на стабилност терапијског исхода и очување виталности пулпе, што потврђује биолошку оправданост концепта заптивања каријесне лезије [Santamaria и сар., 2018].

Рандомизована контролисана студија Santamaria и сар. [2014] показала је да Hall-ова техника остварује значајно мању учесталост неуспеха (пулпитис, периодонтитис) у поређењу са конвенционалним рестаурацијама и нерестауративним приступом, што потврђује њену клиничку поузданост у лечењу кавитета II класе на млечним моларима.

Рандомизована контролисана студија Santamaria и сар. [2015] поредила је конвенционалне рестаурације, Hall-ову технику и нерестауративни третман апроксималног каријеса млечних молара. Резултати су показали да минимално инвазивни приступ обезбеђује бољу сарадњу деце и већу једноставност извођења за стоматологе, уз смањење нивоа бола и повећане толеранције у односу на конвенционалне методе, што их чини клинички оправданом алтернативом. Прегледне студије додатно потврђују бољи клинички исход, односно мању учесталост компликација у корист Hall-ове технике у односу на конвенционалне рестаурације [Innes и сар., 2015; Badar и сар., 2019; Santamaria и сар., 2020].

### ➤ Селективно уклањање каријеса

Селективно уклањање каријеса представља минимално инвазивни концепт лечења чији је циљ очување виталитета пулпе и максимално очување здравих и делимично деминерализованих зубних ткива [Ricketts и сар., 2018]. Овај приступ подразумева варијабилан степен уклањања каријесом захваћеног дентина, у зависности од клиничке ситуације, при чему се на периферним зидовима кавитета уклања до чврстог дентина, док се на пулпном зиду (дну кавитета) оставља мек или тврд/кожаст дентин како би се избегла траума пулпе [Kidd и Fejerskov, 2004]. Потпуно уклањање свих деминерализованих делова дентина више се не препоручује, јер повећава ризик од излагања пулпног ткива и прекомерног губитка здравог ткива [Santamaria и сар., 2020].

Поступак селективног уклањања каријеса подразумева уклањање каријесом измењене глеђи и захваћеног дентина са зинова кавитета до здраве глеђи, односно чврстог дентина. На пулпном зиду се ткиво одстрањује пажљиво, до нивоа чврстог или кожастог дентина у случају лезија умерене дубине, док се код дубоких лезија оставља танак слој размекшаног дентина у циљу очувања виталности пулпе. Приликом селективног уклањања каријеса до размекшаног дентина, разликују се једносеансно и двосеансно уклањање каријеса, које подразумева селективно уклањање до меког дентина у првој посети, а потом до чврстог дентина у другој посети [Santamaria и сар., 2020]. Након тога, поставља се подлога од калцијум-хидроксида, а зуб се рестаурира ГЈЦ, самостално или у комбинацији са композитом („сендвич” техника), уз препоруку редовног праћења исхода терапије на контролним прегледима [American Academy of Pediatric Dentistry, 2018].

Селективно уклањање каријеса, као принцип минималне интервенције, омогућава очување интегритета и структуре зуба, смањујући ризик од оштећења пулпног ткива. Овакав терапијски приступ код деце је битан због анатомије млечних зуба: веће и волуминозније пулпе, која је осетљива на топлотне, осмотске и хемијске надражаје који настају током препарације кавитета, као и на механички притисак током рада. Потпуно уклањање каријесом захваћеног ткива, као код конвенционалног терапијског приступа,

може довести до отварања пулпе и инфламације. Селективно уклањање каријеса омогућава да се очува здраво, витално пулпно ткиво, док се добрим заптивањем кавитета спречава даље напредовање каријеса. Лишене нутритивних састојака, преостале бактерије прекидају метаболичке процесе који доводе до деминерализације, односно протеолитичког разарања органског материјала [Bjørndal и сар., 1997; Fusayama, 1997]. Foley и сар. [2004] су у рандомизованом клиничком испитивању са двогодишњим праћењем показали да рестаурације изведене након селективног уклањања каријеса и примене ГЈЦ имају упоредиву дуготрајност у односу на рестаурације након потпуног уклањања каријеса, без повећања ризика од неуспеха. Ове налазе потврђују и Franzon и сар. [2014], који су показали да селективно уклањање каријеса доводи до значајно ређе експозиције пулпе у односу на потпуно уклањање, уз упоредиве стопе клиничког и радиографског успеха рестаурација, као и краће време трајања терапијског поступка. Новији налази које су представили Santamaria и сар. [2020] указују да лечење млечних зуба овом методом даје боље резултате у смислу очувања пулног ткива у поређењу са потпуним уклањањем каријеса, при чему је код дубоких лезија забележено значајно смањење ризика од губитка виталитета, без статистички значајних разлика у дугорочној успешности рестаурација у односу на конвенционалну методу лечења.

На основу наведеног, може се закључити да селективно уклањање каријеса представља поуздан и клинички оправдан минимално инвазивни приступ у лечењу дубоких каријесних лезија у млечној дентицији, који омогућава очување виталитета пулпе уз истовремено одржавање задовољавајуће дугорочне успешности рестаурација.

### ➤ Атрауматски рестауративни третман

Атрауматски рестауративни третман (АРТ) се заснива [Frencken и сар., 1994] на уклањању каријесом измењеног ткива оштрим ручним инструментима и рестаурацији кавитета ГЈЦ. Захваљујући заптивању кавитета и хемијским својствима материјала, ограничава се приступ бактеријама из биофилма ферментабилним угљеним хидратима, чиме се успорава њихова метаболичка активност и омогућава реминерализација преосталог дентина.

АРТ техника се спроводи у релативно сувом радном пољу, уз изолацију ватеролнама. Оштрим ручним инструментима пажљиво се отвара кавитет и одстрањује размекшани дентин, без примене машинских инструмената. У близини пулпе оставља се танак слој чвршћег дентина ради очувања њене виталности. Након кондиционирања кавитета полиакрилном киселином, апликује се ГЈЦ, који се обликује техником „притиска прстом”. По стврдњавању материјала проверава се оклузија, а пацијенту се дају упутства о одржавању оралне хигијене након интервенције [Frencken и сар., 1997].

АРТ се препоручује се у условима када није могућа примена локалног анестетика, што је чини погодном за рад код деце, код плашљивих и медицинских компромитованих пацијената, као и у срединама у којим није могуће обавити стоматолошки третман на уобичајени начин услед недостатка електричне енергије или због неодговарајуће стоматолошке опреме. ГЈЦ представља материјал избора код АРТ, а једна од предности овог материјала, поред већ описаних, јесте могућност ручног мешања, што не захтева употребу електричних апарата.

Поред избора адекватног рестауративног материјала, величина каријесне лезије такође утиче на успех и дуговечност АРТ. Најбољи резултати добијени су код једноповршинских кавитета [Frencken и сар., 2007]. Faccin и сар. [2009] спровели су клиничко истраживање у којем је процењивана дуготрајност једноповршинских АРТ рестаурација на млечним зубима. Рестаурације су изведене стандардном АРТ техником, при чему је као материјал коришћен смолом модификовани ГЈЦ. Просечно време трајања испуна износило је 37 месеци. Стопа успешности износила је 89% у периоду од 6-11 месеци, 85% након 12-24 месеца и 72% након 25-48 месеци праћења, без статистички значајних разлика у односу на демографске и клиничке параметре, што потврђује поузданост АРТ технике у терапији млечних зуба [Faccin и сар., 2009]. Према резултатима прегледне студије Tedesco и сарадника [2017], стопа преживљавања АРТ рестаурација била је упоредива са конвенционалним поступцима код кавитета II класе, без статистички значајне разлике између метода. Ruengrungsom и сар. [2018] такође су потврдили високу успешност ове технике, истичући њену примењивост код једноповршинских рестаурација, док је употреба код апроксималних кавитета ограничена због већег механичког оптерећења. У клиничкој студији da Franca и сар. [2011] праћена је успешност АРТ рестаурација I и II класе на млечним моларима током периода од 1, 12 и 24 месеца. Резултати су показали значајно већу стопу успеха код кавитета I класе (94,6% након 1 месеца и 50,6% након 12 месеци) у поређењу са кавитетима II класе (70,1% након 1 месеца и 15,2% након 12 месеци). Најчешћи облици неуспеха били су делимичан или потпун губитак испуна и изражени маргинални дефекти, што указује на ограничену дуговечност АРТ рестаурација код апроксималних лезија.

У новијој литератури АРТ се све чешће анализира у односу на друге минимално инвазивне терапијске приступе, као што је Hall-ова техника. У рандомизованом клиничком истраживању које је обухватило децу са апроксималним каријесним лезијама на млечним моларима, праћена је успешност обе методе током периода од 3 године [Araujo и сар., 2020]. Резултати су показали значајно већу дуговечност рестаурација код Hall-ове технике у поређењу са АРТ.С друге стране, АРТ је био повезан са мањим степеном нелагодности током интервенције, док су обе методе показале висок ниво прихватљивости код деце и родитеља. Такође, уочено је побољшање квалитета живота у вези са оралним здрављем након спроведеног третмана. Иако Hall-ова техника показује боље резултате у погледу преживљавања рестаурација код кавитета II класе, АРТ задржава значајну клиничку вредност, посебно у ситуацијама када је потребан једноставан приступ.

Сумирајући наведене налазе, може се закључити да успех АРТ рестаурација није искључиво условљен избором материјала, већ у великој мери зависи од морфологије и величине каријесне лезије, при чему једноповршински кавитети показују значајно повољније исходе, док код двоповршинских кавитета повећано механичко оптерећење и сложенија анатомија доводе до смањене дуговечности рестаурација.

Протокол за минимално инвазивну интервенцију у терапији каријеса раног детињства млечних зуба приказан је у табели 2.

**Табела 2.** Протокол за минимално инвазивну интервенцију у терапији каријеса раног детињства млечних зуба [Duggal и сар., 2022].

Дентинска каријесна лезија, асимптоматска, зуб виталан, могућа рестаурација		
<u>СДФ</u>	<u>Hall-ова техника</u>	<u>Селективно уклањање каријеса</u>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Висок каријес ризик/ каријес раног детињства</li> <li>• Несарадљиво дете</li> <li>• Могућност примене како на предњим тако и на бочним зубима</li> <li>• Недостатак- црна пребојеност каријесног дентина</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Изводи се на бочним зубима</li> <li>• Сарадљиво дете</li> <li>• Радиографски јасно видљив слој дентина између лезије и пулпе</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Када друге минимално инвазивне методе нису могуће</li> <li>• Код несарадљиве или недовољно сарадљиве деце примењује се АРТ</li> </ul>
<p><b><u>Контраиндикације:</u></b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Алергија на сребро или тешке метале</li> <li>• Активни мукозитис, стоматитис</li> <li>• Пулпитиси</li> <li>• Алергија на јод</li> </ul>	<p><b><u>Контраиндикације:</u></b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Алергија на никл</li> </ul>	<p><b><u>Контраиндикације:</u></b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Пулпитиси</li> </ul>

## 5. Могућности примене ГЈЦ у дечијој стоматологији

Рестаурација млечних зуба једна је од најважнијих индикација за примену ГЈЦ, будући да терапијске интервенције у најранијем узрасту прати низ специфичних изазова. Деца често испољавају ограничену способност да толеришу стоматолошке интервенције, брзо губе пажњу и у великом броју случајева не успостављају адекватну сарадњу током лечења. Ови фактори намећу потребу за изузетном спретношћу стоматолога, као и за брзим и ефикасним клиничким процедурама [Белоица и сар., 2005]. Управо отежано обезбеђивање сувог радног поља и захтев за једноставном и брзом манипулацијом, ГЈЦ чине погодним материјалом у дечијој стоматологији. Поред механичких и естетских карактеристика, важан аспект примене ГЈЦ у дечијој стоматологији јесте њихова способност континуираног ослобађања флуорида. Ова особина омогућава додатну заштиту јер доприноси реминерализацији тврдых зубних ткива и у одређеној мери може ублажити штетан утицај неповољних навика у исхрани, које су код деце честе и тешко контролисане [Jones и сар., 2018; Dias и сар., 2018].

ГЈЦ показују извесна ограничења када се користе на бочним зубима, у регијама већег оклузалног оптерећења. Њихова релативно ниска отпорност на фрактуру и ограничена издржљивост на хабање представљају главне слабости које су условиле даљи

развој и унапређење ове групе материјала [Lohbauer, 2010]. У поређењу са композитима, ГЈЦ имају лошије естетске и физичко-механичке особине. Ипак, у литератури се често истиче да упркос својим механичким ограничењима, показују боље резултате у погледу маргиналног микроцурења у односу на композитне материјале [Peumans и сар., 2005]. Последњих година развијене су нове формулације ГЈЦ са циљем проширења њихове клиничке примене у различитим класама кавитета. Истраживања додатно наглашавају значај њихове интеракције са зубним ткивом и потенцијала за биомиметичко, односно реминерализујуће деловање, што ове материјале позиционира као повољну алтернативу у односу на амалгам и композитне материјале [Seemann и сар., 2014].

Већина досадашњих студија које су анализирале учинак ГЈЦ у дечијој стоматологији, углавном је била усмерена на старије генерације конвенционалних ГЈЦ. Конвенционални ГЈЦ показали су се мање успешним у терапији великих, вишеповршинских кавитета на млечним зубима, уз процентуално већи број неуспеха у односу на друге рестауративне материјале [Santamaria и сар., 2020; Perić и сар., 2021]. Са друге стране, клиничка ефикасност смолом модификованих ГЈЦ у санацији вишеповршинских кавитета показала се задовољавајућа и често упоредива са резултатима композитних материјала [Santos и сар., 2016; Armstrong и сар., 2017]. Савремене генерације ових материјала, попут ГЈЦ високе вискозности и ГХ, још увек нису довољно истражене на млечним зубима. Посебно недостају студије које би директно упоредиле различите савремене групе ГЈЦ у условима рестаурације млечних зуба, али и у ситуацијама када је присутан каријесом измењен дентин, што је од великог клиничког значаја. Имајући у виду наведене биолошке и механичке захтеве, као и специфичности каријесом измењеног дентина код деце, испитивање понашања различитих типова ГЈЦ и ГХ на здравом и каријесом измењеном дентину млечних зуба представља значајан допринос бољем разумевању њихове клиничке применљивости и дуготрајности рестаурације.

### III. Циљ истраживања

Полазећи од чињенице да се морфолошка и хемијска структура каријесом измењеног дентина разликује од здравог, што може утицати на адхезију и стабилност пријањања ГЈЦ, ово *in vitro* истраживање спроведено је ради процене понашања различитих типова ГЈЦ у контакту са здравим и каријесом измењеним дентином млечних зуба. Испитивањем јачине везе, микропропустљивости и морфолошких карактеристика зоне међуспоја настоји се прецизније сагледати адхезивни потенцијал савремених ГЈЦ и ГХ материјала, као и њихова погодност за примену у клиничкој пракси дечије стоматологије. Основни циљ истраживања био је да се утврди однос различитих типова ГЈЦ са дентином млечних зуба.

#### 1. Ближи циљеви истраживања:

1. Испитати јачину везе савремених ГЈЦ и ГХ материјала са здравим дентином млечних зуба;
2. Испитати јачину везе савремених ГЈЦ и ГХ материјала са каријесом измењеним дентином млечних зуба;
3. Испитати квалитет и морфолошке карактеристике зоне међуспоја савремених ГЈЦ и ГХ материјала са здравим дентином млечних зуба;
4. Испитати квалитет и морфолошке карактеристике зоне међуспоја савремених ГЈЦ и ГХ материјала са каријесом измењеним дентином млечних зуба.

#### 2. Радна хипотеза истраживања

Радна хипотеза у вези са испитивањем јачине везе била је:

1. Постоји статистички значајна разлика у јачини везе коју остварују различити типови ГЈЦ и ГХ материјали са здравим дентином млечних зуба;
2. Постоји статистички значајна разлика у јачини везе коју остварују различити типови ГЈЦ и ГХ материјали са каријесом измењеним дентином млечних зуба;
3. Постоји статистички значајна разлика у јачини везе коју остварују различити типови ГЈЦ и ГХ материјала са здравим и каријесом измењеним дентином млечних зуба.

Радна хипотеза истраживања у вези са испитивањем микропропустљивости и карактеристика зоне међуспоја ГЈЦ и дентина млечних зуба била је:

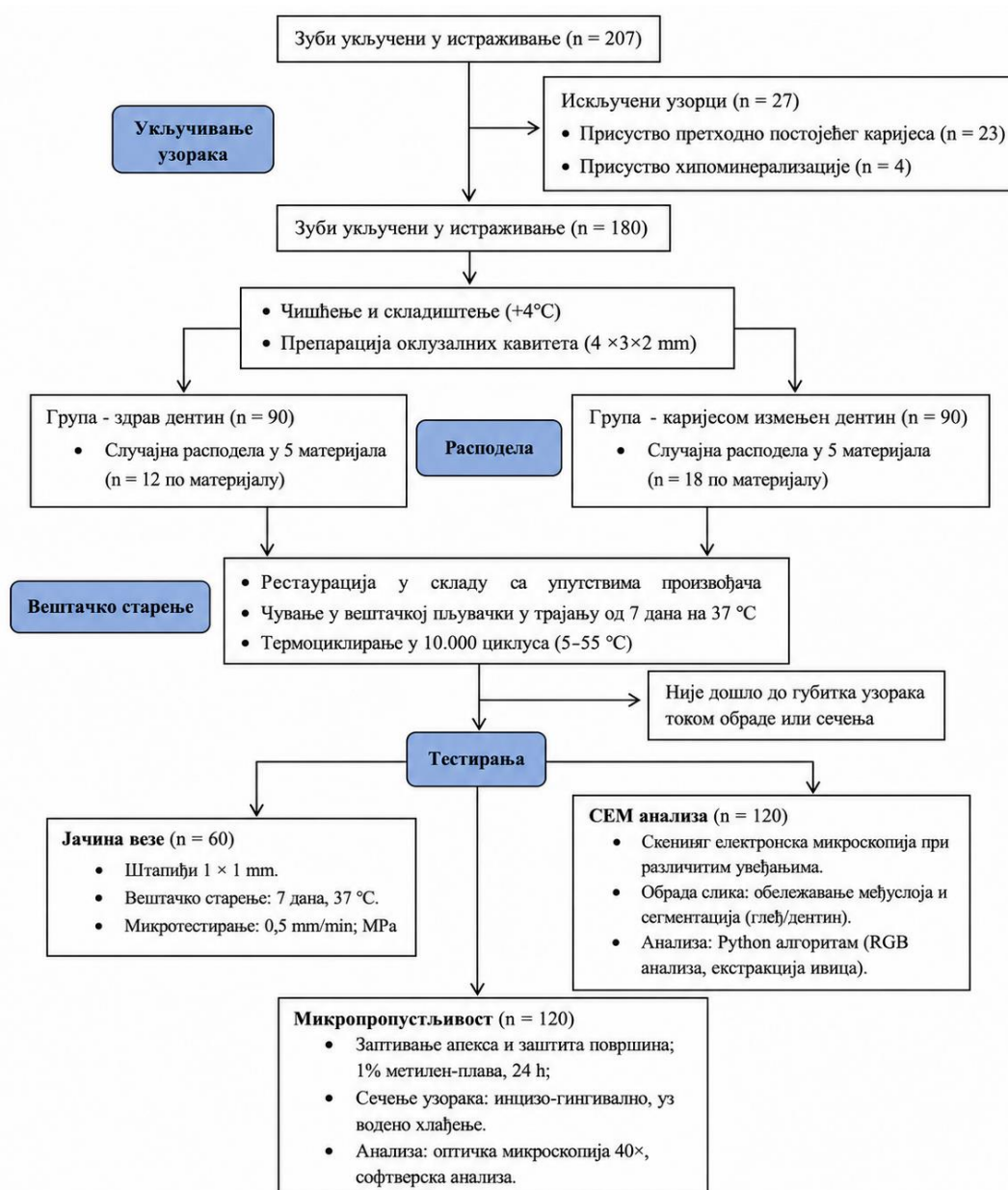
1. Постоји статистички значајна разлика у микропропустљивости и карактеристикама зоне међуспоја различитих типова ГЈЦ и ГХ материјала са здравим дентином млечних зуба;
2. Постоји статистички значајна разлика у микропропустљивости и карактеристикама зоне међуспоја различитих типова ГЈЦ и ГХ материјала са каријесом измењеним дентином млечних зуба;

3. Постоји статистички значајна разлика у микропропустљивости и карактеристикама зоне међуспоја између ГЈЦ и ГХ материјала са здравим и каријесом измењеним дентином млечних зуба.

## IV. Методологија истраживања

Истраживање је спроведено на Клиници за дечију и превентивну стоматологију Стоматолошког факултета Универзитета у Београду. За потребе истраживања коришћени су интактни млечни молари екстраховани због физиолошке смене зуба или из ортодонтских разлога. Пре екстракције, деца и њихови родитељи/законски старатељи обавештени су о природи и циљевима истраживања, након чега су попуњавали Сагласност за укључивање у студију без могућности генетске анализе (прилог 1).

Величина узорка за испитивање одређена је на основу пилот-студије применом програма *G\*Power* (верзија 3.1.9.4, *Universität Düsseldorf*, Немачка), користећи једнофакторску анализу варијансе (*ANOVA, fixed effects, one-way*). Утврђено је да је за потребе истраживања потребно 120 зуба. Укупни број за све анализе у овој докторској дисертацији износио је 180 млечних зуба. Ток истраживања приказан је у шеми 2.



Шема 2. Ток истраживања

Са зуба су након екстракције уклоњене меке наслаге и пародонтални лигаменти. Након тога, сваки зуб је прегледан уз помоћ лупе како би се искључила могућност постојања пукотина, неправилности минерализације или каријеса. Само зуби без видљивих структурних оштећења и патолошких промена укључени су у даљи ток истраживања. Зуби су коришћени најкасније месец дана од екстракције, а до употребе су чувани у физиолошком раствору на +4°C. Пре складиштења, узорци су подвргнути поступку стерилизације ради обезбеђивања биолошке безбедности и спречавања микробне контаминације. Зуби су стерилисани у аутоклаву (*Vacuklav 24B+*, *MELAG*, Берлин, Немачка) на температури од 121 °C, под притиском од 1,2 бар, у трајању од 20 минута.

На зубима су припремљени оклузални кавитети димензија 4×3×2 mm [*Yilmaz* и сар., 2005], дијамантским борером под воденим хлађењем, након чега су зуби фиксирани помоћу кондензационог силикона (*Zetaplus*, *Zhermack SpA*, Рим, Италија), тако да дно кавитета буде паралелно са подом (слика 4).



**Слика 4.** Млечни зуби са припремљеним кавитетима, фиксирани у силикону.

Узорци су рандомизовани у две групе методом случајног узорка:

I. Зуби са интактним дентином;

II. Зуби са артифицијелним каријесом дентина. У припремљене кавитете помоћу пипете је укапаван деминерализациони раствор (1,5 mM CaCl<sub>2</sub>; 0,9 mM KН<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> и 50 mM сирћетне киселине уз подешавање pH вредности на 4,5 помоћу NaOH) до висине највише 1mm, у трајању од 7 дана на температури од 37°C [*Joves* и сар., 2013].

Зуби обе групе подељени су у 5 подгрупа (N=12), које су рестауриране помоћу:

1. ГХ (*Equia Forte HT*, *GC Int*, Токио, Јапан);
2. ГЈЦ високе вискозности (*Equia Fill*, *GC Int*, Токио, Јапан);
3. ГЈЦ високе вискозности (*Ketac Molar Aplicap*, *3M*, *St Paul, MN*, САД);
4. Смолем модификовани ГЈЦ (*Fuji II LC GC Int*, Токио, Јапан);
5. Смолем модификовани ГЈЦ (*Photac Fill Quick Aplicap LC*, *3M*, *St Paul, MN*, САД).

**Табела 3.** Процедура припреме и апликације материјала

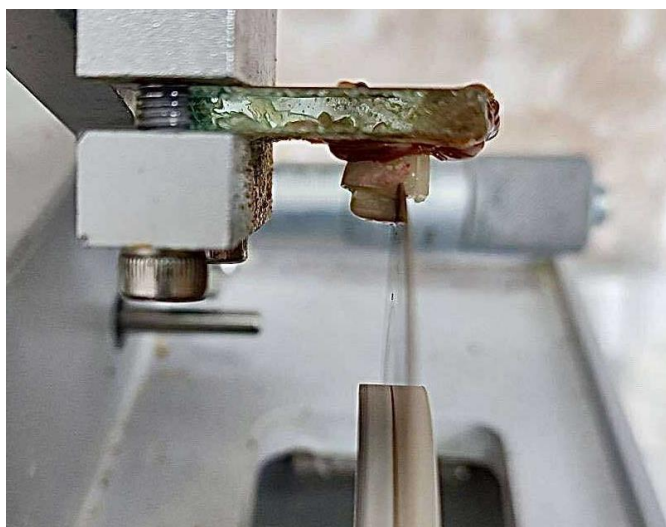
Материјал	Тип материјала	Кондиционирање	Припрема материјала	Заштитни лак
<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	ГХ	10% полиакрилна киселина ( <i>GC Dental Conditioner, GC Int</i> ), 20s.	Мешање у амалгаматору 10s, апликација помоћу апликатора за капсуле	<i>Equia Forte Coat (GC Int)</i> ,  Светлосна полимеризација 20s ( <i>VALO</i> лампа за полимеризацију ( <i>Ultradent Products, INC, USA</i> ), стандардни мод 1000 mW / cm <sup>2</sup>
<i>Equia Fill (GC Int)</i>	ВВ-ГЈЦ	10% полиакрилна киселина ( <i>GC Dental Conditioner, GC Int</i> ), 20s.	Мешање у амалгаматору 10s, апликација помоћу апликатора за капсуле	<i>Equia Coat (GC Int)</i> ; светлосна полимеризација 20s.
<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	ВВ-ГЈЦ	20% полиакрилна киселина ( <i>Ketac Conditioner, 3M ESPE</i> ) 10s	Мешање у амалгаматору 10s, апликација помоћу апликатора за капсуле	-
<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	СМ-ГЈЦ	10% полиакрилна киселина ( <i>GC Dental Conditioner, GC Int</i> ), 20s.	Мешање у амалгаматору 10s, апликација помоћу апликатора за капсуле, светлосна полимеризација 20s	<i>G-Coat Plus (GC Int)</i> ; светлосна полимеризација 20s
<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	СМ-ГЈЦ	-	Мешање у амалгаматору 10s, апликација помоћу апликатора за капсуле, светлосна полимеризација 20s	-

ГХ; ВВ-ГЈЦ; ГЈЦ високе вискозности; СМ-ГЈЦ; смолом модификовани ГЈЦ

Рестаурација кавитета извршена је према упутству произвођача (табела 3). Након везивања цемента, узорци су потопљени у раствор вештачке пљувачке (30 mM/l KCl; 1,2 mM/l CaCl<sub>2</sub>; 0,72 mM/l KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>; pH = 7,0 (KOH)) [Takagi и сар., 2000], на 37°C у воденом купатилу (СІВАС 45 Cooling circulating bath, COLO, Ново Место, Словенија) у трајању од 7 дана. У циљу старења, узорци су подвргнути термоциклирању на температурама од 5°C до 55°C са временом задржавања од 30s и преносом од 1s током 10.000 циклуса [Gale и Darvell, 1999].

## 1. Испитивање јачине везе ГЈЦ применом методе микроистезања

За потребе истраживања употребљено је 60 млечних зуба. Након рестаурације кавитета, узорци су подвргнути симулацији хемијског и термичког старења како је напред описано. Како би се формирали штапићи попречног пресека  $0,9 \times 0,9\text{mm}$ , узорци су помоћу дијамантског диска уз водено хлађење (*Isomet Low-Speed Saw, Buehler*) исечени у мезио-дисталном и буко-лингвалном смеру (слика 5). Дебљина штапића је потврђена помоћу дигиталног нонијуса (*Digital caliper, 0-150 mm, ZKG, Кина*; слика 6). Сви оштећени узорци су искључени из студије и приказани су у резултатима као „оштећени пре тестирања”. Старење микро-узорака обављено је потапањем у вештачку пљувачку [Takagi и сар., 2000] у трајању од 7 дана на температури  $37^\circ\text{C}$  у воденом купатилу (*CIBAC 45 Cooling circulating bath, COLO*).



Слика 5. Сечење узорка помоћу диска са воденим хлађењем.

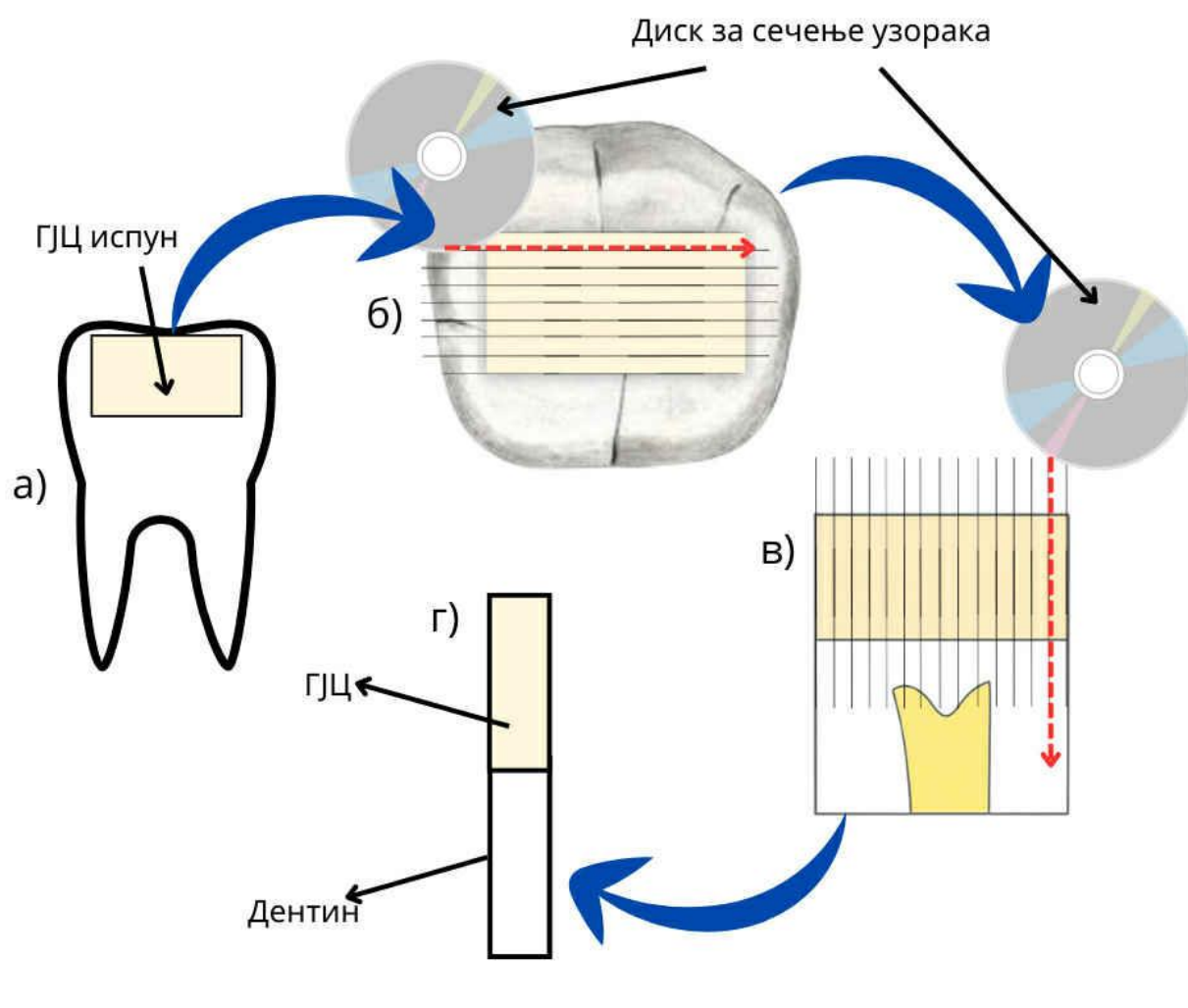


Слика 6. Мерење дебљине штапића помоћу дигиталног нонијуса.

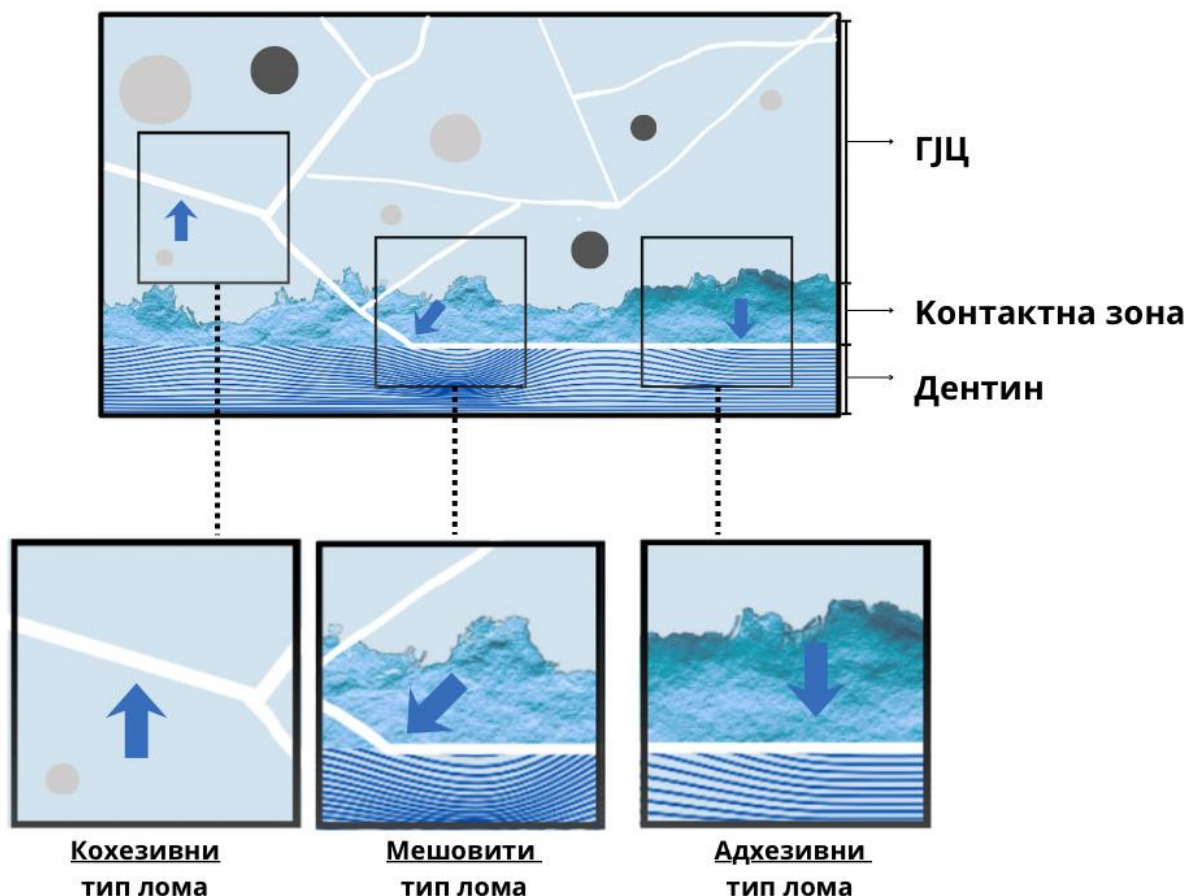


Слика 7. Узорак (штапић) причвршћен за плочице машине за тестирање отпорности на микроистезање.

Узорци су причвршћени за машину за тестирање отпорности на микроистезање (*BISCO, Dillon Kuantrol, Fairmont, MN, USA*) помоћу акрилатног лепка (Галео, Галеника, Србија) (слика 7) и тестирани под убрзањем од 0,5 mm/min. Добијени резултати су изражени у МРа, као сила у тренутку прелома узорка [N] примењена на површину адхезивног споја [mm<sup>2</sup>] [*Hosoya и сар., 2014; Kouyuturk и сар., 2014*]. Исти истраживач је вршио тестирање и процену локације и врсте прелома (кохезивни, адхезивни и мешовити) и процену % површине лома помоћу оптичког микроскопа (слика 8,9).



**Слика 8.** Шематски приказ припреме узорка за тест микроистезања: **а)** зуб са постављеним испуном; **б)** оклузална површина зуба са означеним сагиталним линијама реза; **в)** сагитални пресек исеченог зуба са истакнутим лонгитудиналним линијама реза; **г)** финално припремљени узорак за испитивање јачине везе.



Слика 9. Приказ могућих типова лома материјала и дентина

## 2. Анализа међуспоја ГЈЦ и тврдых зубних ткива млечних зуба

За потребе овог истраживања употребљено је 180 млечних зуба. Анализа међуспоја између ГЈЦ и тврдых зубних ткива млечних зуба спроведена је кроз две методе:

1. Анализа микропропустљивости
2. Скенинг електронска микроскопија (СЕМ)

### а) Микропропустљивост

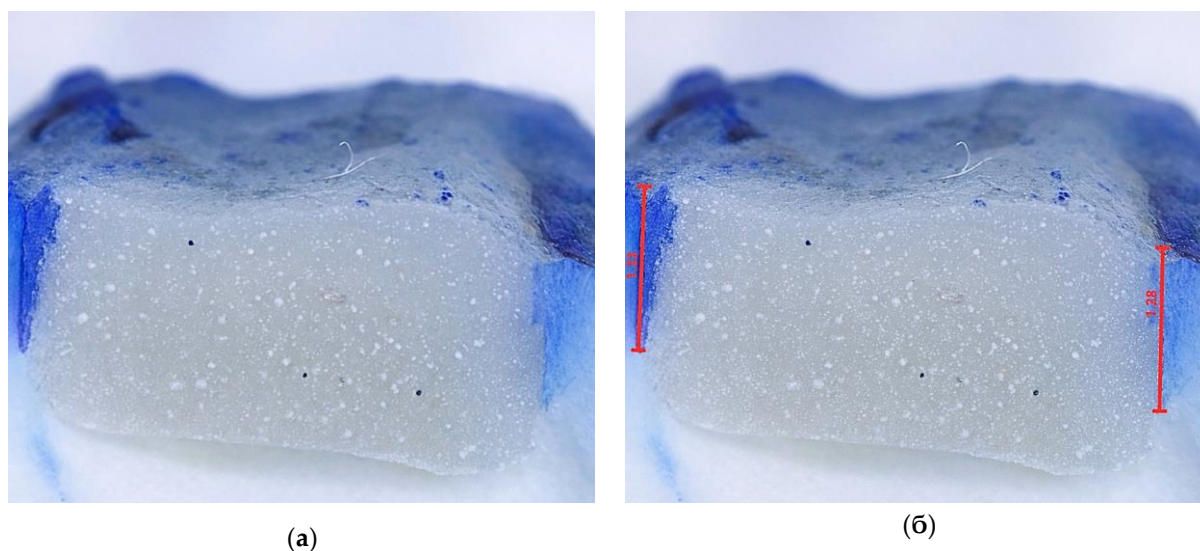
Након припреме која је подразумевала израду кавитета I класе на млечним зубима и њихову рестаурацију различитим ГЈЦ, узорци су подвргнути симулацији хемијског и термичког старења како је напред описано. Предео апикалних отвора зуба је затворен композитним материјалом (*Gradia posterior, GC Int*) како би се спречио продор боје ка испуни кроз канални систем и комору пулпе зуба. Све површине зуба су премазане лаком за нокте (*Revlon, Unused Iork, NI, САД*) до 1mm од споја материјала и зубног ткива.

Зуби су уроњени у 1% раствор метилен-плаве боје у трајању од 24h [*Gjorgievska и сар., 2008*], након чега је боја темељно испрана водом. Зуби су исечени помоћу диска уз

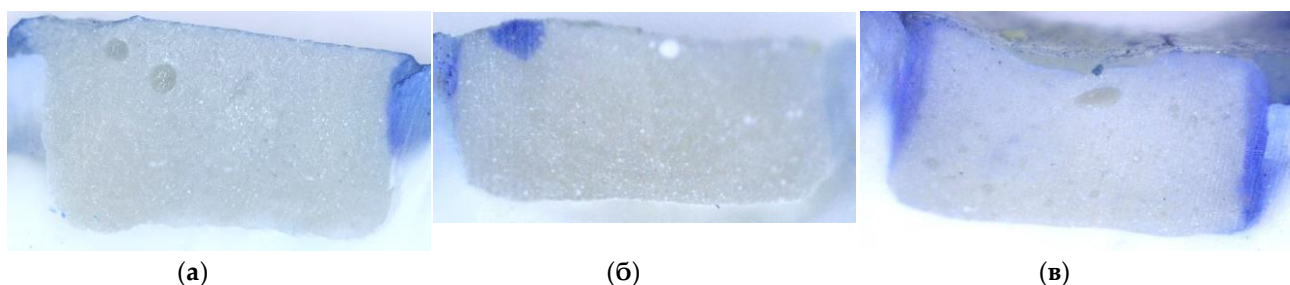
водено хлађење (слика 4) (*Isomet Low-Speed Saw, Buehler*) у инцизо-гингивалном смеру у пределу централне фисуре [*Bahrololoomi* и сар., 2014].

Микропропустљивост је анализирана помоћу дигиталног оптичког микроскопа (5M 300×USB *Digital Microscope, Mustech Electronics*) под увећањем 40×, користећи компјутерски програм *Micro Capture Pro (Mustcam, Калифорнија)* (слика 10, 11). Дубина продора боје мерена је на оба зида кавитета, а за сваки узорак је као коначна вредност узимана средња вредност добијених мерења.

Мерења је извршио један калибрисани испитивач који није био упознат са припадношћу узорака експерименталним групама.



**Слика 10.** Испитивање микропропустљивости спроведено је применом дигиталног оптичког микроскопа: (а) приказ продора боје пре обележавања слике и (б) приказ продора боје након обележавања. Дубина продора боје мерена је у милиметрима.



**Слика 11.** Приказ продора метилен-плаве боје: (а) узорак без продора боје; (б) продор боје у глеђ (в) продор боје у дентин.

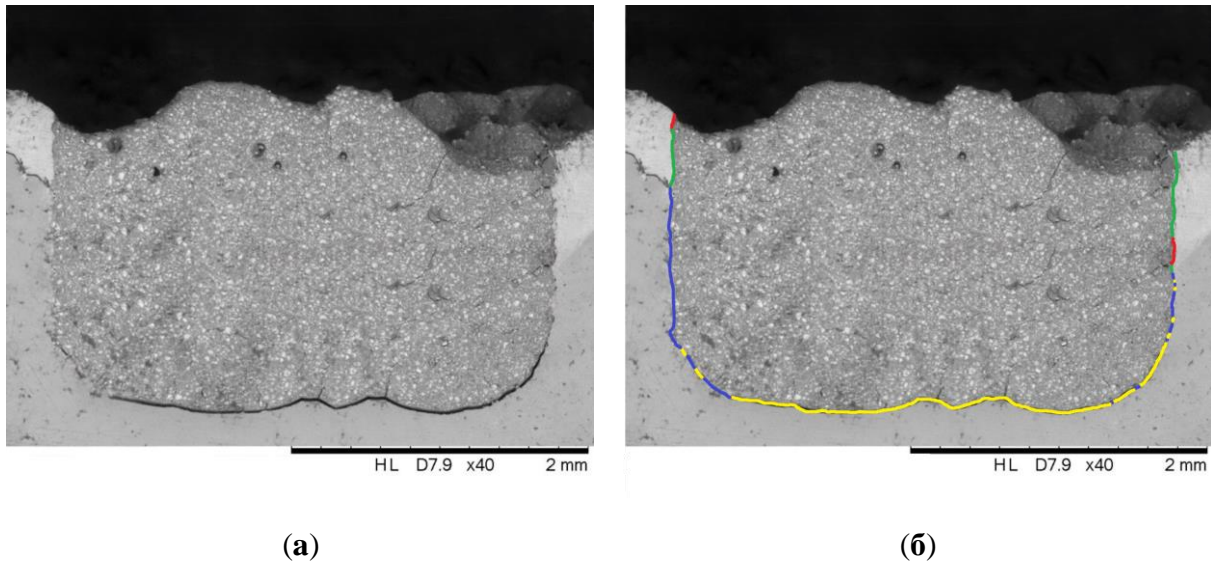
## б) Морфолошке карактеристике зоне међуспоја

Међуспој између зубних ткива и рестаураторних материјала анализиран је применом СЕМ (*HITACHI TM 3030, Hitachi Ltd.*, Токио, Јапан) при напону од 15 kV. Снимање је изведено при константном увећању од 40×, које је одабрано као оптимално за обезбеђивање адекватног видног поља, уз довољну просторну резолуцију за детекцију пукотина и структурних неправилности. Радно растојање је одржавано у опсегу од 6,7 mm до 8,5 mm, у зависности од величине испитиваног узорка. Све СЕ микрофотографије су снимљене у режиму повратно расејаних електрона, чиме је омогућен израженији композициони контраст и јасније уочавање структурних дисконтинуитета. Величина слике је подешена на 1280 × 1100 пиксела у сивој скали, при чему су параметри осветљености и контраста били идентични за све снимке. Снимање је спроведено у условима ниског вакуума, при брзини скенирања *Slow 3*, ради смањења шума и побољшања јасноће ивица, чиме су обезбеђени уједначени услови снимања и конзистентан сигнал за све узорке. Сви параметри снимања (напон, режим рада, увећање, радно растојање, величина слике, осветљеност и контраст) били су унапред дефинисани и непромењени током анализе свих узорака, како би се обезбедила упоредивост добијених микрофотографија.

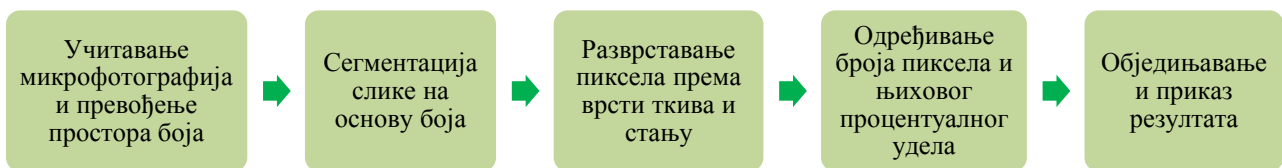
За сваки узорак је анализирана по једна СЕ микрофотографија, која је ручно обележена у програму *Microsoft Paint* ради идентификације интимног контакта између рестауративног материјала и чврстих зубних ткива, као и присуства пукотина или празнина на међуспоју материјала и зуба. Снимање је вршено са стандардизованог видног поља које је одговарало централном делу зида кавитета у зони контакта рестауративног материјала и зуба, како би се обезбедила упоредивост резултата између узорака.

Интимни контакт и пукотине/празнине су квалитативно класификовани као континуирани или дисконтинуирани дуж међуспоја материјала и зуба. Интимни контакт је дефинисан као адекватна адхезија између рестауративног материјала и зубног ткива и означавањем је плавом бојом за дентин и зеленом бојом за глеђ. Пукотина или празнина дефинисана је као неправилни простор између рестауративног материјала и зубног ткива и означавањем је жутом бојом за дентин и црвеном бојом за глеђ (слика 12).

Након обележавања бојама, примењен је поступак анализе заснован на преклапању обележених подручја, реализован употребом програмског језика *Python* и одговарајућих програмских библиотека. Свака СЕ микрофотографија анализирана је у целини, без исецања или прилагођавања сивих тонова. По читавању, слике су преведене из изворног простора боја (*RGB*) у простор боја *HSV*, како би се омогућило поуздано раздвајање обележених боја од позадине. Сегментација је извршена применом унапред дефинисаних прагова у *HSV* простору, при чему су добијене бинарне маске које одговарају четири унапред одређене категорије: зелену и црвену, којима су означене повољне и неповољне карактеристике у глеђи, као и плаву и жуту, којима су означене повољне и неповољне карактеристике у дентину. Детекција црвене боје спроведена је применом два интервала нијанси, ради корекције преклапања опсега нијанси у *HSV* простору. Алгоритам је потом одредио број пиксела који припадају свакој категорији  $N_{\text{пиксела у дентину}} = N_{\text{плавих пиксела}} + N_{\text{жутих пиксела}}$  и израчунао њихов релативни удео, изражен у процентима, у односу на укупан број обележених пиксела. На крају, резултати анализе свих микрофотографија су обједињени и приказани у структурираном табеларном облику (*CSV* формат) (шема 3).



**Слика 12.** СЕ микрофотографија међуспоја материјала и зубног ткива: (а) приказ пре обележавања и (б) приказ након обележавања у програму *Paint*. Зелено- интимни спој материјала и глеђи, црвено- пукотина у глеђи, плаво- интимни спој материјала и дентина, жуто- пукотина у дентину.



**Шема 3.** Шематски приказ предложеног алгоритма

### 3. Статистичка анализа

Величина узорка за испитивање одређена је на основу пилот-студије применом програма *G\*Power* (верзија 3.1.9.4, *Universität Düsseldorf*, Немачка), користећи једнофакторску анализу варијансе (*ANOVA, fixed effects, one-way*), са нивоом значајности од 0,05 и снагом студије од 95%. На основу тога, утврђен је минималан број од 20 испитаних узорака по материјалу, односно 10 узорака по подгрупи (здрав и каријесом измењен дентин).

Статистичка обрада и анализа прикупљених података спроведена је применом софтверског пакета *IBM SPSS Statistics* (верзија 22.0; *IBM Corp., Armonk*, Њујорк, САД). Анализа је обухватила квантитативне и квалитативне параметре добијене испитивањем јачине везе, микропропустљивости, као и проценом контактне зоне између рестауративних материјала и зубних ткива применом СЕМ.

За све континуиране променљиве приказане су дескриптивне статистичке мере: средња вредност и стандардна девијација, медијана, као и минималне и максималне

вредности. Нормалност расподеле података испитивана је применом *Kolmogorov-Smirnov* теста.

За поређење више независних група (различити рестауративни материјали) примењен је *Kruskal-Wallis* тест. У случајевима када је овим тестом утврђена статистички значајна разлика, спроведена су *Post-hoc* парна поређења применом *Mann-Whitney U* теста, уз примену *holm* корекције (*R software*, верзија 4.5.1, *Dusseldorf*, Немачка) ради контроле грешке услед вишеструких поређења.

За поређење две независне групе (здрав дентин и каријесом измењен дентин) примењен је *Mann-Whitney U* тест. Овај приступ коришћен је за анализу резултата микропропустљивости, као и за процену разлика у проценту континуираног (интимног) контакта између рестауративних материјала и зубних ткива, добијених СЕМ анализом.

Квалитативни подаци, који су обухватили учесталост појаве микропропустљивости, присуство или одсуство продора боје, као и расподелу узорака без микропропустљивости, анализирани су применом  $\chi^2$  теста. Овај тест је коришћен за процену разлика у дистрибуцији категоријалних променљивих између различитих материјала и испитиваних подгрупа.

Анализа трансформисаних рангова (*Aligned-Rank Transform, software*, верзија 4.5.1 помоћу *ARTool*, верзија 0.11.2, *ART*) примењена је ради испитивања утицаја два фактора: врсте материјала, типа дентина, као и њихове међусобне интеракције. Након тога, парна *Post-hoc* поређења извршена су уз примену *Bonferroni (emmeans)*, верзија 2.0.) корекције.

Величина ефекта изражена је парцијалним  $\eta^2$  и тумачена према критеријумима *Cohen* [*Cohen*, 1988] као мала ( $\eta^2 = 0,01$ ), средња ( $\eta^2 = 0,06$ ) и велика ( $\eta^2 = 0,14$ ).

Сви статистички тестови били су двострани, а ниво статистичке значајности постављен је на  $p < 0,05$ . Добијени резултати приказани су табеларно и графички, уз навођење одговарајућих статистичких параметара и нивоа значајности за сва анализирана поређења.

## 4. Прилози

У оквиру документације неопходне за спровођење истраживања на биолошком материјалу, припремљена су два прилога која осигуравају етичке и правне аспекте учешћа пацијената. Ови прилози служе за информисање родитеља или старатеља малолетних пацијената о свим релевантним детаљима студије, као и за прибављање њихове писмене сагласности.

**Прилог 1** представља информатор за родитеље или старатеље пацијената и садржи детаљан опис сврхе, плана и поступака истраживања, укључујући потенцијалне ризике, користи, тајност података, добровољност учешћа и контакт информације.

**Прилог 2** је сагласност родитеља/старатеља, којом се даје писани пристанак за коришћење извађеног млечног зуба детета у истраживању, уз потврду да је информисан о свим аспектима студије.

## 1. Прилог

### ИНФОРМАТОР ЗА РОДИТЕЉЕ/СТАРАТЕЉЕ ПАЦИЈЕНАТА

**Наслов студије:** Анализа односа глас-јономер и глас-хибридних цемената са каријесом измењеним дентином млечних зуба

#### **План и сврха истраживања:**

Ово истраживање има за циљ испитивање механичких особина глас-јономер цемената на здравом млечном зубу, као и на вештачки симулираном каријесом измењеном дентину млечног зуба. За потребе овог истраживања користиће се здрави млечни зуби који су извађени из разлога физиолошке смене или из ортодонтских разлога, у складу са већ предвиђеним терапијским поступком. На овим екстрахованим млечним зубима биће изведене припреме кавитета према важећим протоколима, након чега ће се поставити испуни од одговарајуће групе материјала.

Сматрамо да ће резултати овог истраживања допринети бољем разумевању терапијског процеса у вези са границом уклањања кариозних маса, као и употребом глас-јономер материјала у санацији каријеса на млечним зубима.

Истраживање ће бити спроведено на Стоматолошком факултету Универзитета у Београду. За учешће у студији не постоји новчана накнада. Не постоји сукоб интереса са стране истраживача укључених у истраживање.

**Ризици по пацијента:** У литератури не постоје подаци о постојању ризика у вези са оваквим процедурама.

**Значај истраживања:** Могућа корист ове студије односи се на разумевање понашања глас-јономер цемената, као и најадекватнијег терапијског приступа за санацију каријеса млечних зуба.

**Тајност података:** Документација о пацијенту је строго поверљива. Увид у стоматолошки картон, осим ординирајућег лекара, имаће само један истраживач (др Јелена Вуловић), а за објављивање ће бити коришћени искључиво анонимни студијски подаци.

**Пацијент ће благовремено бити обавештен ако нове информације буду доступне:** Родитељ/старатељ ће на време бити обавештен ако дође до било каквих промена у истраживању или ако нове информације у науци и пракси буду доступне. Све информације ће моћи да добије од чланова истраживачког тима.

**Добровољно учешће и услови повлачења из студије:** Учествовање у студији је потпуно добровољно. Повлачење узорка из студије је могуће у било ком тренутку и из било ког разлога.

**Број узорака у студији:** Број млечних зуба који ће бити укључени у ову студију је око 200.

**Контакт особа:** Уколико у било ком тренутку пожелите више информација о овом истраживању, молимо Вас да се обратите др Јелени Вуловић, докторанду Стоматолошког факултета у Београду (060/3312701).

## 2. Прилог

Назив студије:

**Анализа односа глас-јономер и глас-хибридних цемената са каријесом измењеним дентином млечних зуба**

### САГЛАСНОСТ

Информисани пристанак родитеља/старатеља за узимање узорка ткива зуба у случају индикованог вађења млечног зуба.

---

(Име и презиме родитеља/старатеља)

Након што сам потписао/ла Информатор за пацијенте у којем је детаљно описан поступак и извођење истраживања, информисан/а сам о природи и циљевима ове студије, као и о потенцијалним ризицима и користима. Имао/ла сам прилику да поставим питања у вези са студијом и добио/ла задовољавајуће одговоре.

Разумем да је моје учешће потпуно добровољно и да сам слободан/а да повучем свој пристанак у било ком тренутку без било каквог образложења, што неће утицати на начин и исход лечења.

Свака информација у вези мог детета/штићеника биће поверљива.

Слажем се да информације добијене у оквиру ове студије могу бити послате у друге земље.

Добровољно дајем сагласност за коришћење извађеног млечног зуба, мог детета/штићеника, у горе наведеном истраживању.

Име и презиме пацијента: \_\_\_\_\_  
(штампаним словима)

Потпис родитеља/старатеља детета: \_\_\_\_\_

Потпис надлежног лекара: \_\_\_\_\_

Датум: \_\_\_\_\_

## V. Резултати

### 1. Испитивање јачине везе ГЈЦ применом методе микроистезања

Резултати тестирања јачине везе методом микроистезања су приказани у табели 4 и 5. Јачина адхезивне везе била је већа у групи здравог дентина у поређењу са јачином везе материјала и каријесом измењеног дентина ( $p < 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест). И у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина, *Equia Forte HT* и *Equia Fill* су показали већу јачину везе у поређењу са другим ГЈЦ ( $p < 0,05$ , *Kruskal-Wallis* тест; графикон 1).

Табела 4. Јачина адхезивне везе у групи здравог дентина [МПа]

Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Јачина везе	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	4,05±3,47 (4,88; 0–7,56)	$p < 0,001^*$	1vs.2 $p = 0,684$
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	5,08±3,20 (6,74; 0–8,06)		1vs.3 $p = 0,050^*$
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	1,40±1,47 (1,23; 0–3,10)		1vs.4 $p = 0,228$
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	3,27±2,96 (4,44; 0–6,62)		1vs.5 $p = 0,267$
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	3,12±2,57 (3,30; 0–6,42)		2vs.3 $p = 0,008^*$
				2vs.4 $p = 0,042^*$
				2vs.5 $p = 0,047^*$
				3vs.4 $p = 0,101$
				3vs.5 $p = 0,077$
				4vs.5 $p = 0,767$

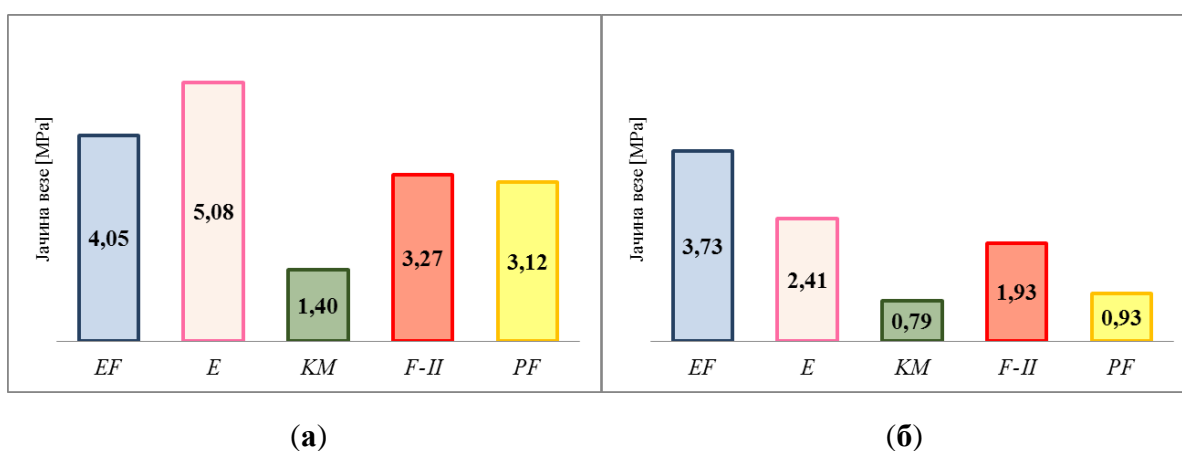
\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II LC (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.

Вредности теста микроистезања за појединачне материјале, показале су значајне разлике између здравог и каријесом измењеног дентина у групи материјала *Equia Fill* и *Photac Fill* ( $p < 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест), док *Equia Forte HT*, *Fuji II* и *Ketac Molar* нису показали статистички значајне разлике ( $p > 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест; табела 6).

**Табела 5.** Јачина адхезивне везе у групи каријесом измењеног дентина [МПа]

Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Јачина везе	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	3,73±2,61 (4,28; 0–7,56)	p < 0,001*	1vs.2 p = 0,251
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	2,41±2,18 (3,42; 0–4,80)		1vs.3 p = 0,005*
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	0,79±0,99 (0; 0–2,18)		1vs.4 p = 0,058
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	1,93±2,08 (1,58; 0–5,25)		1vs.5 p = 0,005*
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	0,93±1,16 (0; 0–2,53)		2vs.3 p = 0,069
			2vs.5 p = 0,069	
			3vs.4 p = 0,186	
			3vs.5 p = 0,629	
			4vs.5 p = 0,186	

\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.



**Графикон 1.** Средње вредности јачине адхезивне везе [МПа] у групи: а) здравог дентина; б) каријесом измењеног дентина.

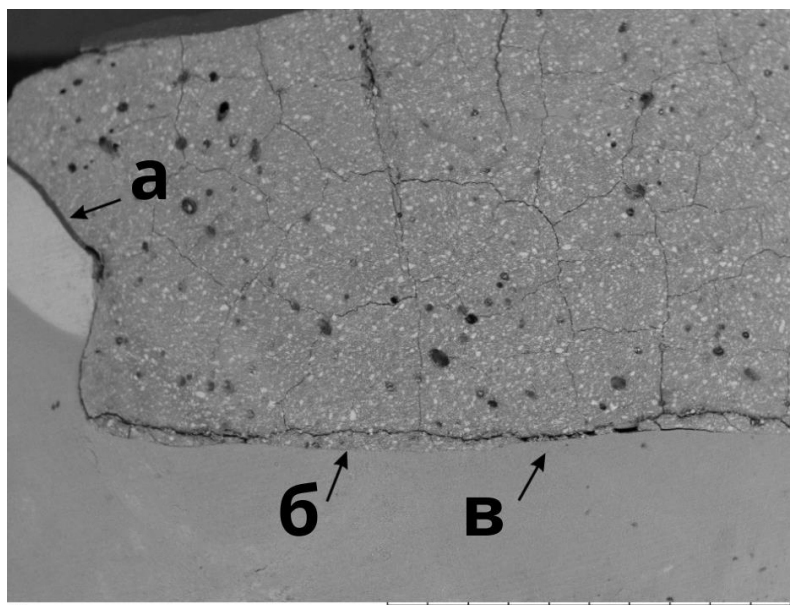
*EF- Equia Forte HT; E- Equia Fill; KM- Ketac Molar; F-II- Fuji II; PF- Photac Fill*

**Табела 6.** Поређење јачине адхезивне везе испитиваних материјала између групе здравог и каријесом измењеног дентина [МПа]

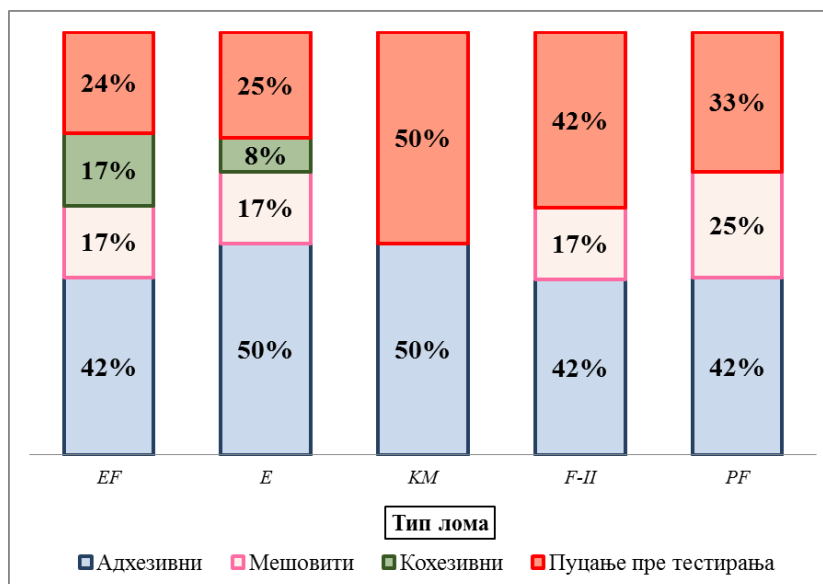
Посматрани параметар Просек±СД / Медијана; (мин-макс.)	Материјали	Дентин		Значајност <sup>а</sup>
		Здрав	Каријесом-измењен Дентин	
Јачина везе	<i>Equia Forte HT</i> (GC Int)	4,05±3,47 (4,88; 0–7,56)	3,73±2,61 (4,28; 0–7,56)	p=0,642
	<i>Equia Fill</i> (GC Int)	5,08±3,20 (6,74; 0–8,06)	2,41±2,18 (3,42; 0–4,80)	p=0,015*
	<i>Ketac Molar</i> (3M ESPE)	1,40±1,47 (1,23; 0–3,10)	0,79±0,99 (0; 0–2,18)	p=0,186
	<i>Fuji II LC</i> (GC Int)	3,27±2,96 (4,44; 0–6,62)	1,93±2,08 (1,58; 0–5,25)	p=0,129
	<i>Photac Fill</i> (3M ESPE)	3,12±2,57 (3,30; 0–6,42)	0,93±1,16 (0; 0–2,53)	p=0,021*

\*статистички значајна разлика; а- *Mann-Whitney U* тест

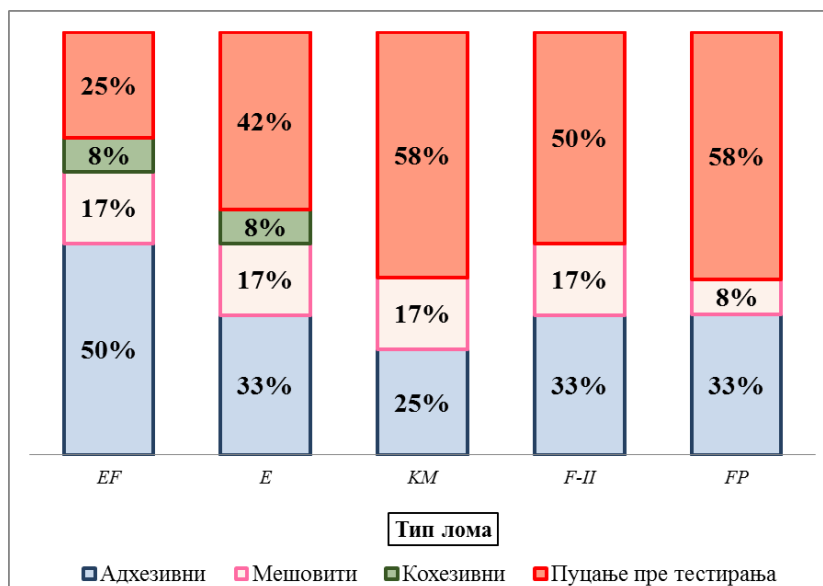
У погледу превремено оштећених узорак, нису уочене значајне разлике између здравог и каријесом измењеног дентина, као ни међу тестираним материјалима, ( $p > 0,05$ ,  $\chi^2$  тест). Најчешћи тип лома био је адхезивни, праћен мешовитим ломом, без статистички значајних разлика између подгрупа, односно између различитих материјала у оквиру здравог и каријесом измењеног дентина ( $p > 0,05$ ,  $\chi^2$  тест; графикон 3, 4). На слици 13 приказани су различити морфолошки типови лома.



**Слика 13.** Приказ различитих морфолошких типова лома на СЕ микрофотографији: (а) адхезивни тип лома; (б) кохезивни тип лома; (в) мешовити тип лома.



**Графикон 3.** Тип лома ГЈЦ у групи здравог дентина [%].  
 EF- Equia Forte HT; E- Equia Fill; KM- Ketac Molar; F-II- Fuji II; PF- Photac Fill



**Графикон 4.** Тип лома ГЈЦ у групи каријесом измењеног дентина [%].  
 EF- Equia Forte HT; E- Equia Fill; KM- Ketac Molar; F-II- Fuji II; PF- Photac Fill

## 2. Анализа међуспоја ГЈЦ и тврђих зубних ткива млечних зуба

### а) Микропропустљивост

Резултати анализе микропропустљивости приказани су у табели 7 и 8. И у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина утврђене су статистички значајне разлике у микропропустљивости између испитиваних материјала ( $p < 0,001$ , *Kruskal-Wallis* тест).

У групи здравог дентина најмању микропропустљивост показао је *Equia Forte HT*, док је у групи каријесом измењеног дентина најнижа микропропустљивост забележена код *Equia Fill*. У обе групе највеће вредности микропропустљивости испољили су *Photac Fill* и *Ketac Molar* (графикон 5).

У групи здравог дентина, *Photac Fill* је показао статистички значајно већу микропропустљивост у поређењу са *Equia Forte HT*, *Equia Fill* и *Fuji II* ( $p < 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест, *Holm* корекција; табела 7).

У групи каријесом измењеног дентина, *Ketac Molar* је показао статистички значајно већу микропропустљивост у поређењу са *Equia Forte HT*, *Equia Fill* и *Fuji II* ( $p < 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест, *Holm* корекција; табела 8). *Photac Fill* је испољио статистички значајно већу микропропустљивост у односу на *Equia Forte HT* ( $p < 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест, *Holm* корекција), док разлике у односу на остале материјале нису достигле статистичку значајност.

Табела 7. Микропропустљивост у групи здравог дентина [mm]

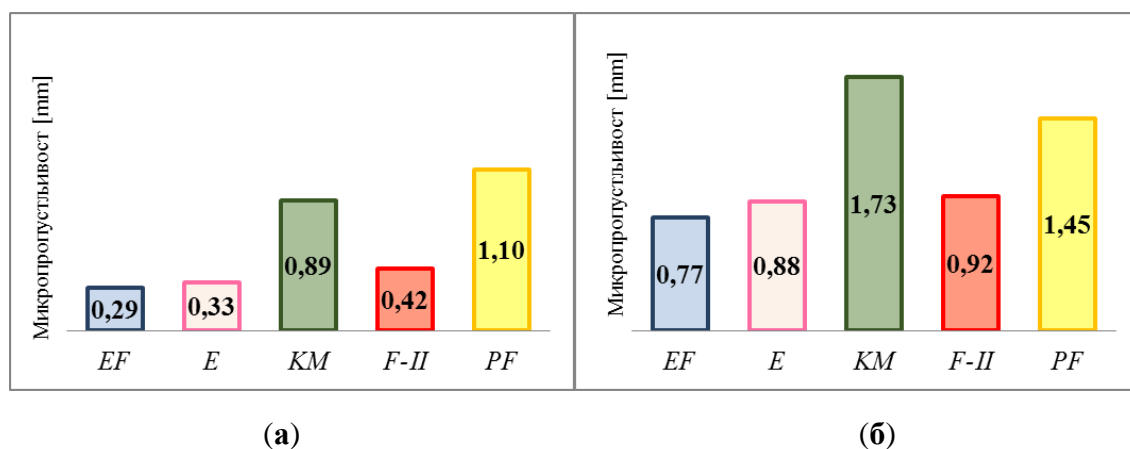
Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Продор боје	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	0,29±0,35 (0,19; 0–1,11)	$p < 0,001^*$	1vs.2 $p = 1,000$
				1vs.3 $p = 0,147$
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	0,33±0,32 (0,32; 0–0,90)		1vs.4 $p = 1,000$
				1vs.5 $p = 0,000^*$
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	0,89±0,68 (0,69; 0,28–2,00)		2vs.3 $p = 0,192$
			2vs.4 $p = 1,000$	
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	0,42±0,43 (0,33; 0–1,01)		2vs.5 $p = 0,000^*$
				3vs.4 $p = 0,410$
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	1,10±0,31 (0,97; 0,77–1,57)		3vs.5 $p = 0,184$
				4vs.5 $p = 0,024^*$

\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.

**Табела 8.** Микропропустљивост у групи каријесом измењеног дентина [mm]

Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Продор боје	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	0,77±0,62 (0,73; 0,13–1,90)	$p < 0,001^*$	1vs.2 $p = 1,000$ 1vs.3 $p = 0,000^*$
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	0,88±0,67 (0,52; 0,08–1,82)		1vs.4 $p = 0,399$ 1vs.5 $p = 0,042^*$
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	1,73±0,40 (2,00; 0,99–2,00)		2vs.3 $p = 0,009^*$ 2vs.4 $p = 1,000$
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	0,92±0,49 (0,94; 0–2,00)		2vs.5 $p = 0,332$ 3vs.4 $p = 0,003^*$
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	1,45±0,21 (1,39; 1,25–1,90)		3vs.5 $p = 0,305$ 4vs.5 $p = 0,009^*$

\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II LC (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.



**Графикон 5.** Средње вредности микропропустљивости [mm] у групи: а) здравог дентина; б) каријесом измењеног дентина.

*EF- Equia Forte HT; E- Equia Fill; KM- Ketac Molar; F-II- Fuji II; PF- Photac Fill*

За све испитиване материјале уочене су веће вредности микропропустљивости у групи каријесом измењеног дентина у поређењу са здравим дентином, али је статистички значајна разлика потврђена само за *Photac Fill* и *Ketac Molar* ( $p < 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест, *Holm* корекција; табела 9).

**Табела 9.** Микропропустљивост испитиваних материјала у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина [mm]

Посматрани параметар Просек±СД / Медијана; (мин-макс.)	Материјали	Дентин		Значајност*
		Здрав	Каријесом-измењен Дентин	
Продор боје	<i>Equia Forte HT</i> (GC Int)	0,29±0,35 (0,19; 0–1,11)	0,77±0,62 (0,73; 0,13–1,90)	p=0,060
	<i>Equia Fill</i> (GC Int)	0,33±0,32 (0,32; 0–0,90)	0,88±0,67 (0,52; 0,08–1,82)	p=0,060
	<i>Ketac Molar</i> (3M ESPE)	0,89±0,68 (0,69; 0,28–2,00)	1,73±0,40 (2,00; 0,99–2,00)	p=0,015*
	<i>Fuji II LC</i> (GC Int)	0,42±0,43 (0,33; 0–1,01)	0,92±0,49 (0,94; 0–2,00)	p=0,060
	<i>Photac Fill</i> (3M ESPE)	1,10±0,31 (0,97; 0,77–1,57)	1,45±0,21 (1,39; 1,25–1,90)	p=0,016*

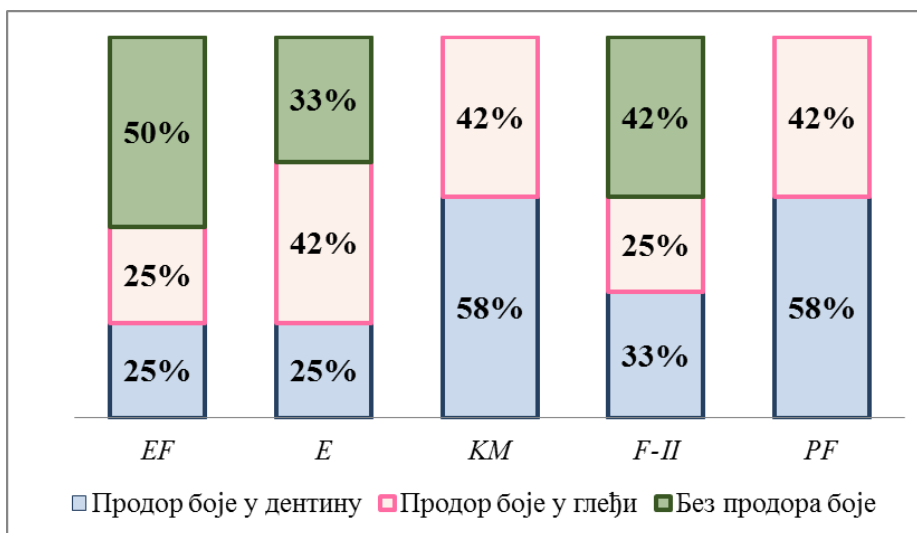
\*статистички значајна разлика, *Mann-Whitney U* тест.

Поред појединачних међугрупних поређења испитиван је и утицај материјала и типа дентина. Примењена је непараметарска факторска анализа, *ART* метода, која је имала за циљ да испита интеракцију два фактора као и појединачан утицај материјала и типа дентина на микропропустљивост. Резултати ове анализе показали су да интеракција између материјала и типа дентина није показала статистички значајан утицај на микропропустљивост ( $F(4,120) = 1,28$ ;  $p = 0,280$ ), уз малу величину ефекта ( $\eta^2 = 0,0639$ ).

Међутим, утицај појединачних фактора, материјала ( $F(4,120) = 16,25$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,5326$ ) и типа дентина ( $F(1,120) = 43,19$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2 = 0,4035$ ), показао је статистички значајан ефекат на микропропустљивост, при чему је величина ефекта већа за материјал. *Bootstrap* интервали поузданости за  $\eta^2$  износили су 0,45-0,61 за материјал и 0,35-0,45 за тип дентина.

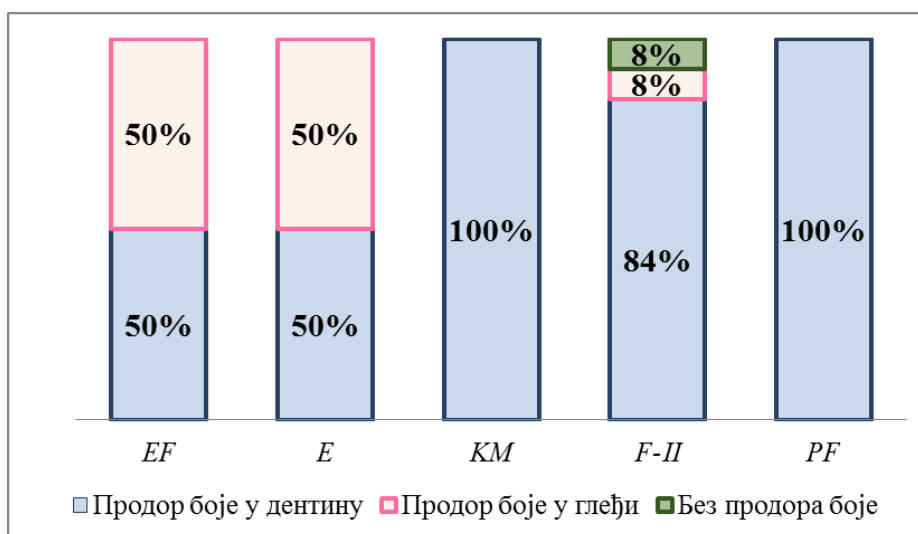
*Post-hoc* поређења (*Bonferroni* корекција) показала су да су *Photac Fill* и *Ketac Molar* имали статистички значајно веће вредности микропропустљивости у односу на *Equia Forte HT*, *Equia Fill* и *Fuji II LC* ( $p < 0,001$ ), док између *Photac Fill* и *Ketac Molar* није утврђена статистички значајна разлика.

На графиконима 7 и 8 приказана је расподела продора боје, укључујући и удео узорака без микропропустљивости. Између испитиваних материјала утврђене су статистички значајне разлике у погледу дубине продора боје ( $p < 0,05$ ,  $\chi^2$  тест).



**Графикон 7.** Продор метилен-плаве боје у односу на зубне структуре у групи здравог дентина [%].

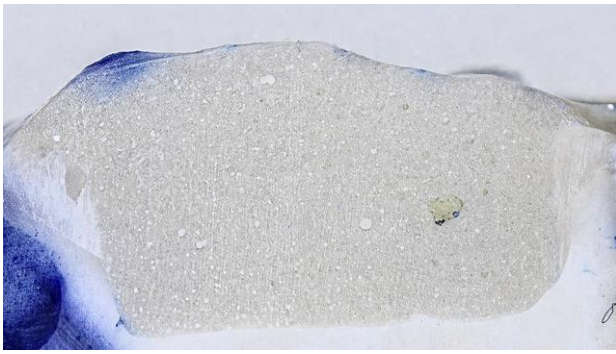
EF- Equia Forte HT; E- Equia Fill; KM- Ketac Molar; F-II- Fuji II; PF- Photac Fill



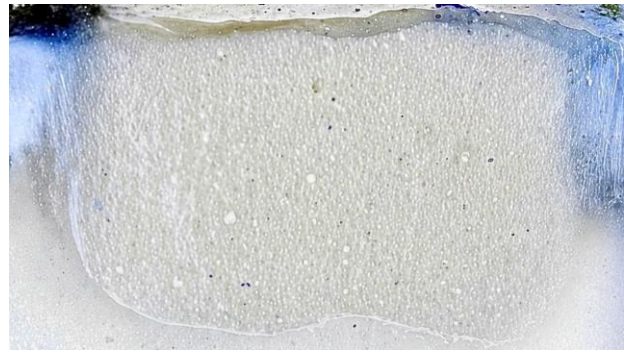
**Графикон 8.** Приказ продора метилен-плаве боје у односу на зубне структуре на узорцима са каријесом измењеним дентином, приказани у [%].

EF- Equia Forte HT; E- Equia Fill; KM- Ketac Molar; F-II- Fuji II; PF- Photac Fill

За сваки испитивани материјал приказан је продор метилен-плаве боје, у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина (слика 14-18).

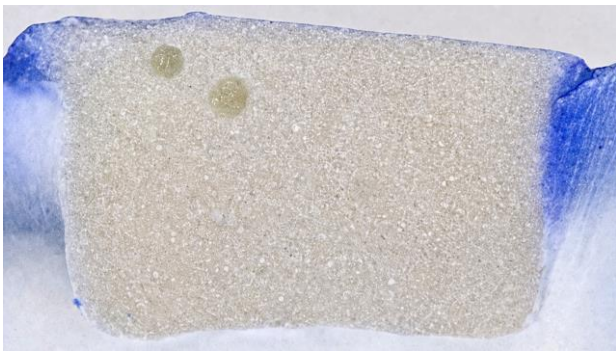


(a)



(б)

**Слика 14.** Приказ продора метилен-плаве боје у зони међуспоја између ГХ материјала *Equia Forte HT* и зубног ткива, посматран под оптичким дигиталним микроскопом (a) у групи здравог дентина- уочава се одсуство продора боје; (б) у групи каријесом измењеног дентина- уочава се продор боје који се протеже кроз глеђ.

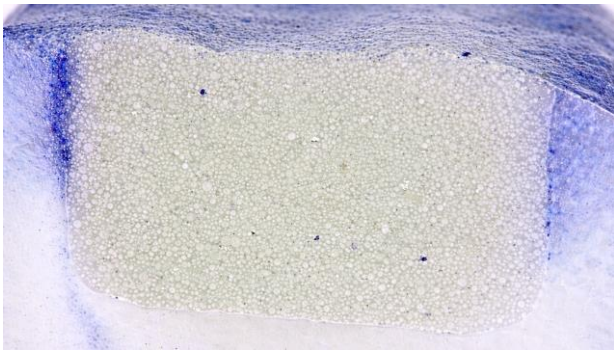


(a)



(б)

**Слика 15.** Приказ продора метилен-плаве боје у зони међуспоја између ГЈЦ високе вискозности, *Equia Fill* и зубног ткива, посматран под оптичким дигиталним микроскопом (a) у групи здравог дентина- уочава се продор боје ограничен на површински слој глеђи, без продирања у дентин; (б) у групи каријесом измењеног дентина- уочава се израженији продор боје који се протеже кроз глеђ и делимично у површинске слојеве дентина.

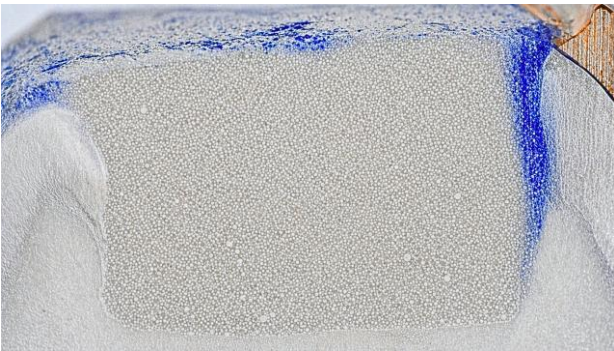


(a)



(b)

**Слика 16.** Приказ продора метилен-плаве боје у зони међуспоја између ГЈЦ високе вискозности, *Ketac Molar* и зубног ткива, посматран под оптичким дигиталним микроскопом (a) у групи здравог дентина- уочава се продор боје у глеђи и делимично у дентину; (b) у групи каријесом измењеног дентина- уочава се продор боје који захвата готово читаву дужину глеђи и дентина, изузев зоне на дну кавитета.



(a)



(b)

**Слика 17.** Приказ продора метилен-плаве боје у зони међуспоја између смолом модификованог ГЈЦ, *Fuji II LC* и зубног ткива, посматран под оптичким дигиталним микроскопом (a) у групи здравог дентина- уочава се продор боје који захвата читаву дужину глеђи; (b) у групи каријесом измењеног дентина- уочава се интензиван продор боје који се протеже кроз целокупну дебљину глеђи и делимично дентина.



(a)



(б)

**Слика 18.** Приказ продора метилен-плаве боје у зони међуспоја између смолом модификованог ГЈЦ, *Photac Fill* и зубног ткива, посматран под оптичким дигиталним микроскопом (а) у групи здравог дентина- уочава се продор боје који се протеже кроз целокупну дебљину глеђи и делимично дентина; (б) у групи каријесом измењеног дентина- уочава се интензиван продор боје који се протеже кроз целокупну дебљину глеђи и дентина.

## б) Морфолошке карактеристике зоне међуспоја

Анализа зоне међуспоја показала је да је степен интимног контакта између материјала и зубних ткива, био већи у групи здравог дентина у поређењу са групом каријесом измењеног дентина, како у глеђи, тако и у дентину. Између испитиваних материјала утврђена је статистички значајна разлика у степену контакта како у групи здравог, тако и у групи каријесом измењеног дентина ( $p < 0,05$ , *Kruskal-Wallis* тест, табела 10 и 11, графикон 9).

Највећи проценат континуираног контакта између материјала и зубних ткива остварио је ГХ материјал, *Equia Forte HT*, како у групи здравог, тако и у групи каријесом измењеног дентина, са значајно бољим вредностима у односу на остале испитиване материјале ( $p < 0,05$ , *Mann-Whitney U* тест). Овај материјал је показао висок проценат континуираног контакта и у глеђи и у дентину, при чему су више вредности забележене у групи здравог дентина у односу на групу каријесом измењеног дентина (табела 12, графикон 11).

Најниже вредности контакта забележене су у групи *Fuji II LC* и *Photac Fill*, посебно у групи каријесом измењеног дентина (табела 13-18; графикони 10 и 11).

**Табела 10.** Укупан удео интимног споја у групи здравог дентина [%]

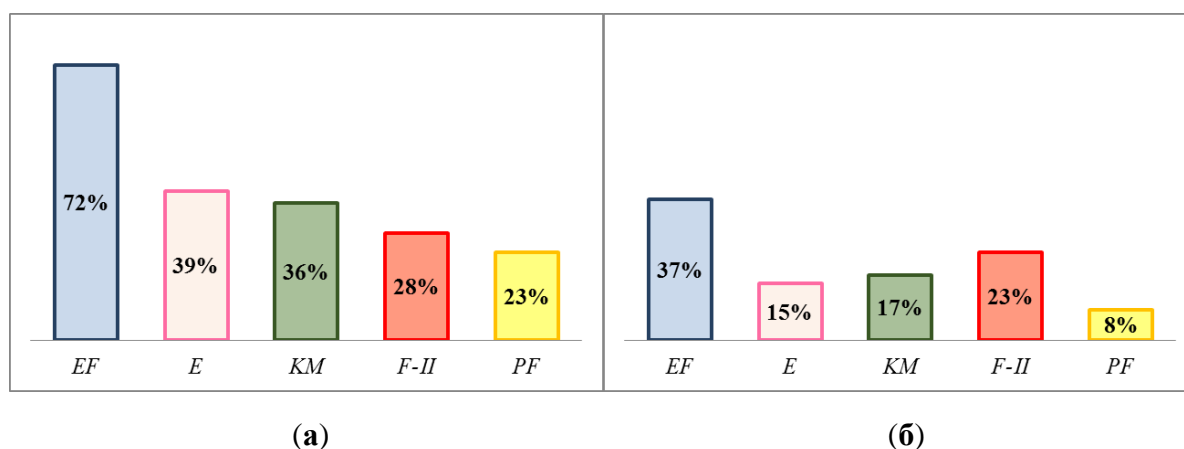
Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	72%±24% (87%; 24%–100%)	$p < 0,001^*$	1vs.2 $p = 0,049^*$
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	39%±38% (39%; 0%–100%)		1vs.3 $p = 0,033^*$
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	33%±41% (10%; 0%–93%)		1vs.4 $p = 0,002^*$
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	28%±26% (25%; 0%–74%)		1vs.5 $p = 0,001^*$
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	23%±25% (18%; 0%–66%)		2vs.3 $p = 0,837$
			2vs.5 $p = 0,385$	
			3vs.4 $p = 0,682$	
			3vs.5 $p = 0,427$	
			4vs.5 $p = 0,767$	

\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.

**Табела 11.** Укупан удео интимног споја у групи каријесом измењеног дентина [%]

Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	37%±27% (31%; 6%–100%)	p < 0,001*	1vs.2 p = 0,012*
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	15%±25% (6%; 0%–81%)		1vs.3 p = 0,035*
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	17%±26% (0%; 0%–82%)		1vs.4 p = 0,247
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	23%±21% (28%; 0%–61%)		1vs.5 p = 0,001*
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	8%±18% (0%; 0%–52%)		2vs.3 p = 0,950
				2vs.4 p = 0,308
				2vs.5 p = 0,149
				3vs.4 p = 0,302
				3vs.5 p = 0,281
				4vs.5 p = 0,046*

\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.



**Графикон 9.** Укупан удео интимног споја у групи: а) здравог дентина; б) каријесом измењеног дентина.

EF- *Equia Forte HT*; E- *Equia Fill*; KM- *Ketac Molar*; F-II- *Fuji II*; PF- *Photac Fill*

**Табела 12.** Укупан удео интимног споја у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина [%]

Посматрани параметар Просек±СД / Медијана; (мин-макс.)	Материјали	Дентин		Значајност <sup>а</sup>
		Здрав	Каријесом-измењен Дентин	
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	72%±24% (87%; 24%–100%)	37%±27 % (31%; 6%–100%)	p=0,037*
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	39%±38% (39%; 0%–100%)	15%±25% (6%; 0%–81%)	p=0,475
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	36%±41% (10%; 0%–93%)	17%±26% (0%; 0%–82%)	p=0,087
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	28%±26% (25%; 0%–74%)	23%±21% (28%; 0%–61%)	p=0,703
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	23%±25% (18%; 0%–66%)	8%±18% (0%; 0%–52%)	p=0,317

\*статистички значајна разлика- *Mann-Whitney U* тест.

**Табела 13.** Удео интимног споја са глеђи у групи здравог дентина [%]

Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	68%±20% (67%; 42%–91%)	p< 0,05*	1vs.2 p= 0,567
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	40%±37% (39%; 0%–100%)		1vs.3 p= 0,004*
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	11%±16% (5%; 0%–42%)		1vs.4 p= 1,000
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	49%±20% (48%; 26%–74%)		1vs.5 p= 0,886
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	43%±20% (44%; 11%–66%)		2vs.3 p= 0,501
			2vs.5 p= 1,000	
			3vs.4 p= 0,123	
			3vs.5 p= 0,331	
			4vs.5 p= 1,000	

\*статистички значајна разлика; а- *Oneway ANOVA* тест, разлика између различитих материјала; б- *Bonferroni* тест за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.

**Табела 14.** Удео интимног споја са глеђи у групи каријесом измењеног дентина [%]

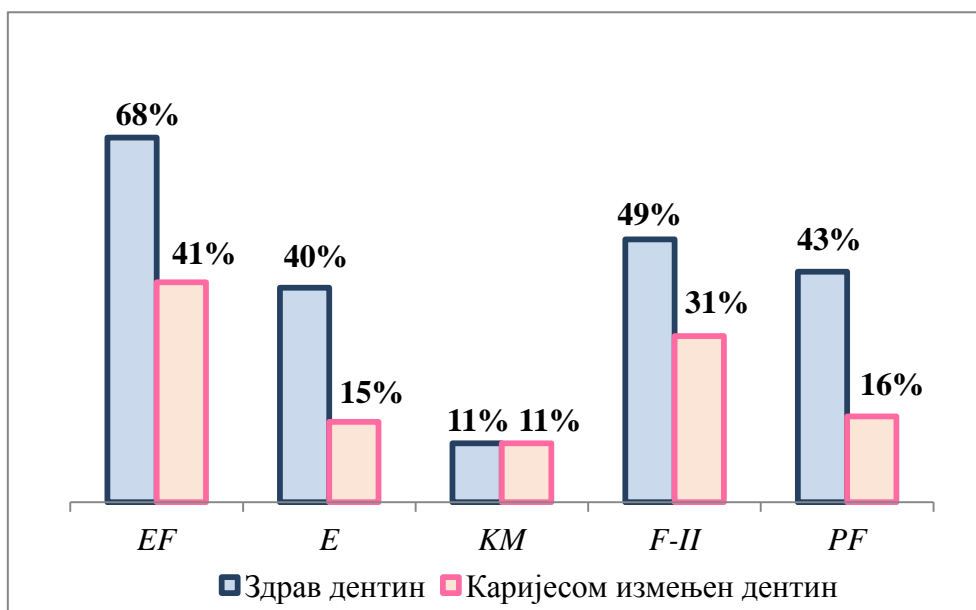
Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	41%±31% (35%; 13%–100%)	p> 0,05
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	15%±18% (12%; 0%–50%)	
	<i>KetacMolar (3M ESPE)</i>	11%±16% (0%; 0%–35%)	
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	31%±13% (34%; 8%–45%)	
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	16%±24% (0%; 0%–52%)	

а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.

**Табела 15.** Удео интимног споја материјала са глеђи у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина [%]

Посматрани параметар Просек±СД / Медијана; (мин-макс.)	Материјали	Дентин		Значајност <sup>а</sup>
		Здрав	Каријесом-измењен Дентин	
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	68%±20% (67%; 42%–91%)	41%±31% (35%; 13%–100%)	p=0,109
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	40%±37% (39%; 0%–100%)	15%±18% (12%; 0%–50%)	p=0,328
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	11%±16% (5%; 0%–42%)	11%±16% (0%; 0%–35%)	p=0,494
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	49%±20% (48%; 26%–74%)	31%±13% (34%; 8%–45%)	p=0,200
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	43%±20% (44%; 11%–66%)	16%±24% (0%; 0%–52%)	p=0,073

а- *Mann-Whitney U* тест.



**Графикон 10.** Удео интимног споја са глеђи у групи здравог дентина и у групи каријесом измењеног дентина [%]

EF- *Equia Forte HT*; E- *Equia Fill*; KM- *Ketac Molar*; F-II- *Fuji II*; PF- *Photac Fill*

**Табела 16.** Удео интимног споја са дентином у групи здравог дентина [%]

Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	76%±29% (87%; 24%–100%)	p < 0,05*	1vs.2 p= 0,107 1vs.3 p= 0,423
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	38%±42% (33%; 0%–91%)		1vs.4 p= 0,006* 1vs.5 p= 0,005*
	<i>KetacMolar (3M ESPE)</i>	55%±44% (87%; 0%–93%)		2vs.3 p= 0,222 2vs.4 p= 0,284
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	7%±11% (0%; 0%–24%)		2vs.5 p= 0,153 3vs.4 p= 0,046*
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	4%±10% (0%; 0%–25%)		3vs.5 p= 0,021* 4vs.5 p= 0,674

\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.

**Табела 17.** Удео интимног споја са дентином у групи каријесом измењеног дентина [%]

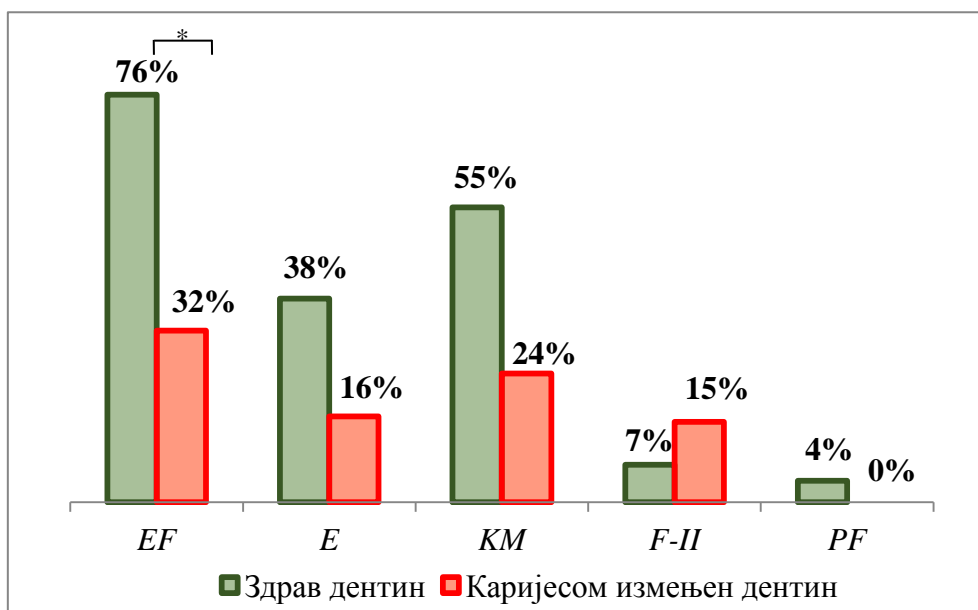
Посматрани параметар	Материјал	Просек±СД / (Медијана; мин-макс.)	Значајност <sup>а</sup>	Међугрупна поређења <sup>б</sup>
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	32%±25% (31%; 6%–78%)	p < 0,05*	1vs.2 p= 0,103
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	16%±32% (0%; 0%–81%)		1vs.3 p= 0,420
	<i>KetacMolar (3M ESPE)</i>	24%±33% (9%; 0%–82%)		1vs.4 p= 0,103
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	15%±25% (0%; 0%–61%)		1vs.5 p= 0,002*
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	0%		2vs.3 p= 0,475
				2vs.4 p= 1,000
				2vs.5 p= 0,140
				3vs.4 p= 0,592
				3vs.5 p= 0,059
				4vs.5 p= 0,140

\*статистички значајна разлика; а- *Kruskal-Wallis* тест, разлика између различитих материјала; б- *Mann-Whitney U* тест, уз примену *Holm* корекције за међугрупна поређења између материјала где је: 1 = *Equia Forte HT (GC Int)*, 2 = *Equia Fill (GC Int)*, 3 = *Ketac Molar (3M ESPE)*, 4 = *Fuji II (GC Int)*, 5 = *Photac Fill (3M ESPE)*.

**Табела 18.** Удео интимног споја са дентином у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина [%]

Посматрани параметар	Материјали	Дентин		Значајност <sup>а</sup>
		Здрав	Каријесом-измењен Дентин	
Удео интимног споја	<i>Equia Forte HT (GC Int)</i>	76%±29% (87%; 24%–100%)	32%±25% (31%; 6%–78%)	p=0,037*
	<i>Equia Fill (GC Int)</i>	38%±42% (33%; 0%–91%)	16%±32% (0%; 0%–81%)	p=0,475
	<i>Ketac Molar (3M ESPE)</i>	55%±44% (87%; 0%–93%)	24%±33% (9%; 0%–82%)	p=0,087
	<i>Fuji II LC (GC Int)</i>	7%±11% (0%; 0%–24%)	15%±25% (0%; 0%–61%)	p=0,703
	<i>Photac Fill (3M ESPE)</i>	4%±10% (0%; 0%–25%)	0%	p=0,317

\*статистички значајна разлика; а- *Mann-Whitney U* тест.



\* $p < 0,05$  - статистички значајна разлика, *Mann-Whitney U* тест

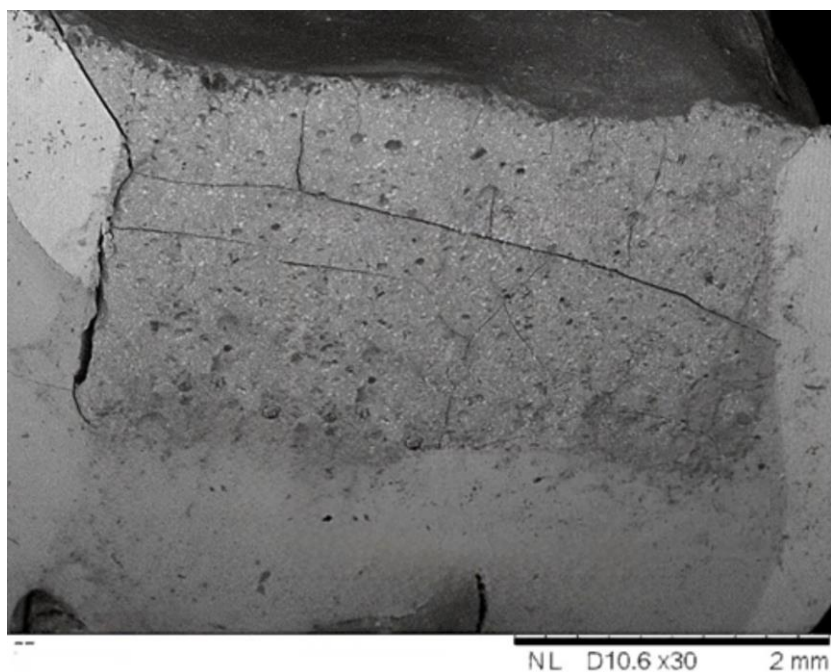
**Графикон 11.** Удео интимног споја са дентином у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина [%]

*EF- Equia Forte HT; E- Equia Fill; KM- Ketac Molar; F-II- Fuji II; PF- Photac Fill*

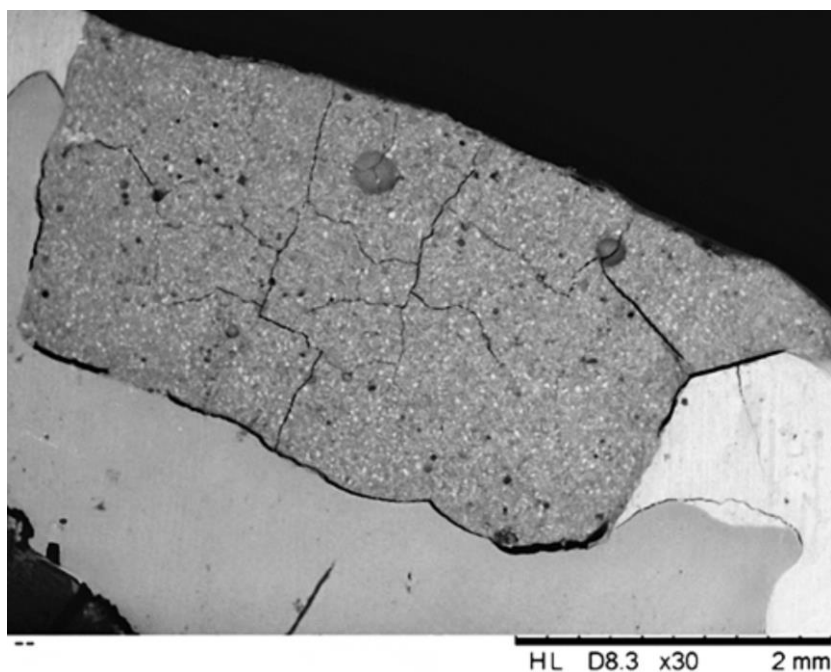
У одређеном делу узорака уочено је потпуно одсуство контакта дуж споја материјала и зубних ткива. У групи здравог дентина оваква појава забележена је у 25% узорака, при чему је за материјал *Equia Fill* износила 33%, а за *Ketac Molar* 17%.

У групи каријесом измењеног дентина, потпуно одсуство споја уочено је у 33% узорака, при чему је исти проценат забележен за материјале *Equia Fill* и *Ketac Molar* (33%).

За сваки испитивани материјал приказане су СЕ микрофотографије међуспоја у групи здравог и каријесом измењеног дентина (слика 19-23).

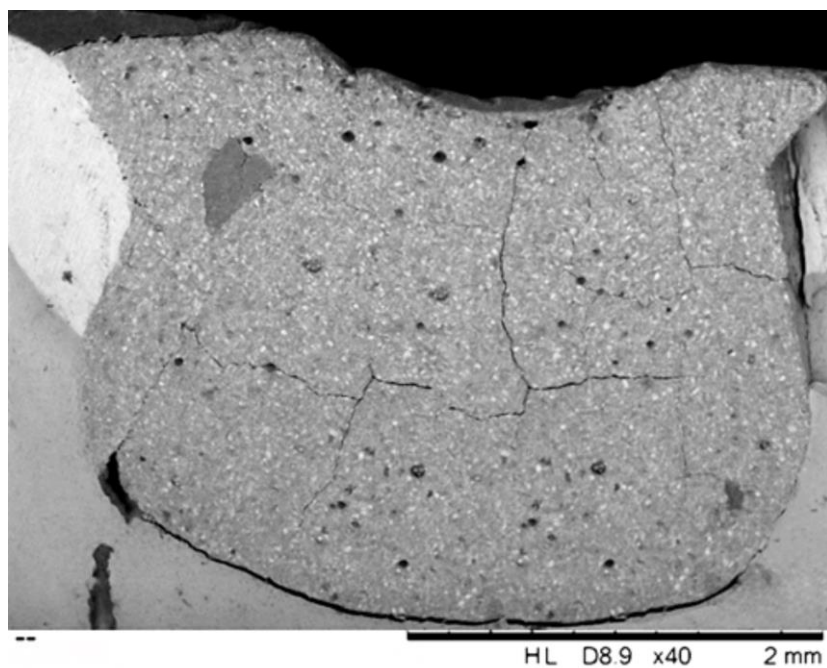


(a)

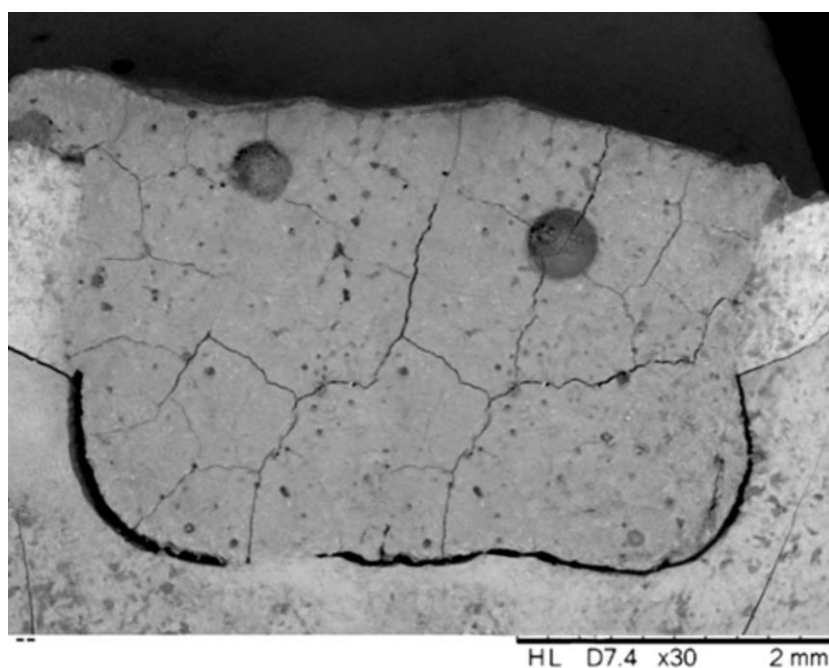


(б)

**Слика 19.** СЕ микрофотографије зоне међуспоја ГХ материјала *Equia Forte HT* и зубног ткива. Испитивани материјал одликује се ситнозрнастом микроструктуром, са варијабилним присуством сферичних шупљина, које одговарају просторима претходно испуњеним заробљеном водом, уклоњеном током припреме узорака. (a) зона међуспоја материјала у групи здравог дентина- уочава се добра адаптација материјала на зубно ткиво уз присуство кохезивног лома унутар самог материјала; (б) зона међуспојау групи каријесом измењеног дентина- присутно је делимично раздвајање у зони међуспоја материјал-дентин.

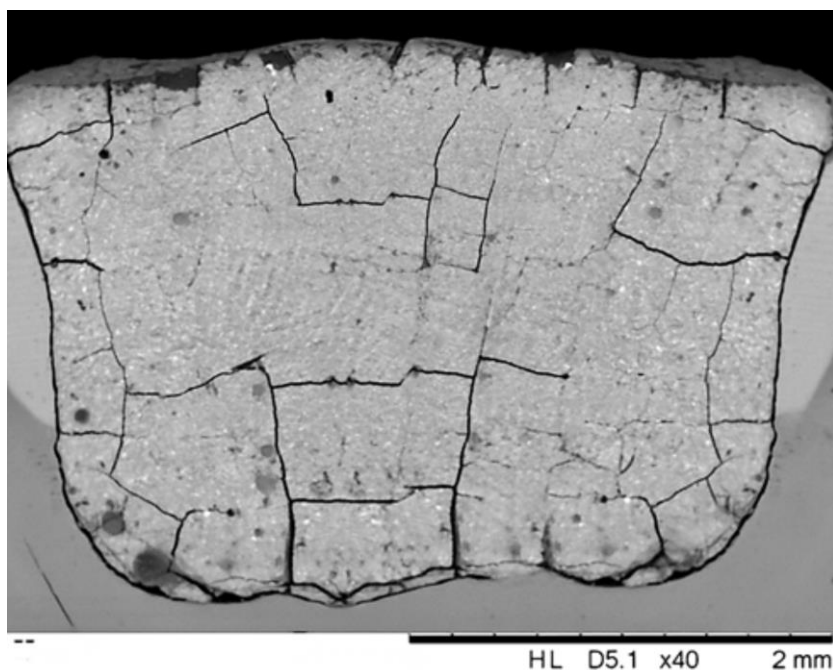


(a)

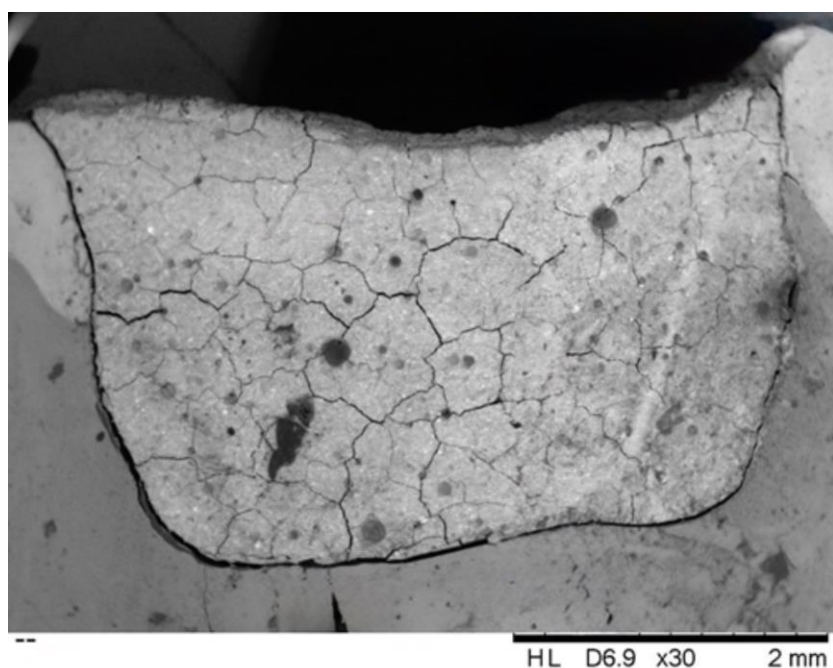


(б)

**Слика 20.** СЕ микрофотографије зоне међуспоја ГЈЦ високе вискозности *Equia Fill* и зубног ткива. Испитивани материјал одликује се ситнозрнастом микроструктуром, са варијабилним присуством сферичних шупљина, које одговарају просторима претходно испуњеним заробљеном водом, уклоњеном током припреме узорака. (а) зона међуспоја материјала у групи здравог дентина- уочава се делимично раздвајање између материјала и дентина; (б) зона међуспоја материјала у групи каријесом измењеног дентина-уочава се израженије раздвајање у зони међуспоја материјал-дентин и кохезивни лом унутар материјала праћен појавом пукотина.

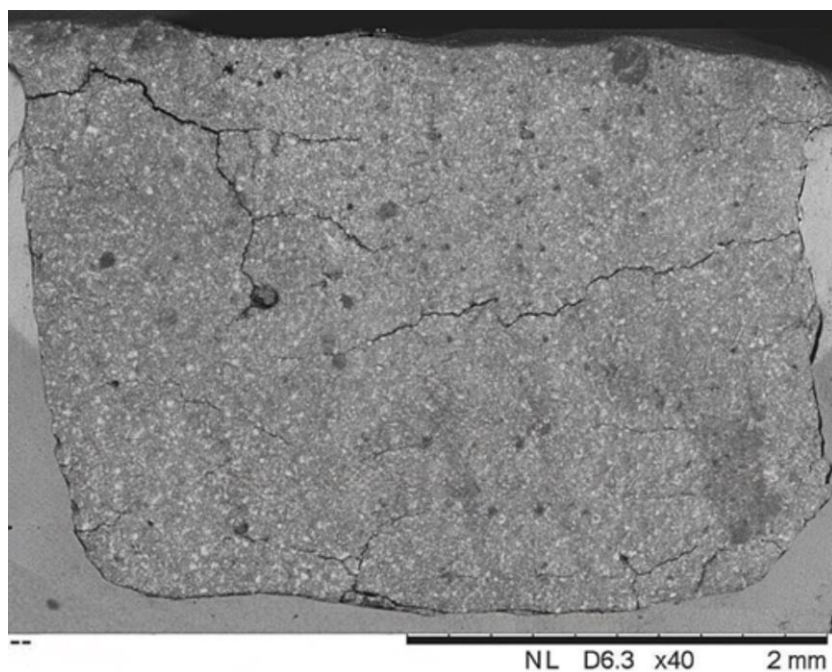


(a)

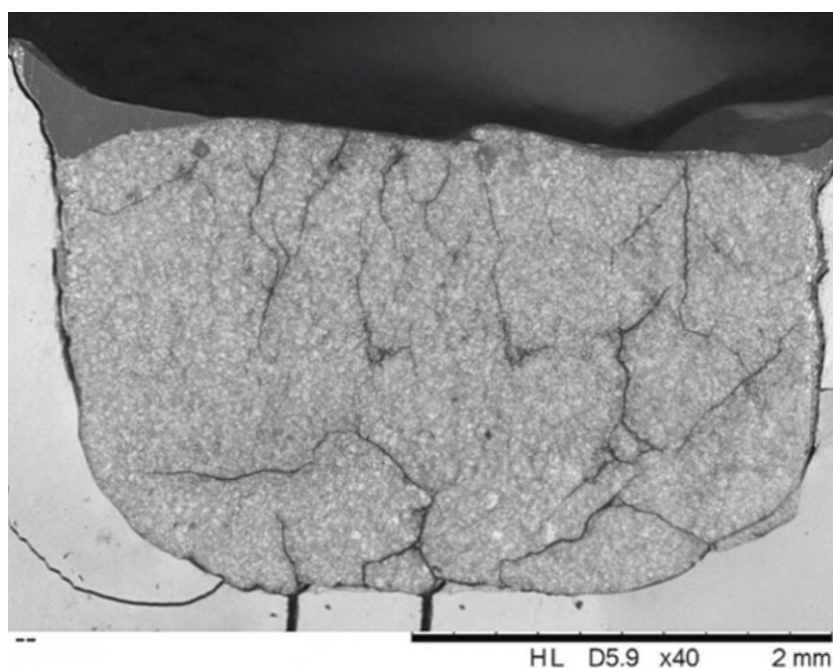


(б)

**Слика 21.** СЕ микрофотографије зоне међуспоја ГЈЦ високе вискозности *Ketac Molar* и зубног ткива. Испитивани материјал одликује се ситнозрнастом микроструктуром, са варијабилним присуством сферичних шупљина, које одговарају просторима претходно испуњеним заробљеном водом, уклоњеном током припреме узорака. (а) зона међуспоја материјала у групи здравог дентина- уочава се изражено раздвајање између материјала и дентина; (б) зона међуспоја материјала у групи каријесом измењеног дентина- уочава се израженије раздвајање у зони међуспоја материјал-дентин.

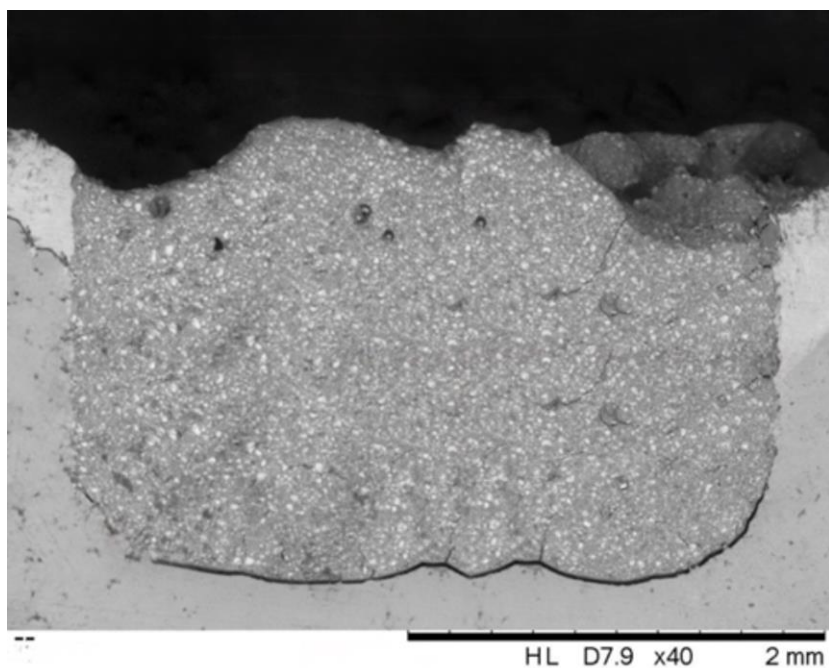


(a)

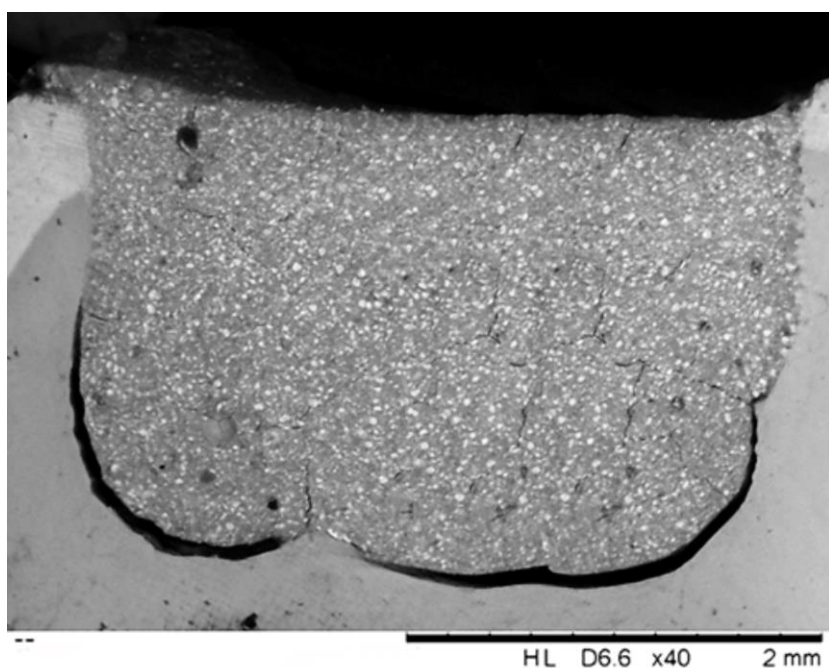


(б)

**Слика 22.** SE микрофотографије зоне међуспоја смолом модификованог ГЈЦ *Fuji II LC* и зубног ткива. Испитивани материјал одликује се ситнозрнастом микроструктуром, са варијабилним присуством сферичних шупљина, које одговарају просторима претходно испуњеним заробљеном водом, уклоњеном током припреме узорака. (a) зона међуспоја материјала у групи здравог дентина- уочава се делимична адаптација материјала на зубно ткиво; (б) зона међуспоја материјала у групи каријесом измењеног дентина-уочава се делимично раздвајање у зони међуспоја материјал-дентин и кохезивни лом унутар дентина.



(a)



(б)

**Слика 23.** СЕ микрофотографија зоне међуспоја смолом модификованог ГЈЦ *Photac Fill* и зубног ткива. Испитивани материјал одликује се ситнозрнастом микроструктуром, са варијабилним присуством сферичних шупљина, које одговарају просторима претходно испуњеним заробљеном водом, уклоњеном током припреме узорака. (а) зона међуспоја материјала у групи здравогдентина- уочава се делимична адаптација материјала на зубно ткиво; (б) зона међуспоја материјала у групи каријесом измењеног дентина- уочава се израженије раздвајање у зони међуспоја материјал-дентин.

## VI. Дискусија

Историја стоматологије сеже далеко у прошлост, све до времена Вавилона, Асираца и древног Египта. Милер је 1890. године представио хемијско-бактеријску теорију о настанку каријеса, док је Блек 1893. године формулисао концепт припреме кавитета, што је био преломни тренутак у рестауративној стоматологији [Fejerskov и сар., 2015]. Појава адхезивних материјала омогућила је одступање од Блекових принципа и прекомерног уклањања зубног ткива. Од самих почетака рестауративне стоматологије па све до данас, стоматолози трагају за идеалним материјалом који ће надокнадити губитак зубног ткива. Осим биокомпатибилности, механичких и естетских својстава, материјал за зубне испуне треба да се понаша што сличније глеђи и дентину.

У складу са савременим терапијским приступом који тежи очувању виталитета зуба, све већи акценат ставља се на употребу материјала који омогућавају дуготрајну адхезију уз минимално уклањање здравих зубних ткива [Schwendicke и сар., 2016]. Рестауративни материјали морају обезбедити поуздану везу са различитим површинама, укључујући каријесом измењену површину зуба која се карактерише сниженим садржајем минерала, повећаном порозношћу и измењеном структуром колагена.

Савремени концепт лечења каријеса напушта конвенционални приступ потпуног уклањања захваћеног ткива и заснива се на минимално инвазивним техникама које подразумевају селективно уклањање инфицираног слоја уз очување виталитета и дентина који се може реминерализовати [Innes и сар., 2016; Bjørndal и сар., 2019]. Такав приступ омогућава биолошку стабилизацију лезије и реминерализацију дентина, што је потврђено студијама које показују редукцију активности матрикс-металопротеиназе-8, ензима који разграђују колаген, након заптивања каријесом измењеног дентина ГЈЦ материјалима [Maltz и сар., 2007, 2018; Kuhn и сар., 2016].

### 1. Образложење методолошког приступа

Од кључне важности за свакодневну стоматолошку праксу је континуирано усавршавање и испитивање материјала који могу поднети различита оптерећења током свог трајања у усној дупљи. На тај начин пружа се бољи увид у њихове могућности и обезбеђује адекватна примена у зависности од потреба у одговарајућим клиничким ситуацијама.

За потребе ове студије одабрани су ГХ, ГЈЦ високе вискозности и смолом модификовани ГЈЦ, имајући у виду да је у доступној литератури уочен недовољан број истраживања која су испитивала и упоређивала њихове особине на млечним зубима. У оквиру сваке групе укључена су по два материјала различитих произвођача, чиме је смањена могућност пристрасности, а истовремено је омогућена поузданија и објективнија процена испитиваних својстава.

Материјали се налазе у динамичном окружењу усне дупље, у којем су изложени бројним изазовима, укључујући промене температуре, *pH* вредности и механичког оптерећења, као и дејству различитих супстанци из хране и пића. Симулирање стварног окружења у којем ће се материјали користити је кључно за добијање веродостојних и релевантних резултата током испитивања управо, због сложених и промењивих услова који владају у устима. У супротном, испитивање стоматолошких материјала у условима који не

опонашају стварно окружење може дати резултате који не одражавају карактеристике материјала у клиничкој пракси. Стога, коришћење поступака који имитирају услове усне дупље омогућава боље разумевање постојаности, отпорности и механичких својстава материјала под условима који највише одговарају онима у устима [Gale и Darvell, 1999]. Овакав приступ не доприноси само унапређењу квалитета истраживања, већ поспешује и развој стоматолошких материјала и њихову прилагођеност потребама пацијената.

У овом истраживању узорци су подвргнути већем броју поступака пре тестирања како би се што верније имитирали клинички услови. Први је симулирање каријесом измењеног дентина који је чест супстрат за адхезију стоматолошких материјала у складу са принципима минималне интервенције у дечијој стоматологији. Улога појединачних састојака у деминерализационом раствору коришћеном у овом истраживању била је:

- **Калцијум-хлорид ( $\text{CaCl}_2$ ):** калцијум је градивна компонента зубних ткива, а његова улога у раствору вештачке пљувачке огледа се у одржавању равнотеже између деминерализације и реминерализације. Доводи до веће zasiћености калцијумом у деминерализационом раствору, помоћу чега се успорава и контролише растварање дентина [Theuns и сар., 1985].

- **Калијум дихидрогенфосфат ( $\text{KH}_2\text{PO}_4$ ):** представља извор фосфата и доприноси минералној равнотежи у дентину и глеђи, као и имитирању природног окружења зуба. Делује као средство за одржавање стабилног  $pH$ , одржавајући га, око 4,5. Фосфатни јони могу такође реаговати са преосталим калцијумом, утичући на растворљивост и брзину деминерализације [Wani и сар., 2023]. Његово додавање помаже у одржавању стабилних услова током реакције.

- **Сирћетна киселина ( $\text{CH}_3\text{COOH}$ ):** користи се за стварање киселог окружења које фаворизује деминерализацију, односно доводи до растварања минералног садржаја зуба, при чему представља хемијски модел киселе средине настале као последица бактеријског метаболизма. Сирћетна киселина делује као главни агенс за деминерализацију. Њена умерена киселост ( $pH \approx 4,76$ ) доводи до постепеног растварања хидроксиапатита ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) ослобађањем  $\text{H}^+$  јона, док способност сирћетне киселине да се веже за јоне  $\text{Ca}^{2+}$  омогућава ефикасније уклањање минерала из структуре дентина [Buzalaf и сар., 2010]. На тај начин се постиже контролисана и постепена декалцификација, слична оној која настаје у природном процесу развоја каријесне лезије.

- **Натријум хидроксид ( $\text{NaOH}$ ):** представља јаку базу и има улогу у одржавању  $pH$  вредности. Неутралише дејство сирћетне киселине и доводи до успостављања жељене киселости раствора на 4,5. Већа киселост би довела до неконтролисане деминерализације зубних ткива [Joves и сар., 2013].

Полазећи од концепта који је први описао Fusayama [1979], каријесом измењени дентин састоји се од два морфолошки и хемијски различита слоја: спољашњег, потпуно деминерализованог и бактеријски контаминираног, који се у клиничкој пракси најчешће у потпуности уклања, и унутрашњег, делимично деминерализованог, али структурно очуваног слоја са потенцијалом за реминерализацију [Wang и сар., 2007]. Ова подела представља основу за симулацију каријесом измењеног дентина у лабораторијским условима, јер омогућава репродукцију клинички релевантног, неинфицираног, али хемијски измењеног супстрата на коме се процењује понашање материјала. Да би се у *in vitro* условима симулирао каријесом измењен дентин, у истраживањима се најчешће примењују хемијски

моделу деминерализације, који омогућавају контролисано стварање слоја са смањеним степеном минерализације и измењеном колагенском структуром. Ови модели се заснивају на излагању здравог дентина киселим растворима (најчешће сирћетне или млечне киселине) који садрже јоне калцијума и фосфата, чиме се одржава јонска равнотежа и обезбеђују услови слични онима у усној дупљи [Salam и сар., 2025]. Такав приступ доводи до постепеног растварања хидроксиапатита и ремоделовања органске матрице, стварајући површину која морфолошки и механички подсећа на каријесом измењен дентин [Marquezan и сар., 2009; Marquezan и сар., 2010]. Иако су *pH*-циклични модели, који подразумевају наизменичне циклусе деминерализације и реминерализације, такође описани као поуздан начин симулације природних услова, хемијски модел контролисане деминерализације остаје најчешће примењиван због своје једноставности, стандардизације и поновљивости [Cifuentes-Jiménez и сар., 2023].

Тестирани стоматолошки материјали су постављени у претходно припремљене кавитете, уместо да буду нанети на равну површину дентина. Овакав приступ омогућава не само репрезентативнију симулацију клиничких услова, већ и значајно смањење ризика од оштећења узорака пре тестирања, с обзиром на то да је контактна зона између дентина и материјала подложна механичким утицајима током припреме и руковања узорцима. Узорци су током испитивања били изложени термичким утицајима како би се услови што више приближили онима у усној дупљи, што омогућава објективну и поуздану процену карактеристика реставративних материјала у лабораторијским условима. У складу са тим, узорци су подвргнути термичком старењу, уз примену протокола и параметара који одговарају претходно стандардизованим методама и препорукама из литературе [Van Meerbeek и сар., 2010; Armstrong и сар., 2017].

У циљу вештачког старења, узорци су подвргнути термоциклирању у температурном опсегу од 5 °C до 55 °C током 10.000 циклуса. Овај број циклуса приближно одговара периоду од једне године клиничке функције у усној дупљи [Gale и Darvell, 1999; Boussès и сар., 2021]. Одређен је на основу анализе учесталости конзумирања топлих и хладних напитака у свакодневном животу, као и на основу процене типичних промена температуре којима су стоматолошки материјали изложени у устима, с циљем што верније имитације клиничких услова и реалног оптерећења материјала [Van Meerbeek и сар., 2010; Ghavami-Lahiji и сар., 2018]. Међутим, термоциклирање такође може узроковати механичка оштећења узорака услед константног преношења из једне у другу посуду, јер није могуће у потпуности избећи дејство сила насталих при померању узорака. Да би се спречила физичка оштећења, узорци су уроњени у кондензациони силикон, чиме су у извесној мери ублажене силе настале услед њиховог померања. Треба имати у виду да се симулирање термичког, механичког и хемијског старења материјала у литератури спроводи различитим интензитетом, при чему се број циклуса, температурни распон и брзина промене температуре значајно разликују међу студијама. Ове разлике могу утицати на својства материјала, укључујући хидрофилност, јонску размену, дифузно отпуштање флуора и микроструктуру зоне међуспоја, што у одређеној мери ограничава могућност директног поређења резултата.

Улога састојака вештачке пљувачке коришћене у оквиру истраживања је следећа:

• **Калијум-хлорид (KCl):** игра кључну улогу у регулацији осмотског притиска. Калијум представља важан електролит у одржавању киселинско-базне равнотеже у усној дупљи, као и у балансирању концентрација натријума, калцијума и других јона који су неопходни за нормално функционисање оралног окружења, имитирајући састав природне

пљувачке [Edgar и O'Mullane, 1992; Dawes, 2008]. Хлоридни јони у вештачкој пљувачки имају важну улогу, јер утичу на стабилност површине стоматолошких материјала и симулирају хемијске услове усне дупље у којима долази до њиховог старења. Њихово присуство може реметити стабилност заштитних слојева и убрзати процес деградације материјала, што је од значаја за процену дуготрајности у лабораторијским условима [Łosiewicz и сар., 2023]. Истраживања показују да управо хлориди значајно убрзавају корозионе процесе, због чега је њихово укључивање неопходно да би лабораторијска испитивања верно одражавала услове у устима [Łosiewicz и сар., 2023].

• **Калцијум-хлорид ( $\text{CaCl}_2$ ):** одговоран је за одржавање минералне равнотеже зуба и има значајну улогу у процесу реминерализације, јер калцијум учествује у формирању хидроксиапатита, основне структурне компоненте зубне глеђи. Хлоридни јони стабилизују калцијум у раствору и омогућавају његову растворљивост у пљувачки, чиме се олакшава кључна јонска размена неопходна за реминерализацију [Leung и Darvell, 1997; Dawes, 2008]. Истраживања су показала да калцијум и фосфат из вештачке пљувачке могу да продру у структуре зуба и стварају нови минерални слој сличан хидроксиапатиту, било на оштећеној глеђи или у отвореним дентинским тубулима [Kanehira и сар., 2019]. Тако је утврђено да се после потапања дентина у овакву течност на његовој површини формирају ситни минерални депозити који подсећају на природне кристале зуба [Kanehira и сар., 2019]. Ове наслаге могу бити корисне и за стоматолошке материјале. Код ГЈЦ и композита, калцијум из средине може довести до стварања заштитног филма на површини, што смањује растворљивост материјала и затвара микропукотине [Enax и сар., 2024]. Калцијум сам по себи не утиче значајно на стабилност материјала, али у комбинацији са фосфатом може формирати заштитни калцијум-фосфатни слој који доприноси очувању површинског интегритета. Зато је додавање  $\text{CaCl}_2$  у вештачку пљувачку важно јер обезбеђује да услови у којима се материјали тестирају имају и реминерализационо дејство, као што је случај у устима. На тај начин се може проценити како материјали реагују не само на губитак јона већ и на њихово поновно уграђивање, што је посебно значајно за заштитне лакове и материјале чији век трајања зависи од ове интеракције.

• **Калијум-дихидроген-фосфат ( $\text{KH}_2\text{PO}_4$ ):** доприноси превенцији деминерализације зуба одржавајући стабилан  $pH$ . Фосфатни јони су неопходни за процес реминерализације, учествујући у формирању и очувању кристалне структуре хидроксиапатита у комбинацији са калцијумом [Edgar и O'Mullane, 1992; Sreebny, 2000]. Бројна истраживања показала су да присуство калцијума и фосфатних јона у растворима омогућава постепени повратак минерала у почетно деминерализоване површине глеђи [Hosoya и сар., 2013].

• **Калијум-хидроксид (KOH):** служи као модификатор  $pH$  вредности вештачке пљувачке, одржавајући је близу физиолошке вредности ( $\approx 7,0$ ). Одржавање неутралног  $pH$  је неопходно за равнотежу између деминерализације и реминерализације, јер висока алкалност може ометати нормалне биолошке процесе у усној дупљи, док, с друге стране, прекомерна киселост може подстаћи деминерализацију [Leung и Darvell, 1997; Dawes, 2008].

Овако конципиран методолошки приступ омогућио је реалистичну процену понашања савремених ГЈЦ и ГХ материјала у условима који приближно одражавају клиничку ситуацију, чиме се добијени резултати могу сматрати поузданим показатељем њихове адхезивне стабилности и потенцијала за примену у минимално инвазивној терапији млечних зуба.

## 2. Јачина везе ГЈЦ и млечних зуба

Јака веза између зубног ткива и рестауративног материјала од кључног је значаја за дуготрајност стоматолошке надокнаде, јер обезбеђује не само добре механичке особине, већ и биолошки и естетски успех рестаурације [Cehreli и сар., 2003]. Иако је однос између јачине везе и дуговечности испуна још увек недовољно разјашњен, лабораторијске студије могу пружити вредан увид у физичка и механичка својства стоматолошких материјала [Abdelmegid и сар., 2016].

Постоји већи број доступних техника за испитивање чврстоће везе. Тест микроистезања тренутно се сматра најприкладнијим лабораторијским методом за мерење јачине везе стоматолошких материјала за зубна ткива [Armstrong и сар., 2017], јер омогућава бољу дистрибуцију напона на контактної површини зуб-материјал у поређењу са тестом смицања и микро-смицања [Van Meerbeek и сар., 2010; Mourad, 2018]. Међутим, припрема микроузорака може бити осетљива, нарочито код ломљивих материјала са слабом јачином везе, као што је случај код појединих типова ГЈЦ. Ово је последица процеса сечења диском ради добијања танких штапића (површине попречног пресека приближно 1 mm<sup>2</sup>) за тест микроистезања, при чему механичко дејство сечива може узроковати микропукотине или делимична оштећења материјала. Због тога се може очекивати већи проценат оштећених узорака пре самог испитивања јачине везе.

Добијени резултати у овом истраживању показују да су, у погледу јачине везе у групи здравог и каријесом измењеног дентина млечних зуба, при чему се ГХ материјал издвојио најповољнијим вредностима, док су остали ГЈЦ, укључујући ГЈЦ високе вискозности и смолом модификоване ГЈЦ, показали међусобне разлике у зависности од врсте материјала и типа произвођача. Унапређени састав новијих форми материјала, већи садржај реактивних честица и боља способност остваривања хемијске везе са тврдим зубним ткивима, могу објаснити добијене резултате. Веће вредности јачине везе у групи здравог дентина последица су очуване структуре подлоге, док ниже вредности у групи каријесом измењеног дентина указују на отежано успостављање стабилне везе услед његове порозности и деминерализације [Cehreli и сар., 2003; Banerjee и Watson, 2015].

Иако су уочене више вредности јачине везе у групи здравог дентина у односу на групу каријесом измењеног дентина, статистички значајна разлика потврђена је само за *Equia Fill* и *Photac Fill*, што указује да утицај супстрата на јачину везе зависи и од типа ГЈЦ материјала. ГХ материјали, услед присуства високомолекулске полиакрилне киселине у праху и течности и повећане реактивности [Miletić и сар., 2020], остварују уједначенију интеракцију са зубним ткивима, што се огледа у одсуству статистички значајне разлике између испитиваних супстрата. *Ketac Molar* и *Fuji II LC* такође нису показали статистички значајну разлику, при чему су вредности јачине везе код *Ketac Molar* биле ниже. Код смолом модификованог ГЈЦ *Photac Fill*, изостанак примене дентин кондиционера довео је до очувања размазног слоја, што је ограничило интеракцију са подлогом и условило ниже вредности јачине везе, израженије у групи каријесом измењеног дентина.

Највећи проценат узорака испољио је адхезивни тип лома, што указује да је лом настајао у зони међуспоја, чиме се потврђује да измерене вредности одражавају јачину адхезивне везе између материјала и зубног ткива, а не кохезивну чврстоћу самог материјала или дентина.

Веза ГЈЦ са каријесом измењеним дентином млечних зуба до сада није била довољно испитивана. *Calvo* и сар. [2014] нису открили разлике у јачини везе конвенционалних ГЈЦ, смолом модификованих ГЈЦ и нано-јономера апликованих на здрав или каријесом измењен дентин млечних зуба непосредно након апликације материјала, као и након 24 месеца од апликације. Слично томе, *Marquezan* и сарадници [2010] су показали да тип дентина- било да је здрав или каријесом измењен, не утиче значајно на јачину везе тестираних смолом модификованих ГЈЦ, док је веза композитног материјала за каријесом измењен дентин значајно слабија. Истраживања такође показују да тип супстрата, након различитих периода чувања узорака у различитим медијумима, не утиче значајно на јачину везе ГЈЦ са дентином млечних зуба [*Czarnecka* и сар., 2007; *Marquezan* и сар., 2010].

Са друге стране, *Cehreli* и сарадници [2003] су након 18 месеци складиштења узорака у води, испитивањем јачине везе методом микроистезања ГЈЦ, утврдили значајне разлике између здравог и каријесом измењеног дентина млечних зуба. Ове разлике у резултатима могу се објаснити различитим протоколима припреме узорака, временом складиштења и степеном деминерализације дентина, који директно утичу на структуру колагене мреже и могућност хемијске интеракције са ГЈЦ [*Banerjee* и *Watson*, 2015].

Сличне разлике у резултатима уочене су и у широј литератури. Доступна литература о јачини везе између ГХ и ГЈЦ и дентина млечних зуба показује широк распон добијених вредности, што отежава директно поређење налаза различитих студија. Ова варијабилност може се довести у везу са разликама у примењеним методолошким протоколима, укључујући начин припреме узорака зуба, примену дентин кондиционера и заштитног лака, као и услове складиштења и старења узорака.

*Perić* и сар. [2021] су у оквиру мета-анализе испитивали јачину везе ГЈЦ за глеђ и дентин млечних зуба. Претрагом релевантних база података пронађене су студије које су анализирале јачину везе ових материјала. Упоредивани су конвенционални и смолом модификовани ГЈЦ. Резултати су показали да смолом модификовани ГЈЦ остварују већу јачину везе у односу на конвенционалне ГЈЦ, како непосредно након рестаурације, тако и након дуготрајног складиштења. Овакви резултати објашњавају се присуством комбинованог механизма везивања, који обухвата микромеханичко и хемијско везивање. Такође, резултати указују да избор методе испитивања утиче на добијене вредности, при чему су више вредности јачине везе забележене применом теста микроистезања у односу на тестове микро-смицања. Треба истаћи да су студије укључене у ову мета-анализу обухватале углавном старије генерације ГЈЦ, доступне у време њиховог спровођења, док аутори наглашавају да недостају подаци о јачини везе новијих материјала.

*Demirel* и сар. [2023] су у *in vitro* студији испитивали утицај различитих техника уклањања каријеса на отпорност на лом ГЈЦ на млечним зубима. Анализа је обухватила ГЈЦ високе вискозности (*Ionofil Molar*), ГХ (*Equia Forte HT*), као и компомер (*Dyract XP*). Резултати су показали да су вредности отпорности на лом упоредиве између потпуног и селективног уклањања каријеса, без статистички значајне разлике. Уочене су статистички значајне разлике између материјала, при чему је компомер испољио највише вредности, ГХ нешто ниже, а ГЈЦ високе вискозности најниже вредности. Иако отпорност на лом не представља директну меру јачине везе, она може указивати на понашање рестаурације под оптерећењем, јер се механичка напрезања концентришу у зони међуспоја где квалитет везе између материјала и зубног ткива утиче на настанак и ширење лома. Слабија адхезија између

материјала и зубног ткива може довести до ранијег настанка лома дуж зоне међуспоја, што се испољава нижим вредностима отпорности на лом [Nozari и сар., 2025].

*Burrow* и сар. [2002] су у *in vitro* студији испитивали јачину везе ГЈЦ и композита уз примену адхезивних система за дентин млечних и сталних зуба применом теста микроистезања. Испитивани су конвенционални ГЈЦ претходне генерације (*Fuji IX*) и смолом модификовани ГЈЦ (*Fuji II LC*). У оквиру дентина млечних зуба, смолом модификовани ГЈЦ остварили су више вредности у односу на конвенционални ГЈЦ, док су композити са адхезивним системима показали највише вредности. Није уочена статистички значајна разлика између *Fuji IX* и *Fuji II LC*, као ни између адхезивних система, како на дентину млечних тако и на дентину сталних зуба.

У складу са добијеним резултатима овог истраживања, *Calvo* и сар. [2014] показали су превасходно адхезивни или мешовити тип лома конвенционалних ГЈЦ и смолом модификованих ГЈЦ како у групи здравог, тако и у групи каријесом измењеног дентина. Насупрот томе, *Burrow* и сар. [2002] описују превасходно кохезивни тип лома унутар самог материјала, што аутори доводе у везу стабилном везом материјала и дентина, као и са ограниченим механичким својствима материјала. Ова разлика могла би бити повезана са различитом припремом узорака за тест микроистезања. Обликовање узорака у виду „пешчаног сата” у студији *Burrow* и сар. [2002] је могло довести до појаве додатних места концентрације напона унутар самог материјала. Оваква расподела напона могла је током испитивања олакшати настанак и ширење пукотина, услед чега је лом чешће настајао унутар самог материјала [*Perić* и сар., 2025].

Полазећи од добијених резултата и прегледа релевантне литературе, ГХ материјали и ГЈЦ високе вискозности последње генерације постижу већу јачину везе у односу на старије формулације ГЈЦ. Нови материјали имају побољшане механичке перформансе и показују задовољавајуће карактеристике у погледу стабилности везе са зубним ткивом, што са клиничког аспекта имплицира дуговечност рестаурација.

### **3. Анализа међуспоја ГЈЦ и тврђих зубних ткива млечних зуба**

Особина која издваја ГЈЦ у односу на друге зубне материјале је хемијска веза са глеђи и дентином. Између полимера и супстрата долази до грађења водоничних веза, а захваљујући слободним карбоксилним групама (-COOH), ове водоничне везе прогресивно прелазе у много јаче јонске везе између ГЈЦ и зубних ткива [*Sidhu*, 2016]. Као последица јонске размене, формира се хибридни слој између материјала и зуба. Процес везивања ГЈЦ за глеђ и дентин могућ је и у влажној средини.

Састав, својства и начин примене рестауративних материјала, укључујући адхезивне системе, морају бити усклађени са структурним карактеристикама зубног ткива. Једна од кључних предности ГЈЦ је њихов степен термичке експанзије и контракције, који је сличан глеђи и дентину [*Sidhu*, 2016], што их издваја од других рестауративних материјала (табела 10). Одсуство полимеризационе контракције ГЈЦ такође доприноси интимном, чврстом заптивању кавитета и смањује могућност настанка микропропустљивости. Правилна рестаурација, са добрим рубним заптивањем кавитета у зони дентина која садржи мали број микроорганизама, значајно редукује или у потпуности онемогућава доток хранљивих материја бактеријама [*Conrads*, 2018].

Вредности коефицијента термичке експанзије показују да глеђ има вредности у опсегу од 11,5 до 15,0 ppm/°C, док су код дентина нешто ниже (8,3-10,0 ppm/°C). Конвенционални ГЈЦ испољавају вредности коефицијента термичке експанзије у ширем опсегу (4,0-15,0 ppm/°C) које су блиске вредностима зубних ткива, док смолом модификовани ГЈЦ показују више вредности (21,0-30,0 ppm/°C), што указује на веће одступање од вредности карактеристичних за зубна ткива. Ово указује да конвенционални ГЈЦ задржавају бољу усклађеност са зубним ткивима, док додавање смоле доводи до повећања коефицијента термичке експанзије и смањења те усклађености. Разлике у коефицијенту термичке експанзије између рестауративних материјала и зубних ткива доводе до неусклађених димензионих промена при променама температуре у усној дупљи, услед чега на граници материјал-зуб настају напрезања која могу довести до нарушавања заптивености и појаве микропропустљивости [Mitra и Comwu, 1994].

### а) Микропропустљивост

Процена микропропустљивости користи се као показатељ успешности рубног заптивања рестауративних стоматолошких материјала [Ebaya и сар., 2019]. Иако је микропропустљивост на сталним зубима темељно проучена, број истраживања усмерених на млечне зубе и новије генерације ГЈЦ и даље је ограничен.

У овом истраживању уочена је већа микропропустљивост у групи каријесом измењеног дентина. Alves и сар. [2013] су у *in vitro* студији испитивали микропропустљивост ГЈЦ на здравом и каријесом измењеном дентину млечних зуба применом методе продора сребро-нитрата. Резултати су показали да тип дентина није имао статистички значајан утицај на микропропустљивост. Међутим, уочене су разлике између материјала: ГЈЦ високе вискозности показао је мању микропропустљивост у односу на смолом модификоване ГЈЦ, што је у складу са резултатима овог истраживања. Ранији налази Marquezan и сар. [2011] такође указују на значај типа материјала за микропропустљивост. У овој студији, након термоциклирања, микропропустљивост смолом модификованих ГЈЦ упоређена је са композитним материјалима на здравом и каријесом измењеном дентину млечних зуба, при чему су смолом модификовани ГЈЦ показали више вредности продора боје (сребро-нитрата) у групи каријесом измењеног дентина, али без статистички значајне разлике.

У групи здравог дентина највећа микропропустљивост забележена је код материјала Photac Fill, док је у групи каријесом измењеног дентина највеће вредности испољио Ketac Molar. Могући разлог за већу стопу пропуштања боје код материјала Photac Fill може бити недостатак примене дентин кондиционера, за разлику од других испитиваних ГЈЦ [Abd El Halim и Zaki, 2011]. Такође, изостанак примене заштитног лака који има кључну улогу у спречавању ране контаминације влагом код материјала Photac Fill и Ketac Molar, могао је негативно утицати на стабилност материјала, посебно у почетној фази везивања, када је материјал најосетљивији на дисбаланс воде. Правилна и доследна употреба заштитног лака значајно доприноси ефикаснијем маргиналном заптивању и дугорочном очувању површинског интегритета рестаурације, те може представљати кључни фактор у превенцији маргиналне микропропустљивости и површинској деградацији материјала, што су својим налазима потврдили и Šalinović и сар. [2019].

Разлике у примени заштитног лака и дентин кондиционера могу утицати на вредности микропропустљивости, што указује на значај стандардизације клиничких протокола. Habib и

сар. [2021] су показали да примена заштитних лакова доводи до значајног смањења микропропустљивости код смолом модификованих ГЈЦ и ГХ, без уочене разлике између различитих типова заштитних лакова. Њихови резултати даље су показали да лакови са нано-пуниоцима побољшавају физичко-механичка својства и адаптацију ГХ и смолом модификованих ГЈЦ, додатно потврђујући повољан утицај заштитних лакова у односу на дуготрајност и карактеристике ових материјала. Слично томе, *Thomas* и сар. [2024] су утврдили да примена заштитног лака статистички значајно побољшава маргинални интегритет и смањује микропропустљивост, потврђујући његову важну улогу у очувању стабилности материјала у раној фази везивања. Резултати наведених студија су у сагласности са резултатима овог истраживања који показују већу микропропустљивост у групи материјала код којих заштитни лак и кондиционер нису примењени. Примена заштитног лака има значајну улогу као кључни фактор у очувању интегритета међуспоја.

*Alsari* и сар. [2024] су упоредном анализом микропропустљивости различитих типова ГЈЦ на млечним и сталним зубима показали мању микропропустљивост ГХ материјала у односу на ГЈЦ високе вискозности, конвенционалне и смолом модификоване ГЈЦ. Такође је утврђено да је микропропустљивост израженија на гингивалном рубу кавитета у поређењу са оклузалним ивицама, што се доводи у везу са сложенијим условима адхезије и већом осетљивошћу на влагу у тим регијама. Овакво понашање може се објаснити чињеницом да ГЈЦ остварују јачу везу са глеђи у односу на дентин [*Sidhu* и *Nicholson*, 2016].

Најнижа микропропустљивост у овој студији, и у групи здравог и у групи каријесом измењеног дентина, забележена је код ГХ материјала. Сличне налазе наводи и студија *Khan* и сар. [2025], док су [*Techa-Ungkul* и сар., 2020] показали нижу микропропустљивост ГХ у поређењу са смолом модификованим ГЈЦ и композитним материјалом. Могући разлог за већи степен микропропустљивости код смолом модификованих ГЈЦ може бити приписан смоли, која се при светлосној полимеризацији контрахује и доводи до следствене контракције.

Посматрајући добијене резултате и доступне податке из литературе, уочене разлике у микропропустљивости испитиваних материјала могу се објаснити њиховим физичко-хемијским својствима. ГЈЦ високе вискозности и ГХ имају коефицијент експанзије сличан зубним ткивима, што би могло допринети бољој стабилности заптивног слоја и мањем степену продора течности (боје) након термоциклирања. Ипак, уочено је да је *Ketac Molar*, иако припада групи ГЈЦ високе вискозности, испољио већи продор боје, што се може објаснити изостанком примене заштитног лака, који има значајну улогу у смањењу површинске порозности и очувању интегритета материјала. Компатибилност у термичком понашању материјала и дентина може допринети дуготрајнијем очувању маргиналног интегритета. Код смолом модификованих цемената, због знатно већег коефицијента термичког ширења у односу на структуру зуба [*Sidhu*, 2016], на споју између материјала и зуба могу се јавити наизменичне промене запремине током загревања и хлађења у усној дупљи. При снижавању температуре, материјал се може скупљати, што може довести до стварања благог вакуумског ефекта и омогућити продор боје дуж маргина рестаурације [*Gale* и *Darvell*, 1999]. При повишењу температуре, материјал се шири и ствара повишен притисак који гура течност назад ка спољној површини. Ова понављана појава „усисавања и избацивања” течности током термоциклирања временом доводи до постепеног нарушавања споја и повећања микропропустљивости. Додатно, скупљање смоле током полимеризације

може створити унутрашње напрезање и микропукотине, што може довести до нарушавања квалитета рубног заптивања ових материјала.

Иако се микропропустљивост испитује у *in vitro* условима, њен значај може се сагледати кроз резултате клиничких истраживања као индиректан показатељ квалитета рубног заптивања. *Masih* и сар. [2011] испитивали су микропропустљивост ГЈЦ високе вискозности и смолом модификовани ГЈЦ на млечним зубима, на кавитетима V класе. Четири недеље након препарације кавитета, зуби су екстраховани, а микропропустљивост је процењивана продором фуксин боје и анализирана је под светлосним микроскопом. Резултати су показали да је ГЈЦ високе вискозности имао мању микропропустљивост у односу на смолом модификоване ГЈЦ, али без статистички значајне разлике.

Иако клиничке студије не испитују директно микропропустљивост, параметри као што су рубна адаптација и појава фрактура материјала могу указивати на квалитет рубног заптивања. *Shagale* и сар. [2020] су у клиничкој студији упоредили својства ГХ и композитних материјала у рестаурацији кавитета II класе млечних молара. Статистички значајна разлика између испитиваних материјала утврђена је у оквиру функционалних својстава након 6 месеци опсервације, и то у погледу губитка ретенције, рубне адаптације и појаве фрактура рестаурација. Лошији резултати ГХ материјала објашњени су техничким факторима, као што су уклањање металне матрице које може довести до појаве микропукотина, и отежана примена заштитног лака на апроксималним површинама. Иако се ови неуспеси могу довести у везу са микропропустљивошћу у зони међуспоја, аутори наглашавају да на крају опсервационог периода од 12 месеци није утврђена значајна разлика између материјала. Стога се може закључити да су ГХ и композитни материјали клинички упоредиви чак и у условима оптерећења у стресним регијама кавитета II класе.

## **б) Морфолошке карактеристике зоне међуспоја**

Скенинг електронска микроскопија представља једну од најчешће коришћених метода за анализу морфологије и квалитета зоне међуспоја између рестауративног материјала и зубног ткива. Ова метода омогућава детаљан приказ површине при великом увећању, што је од посебног значаја за процену адаптације материјала и присуства неправилности у зони међуспоја.

Примена СЕМ подразумева припрему узорка која може довести до оштећења површине, што је посебно неповољно код ломљивих материјала као што су ГЈЦ и ГХ материјали. У истраживању је коришћен СЕМ у режиму ниског вакуума који омогућава посматрање узорка без претходне припреме и наношења слоја метала напаравањем, чиме је очувана њихова структура и добијен вернији приказ контактне зоне ГЈЦ-зубно ткиво.

Скенинг електронске микрофотографије су ручно обележаване у циљу издвајања зоне међуспоја између рестауративног материјала и зубног ткива, при чему су јасно разграничена подручја адекватне адаптације и губитка контакта. Након тога, њихова дигитална анализа извршена је применом детерминистичког алгорита, имплементираног у програмском језику *Python*, који је за исту улазну, ручно обележену СЕ микрофотографију увек генерисао идентичне излазне резултате, чиме је обезбеђена потпуна поузданост и поновљивост анализе, као и прецизна квантитативна процена односа између анализираних подручја.

Резултати добијени анализом међуспоја материјала и тврдих зубних ткива млечних зуба, у овом истраживању показали су високу сагласност са налазима теста

микропропустљивости. Сви испитивани материјали исказали су бољу адаптацију за зубна ткива у групи здравог дентина. Највећи удео интимног контакта остварио је ГХ, затим ГЈЦ високе вискозности, док су остали материјали показали нижи степен континуираног контакта у групи здравог дентина.

*Gaintantzopoulou* и сар. [2017] су испитивали адаптацију материјала на зидове кавитета II класе млечних молара, поредећи композитни материјал, ГЈЦ високе вискозности и смолом модификоване ГЈЦ. Адаптација материјала на зидове кавитета анализирана је применом микрокомпјутеризоване томографије, рефлектујуће оптичке микроскопије и електронске микроскопије (*ESEM*), чиме је омогућена квантитативна и квалитативна процена зоне међуспоја. Резултати су показали да су ГЈЦ високе вискозности и композитни материјал имали значајно бољу адаптацију у односу на смолом модификоване ГЈЦ. *Demirel* и сар. [2023] су испитивали унутрашњу адаптацију ГХ, ГЈЦ високе вискозности и компомера применом микрокомпјутеризоване томографије, која омогућава тродимензионалну процену зоне међуспоја без оштећења узорка. Није утврђена статистички значајна разлика између ГХ и ГЈЦ високе вискозности, иако је ГХ показао нешто боље вредности, док су компомери испољили најбољу адаптацију. Такође, у студији је забележено слабије пријањање материјала у условима селективног уклањања каријеса. Овакви резултати су у складу са налазима овог истраживања који показују већи проценат континуираног пријањања у групи здравог дентина у поређењу са каријесом измењеним дентином. Посматрано у целини, налази наведених студија указују на унапређену адаптацију новијих генерација ГЈЦ на млечним зубима.

Разлике у адаптацији материјала могу се довести у везу са механизмима њиховог везивања за зубна ткива. Познато је да композитни материјали показују слабију адхезију за каријесом измењен у односу на здрав дентин, услед смањене инфилтрације хибридног слоја [*Perdigão*, 2010; *Tjäderhane*, 2015]. Насупрот томе, ГЈЦ материјали, захваљујући механизму хемијског везивања за калцијумове јоне апатита, могу остварити добру адхезију и на деминерализованом ткиву. Ослобађањем јона  $Al^{3+}$ ,  $F^{-}$  и  $Ca^{2+}/Sr^{2+}$ , који граде јонско-ковалентне везе са карбоксилним групама полиакрилне киселине, ГЈЦ не само да обезбеђују чврст спој са дентином, већ доприносе и реминерализационом потенцијалу супстрата [*Czarnecka* и сар., 2007]. Интеракција између материјала и каријесом измењеног дентина има кључну улогу у дуготрајности рестаурација.

Резултати СЕМ анализа доступних у литератури показују да ГЈЦ доводе до формирања хибридног слоја на међуспоју са зубним ткивима, који је превасходно последица хемијске интеракције и јонске размене, без изражене микромеханичке пенетрације у структуру дентина [*Burrow* и сар., 2002; Петровић и сар., 2008]. Иако је оваквим механизмом омогућено повезивање материјала и зубних ткива, тај спој није у потпуности уједначен и може показивати губитак континуитета дуж границе материјал-зуб. У резултатима добијеним у овом истраживању, уочава се да новије форме материјала, ГХ и ГЈЦ високе вискозности, остварују већи степен континуираног контакта, што указује на њихову бољу адаптацију и стабилније повезивање са зубним ткивима у односу на старије генерације ових материјала.

Детаљнија морфолошка анализа међуспоја, обављена помоћу СЕМ, указује на формирање релативно уједначене и структурно дефинисане контактне зоне између ГЈЦ и зубних ткива, без изражених дисконтинуитета или пукотина [*Ngo* и сар., 1997; *Yip* и сар., 2001]. Петровић и сар. [2008] су применом СЕМ показали да ова зона има јасно дефинисану

дебљину, која износи око 5  $\mu\text{m}$  у контакту са глеђи, односно око 10  $\mu\text{m}$  у контакту са дентином, што указује на стабилност и континуитет формираног међуспоја.

Поједини аутори су посветили пажњу факторима који утичу на интегритет међуповршинске контактне зоне укључујући ефекте кондиционирања, врсте материјала и услове старења. *Yilmaz* и сар. [2005] су показали да кондиционирање површине значајно утиче на интимну адаптацију ГЈЦ, што се манифестује смањењем микропропустљивости и побољшањем контакта на међуспоју. Ове резултате подржава и студија *Gürler* и сар. [2025] који су у свом *in vitro* истраживању користили четири различита кондиционера (10% и 20% полиакрилна киселина, 17% *EDTA* и 35% фосфорна киселина) како би проценили утицај различитих протокола припреме кавитета на чврстоћу везивања и адаптацију материјала за зубна ткива млечних зуба. Рендгенска микротомографија, уз софтверску анализу, показала је боље пријањање ГХ за дентин у односу на ГЈЦ високе вискозности, независно од типа кондиционера. *Ebaya* и сар. [2019] су испитивали унутрашњу адаптацију ГЈЦ високе вискозности и смолом модификованог ГЈЦ у односу на континуитет контакта у зони међуспоја, непосредно након апликације и након старења материјала. Резултати су показали континуиран спој материјала са глеђи и дентином одмах по постављању материјала, док је након старења уочено благо повећање губитка континуитета у зони међуспоја, посебно код смолом модификованог ГЈЦ. Цемент високе вискозности је задржао већу структурну стабилност и приснији контакт са ткивом, што указује на његову већу отпорност на термичке и механичке промене (настале услед померања узорака из једне у другу кадицу термоциклера). Ови налази су у складу са резултатима овог истраживања, у којем су ГЈЦ високе вискозности *Equia Fill* и *Ketac Molar* показали боље заптивање у односу на испитиване смолом модификоване ГЈЦ.

Додатни увид у квалитет адаптације пружају студије које анализирају рестаурације након дужег периода клиничке функције у усној дупљи. СЕМ анализа у истраживању *Mijan* и сарадника [2018] показала је да су ГЈЦ високе вискозности на млечним моларима, који су били у устима приближно шест година након примене АРТ, испољили бољу маргиналну адаптацију у односу на амалгам, иако су у појединим зонама забележене микропукотине на споју материјал-зуб. СЕ микрофотографије су приказале наизменично подручја доброг контакта и зоне прекида, што указује на варијабилност споја. Ипак, ови недостаци нису утицали на стабилност и дуготрајност рестаурација током периода праћења до физиолошке смене зуба.

Налази СЕМ анализе, како у овом тако и у доступним истраживањима, указују на значај типа материјала и услова припреме подлоге за квалитет адаптације, при чему новије форме ГЈЦ испољавају стабилнији и континуиранији контакт са зубним ткивима млечних зуба.

#### **4. Недостаци студије**

Иако су резултати ове студије пружили значајан увид у понашање ГХ и различитих типова ГЈЦ на здравом и каријесом измењеном дентину, одређена ограничења се морају узети у обзир приликом њихове интерпретације.

Хетерогеност узорка прикупљених зуба могла је утицати на структурне и физичко-хемијске карактеристике дентина, а самим тим и на интеракцију материјала са подлогом. Такође, иако је извршена стандардизација димензија кавитета и услова припреме, могућа су

минимална одступања настала током ручне припреме, што је могло утицати на дебљину слоја материјала и квалитет адаптације.

У циљу што вернијег симулирања усне дупље, будућа истраживања требало би да обухвате и утицај бактерија које чине нормалну микрофлору усне дупље у *in vitro* моделима. У овом истраживању коришћен је вештачки деминерализован дентин без присуства бактеријске компоненте, што може утицати на карактеристике међуспоја и вредности микропропустљивости. Присуство бактерија и њихових метаболичких производа доводи до додатне деминерализације и активације ензима укључених у разградњу дентина, што може утицати на структуру подлоге и остваривање везе [Kuhn и сар., 2016].

Имајући у виду да је истраживање спроведено у *in vitro* условима, није било могуће у потпуности репродуковати сложене биолошке услове који владају у усној дупљи. Једно од ограничења огледа се у томе што нису симулиране силе које настају током жвакања. Иако је термоциклирање примењено као модел старења материјала, његово комбиновање са механичким напрезањем омогућило би реалнију процену понашања испитиваних материјала у клиничким условима. Поред тога, термоциклирање представља модел симулираног старења, али не може у потпуности да репродукује дугорочне клиничке услове и комплексне промене које настају током времена у усној дупљи [Gale и Darvell, 1999; Ghavami-Lahiji и сар., 2018].

Ограничење методолошког приступа представља и чињеница да примењена СЕМ омогућава искључиво дводимензионални приказ површине, без увида у тродимензионалну морфологију и унутрашњу структуру међуспоја. Потенцијални извори варијабилности били су повезани са доследношћу ручног обележавања зоне међуспоја и избором прагова сегментације у HSV простору, што указује да су разлике у резултатима могле настати услед субјективности приликом обележавања, као и услед избора граничних вредности при издвајању појединих делова слике на основу боје, иако је поступак дигиталне обраде слике био у потпуности стандардизован за све узорке.

Упркос наведеним ограничењима, добијени резултати пружају поуздану основу за даља истраживања усмерена ка симулацији реалних клиничких услова и процени дугорочне стабилности адхезивних система у педијатријској стоматологији.

## 5. Будућност ГЈЦ- технологија „ауторепарације”

Најновија тежња у истраживањима материјала, која би у будућности могла наћи примену и у области ГЈЦ, јесте проучавање полимера са способношћу „ауторепарације”. Ови системи омогућавају материјалу да се самостално обнови након настанка пукотина или ситних оштећења која се не могу лако уочити, а која настају као последица хемијског деловања, термичких промена или механичког оптерећења [Sidhu, 2016]. Уколико би се овакве технологије примениле у ГЈЦ, материјали би добили „паметну” улогу да под утицајем повећаног напрезања сами поправе настала оштећења. ГЈЦ се сматрају посебно погодним за ову намену јер већ показују снажне јонске интеракције и пренос воде у контакту са усном шупљином [Sidhu, 2016].

До сада је описано више начина како се својство „ауторепарације” може увести у полимерне материјале [Samadzadeh и сар., 2010; Yuan и сар., 2008; Wu и сар., 2008; Wilson и сар., 2010]. Најчешће се користи приступ у којем се у материјал уносе микро- или нано-капсуле које садрже „средства за поправку”. Када дође до оштећења материјала, капсуле

пуцају и ослобађају садржај: чврсте, течне или гасовите материје, које попуњавају пукотину и омогућавају поправку [Wu и сар., 2008; Samadzadeh и сар., 2010]. Други истражени приступ односи се на испреплетане полимерне мреже које садрже линеарне полимере. Такви ланци могу да уђу у насталу пукотину и повежу зидове, што доводи до њеног затварања. СЕМ је показала да се на овај начин могу затворити оштећења величине и до 20  $\mu\text{m}$  [Peterson и сар., 2012]. Описани су и полимери у које се уносе капсуле са течним мономерима. При оштећењу, мономер се изливају у пукотину и полимеризацијом је затварају, чиме се спречава њено ширење. При цепању полимерног ланца ослобађа се активно место које делује као катализатор и покреће нову полимеризацију. Поред овога, користе се и системи засновани на нековалентним везама (супрамолекуларне интеракције), али и реакције са реверзibilним ковалентним везама које омогућавају поправку [Colquhoun и Klumperman, 2013].

Својство „ауторепарације” зависи и од грађе самог полимера: од крутости ланца, степена умрежавања, присуства група које могу да се поново повежу, као и од сложене, вишеслојне структуре. Управо ови параметри утичу на то у којој мери ће материјал имати способност аутономне обнове [Garcia, 2014]. Додатне могућности укључују примену материјала који „памте облик”- материјала који набубре у присуству влаге. Резултати студије Kazak и сар. [2025], која је испитивала апсорпцију воде и растворљивост савремених биоактивних материјала показали су да ГХ, иако има највећу апсорпцију воде, истовремено бележи и најнижу растворљивост. Ово указује да интеракција са влагом може допринети очувању стабилности и трајности рестаурације, што додатно поткрепљује концепт развоја материјала са потенцијалом аутономне обнове.

## 6. Допринос истраживања клиничкој пракси

Резултати овог истраживања доприносе бољем разумевању односа између различитих типова ГЈЦ и ГХ материјала и млечних зуба, како у условима здравог, тако и каријесом измењеног дентина. Посебан значај ових налаза огледа се у томе што омогућавају поузданију процену понашања материјала, што може бити од значаја при избору рестауративног материјала у свакодневној пракси.

Уочено је да стање дентинске подлоге утиче на квалитет остварене везе и степен маргиналног заптивања, при чему су сви испитивани материјали показали повољније резултате у групи здравог у односу на групу каријесом измењеног дентина. Истовремено, ГХ је у оквиру овог истраживања показао бољу адаптацију, већи степен континуираног контакта са глеђи и дентином и нижи ниво микропропустљивости у поређењу са осталим испитиваним ГЈЦ. Ови налази указују да избор материјала може имати значајну улогу у постизању бољег клиничког исхода, нарочито у условима измењене структуре дентина и у светлу савремених терапијских концепата у лечењу каријеса.

Разлике у јачини везе, унутрашњој адаптацији и микропропустљивости указују на потребу индивидуалног приступа избору материјала у зависности од стања дентинске подлоге, како би се обезбедио бољи клинички исход и дуготрајност рестаурације.

С обзиром на чињеницу да маргинална адаптација и интегритет рестаурације представљају кључне факторе за дуготрајан успех терапије, налази овог истраживања подржавају примену ГЈЦ на млечним зубима. Са становишта минимално инвазивног терапијског приступа, добијени резултати указују да ГХ и ГЈЦ високе вискозности нове

генерације могу остварити задовољавајућу интеракцију и са каријесом измењеним дентином млечних зуба, под условом да се примени одговарајући клинички протокол. У том смислу, адекватна припрема кавитета и примена заштитног лака показују се као важни фактори у очувању маргиналног интегритета и смањењу микропропустљивости. Иако је ово истраживање спроведено у лабораторијским условима, добијени резултати указују да се примена заштитног лака може препоручити у клиничкој пракси као мера дуготрајности рестаурација.

У оквиру испитиваних материјала, ГХ су показали повољније карактеристике, што указује да њихова примена може допринети већој дуготрајности и стабилности рестаурација у клиничким условима, уз уважавање ограничења *in vitro* студија.

Имајући у виду да је истраживање спроведено у контролисаним условима, без утицаја функционалног оптерећења и биолошких фактора присутних у усној дупљи, добијене резултате треба тумачити са извесним опрезом. Они не представљају основу за формулисање коначних клиничких препорука, али пружају поуздане показатеље који могу допринети избору рестауративних материјала у зависности од стања дентина и клиничких услова, као и бољем разумевању њиховог понашања у клиничким условима.

## VII. Закључак

На основу резултата истраживања, могу се извести следећи закључци:

1. ГЛЦ и ГХ материјали остварују већу јачину адхезивне везе са здравим у односу на каријесом измењен дентин млечних зуба. Нове генерације ГЛЦ и ГХ материјала показују више вредности адхезивне везе како са здравим, тако и са каријесом измењеним дентином млечних зуба у поређењу са старијим генерацијама ГЛЦ.

2. ГЛЦ и ГХ материјали показују израженију микропропустљивост када се апликују на каријесом измењени дентин у поређењу са здравим дентином млечних зуба. Нове генерације ГЛЦ и ГХ материјала показују мањи степен микропропустљивости у односу на старије генерације ГЛЦ. На степен микропропустљивости независно утичу и тип рестауративног материјала и стање дентинске подлоге, односно степен деминерализације дентина.

3. Квалитет и морфолошке карактеристике зоне међуспоја ГЛЦ и ГХ материјала и ткива млечних зуба указују на већи степен континуираног контакта између материјала и здравог дентина у поређењу са каријесом измењеним дентином. У поређењу са ГЛЦ високе вискозности и смолом модификованим ГЛЦ, ГХ материјал показује бољу адаптацију и већи степен континуираног контакта између материјала и чврстих зубних ткива млечних зуба.

Уз уважавање ограничења *in vitro* услова у којима је спроведено истраживање, може се закључити да избор материјала и стање дентинске подлоге могу утицати на јачину везе, микропропустљивост и квалитет зоне међуспоја материјала и чврстих ткива млечних зуба. Структурне промене каријесом измењеног дентина могу утицати на адхезивне и заптивне карактеристике ГЛЦ и ГХ материјала када се користе за рестаурацију млечних зуба. Начин припреме тврдих зубних ткива, односно употреба кондиционера пре постављања рестауративног материјала, као и примена заштитног лака након постављања испуна, могу утицати на јачину адхезивне везе, као и на квалитет и карактеристике зоне међуспоја између материјала и зубних ткива млечних зуба. Савремене формулације ГЛЦ и ГХ материјала показују повољне карактеристике за примену у минимално инвазивној рестауративној терапији млечних зуба.

## VIII. Литература

1. Abdelmegid, F., Salama, F., Albogami, N., Albabtain, M. and Alqahtani, A. (2016). Shear bond strength of different dentin substitute restorative materials to dentin of primary teeth. *Dental Materials Journal*, 35(5), pp. 782–787. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-003>.
2. Abdelshafi, M.A., Soliman, H.A.N. and Abdelaziz, D. (2025). Bond strength durability of three bioactive restorative materials to silver diamine fluoride treated artificially demineralized dentine. *BMC Oral Health*, 25(1), p.1193.
3. Abd El Halim, S. and Zaki, D. (2011). Comparative evaluation of microleakage among three different glass ionomer types. *Operative Dentistry*, 36(1), pp.36–42. <https://doi.org/10.2341/10-123-LR>
4. Aboush, Y.E. and Jenkins, C.B. (1986). An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *British Dental Journal*, 161(5), pp.179–184.
5. Abt, E. (2007). Resin-modified glass ionomer restorations may have better long-term outcomes than conventional glass ionomer restorations in primary teeth. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 7(3), pp.112–113.
6. Alacote-Mauricio, B., Gihuaña-Aguilar, C., Castro, L., Cayo-Rojas, C. *et al.* (2023). Color stability in a giomer, a conventional glass ionomer and a resin-modified glass ionomer exposed to different pigment beverages: an in vitro comparative study. *Journal of International Oral Health*, 15(4), p.357.
7. Aliberti, A., Garcia-Godoy, F., Borges, A.L.S., Tribst, J.P.M., Gasparro, R., Mariniello, M. and Ausiello, P. (2025). Calcium, phosphate and fluoride ionic release from dental restorative materials for elderly population: an in vitro analysis. *Frontiers in Oral Health*, 6, p.1609502.
8. Alsari, A., Ghilotti, J., Sanz, J.L., Llana, C., Folguera, S. and Melo, M. (2024). Comparative evaluation of the microleakage of glass ionomers as restorative materials: A systematic review of in vitro studies. *Applied Sciences*, 14(5), p. 1729.
9. Altoukhi, D.H. and El-Housseiny, A.A. (2020). Hall technique for carious primary molars: a review of the literature. *Dentistry Journal*, 8(1), p.11.
10. Al-Naimi, O.T., Itota, T., Hobson, R.S. and McCabe, J.F. (2008). Fluoride release for restorative materials and its effect on biofilm formation in natural saliva. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(3), pp.1243–1248.
11. Alves, F.B., Hesse, D., Lenzi, T.L., Guglielmi, C.A., Reis, A. and Loguercio, A.D. (2013). The bonding of glass ionomer cements to caries-affected primary tooth dentin. *Pediatric Dentistry*, 35(4), pp. 320–324.
12. American Academy of Pediatric Dentistry,(2018). Pulp therapy for primary and immature permanent teeth. *Pediatric Dentistry*, 40(6), pp.343–351.
13. Anusavice, K.J., Shen, C. and Rawls, H.R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials*. 12th ed. St. Louis (MO): Elsevier.
14. Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M. and Van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength ( $\mu$ TBS) approach. *Dental Materials*, 33(2), pp.133–143.

15. Araujo, M.P., Innes, N.P., Bonifácio, C.C., Hesse, D., Olegário, I.C., Mendes, F.M. and Raggio, D.P. (2020). Atraumatic restorative treatment compared to the Hall technique for occluso-proximal carious lesions in primary molars: 36-month follow-up of a randomised control trial in a school setting. *BMC Oral Health*, 20(1), p.318.
16. Badar, S.B., Tabassum, S., Khan, F.R. and Ghafoor, R. (2019). Effectiveness of Hall technique for primary carious molars: a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 12(5), pp.445–452.
17. Bahrololoomi, Z., Razavi, F. and Soleymani, A.A. (2014). Comparison of micro-leakage from resin-modified glass ionomer restorations in cavities prepared by Er:YAG laser and conventional method in primary teeth. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 5(4), pp.183–187.
18. Banerjee, A. and Watson, T.F. (2015). *Pickard's guide to minimally invasive operative dentistry*. 10th edn. London: *Oxford University Press*.
19. Banerjee, A. (2016). The role of glass-ionomer cements in minimum intervention (MI) caries management. In: Sidhu, S.K., ed. *Glass-ionomers in dentistry*. Cham: Springer, pp.81–93.
20. Белоица, Д., Вуловић, М., Гајић, М., Стевановић, Р., Царевић, М., Ивановић, М., Вулићевић, З. и Марковић, Д. (2005). *Дечја стоматологија*. 2. издање. Београд.
21. BinSaleh, S., Sulimany, A.M., Aldowsari, M.K., Al-Homaidhi, M., Alkuait, N., Almashham, L. and Alghamdi, N. (2023). Evaluation of the shear bond strength of a tricalcium silicate-based material to four self-adhering glass ionomer materials: an in vitro study. *Frontiers in Pediatrics*, 11, p.1303005.
22. Bjørndal, L., Larsen, T. and Thylstrup, A. (1997). A clinical and microbiological study of deep carious lesions during stepwise excavation using long treatment intervals. *Caries Research*, 31(6), pp.411–417.
23. Bjørndal, L. and Larsen, T. (2000). Changes in the cultivable flora in deep carious lesions following a stepwise excavation procedure. *Caries Research*, 34(6), pp.502–508.
24. Bjørndal, L. and Mjör, I.A. (2001). Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries—characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence International*, 32(9), pp.717–736.
25. Bjørndal, L., Simon, S., Tomson, P.L. and Duncan, H.F. (2019). Management of deep caries and the exposed pulp. *International Endodontic Journal*, 52(7), pp.949–973.
26. Boussès, Y., Brulat-Bouchard, N., Bouchard, P.O. and Tillier, Y. (2021). A numerical, theoretical and experimental study of the effect of thermocycling on the matrix-filler interface of dental restorative materials. *Dental Materials*, 37(5), pp. 772–782. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.010>
27. Brkanović, S., Ivanišević, A., Miletić, I., Mezdić, D. and Jukić Krmek, S. (2021). Effect of nano-filled protective coating and different pH environment on wear resistance of new glass hybrid restorative material. *Materials*, 14(4), p.755.
28. Bryant, R.W. and Mahler, D.B. (2007). Volumetric contraction in some tooth-coloured restorative materials. *Australian Dental Journal*, 52(2), pp.112–117.
29. Brzović-Rajić, V., Miletić, I., Gurgan, S., Peroš, K., Verzak, Ž. and Ivanišević-Malčić, A. (2018). Fluoride release from glass ionomer with nano filled coat and varnish. *Acta Stomatologica Croatica*, 52(4), pp.307–313.

30. Burrow, M.F., Nopnakeepong, U. and Phrukkanon, S. (2002) 'A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin', *Dental Materials*, 18(3), pp. 239–245. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(01\)00041-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00041-0).
31. Buzalaf, M.A., Hannas, A.R., Magalhães, A.C., Rios, D., Honório, H.M. and Delbem, A.C. (2010). pH-cycling models for in vitro evaluation of the efficacy of fluoridated dentifrices for caries control: strengths and limitations. *Journal of Applied Oral Science*, 18(4), pp. 316–334. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572010000400002>
32. Calvo, A.F.B., Alves, F.B.T., Lenzi, T.L., Raggio, D.P. et al. (2014) 'Glass ionomer cements bond stability in caries-affected primary dentin', *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 48, pp. 183–187. doi:10.1016/j.ijadhadh.2013.09.047.
33. Carey, C.M., Spencer, M., Gove, R.J. and Eichmiller, E.C. (2003). Fluoride release from a resin-modified glass-ionomer cement in a continuous flow system: effect of pH. *Journal of Dental Research*
34. Cehreli, Z.C., Akca, T. and Altay, N. (2003). Bond strengths of polyacid-modified resin composites and a resin-modified glass-ionomer cement to primary dentin. *American Journal of Dentistry*, 16(Spec No), pp. 47A–50A.
35. Chau, N.P., Pandit, S., Cai, J.N., Lee, M.H. and Jeon, J.G. (2015). Relationship between fluoride release rate and anti-cariogenic biofilm activity of glass ionomer cements. *Dental Materials*, 31(4), pp.e100–e108. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.12.016>
36. Cheetham, J.J., Palamara, J.E., Tyas, M.J. and Burrow, M.F. (2014). A comparison of resin-modified glass-ionomer and resin composite polymerisation shrinkage stress in a wet environment. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, pp.33–41.
37. Chi, D.L. and Scott, J.M. (2019). Added sugar and dental caries in children: a scientific update and future steps. *Dental Clinics of North America*, 63(1), pp.17–33.
38. Colquhoun, H. and Klumperman, B. (2013) 'Self-healing polymers', *Polymer Chemistry*, 4, pp. 4832–4833.
39. Chu, C.H., Lo, E.C. and Lin, H.C. (2002). Effectiveness of silver diamine fluoride and sodium fluoride varnish in arresting dentin caries in Chinese pre-school children. *Journal of Dental Research*, 81(11), pp.767–770.
40. Cifuentes-Jiménez, C.C., Bolaños-Carmona, M.V., Enrich-Essvein, T., González-López, S. and Álvarez-Lloret, P. (2023). Evaluation of the remineralizing capacity of silver diamine fluoride on demineralized dentin under pH-cycling conditions. *Journal of Applied Oral Science*, 31, e20220306. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2022-0306>.
41. Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
42. Conrads, G. and About, I. (2018). Pathophysiology of dental caries. *Monographs in Oral Science*, 27, pp.1–10.
43. Crisp, S., Lewis, B.G. and Wilson, A.D. (1976). Glass ionomer cements: chemistry of erosion. *Journal of Dental Research*, 55(6), pp.1032–1041. <https://doi.org/10.1177/00220345760550060501>
44. Czarnecka, B., Deregoska-Nosowicz, P., Limanowska-Shaw, H. and Nicholson, J.W. (2007). Shear bond strengths of glass-ionomer cements to sound and to prepared carious dentine. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(5), pp.845–849.

45. Dawes, C. (2008). Salivary flow patterns and the health of hard and soft oral tissues. *Journal of the American Dental Association*, 139(Suppl), pp. 18S–24S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0351>.
46. Demirel, A., Orhan, A.I. i Büyüksungur, A. (2023) ‘The assessment of internal adaptation and fracture resistance of glass ionomer and resin-based restorative materials applied after different caries removal techniques in primary teeth: an in-vitro study’, *PeerJ*, 11, e14825. doi:10.7717/peerj.14825
47. De Barra, E. and Hill, R.G. (1998). Influence of alkali metal ions on the fracture properties of glass polyalkenoate (ionomer) cements. *Biomaterials*, 19(6), pp.495–502. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00129-4](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00129-4)
48. De Barra, E. and Hill, R.G. (2000). Influence of glass composition on the properties of glass polyalkenoate cements. Part III: influence of fluorite content. *Biomaterials*, 21(6), pp.563–569. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(99\)00215-x](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(99)00215-x)
49. De Witte, A.M., De Maeyer, E.A., Verbeeck, R.M.H. and Martens, L.C. (2000). Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. *Biomaterials*, 21, pp.475–482.
50. Dias, A.G.A., Magno, M.B., Delbem, A.C.B., Cunha, R.F., Maia, L.C. and Pessan, J.P. (2018). Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in class II restorations in primary teeth: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 73, pp.1–13.
51. van Dijken, J.W. (1996). Four-year evaluation of the effect of 10% polyacrylic acid or water rinsing pretreatment on retention of glass polyalkenoate cement. *European Journal of Oral Sciences*, 104(1), pp.64–66.
52. Duangthip, D., Jiang, M., Chu, C.H. and Lo, E.C. (2015). Non-surgical treatment of dentin caries in preschool children: systematic review. *BMC Oral Health*, 15, p.44.
53. Duggal, M., Gizani, S., Albadri, S., Krämer, N., Stratigaki, E., Tong, H.J., Seremidi, K., Kloukos, D., BaniHani, A., Santamaría, R.M., Hu, S., Maden, M., Amend, S., Boutsiouki, C., Bekes, K., Lygidakis, N., Frankenberger, R., Monteiro, J., Anttonen, V., Leith, R., Sobczak, M., Rajasekharan, S. and Parekh, S. (2022). Best clinical practice guidance for treating deep carious lesions in primary teeth: an EAPD policy document. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 23(5), pp.659–666.
54. Earl, M.S.A., Hume, W.R. and Mount, G.J. (1985). Effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass-ionomer cement surface. *Australian Dental Journal*, 30(4), pp.298–301.
55. Ebaya, M.M., Ali, A.I. and Mahmoud, S.H. (2019). Evaluation of marginal adaptation and microleakage of three glass ionomer-based class V restorations: in vitro study. *European Journal of Dentistry*, 13(4), pp.599–606. <https://doi.org/10.1055/s-0039-3401435>
56. Edgar, W.M. (1992). Saliva: its secretion, composition and functions. *British Dental Journal*, 172(8), pp. 305–312. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4807861..>
57. Enax, J., Fändrich, P., Schulze Zur Wiesche, E. and Epple, M. (2024). The remineralization of enamel from saliva: A chemical perspective. *Dentistry Journal*, 12(11), p. 339. <https://doi.org/10.3390/dj12110339>
58. Faccin, E.S., Ferreira, S.H., Kramer, P.F., Ardenghi, T.M. and Feldens, C.A. (2009). Clinical performance of ART restorations in primary teeth: a survival analysis. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 33(4), pp.295–298.

59. Fano, L., Fano, V., Ma, W., Wang, X. and Zhu, F. (2004). Hydrolytic degradation and cracks in resin-modified glass-ionomer cements. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 69(1), pp.87–93.
60. Featherstone, J.D. (1999). Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 27(1), pp.31–40.
61. Featherstone, J.D. (2000). The science and practice of caries prevention. *Journal of the American Dental Association*, 131(7), pp.887–899.
62. Fejerskov, O., Nyvad, B. and Kidd, E. (eds.) (2015). *Dental Caries: The Disease and its Clinical Management*. 3rd ed. Chichester: Wiley-Blackwell.
63. Foley, J., Evans, D. and Blackwell, A. (2004). Partial caries removal and cariostatic materials in carious primary molar teeth: a randomised controlled clinical trial. *British Dental Journal*, 197(11), pp.697–701.
64. Forsten, L. (1990). Short- and long-term fluoride release from glass ionomers and other fluoride-containing filling materials in vitro. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 98, pp.179–185.
65. Forsten, L. (1995). Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta Odontologica Scandinavica*, 53(4), pp.222–225. <https://doi.org/10.3109/00016359509005976>
66. Forsten, L. (1998). Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials*, 19(6), pp.503–508. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00130-0](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00130-0)
67. da Franca, C., Colares, V. and van Amerongen, E. (2011). Two-year evaluation of the atraumatic restorative treatment approach in primary molars class I and II restorations. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 21(4), pp.249–253.
68. François, P., Fouquet, V., Attal, J.P. and Dursun, E. (2020). Commercially available fluoride-releasing restorative materials: a review and a proposal for classification. *Materials*, 13(10), p.2313. <https://doi.org/10.3390/ma13102313>
69. Franzon, R., Guimarães, L.F., Magalhães, C.E., Haas, A.N. and Araujo, F.B. (2014). Outcomes of one-step incomplete and complete excavation in primary teeth: a 24-month randomized controlled trial. *Caries Research*, 48(5), pp.376–383.
70. Frencken, J.E., Songpaisan, Y., Phantumvanit, P. and Pilot, T. (1994). An atraumatic restorative treatment (ART) technique: evaluation after one year. *International Dental Journal*, 44(5), pp.460–464.
71. Frencken, J.E., van Amerongen, W.E., Phantumvanit, P., Songpaisan, Y. and Pilot, T. (1997). *Manual for the atraumatic restorative treatment approach to control dental caries*. Nijmegen: WHO Collaborating Centre for Oral Health Care Planning and Future Scenarios.
72. Frencken, J.E., van't Hof, M.A., Taifour, D. and Al-Zaher, I. (2007). Effectiveness of ART and traditional amalgam approach in restoring single-surface cavities in posterior teeth of permanent dentitions in school children after 6.3 years. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 35(3), pp.207–214.
73. Fung, M.H.T., Duangthip, D., Wong, M.C.M., Lo, E.C.M. and Chu, C.H. (2018). Randomized clinical trial of 12% and 38% silver diamine fluoride treatment. *Journal of Dental Research*, 97(2), pp.171–178.
74. Fusayama, T. and Terachima, S. (1972). Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *Journal of Dental Research*, 51(3), p.866.

75. Fusayama, T. (1979). Two layers of carious dentin: diagnosis and treatment. *Operative Dentistry*, 4(2), pp. 63–70.
76. Fusayama, T. (1997). The process and results of revolution in dental caries treatment. *International Dental Journal*, 47(3), pp.157–166.
77. Gale, M.S. and Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), pp.89–99.
78. Gao, S.S., Zhao, I.S., Hiraishi, N., Duangthip, D., Mei, M.L., Lo, E.C.M. and Chu, C.H. (2016). Clinical trials of silver diamine fluoride in arresting caries among children: a systematic review. *JDR Clinical & Translational Research*, 1(3), pp.201–210.
79. Gaintantzopoulou, M.D., Gopinath, V.K. and Zinelis, S. (2017). Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), pp.1063–1070. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1848-6>.
80. Garcia, S.J. (2014) ‘Effect of polymer architecture on the intrinsic self-healing character of polymers’, *European Polymer Journal*, 53, pp. 118–125.
81. Ge, K.X., Lam, W.Y.-H., Chu, C.H. i Yu, O.Y. (2024) ‘Updates on the clinical application of glass ionomer cement in restorative and preventive dentistry’, *Journal of Dental Sciences*, 19(Suppl. 1), pp. S1–S9. doi:10.1016/j.jds.2024.07.021
82. van Gemert-Schriks, M.C., van Amerongen, W.E., ten Cate, J.M. and Aartman, I.H. (2007). Three-year survival of single- and two-surface ART restorations in a high-caries child population. *Clinical Oral Investigations*, 11(4), pp.337–343. <https://doi.org/10.1007/s00784-007-0138-8>
83. Ghavami-Lahiji, M., Firouzmanesh, M., Bagheri, H., Jafarzadeh Kashi, T.S., Razazpour, F. and Behroozibakhsh, M. (2018). The effect of thermocycling on the degree of conversion and mechanical properties of a microhybrid dental resin composite. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 43(2), e26. <https://doi.org/10.5395/rde.2018.43.e26>.
84. Ghilotti, J., Fernández, I., Sanz, J.L., Melo, M. and Llena, C. (2023). Remineralization potential of three restorative glass ionomer cements: an in vitro study. *Journal of Clinical Medicine*, 12(6), p.2434.
85. Gjorgievska, E., Nicholson, J.W., Iljovska, S. and Slipper, I.J. (2008). Marginal adaptation and performance of bioactive dental restorative materials in deciduous and young permanent teeth. *Journal of Applied Oral Science*, 16(1), pp.1–6.
86. Goldberg, M. (2020). Enamel and dentin carious lesions. *JSM Dentistry*, 8(1), p.1120.
87. Gürler, S., Demirel, A. and Buyuksungur, A. (2025). The evaluation of internal adaptation of glass ionomer restorations applied after the use of different cavity conditioners in primary teeth: an in-vitro study. *BMC Oral Health*, 25(1), p.36. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05339-7>
88. Habib, S.I., Yassen, A.A. and Bayoumi, R.E. (2021). Influence of nanocoats on the physicomaterial properties and microleakage of bulk-fill and resin-modified glass ionomer cements: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 22(1), pp. 62–68.
89. Hara, M. (1993). *Polyelectrolytes: science and technology*. New York: Marcel Dekker.
90. Hatibović-Kofman, S. and Koch, G. (1991). Fluoride release from glass ionomer cement in vivo and in vitro. *Swedish Dental Journal*, 15(6), pp.253–258.

91. Hegde, D., Suprabha, B.S. and Rao, A. (2024). Silver modified atraumatic restorative treatment: a paradigm shift in dental caries management. *Primary Dental Journal*, 13(2). Available at: <https://doi.org/10.1177/20501684241249545>
92. Hesse, D., Bonifácio, C.C., Guglielmi, C.A., Bönecker, M., van Amerongen, W.E. and Raggio, D.P. (2016). Bilayer technique and nano-filled coating increase success of approximal ART restorations: a randomized clinical trial. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 26(3), pp.231–239.
93. Hill, R.G. and Wilson, A.D. (1988). Some structural aspects of glasses used in ionomer cements. *Glass Technology*, 29, pp.150–188.
94. Hornsby, P.R. (1980). Dimensional stability of glass-ionomer cements. *Journal of Chemical Technology and Biotechnology*, 30(10), pp.595–601.
95. Hosoya, Y., Tadokoro, K., Inoue, T., Miyazaki, M. and Tay, F.R. (2013). Effect of SI-R20401 to remineralize artificial incipient enamel lesions in primary teeth. *Journal of Oral Science*, 55(4), pp. 301–310. <https://doi.org/10.2334/josnusd.55.301>.
96. Hosoya, Y. and Tay, F.R. (2014). Bonding ability of 4-META self-etching primer used with 4-META/MMA-TBB resin to enamel and dentine: primary vs permanent teeth. *Journal of Dentistry*, 42(4), pp.425–431.
97. Ilie, N., Hickel, R., Valceanu, A.S. and Huth, K.C. (2012). Fracture toughness of dental restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, 16, pp.489–498.
98. Innes, N.P.T., Evans, D.J.P. and Stirrups, D.R. (2011). Sealing caries in primary molars: randomized control trial, 5-year results. *Journal of Dental Research*, 90(12), pp.1405–1410.
99. Innes, N.P. and Evans, D.J. (2015). Managing caries in primary teeth. *BDJ Team*, 1, p.14118.
100. Innes, N.P., Ricketts, D., Chong, L.Y., Keightley, A.J., Lamont, T. and Santamaria, R.M. (2015). Preformed crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2015(12), p.CD005512.
101. Innes, N.P., Frencken, J.E., Bjørndal, L., Maltz, M., Manton, D.J., Ricketts, D., Van Landuyt, K., Banerjee, A., Campus, G., Doméjean, S., Fontana, M., Leal, S., Lo, E., Machiulskiene, V., Schulte, A., Splieth, C., Zandona, A. and Schwendicke, F. (2016). Managing carious lesions: consensus recommendations on terminology. *Advances in Dental Research*, 28(2), pp.49–57.
102. Ismail, H.S., Morrow, B.R., Ali, A.I., Mehesen, R.E., Garcia-Godoy, F. and Mahmoud, S.H., 2022. Correlation between different methodologies used to evaluate the marginal adaptation of proximal dentin gingival margins elevated using a glass hybrid. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 47(4), p.e36.
103. Jones, G. and Taylor, G. (2018). Glass ionomer or composite resin for primary molars. *Evidence-Based Dentistry*, 19(3), pp.86–87.
104. Joves, G.J., Inoue, G., Nakashima, S., Sadr, A., Nikaido, T. and Tagami, J. (2013). Mineral density, morphology and bond strength of natural versus artificial caries-affected dentin. *Dental Materials Journal*, 32(1), pp.138–143.
105. Kanehira, M., Ishihata, H., Araki, Y., Takahashi, H., Sasaki, K. and Finger, W.J. (2019). Effect of artificial saliva on permeability of dentin treated with phosphate containing desensitizer measured by digital flow meter. *Dental Materials Journal*, 38(6), pp. 963–969. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-134>.

106. Kazak, M., Toz Akalin, T. and Esen, F. (2025) ‘Comparison of water sorption and water solubility properties of current restorative materials with different contents’, *European Journal of Dentistry*, 19(1), pp. 248–254. <https://doi.org/10.1055/s-0044-1789270>
107. Khan, M., Maran, S., Khan, R., Rawal, A., Jain, P. and Khan, A. (2025). Microleakage between conventional GIC, RMGIC and glass hybrid bulkfill restorative system to restore class I cavities in primary molars: An in vitro study. *Bioinformation*, 21(5), pp. 1279–1285.
108. Kuhn, E., Reis, A., Campagnoli, E.B., Chibinski, A.C., Carrilho, M.R. and Wambier, D.S. (2016).Effect of sealing infected dentin with glass ionomer cement on the abundance and localization of MMP-2, MMP-8, and MMP-9 in young permanent molars in vivo, *International Journal of Paediatric Dentistry*. 26(2), pp. 125–133. <https://doi.org/10.1111/ipd.12167>
109. Kielbassa, A.M., Oehme, E.P., Shakavets, N. and Wolgin, M. (2021). In vitro wear of (resin-coated) high-viscosity glass ionomer cements and glass hybrid restorative systems. *Journal of Dentistry*, 105, p.103554.
110. Kidd, E.A.M. and Fejerskov, O. (2004). *Dental caries: the disease and its clinical management*. 2nd ed. Oxford: Blackwell Munksgaard.
111. Kidd, E.A. (2004). How ‘clean’ must a cavity be before restoration? *Caries Research*, 38(3), pp.305–313.
112. Kidd, E.A. and Fejerskov, O. (2004). What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *Journal of Dental Research*, 83(Spec No C), pp.C35–C38. <https://doi.org/10.1177/154405910408301s07>
113. Kim, Y.G. and Hirano, S. (1999). Setting shrinkage and hygroscopic expansion of resin-modified glass-ionomer in experimental cylindrical cavities. *Dental Materials Journal*, 18(1), pp.63–75.
114. Kitasako, Y., Hiraishi, N., Nakajima, M., Nikaido, T., Tagami, J. and Nomura, S. (2002). In vitro surface analysis of active and arrested dentinal caries using a pH-imaging microscope. *Operative Dentistry*, 27(4), pp.354–359.
115. Klinge, R.F. (2001). Further observations on tertiary dentin in human deciduous teeth. *Advances in Dental Research*, 15, pp.76–79.
116. Knight, G.M. (2016). The benefits and limitations of glass-ionomer cements and their use in contemporary dentistry. In: S.K. Sidhu, ed. *Glass-ionomers in dentistry*. Cham: Springer, pp.223–239. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-22626-2\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-319-22626-2_3)
117. Koyuturk, A.E., Ozmen, B., Cortcu, M., Tokay, U., Tosun, G. and Erhan Sari, M. (2014). Effects of Er:YAG laser on bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin. *Microscopy Research and Technique*, 77(4), pp.282–288.
118. Kunzelmann, K.H., Bürkle, V. and Bauer, C. (2003). Two-body and three-body wear of glass ionomer cements. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 13, pp.434–440.
119. Leung, V.W. and Darvell, B.W. (1997). Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *Journal of Dentistry*, 25(6), pp. 475–484. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00068-1](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00068-1)
120. Lohbauer, U. (2009). Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?— Properties, limitations and future trends. *Materials*, 3(1), pp.76–96.
121. Long, T.E., Duke, E.S. and Norling, B.K. (1986). Polyacrylic acid cleaning of dentin and glass ionomer bond strengths. *Journal of Dental Research*, 65(Special Issue), p.345 (Abstract No. 1583).

122. Lowenstein, W. (1954). The distribution of aluminium in the tetrahedra of silicates and aluminates. *American Mineralogist*, 39, pp.92–96.
123. Łosiewicz, B., Osak, P., Kubisztal, J. and Górka-Kulikowska, K. (2023). Effect of artificial saliva modification on the corrosion resistance and electronic properties of Bego Wirobond® C dental alloys. *Applied Sciences*, 13(22), p. 12185. <https://doi.org/10.3390/app132212185>
124. Lussi, A., Hellwig, E., Zero, D. and Jaeggi, T. (2006). Erosive tooth wear: diagnosis, risk factors and prevention. *American Journal of Dentistry*, 19(6), pp.319–325.
125. Maaly, T., Darweesh, F.A. and Elnawawy, M.S. (2025). Ion release, microhardness and enamel demineralization resistance of new bioactive restorative materials. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 17(6), pp.e656–e664.
126. Malhotra, S., Bhullar, K.K., Kaur, S., Malhotra, M., Kaur, R. and Handa, A. (2022). Comparative evaluation of compressive strength and flexural strength of GC Gold Hybrid, GIC conventional and resin-modified glass-ionomer cement. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 14(Suppl 1), pp.S214–S216.
127. Maltz, M., Oliveira, E.F., Fontanella, V. and Carminatti, G. (2007). Deep caries lesions after incomplete dentine caries removal: 40-month follow-up study. *Caries Research*, 41(6), pp. 493–496. <https://doi.org/10.1159/000109349>
128. Marković, D.Lj., Petrović, B.B. and Perić, T.O. (2008). Fluoride content and recharge ability of five glass ionomer dental materials. *BMC Oral Health*, 8, p.21. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-8-21>
129. Marquezan, M., Corrêa, F.N., Sanabe, M.E., Rodrigues Filho, L.E., Hebling, J., Guedes-Pinto, A.C. and Mendes, F.M. (2009). Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Archives of Oral Biology*, 54(12), pp. 1111–1117. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2009.09.007>.
130. Marquezan, M., Osorio, R., Ciamponi, A.L. and Toledano, M. (2010). Resistance to degradation of bonded restorations to simulated caries-affected primary dentin. *American Journal of Dentistry*, 23(1), pp. 47–52.
131. Marquezan, M., Skupien, J.A., da Silveira, B.L. and Ciamponi, A. (2011). Nanoleakage related to bond strength in RM-GIC and adhesive restorations. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 12(1), pp. 15–21. doi:10.1007/BF03262773.
132. Marsh, P.D. (2006). Dental plaque as a biofilm and a microbial community: implications for health and disease. *BMC Oral Health*, 6(Suppl 1), p.S14.
133. Masih, S., Thomas, A.M., Koshy, G. and Joshi, J. (2011). Comparative evaluation of the microleakage of two modified glass ionomer cements on primary molars: An in vivo study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(2), pp. 135–139.
134. McCabe, J.F. (1998). Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*, 19(6), pp.521–527.
135. McCabe, J.F., Yan, Z., Al Naimi, O.T., Mahmoud, G. and Rolland, S.L. (2009). Smart materials in dentistry—future prospects. *Dental Materials Journal*, 28(1), pp.37–43. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.3>
136. McLean, J.W. i Wilson, A.D. (1977) ‘The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications’, *Australian Dental Journal*, 22(2), pp. 120–127. doi:10.1111/j.1834-7819.1977.tb04463.x

137. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. and De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), pp. e100–e121. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>
138. Mei, M.L., Li, Q.L., Chu, C.H., Lo, E.C. and Samaranayake, L.P. (2013). Antibacterial effects of silver diamine fluoride on multi-species cariogenic biofilm on caries. *Annals of Clinical Microbiology and Antimicrobials*, 12, p.4.
139. Mei, M.L., Lo, E.C.M. and Chu, C.H. (2018). Arresting dentine caries with silver diamine fluoride: what's behind it? *Journal of Dental Research*, 97(7), pp.751–758.
140. Mijan, M.C., Leal, S.C., Bronkhorst, E.M. and Frencken, J.E. (2018). Are clinically successful amalgam and ART restorations in primary molars microgap free? *Journal of Adhesive Dentistry*, 20(1), pp.25–32. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a39963>.
141. Miletić, I., Baraba, A., Basso, M., Pulcini, M.G., Marković, D., Perić, T., Ozkaya, C.A. and Turkun, L.S. (2020). Clinical performance of a glass-hybrid system compared with a resin composite in the posterior region: results of a 2-year multicenter study. *Journal of Adhesive Dentistry*, 22(3), pp.235–247.
142. Miletić, I., Baraba, A., Krmek, S.J., Perić, T., Marković, D., Basso, M., Ozkaya, C.A., Kemaloglu, H. and Turkun, L.S. (2024). Clinical performance of a glass-hybrid system in comparison with a resin composite in two-surface class II restorations: a 5-year randomised multi-centre study. *Clinical Oral Investigations*, 28(1), p.104.
143. Mitra, S.B. and Conway, W.T. (1994). Coefficient of thermal expansion of some methacrylate modified glass ionomers. *Journal of Dental Research*, 73, p. 219.
144. Mjör, I.A. and Toffenetti, F. (2000). Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence International*, 31(3), pp.165–179.
145. Morales-González, S.E., Ramírez-Ortega, P.J. and Barrera-Ortega, C.C. (2022). Comparison of compressive strength of four restorative glass ionomers used in paediatric dentistry. *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research*, 42(2), p.00678.
146. Mori, D. (2020). Comparison of compressive strength and fluoride release of GIC restoratives [abstract]. *Journal of Dental Research*, 99(Special Issue A), p.1856.
147. Moshaverinia, M., Navas, A., Jahedmanesh, N., Shah, K.C., Moshaverinia, A. and Ansari, S. (2019). Comparative evaluation of the physical properties of a reinforced glass ionomer dental restorative material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(2), pp.154–159.
148. Mount, G.J., Makinson, O.F. and Peters, M.C. (1996). The strength of auto-cured and light-cured materials: the shear punch test. *Australian Dental Journal*, 41(2), pp.118–123.
149. El Mourad, A.M. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *Open Dentistry Journal*, 12, pp. 664–678. doi:10.2174/1745017901814010664
150. Murray, H.W. and Smith, D.C. (1994). The effect of acid challenges on the chemical stability of glass-ionomer cements. *Journal of Dental Research*, 73(6), pp.1270–1276.
151. Najeeb, S., Khurshid, Z., Zafar, M.S., Khan, A.S., Zohaib, S., Martí, J.M., Sauro, S., Matinlinna, J.P. and Rehman, I.U. (2016). Modifications in glass ionomer cements: nano-sized fillers and bioactive nanoceramics. *International Journal of Molecular Sciences*, 17(7), p.1134.
152. Ngo, H., Mount, G.J. and Peters, M.C. (1997). A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. *Quintessence International*, 28(1), pp.63–69.

153. Nicholson, J.W., Czarnecka, B. and Limanowska-Shaw, H. (1999). The long-term interaction of dental cements with lactic acid solutions. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 10(8), pp.449–452.
154. Nicholson, J. (2016). The history and background to glass-ionomer dental cements. In: *Glass-ionomers in dentistry*. Cham: Springer, pp.1–24.
155. Nicholson, J.W., Sidhu, S.K. and Czarnecka, B. (2023). Fluoride exchange by glass-ionomer dental cements and its clinical effects: a review. *Biomaterials Investigation in Dentistry*, 10(1), p.2244982. <https://doi.org/10.1080/26415275.2023.2244982>
156. Nozari, A., Parvizi, F., Jowkar, Z., Haji Abbas Oghli, F., Askari, H. and Hamidi, S.A. (2025). Investigation of the combined impact of zinc oxide nanoparticles and bacterial cellulose nanocrystals on the bond strength to dentin and fracture resistance of resin-modified glass ionomer cement in primary molars. *Clinical and Experimental Dental Research*, 11(5), e70224. <https://doi.org/10.1002/cre2.70224>
157. Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K. and Hume, W.R. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 17(1), pp.34–39.
158. Ong, J., Yap, A.U., Hong, J.Y., Eweis, A.H. and Yahya, N.A. (2018). Viscoelastic properties of contemporary bulk-fill restoratives: a dynamic-mechanical analysis. *Operative Dentistry*, 43(3), pp.307–314.
159. Paffenbarger, G.C., Schoonover, I.C. and Souder, W. (1938). Dental silicate cements: physical and chemical properties and a specification. *Journal of the American Dental Association*, 25(3), pp.32–87.
160. Perera, D., Yu, S.C.H., Zeng, H., Meyers, I.A. and Walsh, L.J. (2020). Acid resistance of glass ionomer cement restorative materials. *Bioengineering*, 7(4), p.150.
161. Perić, T., Marković, E., Marković, D. and Petrović, B. (2021). Meta-analysis of in-vitro bonding of glass-ionomer restorative materials to primary teeth. *Materials*, 14(14), p.3915.
162. Perić, T., Vulović, J., Petrović, B., Kuzmanović Pfcicer, J., Beloica, M., Racić, A., Miletić, I., Marković, D. and Nicholson, J.W. (2024). Bond strength of glass-hybrid and glass-ionomer materials to sound and caries-affected primary dentine. *Materials and Technology*. doi:10.17222/mit.2024.1339
163. Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, P. and Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review. *Dental Materials*, 21, pp.864–881.
164. Pitts, N.B., Zero, D.T., Marsh, P.D., Ekstrand, K., Weintraub, J.A., Ramos-Gomez, F., Tagami, J., Twetman, S., Tsakos, G. and Ismail, A. (2017). Dental caries. *Nature Reviews Disease Primers*, 3, p.17030.
165. Philip, N. and Suneja, B. (2023). The revolutionary evolution in carious lesion management. *Journal of Conservative Dentistry*, 26(3), pp.249–257.
166. Powis, D.R., Follerås, T., Merson, S.A. and Wilson, A.D. (1982). Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *Journal of Dental Research*, 61(12), pp.1416–1422.
167. Peterson, A.M., Kothapalli, H., Rahmathullah, M.A.M. and Palmese, G.R. (2012) ‘Investigation of interpenetrating polymer networks for self-healing applications’, *Composites Science and Technology*, 72, pp. 330–336.

168. Perdigão, J. (2010). Dentin bonding—variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), pp. e24–e37. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.149>
169. Петровић, Б.Б., Перић, Т.О. и Марковић, Д.Љ. (2008). Анализа међуспоја гласјономерног материјала и глеђи и дентина млечних зуба. *Хемијска индустрија*, 62(3), стр. 211–216.
170. Ricketts, D., Innes, N. and Schwendicke, F. (2018). Selective removal of carious tissue. *Monographs in Oral Science*, 27, pp.82–91.
171. Roberts, H., Berzins, D. and Nicholson, J. (2022). Long-term water balance evaluation in glass ionomer restorative materials. *Materials*, 15(3), p.807. <https://doi.org/10.3390/ma15030807>
172. Ruengrungsom, C., Palamara, J.E.A. and Burrow, M.F. (2018). Comparison of ART and conventional techniques on clinical performance of glass-ionomer cement restorations in load bearing areas of permanent and primary dentitions: a systematic review. *Journal of Dentistry*, 78, pp.1–21.
173. Ruff, R.R., Barry-Godín, T. and Niederman, R. (2023). Effect of silver diamine fluoride on caries arrest and prevention: the CariedAway school-based randomized clinical trial. *JAMA Network Open*, 6(2), p.e2255458.
174. Salam, A.E.A., Ismail, H.S. and Hamama, H. (2025). Evaluation methods of artificial demineralization protocols for coronal dentin: a systematic review of laboratory studies. *BMC Oral Health*, 25(1), p. 621. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05885-8>
175. Samadzadeh, M., Boura, S.H., Peikari, M., Kasiriha, S. and Ashraf, A. (2010) ‘A review on self-healing coatings based on micro/nanocapsules’, *Progress in Organic Coatings*, 68, pp. 159–164.
176. Santamaria, R.M., Innes, N.P., Machiulskiene, V., Evans, D.J. and Splieth, C.H. (2014). Caries management strategies for primary molars: 1-year randomized control trial results. *Journal of Dental Research*, 93(11), pp.1062–1069.
177. Santamaria, R.M., Innes, N.P., Machiulskiene, V., Evans, D.J., Alkilzy, M. and Splieth, C.H. (2015). Acceptability of different caries management methods for primary molars in a RCT. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 25(1), pp.9–17.
178. Santamaría, R. and Innes, N. (2018). Sealing carious tissue in primary teeth using crowns: the Hall technique. *Monographs in Oral Science*, 27, pp.113–123.
179. Santamaría, R.M., Abudrya, M.H., Gül, G., Mourad, M.S., Gomez, G.F. and Zandona, A.G.F. (2020). How to intervene in the caries process: dentin caries in primary teeth. *Caries Research*, 54(4), pp.306–323.
180. Santos, A.P., Moreira, I.K., Scarpelli, A.C., Pordeus, I.A., Paiva, S.M. and Martins, C.C. (2016). Survival of adhesive restorations for primary molars: a systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Pediatric Dentistry*, 38(5), pp.370–378.
181. Scholtanus, J.D. and Huysmans, M.C. (2007). Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *Journal of Dentistry*, 35, pp.156–162.
182. Schwendicke, F., Paris, S. and Tu, Y.K. (2015). Effects of using different criteria for caries removal: a systematic review and network meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(1), pp.1–15. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.10.004>

183. Schwendicke, F., Frencken, J.E., Bjørndal, L., Maltz, M., Manton, D.J., Ricketts, D., Van Landuyt, K., Banerjee, A., Campus, G., Doméjean, S., Fontana, M., Leal, S., Lo, E., Machiulskiene, V., Schulte, A., Splieth, C., Zandona, A.F. and Innes, N.P. (2016). Managing carious lesions: consensus recommendations on carious tissue removal. *Advances in Dental Research*, 28(2), pp.58–67.
184. Schwendicke, F. (2017). Contemporary concepts in carious tissue removal: a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(6), pp.403–408.
185. Schroth, R.J., Bajwa, S., Lee, V.H.K., Mittermuller, B.A., Singh, S., Cruz de Jesus, V., Bertone, M. and Chelikani, P. (2024). An open-label, parallel-group, randomized clinical trial of different silver diamine fluoride application intervals to arrest dental caries. *BMC Oral Health*, 24(1), p.1036.
186. Seemann, R., Flury, S., Pfefferkorn, F., Lussi, A. and Noack, M.J. (2014). Restorative dentistry and restorative materials over the next 20 years: a Delphi survey. *Dental Materials*, 30(4), pp.442–448.
187. Shagale, A.M., Aby, H., Prabhakar, A.R., Deepak, B.M. and Reddy, G.S. (2020). Clinical performance of Equia Forte: A glass hybrid GIC versus Tetric N Ceram; a bulk fill composite in class II carious primary molars: A 12-month split mouth clinical trial. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 6(4), pp. 435–440.
188. Shiozawa, M., Takahashi, H. and Iwasaki, N. (2014). Fluoride release and mechanical properties after 1-year water storage of recent restorative glass ionomer cements. *Clinical Oral Investigations*, 18(4), pp.1053–1060.
189. Shirani, F., Ravanbod, S. and Sehat, M.S. (2025). Impact of silver diamine fluoride on composite resin bond strength: an in vitro study with various adhesive systems. *Heliyon*, 11(2), p.e41731.
190. Sidhu, S.K. and Watson, T.F. (1995). Resin-modified glass ionomer materials: a status report for the American Journal of Dentistry. *American Journal of Dentistry*, 8(1), pp.59–67.
191. Sidhu, S.K. and Nicholson, J.W. (2016). A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), p.16. <https://doi.org/10.3390/jfb7030016>
192. Smith, D.C. (1968). A new dental cement. *British Dental Journal*, 125(9), pp.381–384.
193. Smith, D.C. (1982). Composition and characteristics of dental cements. In: D.C. Smith and D.F. Williams, eds. *Biocompatibility of dental materials. Vol. II*. Boca Raton: CRC Press, pp.153–175.
194. Splieth, C.H., Ekstrand, K.R., Alkilzy, M., Clarkson, J., Meyer-Lueckel, H., Martignon, S., Paris, S., Pitts, N.B., Ricketts, D.N. and van Loveren, C. (2010). Sealants in dentistry: outcomes of the ORCA Saturday Afternoon Symposium (2007). *Caries Research*, 44(1), pp.3–13.
195. Sreebny, L.M. (2000). Saliva in health and disease: an appraisal and update. *International Dental Journal*, 50(3), pp. 140–161. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595x.2000.tb00554.x>.
196. Стаменковић, Д., ур., 2003. *Stomatološki materijali. Knjiga 1*. Београд: Стоматолошки факултет.
197. Šalinović, I., Stunja, M., Schauerl, Z., Verzak, Ž., Ivanišević Malčić, A. and Brzović Rajić, V. (2019). Mechanical properties of high viscosity glass ionomer and glass hybrid restorative materials. *Acta Stomatologica Croatica*, 53(2), pp.125–131

198. Takagi, S., Liao, H. and Chow, L.C. (2000). Effect of tooth-bound fluoride on enamel demineralization/remineralization in vitro. *Caries Research*, 34(4), pp.281–288.
199. Tay, F.R., Smales, R.J., Ngo, H., Wei, S.H.Y. and Pashley, D.H. (2001). Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 3(2), pp.153–167.
200. Techa-Ungkul, C. and Sakoolnamarka, R. (2021). The effect of dentin age on the microshear bond strength and microleakage of glass-ionomer cements. *Gerodontology*, 38(3), pp. 259–266.
201. Theuns, H.M., van Dijk, J.W., Driessens, F.C. and Groeneveld, A. (1985). Effect of time, degree of saturation, pH and acid concentration of buffer solutions on the rate of in vitro demineralization of human enamel. *Archives of Oral Biology*, 30(1), pp. 37–42. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(85\)90022-6](https://doi.org/10.1016/0003-9969(85)90022-6).
202. Thomas, H.A., Singh, N., Thomas, A.M., Masih, S., Cherian, J.M. and Varghese, K.G. (2024). Effect of protective coating agents on microleakage and flexural strength of glass ionomer cement and zirconomer: an in vitro study. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 25(1), pp.57–63. <https://doi.org/10.1007/s40368-023-00853-8>
203. Tedesco, T.K., Calvo, A.F., Lenzi, T.L., Hesse, D., Guglielmi, C.A., Camargo, L.B., Gimenez, T., Braga, M.M. and Raggio, D.P. (2017). ART is an alternative for restoring occlusoproximal cavities in primary teeth: evidence from an updated systematic review and meta-analysis. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 27(3), pp.201–209.
204. Tjäderhane, L. (2015). Dentin bonding: can we make it last? *Operative Dentistry*, 40(1), pp. 4–18. <https://doi.org/10.2341/14-095-BL>
205. Вуловић, М.Д., Белоица, Д., Гајић, М., Стевановић, Р., Ивановић, М.Д., Царевић, М.Р., Вулићевић, З.Р. и Марковић, Д.Љ. (2005) Превентивна стоматологија. 2. измењено и допуњено издање. Београд: Стоматолошки факултет Универзитета у Београду.
206. Wambier, D.S., dos Santos, F.A., Guedes-Pinto, A.C., Jaeger, R.G. and Simionato, M.R. (2007). Ultrastructural and microbiological analysis of the dentin layers affected by caries lesions in primary molars treated by minimal intervention. *Pediatric Dentistry*, 29(3), pp.228–234.
207. Wawrzyńczak, A., Kłos, J., Nowak, I. and Czarnecka, B. (2021). Surface studies on glass powders used in commercial glass-ionomer dental cements. *Molecules*, 26(17), p.5279.
208. Wang, Y., Spencer, P. and Walker, M.P. (2007). Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 81(2), pp. 279–286. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.30981>.
209. Wani, M.A., Khattri, S., Hassan, N., Siddiqui, S., Amir, M. and Jafar, M.S. (2023). Evaluation of remineralizing efficiency of two calcium-based non-fluoridated remineralizing agents for the prevention of white spot lesions (WSL): A comparative FESEM & EDS in-vitro study. *International Journal of Oral Health Dentistry*, 9(2), pp. 106–113. <https://doi.org/10.18231/j.ijohd.2023.020>
210. Wilson, A.D. and Kent, B.E. (1972). A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *British Dental Journal*, 132(4), pp.133–135. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4802810>
211. Wilson, A.D. (1974). Alumino-silicate polyacrylic acid cement. *British Polymer Journal*, 6(3), pp.165–179.

212. Wilson, A.D. and Crisp, S. (1975). Ionomer cements. *British Polymer Journal*, 7(5), pp.319–329. <https://doi.org/10.1002/pi.4980070502>
213. Wilson, A.D., Crisp, S. and Abel, G. (1977). Characterization of glass-ionomer cements. 4. Effect of molecular weight on physical properties. *Journal of Dentistry*, 5, pp.117–120
214. Wilson, A.D. (1978). The chemistry of dental cements. *Chemical Society Reviews*, 7(2), pp.265–296.
215. Wilson, A.D., Paddon, J.M. and Crisp, S. (1979). The hydration of dental cements. *Journal of Dental Research*, 58, pp.1065–1071.
216. Wilson, A.D., Crisp, S. and Paddon, J.M. (1981). The hydration of a glass-ionomer (ASPA) cement. *British Polymer Journal*, 13, pp.66–70
217. Wilson, A.D. and McLean, J.W. (1988). *Glass-ionomer cement*. Chicago: Quintessence Publishing.
218. Wilson, P.R. and Beynon, A.D. (1989). Mineralization differences between human deciduous and permanent enamel measured by quantitative microradiography. *Archives of Oral Biology*, 34(2), pp.85–88.
219. Wilson, A.D. and Nicholson, J.W. (1993). *Acid-base cements*. Cambridge: Cambridge University Press.
220. Wilson, A.D. (1996). Acidobasicity of oxide glasses used in glass ionomer cements. *Dental Materials*, 12(1), pp.25–29.
221. Wilson, G.O., Andersson, H.M., White, S.R., Sottos, N.R., Moore, J.S. and Braun, P.V. (2010) ‘Self-healing polymers’, in *Encyclopedia of Polymer Science and Technology*. Hoboken, NJ: Wiley-Interscience.
222. World Health Organization (2022). *Almost half of the world’s population suffer from oral diseases* [online]. Geneva: WHO. Available at: <https://www.who.int/multi-media/details/almost-half-of-the-worlds-population-suffer-from-oral-diseases> [Accessed 25 Aug 2024].
223. Worner, H.K. and Docking, A.R. (1958). Dental materials in the tropics. *Australian Dental Journal*, 3(3), pp.215–229.
224. Wu, D.Y., Meure, S. and Solomon, D. (2008) ‘Self-healing polymeric materials: a review of recent developments’, *Progress in Polymer Science*, 33, pp. 479–522.
225. Xu, Y., Xu, M., Zhang, W., Feng, X., Zhan, J., Zhang, Y. and Chen, X. (2025). Risk factors of early childhood caries among preschool children in Shanghai, China: a longitudinal study. *Frontiers in Oral Health*, 6, p.1635569.
226. Yilmaz, Y., Gürbüz, T. and Koçoğulları, M.E. (2005). The influence of various conditioner agents on the interdiffusion zone and microleakage of a glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth. *Operative Dentistry*, 30(1), pp.105–112.
227. Yip, H.K., Tay, F.R., Ngo, H.C., Smales, R.J. and Pashley, D.H. (2001). Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dental Materials*, 17(5), pp.456–470. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00007-0](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00007-0)
228. Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P., Vanherle, G. and Wakasa, K. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial–hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research*, 79(2), pp.709–714. <https://doi.org/10.1177/00220345000790020301>

229. Yuan, Y., Yin, T., Rong, M. and Zhang, M. (2008) 'Self-healing in polymers and polymer composites. Concepts, realization and outlook: a review', *Express Polymer Letters*, 2, pp. 238–250.
230. Zachariasen, W.H. (1932). The atomic arrangement in glass. *Journal of the American Chemical Society*, 54(10), pp.3841–3851. <https://doi.org/10.1021/ja01349a006>
231. Zainuddin, N., Karpukhina, N., Hill, R.G. and Law, R.V. (2009). A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by <sup>27</sup>Al MAS-NMR spectroscopy. *Dental Materials*, 25(3), pp.290–295. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.07.008>
232. Zheng, F.M., Yan, I.G., Duangthip, D., Gao, S.S., Lo, E.C.M. and Chu, C.H. (2022). Silver diamine fluoride therapy for dental care. *Japanese Dental Science Review*, 58, pp.249–257.
233. Zoergiebel, J. and Ilie, N. (2013). An in vitro study on the maturation of conventional glass ionomer cements and their interface to dentin. *Acta Biomaterialia*, 9(12), pp.9529–9537. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.08.010>

## Биографија

Др Јелена З. Вуловић (девојачко Костовић) рођена је 14. марта 1992. године у Косовској Митровици, Република Србија. Основно образовање (1999–2007) и средње образовање – гимназију, природно-математички смер (2007–2011), завршила је у Косовској Митровици као носилац Вукове дипломе.

Интегрисане академске и мастер студије стоматологије уписала је 2011. године на Стоматолошком факултету Универзитета у Београду, а дипломирала 2017. године са темом „Примена глас-јономерних материјала у рестаурацији млечних зуба”, из уже научне области Дечја и превентивна стоматологија. Током студија остварила је просечну оцену 8,51 (осам и 51/100).

Приправнички стаж обавила је у Заводу за здравствену заштиту радника железница Србије и на Стоматолошком факултету Универзитета у Београду (2017–2018), након чега је положила стручни испит за доктора стоматологије.

Докторске академске студије стоматологије – трећи степен, студијски програм „Базична и клиничка истраживања у стоматологији”, уписује 2018. године на Стоматолошком факултету Универзитета у Београду.

Учесник је пројекта Министарско здравља Републике Србије „Програм унапређења оралног здравља деце и омладине у Републици Србији” у оквиру програма „Превентивна и здравствена заштита” (2019).

У звање сарадника у настави за ужу научну област Дечја и превентивна стоматологија изабрана је 2022. године на Медицинском факултету Универзитета у Приштини са привременим седиштем у Косовској Митровици, где је била ангажована до 2023. године. Тренутно је запослена у Дому здравља Звечан.

---

### Преглед објављених научних и стручних радова:

1. **Vulovic Jelena**, Kosutic Vukasin, Kojic Sanja, Milic Lazar, Kuzmanovic-Pficer Jovana, Petrovic Bojan, Racic Aleksandar, Zivkovic Marko, Peric Tamara (2026). *Characteristics of Interface Zone Between Glass-Based Restorative Materials and Sound and Caries-Affected Primary Dentine. MATERIALS*, vol. 19, br. 3, art. no. 568  
(Kategorija M21; IF2 2024 = 3.2, IF5 2024 = 3.5, JCI 2024 = 0.55)
2. Lazic Dragoslav, Bojovic Milan, Blagojevic Milan, **Vulovic Jelena**, Jovanovic Sanja (2026). *Stress distribution in endocrowns with different materials and loading conditions: a FEM study. ACTA OF BIOENGINEERING AND BIOMECHANICS*. DOI: 10.37190/abb/218065 [Accepted: 11th February 2026]  
(Kategorija M23; IF2 2024 = 0.8, IF5 2024 = 1.0, JCI 2024 = 0.22)
3. Peric Tamara, **Vulovic Jelena**, Petrovic Bojan, Kuzmanovic-Pficer Jovana, Beloica Milos, Racic Aleksandar, Miletic Ivana, Markovic Dejan, Nicholson John (2025). *Bond Strength of Glass-Hybrid and Glass-Ionomer Materials to Sound and Caries-Affected Primary Dentine. MATERIJALI I TEHNOLOGIJE*, vol. 59, br. 2, str. 275–280  
(Kategorija M23; IF2 2024 = 0.8, IF5 2024 = 0.7, JCI 2024 = 0.14)
4. Peric Tamara, Campus Guglielmo Giuseppe, Markovic Evgenija, Petrovic Bojan, Soldatovic Ivan, Vukovic Ana, Kilibarda Biljana, **Vulovic Jelena**, Markovic Jovan,

#### Саопштења на домаћим научним скуповима:

1. Ратковић М, **Костовић Ј**. Компаративне вредности компјутеризованог томографског метода и стандардног ортопантомографског метода у дијагностиковању трауматских лезија сплахнокранијума. 56. Национални конгрес студената биомедицинских наука Србије са интернационалним учешћем, Врњачка Бања, 2015.
  2. **Костовић Ј**, Вучетић Ј. Страх од стоматолога и како га превазићи. 57. Национални конгрес студената биомедицинских наука Србије са интернационалним учешћем, Сребрно језеро, 2016.
  3. Манојловић С, **Костовић Ј**. Естетске карактеристике површине различитих композитних материјала. 58. Национални конгрес студената биомедицинских наука Србије са интернационалним учешћем, Копаоник, 2017.
  4. **Костовић Ј**, Манојловић С. Микропропустљивост глас-јономер цемената у млечној дентицији. 58. Национални конгрес студената биомедицинских наука Србије са интернационалним учешћем, Копаоник, 2017.
  5. **Костовић Ј**, Перић Т. Микропропустљивост ГЈЦ-а на млечној и сталној дентицији. Пролећни симпозијум стоматолога *UDPSS*, Београд, 2021.
  6. Бекан А, Перић Т, **Костовић Ј**. Знања и ставови стоматолога према процени ризика за настанак каријеса. Јесењи симпозијум стоматолога *UDPSS*, Београд, 2021.
  7. Бранковић В, Перић Т, **Костовић Ј**. Навике у исхрани и одржавању оралне хигијене деце узраста 3–6 година. Јесењи симпозијум стоматолога *UDPSS*, Београд, 2021.
  8. **Вуловић Ј**, Перић Т, Рацић А, Кузмановић Пфићер Ј. Јачина везе глас-хибридних и глас-јономерних материјала са дентином млечних зуба. VI конгрес дечје стоматологије, Београд, 2024.
- 

#### Саопштења на међународним научним скуповима:

1. Перић Т, **Костовић Ј**, Вучетић Ј, Марковић Д, Петровић Б, Петровић В. *Dental fear and its relationship to oral health in children. IADR / PER Congress*, Јерусалим, 2016.
2. **Костовић Ј**, Перић Т. *Microleakage of glass-ionomer cements in primary dentition. 23rd BaSS Congress*, Јаши, Румунија, 2018.
3. Перић Т, Филиповић К, **Костовић Ј**, Петровић Б, Марковић Д. *Attitudes of dental students and young dentists towards caries-risk assessment. CED-IADR/NOF Oral Health Research Congress*, 2019; Abstract 0264.
4. **Вуловић Ј**. *Does the first visit influence current attitudes towards dental interventions? CED/NOF-IADR Oral Health Research Congress*, Женева, Швајцарска, 2024.
5. **Вуловић Ј**. *Microleakage glass-ionomer cement on primary and permanent dentition. Poster presentation. 29th Balkan Stomatological Society Congress*, Београд, Србија, 2025.

## Изјава о ауторству

Име и презиме аутора **Јелена Вуловић**

Број индекса **4005/2018**

### Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

**„АНАЛИЗА ОДНОСА ГЛАС-ЈОНОМЕР И ГЛАС-ХИБРИДНИХ ЦЕМЕНАТА СА КАРИЈЕСОМ ИЗМЕЊЕНИМ ДЕНТИНОМ МЛЕЧНИХ ЗУБА”**

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

**Потпис аутора**

У Београду, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## **Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада**

Име и презиме аутора **Јелена Вуловић**

Број индекса **4005/2018**

Студијски програм **Докторске академске студије**

Наслов рада **„АНАЛИЗА ОДНОСА ГЛАС-ЈОНОМЕР И ГЛАС-ХИБРИДНИХ ЦЕМЕНАТА СА КАРИЈЕСОМ ИЗМЕЊЕНИМ ДЕНТИНОМ МЛЕЧНИХ ЗУБА”**

Ментор **проф.др Тамара Перић**

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датумодбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

**Потпис аутора**

У Београду, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић” да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

**„АНАЛИЗА ОДНОСА ГЛАС-ЈОНОМЕР И ГЛАС-ХИБРИДНИХ ЦЕМЕНАТА СА  
КАРИЈЕСОМ ИЗМЕЊЕНИМ ДЕНТИНОМ МЛЕЧНИХ ЗУБА”**

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци. Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

Потпис аутора

У Београду, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**1. Ауторство.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

**2. Ауторство – некомерцијално.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

**3. Ауторство – некомерцијално – без прерада.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

**4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

**5. Ауторство – без прерада.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

**6. Ауторство – делити под истим условима.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.