

**УНИВЕРЗИТЕТ „ГОЦЕ ДЕЛЧЕВ“ – ШТИП**  
**Република Северна Македонија**  
**Факултет за медицински науки**  
**Дентална медицина**



**“КОМПАРАТИВНА АНАЛИЗА НА БОЈА ПРИ ЗАВРШНА ПОВРШИНСКА  
ОБРАБОТКА НА МЕТАЛ-КЕРАМИЧКИ И ЦИРКОНИУМСКИ ФИКСНО-  
ПРОТЕТИЧКИ КОНСТРУКЦИИ ВО ФРОНТАЛНА РЕГИЈА - IN VITRO  
СТУДИЈА”**

**“COMPARATIVE ANALYSIS OF COLOR DURING FINAL SURFACE  
PROCESSING OF METAL-CERAMIC AND ZIRCONIUM FIXED-PROSTHETIC  
CONSTRUCTIONS IN THE FRONTAL REGION - IN VITRO STUDY”**

**Ментор**

**Проф. д-р Киро Папакоча**

**Екстерен ментор**

**Проф. д-р Мирјана Бошковиќ**

**Кандидат**

**Д-р Љубица Прошева Пеливанова**

**број на индекс: 31162**

**Штип**

**ноември 2025**

**Интерен ментор: проф. д-р Киро Папакоча**

Редовен професор на Факултет за медицински науки, при Универзитет „Гоце Делчев“ во Штип, област Дентална имплантологија

**Екстерен ментор: проф. д-р Мирјана Бошковиќ**

Вонреден професор на Медицински факултет, Универзитет во Ниш, Република Србија, интегрирани студии по стоматологија, област Стоматолошка протетика

**Членови на комисија за оценка и одбрана:**

**Претседател: проф. д-р Катерина Златановска**

Вонреден професор на Факултет за медицински науки, при Универзитет „Гоце Делчев“ во Штип, област Стоматолошка протетика

**Член: проф. д-р Ивона Ковачевска**

Редовен професор на Факултет за медицински науки, при Универзитет „Гоце Делчев“ во Штип, област Ендодонција

**Член: проф. д-р Ерол Шабанов**

Редовен професор во пензија на Стоматолошки факултет Универзитет „Кирил и Методиј“ - Скопје, област Стоматолошка протетика

**Научно поле: Базични и клинички истражувања во денталната медицина**

**Научна област: Стоматолошка протетика**

**Датум на одбрана: 05.11.2025**

**Датум на промоција:**

---

## БЛАГОДАРНОСТ

Изразувам длабока благодарност до мојот ментор, проф. д-р. Киро Папакоча, за неговата неизмерна поддршка што несебично ја споделуваше во текот на целокупниот процес на изработка на оваа докторска дисертација. Неговата посветеност и трпение беа од непроценливо значење за моето академско и професионално изградување.

Посебна благодарност упатувам на проф. д-р Мирјана Бошковиќ, која како екстерен ментор со своите стручни совети и континуирана поддршка даде значителен придонес кон реализацијата на ова истражување. Искрено се заблагодарувам и на проф. д-р Весна Велиќ за професионалната статистичка обработка и анализа на податоците.

Колегите кои несебично ми помагаа и ме поддржуваа при спроведување на истражувањето.

Сакам да им се заблагодарам на моето семејство за сета поддршка што ме туркаше и сè уште ме турка напред.

Горан, ти благодарам за бескрајното трпение и тивка сила со која ме придружуваше на секој чекор од овој долг пат. Ти благодарам што ме следеше дури и кога патеката стануваше стрмна, што веруваше во мене дури и кога јас се двоумев, што беше моето засолниште и мојата храброст.

На мојата Пела, моето најчисто светло, ти благодарам што беше толку трпелива, што ми дозволи да бидам и мајка и истражувач, што го понесе својот дел од жртвата без да го знаеш тоа. Твојата насмевка ми беше најголемата инспирација и мојот тивок потсетник зошто вреди да се истрае. „Сите мои победи и златни медали не ми значат ништо кога сум без вас—сè е поинаку, посјајно, повистинито кога сте со мене...“

## **РЕЦЕНЗИРАНИ И ОБЈАВЕНИ ТРУДОВИ ПРОИЗЛЕЗЕНИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО**

1. Optical properties and Color perception in Esthetic Dentistry: Literature Review (IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS)),
  2. The Influence of Lighting Conditions on Color Difference ( $\Delta E$ ) in Glazed Fixed Prosthetic Restorations: A Comparative Study (IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS)),
  3. Polishing vs. Glazing: contemporary trends and experimental color analysis on a phantom model (International Journal Knowledge)
  4. Limitations and challenges of spectrophotometric colors analysis of fixed prosthetic restorations (International Journal Knowledge)
-

**„КОМПАРАТИВНА АНАЛИЗА НА БОЈА ПРИ ЗАВРШНА ПОВРШИНСКА  
ОБРАБОТКА НА МЕТАЛ-КЕРАМИЧКИ И ЦИРКОНИУМСКИ ФИКСНО-  
ПРОТЕТИЧКИ КОНСТРУКЦИИ ВО ФРОНТАЛНА РЕГИЈА - IN VITRO  
СТУДИЈА“**

**КРАТОК ИЗВАДОК**

**Вовед:** Во современата дентална медицина, изборот на материјали за фиксно-протетички конструкции е од клучно значење за постигнување на високо естетски и функционални резултати. Метал-керамичките и циркониумските конструкции се најчесто користени во фронталната регија, каде естетските карактеристики се најважни. Завршната обработка на овие материјали игра важна улога во постигнување на посакуваната боја и природен изглед.

**Цел:** Целта на оваа in vitro студија е да се изврши компаративна анализа на бојата со помош на дигитална спектрофотометарска анализа на метал-керамички, целосно циркониумски фиксно-протетички и циркониумски фиксно протетички конструкции со вестибуларно нанесена керамика, во однос на завршната површинска обработка, односно полирање и глазирање.

**Материјал и метод:** Изработени се коронки на анатомски фантомски модел за вежби на студенти KavoTM, DPS Epoch modell кои ги поседува Универзитетот „Гоце Делчев“ - Штип. Коронките кои се вклучени во истражувањето се изработени за горен лев централен инцизив, а бојата е одредена според клуч на боја Vitaran Classical во нијанса A2, а за студијата бојата ја одредуваме и ја мериме со неконтактен интраорален спектрофотометар (апарат за дигитално одредување на боја) со оптичка геометрија 45/0° ShadePilotTM (Degu Dent, Germany) кој е во сопственост на Стоматолошката лабораторија за научно-истражувачка работа во рамки на Факултетот за медицински науки при Универзитетот „Гоце Делчев“ - Штип.

Анализата и читањето на податоците од спектрофотометарот ги спроведуваме во соодветниот софтвер Windows Software Version 3.01.1007a, кој е патентиран за овој уред. Станува збор за ин витро студија која опфаќа вкупно 180 примероци класифицирани во 3 групи со 2 подгрупи по 30 примероци. Групите се поделени на метал керамички конструкции (60), циркониумски фиксно протетски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика (60) и циркониумски фиксно протетски конструкции (60). Секоја група содржи две

подгрупи и тоа по 30 примероци во подгрупа, а истите се полирани конструкции до висок сјај и глазирани конструкции.

Спектрофотометарските анализи на изработените коронки се одредуваат, според средна вредност на бојата на забот како и во три третини на забот од вестибуларна страна и тоа во гингивална третина, средна и во инцизална третина. Спектрофотометриските мерења на конструкциите се спроведуваат на дневна светлина и под рефлектор.

**Резултати:** Во студијата беа анализирани 180 коронки (метал-керамички, целосно циркониски и циркониски со нанесена керамика), поделени во полиран и глазиран подгрупи. Спектрофотометриските мерења на  $\Delta E$  вредностите под дневна и рефлекторна светлина открија статистички значајни разлики помеѓу групите на материјали ( $p < 0.05$ ), при што најниски  $\Delta E$  вредности конзистентно беа регистрирани кај глазираните наслојувани циркониски коронки. Најголеми разлики во боја беа забележани кај полираниот целосно циркониски материјал, особено под дневна светлина. Кај сите материјали, глазирањето доведе до намалување на  $\Delta E$  вредностите во споредба со полираните примероци.

Најизразени меѓугрупни разлики беа забележани во инцизалната третина. И покрај статистичката значајност кај одредени споредби, сите средни  $\Delta E$  вредности останаа во рамките на клинички прифатливите граници. Овие наоди ја истакнуваат стабилноста на глазираните реставрации во различни услови на осветлување, потврдувајќи ја нивната клиничка сигурност во естетската стоматологија.

**Заклучок:** Истражувањето потврди дека бојната усогласеност и транспарентноста на фиксно-протетички конструкции значајно зависат од типот на материјалот, површинската обработка, условите на осветлување и позицијата на мерење. Глазираните површини и стратифицираните циркониумски конструкции со нанесена керамика покажаа најдобри естетски резултати, особено во инцизалната зона. Природната светлина овозможи попрецизна проценка на бојата.

Овие наоди имаат важни клинички импликации за изборот на материјал и техника за постигање оптимална естетика.

**Клучни зборови:** боја, спектрофотометар, фантом, глазирање, полирање, естетика

**“COMPARATIVE ANALYSIS OF COLOR DURING FINAL SURFACE  
PROCESSING OF METAL-CERAMIC AND ZIRCONIUM FIXED-PROSTHETIC  
CONSTRUCTIONS IN THE FRONTAL REGION - IN VITRO STUDY”**

**Abstract**

**Introduction:** In contemporary dental medicine, the selection of materials for fixed prosthodontic restorations is of crucial importance for achieving highly aesthetic and functional outcomes. Metal-ceramic and zirconia-based restorations are among the most commonly used options in the anterior region, where aesthetic characteristics are paramount. The final surface treatment of these materials plays a significant role in attaining the desired shade and a natural appearance.

**Aim:** The aim of this in vitro study is to perform a comparative color analysis using digital spectrophotometric evaluation of metal-ceramic, monolithic zirconia fixed prosthodontic restorations, and zirconia restorations with vestibular ceramic layering, in relation to the final surface treatment, specifically polishing and glazing.

**Material and methods:** Crowns were fabricated on an anatomical phantom model for student exercises (Kavo™, DPS Epoxy model) owned by the University “Goce Delchev” - Shtip. The crowns included in this study were designed for the maxillary left central incisor, and the initial shade selection was performed using the Vitapan Classical shade guide in shade A2. For the purposes of the study, the tooth color was determined and measured using a non-contact intraoral spectrophotometer (digital shade-matching device) with optical geometry 45/0°, ShadePilot™ (DeguDent, Germany), which is owned by the Dental Laboratory for Scientific Research at the Faculty of Medical Sciences, University “Goce Delchev” - Shtip. The analysis and reading of the data from the spectrophotometer were conducted using the corresponding software Windows Software Version 3.01.1007a, which is patented for this device.

This is an in vitro study comprising a total of 180 samples classified into three groups with two subgroups of 30 samples each. The groups were divided into metal-ceramic restorations (60 samples), zirconia fixed prosthodontic restorations with vestibular ceramic layering (60 samples), and monolithic zirconia fixed prosthodontic restorations (60 samples). Each group included two subgroups of 30 samples: one

subgroup consisted of highly polished restorations and the other of glazed restorations.

Spectrophotometric analyses of the fabricated crowns were conducted by measuring both the overall mean color of the tooth and the color within three distinct zones on the vestibular surface: the cervical third, the middle third, and the incisal third. Spectrophotometric measurements of the restorations were performed under both natural daylight conditions and artificial lighting provided by a dental reflector.

**Results:** The study analyzed 180 crowns (metal-ceramic, full-contour zirconia, and veneered zirconia), divided into polished and glazed subgroups. Spectrophotometric measurements of  $\Delta E$  values under daylight and reflector light revealed significant differences between material groups ( $p < 0.05$ ), with veneered glazed crowns consistently showing the lowest  $\Delta E$  values. The highest color differences were recorded in full-contour polished zirconia, especially under daylight. Across all materials, glazing resulted in lower  $\Delta E$  values compared to polishing. The most pronounced intergroup differences were observed in the incisal third. Despite statistical significance in certain comparisons, all mean  $\Delta E$  values remained within clinically acceptable limits. These findings highlight the stability of glazed restorations across different lighting conditions, supporting their clinical reliability in esthetic dentistry.

**Conclusion:** The study confirmed that the color matching and translucency of fixed prosthetic restorations are significantly influenced by the type of material, surface treatment, lighting conditions, and measurement position. Glazed surfaces and stratified zirconia restorations with veneered ceramics demonstrated superior aesthetic outcomes, particularly in the incisal region. Natural lighting enabled more accurate color assessment.

These findings have important clinical implications for the selection of materials and techniques to achieve optimal aesthetics.

**Key Words:** color, spectrophotometer, phantom model, glazing, polishing, aesthetics

## СОДРЖИНА

<b>1. ВОВЕД .....</b>	<b>10</b>
<b>2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА .....</b>	<b>17</b>
<b>3. ЦЕЛ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО.....</b>	<b>68</b>
<b>4. МЕТОДИ НА ИСТРАЖУВАЧКАТА РАБОТА .....</b>	<b>70</b>
<b>5. СТАТИСТИЧКА ОБРАБОТКА.....</b>	<b>78</b>
<b>6. РЕЗУЛТАТИ.....</b>	<b>79</b>
<b>7. ДИСКУСИЈА .....</b>	<b>162</b>
<b>8. ЗАКЛУЧОК.....</b>	<b>184</b>
<b>9. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА .....</b>	<b>188</b>

## 1. ВОВЕД

Во секојдневната социјална интеракција, усните и забите се меѓу првите аспекти кои се забележуваат кај соговорникот. Естетски привлечната насмевка и негуваниот изглед на забите значајно придонесуваат кон формирањето на позитивен впечаток за поединецот, влијаејќи врз неговата социјална перцепција и самодоверба. Современите пациенти се сè повеќе информирани и свесни за естетските аспекти на оралното здравје, имајќи пристап до широк спектар на информации и најнови стоматолошки достигнувања. Тие сè почесто се јавуваат со прецизно дефинирани очекувања и високи естетски барања. За овие пациенти, одржувањето на оралното здравје не е доволно, постои зголемена потреба за постигнување и одржување на естетски совршена насмевка.

Фиксно-протетичката терапија има за цел да обезбеди долготрајно функционално и естетско враќање на стоматогнатниот систем. Во современата стоматолошка пракса, естетиката сè повеќе се етаблира како примарен критериум за успешност на протетските интервенции, особено кога станува збор за реставрации во фронталниот дел на забниот лак. Иако желбата за природна и атрактивна насмевка отсекогаш била присутна, денес таа е издигната над ниво на основно очекување од страна на пациентите.

Еден од најголемите предизвици во современата дентална медицина, особено во областа на фиксната стоматолошка протетика, претставува постигнувањето на естетски природен изглед на реставрациите преку прецизна имитација на оптичките својства на природните заби. Современите реставративни материјали се стремат не само кон враќање на функционалноста на стоматогнатниот систем, туку и кон обезбедување на високи естетски стандарди, кои се клучни за задоволството на пациентот.

Меѓу најчесто користените материјали се **керамичките материјали** и се сметаат за „златен стандард“ во естетската стоматологија, пред сè поради нивната способност да репродуцираат природни оптички својства, како што се транслуценцијата, бојата, опалесценцијата и рефлексивноста на светлина. Тие овозможуваат постигнување на супериорна естетика и хармонична интеграција со природната дентиција, што е особено важно при изработка на реставрации во фронталната регија (Vichi, Ferrari, & Davidson, 2004; Heffernan et al., 2002)

Познавањето на оптичките својства и соодветната примена на керамичките материјали во специфичните клинички случаи се од суштинско значење за олеснување на работниот процес на терапевтот. Ова не само што овозможува поголема прецизност и ефикасност во спроведувањето на реставративните процедури, туку и придонесува за повисоко ниво на информираност и соработка со пациентот, што е критично за изградба на доверба и задоволство (Binici Aygün et al., 2025; Douglas & Steinhauer, 2007; Heffernan et al., 2002). Реставративната стоматолошка протетика се претставува како синтеза на уметност и наука, при што естетската вредност и функционалната издржливост мора да бидат соодветно интегрирани (Joiner, 2004).

Метал-керамичките реставрации, иако со децении се сметани за златен стандард во фиксната протетика, се соочуваат со значителни естетски ограничувања предизвикани од металната подлога. Имено, таа го попречува преминот на упадната светлина, што резултира со намалена транслуценција и создавање на „безживотен“ визуелен ефект, што е неприфатливо во современата естетска стоматологија (Heffernan et al., 2002; Zarone, Russo, & Sorrentino, 2011). Затоа, во потрага по естетски супериорни решенија, Pissis (1995) ја опишува развиената техника за изработка на безметални керамички реставрации, како што е моноблок техниката, кои нудат подобра пропустливост на светлината и природен изглед. (Binici Aygün et al., 2025).

Поради долгогодишната препознатливост на стоматолошката керамика како материјал кој најадекватно ги имитира природните анатомски и оптички карактеристики на забите, целосно керамичките реставрации се поставуваат како прв избор при третман на естетски комплексни случаи (Pietrobon & Paul, 1997).

На пазарот постојат бројни целосно керамички системи. Меѓу нив, подобрениот литиум-дисиликатен стаклокерамички систем (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Лихтенштајн) наиде на голем интерес поради бројот на позитивни својства што ги комбинира. Се карактеризира со висока цврстина на виткање (350 – 450 МПа) (Guazzato, Albakry, Ringer, & Swain, 2004), релативно едноставна техника на производство позната по метал-керамичките реставрации (техника на согорување на восок), одлична интеграција со тврдите

забни ткива по атхезиско цементирање и по супериорни естетски својства (Cattell, Knowles, Clarke, & Lynch, 1999).

Кога се дискутираат естетските својства на современите стоматолошки материјали, една од најзначајните предности на стаклокерамиката е нејзината семитранслуценција, својство што овозможува делумно пропуштање на светлината низ материјалот. Оваа карактеристика игра суштинска улога во постигнувањето на природен визуелен ефект, со што финалната реставрација добива автентичен изглед, блиску до оптичките квалитети на природните дентални ткива (Heffernan et al., 2002). Естетската перцепција на стоматолошките реставрации е во голема мера условена од нивната боја, која претставува еден од првите визуелни параметри што ги забележуваат пациентите, особено кога се работи за фронталниот сегмент на забниот низ (Douglas & Steinhauer, 2007).

Прецизното усогласување на бојата помеѓу реставрацијата и соседните природни заби е клучен предуслов за постигнување на естетски прифатлив и клинички успешен резултат (Joiner, 2004). Иако современите целосно керамички системи нудат подобрени оптички својства и повисока естетска вредност во споредба со традиционалните материјали, сепак не постои апсолутна гаранција за идеално реплицирање на природната боја (Pietrobon & Paul, 1997). Во специфични клинички ситуации, неопходно е да се направат дополнителни интервенции, како модификација на подлогата или примена на надградбени материјали, со цел да се оптимизира конечниот визуелен ефект (Binici Aygün et al., 2025).

Дополнително, реставрациите изработени од керамика со висок степен на транслуценција овозможуваат поголемо продирање и пренесување на светлината кон подлогата. Како резултат на тоа, бојата и карактеристиките на подлогата стануваат значаен фактор во дефинирањето на финалната естетика на реставрацијата, со што процесот на прецизно репродуцирање на бојата се комплицира (Heffernan et al., 2002; Zarone, Russo, & Sorrentino, 2011).

Во клиничката ситуација, реставрацијата не претставува само посебен слој од керамика, туку формира целина со дентинот на препарираниот заб и системот за прицврстување, т.е. цементот (Barath et al., 2003). Затоа, бојата на керамичката реставрација во усната празнина на пациентот се одредува не само од бојата на забната керамика, туку и од нејзината дебелина, бојата и

дебелината на цементот како и од бојата на носачот (Vichi, Ferrari, & Davidson, 2000). Следствено, во некои случаи, дури и правилно избраната боја на керамиката може на крајот да не резултира со саканата боја на реставрацијата бидејќи не е координирана со бојата на основното забно ткиво и системот за цементирање.

Усогласувањето на бојата на реставрацијата со природните заби не е важна за успехот на реставративна или протетичката терапија, но може да биде одлучувачки фактор за прифаќање на терапијата од страна на пациентот. Задоволството од изгледот на забите е директно поврзано со самовербата на пациентот. Затоа успешната имитација на бојата е важен аспект на секоја терапија чија цел е насочена кон надоместување на изгубеното забно ткиво. Се со цел да се постигне поголем естетски резултат, важен предуслов е познавање на концептот на бојата, разбирање и примена на долго познатите основни принципи на науката за бојата во стоматолошката протетика.

Прецизното одредување на бојата на забите претставува предизвик за голем број на стоматолози и забни техничари. Визуелната метода со користење на клучевите за одредување на боја претставува најчест метод за одредување на бојата на забите (Rosenstiel, Fujimoto, & Land, 2006; Shillingburg et al., 1997). Наизглед овој начин на одредување претставува едноставен метод каде се споредуваат бојата на примерокот од клучот за боја со присутниот природен заб, но овој начин често доведува до грешки кои може да се движат од мали грешки до целосно промашување на бојата (Culpepper, 1970).

Апаратите кои се користат за инструментално одредување на боја значително го олеснуваат овој процес, но поради комплексноста и цената на чинење сè уште во пракса не се доволно често застапени (Pizamiglio, 1991; Rugh, Johnston, & Hesse, 1991; Davis, Johnston, & Saba, 1994; Johnston, Ma, & Kienle, 1995; Johnston, Hesse, Davis, & Seghi, 1996; Horn, Bulan-Brady, & Hicks, 1998).

Како што истакнуваат Borbely et al. (2010) и Dagg et al. (2004) успехот на визуелниот начин на одредување на бојата на забите зависи од опкружувањето како фактор како и интерпретацијата на набљудувачот.

Кај факторот опкружување може да се вбројат сите фактори кои се наоѓаат во опкружувањето на пациентот и може да имаат влијание на конечниот резултат во одредувањето на бојата на забите. Осветлувањето претставува еден од најбитните фактори на опкружувањето (Gage & Macbeth, 1936).

Природната дневна светлина генерално се смета за најсоодветна за точно одредување на бојата на забите, бидејќи овозможува репрезентативна и балансирана осветленост на боите. Сепак, ограниченото присуство на природна светлина или нејзината варијабилност, како што се промените во интензитетот и спектралниот состав во различни периоди од денот, може да резултира со отстапувања и грешки при проценката на бојата (Wyszecki & Stiles, 2000; Whittle & Challands, 1969). Истражувањата покажуваат дека перцепцијата на бојата е подложна на влијанието на осветлувањето и на околината, што ја истакнува важноста од стандарди во одредувањето на бојата (Paul et al., 2002).

Во стоматолошките ординации и во заботехничките лаборатории најчесто се користат вештачките извори на светлина. Овие извори на светлина можат да бидат различни видови на тавански светилки како и ламби кои се прицврстени на работните маси (халогени светилки, LED светилки, неонски цевки, инкадесцентни светилки), рефлектори на стоматолошки столчиња (најчесто се користат халогени или LED светлина). Овие извори на светлина обично не можат да обезбедат соодветни услови за осветлување (Salata et al., 2016). Со цел прецизно определување на бојата на забите, во современата стоматолошка пракса сè почеста е употребата на специјализирани извори на светлина со контролирана спектрална композиција. Според Курд и соработниците овие извори се колориметриски корегирани за да реплицираат неутрална бела дневна светлина, создавајќи оптимални услови за објективно и конзистентно одредување на бојата на забите. (Curd, Jasinevicius, Graves, Cox, & Sadan, 2006).

Боите кои го опкружуваат пациентот, пред сè боите на сидовите и таванот, бојата на стоматолошката компреса, можат да влијаат на успехот од одредувањето на бојата на забите. Сивата боја ги „одмара“ очите и не рефлектира светлина, па една од препораките е употреба на неутрална светло-сива компреса при одредување на бојата на забите (Dudea et al., 2016). Според Чу и соработниците (2004) кармините, пудрата, накитот како и облеката со светли бои може негативно да влијаат на процесот на одредување на бојата на забите.

Обликот на коронката на забот, текстурата на вестибуларната површина на забите, конзервативните и протетските реставрации, влажноста на површината на забот како и хигиената на усната празнина и забите се исто така важни фактори. Тие можат да доведат до различен одраз на светлината од

површината на забот и на тој начин може да влијаат на резултатот од одредувањето на бојата на забот. (Foster, 2003; Foster et al., 2001).

Клучевите за одредување на бојата на забите претставуваат значаен фактор во процесот на селекција на соодветна боја. Прилагодувањето на стандардизираните скали за боја кон најчесто присутните нијанси кај популацијата, како и адекватната покриеност на целиот простор на денталната боја, имаат суштинско влијание врз прецизноста и успехот на конечниот избор на боја (Swift, Hammel, & Lund, 1994).

Човечкиот фактор игра клучна улога во визуелниот метод за одредување на бојата на забите. Способноста да се согледаат боите зависи првенствено од здравјето на органот за вид. Луѓето кои имаат нарушена перцепција на боја не се во можност прецизно да ја одредат бојата на забите, што може негативно да влијае врз естетскиот резултат на реставрациите (Davison & Myslinski, 1990). Високите диоптриски аномалии, како и носењето на контактни леќи—особено затемнети или обоени—можат значително да ја нарушат прецизноста на визуелната перцепција на боите. Дополнително, присуството на одредени системски заболувања, како и употребата на специфични фармаколошки агенси, може да влијаат врз точноста на согледувањето и проценката на бојата (Carsten, 2003). Покрај наведените фактори, голем број клинички студии се занимаваат со влијанието на искуството, образованието, возраста и полот врз способноста за правилно одредување на бојата на забите (Davison & Myslinski, 1990; McMaugh, 1977; Meijering, Roeters, Mulder, & Creugers, 1997). Овие истражувања покажуваат дека одредени професионални групи, како што се стоматолози и забни техничари, можат да имаат подобра прецизност во споредба со пациенти или лица без соодветна обука.

Едукацијата за бојата, особено кога е интегрирана со структурирана програма за обука, претставува клучен елемент за прецизно и конзистентно одредување на бојата на забите во клиничката стоматолошка практика. Соодветната теоретска и практична подготовка пред и по спроведена едукација значително го подобрува капацитетот на стоматолозите за правилно визуелно и инструментално усогласување на бојата (Paravina et al., 2010; Okubo et al., 1998).

Со оглед на комплексноста на визуелната перцепција на бојата и бројните фактори кои можат да влијаат врз точноста на одредувањето на бојата на забите, вклучувајќи ги физичко-оптичките својства на реставративните

материјали, методите на завршна површинска обработка, условите на осветлување и индивидуалните варијации на човечката перцепција—ова истражување има за цел да изврши компарација и проценка на влијанието на полирањето и глазирањето врз промената на бојата кај различни видови на фиксно-протетички конструкции, со примена на објективна спектрофотометрија, со цел да се овозможи поголема прецизност и предвидливост во естетската стоматолошка пракса.

## 2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

### Приказ на развојот и употребата на дентална керамика

Во текот на 20-тиот век, со напредокот на стоматолошката протетика, керамиката се истакнува како материјал што обединува низа посакувани својства, меѓу кои се висока издржливост, биолошка компатибилност, соодветна механичка цврстина, исклучителни оптички карактеристики (вклучувајќи природна боја, рефлексивност, транспарентност, осветленост, флуоресценција и други) како и добра адхезија со подлогата (Mehulić, 2010; Kelly, Nishimura, & Campbell, 1996; Heffernan et al., 2002; Kelly, 2004).

Поимот „керамика“ потекнува од грчкиот збор *keramos* (κεραμος), што во превод означува глина, а зборот *keramikos* (керамички, грнчарски) се користел за да се опишат производи добиени со печење, а не во нивната сива форма. Затоа, керамиката традиционално се поврзува со древната уметност и занаетот на моделирање и термичка обработка на глинени предмети за декоративна или практична употреба (Richerson, 2005).

Терминот „порцелан“ (*porcellana*) се однесува на најпрефинетиот тип керамика, кој се добива преку синтерување на мешавина од каолин, кварц и фелдспат при високи температури, обично помеѓу 1250°C и 1350°C (McLean, 1979).

Иако во стоматолошката протетика често се употребуваат термините „керамички заби“ и „порцелански заби“, покоректно би било овие материјали да се именуваат како „минерални заби“, бидејќи нивната основа се минерални соединенија, главно силикати. Во англосаксонската литература, терминот „керамика“ опфаќа широк спектар на материјали како емајл, стакло, стакло-керамика, како и неоргански врзувачки материјали како цемент, вар и гипс (Vita Zahnfabrik, 2018; Kelly & Benetti, 2011, Boucher, 1982; Tays, 1991; Touati, Miara, & Nathanson, 1999; Denry, 1996).

Развојот на денталната керамика е долг и богат. Почетокот на неговата примена датира од праисторијата, а од уметност се претвори во стандарден, естетски реставративен дентален материјал. Развојот на керамиката може да се следи дури од времето на палеолитот и појавата на најстарите култури. Дури и старите цивилизации ја совладале технологијата на изработка на плочки и тули, садови од печена глина, украсни вазни, плочки итн. Керамички плочки се

пронајдени во најстарите пирамиди, во урнатините на Вавилон и античките градови. Декорацијата на керамичките плочки започнува на блискиот исток, а до совршенство е доведено во Персија (Kelly, Nishimura, & Campbell, 1996; Živko-Babić, Mehulić, Ivaniš, & Predanić-Gašparac, 1994).

Производството на порцелан се усовршувало во Кина со употреба на мешавина од каолин, кварц и други минерали, со печење на високи температури, особено за време на династијата Танг (618–906 п.н.е.). Вистинскиот развој на порцеланот се случил за време на династијата Сунг, а неговото пренесување во Европа преку „Патот на свилата“ започнало во 11. век. Името „порцелан“ го вовел Марко Поло (Kelly & Benetti, 2011). Во 18. век, стоматолозите Клод Мутон и Етјен Бурде во Париз ги направиле првите златни коронки и протетски основи. Во 1707 година, Јохан Фридрих Ботгер ја произведува првата европска керамика со користење каолин, а веќе во 1710 година се основала првата порцеланска фабрика во Мајсен, по што следеле фабрики во Виена, Берлин и Париз (Raptis et al., 2006).

Во 1733 година, Пјер Фошар ја применил техниката на емајлирање метални конструкции во протетиката, додека во 1774 година, фармацевтот Алексис Дукатеу (Alexis Duchateau) прв создава дентална керамичка конструкција. Николас Дубоис де Хемант (Nicolas Dubois de Chemant) во 1788 година ја опишал првата „минерална протеза“ изработена според отпечаток од усна празнина, што се смета за пресвртница во стоматолошката употреба на керамика (McLean, 1979)

Во 1808 година, Giuseppangelo Fonzi ги вовел индивидуалните керамички заби (“dents terro-métalliques”), со што се смета за еден од пионерите во развојот на естетските стоматолошки материјали (Ring, 1985). Кон крајот на 19. век, Charles H. Land ги развил првите целосно керамички реставрации познати како “jacket crowns”, што претставувало значаен напредок во фиксната протетика (McLean, 2001). Уште во 1820 година, Christoph François Delabarre опишал дека при изработка на протези се користеле човечки, животински и слонови заби (Kelly & Benetti, 2011; Suvin & Kosovel, 1987).

Со појавата на акрилатните материјали во 1936 година, употребата на керамика во стоматологијата значително се намалила поради едноставноста на манипулација и пониските трошоци. Сепак, поради нивните недостатоци – како што се деформација, абразија и промена на боја – керамиката повторно добива

значајна улога во 1960-тите години, поттикната од континуирани подобрувања на материјалите и технологијата за печење (Anusavice et al., 2012; Peyton, 1975; Price, 1994).

Керамичките материјали стекнале широка популарност и примена благодарение на пионерските компании како што се *Hutschenreuther, Justia, SS White, Vita* и *Wienand*. Значаен технолошки напредок бил постигнат со воведувањето на леуцитот во составот на керамичките материјали, што придонело за подобрување на нивните механички и естетски својства (Music et al., 1996).

Во 1963 година, врз основа на патентот на проф. Абрахам Вајнштајн, започнала примена на една од најзначајните и најшироко користени технологии во стоматолошката протетика — печење на керамика врз метална подлога, позната како метал-керамичка реставрација (Weinstein, Katz, & Weinstein, 1962).

Во 1965 година, John W. McLean и T. H. Hughes ја развиле првата дентална керамика заснована на алуминиум-оксид, со што се поставиле темелите за идниот развој на високоцврсти керамички материјали. Подоцна, во 1984 година, е воведена првата стаклокерамика за стоматолошка примена, Dicor® (De Trey/Dentsply, САД), која иако поседувала добри естетски својства, покажувала ограничени механички карактеристики. Во 1987 година на пазарот се појави Optec® (Jeneric/Pentron, САД), уште еден вид стаклокерамика за естетска стоматолошка реставрација (Kelly, 1996).

Во 1971 година, Франсоа Дурет прв ја вовеле примената на компјутерски потпомогнат дизајн и производство (CAD/CAM) во стоматологијата, користејќи виртуелни отпечатоци за изработка на фиксни протетички надоместоци, што доведе до развој на првиот дентален CAD/CAM систем наречен Sopher (Duret et al., 1988).

Во 1983 година, Вернер Х. Морман ја унапреди оваа технологија и го создаде првиот клинички применлив систем за изработка на реставрации во една посета на пациент — CEREC системот. Овој систем се базира на дигитално снимање на кавитетот со интраорална камера и компјутерска изработка на инлеи со автоматизирани машини за глодање, претставувајќи револуција во минимално инвазивната стоматологија (Mörmann, 2006). Денес, CEREC се смета за еден од најраспространетите и најуспешните CAD/CAM системи во стоматолошката практика.

Во 1989 година, германскиот производител *Vita* ја збогатува постојната керамика од алуминиум и добива значително постабилна и издржлива керамика од алуминиум оксид In-Ceram (® Bad Säckingen, Германија) (Anusavice, 1993). Во 1990-тите се појавува леуцитна IPS Empress стакло керамика (Wohlwend & Schäfer, 1990). Со подобрување на технологијата за кристализација на стакло и воведување на различни типови и големини на кристали во основната стаклена матрица, се добиваат литиум дисиликатни IPS Empress 2 керамика и IPS e.max керамика (Kelly, 2004).

Со развојот и воведувањето на армирани и постабилни керамички системи, индикациите за нивна употреба се проширија и денес вклучуваат изработка на повеќечлени фиксно-протетчки конструкции, како и реставрации во дисталните делови на забната низа. Густо синтеруваната оксидна керамика и модерната стаклокерамика доминираат на пазарот на стоматолошки реставративни материјали (Kelly, 2008).

Технологијата на компјутерски потпомогнат дизајн и производство (CAD/CAM) денес е високо застапена во сите аспекти на денталната медицина во развиениот свет. Се заснова на компјутеризирано создавање на реставрација со мала или никаква потреба од забен техничар.

Главната цел е значително да се скрати времето на изработка на протетичките конструкции, да се намали ризикот од човечки грешки кои можат да се појават во различните фази на лабораториска изработка и да се овозможи завршување на протетската рехабилитација во само неколку посети, па дури и во една, како што е случај со изработка на керамички ламинати (Davidowitz & Kotick, 2011).

На пазарот денес постојат бројни CAD/CAM системи, од кои секој има свои специфични предности и ограничувања, што му овозможува на клиничарот да избере соодветен систем во зависност од конкретната клиничка ситуација (Davidowitz & Kotick, 2011).

Термините “full ceramics”, “all ceramics”, “non-metal ceramics” и “metal-free ceramics”, кои често се среќаваат во англосаксонската научна литература, се користат како синоними и се однесуваат на она што кај нас се преведува како „целосна“ или „керамика без метална подлога“ (Kurbad, 2002).

Клучна цел на естетската стоматологија е изработка и примена на протетички надоместоци кои визуелно и оптички не се разликуваат од

природните заби и околните меки ткива. Отфрлањето на металната подлога, која не пропушта светлина, кај целосно керамичките реставрации овозможува многу подобра имитација на оптичките својства на природните заби, како што се флуоресценцијата, опалесценцијата и просирноста. На тој начин, реставрацијата се вклопува поавтентично во природната усна средина и овозможува супериорна естетска интеграција (Heffernan et al., 2002; Paravina & Powers, 2004; Kelly, 2008).

Целосно керамичките конструкции денес се научно и клинички прифатени како соодветно решение и за комплексни протетички реставрации, вклучувајќи ситуации со недостаток на бочни заби, каде што се јавуваат значително поголеми цвакални сили. Се прави разлика меѓу коронки изработени од еден единствен керамички материјал, односно моноблок коронки, и коронки составени од јадро изработено од високоцврста керамика врз кое се нанесуваат слоеви од керамика за фасетирање. Јадрата на ваквите реставрации може да бидат со различна степен на транспарентност, но најчесто сами по себе не поседуваат висока сличност со природниот заб, поради што е неопходно додавање на естетски слоеви за да се постигне природен изглед (Mehulić, 2010; Kelly, 2004).

Реставративната дентална медицина заедно со индустријата за производство на дентални материјали сè уште се во фаза на истражување и барање на материјали кои со своите својства потполно ќе ги задоволат барањата на клиничката пракса. Постојат бројни предизвици во развојот на денталните материјали поради строго ограничените индикации, многу специфични услови во усната празнина, како и исполнување на големите барања кои ги имаат самите пациенти.

### **Состав и структура на дентална керамика**

Денталната керамика, како човечка креација, според својот хемиски состав, е неоргански материјал кој се добива со печење на мешавина од минерали, т.е. од нивните соли на многу високи температури. (Slovenec & Vermanec, 2003; Vrkljan, 2012) Минералите се природни хомогени кристали, создадени како резултат на геолошки процеси и се основна компонента од која се изградени карпите на цврстата кора на Земјата. Тие се разликуваат според

хемискиот состав, структурата (односно стехиометриските соодноси на елементите што го сочинуваат минералот) и физичките својства. (Slovenec & Vermanec, 2003). Според нивниот хемиски состав, минералите можат да бидат чисти елементи (познати како природни елементи), едноставни соли или сложени силикати. Во рамките на систематската минералологија се делат на 13 класи, односно групи (Vrkljan, 2012).

Силикатите, како најголема и најзначајна група минерали, се најраспространети во карпите што ја изградиле земјината кора (Slovenec & Vermanec, 2003). Врз основа на поедноставената поделба на силикатните минерали, денталната керамика може да се дефинира како мешавина составена приближно од:

- 80% алуминиумски силикати, најчесто во форма на фелдспат, кој опфаќа минерали како што се калиум алумина-ортоклаза, албит и анортит;
- 11–22% кварц ( $\text{SiO}_2$ );
- 3–4% каолин ( $\text{Al}_2\text{Si}_2\text{O}_5(\text{OH})_4$ ).

Овој состав ја одразува традиционалната фелдспатна керамика, која се користи во стоматологијата заради нејзината естетика и физичко-хемиски својства (Slovenec & Vermanec, 2003).

Со цел подобрување на физичките, естетските и обработливите својства на денталната керамика, покрај основните минерални состојки, во нејзиниот состав се додаваат различни адитиви со специфични функции (Anusavice et al., 2013; Kelly & Benetti, 2011):

### **1. Органски материи за пластичност:**

Во прашкастата смеса се додаваат органски материи како што се декстрин, скроб и шеќер, кои обезбедуваат пластичност и олеснуваат моделирање на керамичките маси пред печење.

### **2. Бојење со оксиди:**

Различни метални оксиди се користат за постигнување на посакувани хроматски ефекти:

- Жолто-кафеава боја: титаниум(IV)-оксид ( $\text{TiO}_2$ )

- Кафеава боја: железен оксид ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ) и никел оксид ( $\text{NiO}$ )
- Сина боја: кобалт(II)-оксид ( $\text{CoO}$ )
- Виолетова боја: манган(II)-оксид ( $\text{MnO}$ )
- Зелена боја: бакар(II)-оксид ( $\text{CuO}$ ) и хром(III)-оксид ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ )

### 3. Опакери (материјали за опацитет)

За да се контролира транспарентноста и да се обезбеди опацитет на керамиката, најчесто се додаваат калај(IV)-оксид ( $\text{SnO}_2$ ), циркониум(IV)-оксид ( $\text{ZrO}_2$ ) и каолин.

### 4. Флуоресценција:

За постигнување на природна флуоресценција, слична на онаа како кај природните заби, во керамичките маси се инкорпорираат ураниум(IV)-оксид ( $\text{UO}_2$ ) — денес сè поретко поради токсичноста, цериум(IV)-оксид ( $\text{CeO}_2$ ) и самариум оксид ( $\text{Sm}_2\text{O}_3$ ).

### 5. Фусибилитатори и катализатори:

Со цел намалување на температурата на топење и подобрување на процесот на витрификација, се додаваат фусибилитатори како што се калиум фосфат ( $\text{K}_3\text{PO}_4$ ), калиум карбонат ( $\text{K}_2\text{CO}_3$ ), натриум карбонат ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ ), боракс ( $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$ ) и оловен(II)-оксид ( $\text{PbO}$ ). Денес, употребата на оловни соединенија е строго ограничена поради еколошки и биолошки причини (McLean, 1991).

Токсични, тератогени и потенцијално канцерогени елементи, како што се берилиумот (Be) и ураниумот (U), не смеат да бидат присутни во составот на стоматолошката керамика, поради нивниот негативен ефект врз здравјето на пациентите (Mehulić, 2010; Van Noort, 2002). Безбедноста на материјалите е од суштинско значење во современата стоматолошка практика, па оттука сите составни компоненти на керамиката мора да бидат биокompatibilни.

Керамичките прашоци во нивна чиста состојба се комбинираат и се загреваат до високи температури, при што се трансформираат во стаклена маса наречена фрит. Овој фрит повторно се меле во фин прав што потоа се користи за изработка на стоматолошки реставрации (Mehulić, 2010).

Биокompatibilноста, односно биотолеранцијата на керамичките материјали е од клучна важност не само за забите кои служат како носачи на

протетичките конструкции, туку и за околните меки и тврди ткива, како и за оралната празнина во целост (Van Noort, 2002).

Клиничките својства на керамиката, кои ја одредуваат нејзината успешност во долгорочна употреба, вклучуваат:

- биотолеранција и хемиска стабилност во услови на променлив рН во усната празнина;
- постојаност на боја и волумен со текот на времето;
- висока цврстина на притисок и истегнување;
- соодветна тврдина и густина;
- стабилност и контролирана ретракција при моделирање и печење;
- лесна обработливост по синтерирањето.

Овие својства се особено важни поради постојаното изложување на керамичките реставрации на променливи орални услови, како што се механички сили при цвакање, флукуации на рН вредностите, присуство на различни биолошки и синтетички материјали, како и можни технички грешки при нивната лабораториска изработка (Kelly & Benetti, 2011).

### **Класификација на денталната керамика во однос на хемискиот состав**

Во светската литература постојат бројни поделби и класификации на денталната керамика, базирани на различни критериуми, како што се: температурата на печење, начинот на изработка на протетичките надоместоци, индикациите, микроструктурата, хемискиот состав и отпорноста на фрактури (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Со оглед на нивниот состав, денталната керамика наједноставно може да се подели во две основни групи:

- 1. Силикатна керамика**
  - Конвенционална (глинена) керамика
  - Стакло-керамика
- 2. Поликристална (оксидна) керамика**

Оваа поделба ги одразува хемиските и микроструктурните карактеристики на материјалите, што е клучно за нивната примена во клиничката стоматолошка пракса. Силикатните керамики се карактеризираат со стаклена фаза и поголема транспарентност, додека поликристалните керамики, како што се циркониум или

алуминиум оксидните системи, се без стаклена фаза и се одликуваат со висока цврстина и отпорност на фрактури (Kelly & Benetti, 2011).

Некои автори инфилтрациската керамика ја класифицираат како посебна група на дентални керамики (Salinas, 2003; Krishna, Kumar, & Savadi, 2009). Станува збор за алуминиум оксидна керамика, при што надоместокот се изработува рачно во лабораториски услови. Во овој процес, најнапред се формира таканаречена „зелена керамика“ (green body) преку нанесување на керамичка суспензија (slip-casting) врз огноотпорен материјал, по што следува процесот на синтерирање и инфилтрација со стаклена фаза, најчесто базирана на лантанско стакло.

Оваа техника овозможува добивање на материјал со висока густина и механичка цврстина, како и подобрена отпорност на фрактури. Спротивно на тоа, алуминиум оксидната керамика со висока цврстина денес најчесто се користи во форма на индустриски подготвени блокови, кои се обработуваат со CAD/CAM технологии, што овозможува прецизна и ефикасна изработка на метал-фри протетски реставрации (Krishna et al., 2009).

## 1. Силикатна керамика

Силикатната керамика, како еден од најстарите видови на керамички материјали, и денес наоѓа широка примена во стоматолошката пракса. Бројните предности како што се високата достапност на природни сировини, релативно ниската температура на синтерување и добрата контрола на производниот процес, придонесуваат за неговата широка примена во секојдневната клиничка пракса (Denry, 1996; Živko-Babić et al., 1994).

Силикатите претставуваат најголемата група на минерали, дури околу 95% од карпите на Земјината кора се составени од силикати, кои главно се состојат од силициум и кислород, со присуство на други елементи како што се алуминиум, магнезиум, железо и калциум. Основната структура на стаклената матрица (стаклото) се состои од големи тродимензионални мрежи од силициум тетраедри (SiO<sub>4</sub>)<sup>4-</sup>. Силициумот (Si) сочинува приближно 27% од Земјината кора, најмногу во форма на силикати и оксиди, и е најраспространет елемент на литосферата по кислородот и јаглеродот (Denry, 1996). Некои од најважните минерали од оваа група се: фелдспат, кварц, оливини, пироксени, амфиболи, гранати и лигнити.

Силикатните минерали се класифицираат според нивната анјонска структура на следниве групи

- неосиликати,
- соросиликати,
- циклосиликати,
- иносиликати,
- филосиликати и
- тектосиликати.

Основните суровини за добивање силикатна керамика се силикатни минерали - фелдспати (глинени камења), кварц и каолин (глина) (Živko-Babić et al., 1994).

**Фелдспатите**, или таканаречените глинени камења, претставуваат најважна и најзастапена група минерали во Земјината кора и се главни компоненти на различни типови карпи и шкрилци (Deer, Howie, & Zussman, 1992; Klein & Dutrow, 2007). Овие минерали се јавуваат како непросирни или полупросирни кристали со различни бои, вклучувајќи бела, жолта, розова, зелена и сива (Klein & Dutrow, 2007). Фелдспатите се силикатни минерали богати со алуминиум и алкални или земноалкални метали, а нивната разновидност и распространетост во природата ги прават суштински важни како суровини во производството на силикатна керамика (Slovenec & Vermanec, 2003).

**Кварцот** кој припаѓа на групата на просторни тектосиликати, е силициум диоксид, познат и како силициум(IV)-оксид ( $\text{SiO}_2$ ) или кремен. Тоа е најважното соединение на силициумот и се одликува со висока отпорност на дејството на киселини (Meħulić, 2010). Во природата, кварцот се среќава во две главни форми: кристализирана (правилна) и аморфна (неправилна). Глинените камења и кварцот имаат тродимензионални мрежи од силикатни тетраедрални анјони  $(\text{SiO}_4)^{4-}$  во кои односот на силициумот и кислородот е 1:2 (Touati, Miara, & Nathanson, 1999). Во природата се познати различни полиморфни форми на кварц, вклучувајќи  $\alpha$ -кварц,  $\beta$ -кварц, тридимит, кристобалит, козит, стишовит и разни аморфни форми како опал. Овие минерали заедно формираат околу 12% од Земјината кора (Meħulić, 2010).

**Каолинот**, кој припаѓа на групата филосиликати, претставува хидратизиран алуминиумов силикат и е најчистата форма на глина (Tays, 1991). Тој има интензивно изразена способност за апсорпција на вода, што му овозможува лесно обликување и затоа се додава како компонента за моделирање на керамичките маси. Тетраедарските анјони формираат низа паралелни слоеви, а односот на силициумот и кислородот во тетраедрите е 2:5. (Touati et al., 1999). Процесот на производство и синтерување на силикатната керамика резултира со повеќефазна структура, која содржи значителен дел стаклена матрица во која се вградени кристали со различни големини, типови, количини и распореди (Mehulić, 2010; Tays, 1991)

Групата на силикатни керамики вклучува конвенционални фелдспатски керамики и различни видови стаклокерамики, кои се користат за изработка на естетски стоматолошки реставрации (Denry & Kelly, 2008; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013, Kelly & Benetti, 2011).

### **Алумина керамика**

Алумина керамиката се користи со децении најмногу како керамика за фасетирање кај сите видови на метал-керамички и во целосно керамички конструкции интегрирани како материјал за јадро и фасетирање. Нивната примена е значајна и во производството на ламинати. Тие се користат во рачно и машинско производство, и се сметаат за најмека керамика и имаат најмногу стаклести матрици (Salinas, 2003).

Благодарение на високото присуство на стаклената матрица и релативно малата количина на хомогено распределени кристали, силикатните керамики покажуваат способност да пропуштаат значителен дел од светлината, што резултира со висока транслуценција и одлични оптички својства (Salinas, 2003; Denry & Kelly, 2008). Поради овие карактеристики, овие материјали се првенствен избор за естетски реставрации во фронталниот дел на забниот низ (Krishna, Kumar, & Savadi, 2009).

Со технолошкиот напредок, кај современите стаклокерамики прогресивно се елиминирани слободниот кварц и мулитот, со што се постигната подобрена хомогеност и оптичка стабилност (Kelly & Benetti, 2011). Додавањето на зголемени количества алкални оксиди, како што се натриум оксид и други сродни

соединенија, овозможува подобрување на транспарентноста, а притоа се задржуваат и механичките својства како што е цврстината на материјалот (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Оптичките својства, како што се нијансата, заматеноста и транспарентноста, се дополнително контролираат со прецизно додавање на пигменти и опацицитети во текот на производниот процес (Denry & Holloway, 2004). Сепак, оваа група на керамички материјали покажува најниски вредности на цврстина при виткање споредено со други напредни керамики, што претставува ограничувачки фактор за нивна употреба во бочната регија односно повисоки оклузални сили (Kelly & Benetti, 2011).

Со додавање на калиум оксид ( $K_2O$ ) во алумосиликатната стаклена матрица, се добива керамика засилена со кристали на леуцит, кои значајно влијаат на термомеханичките својства на материјалот. Леуцитот игра клучна улога во стабилизирање на димензионалните промени за време на термичката обработка, ја зголемува цврстината на фасетната керамика, го подобрува модулот на еластичност и значително го намалува ризикот од ширење на пукнатини преку механизам на прекинување на пукнатинскиот фронт (Mackert, Butts, & Fairhurst, 1986; Rizkalla & Jones, 2004). Дополнително, присуството на леуцитните кристали го зголемува коефициентот на термичка експанзија на порцеланот, што овозможува подобра компатибилност со основниот материјал кај метал-керамичките реставрации (Vergano, Hill, & Uhlmann, 1967). Ваквите модификации во составот на фелдспатските стаклокерамики претставуваат важна основа за нивната клиничка примена во естетската стоматологија (Denry & Holloway, 2010).

### **Стакло-керамика**

Стакло-керамиката претставува материјал кој успешно ја имитира природната структура на забите. Таа е создаден преку развој на силикатни, т.е. алуминиумска керамика и контролирана кристализација на стаклена матрица. Како модерен естетски реставративен материјал, стакло-керамиката се карактеризира со релативно висока механичка отпорност, цврстина и стабилност на температурни промени. Овие својства произлегуваат од делумно насочената кристализација на стаклото, која се постигнува кога температурните опсези за нуклеација и за раст на кристалните фази не се преклопуваат, што

овозможува контролирана микроструктура и подобрени механички својства на материјалот (Höland, Schweiger, Watzke, Peschke, & Kappert, 2008).

Стивен Доналд Стуки (Stephen Donald Stookey) е првиот кој го открил и применил концептот на стакло-керамиката како стоматолошки реставративен естетски материјал. За време на истражувањето во компанијата “Corning Glass Works“ (денес „Corning“), тој случајно предизвикал интензивна трансформација на литиум-дисиликатно стакло од аморфна во поликристална структура преку примена на повисока температура, создавајќи стакло-керамичен материјал. По овој случаен пробив, следеле уште 20 години интензивен развој во материјалната технологија пред да се појават доволно цврсти и стабилни системи погодни за биолошка примена во стоматологијата (Stookey, 2000).

Од хемиска гледна точка, стаклото претставува мешавина од стопени алкални силикати и оксиди на алкали и алкални земји, богати со силициумска киселина ( $\text{H}_2\text{SiO}_3$ ). Основната структурна единица е тетраедар составен од силициум диоксид ( $\text{SiO}_2$ ), каде што атомите на силициум се во центарот, а атомите на кислородот на рабовите. Тетраедрите се поврзани едни со други преку кислородни мостови, така што формираат тродимензионална мрежа. Распоредот на тетраедрите не е симетричен, периодичен и правилен како кај супстанциите со кристална структура, туку е сосема неправилен (аморфен) (Callister & Rethwisch, 2014; Varshneya, 1994).

Во однос на хемискиот состав, постојат неколку основни видови стакло и тоа:

- **Натриумско стакло** – содржи приближно 72%  $\text{SiO}_2$ , 11%  $\text{CaO}$ , 13%  $\text{Na}_2\text{O}$ , 0,3%  $\text{Al}_2\text{O}_3$  и 3,8%  $\text{K}_2\text{O}$ . Овој тип стакло најчесто се користи за прозорци и шишиња за пакување.
- **Оловно стакло** – се користи за производство на кристално стакло, кое се карактеризира со висок индекс на рефракција и сјај.
- **Алумосиликатно стакло** – составено од 55%  $\text{SiO}_2$ , 15%  $\text{CaO}$ , 20%  $\text{Al}_2\text{O}_3$  и 10%  $\text{MgO}$ .
- **Боросиликатно стакло** – содржи околу 76%  $\text{SiO}_2$ , 3%  $\text{CaO}$ , 5%  $\text{Na}_2\text{O}$ , 13%  $\text{B}_2\text{O}_3$ , 2%  $\text{Al}_2\text{O}_3$  и 12%  $\text{K}_2\text{O}$  и се користи најчесто за лабораториски садови поради својата термичка стабилност.
- **Флинтното стакло** се состои од чист  $\text{SiO}_2$ .

Составните компоненти на стаклото се топат, хемиски реагираат и се раствораат, што овозможува контролирана кристализација (керамизација) и раздвојување на микрофазите (Mehulić, 2010). За добивање на боење и ефекти на заматување се додаваат фосфорит ( $P_2O_5$ ), циркониум ( $ZrO_2$ ) и калај ( $SnO_2$ ) оксиди. Преку процесот на ваква контролирана кристализација се создаваат различни видови керамика како флуорапатит, литиум-дисиликат, хидроксиапатит и други (Denry & Kelly, 2014). Керамизацијата претставува термички процес во кој  $SiO_2$ ,  $K_2O$ ,  $MgO$ ,  $MgF_2$ ,  $Li_2O$ , како и мали количини на  $Al_2O_3$  и  $ZrO_2$ , реагираат со контролиран раст на кристалите во аморфна стаклена матрица (Mehulić, 2010; Denry & Kelly, 2014).

Процесот на контролирана кристализација произведува различни видови стакло-керамика, од кои некои се користат во медицината и стоматологијата, како што се;

- апатит-мулит
- флуороапатит
- хидроксиапатит
- литиум (литиум дисиликат)
- биоактивно стакло итн.

Стакло-керамичките материјали се добиваат со додавање на кристални компоненти во стаклена матрица со цел да се подобрат нивните механички својства, особено цврстината и отпорноста на фрактура. Кај леуцитно-засилената стакло-керамика, како што е IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Лихтенштајн), се вметнуваат леуцитни кристали ( $KAlSi_2O_6$ ) во количина од 40–50% по волумен. Овие кристали не се меѓусебно испреплетени, а нивната вкупна густина останува релативно мала, што резултира со ограничено подобрување на механичката цврстина на материјалот (Höland & Beall, 2010; Ivoclar Vivadent, n.d.). Подоцнежни истражувања покажале дека супериорни механички својства се постигнуваат кај литиум дисиликатната стакло-керамика, благодарение на формирањето на високо заситени и добро организирани кристални фази (Höland, Apel, Van't Hoen, & Rheinberger, 2006). Од аспект на естетиката и клиничките индикации, изборот на соодветен стакло-керамички систем зависи од позицијата на реставрацијата и естетските барања на пациентот (Spear & Holloway, 2008).

Кај литиум-дисиликатната стакло-керамика, примарната кристална компонента се состои од ацикуларни кристали на литиум дисиликат ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), кои се произволно ориентирани и испреплетени, формирајќи густа, интерконектирана мрежа што значително ја зголемува механичката цврстина на материјалот. Секундарната кристална фаза се состои од литиум ортофосфат ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ), кој е присутен во многу помал волумен и има ограничено структурно влијание (Ding et al., 1999). Кај IPS Empress 2 керамиката, кристалите на литиум дисиликат се со големина од 0,5 до 4,0  $\mu\text{m}$  и сочинуваат околу 60% од вкупниот волумен. Во подобрената формулација IPS e.max Press, ацикуларните кристали се подолги — меѓу 3 и 6  $\mu\text{m}$  — и сочинуваат приближно 70% од волуменот, што резултира со значително подобрување на физичко-механичките својства на материјалот (Höland, Schweiger, Frank, & Rheinberger, 2000).

Според податоците на производителите, покрај основните компоненти, стаклената матрица содржи и оксиди како што се  $\text{Li}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{ZnO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  и  $\text{P}_2\text{O}_5$ , кои играат значајна улога во подобрување на физичките и оптичките својства на керамичкиот материјал. Индексот на рефракција на леуцитните кристали изнесува приближно 1,51, а на литиум дисиликатот 1,55, што е многу блиску до индексот на рефракција на самата стаклена матрица (1,50). Оваа сличност резултира со висока транспарентност на материјалот, овозможувајќи му естетски супериорни својства, слични на природните стоматолошки ткива (Sinmazisik & Ovecoglu, 2006).

Во однос на техниката на изработка, стакло-керамиките се класифицираат на:

- **Лабораториски изработувани стакло-керамики:**
  - **Леани системи** – на пр., *Dicor* (Dentsply International, Јорк, САД) и други.
  - **Пресувани системи** – на пр., *IPS Empress*, *IPS Empress 2* и *IPS e.max Press* (Ivoclar AG, Schaan, Лихтенштајн).
- **Механички обработувани (CAD/CAM) стакло-керамики:**
  - на пр., *Dicor MGC* (Dentsply International, Јорк, САД), *ProCAD* (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, САД) и *IPS e.max CAD* (Ivoclar AG, Schaan, Лихтенштајн).

Оваа класификација се базира на методот на формирање на реставрацијата – дали се обработува со рачни техники во лабораторија или преку компјутерски поддржани технологии, што значително влијае на прецизноста, цврстината и временската ефикасност на изработката (Höland & Veall, 2010).

## **2.Поликристална (оксидна) керамика**

Оксидната керамика примарно се карактеризира со кристална фаза, на пр.  $Al_2O_3$ ,  $MgO$ ,  $ZrO_2$ ,  $ThO_2$  со малку или речиси без стаклена матрица. За употреба во стоматологијата, постојат оние со неколку различни или мешани оксиди, како и спинели, мулити и алуминиум титанати.

Оваа група вклучува:

- алуминиум оксид
- алуминиум-оксид инфилтрирано стакло и
- циркониум-оксид керамика.

Оксидните керамики, како што се алуминиум оксидот и циркониум оксидот, се составени од густо распоредени кристали, при што кристалната фаза зафаќа речиси 100% од вкупниот волумен. Ваквата структура резултира со зголемена цврстина, хемиска стабилност и висока отпорност на фрактура, но и со зголемена оптичка непрозирност. Цирконијата, на пример, има индекс на рефракција од приближно 2,20, што ја прави целосно opakна и со ограничена транспарентност (Kingery, Bowen, & Uhlmann, 1976). Поради ваквите својства, оксидната керамика најчесто се користи како јадрен материјал во двослојни системи, каде што естетската функција ја презема надворешната обложувачка керамика (Probster & Diehl, 1992).

### **Алуминиум оксидна керамика**

Основата на алуминиум оксидната керамика е составена од фини кристали на стопена алумина. Корундот (алуминиум оксид,  $\alpha-Al_2O_3$ ) е природен минерал со многу висока цврстина (9 според Мохсовата скала), што го прави потенцијално абразивен материјал (Kingery, Bowen, & Uhlmann, 1976). Со подобрување на својствата на алуминиумската керамика и вклучување на кристална форма на  $Al_2O_3$ , се постигнува дисперзивно зајакнување на матриксот. Хомогената микроструктура и добрите механички својства се

резултат на контролирана дистрибуција и големина на честичките. Во овој контекст, д-р Саудон прв развил Hi-Ceram, а подоцна и посилената In-Ceram керамика – композитен материјал составен од алуминиум оксид и инфилтрирано стакло (Kappert & Knode, 1993; Scotti, Catapano, & D’Elia, 1995; McLaren & White, 1999).

Процесот на подобрување продолжува и денес, при што се достапни различни варијанти на алуминиум оксидна керамика со чистота до 99,9%  $Al_2O_3$ . Овие материјали се произведуваат како густо синтерувани блокови со одлични механички и хемиски својства, прилагодени за CAD/CAM обработка (Kappert & Knode, 1993). Дополнително, оксидните керамики покажуваат висока биокompatibilност и отпорност на абразија, што ги прави соодветни за долгорочна употреба во стоматолошката протетика (Piconi & Massaro, 1999; Kelly & Benetti, 2011).

Со вметнување на циркониум диоксид ( $ZrO_2$ ) во керамичката матрица на In-Ceram системот, се добива високо цврста и структурно стабилна керамика позната како In-Ceram Zirconia (ICZ). Слично, со додавање на магнезиум оксид (MgO) се добива Ceram Spinell – алтернативен инфилтрациски систем со подобрени својства. За разлика од стакло-керамиките, In-Ceram керамиката (Vita Zahnfabrik) содржи значително поголем процент на кристална фаза во матрицот, што резултира со повисока механичка стабилност (Guazzato, Albakry, Swain, & Ironside, 2002).

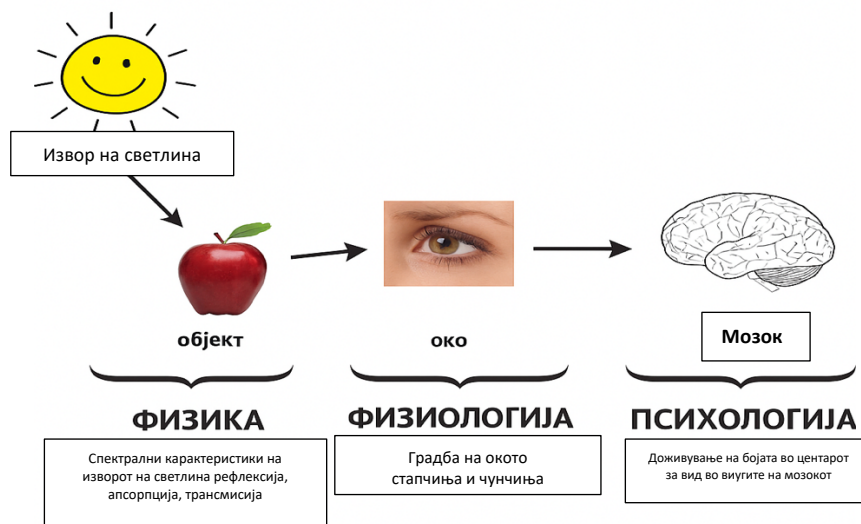
Индексот на рефракција на In-Ceram Alumina изнесува околу 1,76, додека кај Al-Mg Spinell е нешто понизок — околу 1,72. Врз основа на овие вредности, може да се заклучи дека овие материјали се релативно нетранспарентни и покажуваат ограничени оптички својства. Поради тоа, тие се применуваат исклучиво како јадрени материјали, при што се моделираат во тенки слоеви со цел да се минимизира визуелното влијание од нивната непрозирност и да се обезбеди подобра естетска интеграција (McLaren & White, 1999).

### **Феномен на бојата**

Бојата може да се дефинира како сложен психофизички феномен што настанува како резултат на дејството на светлината врз визуелниот систем, односно како субјективно чувство кое се јавува во мозокот при перцепција на

светлина емитирана од извор или рефлектирана од некоја површина. Субјективната перцепција на бојата е можна само доколку постои физички стимул во форма на електромагнетно зрачење (светлина), како и функционален визуелен систем кој може да го прими, обработи и интерпретира тој стимул. Оттука, бојата не е својство на самиот објект, туку на светлината што тој објект ја рефлектира или апсорбира, а која потоа се интерпретира од страна на набљудувачот (Bridgeman, 1987). Визуелниот систем претставува интегриран механизам кој се состои од око како рецептор, оптичкиот нерв како преносник на дразбата и мозокот како центар за обработка и интерпретација на визуелните информации. Перцепцијата на бојата се случува како резултат на интерпретацијата на светлинскиот стимул од страна на мозокот, врз основа на физиолошкиот одговор на фоторецепторите во око (Hecht, 2002; Williamson & Cummins, 1983).

Затоа, доживувањето на бојата бара интеракција помеѓу три суштински компоненти: **извор на светлина**, **предмет (објект)** и **набљудувач**. Само со нивна меѓусебна интеракција е можно целосно и точно перцепирање на бојата (Chu, 2010). (Слика 1 )



Слика 1 . Перцепцијата на бојата бара интеракција помеѓу три основни елементи: извор на светлина, предмет (објект) и набљудувач.

Figure 1. Color perception requires the interaction of three fundamental elements: the light source, the object, and the observer.

Поточно, искуството на бојата зависи од:

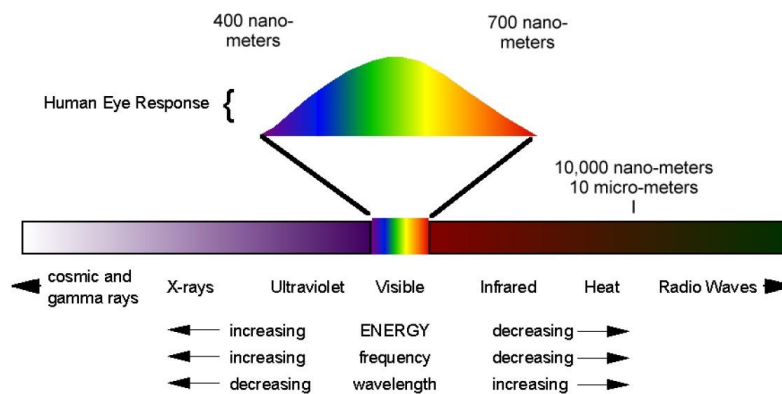
- спектралниот состав на светлината што паѓа на набљудуваниот објект;

- молекуларната структура на материјалот од кој се рефлектира или поминува светлината низ него;
- перцепција на бојата на набљудувачот.

Со испуштање на само еден од овие елементи, бојата не постои (Chu, 2010).

### Боја како физички стимулус

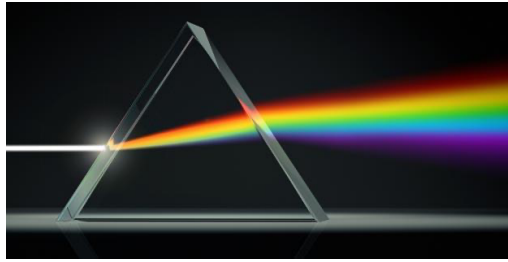
Светлината е електромагнетно зрачење што се перцепира од визуелниот сетилен систем. Тоа е енергија на зрачење создадена од атомски промени во физичката структура на материјата која се шири од својот извор во сите правци во форма на бранови. Окото може да воочи бранови должини во опсег од 400 до 700 nm, затоа овој дел се нарекува видлив дел од спектарот (Слика 2)



Слика 2. Спектарот на електромагнетно зрачење и видливата светлина

Figure 2. Electromagnetic spectrum and the visible light range

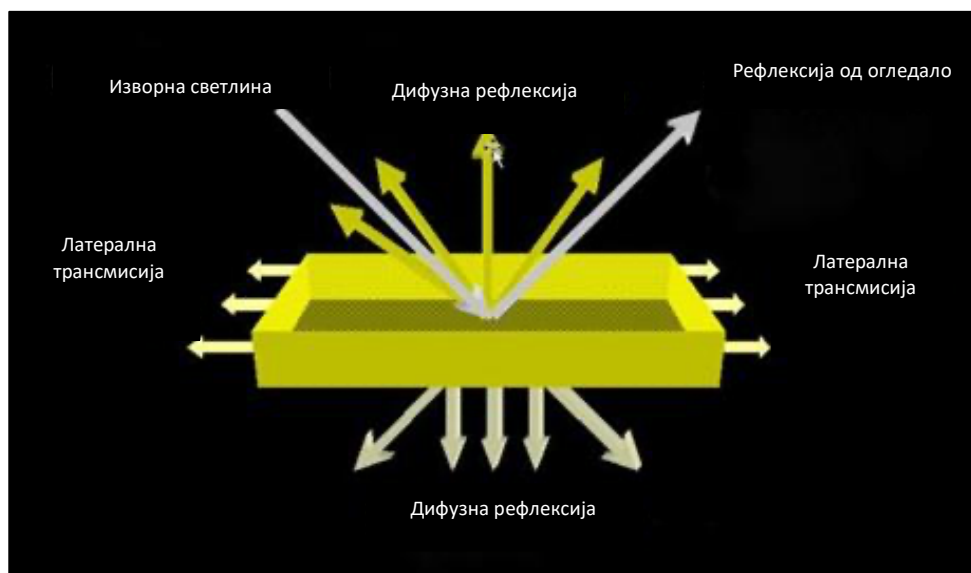
Она на што обично се мисли кога ќе се каже „светлина“ е **белата светлина**. Сепак, уште во 17. век, **Исак Њутн** открил дека белата светлина всушност претставува **мешавина од светлински бранови должини што го сочинуваат целиот видлив спектар**, и тоа во приближно еднакви пропорции (O'Brien, Groh, & Voенке, 1989). Доколку по осветлувањето на објектот со бела светлина, предметот изгледа како да има одредена боја, тоа значи дека поради интеракцијата доаѓа до промена на светлината што допира до окото на набљудувачот.



Слика 3 Разложување на бела светлина преку призма

Figure 3. Dispersion of white light through a prism

Светлината може да интерагира со објектот на неколку начини: таа може да биде **спекуларно (огледално)** или **дифузно рефлектирана** од неговата површина, **апсорбирана** во неговата внатрешност или **пренесена** низ него, при што се јавува **рефракција** (прекршување). Во случај на прекршување, **индексот на прекршување** претставува однос помеѓу синусот на аголот на упад и синусот на аголот на прекршување на светлината при премин од еден медиум во друг. Овој параметар ја опишува промената на насоката на светлосниот зрак при преминување преку граничната површина меѓу два материјали со различна оптичка густина. **Преносот на светлина** е можен кога објектот е **транспарентен (просирен)** или **полупросирен**, односно кога неговата микроструктура дозволува премин на светлосни зраци без или со минимална интеракција и расејување.

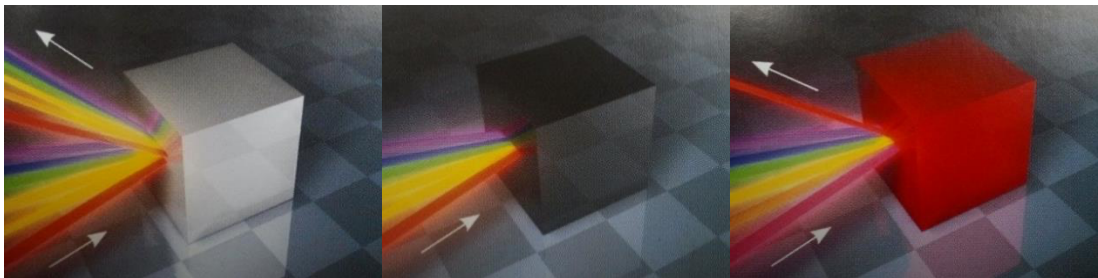


Слика4. Интеракција на светлината со материјал: рефлексија и трансмисија

Figure 4. Light interaction with a material: reflection and transmission

Кога зрак светлина ќе најде на поголеми честички или молекули во објектот, во зависност од неговата структура и густина, може да дојде до **апсорпција или рефлексија** на зракот. Доколку објектот ги **рефлектира сите бранови должини**, тој се доживува како **бел**, а ако ги **апсорбира сите**, ќе изгледа **црн**.

Кога објектот ги апсорбира сите бранови должини на видливата светлина освен една — на пример, ја рефлектира само црвената — тогаш таа единствена рефлектирана светлина го стимулира визуелниот систем и резултира со перцепција на објектот како црвен (Chu, 2010) (види слика 5 а, b и c). Кои точно бранови должини ќе се **апсорбираат**, а кои ќе се **рефлектираат**, зависи од **молекуларната структура на материјалот**. Класичниот спектар на видлива светлина се дели на **седум основни бои**: црвена, портокалова, жолта, зелена, сино-зелена, сина и виолетова. Сепак, бројот на бои и нивните нијанси во природата е речиси бесконечен, бидејќи и најмала промена во брановата должина создава различен визуелен впечаток (Jurčević & Jezidžić, 2012).



Слика 5 (а) Предмет што ја рефлектира целата светлина што допира до него изгледа бел; (b) ако некој предмет ги апсорбира сите бранови должини, окото го доживува како црно; (c) ако објектот ги апсорбира сите бранови должини освен црвениот дел од спектарот

Figure 5(a) An object that reflects all the light that reaches it appears white;(b) if an object absorbs all wavelengths, the eye perceives it as black;(c) if the object absorbs all wavelengths except for the red portion of the spectrum, it appears red to the observer.

Бојата претставува комплексен интердисциплинарен концепт што се проучува во рамки на физиката, психологијата, уметноста и графичкиот дизајн. Таа ја претставува видливата компонента од електромагнетниот спектар, со бранова должина помеѓу 380 и 780 nm. Зрачењето со пократки бранови должини од 380 nm се класифицира како ултравиолетово и X-зрачење, додека зрачењето со бранови должини подолги од 780 nm припаѓа на инфрацрвениот опсег,

микробрановите и радио-брановите. Човечкото око ги перципира различните делови од видливиот спектар како различни бои: на пример, бранова должина од приближно 480 nm се доживува како сина, од 480 до 560 nm како зелена, од 560 до 590 nm како жолта, од 590 до 630 nm како портокалова, а брановите подолги од 630 nm се перцепираат како црвена (Berns, 2000).

Постојат голем број начини да се предизвика стимул за боја. Сите тие можат да се поделат во две групи за полесно испитување. Во првата група, изворите на стимулација на бојата имаат директна интеракција со окото и овие бои се нарекуваат *непосредни бои*, додека во втората група, каде што постои интеракција на стимулот на бојата со предмет и дури потоа со окото, тогаш во тој случај станува збор за *посредна боја*.

**Непосредните бои** се предизвикани од емисијата на стимулативни бранови Nassau (1983) ги поделил стимулите за боја во петнаесет категории:

1. Блескавост
2. Гасна екцитација
3. Вибрации и ротации
4. Транзиции на метални соединенија
5. Транзиции на метални примеси
6. Органски соединенија
7. Пренос на напон
8. Метали
9. Чисти полупроводници
10. Полупроводници со примеси или активирани полупроводници
11. Центри на бои (F-центри)
12. Дисперзивна рефракција
13. Расејување
14. Интерференција
15. Дифракции (рефракции)

Одредени видови извори на зрачење мора да бидат загреани до соодветна температура за да почнат да емитираат светлина во видливиот дел од спектарот. Овие извори се познати како „црни тела“ (blackbody radiators), а нивната примена и термичките својства се детално истражени во повеќе студии (Keyvan, Rossow, & Romero, 2005; Lee et al., 2014; Chen et al., 2016).

Температурата на која црното тело емитува светлина што се перципира како бела се нарекува „корелирана температура на бојата“ (correlated color temperature – CCT), која влијае на визуелната перцепција на осветленоста (Ju, Chen, & Lin, 2012).

Меѓународната комисија за осветлување – CIE (Commission Internationale de l'Éclairage) ги дефинира изворите што емитуваат светлина во видливиот спектар како илуминанти. Спектралните карактеристики и нивната важност во колориметријата се детално опишани во CIE техничкиот извештај (CIE, 2004), како и во делото на Ohta и Robertson (2005), каде што се презентирани основните принципи на колориметријата.

Во зависност од видот на спектарот што го емитуваат, илуминантите се класифицираат во неколку серии означени со латински букви (A, B, C, D, E и F). Од нив, серијата D е најзначајна за одредување на бојата во денталната медицина, како и во индустријата, уметноста и други области каде што точната перцепција на бојата е клучна (CIE, 2004; Ohta & Robertson, 2005). Илуминантите D50 и D65 одговараат на бојна температура од 5000K(келвини), односно 6500K(келвини), и се сметаат за стандарди на дневна светлина, познати и како западна или северноевропска дневна светлина. Овие температури на бојата се сметаат за оптимални за прецизно визуелно одредување на боите од човечкото око (CIE, 2004; ISO 11664-2, 2007).

**Посредните бои** се создаваат преку модификација на светлината во интеракција со одредени материјали. Кога светлината паѓа на даден објект, може да се јават физички феномени како апсорпција, рефлексija, пренос или расејување, кои ја определуваат перципираната боја (Billmeyer & Saltzman, 2000; Ohta & Robertson, 2005).

**Трансмисија-** Пропуштањето на светлината (трансмисија) се јавува кај транспарентни материјали, каде што рефлексijата е минимизирана. Степенот на пропусност зависи од индексот на прекршување (refractive index), кој претставува однос меѓу брзината на светлината во воздухот и нејзината брзина во даден материјал. Овој индекс овозможува проценка на тоа колкав дел од светлината ќе помине низ материјалот (Junginger & Haeringer, 1972).

**Апсорпција-** Материјалите кои апсорбираат дел од светлината обично се обоени или пребоени. Во повеќето случаи, апсорбираната светлина се претвора во топлинска енергија (Ohta & Robertson, 2005; Billmeyer & Saltzman, 2000).

**Расејување-** Овој феномен е предизвикан од интеракцијата на светлината со молекулите на материјата со која се сретнала и емисијата на светлина во различни насоки. Ако материјалот има ист индекс на прекршување како и материјалот низ кој дошла светлината, нема да има расејување на светлината. Доколку индексите на прекршување се разликуваат, ќе има помалку или повеќе расејување. Ако концентрацијата на честичките на материјата е висока, а со тоа и количината на расфрлани зраци, се вели дека дошло до дифузно расејување на светлината. Во случај кога концентрацијата на честичките во материјалот е помала и еден дел од светлината е расеан, а еден дел само поминал низ материјалот, таквиот материјал се нарекува просирен. Ако светлината не поминува низ материјата, материјата се нарекува непросирна.

**Рефлексија-** Отфрлањето на светлината е еден од најважните физички феномени за феноменот на видот. Зраците што се рефлектираат од површината (рефлексија на површината) или подлабоките слоеви на објектот (рефлексија на волумен) допираат до окото и предизвикуваат стимул што се доживува во мозокот како боја. Непросирните предмети делумно ја апсорбираат светлината, додека остатокот од светлината се рефлектира. Предметите со светла боја го рефлектираат најголемиот дел од зраците, додека темните објекти апсорбираат најголем дел од зраците. Идеалните црни тела не ја рефлектираат светлината. Кај овој тип на објекти апсорпцијата на светлината е целосна. Ако површината на објектот апсорбира сино-виолетови нијанси, и ги рефлектира црвените и зелените нијанси, ќе дојде до „мешање“ на боите, па окото ќе го регистрира рефлектираниот зрак како жолта боја (Ohta & Robertson, 2005; Billmeyer & Saltzman, 2000).

**Флуоресценција-** претставува физички феномен при кој одредени супстанции кога се изложени на електромагнетно зрачење, апсорбираат енергија и електроните во електронските обвивки на нивните молекули преминуваат во „возбудена“ состојба, односно се движат на повисоки електронски нивоа. При враќањето во нивната првобитната состојба односно нивната основна енергетска состојба, електроните ослободуваат дел од апсорбираната енергија во форма на електромагнетно зрачење со подолга бранова должина од онаа

првично апсорбираната. Овој процес се нарекува флуоресценција и претставува основа за појавата на флуоресцентна светлина кај различни материјали, вклучувајќи ја и денталната керамика (Lakowicz, 2006; Ohta & Robertson, 2005). Во стоматологијата, флуоресценцијата има важна улога во естетската интеграција на реставрациите, бидејќи природните заби покажуваат карактеристично флуоресцентно зрачење под ултравиолетова светлина. Современите стоматолошки материјали, особено керамичките и композитните системи, се дизајнирани да ја имитираат оваа оптичка особина за да обезбедат природен изглед во различни светлосни услови (Dietschi et al., 1994; Joiner, 2004; Paravina et al., 2004).

**Гониометриски аспект на материјата-** Површината врз која паѓа светлината во голема мера влијае на сите досега опишани оптички феномени. Нерамните, закривените или грубите површини ја рефлектираат светлината на различен начин, што резултира со различно субјективното доживување на бојата кај набљудувачот. Ова субјективното перцепциско искуство ќе зависи од аголот под кој светлината паѓа на површината, аголот под кој гледа набљудувачот, како и од текстурата и обликот на самата површина (Berns, 2000; Moreno, 2010; Linnell & Foster, 2002).

### Перцепција на бојата

Перцепцијата на бојата не е само физиолошки процес на примање на електромагнетно зрачење со одредена бранова должина, туку субјективно искуство на визуелен стимул кој стигнува до мозокот преку комплексен оптички апарат.

Човечкото око претставува сензорен орган кој ја регистрира електромагнетната радијација од видливиот спектар, претворајќи ја во невронски сигнали што се обработуваат во мозокот. Светлината најпрво минува низ **рожницата (cornea)** и **леќата (lens)**, а потоа се фокусира врз **мрежница (retina)**, која се наоѓа во задниот дел од очното јаболко.

Централниот дел на мрежницата е наречен **макула (macula lutea)**, а во нејзиниот центар се наоѓа **фовеата (fovea centralis)** – мала депресија широка приближно **1 милиметар**, каде што се постигнува највисока острината на видот и најпрецизна перцепција на бојата (Kolb, 2003). Фовеата е составена исклучиво од **чепчиња (cones)** – тип на фоторецепторни клетки одговорни за перцепција

на боја и детална визија при силна светлина. Околу фовеата, доминираат **стапчињата (rods)**, кои се чувствителни на слаба светлина, но не учествуваат во перцепцијата на боја.

Интересно е што од вкупната светлина што допира до мрежницата, само дел од неа се апсорбира од фоторецепторните клетки, а се проценува дека околу **20% од светлината** е ефикасно регистрирана и обработена (Zelanski & Fisher, 2003).

Рожницата содржи околу 100 милиони стапчиња и околу 6 милиони чепчиња, Овие клетки ја пренесуваат информацијата до мозокот преку **оптичкиот нерв (nervus opticus)**, каде што се одвива финалната обработка и интерпретација на бојата и обликот на објектите (Purves et al., 2012).

*Стапчињата* се фотосензитивни клетки кои се наоѓаат во мрежницата и се специјализирани за перцепција на светлината при ниски нивоа на осветленост. Тие се одговорни за детекција на светлина и темнина, но не учествуваат во перцепција на бојата. Во нивниот структура во надворешниот сегмент се наоѓаат бројни дисковидни мембрани кои содржат висок процент на родопсин, специјализиран фотосензитивен пигмент што апсорбира фотони. Родопсинот се состои од опсин (протеин) и ретинал (дериват на витамин А). Кога е изложен на светлина, родопсинот се фотохемики изменува (т.н. „избелување“) што предизвикува активација на фототрансдукцискиот пат и резултира со намалување на ослободувањето на невротрансмитер во темнината (Yau & Hardie, 2009).

Клучна карактеристика на стапчињата е нивната извонредна чувствителност: тие се приближно **1.000 пати почувствителни на светлина од чепчињата (cones)** (Purves et al., 2012). Благодарение на тоа, стапчињата се активираат дури и при минимална светлина, овозможувајќи видливост во темни услови, додека чепчињата остануваат неактивни.

*Чепчињата* претставуваат фотосензитивни рецепторски клетки во ретината кои се одговорни за перцепцијата на бојата. Иако деталната физиологија на нивното функционирање сè уште не е целосно разјаснета, постојат повеќе теории кои го опишуваат нивниот механизам на дејствување. Познато е дека тие содржат пигмент наречен јодопсин, кој е структурно и функционално сличен на родопсин и игра клучна улога во трансдукцијата на светлосните дразби (Hofmann & Palczewski, 2015). Една од водечките теории

сугерира дека постојат три типа на чепчиња, секој чувствителен на различен опсег на бранови должини: долги (црвени), средни (зелени) и кратки (сини/виолетови) бранови. Овие три типа овозможуваат трихроматска перцепција на бојата (Cao, Pokorny, & Smith, 2005).

Трихроматската теорија, позната и како теорија на Јанг–Хелмхолц (Young–Helmholtz), сугерира дека перцепцијата на бојата произлегува од комбинираната стимулација на трите типа на чепчиња во ретината, секој чувствителен на различни бранови должини: кратки (сино), средни (зелено) и долги (црвено). Разликите во интензитетот на активирање на овие три рецепторски типа овозможуваат перцепција на целиот спектар на бои (Logvinenko, 1999).

Од друга страна, теоријата на спротивни бои на Херинг (Hering) претпоставува дека перцепцијата на бојата се базира на антагонистички парови на бои – црвено-зелено, сино-жолто и бело-црно. Се смета дека одредени нервни клетки во визуелниот кортекс се активираат од една боја од парот и инхибираат од другата, што овозможува диференцијација и препознавање на широк спектар на нијанси (Kumar & Choudhury, 2014).

Стимулот создаден во чепчињата преку очниот нерв се пренесува до хијазмата, каде што се вкрстуваат нервните патишта, овозможувајќи пренос на импулси од левото око во десната хемисфера на мозокот и обратно. По хијазмата, информациите продолжуваат кон таламусот, каде се синапсираат во латералното геникулирано јадро (лат. *nucleus geniculatus lateralis*), формирајќи ја примарната визуелна патека. Оттаму, визуелните дразби се проектираат кон примарниот визуелен кортекс, лоциран во окципиталниот лобус. Овој регион претставува главен центар за примање и почетна обработка на сензорни информации од визуелниот систем. Во примарниот визуелен кортекс, постојат специјализирани невронски структури („грутки“) кои регистрираат и анализираат црвено-зелени и сино-жолти дразби, што претставува основа на колориметрискиот систем на перцепција. Од овој регион, визуелната информација се проследува во секундарниот визуелен кортекс, составен од тенки и дебели ленти, каде се процесираат податоци поврзани со движење и слики со висока резолуција. Преку активноста на ензимот цитохром оксидаза, понатаму се активираат и дополнителни региони, како третиот, четвртиот и

петиот визуелен кортекс (т.н. IT кортекс), каде се изведува сложена анализа на обликот и формата на објектите (Hubel & Weisel, 2005; Sangwine & Horne, 1998).

Перцепцијата на бојата е комплексен психо-сензорен процес кој не зависи единствено од физичките својства на светлината и објектите, туку и од социјалниот, културниот и контекстуалниот фактор. Културните разлики во перцепцијата на бојата се документирани уште во историјата на теоријата на боите (Goethe, 1840/1970). Покрај културното условување, значајно влијание има и непосредната околина во која се набљудува бојата. Овој феномен, познат како **хроматска индукција**, укажува дека перцепцијата на една боја може да биде изменета поради боите што ја опкружуваат.

Исто така, перцепцијата на бојата е условена од условите на осветлување. Идеално, бојата треба да се одредува под природна дневна светлина помеѓу 10 и 15 часот, кога спектралниот состав на светлината е најстабилен. Сепак, за да се добие реална проценка, бојата треба да се проверува и под различни извори на светлина, бидејќи одредени бои може да изгледаат различно во зависност од спектарот на изворот на светлина. Овој феномен е познат како **метамеризам**, каде различни спектрални композиции можат да резултираат со идентичен визуелен впечаток (Billmeyer & Saltzman, 1981).

### Боја на забите

Природната боја на забите е како мозаик која се испреплетува од жолта, сива до бела боја. Тој мозаик се менува од пациент на пациент, од заб на заб, започнувајќи од раѓање па се до стареење, бојата на забите се менува. Кога ја одредуваме бојата на забот потребно е да се земе во предвид слоевитата структура со различна дебелина на слоевите како и степенот на транслуценција на поедини слоеви. Различната површинска текстура на забот може да влијае на перцепцијата на бојата. Забите често се опишуваат како полихроматски со различни тонови на светлина и заситеност. Физиологијата на природната боја на забите е таква што зависи од интеракцијата на светлоста со емајлот и дентинот.

Таа претставува сложен феномен кој зависи од хистолошката структура, оптичките својства и виталноста на забот, возраста на личноста, надворешните влијанија (пигментација, консумирање црвено вино и кафе, пушење итн.) како и квалитетот на изворот на светлината. Појавата на основната боја на природниот

заб се создава со рефракција (прекршувањето) и рефлексија на упадната светлина на безбојните кристали на емајлот и дентинот. Еден дел од упадните светлосни зраци се рефлектираат од површината на забот, а другиот дел делумно се апсорбира. Апсорбираната светлина се прекршува на самите кристали, чија големина и структура го одредуваат формирањето на бојата (Joiner, 2004).

Емајлот поради високиот процент на минерали (околу 95%), е најцврстото ткиво во нашето тело. Високата минерализација, како и својствата и редоследот на подреденост на кристалите на хидроксилапатитот, му даваат на ова забно ткиво тврдост, цврстина, трансlucentија како и одреден рентгенски опациетет. Оптичкиот впечаток на бојата на емајлот зависи од составот, структурата, густината, степенот на опалесценција и изгледот на површината. Како и кај дентинот, и овие параметри се менуваат во текот на животот. Секоја промена во структурата, без разлика дали е механичка, хемиска или биолошка по природа, ја менува проѕирноста, која често има синкаста боја. Во средната третина се намалува дебелината на емајлот, а поради присуството на дентин во позадина се намалува и трансlucentијата што доведува до промена на бојата на самиот заб. Дебелината на емајлот во цервикалната третина е само 0,2-0,3 mm, а основната боја на дентинот е најизразена во овој дел од забот (Ten Bosch & Coops, 1995)

Оптичките својства на емајлот зависат од густината, како и од самиот состав. Природните заби имаат слоевита градба, во која дентинот се наоѓа во средината како јадрена структура, а во пределот на коронката е опкружен со слој на емајл. Дентинот е високо калцифицирано ткиво, претежно со жолтеникава боја, со релативно висок степен на заматеност или непроѕирност поради тубуларната структура, додека емајлот е полупроѕирен, со сива до синкаво-бела боја, а истиот е најдебел на оклузалната површина кога станува збор за бочните заби како и во пределот на инцизалните површини кога станува збор за фронталните заби, а постепено се истенчува одејќи кон вратот на забот и завршува во емајлово-цементното споиште. Се верува дека оптичките својства на емајлот главно се под влијание на кристалите на хидроксилапатитот. Поради високиот степен на трансlucentност на емајлот, се смета дека бојата на забите главно се одредува според бојата на дентинот, додека емајлот само ја

модифицира истата. Бојата на емајлот може хронолошки да се класифицира на емајл на помлада личност (се карактеризира со тон на бела боја со висока опалесценција и ниска транслуценција), емајл на возрасен со неутрален тон на боја (умерена опалесценција и средна транслуценција) и емајл на постара личност (жолтеникав до сивкаст тон и поголема транслуценција). Фините кристали на емајлот му даваат сивкав тон на забот, а призматичните кристали на дентин во комбинација со колаген му даваат на забот жолт тон. Дентинот примарно ја одредува бојата на забите, а емајлот со својата дебелина и транспарентност само дополнително ја обликува основната боја на забите, односно емајлот само ја модифицира самата боја.

Забите се светли, претежно бели, со повеќе или помалку нијанси на жолта, сива, кафена, портокалова, сина и розева боја. Нијанси на бои и тонови на осветленост варираат на секој заб или помеѓу забите во забниот низ. Поради нехомогената структура, ниту еден заб нема унифицирана боја, туку се карактеризира со различни нијанси и степени на транслуцентност кои човековото око тешко ги забележува и разликува. Централниот дел односно средната третина е најчесто најсветла, и се движи кон инцизалниот раб, додека во пределот на цервикалната третина, најчесто доминираат потемни нијанси. Покрај тоа, боите на забите во забниот низ се разликуваат едни од други, при што фронталните заби се посветли за разлика од бочните кои најчесто се потемни. Канините имаат најтемна боја во пределот на вратот на забот, поради тоа што и во тој предел се и најмасивни, а исто така околните меки структури на усната празнина можат да влијаат на бојата на забите, како и самата влажност придонесува модификација на бојата. Природните заби, покажуваат различен тек на бојата од инцизалниот раб па се до вратот.

Бојата на забите исто така се менува во текот на животот, истите стануваат потемни со возраста поради таложење на минерали во дентинот, надворешното обојување од храната и пијалоците, како и од постепеното трошење на емајлот што доведува до истенчување на истиот па поради самиот процес дентинот има се поголемо влијание врз бојата.

Пулпата, дентинот и емајлот поседуваат различни оптички својства. Пулпата има важна улога во дефинирањето на бојата на забите, црвената боја на пулпата ја дава всушност средината на забот.

Кај младите пациенти, пулпата има светло розова боја, што е особено видно на оралните површини на забите. Со текот на времето, просторот на пулпата се стеснува, што го намалува влијанието врз бојата на забите. Најважната улога во одредувањето на природната боја на забите има дентинот. Дентинот ја опкружува пулпата и е покриен во пределот на анатомската коронка со емајл, а во пределот на коренот со цемент. Во споредба со емајлот, нискиот процент на минерали во дентинот (околу 70%) и високиот процент на органски материји (околу 20%) ја објаснуваат релативноста на опацитетот на примарниот дентин. Дентинските тубули кои се протегаат низ дентинот се причина за селективно прекршување на светлината, при што некои зраци на светлина се рефлектираат, а други се апсорбираат.

Примарниот дентин се менува со таложеење на минерали во тубулите. Дополнително, се создава секундарен дентин (физиолошки), како и терцијарен (репаративен) дентин, со различна структура и состав, што влијае на оптичките својства на самиот заб. Секундарниот дентин се формира бавно во текот на животот (O'Brien, Hemmendinger, Boenke, Linger, & Groh, 1997).

Во споредба со примарниот дентин, тој има поголем процент на минерални материји, а неговата непроѕирност (опацитет) е помала. Покрај тоа, степенот на заситеност на бојата е поголем. Терцијарниот дентин покажува поголема заситеност на бојата во споредба со примарниот и секундарниот дентин, но е ограничен само на областа на оштетување и, по правило, покажува повисок степен на заситеност со минерали. Со стареењето, се јавува хиперминерализација на дентинот (склероза). Дентинските тубули се стеснуваат и одонтбластичните продолжетоци се повлекуваат. Ова влијае и на корените, кои со текот на времето стануваат потранспарентни. Транспарентниот дентин создаден на емајловото-дентинскиот спој може да покаже различни степени на транслуценција. Оваа зона содржи висок процент на минерали и игра многу важна улога во преносот на светлината низ тврдите забни ткива. Делува како оптичко влакно и ја зголемува проѕирноста на забите. Транспарентен дентин, долж емајлово дентинскиот спој, почесто се забележува кај постари пациенти (Hraste, 1981).

### **Современ колориметриски состав на бојата**

Поимот „современ колориметриски состав на бојата“ се однесува на научниот, мерлив пристап за дефинирање, опишување и квантитативно

анализирање на бојата врз основа на нејзините основни компоненти. Овој пристап се користи во многу полиња, вклучително и во естетската стоматологија, за објективно одредување и репродуцирање на бојата на забите.

Под „современ колориметриски состав на бојата“ спаѓаат следните основни елементи:

1. Тродимензионални системи за опишување на бојата
2.  $\Delta E$  – Колориметриска разлика
3. Спектрални параметри и криви
4. Оптички својства што влијаат врз составот на бојата
5. Современи техники и технологии (спектрометри, колориметри, дигитални фото-системи со колор-анализа, компјутерски модели за симулација на боја и светлина (Shade Mapping))

### Колориметриски системи

Основната улога на колориметриските системи е прецизно дефинирање, мерење и обележување на бојата. Постојат бројни системи за одредување на бојата, кои генерално се класифицираат во три главни категории: *визуелни системи* (базирани на субјективна проценка), *физички системи* (базирани на спектрални мерења) и *психофизички или математички системи* (базирани на стандарди и формули кои ја поврзуваат физичката и визуелната перцепција на бојата) (Billmeyer & Saltzman, 2000; Hunt & Pointer, 2011).

- **Системи базирани на мешање на бојата**- оваа група на системи е прилагодена пред се на CRT (cathode ray tube) екрани и не е доволно прецизна и едноставна за колориметриски испитувања во дентална медицина. Во оваа група припаѓаат: RGB(Red, Green, Blue-адитивен систем користен за екрани, монитори, ТВ), CMYK (Cyan, Magenta, Yellow, Key/Black-суптрактивен систем за печатење), NTSC(National Television System Committee-систем за телевизиска репродукција на боја) итн.
- **Системи базирани на перцепција на бојата**- Оваа група системи го вклучува набљудувачот како клучна алка во процесот на одредување на бојата на забите. Визуелната перцепција на бојата на поединецот ја формира суштината на овие системи. Бидејќи различни луѓе не ги

перцепираат боите на идентичен начин, неопходно е да се заклучи дека оваа група системи не е доволно прецизна и доверлива. Концептуалниот систем на организираната перцепција на бојата во пракса се покажа како многу успешна. Најпознат колор-перцепциски систем се смета дека е Munsell-овиот систем на бојата. Американскиот сликар-портретист Алберт Мунсел во 1915 година го изработил т.н. Мунселово стебло на боја, во кое секоја боја од Мунселовата палета е класифицирана врз темел на основни атрибути кои во потесна смисла ја дефинираат секоја боја. Munsell-овиот систем на бои. (Munsell 1905) . Ова е првиот голем чекор во систематизацијата на боите. Мунсел вовеле тридимензионален систем на бои со три основни компоненти:

- *H (hue)*-основна боја. Сите бои се распоредени во круг (360°), со десет основни бои: црвена (R), жолто-црвена (YR), жолта (Y), зелено-жолта (GY), зелена (G), сино-зелена (BG), сина (B), виолетова-сина (PB), виолетова (P) и црвено-виолетова (RP). Спектралниот простор помеѓу секои две основни бои е поделен на 10 под-нијанси.
- *V (value)* светлината е ахроматска компонента на бојата. Претставен е со вертикална оска што минува низ центарот на кругот. Вредностите се од 0 (црно) на дното на оската, до 100 (бело) на врвот на оската, со различни нијанси на сиво помеѓу нив.
- *C (chroma)* или заситеноста на бојата ја претставува концентрацијата и интензитетот на бојата во одредена нијанса. Најмалата заситеност (Chroma=0) се наоѓа во центарот на бојниот круг, на ахроматската оска, каде се присутни неутралните бои (црна, бела и сива). Со зголемување на Chroma, бојата станува поинтензивна и се движи кон периферијата на кругот (Billmeyer & Saltzman, 2000).

Визуелното определување на боите во стоматологијата е токму боја-перцептивен концепт, а разбирањето на тридимензионалниот систем на бои во голема мера го олеснува правилниот избор на бојата на забите од страна на лекарот. Покрај Munsell-овиот систем, овде треба да се спомене и Natural Color System (Природниот систем на бојата) NCS (Hering, 1964). Овој систем се темели на физиологијата на окото и комбинацијата на „спротивните“ бои: црно-

бела, црвено-зелена и жолто-сина. Според оваа теорија, шест одделни сензации дејствуваат независно како дразби, а не како мешавини на соседните бои.

- **Системи базирани на совпаѓање на бојата (Color Matching Systems)**

Системите базирани на совпаѓање на бојата претставуваат најпрецизна и најобјективна група на системи за класификација и мерење на бојата. Најголемата предност е можноста за квантитативна и репродуцибилна систематизацијата на боите, што е од особена важност во области како што се естетска стоматологија и производствената индустрија на стоматолошки материјали (Billmeyer & Saltzman, 2000).

Во текот на својата историја, **Меѓународната комисија за осветлување (CIE – Commission Internationale de l'Éclairage)** има развиено и континуирано подобрувано неколку колориметриски системи, меѓу кои се вбројуваат: **CIE 1924**, **CIE 1931 (CIE31)**, **CIE 1964 (CIE64)**, **CIE 1976 (CIE76 или CIELAB)**, **CIE94** и **CIEDE2000** (Luo et al., 2001). Овие системи ја поставија основата за современото научно мерење на боја (Ju, Chen, & Lin, 2012).

Најшироко применуван од овие е **CIE Lab\*** системот, претставен во 1976 година, кој ја опишува бојата во тродимензионален простор и се смета за златен стандард во објективната колориметрија (McLaren, 1976). Овој систем користи декартови координати за да ја пресмета бојата во просторот. Позицијата на бојата е опишана во однос на измерената вредност на променливата  $L^*, a^*, b^*$  Системот се состои од следните компоненти:

- **$L^*$**  – параметар за светлина (lightness), претставува осветленост со опсег од 0-100 (црно - целосно бело) и е нормална на оските  $a^*$  и  $b^*$  со вредности од 0 (апсолутно црно) до 100 (апсолутно бело), што претставува вертикална, ахроматска оска, слична на вертикалната оска кај Munsell-овиот систем.
- **$a^*$**  – хроматска координата која ја опишува позицијата помеѓу зелена (–) и црвена (+).
- **$b^*$**  – хроматска координата која ја опишува позицијата помеѓу сина (–) и жолта (+).

Овој високо применлив и широко користен систем на бои се користи во бројни научни студии кои се занимаваат со боја и визуелна перцепција. Таа е

најприфатлива бидејќи сите три променливи (тон, заситеност, осветленост) даваат нумерички опис на положбата на бојата во тродимензионалниот простор на бои. Овој модел овозможува прецизно мерење на боите и е применлив во различни индустрии, вклучително и во стоматологијата, каде точната репродукција и комуникација на боја се клучни за естетски успешни резултати (Paravina & Powers, 2004).

### **Колориметриски разлики и примена на CIELAB системот во стоматологијата**

Колор-перцептивната компонента на системот CIELAB овозможи негово широко прифаќање и примена на овој систем во денталната медицина, каде што прецизното одредување и репродукција на бојата се од суштинско значење за естетски успешни реставрации (Paravina & Powers, 2004). Една од најважните карактеристики на овој систем е можноста за објективно мерење и изразување на разликите помеѓу боите преку таканаречената **колориметриска разлика ( $\Delta$ )**. Разликата на бојата може да се измери индивидуално за секоја од трите компоненти ( $\Delta L^*$  (разлика во светлината (lightness) ),  $\Delta a^*$  (разлика во зелено-црвената оска),  $\Delta b^*$  (разлика во жолто-сината оска). Дополнително, за сеопфатна проценка се користи вкупната разлика во бојата ( **$\Delta E$** ), која претставува едноставен индикатор за степенот на визуелно перцепирана разлика помеѓу две бои. Означувањето „E“ во  $\Delta E$  потекнува од германскиот збор Empfindung, што значи „сензација“ или „перцепција“ (Judd, 1932). Тоа ја симболизира субјективната природа на визуелната перцепција на разликата во боја.

Разликата помеѓу двете бои што се споредуваат се пресметува според следната формула :

$$\Delta E^* = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$

На овој начин претставените  $L^*a^*b^*$  координати се нарекуваат правоаголни координати и одговараат на природниот систем на бои NCS (Natural Color System), т.е. способноста на окото да комбинира „спротивни“ бои. Таканаречените поларни координати,  $C^*$  и  $h^\circ$ , на системот CIElCh (CIEHLC) се пресметуваат од вредностите на координатите  $a^*$  и  $b^*$ . (Fairchild, 2013)

Поларните координати  $C^*$  (хрома, заситеност на боја) и  $h^\circ$  (агол на боја, го претставува аголот во CIELAB точката на бојата) и ги заменуваат  $a^*$  и  $b^*$  координатите од системот CIELAB. Компонентата  $L^*$  (осветленост) останува непроменета. Поларните координати се пресметуваат со помош на следните формули:

$$C^*_{ab} = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}}$$

$$h^\circ_{ab} = \arctan\left(\frac{b^*}{a^*}\right)$$

Најновата и најпрецизна формула за пресметување на колориметриски разлики е **CIEDE2000**, официјално усвоена во 2000 година од страна на **CIE (Commission Internationale de l'Éclairage)**. Оваа формула ја подобрува точноста на претходниот **CIE76** модел, особено во случаи каде што постојат сложени перцептивни разлики кои не се адекватно опфатени со претходните модели (Luo et al., 2001; Sharma et al., 2005).

Во развојот на **CIEDE2000** беа воведени неколку значајни промени:

1. **Термин за боја (RT)** – ротациски термин што ги зема предвид перцептивните нееднаквости особено во опсегот на сина боја.
2. **Компензација за неутрални бои** – подобрена чувствителност во боите со мала заситеност.
3. **Компензација на осветленост ( $S_L$ )** – овозможува подобро усогласување со човечката перцепција на светлината.
4. **Компензација на сатурација ( $S_C$ )** – ја подобрува точноста во различни нивоа на заситеност.
5. **Компензација на основна боја ( $S_H$ )** – ги коригира разликите во хрома и нијанса.

Каде што  $S_L, S_C$  и  $S_H$  ја приближуваат вкупната разлика во бојата за варијации во положбата за сите три димензии на бојата (основна боја, заситеност и светлина), додека  $K_L, K_C$ , и  $K_H$  претставуваат параметриски фактори кои дефинираат експериментални услови во кои се врши одредување на боја.

Пресметувањето на вредноста на  $\Delta E$  со помош на нова формула е значително попрецизна за проценка на визуелната разлика во боја, особено кај ниски или високи заситености или во синиот регион, што е од големо значење во естетската стоматологија, така што новите колориметриски системи најчесто се користат во пракса (Paravina et al., 2015).

### **CIE L\*C\*h\* состав**

Системот на бои CIE L\*C\*h\* користи поларна претстава на бојата за да ја пресмета бојата во просторот. Позицијата на бојата (координатата) се пресметува малку поинаку, при што осветленоста на бојата L\* не се менува. Со оглед на растојанието од променливата L\* (светлина, леснотија), новата променлива C\* (хрома, интензитет на боја) и аголот h\* (нијанса, тон на боја) ја одредуваат положбата на бојата во координатниот систем.

Позицијата на бојата се опишува со преземање на односот на растојанието од променливата L\*, C\* (хрома - интензитет на боја, сатурација) и аголот h\* (hue - нијанса) создаден меѓу нив. Аголот на векторот h\* (агол на боја) го дефинира тонот на бојата во рамнината формирана од оските a\* и b\*. Во исто време, 0 ° означува црвен тон, а 90 ° жолт тон. Должината на векторот h\* (a\* b\*) се означува како сатурација C\* и се движи од 0 до 60 хроматски единици, додека 60 ќе означува целосна заситеност на тонот на бојата

### **Колориметриска разлика во обојување $\Delta E$ вредност**

Колориметриската разлика во обојувањето е просторното растојание помеѓу двете точки што ја опишуваат бојата. Во описот на просторот, бојата е означена како  $\Delta E$ , и се пресметува со следната формула.

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

Параметарот  $\Delta E$  ја дава вредноста на разликата помеѓу две бои (примерок и референца), односно растојанието помеѓу двете координати што го заземаат тие две бои во координатниот систем (простор на бои) се утврдува. Во психометриското претставување на просторот на боите на природните заби, се

претпоставува дека посветлите заби се со помалку интензивна боја и припаѓаат на жолтиот простор на координатниот систем, а потемните заби имаат поинтензивна боја и покриваат поголем дел од црвениот простор. За да се постигне задоволителна објективност и прецизност при одредувањето на бојата на забите, најефективен начин е користење на дигитални уреди за мерење на бојата на забите (колориметри, спектрофотометри и колориметриски дигитални фотоапарати). Таквите уреди во конекција со компјутерите, покрај просечната  $\Delta E$  вредност и точна разлика во светлината  $\Delta L$ , заситеност  $\Delta C$  и нијансите  $\Delta h$ .

Во практична примена, поради индивидуалните разлики во перцепцијата, можни се значителни отстапувања. Затоа, многу е важно да се одредат границите на визуелната перцепција на разликите во бојата користејќи ја вредноста  $\Delta E$ . Schwarberger и Goodkind објаснуваат дека најмалата забележлива разлика помеѓу два меѓусебно поврзани примероци на боја е дефинирана со опсег  $\Delta E$  од 0,5 - 1,0 (Schwabacher & Goodkind, 2008).

Hindl и Harrison опишуваат разлика во вредноста на  $\Delta E > 1$  видлива со голо око кај 50% од набљудувачите во контролирани услови и разлика од  $\Delta E$  помеѓу 2,2 и 4,4 видлива и во клинички услови (Hindle & Harrison, 2000; Wyszecki & Stiles, 1982; O'Brien, 1997).

Бројни автори сметаат дека вредноста на  $\Delta E$  одговара на следната визуелна перцепција (Johnston & Kao, 1989; Paravina et al., 2002; Douglas et al., 2007; Khashayar et al., 2014):

$\Delta E < 0,5$  занемарлива разлика која се препишува на непрецизноста на мерниот уред

$\Delta E < 1$ - неприметна разлика во бојата

$\Delta E$  помеѓу 1-2 ја распознаваат тренирани набљудувачи со извезбано око

$\Delta E > 2$  го воочува и нетренирано око и се смета за значајна или сигнификантна разлика

$\Delta E > 2,5$  или 2,72, во клинички услови, степенот на толеранција (во in vitro услови) е поголем бидејќи отстапувањата на бојата потешко се забележуваат во неконтролирани услови

$\Delta E > 3,7$  или  $\approx 5,5$  се смета за клинички неприфатлива

Согледувањето на разликата во боја зависи од неколку фактори како што се: големината на површината, степенот на контраст, текстурата и карактеристиките на површината, околината и типот на осветлување. Овие параметри се тесно поврзани и претставуваат клучни фактори во проценката на промените во бојата, особено при употреба на спектрофотометриски методи. Неправилното проценување на бојата на забите е чест проблем во клиничката пракса и често води до незадоволителни резултати од протетската терапија. Според Pensler (1998), различното осветлување (на пример, природна дневна светлина или стоматолошка ламба), како и субјективната перцепција на членовите од терапевтскиот тим, може да резултираат со неспособност да се воочи реалната разлика помеѓу две нијанси, иако едниот заб е реално посветол, а другиот потемен.

### **Оптички својства кои влијаат врз составот на бојата:**

#### **Транспаренција**

Транспарентноста и транслуценцијата се фундаментални оптички својства кои играат клучна улога во перцепцијата на бојата на забите и во естетиката на стоматолошките реставрации. Под **транспарентност** се подразбира способноста на материјалот да пропушта светлина со минимална дифузија, при што се овозможува јасно гледање на објектите зад него, како кај стаклото. Во контекст на стоматологијата, сепак, почесто се зборува за **транслуценција** – својство при кое светлината се пропушта низ материјалот, но се распрснува, така што објектите зад него не се јасно видливи (Terry, 2003).

Степенот на транслуценција зависи од интеракцијата на светлината со материјалот: дел од светлината се пропушта, дел се апсорбира, а дел се рефлектира. Кога поголемиот дел од упадната светлина се пропушта, објектот се перципира како попосирен. Наспроти тоа, зголемената рефлексивност ја намалува транслуценцијата и го прави објектот визуелно понепосирен или целосно непосирен (Yu et al., 2009).

Овие оптички карактеристики директно влијаат врз перцепцијата на бојата на забите. Колку повеќе светлина се рефлектира од површината на забот и се враќа во окото, толку побела и посветла ќе се перципира бојата. Транслуцентните површини, пак, дозволуваат дел од светлината да навлезе и да се дисперзира

низ структурата, поради што визуелниот впечаток е потемн (Joiner, 2004). Ова значи дека **непросирни стоматолошки реставрации** може да изгледаат неприродно светли и „безживотни“, додека премногу просирни реставрации може да изгледаат потемни и да не се вклопат со природниот дентин и емајл (Terry, 2003; Paravina et al., 2004).

Бидејќи природните заби се карактеризираат со варијабилен степен на трансlucentија – кој се менува од инцизалната до цервикалната зона – прецизното реплицирање на ова својство е клучно за постигнување на естетски и природен изглед на протетските конструкции (Dietschi et al., 2000).

### Опалесценција

**Опалесценцијата** е оптичка појава што се јавува кога светлината се дисперзира од честички вградени во транспарентен или трансlucentен материјал кои имаат значително различен индекс на рефракција од околниот медиум. Овие честички, поради својата големина и оптички својства, предизвикуваат различна дисперзија на различни бранови должини на светлината, при што **пократките бранови должини (сината светлина)** се расејуваат повеќе од **подолгите бранови должини (црвената светлина)**. Ова резултира со појава при која материјалот изгледа синкав кога се гледа од одредени агли и под одредени услови на осветлување, иако самиот материјал е безбоен (Kim et al., 2009).

Во стоматологијата, опалесценцијата е особено важна за естетиката бидејќи е карактеристична за емајлот. Во структурата на емајлот, улогата на „оптички призми“ ја играат **кристалите на хидроксилапатитот**, кои предизвикуваат слично расејување на светлината. Оваа појава е причина зошто емајлот понекогаш изгледа со синкав или сивкаст тон, особено во инцизалните зони, иако самата структура е полупросирна и безбојна (Joiner, 2004).

**Опалесценцијата** придонесува за визуелната осветленост и природниот изглед на забите преку одразување и расејување на светлината на нивната површина, наместо нејзино целосно пренесување низ структурата. Истовремено, таа создава **оптичка длабочина и виталност**, својства кои се клучни за постигнување на природен изглед при изработка на естетски стоматолошки реставрации (Terry, 2003).

## **Флуоресценција**

Флуоресценцијата претставува оптички феномен при кој одредени материјали апсорбираат електромагнетна радијација од невидливиот дел на спектарот, најчесто од ултравиолетовите (UV) зраци, и ја емитуваат повторно во форма на зраци со подолга бранова должина од видливиот спектар, обично во синиот регион (Weiss, 1999). Овој процес се одвива скоро инстантно и завршува кога ќе престане изложеноста на изворот на UV светлина.

Во стоматолошкиот контекст, флуоресценцијата е карактеристика на природните забни ткива, особено на дентин и емајл, и има значајно влијание врз перцепцијата на бојата и естетиката на забите (Hall et al., 1970). Дентинот е значително повеќе флуоресцентен од емајлот, главно поради неговата повисока содржина на органски материји, што резултира со поголема способност за апсорпција и емисија на светлина (Kosovel, 1973).

Клинички гледано, флуоресценцијата има директно влијание врз визуелниот впечаток на бојата: при зголемена флуоресценција, доаѓа до намалување на заситеноста на бојата (chroma), што значи дека забите се перципираат како визуелно посветли и понежни (Joiner, 2004). Овој ефект е особено значаен при изработка на естетски надоместоци, каде што материјалите со слични флуоресцентни својства како природните заби создаваат поавтентичен изглед под различни услови на осветлување, вклучително и под UV светлина.

## **Текстура на површина**

Текстурата на површината влијае на рефлексивноста на светлината - грубите површини доведуваат до дифузна рефлексивност, додека кај мазните површини доминира спекуларната рефлексивност. Сјајните, мазни површини изгледаат потемни и позаситени од мат и груби површини. Поголемиот сјај на забите придонесува за витален изглед, со оглед на фактот што површината се троши со текот на годините и сјајот се губи. Во овој контекст, треба да се нагласи важноста од конечно полирање или нанесување на глазура на реставрацијата за да се постигне најприроден изглед.

## Методи на одредување на боја во дентална медицина

Постојат различни методи за одредување и мерење на бојата во денталната медицина, но сите можат да се класифицираат во две основни групи и тоа визуелна и инструментална.

### Визуелна метода за одредување на боја

#### *Клуч за боја како визуелна метода*

Поради својата ограничена прецизност, визуелната метода за одредување на бојата најчесто се користи за проценка на сличноста помеѓу две бои на забите. Овој пристап се заснова на субјективна проценка која е под влијание на различни физиолошки и психолошки фактори, како и на својствата на самиот визуелен стимул. Иако не е целосно објективен, методот останува најшироко применуван во секојдневната клиничка пракса, пред сè поради својата едноставност, достапност и прифатливост.

Историски, првиот систематски обид за анализа на трите димензии на бојата (нијанса, хрома и светлина) во стоматологијата е направен во 1931 година од страна на Clark ED, со што се поставуваат темелите на визуелната проценка на бојата. Веќе во 1949 година, Russell HJ го патентира првиот дентален клуч за нијанси во САД, со што се воспоставува стандардизиран референтен систем за споредба на боите (Russell, 1949). Сепак, уште тогаш е забележано дека одредувањето на бојата на вештачките реставрации во однос на природните заби претставува сериозен предизвик. Природните заби покажуваат значителна трансlucentност, а споредбата со нив се усложнува поради фактори како што се осветлувањето, дебелината и анатомската положба на забите.

Исклучително е важно да се стандардизираат многу услови колку што е можно повеќе. Проценката на бојата ја дава техничарот со помош на терапевтот, додека за добра соработка во изборот може да учествува и самиот пациент. Со оглед на субјективноста и индивидуалниот пристап на секој терапевт кој избира боја, постојат некои фактори кои имаат големо влијание при изборот на одредена боја, а тоа се искуство и психофизичка состојба, возраст, замор,

услови на осветлување (метамеризам), вештачко или природно осветлување, агол на гледање, способност за разликување бои како и полот.

Одредувањето на бојата на идната реставрација е потребно да се направи на дневна светлина како и на ведро време. Стоматолошките ординации како и заботехничките лаборатории треба да имаат флуоресцентни светилки прилагодени на дневна светлина како извори на светлина. Најдобро е бојата да се одреди пред почетокот на терапевтската процедура со внимателна споредба со клучот за боја за специфичен керамички материјал, со претходно отстранување на меките и тврдите забни наслаги. Бојата не смее да се одредува по давање на анестезија, брусење на забите или доколку лицето кое ја одредува бојата е уморно. Со цел да се регенерира способноста на клетките на мрежницата да воочуваат жолта боја, очите треба да се одморат со гледање на ахроматска сива позадина краток временски период (Paravina, 2009).

Потребно е ограничување на што е можно пократко време на фокусирање на забите и тоа на 5 до 10 секунди. Првите впечатоци обично се најсигурни, а потоа е неопходно кратко да се одмори (поради што се забележува намалена осветленост и заситеност). Најдобро е да се одреди бојата на забите на дневна светлина помеѓу 10 и 15 часот, но одредената боја потребно е да се провери и со други извори на светлина за да се намали можноста за метамеризам на минимум. Бојата е потребно да се одреди во што е можно понеутрална средина односно ѕидовите на просторијата во која се одредува бојата е потребно да бидат сиви. Во случај на сомнеж, потребно е да се избере боја со поголема осветленост и помала заситеност (Kim-Pusateri, Brewer, Davis, & Wee, 2009).

Исто така, важно е при визуелно одредување на бојата да се одржува постојано растојание помеѓу очите и забите што се набљудуваат. Забот чија боја се одредува треба да биде на ниво на очите на набљудувачот на растојание од околу 50 см.

Доколку пациентот носи облека со јаки бои потребно е истиот да биде покриен со неутрална сива обвивка, а ако станува збор за пациентка на која е потребно да ѝ се одредува бојата на забите кај истата е потребно да ѝ се отстрани карминот од усните. Определувањето на светлината е потребно да биде преку полузатворени очи, со што се намалува количината на светлина што стигнува до окото, што ги деактивира чунчињара и им овозможува на стапчињата да ја разликуваат осветленоста. Канините може да се користат како референца

бидејќи имаат најголема заситеност на доминантниот тон на забниот низ (Kontayas, Kokaboura, Hussein, & Strub, 2003).

Бојата на забот се набљудува на почетокот во неговата средна третина, а првиот впечаток е исклучително важен. Кај помладите пациенти нијансите се обично посветли, додека кај постарите пациенти тие се менуваат од жолтеникава до темно сива и кафена боја. Основната боја ја обезбедува дентинскиот слој, а за конечниот изглед придонесуваат емајлот и материјалите со специјални ефекти. Менувањето на нијансата од цервикалниот дел на забот кон инцизалниот раб е постулат при примената на керамичките материјали.

Познавањето на можните интеракции помеѓу боите во стоматолошката протетика го олеснува изборот на вистинската боја на реставрацијата. Токму оваа слоевита примена на керамичките материјали при моделирање на коронката придонесува за транслуценцијата на идната коронка. Распределбата на трансlucentни и транспарентни зони ќе придонесе за „природноста“ на реставрацијата (Sorensen & Torres, 1987; Henning, 1999).

Популарноста на употребата на клучеви за боја во стоматолошката протетика се заснова околу сто години на нивната едноставност, достапност и концепт кој не е променет од самиот почеток. Се темели на прикажување на околу дваесет различни бои и групи бои (жолта, портокалова, кафеава и сивосина) кои нудат избор на бои на достапни реставративни материјали. Најважниот параметар е осветленоста бидејќи нашите очи (бидејќи имаат повеќе стапчиња од чунчиња) се почувствителни на промени во светлината и мракот отколку на мали промени во заситеноста на нијансите.

Може да се практикува правилна визуелна перцепција на бојата на забот, но секогаш е неизвесно бидејќи се заснова на субјективно искуство. Најчесто користени клучеви за одредување на бојата во клиничката пракса се;

- *Vitapan Classical* клуч за боја (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Германија). Тој е златен стандард во стоматолошката протетика со децении и е поделен во групи според бојата и осветленоста.

- *Chromascop* клуч за боја (Ivoclar Vivadent, Schaan, Лихтенштајн) Хромаскопскиот клуч за боја ги дели примероците во пет групи според основните тонови: група 100 - бела, група 200 - жолта, група 300 - светло кафена, група 400

- сива и група 500 - темно кафеава. Во рамките на групите, примероците се распоредени според зголемената заситеност на бојата. Секоја група се состои од четири примероци означени со број кој го претставува збирот на групната ознака и ознаките за заситеност 10, 20, 30 и 40. Така, во првата група примероците во боја се означени со броевите 110, 120, 130 и 140.

- *Vitapan 3D-Master* клуч

Клучот за боја *Vitapan 3D-Master* (Vita Zahnfabrik) денес станува стандард, а избраната боја може да се репродуцира со голема сигурност. Се состои од 26 примероци на боја кои се поделени во пет групи според нивната осветленост и ги опфаќаат речиси сите нијанси на бои во природата. Во рамките на овие групи, примероците се распоредени вертикално според заситеноста и хоризонтално според тонот на бојата. Во првата група има два примероци, по седум во втората, третата и четвртата група, а три во петтата. Броевите од 1 до 5 пред буквата ја означуваат групата, а со тоа и осветленоста. Колку е помал бројот, толку е поголема осветленоста. Бројот под ознаката на групата (1, 1,5, 2, 2,5, 3) покажува заситеност (поголем број значи поголема заситеност). Буквата M ја означува средната вредност на заситеноста во секоја група, додека буквите L (лево) и R (десно) означуваат позелени (L) и поцрвени (R) тонови во споредба со централниот тон (M). На пазарот има и неколку нови варијации на популарниот клуч *3D-Master*; *Vita Toothguide 3D-Master*, *Vita Linearguide 3D-Master*, *Vita bleachedguide 3D-Master*.

Важен недостаток на комерцијалните клучеви за боја е фактот што примероците на самите клучеви многу ретко се изработени од истиот материјал како и финалните реставрации, што доведува до разлики во перцепцијата на бојата. Примероците обично се подебели од крајната дебелина на реставрацијата, поради што бојата изгледа позаситено (Hall, 1991). Дополнителен проблем претставува и некомпатибилноста на различните клучеви со боите на материјалите од сите производители. Се истакнува дека комерцијалните клучеви покажуваат значителни ограничувања, особено во однос на нивната способност да го покријат целиот спектар на природни нијанси на забите (Paravina, Powers, & Fay, 2001).

Бидејќи бројот на примероци е ограничен, тие се обидуваат да покријат околу 6000 нијанси на природни заби, но несовапаѓањето е често и јасно видливо.

На пример, Vitapan Classical клучот покрива само околу 6% од боите на забите кои се јавуваат со поголема зачестеност во популацијата (Paravina et al., 2001). Ова резултира со субјективно одредување на бојата за нијансите што не се претставени во клучот. Дополнително, се укажува дека голем број терапевти имаат „омилени бои“ кои често ги избираат, што доведува до шаблонски и предвидливи избори. Така, најчесто избирана боја е А3 (25%), по што следат А3.5 (22%), В3 (15%) и А2 (14%). Останатите 24% се однесуваат на сите други нијанси (DentalAegis, 2006).

### Инструментална метода за одредување на боја

Инструменталното одредување на бојата на забите, било на целата површина или на поединечни региони (инцизална, средна или цервикална третина), претставува посигурен метод во споредба со визуелната проценка. Употребата на уреди како што се колориметрите, спектрофотометрите и спектрометриите му овозможува на стоматологот да добие прецизни податоци и да даде конкретни упатства за корекција и прилагодување (Della Bona et al., 2009). Сепак, инструменталната проценка треба да се спроведе во согласност со визуелните наоди, преку стандардизирана геометрија на набљудување, дефиниран набљудувач и контролиран извор на светлина. Овој метод го елиминира човечкиот фактор и субјективноста, што го прави пообјективен и со поголема повторливост во резултатите. Колориметрите и спектрофотометрите се најчесто користени уреди во стоматолошката практика за определување на бојата (Fani, Vichi, & Davidson, 2007).

Дигиталните уреди се покажуваат како попрецизни од човековото око, особено во ситуации кога треба да се идентификуваат суптилни отстапувања во бојата при проба на конструкции. Тие овозможуваат да се дадат јасни и конкретни упатства за корекција, што е од суштинско значење во клиничката работа. На пример, употребата на дигитални камери и специјализирани уреди за мерење на боја резултира со зголемена точност и репродуцибилност на резултатите (Baltzer & Kaufmann-Jinoian, 2004; Ristić & Paravina, 2009).

## Тристимулусни колориметар

Колориметрите претставуваат инструменти кои функционираат на основа на мерење на тристимулусни вредности на бојата, со што ја симулираат перцепцијата на човековото око. Тие користат стандардизирани извори на светлина и филтри за црвена (R), зелена (G) и сина (B) светлина. Овие уреди генерираат адитивна мешавина од трите основни бои, со што се добива RGB вредност која најблиску одговара на бојата на забната површина. Секоја визуелна перцепција на боја соодветствува со уникатна RGB вредност. Повеќето современи колориметри го прикажуваат резултатот во некој од стандардизираниите CIE простори за бои (на пр. XYZ, CIE Lab\*). На тој начин, колориметриското определување овозможува квантитативна и објективна проценка на бојата на забот и нејзино совпаѓање со постојните примероци од клучевите за боја (Gurel, 2003). Најважната предност на колориметарите е нивната способност за директна пресметка на вредноста на  $\Delta E$ , базирана на разликите во нијансата (тон), осветленоста и заситеноста на бојата. Сепак, овие уреди се сметаат за помалку прецизни во споредба со спектрофотометарите и спектрометриите, бидејќи се ограничени на примена со само еден стандарден набљудувач и еден стандарден извор на светлина. Во клиничката стоматолошка пракса, Shade Vision (X-Rite, Grandville, САД) претставува пример за интраорален колориметар кој овозможува сегментално мерење, особено на цервикалната, средната и инцизалната третина од забите, при што покрај добиените податоци за боја се обезбедува и слика на забите (Cho, Lim, & Lee, 2007; Chu, Trushkowski, & Paravina, 2010).

## Спектрофотометар

Спектрофотометар е уред за анализа на видливиот спектар на електромагнетно зрачење. Се состои од извор на зрачење, монохроматор и детектор (микрокомпјутер). Спектарот се создава со снимање на интензитетот на зрачењето апсорбирано, пренесено или рефлектирано од примерокот.

Спектрофотометрите ја мерат количината на рефлектирана светлина (спектрална рефлексија) и преносот од површината на обоениот објект во сите интервали на видливи бранови должини. Мерењата се одвиваат континуирано (брановата должина ја следи брановата должина) и не се во корелација со визуелната перцепција на окото.

Спектрофотометрите функционираат на принцип на дисперзија на тесен опсег на бранови должини од бела светлина, користејќи призма, оптичка решетка или интерферентни филтри (монохроматор). Најпрво, примерокот се осветлува со бела светлина, по што се мери количината на светлина што ја рефлектира површината. Спектралната рефлексија се добива преку споредба на рефлектираната светлина од обоениот примерок со рефлексијата од бел стандард (најчесто MgO или BaSO<sub>4</sub>) под монохроматско осветлување (Chu, Devigus, & Mieleszko, 2004).

Рефлектираната светлина стигнува до фотокелијата, која ја претвора во електрични импулси. Овие импулси се пресметуваат на начин што овозможува прикажување на вредностите на факторот на рефлексија или пренос на скала со одредена бранова должина, споредбено со бел стандард. Како резултат на ова мерење, се добива спектрофотометриска крива, односно графички приказ на спектралната рефлексија. Современите спектрофотометри дополнително овозможуваат податоци поврзани со стандардниот набљудувач (CIE), криви на спектрална емисија за стандардни извори на светлина и употреба на микропроцесор за пресметка на тристимулус вредностите според CIE системот (Paul, Peter, Pietroban, & Hammerle, 2002).

Стоматолошките професионални спектрофотометри се карактеризираат со можност за избор на различни извори на светлина и типови набљудувачи, што овозможува нивна примена и при одредување на индексот на метамеризам. Поради тоа се користат не само за клиничка проценка, туку и за формулирање на бои и за прецизни научни истражувања (Paravina & Powers, 2004). Мерењето на метамерниот индекс е особено важно при проценка на усогласеноста на боите под различни осветлувања. Овие спектрофотометри овозможуваат трансформација на добиените вредности во разбирлив клинички формат, со автоматска конверзија во еквивалентни кодови на стандардните клучеви за боја (Fondriest, 2003). Истражувањата покажуваат дека постои статистички значајна разлика помеѓу перцепцијата на човечкото око и мерењата добиени со

спектрофотометар (Gómez-Polo et al., 2014). Дополнително, евалуацијата на клиничката ефикасност на нови спектрофотометарски системи покажува дека тие овозможуваат подобра репродукција на бојата на забите во однос на конвенционалните методи (Da Silva et al., 2008).

Некои од најпознатите претставници се;

- Vita Easy Shade Compact (Vita Zahnfabrik, Германија), безжичен, пренослив спектрофотометар кој ја мери бојата точкасто или сегментално (цервикална, средна и инцизална третина)
- Shade X (X-rite, Grandville, USA) е компактен безжичен спектрофотометар за мерење на точки (мерна површина 3 mm)
- SpectroShade Micro (МНТ, Верона, Италија) е спектрофотометар кој обезбедува и приказ на слики, а содржи и внатрешен компјутер со аналитички софтвер.
- Crystaleye (Олимп, Токио, Јапонија), кој ги комбинира предностите на спектрофотометарот и дигиталната фотографија.

Спектрофотометрите претставуваат клучни инструменти во научните истражувања насочени кон анализа и опис на бојата. Тие се користат за евалуација на прецизноста на уредите, споредување на визуелни и инструментални методи за определување на бојата, како и за утврдување на границите на човечка перцепција на разликите во бојата. Дополнително, спектрофотометрите овозможуваат прецизно мерење при споредба помеѓу природни и вештачки дентални материјали, како и при анализа на стабилноста на бојата кај различни реставративни материјали што се користат во стоматолошката протетика. Во зависност од дизајнот на студијата, можат да се применуваат стоматолошки спектрофотометри или уреди од други индустрии (на пр., графичка индустрија) прилагодени за мерење на боја (Paul, Peter, Pietroban, & Hammerle, 2002).

### **Спектрорадиометар**

Спектрорадиометрите се инструменти наменети за мерење на спектралното зрачење, вклучувајќи ултравиолетово и дел од видливото зрачење. Тие ја мерат радиометриската енергија, односно интензитетот на

зрачењето, во интервали од 5, 10 или 20 nm. Телеспектрорадиометарот (TSR) е специфична форма на спектрорадиометар кој се состои од телескоп, монохроматор и фоторецептор. Овој уред овозможува бесконтактно мерење на бојата под услови што симулираат човечка перцепција, што го прави исклучително погоден за прецизна анализа на боја и нејзина површина.

При мерење на материјали што пренесуваат светлина, TSR користи проекција на светлина и анализа на транспарентноста или емисијата на светлина на бела површина. Покрај тоа, спектрорадиометрите се применуваат за споредување на репродукцијата на боја меѓу различни медиуми, како што се дигитални екрани и печатени материјали. Сепак, потребно е внимателно позиционирање при мерењето, бидејќи дури и минимални промени во аголот или растојанието можат значително да влијаат врз точноста на добиените резултати (Lee, Yu, & Lim, 2010).

### **Дигитална камера**

Терминот „фотографија“ потекнува од грчките зборови *photos* (светлина) и *graphein* (цртање), а првпат е употребен од страна на Сер Џон Ф. В. Хершел во 1839 година за да го опише процесот на создавање слика со дејство на светлина врз фотосензитивен материјал (Hedgесое, 1976). Денес, фотографијата претставува составен дел од дијагностичките и терапевтските процедури во стоматологијата, овозможувајќи визуелна документација за време и по завршувањето на терапијата. Разликувањето помеѓу интраорална и екстраорална фотографија, како и меѓу употребата на дигитални фотоапарати и интраорални камери, е од суштинско значење. Интраоралните камери настанале како адаптација на медицински ендоскопски уреди и овозможуваат подобра комуникација помеѓу терапевтот и пациентот, како и документирање на терапевтските постапки (Goldstein, 1997; Levin, 1990).

Во денталната медицина денес, дигиталната фотографија е многу популарен начин за пренос на информации за бојата на забите до забните лаборатории. Сепак, квалитетот на фотографијата во голема мера зависи од квалитетот на осветлувањето, како и од вештината на фотографот. Друг проблем е фактот што фотографијата е толкувана од луѓе, што не ја елиминира субјективноста. Затоа, неодамна е развиен специјален софтвер за анализа на

бојата на забите и споредба со познати стандарди (клучеви за боја) како што е Clear Match (Smart Technology, Hood River, САД).

Најсовремените уреди за мерење на боја се базирани на технологијата на дигитална камера. Тие користат CCD чипови (*Color Capture Device*) составени од фотодиоди – чувствителни елементи на светлина – кои овозможуваат формирање на високорезолуциски слики. Во овие системи се применуваат триколор филтри, слични на оние кои се користат во класичните колориметри, што овозможува регистрација на податоци за црвена, зелена и сина светлина.

Примери за вакви уреди се ShadeRite Dental Vision System и ShadeScan, кои комбинираат дигитална технологија со колориметриска анализа. SpectroShade, пак, е уникатен по тоа што ја комбинира дигиталната камера со спектрофотометриски пристап. Ваквите системи овозможуваат попрецизно и репродуцибилно мерење на бојата на забите, со можност за документирање и комуникација на податоците на визуелно и објективно ниво (Cal et al., 2004; Lagouvardos et al., 2009). Фотографијата во овој контекст не служи само за документирање, туку претставува и моќно средство за комуникација на естетски информации меѓу стоматологот, забниот техничар и пациентот.

### 3. ЦЕЛ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Во секојдневната стоматолошка пракса, потребата од изработка на фиксни протетски надоместоци, како што се коронки и мостови, постојано се зголемува. Овој тренд е резултат не само на функционалните и терапевтските потреби, туку и на сè поголемата естетска свесност и очекувањата на пациентите, кои сè почесто посакуваат идеализирана, таканаречена „Холивудска насмевка“. Современите стоматолошки пристапи се стремат кон минимално инвазивни техники и ограничени интервенции, каде што корекцијата на формата, бојата и функцијата на забите игра клучна улога. Овие фактори ја нагласуваат важноста од прецизно познавање и разбирање на оптичките својства на современите стоматолошки материјали со цел да се постигне високо ниво на естетика, биокомпатибилност и долгорочна стабилност на протетските надоместоци.

Истражувањето во оваа дисертација се спроведува со помош на дигитален спектрофотометар каде што се врши мерења на примероци, и се спроведува компаративна анализа на бојата на примероците (иста боја одредена според клуч на боја A2) на денталната керамика изработена со три технолошки постапки компарирани помеѓу себе при различна завршна површинска обработка (полирани до висок сјај и глазирани).

Главна цел на истражувањето е да се докаже

- Дали постои разлика во бојата на фиксно протетички конструкции во фронтална регија изработени од глазирана и полирана керамика.
- Компарација помеѓу метал керамички конструкции, циркониумски конструкции и циркониумски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика.
- Компарација на боја на лев централен инцизив е следен во три третини (инцизална, средна и цервикална третина).
- Дигитално одредување на боја со помош на дигитален спектрофотометар е спроведено на вештачка светлина (рефлектор).
- Дигитално одредување на боја со помош на дигитален спектрофотометар спроведено на природна светлина (светлина која доаѓа од прозор) во период помеѓу 10 и 15 часот.

- Компарирање на транспарентноста на примероците гледано на целата вестибуларна површина.
- Компарирање на транспарентноста на примероците гледано по третини.

### **Хипотези**

Согласно со поставените цели во истражувањето од оваа докторската дисертација ќе се потврдат или отфрлат главната и споредните хипотези.

X0- Главна нулта хипотеза: Нема статистички значајна разлика во  $\Delta E$  вредностите помеѓу различни материјали, тип на површинска обработка, услови на осветлување и позиција на мерење (третини).

X1- Површинска обработка:  $\Delta E$  вредностите значајно се разликуваат помеѓу глазирана и полирана површина кај ист материјал.

X2- Тип на материјал:  $\Delta E$  вредностите значајно се разликуваат помеѓу метал-керамички конструкции, циркониумски конструкции и циркониумски конструкции со вестибуларно нанесена керамика.

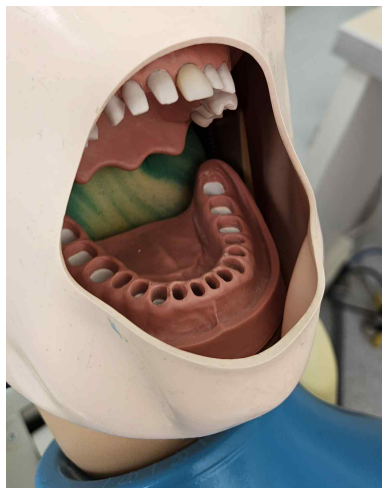
X3- Локација на мерење (по третини):  $\Delta E$  вредностите значајно варираат помеѓу инцизална, средна и цервикална третина на левиот централен инцизив.

X4- Услов на осветлување:  $\Delta E$  вредностите измерени при природна светлина (10–15 ч.) се статистички различни од оние измерени под вештачко светло (рефлектор).

X5- Взаемно дејство (interaction effect): Постојат значајни интеракции помеѓу тип на материјал, површинска обработка, осветлување, и локација на мерење во однос на добиените  $\Delta E$  вредности.

#### 4. МЕТОДИ НА ИСТРАЖУВАЧКА РАБОТА

Во оваа докторска дисертација се изработени коронки на анатомски фантомски модел за вежби на студенти Kavo™, DPS Epoxy modell кои ги поседува Универзитетот „Гоце Делчев“ - Штип.



Слика 6 Фантомски модел за вежби на студенти Kavo™

Figure 6. Phantom model for student training – Kavo™

Сите коронки кои се вклучени во истражувањето се изработени за горен лев централен инцизив, кои претходно е подготвен (испрепарирани и е земено дигитален отпечаток).

Сите примероци кои се вклучени во оваа докторска дисертација се стандардизирани, во однос на дебелина која е мерена со помош на дебеломер (мерач на дебелина на конструкции) и се изработени во иста приватна Заботехничка лабораторија – од Скопје.



Слика 7. Изработени примероци од цирконија со наслојувана керамика

Figure 7. Fabricated specimens of veneered zirconia.

Бојата на коронките кои се вклучени во истражувањето е одредена според клуч на боја Vitapan Classical во нијанса A2, а за студијата бојата ја одредуваме

и ја мериме со неконтактен интраорален спектрофотометар (апарат за дигитално одредување на боја) со оптичка геометрија 45/0° ShadePilot™ (Degu Dent, Germany) кој е во сопственост на Стоматолошката лабораторија за научно-истражувачка работа во рамки на Факултетот за медицински науки при Универзитетот „Гоце Делчев“ - Штип. Анализата и читањето на податоците од спектрофотометарот ги спроведуваме во соодветниот софтвер Windows Software Version 3.01.1007a, кој е патентиран за овој уред.



Слика 8. Интраорален спектрофотометар ShadePilot™ (Degu Dent, Germany)

Figure 8. Intraoral spectrophotometer ShadePilot™ (DeguDent, Germany)

Станува збор за ин витро студија која опфаќа вкупно 180 примероци класифицирани во 3 групи со 2 подгрупи по 30 примероци. Групите се поделени на Метал керамички конструкции (60), Циркониумски фиксно протетски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика(60) и Циркониумски фиксно протетски конструкции(60). Секоја група ќе содржи две подгрупи и тоа по 30 примероци во подгрупа, а истите се полирани конструкции до висок сјај и глазирани конструкции.

Спектрофотометарските анализи на изработените коронки се одредува според средна вредност на бојата на забот како и во три третини на забот од вестибуларна страна и тоа во гингивална третина, средна и во инцизална третина.



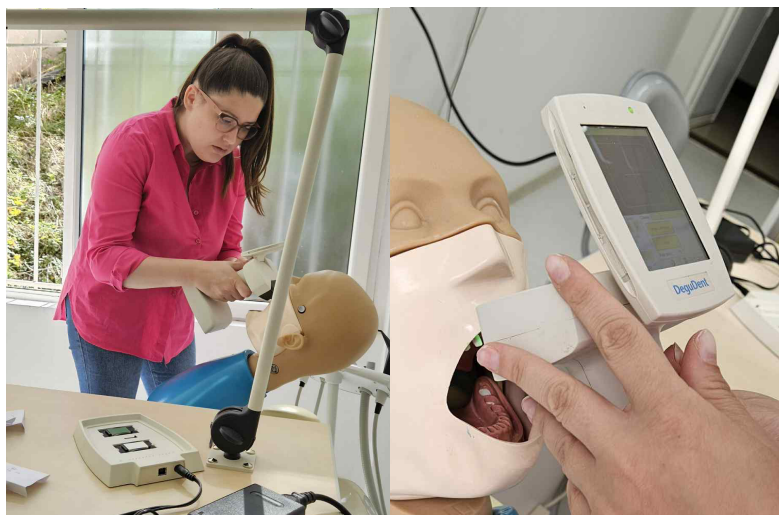
Слика 9. (а,б,в) Спектрофотометриско мерење во инцизална, средна и цервикална третина

Figure 9. (a, b, c). Spectrophotometric measurement in the incisal, middle, and cervical third.

### Истражувачки материјал

Коронките кои се изработени за оваа студија се изработени во иста заботехничка лабораторија од Скопје, според стандарните постапки за изработка на Метал керамички, Циркониумски фиксно протетски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика и Циркониумски фиксно протетски конструкции. Изработени се вкупно 90 примероци кои прво се полирани до висок сјај, а потоа истите се глазирани.

Сите примероци кои се користени за оваа студија се изработени во А2 нијанса. Истражувањето на оваа докторска дисертација започна со препарација на горниот лев централен инцизив на фантамот во факултетот, а потоа така испрепарин беше пратен во заботехничката лабораторија за да се скенира, и да започне изработката на примероците за оваа студија.



Слика 10. и 11. Скенирање на примероците  
Figures 10. and 11. Scanning of the specimens.

### **Постапка на изработка на примероците**

#### **Метал керамички конструкции**

Во рамките на истражувањето, изработката на метал-керамичките примероци се одвиваше во две главни фази:

1. Изработка на основната метална конструкција
2. Наслојување на керамиката врз металната подлога

#### *Изработка на основната метална конструкција*

Основните конструкции беа изработени со примена на компјутерски потпомогнат дизајн и изработка (CAD/CAM). За таа цел се користеа метални блокови кои со глодање се моделираа до посакуваната форма. Овој технолошки пристап овозможува значително намалување на рачната лабораториска работа, подобра контрола на квалитетот и постигнување на оптимален дизајн на основата кој одговара на физичко-механичките својства на материјалот. Дополнително, користењето на автоматизиран процес ја намалува веројатноста за грешки предизвикани од човечки фактор. Самата постапка на глодање е слична на таа што се користи при изработка на целосно керамички реставрации.

#### *Подготовка на површината за наслојување на керамика*

Пред започнување со керамичкото наслојување, металните основи беа подложени на специфична постапка за прочистување со цел да се обезбеди оптимална адхезија помеѓу керамиката и металот. Површината се чистеше со млаз на водена пара и потопување во етил ацетат. Со оваа постапка се отстрануваат нечистотиите и се создава чиста и активна површина која

овозможува квалитетна врска со керамичките слоеви, се зголемува вкупната површина за адхезија и се елиминираат остри рабови кои би можеле да предизвикаат микропукнатини во керамиката.

#### *Наслојување и печење на керамиката*

Керамиката се нанесуваше врз подготвената метална основа во повеќе слоеви. Прв слој беше опакерот, кој се нанесуваше во два премази и секој од нив се печеше посебно, според температурните параметри дадени од производителот. Опакерот има три главни функции: да ја маскира металната подлога, да ја дефинира основната боја на реставрацијата и да обезбеди адхезивна врска со надолните керамички слоеви. По завршување на оваа фаза, конструкцијата добиваше карактеристичен седефаст изглед.

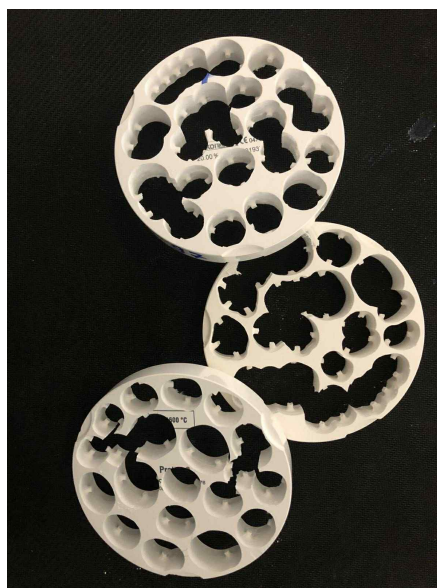
Следната фаза вклучуваше нанесување на дентинската маса, која има централна улога во дефинирањето на бојата и морфологијата на реставрацијата. Керамичкиот прашок се замешуваше со течност на керамичка плочка, при што се формираше облик нешто поголем од конечната форма (30–40% поголем) со цел да се компензира очекуваното контрахирање на керамиката при печењето. Техниката на кондензација и контрола на влажноста беа од суштинско значење за да се добие стабилна и хомогена структура, соодветна на големината на честичките на керамиката.

Пожелно е керамиката да се нанесува под агол од  $90^\circ$ , со што се овозможува дополнително зајакнување на конструкцијата. Дебелината на дентинскиот слој варираше од 0,5 мм до максимум 2 мм. На инцизалните рабови се додаде емајлна керамика за да се постигнат оптички својства што се приближуваат до природните заби.

Сите керамички маси се печеа во вакуум печки со строго контролирани температури и временски циклуси пропишани од производителот, со цел да се минимизира ризикот од формирање на воздушни пори. По печењето и ладењето, конструкциите беа обработувани и полирани со дијамантски и силициумкарбидни абразиви се со цел да се добие висок сјај. По спроведеното полирање до висок сјај, беа направени спектрофотометарски мерења, а по мерењата на примероците, истите беа глазирани, и постапката за спектрофотометриската анализа беше повторена.

## Изработка на целосно циркониумски конструкции и циркониумски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика

Во рамките на истражувањето, покрај метал-керамичките конструкции, беа изработени и примероци од целосно циркониумски конструкции (full-contour zirconia) како и циркониумски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика (veneered zirconia), со цел да се овозможи споредба на оптичките својства и естетските параметри на различните видови фиксни протетски конструкции.



Слика 12. Циркониумски дискови по CAD/CAM изработка со исечени примероци  
Figure12 . Zirconia discs after CAD/CAM milling with extracted specimens.

### Изработка на целосно циркониумски конструкции

Изработката на целосно циркониумските конструкции се одвиваше со примена на CAD/CAM технологија, која овозможува дигитално дизајнирање и автоматизирано глодање на примероците. За оваа цел се користеа пресинтерирани циркониумски блокови (Y-TZP – итриум стабилизирани тетрагонален циркониум диоксид), кои беа глодани во несинтеризирана состојба, со што се постигнува поголема прецизност и полесна обработка.

По завршување на процесот на глодање, примероците беа подложени на синтерирање во високотемпературни печки, при температури кои варираат помеѓу 1450°C и 1550°C, во согласност со препораките на производителот на циркониумскиот материјал. Синтерирањето овозможува постигнување на финалната цврстина, транспарентност и структурна стабилност на циркониумот. Во текот на овој процес, обемот на примероците се намалува за околу 20-25%, што беше земено предвид при нивното дигитално дизајнирање.

По завршување на синтерирањето, површината на примероците беше полирана до висок сјај, а потоа се вршеа мерења со помош на дигиталниот спектрофотометар, по спроведените мерења се пристапки кон глазирање, на примероците и се повтори спектрофотометриското мерење.

### **Изработка на циркониумски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика**

Третата група примероци се состоеја од циркониумски основи со вестибуларно нанесувана керамика, кои беа изработени со идентична CAD/CAM постапка за добивање на циркониумската подлога, по што следеше дополнителен мануелен чекор – нанесување на керамиката.

Циркониумските основи беа синтерирани според стандардниот протокол, по што вестибуларната страна на конструкцијата беше подготвена за нанесување на керамички маси. Површината се пескареше и чистеше со пара за да се обезбеди соодветна адхезија.

Прв слој што се нанесуваше беше опакерот, кој овозможува прикривање на основната боја на циркониумот и создавање на адхезивна врска со надолните слоеви. Потоа се нанесуваше дентинска керамика и инцизална/емајлна

керамика, при што се следеше стратификациска техника слична на онаа кај метал-керамичките конструкции.



Слика 13. Материјали и инструменти користени за керамичко нанесување и завршна обработка на примероците

Figure 13. Materials and instruments used for ceramic layering and surface finishing of the specimens

Керамичките слоеви се печеа во вакуум печки при строго контролирани температурни режими, дефинирани од производителот на керамиката. По секое печење, се вршеше мануелна обработка и моделирање, а по финалното печење следеше полирање до висок сјај глазирање за да се постигне висока естетика и мазност на површината.

## 5. СТАТИСТИЧКА ОБРАБОТКА

Податоците добиени со истражувањето беа обработени во SPSS software package, version 26.0 for Windows, и истите беа прикажани табеларно и графички.

Категоричните варијабли беа прикажани како апсолутни броеви и проценти.

Континуираните варијабли беа анализирани со мерките на централна тенденција (медијана, модус, интерквартални реалции) како и со мерки на дисперзија (стандардна девијација).

Shapiro-Wilk  $W$  тест беше користен за утврдување на правилноста на дистрибуцијата на фреквенцијата на испитуваните варијабли согласно што беа употребувани соодветни статистички тестови за анализа.

Анализата на ординалните и континуираните варијабли со неправилна дистрибуција на фреквенции беше направена со Mann Whitney  $U$  тест за два независни примероци и за потребите на анализа на повеќе независни примероци беше применет Kruskal-Wallis  $H$  test.

Spearman Rank Order Corellation беше користена за утврдување на правецот и јачината на поврзаноста помеѓу две нумерички варијабли со неправилна дистрибуција на фреквенциите.

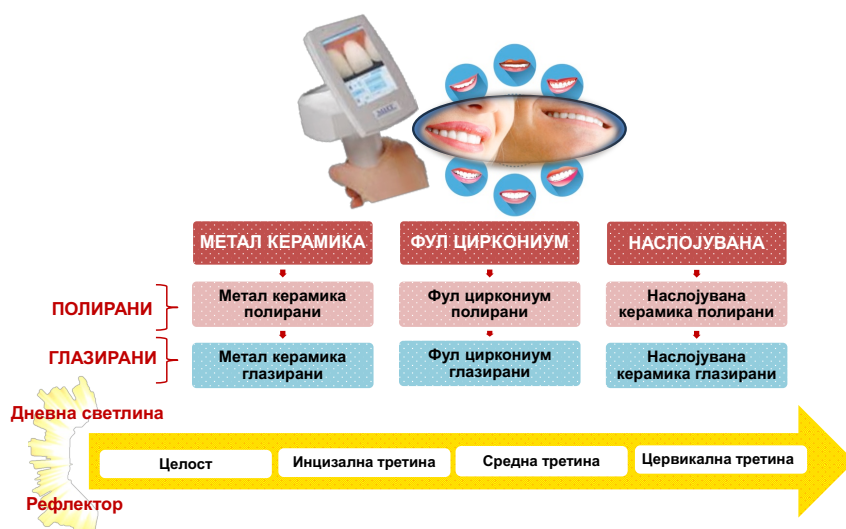
За утврдување на статистичка значајност користена беше двострана анализа со ниво на сигнификантност од  $p < 0,05$ .

## 6. РЕЗУЛТАТИ

Студијата преставуваше проспективно рандомизирано ин витро истражување кое беше спроведено во периодот на 2023 – 2024 година на Универзитетот „Гоце Делчев“ - Штип. За целите на студијата беа изработени коронки на анатомски фантомски модел за вежби на студенти Kavo™, DPS Epoxy modell.

Коронките вклучени во истражувањето беа изработени во иста заботехничка лабораторија и истите беа стандардизирани во однос на дебелината. Бојата на коронките беше одредена на дневна светлина и под рефлектор според клуч на боја Vitapan Classical во нијанса A2. За потребите на студијата бојата на коронките беше одредувана и мерена со неконтактен интраорален спектрофотометар со оптичка геометрија 45/0° ShadePilot™ (Degu Dent, Germany) сопственост на Стоматолошката лабораторија за научно-истражувачка работа на Факултетот за медицински науки при Универзитетот „Гоце Делчев“ - Штип. За анализата и читањето на податоците од спектрофотометарот беше користен Windows Software Version 3.01.1007a патентиран за овој уред.

Со истражувањето беа опфатени вкупно N=180 коронки класифицирани во 3 еднакви групи (метал керамика/ фул циркониум/ наслојувана) од кои секоја со по две еднакви подгрупи (полирани/ глазирани) (Слика 14).



Слика 14 Алгоритам на истражувањето  
Figure 14 Research algorithm

## 6.1. Генерални карактеристики

Примерокот на истражувањето го сочинуваа вкупно 180 (100%) коронки класифицирани во три групи и тоа: а) метал керамика – N=60; б) фул циркониум - N=60; и в) наслојувана - N=60. Секоја од трите групи содржеше по две еднакви подгрупи на полирани коронки - N=30 односно на глазирани коронки - N=60 (Табела 1 и График 1).

Табела 1. Дистрибуција на примерокот според групи / подгрупи  
Table 1. Sample distribution by groups and subgroups

Подгрупи	Групи – материјал контрукција			Вкупно
	Метал керамика	Фул циркониум	Наслојувана	
<b>Подгрупи - N (%)</b>				
Полирани	30 (50%)	30 (50%)	30 (50%)	90 (50%)
	33,33%	33,33%	33,33%	
Глазирани	30 (50%)	30 (50%)	30 (50%)	90 (50%)
	33,33%	33,33%	33,33%	
Вкупно	60 (33,33%)	60 (33,33%)	60 (33,33%)	180 (100%)
1 % на пропорција на подгрупа од вкупен примерок				

Согласно класификацијата на целиот примерок од 180 (100%) коронки во три погрупи согласно три вида на материјал од кој беа направени согледана беше следната дистрибуција (Табела 1 и График 1):

- во групата на МЕТАЛНИ коронки N=60 (100%) имаше N=30 (50%) полирани и N=30 (50%) глазирани коронки;
- во групата на ФУЛ ЦИРКОНИУМ коронки N=60 (100%) имаше N=30 (50%) полирани и N=30 (50%) глазирани коронки;
- во групата на НАСЛОЈУВАНИ коронки N=60 (100%) имаше N=30 (50%) полирани и N=30 (50%) глазирани коронки.

Во целиот примерок 180 (100%) согласно поделбата на секоја од трите групи во по две еднакви подгрупи согледана беше еднаква застапеност од по 16,67% на шест комбинации и тоа метал керамички полирани коронки, метал керамички глазирани коронки, фул циркониум полирани коринки, фул циркониум глазирани коронки, наслојувани полирани коронки и наслојувани глазирани коринки (Табела 1 и График 1).

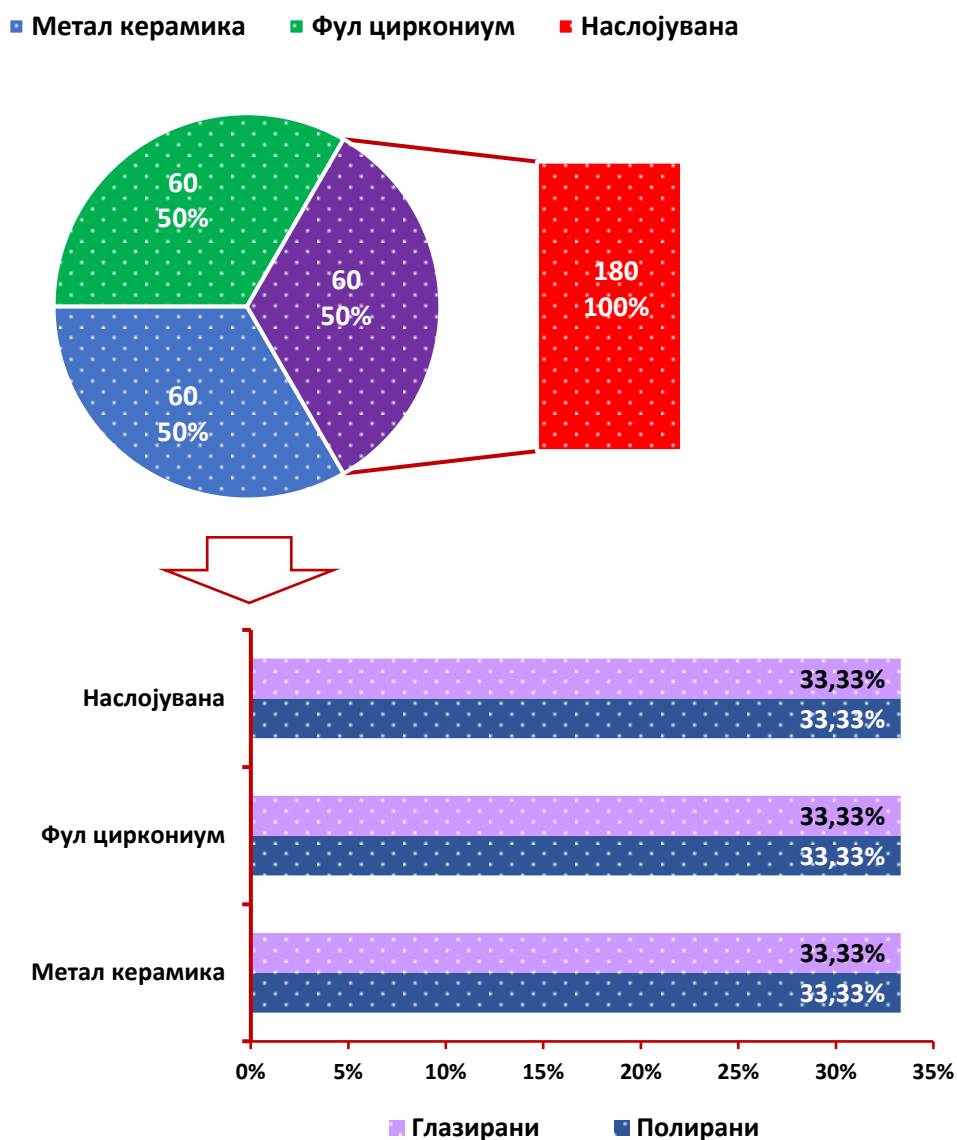


График 1. Дистрибуција на примерокот според групи / подгрупи  
Graph 1. Sample distribution by groups and subgroups

Во подгрупата N=90 (100%) на ПОЛИРАНИ коронки имаше по 30 (33,33%) на метал керамика полирани коронки, фул цирконија полирани коронки и наслојувани полирани коронки (Табела 1 и График 1).

Во подгрупата N=90 (100%) на ГЛАЗИРАНИ коронки имаше по 30 (33,33%) на метал керамика глазирани коронки, фул цирконија глазирани коронки и наслојувани глазирани коронки (Табела 1 и График 1).

## 6.2. Дебелина на коронка

Во рамките на истражувањето, сите вклучени примероци на коронки беа стандардизирани во однос на дебелината која беше мерена со помош на дебеломер (мерач на дебелина на конструкции). Дебелината изразена во милиметри (мм) беше мерена во три позиции и тоа: а) цервикална третина; б) средна третина; и в) инцизална третина.

Вредностите добиени за дебелината (мм) беа анализирани во однос на секоја од трите групи (метал керамика/ фул цирконија/ наслојувана) односно за шестте подгрупи (метал керамика полирани/ фул цирконија полирани/ наслојувани полирани/ метал керамика глазирани/ фул цирконија глазирани/ наслојувани глазирани). Споредбата на добиените вредности за дебелината (мм) беше направена во рамките на секоја од групите односно подгрупите согласно трите позиции на мерење.

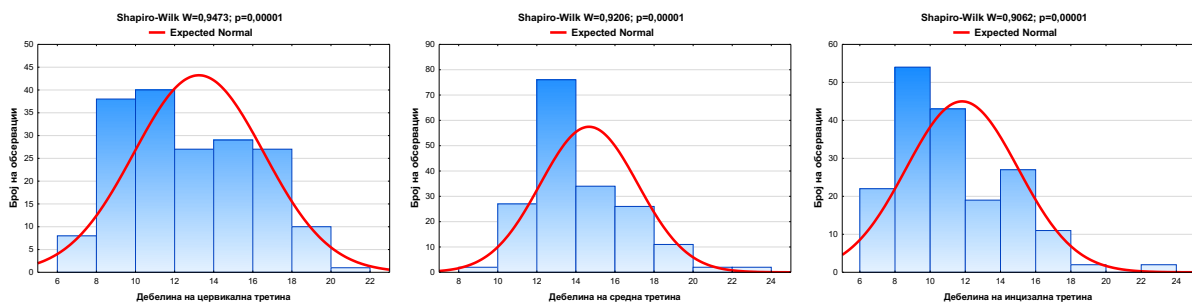


График 2. Дистрибуција на дебелина (мм) на коронки според три позиции  
Graph 2. Crown thickness (mm) distribution by three positions

Анализата на добиените вредности за дебелината на коронките укажа на неправилна дистрибуција на фреквенциите за сите три позиции на мерење и тоа за (График 2):

- цервикална третина - Shapiro-Wilk  $W=0,9473$ ;  $p=0,00001$ ;
- средна третина - Shapiro-Wilk  $W=0,9206$ ;  $p=0,00001$ ;
- инцизална третина - Shapiro-Wilk  $W=0,9062$ ;  $p=0,00001$ ;

Согласно дистрибуцијата на фреквенциите во понатамошната анализа беа применети соодветни статистички тестови.

### 6.2.1. Меѓугрупна споредба – дебелина на коронка

Кај трите групи (матал керамика/ фул цирконија/ наслојувана) направена беше меѓугрупна споредба на дебелината на коронката за три позиции на мерење (цервикална третина/ средна третина/ инцизална третина) (Табела 2-7 и График 3-5).

**ДЕБЕЛИНА НА ЦЕРВИКАЛНА ТРЕТИНА** – просечната дебелина на коронката беше мерена во цервикална третина за целиот примерок како и поединечно на коронките од секоја трите групи на материјали.

Табела 2. Меѓугрупна споредба на дебелина на коронка во цервикална третина  
Table 2. Intergroup comparison of crown thickness in the cervical third

Меѓугрупна споредба	Дебелина на коронка (мм)				p
	Број (N)	Mean±SD	Мин/ Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Цервикална третина</b>					
Метал керамика	60	16,47±2,2 4	11/ 21	17 (15-18)	$\chi^2$ (2)=115,877; <b><math>p=0,0001^*</math></b>
Фул цирконија	60	13,27±2,3 6	9/ 18	13 (11-15)	
Наслојувана	60	10,00±1,2 6	8/ 13	10 (9-11)	
Вкупно	180	13,24±3,3 2	8/ 21	13 (10-16)	
Kruskal-Wallis H test			*сигнификантно за $p<0,05$		

**Вкупно** - просечната дебелина на коронката мерена во цервикална третина за целиот примерок изнесуваше  $13,24 \pm 3,32$  мм со мин/мак вредност од 8/21 мм и 50% на примероци на коронки со дебелина  $\geq 13$  мм за Median IQR = 13 (10 -16) (Табела 2).

**Метал керамика** - просечната дебелина на коронките од метал керамика мерени во цервикална третина изнесуваше  $16,47 \pm 2,24$  мм, со мин/мак вредност од 11/21 мм и 50% коронки со дебелина  $\geq 17$  мм односно 25% од нив со дебелина  $> 18$  мм за Median IQR = 17 (15-18) (Табела 2 и График 3).

**Фул цирконија** - просечната дебелина на коронките од фул цирконија мерени во цервикална третина изнесуваше  $13,27 \pm 2,36$  мм, со мин/мак од 9/11 мм и 50% на коронки со дебелина  $\geq 13$  мм односно 25% од нив со дебелина  $> 15$  мм за Median IQR = 13 (11-15) (Табела 2 и График 3).

**Наслојувана** - просечната дебелина на наслојуваните коронки мерени во цервикална третина изнесуваше  $10,00 \pm 1,26$  мм, со мин/мак од 8/13 мм и 50% на коронки со дебелина  $\geq 10$  мм односно 25% од нив со дебелина  $> 11$  мм за Median IQR = 10 (9-11) (Табела 2 и График 3).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената инцизална дебелина на коронката (Kruskal-Wallis H test:  $\chi^2_{(2)}=115,877$ ;  $p=0,0001$ ) (Табела 4 и График 4).

Табела 3. Споредба на дебелина на коронка во цервикална третина во три комбинации на групи на материјали  
Table 3. Comparison of crown thickness in the cervical third among three material group combinations

Параметри	Дебелина на коронка (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Цервикална третина</b>			
Z	(-6,255)	(-9,362)	(-7,273)
Asymp. Sig. (2-tailed)	$p=0,0001^*$	$p=0,0001^*$	$p=0,0001^*$
Z=Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за $p<0,05$	

Во примерокот, дополнителната анализа со Mann-Whitney U Test, во однос на дебелината на цервикална третина за секоја од трите комбинации на групи на материјали на коронки укажа дека (Табела 3 и График 3):

- има сигнификантно поголема дебелина на цервикална третина кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-6,255$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно поголема дебелина на цервикална третина кај коронките од метал керамика споредено со наслојуваните ( $Z=-9,362$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно поголема дебелина на цервикална третина кај коронките од фул цирконија споредено со наслојуваните ( $Z=-7,273$ ;  $p=0,0001$ );

Генерално беше утврдена сигнификантно најголема дебелина на цервикална третина на коронките од метал керамика, односно сигнификантно најмала дебелина на цервикална третина на наслојуваните коронки (Табела 3).

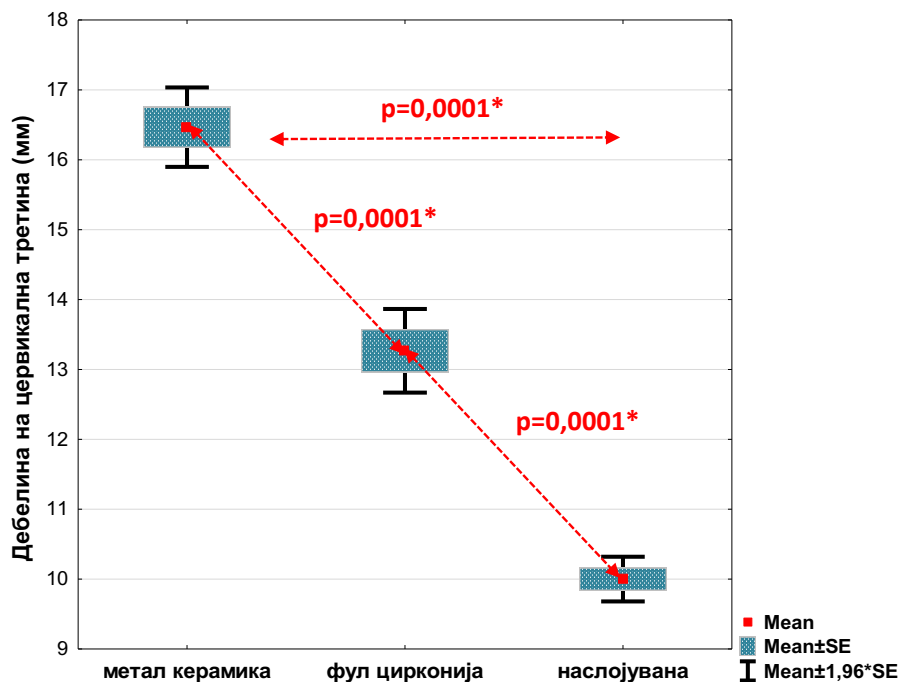


График 3. Споредба на дебелина на коронка во цервикална третина во три комбинации на групи на материјали  
Graph 3. Comparison of crown thickness in the cervical third among three material group combinations

**ДЕБЕЛИНА НА СРЕДНА ТРЕТИНА** – направено беше мерење на просечната дебелина на коронката во средна третина и тоа кај целиот примерок како и поединечно на коронките од секоја трите групи на материјали.

**Вкупно** - просечната дебелина на коронката мерена во средна третина за целиот примерок изнесуваше  $14,67 \pm 2,49$  мм со мин/мак вредност од 10/ 24 мм и 50% на примероци на коронки со дебелина  $\geq 14$  мм за Median IQR = 14 (13-16) (Табела 4).

**Метал керамика** - просечната дебелина на коронките од метал керамика мерени во средна третина изнесуваше  $17,33 \pm 2,11$  мм, со мин/мак вредност од 13/ 24 мм и 50% коронки со дебелина  $\geq 17$  мм односно 25% од нив со дебелина  $> 18,5$  мм за Median IQR = 17 (16-18,5) (Табела 4 и График 4).

Табела 4. Меѓугрупна споредба на дебелина на коронка во средна третина  
Table 4. Intergroup comparison of crown thickness in the middle third

Меѓугрупна споредба	Дебелина на коронка (мм)				p
	Број (N)	Mean $\pm$ SD	Мин/ Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Средна третина</b>					
Метал керамика	60	$17,33 \pm 2,11$	13/ 24	17 (16-18,5)	$\chi^2$ (2)=109,32 5; p=0,0001*
Фул цирконија	60	$13,82 \pm 1,61$	10/ 17	14 (13-15)	
Наслојувана	60	$12,87 \pm 0,79$	11/ 15	13 (12-13)	
Вкупно	180	$14,67 \pm 2,49$	10/ 24	14 (13-16)	
Kruskal-Wallis H test			*сигнификантно за p<0,05		

**Фул цирконија** - просечната дебелина на коронките од фул цирконија мерени во средна третина изнесуваше  $13,82 \pm 1,61$  мм, со мин/мак од 10/ 17 мм и

50% на коронки со дебелина  $\geq 14$ мм односно 25% од нив со дебелина  $> 15$ мм за Median IQR =14 (13-15) (Табела 4 и График 4).

**Наслојувана** - просечната дебелина на наслојуваните коронки мерени во средна третина изнесуваше  $12,87 \pm 0,79$ мм, со мин/мак од 11/ 15мм и 50% на коронки со дебелина  $\geq 13$ мм односно 25% од нив со дебелина  $> 13$ мм за Median IQR =13 (12-13) (Табела 4 и График 4).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената средна дебелина на коронката (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=109,325$ ;  $p=0,0001$ ) (Табела 4 и График 4).

Табела 5. Споредба на дебелина на коронка во средна третина во три комбинации на групи на материјали

Table 5. Comparison of crown thickness in the middle third among three material group combinations

Параметри	Дебелина на коронка (мм)		
	Метал керамика / Фул цирковија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирковија/ Наслојувана
<b>Средна третина</b>			
Z	(-7,901	(-9,297	(-4,105
Asymp. Sig. (2-tailed)	<b>p=0,0001*</b>	<b>p=0,0001*</b>	<b>p=0,0001*</b>
Z=Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за $p < 0,05$	

Во примерокот, дополнителната анализа со Mann-Whitney U Test, во однос на дебелината на средната третина за секоја од трите комбинации на групи на материјали на коронки укажа дека (Табела 4 и График 4):

- има сигнификантно поголема дебелина на средна третина кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирковија ( $Z=-7,901$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно поголема дебелина на средна третина кај коронките од метал керамика споредено со наслојуваните коронки ( $Z=-9,297$ ;  $p=0,0001$ );

- има сигнификантно поголема дебелина на средна третина кај коронките од фул цирконија споредено со наслојуваните коронки ( $Z=-4,105$ ;  $p=0,0001$ );

Генерално беше утврдена сигнификантно најголема дебелина на средна третина на коронките од метал керамика, односно сигнификантно најмала дебелина на средна третина на наслојуваните коронки (Табела 5).

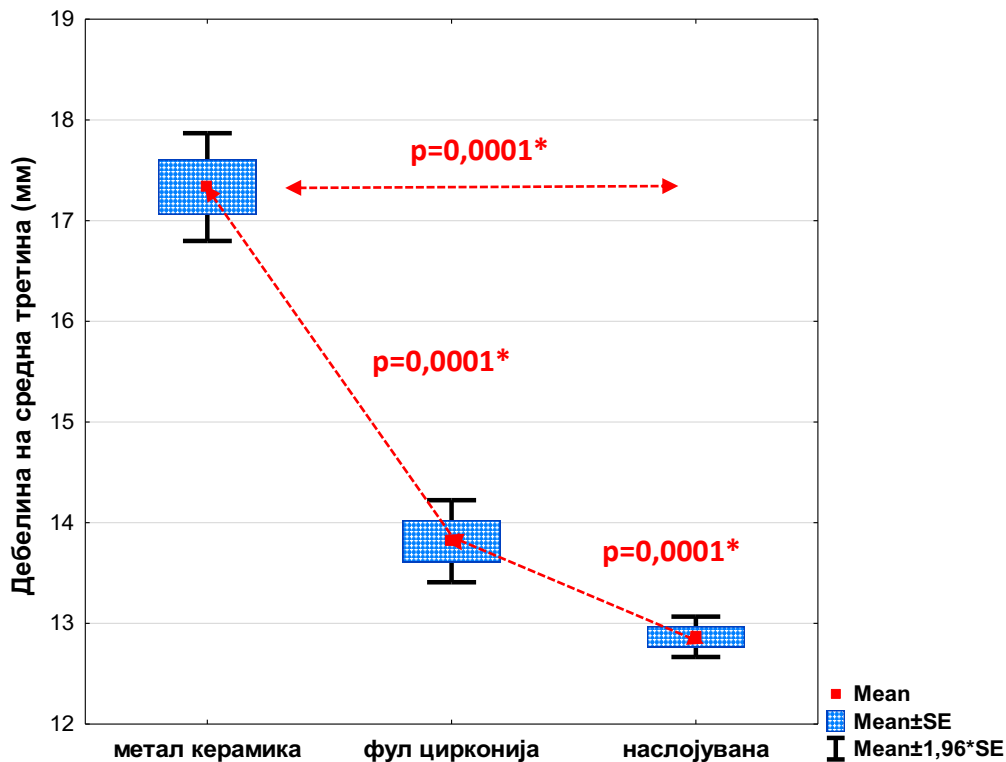


График 4. Споредба на дебелина на коронка во средна третина во три комбинации на групи на материјали  
 Graph 4. Comparison of crown thickness in the middle third among three material group combinations

**ДЕБЕЛИНА НА ИНЦИЗАЛНА ТРЕТИНА** – просечната дебелина на коронката беше мерена во инцизална третина за целиот примерок како и поединечно на коронките од секоја трите групи на материјали.

Табела 6. Меѓугрупна споредба на дебелина на коронка во инцизална третина  
Table 6. Intergroup comparison of crown thickness in the incisal third

Меѓугрупна споредба	Дебелина на коронка (мм)				p
	Број (N)	Mean±SD	Мин/Мак (Min/Max)	Median (IQR)	
<b>Инцизална третина</b>					
Метал керамика	60	15,45±2,49	10/ 24	15,5 (14-16,5)	$\chi^2$ (2)=128,127; <b>p=0,0001*</b>
Фул цирконија	60	10,87±1,43	8/ 14	11 (10-12)	
Наслојувана	60	9,13±0,98	8/ 11	9 (8-10)	
<b>Вкупно</b>	180	11,82±3,19	8/ 24	11 (9-14)	
Kruskal-Wallis H test			*сигнификантно за p<0,05		

**Вкупно** - просечната дебелина на коронката мерена во инцизална третина за целиот примерок изнесуваше 11,82±3,19 мм со мин/мак вредност од 8/24 мм и 50% на примероци на коронки со дебелина ≥11 мм за Median IQR = 11 (9-14) (Табела 6).

**Метал керамика** - просечната дебелина на коронките од метал керамика мерени во инцизална третина изнесуваше 15,45±2,49 мм, со мин/мак вредност од 10/24 мм и 50% коронки со дебелина ≥15,5мм односно 25% од нив со дебелина >16,5мм за Median IQR = 15,5 (14-16,5) (Табела 6 и График 5).

**Фул цирконија** - просечната дебелина на коронките од фул цирконија мерени во инцизална третина изнесуваше 10,87±1,43мм, со мин/мак од 8/ 14мм и 50% на коронки со дебелина ≥11мм односно 25% од нив со дебелина >11мм за Median IQR =11 (10-12) (Табела 6 и График 5).

**Наслојувана** - просечната дебелина на наслојуваните коронки мерени во инцизална третина изнесуваше  $9,13 \pm 0,98$ мм, со мин/мак од 8/11 мм и 50% на коронки со дебелина  $\geq 9$ мм односно 25% од нив со дебелина  $>10$ мм за Median IQR =9 (8-10) (Табела 6 и График 5).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената инцизална дебелина на коронката (Kruskal-Wallis H test:  $\chi^2_{(2)}=128,127$ ;  $p=0,0001$ ) (Табела 6 и График 5).

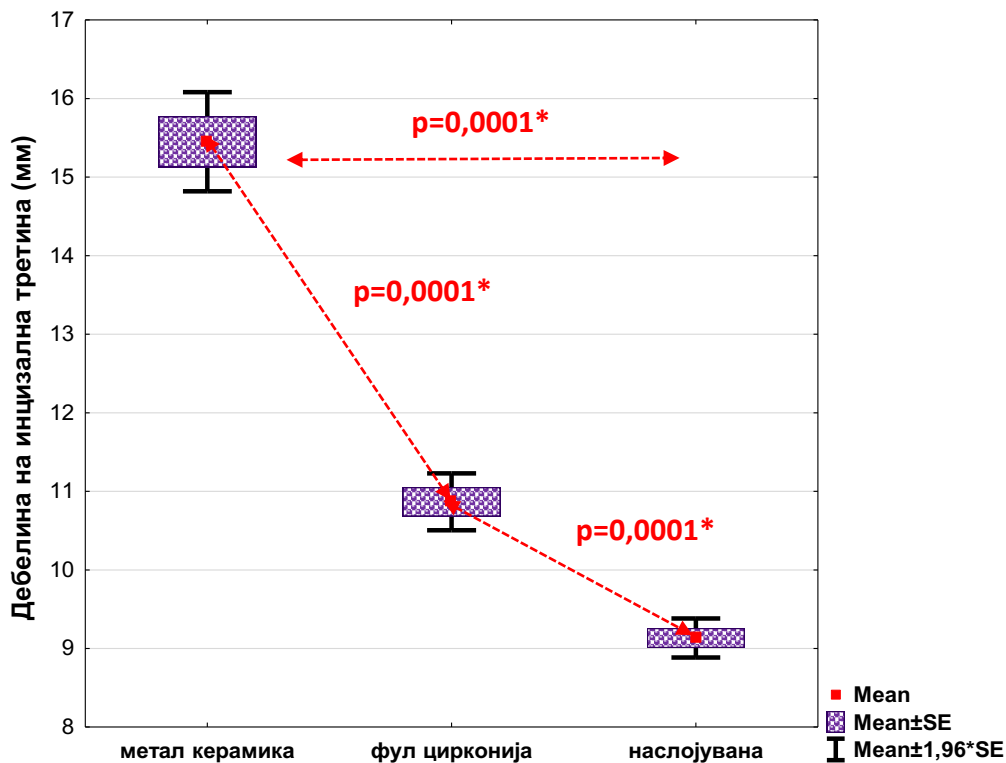


График 5. Споредба на дебелина на коронка во инцизална третина во три комбинации на групи на материјали  
Graph 5. Comparison of crown thickness in the incisal third among three material group combinations

Дополнителната анализа во целиот примерок со Mann-Whitney U Test, во однос на дебелината на инцизална третина за секоја од трите комбинации на групи на материјали на коронки укажа дека (Табела 7 и График 5):

- има сигнификантно поголема дебелина на инцизална третина кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-8,601$ ;  $p=0,0001$ );

- има сигнификантно поголема дебелина на инцизална третина кај коронките од метал керамика споредено со наслојуваните коронки ( $Z=-9,416$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно поголема дебелина на инцизална третина кај коронките од фул цирконија споредено со наслојуваните коронки ( $Z=-6,316$ ;  $p=0,0001$ );

Табела 7. Споредба на дебелина на коронка во инцизална третина во три комбинации на групи на материјали

Table 7. Comparison of crown thickness in the incisal third among three material group combinations

Параметри	Дебелина на коронка (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Инцизална третина</b>			
Z	(-8,601)	(-9,416)	(-6,316)
Asymp. Sig. (2-tailed)	$p=0,0001^*$	$p=0,0001^*$	$p=0,0001^*$
Z=Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за $p<0,05$	

Генерално беше утврдена сигнификантно најголема дебелина на инцизална третина на коронките од метал керамика, односно сигнификантно најмала дебелина на инцизална третина на наслојуваните коронки (Табела 7).

### 6.3. Спектрофотометриска анализа – ДНЕВНА СВЕТЛИНА

Спектрофотометарските анализи на дневна светлина на изработените коронки беше изведувана според  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) во целост и во три третини на забот од вестибуларна страна и тоа во инцизална третина, средна третина и во цервикална третина.

Табела 8. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  на дневна светлина според позиција на мерење

Table 8. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under daylight according to measurement position

Меѓугрупна споредба	Дневна светлина - $\Delta E$ (мм)				p
	Број (N)	Mean $\pm$ SD	Мин/ Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Во целост</b>					
Метал керамика	60	2,41 $\pm$ 1,09	0,1/ 4,5	2,5 (1,5-3,1)	$\chi^2$ (2)=51,046; <b>p=0,00001*</b>
Фул цирконија	60	5,54 $\pm$ 5,23	0,9/ 25,2	4,1 (3,2-5,0)	
Наслојувана	60	2,09 $\pm$ 1,28	0,4/ 5,3	1,8 (0,9-3,1)	
Вкупно	180	3,35 $\pm$ 3,52	0,1/ 25,1	2,8 (1,5-3,9)	
<b>Инцизална третина</b>					
Метал керамика	60	2,92 $\pm$ 1,48	0,6/7,0	2,7 (1,8-4,0)	$\chi^2$ (2)=95,615; <b>p=0,0001*</b>
Фул цирконија	60	10,94 $\pm$ 11,77	3,1/ 41	6,0 (5,1-6,9)	
Наслојувана	60	2,45 $\pm$ 1,23	0,5/ 5,2	2,6 (1,2-3,5)	
Вкупно	180	5,44 $\pm$ 7,88	0,5/ 41	3,5 (2,1-5,3)	
<b>Средна третина</b>					
Метал керамика	60	2,90 $\pm$ 1,10	0,7/ 5,6	2,9 (2,1-3,6)	$\chi^2$ (2)=12,048; <b>p=0,0024*</b>
Фул цирконија	60	4,86 $\pm$ 5,49	0,8/ 28,6	3,6 (2,4-4,6)	
Наслојувана	60	2,75 $\pm$ 1,62	0,6/ 6,5	2,6 (1,3-4,2)	
Вкупно	180	3,50 $\pm$ 3,48	0,6/ 28,6	3,0 (2,0-4,1)	
<b>Цервикална третина</b>					
Метал керамика	60	3,19 $\pm$ 1,14	0,8/ 5,6	3,5 (2,2-3,9)	$\chi^2$ (2)=1,497; p=0,4731
Фул цирконија	60	3,23 $\pm$ 1,09	1,1/ 5,5	3,2 (2,3-4,1)	
Наслојувана	60	3,08 $\pm$ 1,65	0,6/ 7,6	3,0 (1,7-4,3)	
Вкупно	180	3,17 $\pm$ 1,31	0,6/ 7,6	3,2 (2,1-4,1)	
Kruskal-Wallis H test			*сигнификантно за p<0,05		

Вредности добиени за  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) на дневна светлина беа анализирани поединечни за секоја од трите групи на материјали (матал керамика/ фул цирконија/ наслојувана) (Табела 8 и 9).

Дополнително беше направено мерење за  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во четири позиции за шестте подгрупи на материјали и тоа метал керамика полирани, фул цирконија полирани, наслојувани полирани, матал керамика глазирани, фул цирконија глазирани и наслојувани глазирани.

Табела 9. Споредба на  $\Delta E$  на дневна светлина според три комбинации на групи и позиција на мерење  
Table 9. Comparison of  $\Delta E$  under daylight among three material group combinations and measurement positions

Параметри	Дневна светлина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Во целост</b>			
Z	(-5,723	(-1,660	(-6,416
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,097	p=0,0001*
<b>Инцизална третина</b>			
Z	(-7,983	(-1,531	(-8,783
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,126	p=0,0001*
<b>Средна третина</b>			
Z	(-2,804	(-0,795	(-3,100
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,005*	p=0,426	p=0,002*
^ Цервикалната третина не е обработена поради несигнификантност Z=Mann-Whitney U Test: *сигнификантно за p<0,05			

### 6.3.1. $\Delta E$ на дневна светлина - групи

При спектрофотометриска анализа на дневна светлина кај трите групи (матал керамика/ фул цирконија/ наслојувана) утврдена беше  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) во четири позиции на мерење на забот (целост, инцизална

третина, средна третина и цервикална третина). Направена беше меѓугрупна споредба за секоја од четирите споменати позиции на мерење.

**ΔE на дневна светлина - групи во целост:** просечната ΔE на дневна светлина во целост кај коронките од: а) метал керамика изнесуваше  $2,41 \pm 1,09$  мм со мин/ мак вредност од 0,1/ 4,5мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,5$  мм за Median IQR = 2,5 (1,5-3,1); б) фул цирконија изнесуваше  $5,54 \pm 5,23$  мм со мин/ мак вредност од 0,9/ 25,2мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 4,1$  мм за Median IQR = 4,1 (3,2-5,0); в) наслојувана изнесуваше  $2,09 \pm 1,28$ мм со мин/ мак вредност од 0,4/ 5,3мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 1,8$  мм за Median IQR = 1,8 (0,9-3,1) (Табела 8).

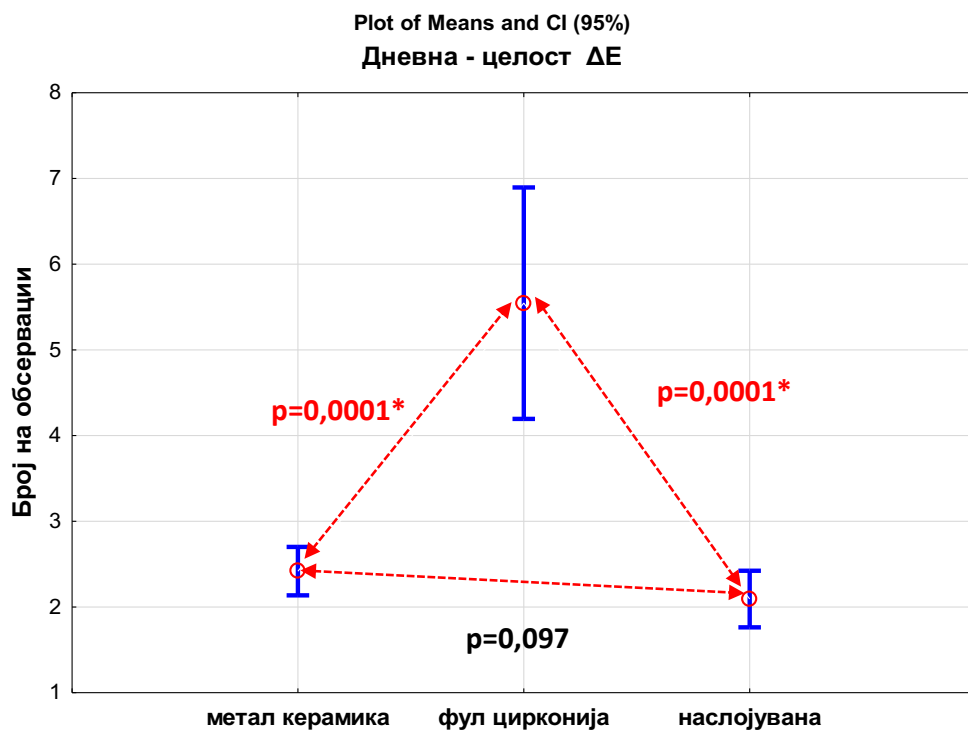


График 6. Меѓугрупна споредба на ΔE при дневна светлина во целост поред групи

Graph 6. Intergroup comparison of ΔE under daylight — overall by groups

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената ΔE на коронките на дневна светлина во целост (Kruskal-Wallis H test:  $\chi^2_{(2)}=51,046$ ;  $p=0,00001$ ). Дополнителната анализа со Mann-Whitney U Test во однос на ΔE на коронките на ДНЕВНА СВЕТЛИНА ВО ЦЕЛОСТ за секоја од трите комбинации на групи на материјали укажа дека (Табела 8-9 и График 6):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-5,723$ ;  $p=0,0001$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со метал керамика ( $Z=-1,660$ ;  $p=0,0090$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-6,416$ ;  $p=0,0001$ );

**$\Delta E$  на дневна светлина - групи во инцизална третина:** просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина кај коронките од: а) метал керамика изнесуваше  $2,92 \pm 1,48$  мм со мин/ мак од 0,6/7,0мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,7$ мм за Median IQR = 2,7 (1,8-4,0); б) фул цирконија изнесуваше  $10,94 \pm 11,77$ мм со мин/ мак од 3,1/ 41мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 6,0$ мм за Median IQR=6,0 (5,1-6,9); в) наслојувана изнесуваше  $2,45 \pm 1,23$ мм со мин/ мак вредност од 0,5/ 5,2мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (1,2-3,5) (Табела 8).

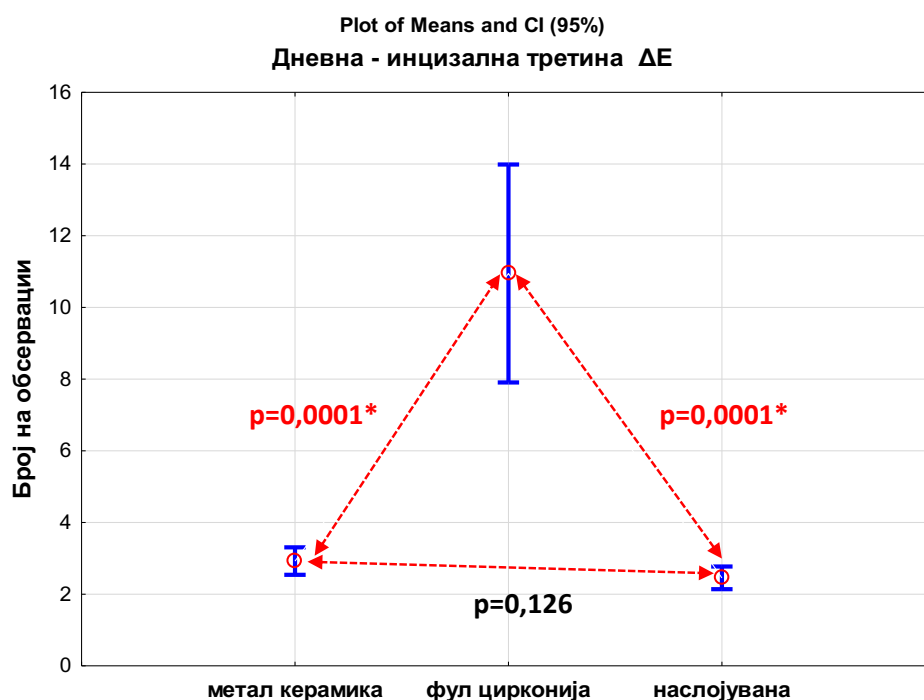


График 7. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во инцизална третина според групи

Graph 7. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under daylight in the incisal third by groups

Имаше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во инцизална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=95,615$ ;  $p=0,0001$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на ДНЕВНА СВЕТЛИНА ВО ИНЦИЗАЛНА ТРЕТИНА за секоја од трите комбинации на групи на материјали укажа дека (Табела 8-9 и График 7):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-7,983$ ;  $p=0,0001$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со метал керамика ( $Z=-0,126$ ;  $p=0,126$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-8,783$ ;  $p=0,0001$ );

**$\Delta E$  на дневна светлина - групи во средна третина:** просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина на коронките изнесуваше кај: а) метал керамика -  $2,90 \pm 1,10$ мм со мин/ мак од 0,7/ 5,6мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,9$  мм за Median IQR = 2,9 (2,1-3,6); б) фул цирконија -  $4,86 \pm 5,49$ мм со мин/мак вредност од 0,8/ 28,6мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,6,0$ мм за Median IQR = 3,6 (2,4-4,6); в) наслојувана -  $2,75 \pm 1,62$ мм со мин/мак вредност од 0,6/ 28,6мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (1,3-4,2) (Табела 8).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во средна третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=12,048$ ;  $p=0,0024$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во средна третина за секоја од трите комбинации на групи на материјали укажа дека (Табела 8-9 и График 8):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-2,804$ ;  $p=0,005$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со метал керамика ( $Z=-0,795$ ;  $p=0,426$ );

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-3,100$ ;  $p=0,002$ );

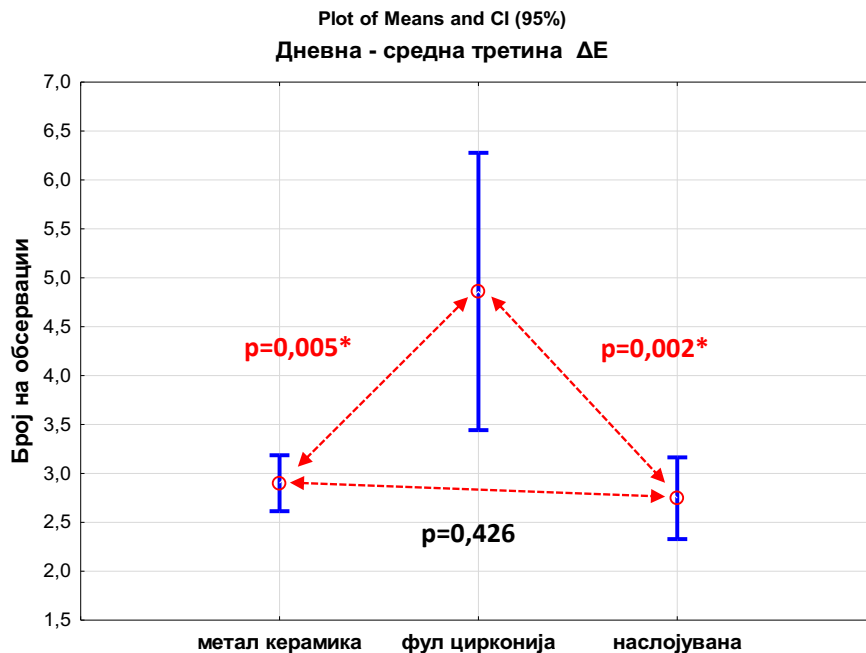


График 8. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во средна третина според групи  
Graph 8. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under daylight in the middle third by groups

**$\Delta E$  на дневна светлина - групи во цервикална третина:** просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина кај коронките од: а) метал керамика изнесуваше  $3,19 \pm 1,14$  мм со мин/мак од 0,8/ 5,6мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,5$  мм за Median IQR = 3,5 (2,2-3,9); б) фул цирконија изнесуваше  $3,23 \pm 1,09$ мм со мин/мак вредност од 1,1/ 5,5мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,2$ мм за Median IQR =3,0 (1,7-4,3); в) наслојувана изнесуваше  $3,08 \pm 1,65$ мм со мин/мак вредност од 0,6/ 7,6мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,0$  мм за Median IQR = 3,0 (1,7-4,3) (Табела 8-9 и График 9).

Немаше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во цервикална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=1,497$ ;  $p=0,4731$ ) (Табела 8-9 и График 9).

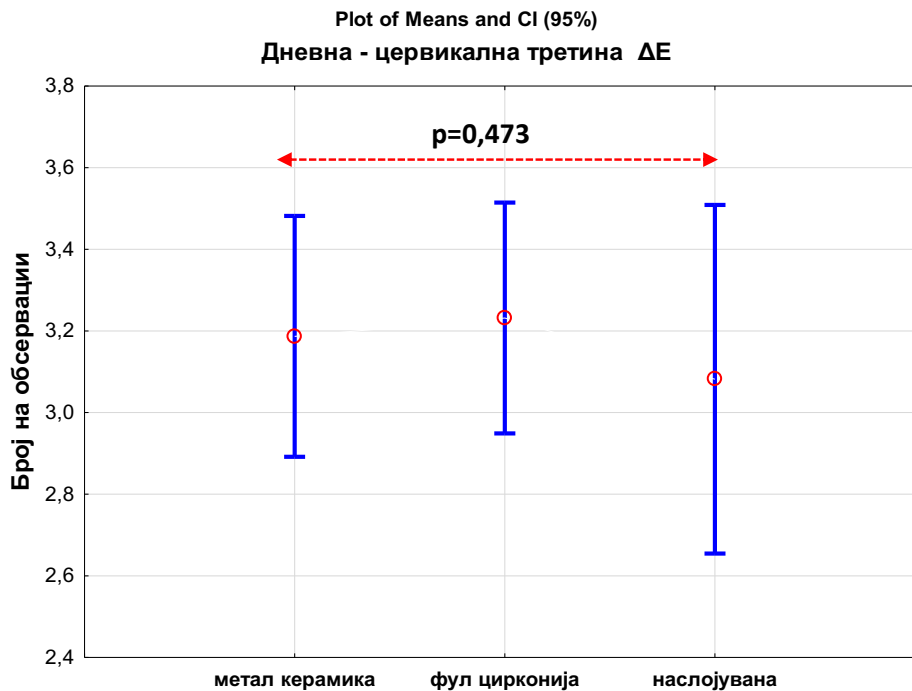


График 9. Меѓугрупна споредба на ΔE при дневна светлина во цервикална третина според групи  
Graph 9. Intergroup comparison of ΔE under daylight in the cervical third by groups

### 6.3.2. ΔE на дневна светлина - подгрупи

При спектрофотометриска анализа на дневна светлина (10-15 часот) кај шестте подгрупи на истражувањето (метал керамика полирани/ фул цирконија полирани/ наслојувани полирани/ метал керамика глазирани/ фул цирконија глазирани/ наслојувани глазирани) утврдена беше ΔE (разлика во бојата на забот) во четири позиции на мерење (целост, инцизална третина, средна третина и цервикална третина). Дополнително направена беше и меѓуподгрупна споредба на добиените вредности за ΔE на дневна светлина согласно полирани и глазирани коронки (Табела 10-11 и График 10).

### ΔE на дневна светлина – подгрупи во целост

Вредноста на ΔE добиена со спектрофотометриска анализа на дневна светлина гледана во целост беше утврдена за шесте подгрупи на истражувањето согласно полирани и глазирани површини. Дополнително,

направена беше и споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал (Табела 10).

**Полирани подгрупи во целост -  $\Delta E$  на дневна светлина:** просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во целост изнесуваше кај (Табела 10):

- метал керамика полирани -  $2,47 \pm 1,02$  мм со мин/мак од 0,5/ 4,2 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (1,6-3,1);
- фул цирконија полирани -  $7,65 \pm 6,68$  мм со мин/мак вредност од 1,8/ 25,2 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 4,4$  мм за Median IQR = 4,4 (3,8-11,6);
- наслојувана полирана -  $2,68 \pm 1,06$  мм со мин/мак вредност од 0,8/ 5,3 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,7$  мм за Median IQR = 2,7 (1,9-3,3).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во целост (Kruskal-Wallis H test:  $\chi^2_{(2)}=33,105$ ;  $p=0,0001$ ) (Табела 10).

Табела 10. Меѓуподгрупна споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во целост  
Table 10. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  under daylight — overall

Меѓуподгрупна споредба	Дневна светлина во целост - $\Delta E$ (мм)				p
	Број (N)	Mean $\pm$ SD	Мин/ Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Полирани</b>					
Метал керамика - полирани	30	$2,47 \pm 1,02$	0,5/ 4,2	2,6 (1,6-3,1)	$\chi^2_{(2)}=33,105$ ; $p=0,0001^*$
Фул цирконија - полирани	30	$7,65 \pm 6,68$	1,8/ 25,2	4,4 (3,8-11,6)	
Наслојувана - полирани	30	$2,68 \pm 1,06$	0,8/ 5,3	2,7 (1,9-3,3)	

**Глазирани**

Метал керамика - глазирани	30	2,37±1,17	0,1/ 4,5	2,4 (1,2-3,1)	χ <sup>2</sup> (2)=28, 058; p=0,00 01*
Фул цирконија - глазирани	30	3,44±1,32	0,9/ 5,6	3,8 (2,2-4,5)	
Наслојувана - глазирани	30	1,51±1,21	0,4/ 4,9	1,1 (0,7 – 1,7)	

**Метал керамика (полирани/ глазирани)**

Метал керамика - полирани	30	2,47±1,02	0,5/ 4,2	2,6 (1,6-3,1)	Z=(- 0,237
Метал керамика - глазирани	30	2,37±1,17	0,1/ 4,5	2,4 (1,2-3,1)	p=0,81 3

**Фул цирконија (полирани/ глазирани)**

Фул цирконија - полирани	30	7,65±6,68	1,8/ 25,2	4,4 (3,8- 11,6)	Z=(- 2,877
Фул цирконија - глазирани	30	3,44±1,32	0,9/ 5,6	3,8 (2,2-4,5)	p=0,00 4*

**Наслојувачка (полирани/ глазирани)**

Наслојувана - полирани	30	2,68±1,06	0,8/ 5,3	2,7 (1,9-3,3)	Z=(- 3,832
Наслојувана - глазирани	30	1,51±1,21	0,4/ 4,9	1,1 (0,7 – 1,7)	p=0,00 01*

Kruskal-Wallis H test

Z=Mann-Whitney U Test:

\*сигнификантно за p&lt;0,05

Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на ΔE на коронките на дневна светлина во целост за секоја од трите комбинации на полирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 11 и График 10):

- има сигнификантно помало ΔE кај коронките од метал керамика полирани споредено со оние од фул цирконија полирани (Z=-5,095; p=0,0001);
- има несигнификантно помало ΔE кај метал керамика полирани споредено со наслојувани полирани коронки (Z=-0,718; p=0,473);

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-4,793$ ;  $p=0,0001$ );

Табела 11. Споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во целост според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани

Table 11. Comparison of  $\Delta E$  under daylight — overall according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Дневна светлина во целост - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Полирани - во целост</b>			
Z	(-5,095	(-0,718	(-4,793
Asymp. Sig. (2-tailed)	$p=0,0001^*$	$p=0,473$	$p=0,0001^*$
<b>Глазирани – во целост</b>			
Z	(-3,114	(-2,908	(-4,912
Asymp. Sig. (2-tailed)	$p=0,002^*$	$p=0,004^*$	$p=0,0001^*$
Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за $p<0,05$	

**Глазирани подгрупи во целост -  $\Delta E$  на дневна светлина:** просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во целост изнесуваше кај (Табела 11):

- метал керамика глазирани -  $2,37 \pm 1,17$ мм со мин/ мак од 0,1/ 4,5мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,4$  мм за Median IQR = 2,4 (1,2-3,1);
- фул цирконија глазирани -  $3,44 \pm 1,32$ мм со мин/ мак вредност од 0,9/ 5,6мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,8$ мм за Median IQR = 3,8 (2,2-4,5);
- наслојувана глазирана -  $1,51 \pm 1,21$ мм со мин/ мак вредност од 0,4/ 4,9мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 1,1$  мм за Median IQR = 1,1 (0,7 – 1,7).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во целост (Kruskal-Wallis H test:  $\chi^2_{(2)}=28,058$ ;  $p=0,0001$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во целост за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 11 и График 10):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-3,114$ ;  $p=0,002$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со метал керамика глазирани ( $Z=-2,908$ ;  $p=0,004$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-4,912$ ;  $p=0,0001$ );

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 10 и График 10):

- несигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во целост на метал керамика глазирани коронки споредено со метал керамика полирани коронки ( $Z=-2,877$ ;  $p=0,004$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во целост на фул цирконија глазирани коронки споредено со фул цирконија полирани коронки ( $Z=-2,877$ ;  $p=0,004$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во целост на наслојувани глазирани коронки споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-3,832$ ;  $p=0,0001$ );

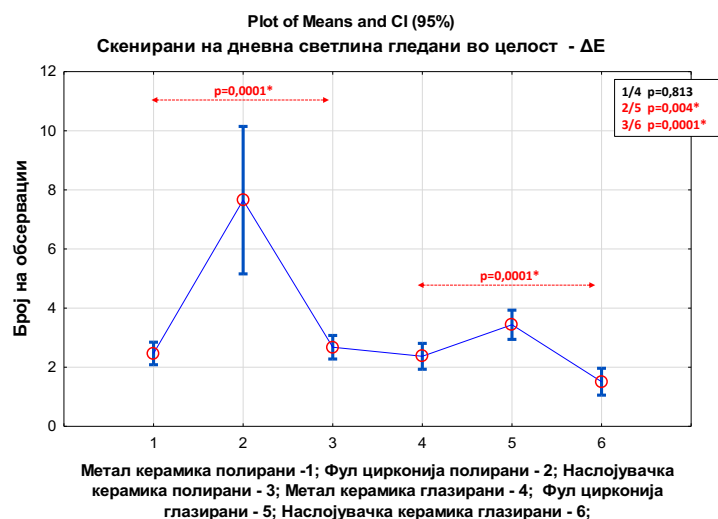


График 10. Меѓуподгрупна споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во целост

Graph 10. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  under daylight — overall



### Полирани подгрупи во инцизална третина - $\Delta E$ на дневна светлина:

просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина изнесуваше кај (Табела 12):

- метал керамика полирани -  $2,76 \pm 1,36$ мм со мин/ мак од 0,8/ 5,4мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (1,5-3,6);
- фул цирконија полирани -  $16,53 \pm 14,69$ мм со мин/ мак вредност од 13,3/ 41,0мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 6,4$ мм за Median IQR = 6,4 (5,3-36,4);
- наслојувана полирана -  $1,67 \pm 0,83$ мм со мин/ мак вредност од 0,5/ 3,1мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 1,5$  мм за Median IQR = 1,5 (1,0-2,5).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=60,277$ ;  $p=0,0001$ ) (Табела 12).

За согледување на причината за сигнификатна разлика направена беше дополнителна анализа со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во инцизална третина за секоја од трите комбинации на полирани подгрупи на материјали при што беше утврдено дека (Табела 13 и График 11):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од метал керамика полирани споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-6,160$ ;  $p=0,0001$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со метал керамика полирани ( $Z=-0,718$ ;  $p=0,473$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-6,656$ ;  $p=0,0001$ );

Табела 13. Споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во инцизална третина според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани  
 Table 13. Comparison of  $\Delta E$  under daylight in the incisal third according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Дневна светлина во инцизална третина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирковија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирковија/ Наслојувана
<b>Полирани - во инцизална третина</b>			
Z	(-6,160	(-3,175	(-6,656
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,001*	p=0,0001*
<b>Глазирани – во инцизална третина</b>			
Z	(-4,926	(-0,769	(-5,273
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,442	p=0,0001*
Mann-Whitney U Test: *сигнификантно за p<0,05			

**Глазирани подгрупи во инцизална третина -  $\Delta E$  на дневна светлина:**  
 просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина изнесуваше кај (Табела 12):

- метал керамика глазирани -  $3,09 \pm 1,59$ мм со мин/ мак од 0,6/ 7,0мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,9$  мм за Median IQR = 2,9 (1,9-4,1);
- фул цирковија глазирани -  $5,35 \pm 1,58$ мм со мин/ мак вредност од 3,1/ 7,2мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 5,6$ мм за Median IQR = 5,6 (4,8-6,1);
- наслојувана глазирана -  $3,24 \pm 1,05$ мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 5,2мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,5$  мм за Median IQR = 3,5 (2,8-3,8).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=35,014$ ; p=0,0001). Анализата за причината за добиента сигнификантност со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во инцизална третина за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 12-13 и График 11):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-4,926$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со метал керамика глазирани ( $Z=-3,175$ ;  $p=0,001$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-6,656$ ;  $p=0,0001$ );

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 13 и График 11):

- несигнификантно пониска  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина на метал керамика полирани коронки споредено со метал керамика глазирани коронки ( $Z=-0,769$ ;  $p=0,442$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина на фул цирконија глазирани коронки споредено со фул цирконија полирани коронки ( $Z=-2,982$ ;  $p=0,003$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во инцизална третина на наслојувани полирани коронки споредено со наслојувани глазирани коронки ( $Z=-4,986$ ;  $p=0,0001$ );

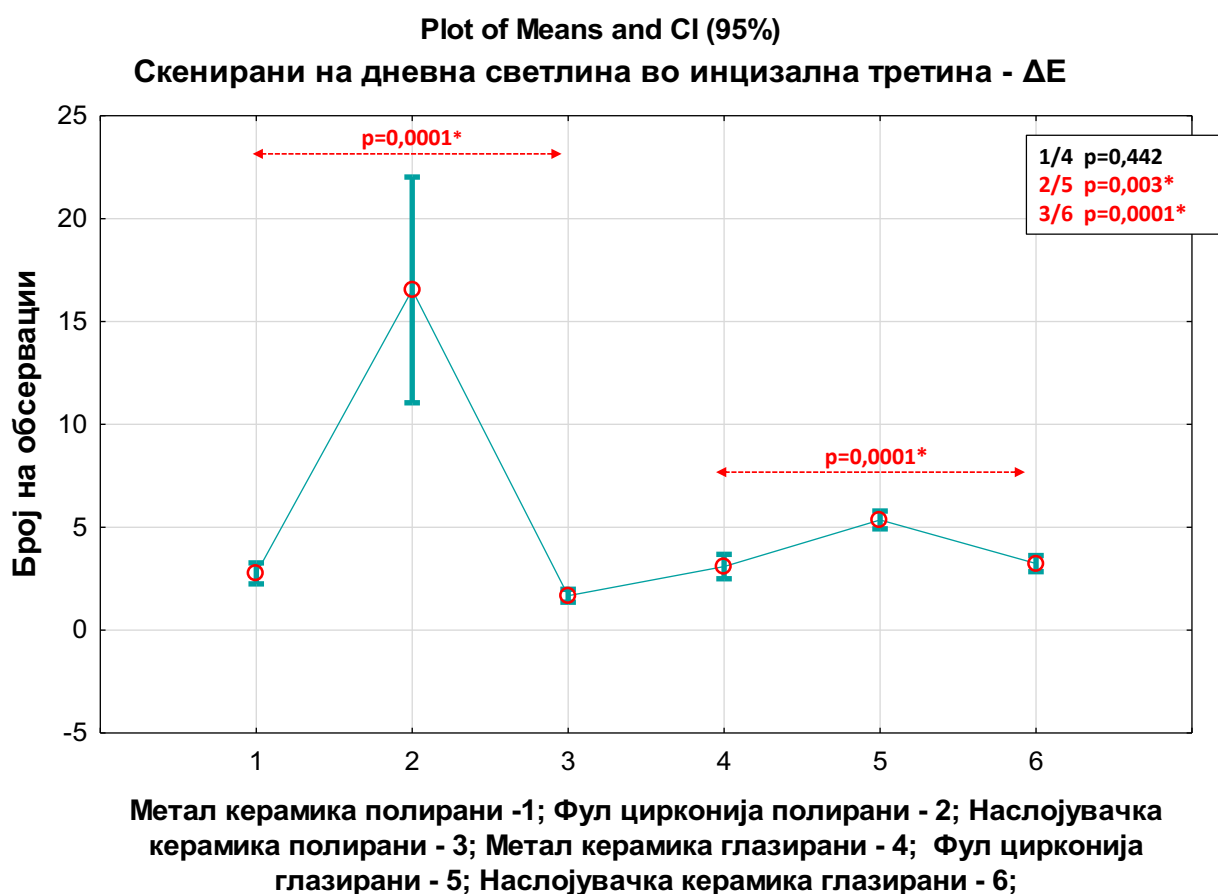


График 11. Меѓуподгрупна споредба на ΔE при дневна светлина во инцизална третина

Graph 11. Inter-subgroup comparison of ΔE under daylight in the incisal third

### ΔE на дневна светлина – подгрупи во средна третина

Вредноста на ΔE добиена со спектрофотометриска анализа на дневна светлина гледана во средна третина беше утврдена за шесте подгрупи на истражувањето согласно полирани и глазирани површини. Во рамките на анализата направена беше и споредба на добиената ΔE за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал (Табела 14 – 15 и График 12).

Табела 14. Међуподгрупна споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во средна третина  
 Table 14. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  under daylight in the middle third

Међуподгрупна споредба	Дневна светлина во средна третина - $\Delta E$ (мм)				p
	Број (N)	Mean $\pm$ SD	Мин/ Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Полирани</b>					
Метал керамика - полирани	30	2,95 $\pm$ 0,93	1,3/ 4,7	2,9 (2,3-3,7)	$\chi^2$ (2)=7,8 23; p=0,02 0*
Фул цирконија - полирани	30	6,35 $\pm$ 7,40	1,0/ 28	3,7 (2,9-4,9)	
Наслојувана - полирани	30	3,61 $\pm$ 1,18	1,5/ 6,5	3,6 (2,7-4,3)	
<b>Глазирани</b>					
Метал керамика глазирани	30	2,85 $\pm$ 1,27	0,7/ 5,6	2,9 (2,0-3,6)	$\chi^2$ (2)=17, 904; p=0,00 01*
Фул цирконија - глазирани	30	3,37 $\pm$ 1,35	0,8/ 5,4	3,6 (2,3-4,4)	
Наслојувана - глазирани	30	1,89 $\pm$ 1,54	0,6/ 6,0	1,3 (0,9-2,0)	
<b>Метал керамика (полирани/ глазирани)</b>					
Метал керамика - полирани	30	2,95 $\pm$ 0,93	1,3/ 4,7	2,9 (2,3-3,7)	Z=(- 0,311 p=0,75 6
Метал керамика - глазирани	30	2,85 $\pm$ 1,27	0,7/ 5,6	2,9 (2,0-3,6)	
<b>Фул цирконија (полирани/ глазирани)</b>					
Фул цирконија - полирани	30	6,35 $\pm$ 7,40	1,0/ 28	3,7 (2,9-4,9)	Z=(- 1,198 p=0,23 1
Фул цирконија - глазирани	30	3,37 $\pm$ 1,35	0,8/ 5,4	3,6 (2,3-4,4)	
<b>Наслојувачка (полирани/ глазирани)</b>					
Наслојувана - полирани	30	3,61 $\pm$ 1,18	1,5/ 6,5	3,6 (2,7-4,3)	Z=(- 4,364 p=0,00 01*
Наслојувана - глазирани	30	1,89 $\pm$ 1,54	0,6/ 6,0	1,3 (0,9-2,0)	
Kruskal-Wallis H test <span style="float: right;">Z=Mann-Whitney U Test:</span> *сигнификантно за p<0,05					

### Полирани подгрупи во средна третина - $\Delta E$ на дневна светлина:

добиената просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина изнесуваше кај (Табела 14 и График 12):

- метал керамика полирани -  $2,95 \pm 0,93$  мм со мин/ мак од 1,3/ 4,7 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,9$  мм за Median IQR = 2,9 (2,3-3,7);
- фул цирконија полирани -  $6,35 \pm 7,40$  мм со мин/ мак вредност од 1,0/ 28 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,7$  мм за Median IQR = 3,7 (2,9-4,9);
- наслојувана полирана -  $3,61 \pm 1,18$  мм со мин/ мак вредност од 1,5/ 6,5 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,6$  мм за Median IQR = 3,6 (2,7-4,3).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=7,823$ ;  $p=0,020$ ) (Табела 14).

За согледување на причината за сигнификантна разлика направена беше дополнителна анализа со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во средна третина за секоја од трите комбинации на полирани подгрупи на материјали при што беше утврдено дека (Табела 15 и График 12):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од метал керамика полирани споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-2,464$ ;  $p=0,014$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика полирани коронки споредено со наслојувани полирани ( $Z=-2,271$ ;  $p=0,023$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-0,740$ ;  $p=0,459$ );

Табела 15. Споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во средна третина според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани

Table 15. Comparison of  $\Delta E$  under daylight in the middle third according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Дневна светлина во средна третина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирковија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирковија/ Наслојувана
<b>Полирани - во средна третина</b>			
Z	(-2,464	(-2,271	(-0,740
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,014*	p=0,023*	p=0,459
<b>Глазирани – во средна третина</b>			
Z	(-1,531	(-2,989	(-3,944
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,126	p=0,003*	p=0,0001*
Mann-Whitney U Test: *сигнификантно за p<0,05			

**Глазирани подгрупи во средна третина -  $\Delta E$  на дневна светлина:** утврдената вредност за просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина изнесуваше кај (Табела 14):

- метал керамика глазирани -  $2,85 \pm 1,27$ мм со мин/ мак од 0,7/ 5,6мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,9$  мм за Median IQR = 2,9 (2,0-3,6);
- фул цирковија глазирани -  $3,37 \pm 1,35$ мм со мин/ мак вредност од 0,8/ 5,4мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,6$ мм за Median IQR = 3,6 (2,3-4,4);
- наслојувана глазирана -  $1,89 \pm 1,54$ мм со мин/ мак вредност од 0,6/ 6,0мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 1,3$  мм за Median IQR = 1,3 (0,9-2,0).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=17,904$ ; p=0,0001). Анализата со Mann-Whitney U Test за причината за добиента сигнификантност во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина

во средна третина за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 15 и График 12):

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-2,464$ ;  $p=0,014$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со метал керамика глазирани ( $Z=-2,989$ ;  $p=0,003$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-3,944$ ;  $p=0,0001$ ).

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 14 и График 12):

- несигнификантно пониска  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина на метал керамика глазирани коронки споредено со метал керамика полирани коронки ( $Z=-0,311$ ;  $p=0,756$ );
- несигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина на фул цирконија глазирани коронки споредено со фул цирконија полирани коронки ( $Z=-1,198$ ;  $p=0,231$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во средна третина на наслојувани глазирани коронки споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-4,364$ ;  $p=0,0001$ ).

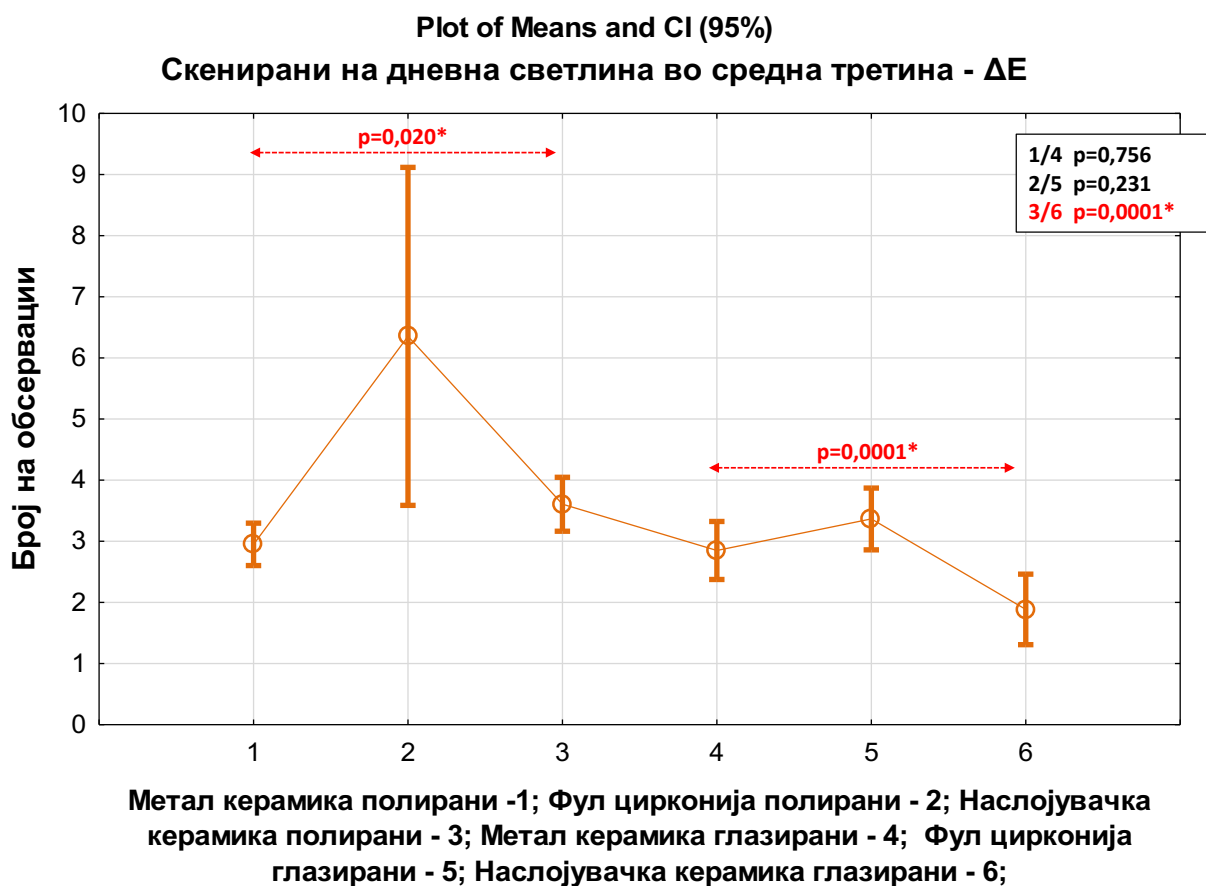


График 12. Меѓуподгрупна споредба на ΔE при дневна светлина во средна третина

Graph 12. Inter-subgroup comparison of ΔE under daylight in the middle third

### ΔE на дневна светлина – подгрупи во цервикална третина

Со спектрофотометриска анализа на дневна светлина гледана во цервикална третина вредноста на ΔE беше утврдена за шесте подгрупи на истражувањето согласно полирани и глазирани површини. Во рамките на истражувањето направена беше и споредба на добиената ΔE за полирани/глазирани површини од еднаков материјал (Табела 16 – 17 и График 13).



- фул цирконија полирани -  $3,72 \pm 1,04$  мм со мин/ мак вредност од 1,6/ 5,5 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 4,0$  мм за Median IQR = 4,0 (3,1-4,4);
- наслојувана полирана -  $3,56 \pm 1,53$  мм со мин/ мак вредност од 0,8/ 7,6 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,6$  мм за Median IQR = 3,6 (2,4-4,6).

Немаше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во цервикална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=2,708$ ;  $p=0,258$ ) (Табела 16).

За согледување на причината за сигнификантна разлика направена беше дополнителна анализа со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна светлина во цервикална третина за секоја од трите комбинации на полирани подгрупи на материјали при што беше утврдено дека (Табела 17 и График 13):

- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од метал керамика полирани споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-1,747$ ;  $p=0,081$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика полирани коронки споредено со наслојувани полирани ( $Z=-0,769$ ;  $p=0,442$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-0,658$ ;  $p=0,510$ );

Табела 17. Споредба на  $\Delta E$  при дневна светлина во цервикална третина според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани  
 Table 17. Comparison of  $\Delta E$  under daylight in the cervical third according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Дневна светлина во цервикална третина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирковија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирковија/ Наслојувана
<b>Полирани - во цервикална третина</b>			
Z	(-1,747	(-0,769	(-0,658
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,081	p=0,442	p=0,510
<b>Глазирани – во цервикална третина</b>			
Z	(-1,539	(-2,234	(-1,561
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,124	p=0,025*	p=0,118
Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за p<0,05	

**Глазирани подгрупи во цервикална третина -  $\Delta E$  на дневна светлина:**  
 утврдената вредност за просечната  $\Delta E$  на дневна светлина во цервикална третина изнесуваше кај (Табела 16):

- метал керамика глазирани -  $3,17 \pm 1,16$ мм со мин/ мак од 1,0/ 5,6мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,2$  мм за Median IQR = 3,2 (2,1-3,8);
- фул цирковија глазирани -  $2,74 \pm 0,93$ мм со мин/ мак вредност од 1,0/ 5,6мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,6$ мм за Median IQR = 2,6 (2,1-3,6);
- наслојувана глазирана -  $2,61 \pm 1,66$ мм со мин/ мак вредност од 0,6/ 7,5мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,0$  мм за Median IQR = 2,0 (1,5-3,3).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на дневна светлина во цервикална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=6,397$ ; p=0,041). Анализата со Mann-Whitney U Test за причината за добиента сигнификантност во однос на  $\Delta E$  на коронките на дневна

светлина во цервикална третина за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа на (Табела 17 и График 13):

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија глазирани споредено со метал керамика глазирани коронки ( $Z=-1,539$ ;  $p=0,124$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со метал керамика глазирани ( $Z=-2,234$ ;  $p=0,025$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-1,561$ ;  $p=0,118$ );

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 16 и График 13):

- несигнификантно пониска  $\Delta E$  на дневна светлина во цервикална третина на метал керамика глазирани коронки споредено со метал керамика полирани коронки ( $Z=-0,518$ ;  $p=0,605$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во цервикална третина на фул цирконија глазирани коронки споредено со фул цирконија полирани коронки ( $Z=-3,397$ ;  $p=0,001$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на дневна светлина во цервикална третина на наслојувани глазирани коронки споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-2,604$ ;  $p=0,009$ );

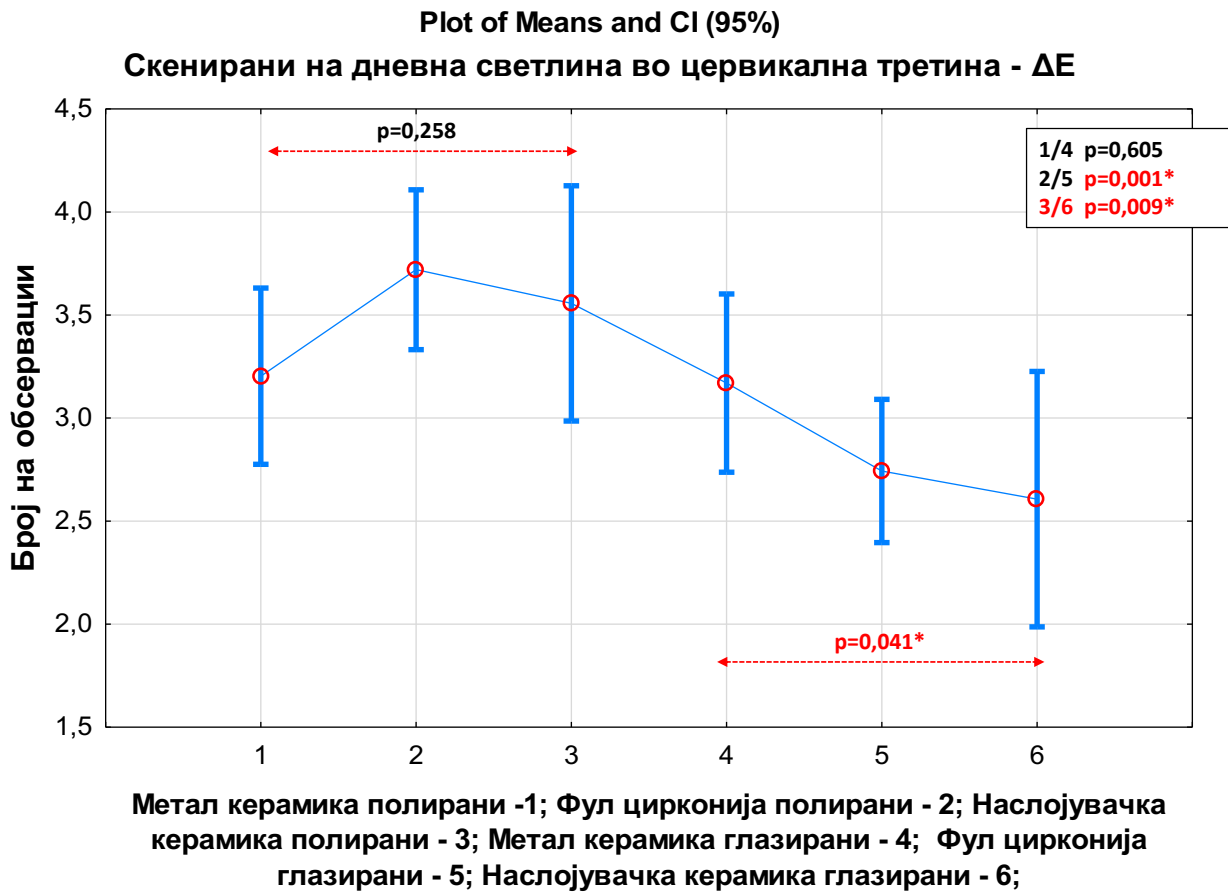


График 13. Меѓуподгрупна споредба на ΔE при дневна светлина во цервикална третина

Graph 13. Inter-subgroup comparison of ΔE under daylight in the cervical third

#### 6.4. Спектрофотометриска анализа – РЕФЛЕКТОР

Спектрофотометарските анализи со рефлаторна светлина на изработените коронки беше изведувана според ΔE (разлика во бојата на забот) во целост и во три третини на забот од вестибуларна страна и тоа во инцизална третина, средна третина и во цервикална третина.

Табела 18. Међугрупна споредба на  $\Delta E$  на рефлектор според позиција на мерење  
 Table 18. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under reflector light according to measurement position

Међугрупна споредба	Рефлекторна светлина - $\Delta E$ (мм)				P
	Број (N)	Mean $\pm$ SD	Мин/ Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Во целост</b>					
Метал керамика	60	2,43 $\pm$ 0,98	0,5/ 4,2	2,6 (1,7-3,2)	$\chi^2$ (2)=30,403; p=0,0001*
Фул цирконија	60	3,37 $\pm$ 1,36	0,7/ 5,6	3,5 (2,4-4,4)	
Наслојувана	60	2,10 $\pm$ 0,97	0,6/ 5,2	2,0 (1,4-2,6)	
Вкупно	180	2,63 $\pm$ 1,23	0,5/ 5,6	2,5 (1,7-3,5)	
<b>Инцизална третина</b>					
Метал керамика	60	2,86 $\pm$ 1,42	0,4/ 5,7	2,6 (1,8-3,6)	$\chi^2$ (2)=82,665; p=0,0001*
Фул цирконија	60	5,56 $\pm$ 1,34	2,9/ 7,3	5,8 (4,7-6,4)	
Наслојувана	60	2,88 $\pm$ 1,54	0,1/ 5,7	2,6 (1,7-4,4)	
Вкупно	180	3,77 $\pm$ 1,87	0,1/ 7,3	3,8 (2,2-5,3)	
<b>Средна третина</b>					
Метал керамика	60	2,95 $\pm$ 0,87	1,4/ 4,9	3,0 (2,2-3,6)	$\chi^2$ (2)=10,198; p=0,006*
Фул цирконија	60	3,06 $\pm$ 1,42	0,6/ 5,5	3,2 (1,7-4,2)	
Наслојувана	60	2,43 $\pm$ 1,32	0,7/ 6,1	2,2 (1,4-3,3)	
Вкупно	180	2,81 $\pm$ 1,25	0,6/ 6,1	2,8 (1,7-3,8)	
<b>Цервикална третина</b>					
Метал керамика	60	3,24 $\pm$ 0,92	0,9/ 5,3	3,3 (2,4-3,9)	$\chi^2$ (2)=7,181; p=0,028*
Фул цирконија	60	2,76 $\pm$ 1,03	0,5/ 5,1	2,7 (2,0-3,3)	
Наслојувана	60	3,14 $\pm$ 1,35	0,8/ 7,7	2,9 (2,0-3,8)	
Вкупно	180	3,05 $\pm$ 1,13	0,5/ 7,7	3,0 (2,2-3,7)	
Kruskal-Wallis H test			*сигнификантно за p<0,05		

Вредности добиени за  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) на рефлекторна светлина беа анализирани поединечни за секоја од трите групи на материјали (матал керамика/ фул цирконија/ наслојувана) (Табела 18 и 19).

Дополнително беше направено мерење за  $\Delta E$  на коронките на рефлекторна светлина во четири позиции за шестте подгрупи на материјали и тоа метал керамика полирани, фул цирконија полирани, наслојувани полирани, матал керамика глазирани, фул цирконија глазирани и наслојувани глазирани.

Табела 19. Споредба на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина според три комбинации на групи и позиција на мерење  
Table 19. Comparison of  $\Delta E$  under reflector light according to three material group combinations and measurement positions

Параметри	Рефлекторна светлина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Во целост</b>			
Z	(-3,936	(-2,025	(-5,112
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,043*	p=0,0001*
<b>Инцизална третина</b>			
Z	(-7,915	(-0,097	(-7,830
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,923	p=0,0001*
<b>Средна третина</b>			
Z	(-0,512	(-3,014	(-2,502
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,609	p=0,003*	p=0,012*
<b>Цервикална третина</b>			
Z	(-2,773	(-1,111	(-1,360
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,006*	p=0,267	p=0,174
Z=Mann-Whitney U Test: *сигнификантно за p<0,05			

### 6.4.1. $\Delta E$ на рефлекторна светлина - групи

При спектрофотометриска анализа на рефлекторна светлина кај трите групи (метал керамика/ фул цирконија/ наслојувана) утврдена беше  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) во четири позиции на мерење на забот (целост, инцизална третина, средна третина и цервикална третина). Направена беше меѓугрупна споредба за секоја од четирите споменати позиции на мерење.

**$\Delta E$  на рефлекторна светлина - групи во целост:** просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост кај коронките од: а) метал керамика изнесуваше  $2,43 \pm 0,98$  мм со мин/ мак вредност од 0,5/ 4,2 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (1,7-3,2); б) фул цирконија изнесуваше  $3,37 \pm 1,36$  мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 5,6 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,5$  мм за Median IQR = 3,5 (2,4-4,4); в) наслојувана изнесуваше  $2,10 \pm 0,97$  мм со мин/ мак вредност од 0,6/ 5,2 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,0$  мм за Median IQR = 2,0 (1,4-2,6) (Табела 18 и График 14).

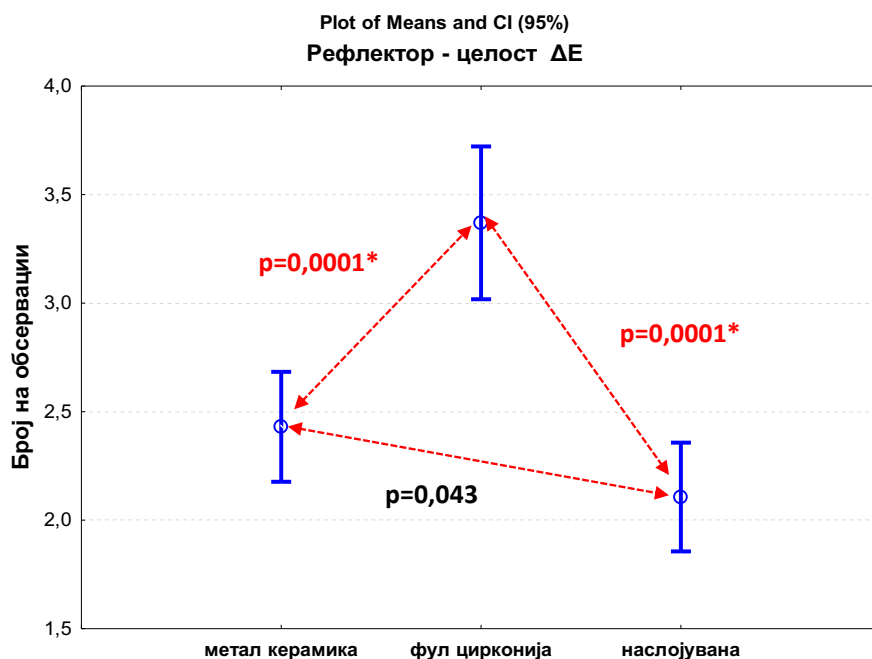


График 14. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во целост поред групи  
Graph 14. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under reflector light — overall by groups

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената  $\Delta E$  на коронките на рефлекторна светлина во целост (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=51,046$ ;  $p=0,00001$ ). Дополнителната анализа со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на РЕФЛЕКТОРНА СВЕТЛИНА ВО ЦЕЛОСТ за секоја од трите комбинации на групи на материјали укажа дека (Табела 18-19 и График 14):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-3,936$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со метал керамика ( $Z=-2,025$ ;  $p=0,043$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-5,112$ ;  $p=0,0001$ );

**$\Delta E$  на рефлекторна светлина - групи во инцизална третина:**  
просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина кај коронките од:  
а) метал керамика изнесуваше  $2,86 \pm 1,42$ мм со мин/ мак од 0,4/ 5,7мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,6$ мм за Median IQR = 2,6 (1,8-3,6); б) фул цирконија изнесуваше  $5,56 \pm 1,34$ мм со мин/ мак од 2,9/ 7,3мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 5,8$ мм за Median IQR=5,8 (4,7-6,4); в) наслојувана изнесуваше  $2,88 \pm 1,54$ мм со мин/ мак вредност од 0,1/ 5,7мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (1,7-4,4) (Табела 18 и График 15).

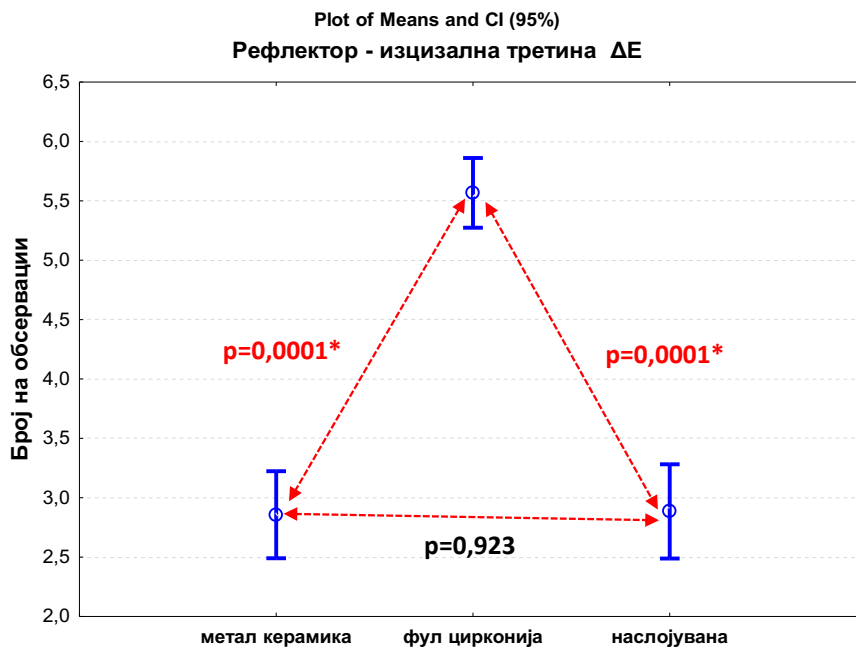


График 15. Меѓугрупна споредба на ΔE при рефлекторна светлина во инцизална третина според групи

Graph 15. Intergroup comparison of ΔE under reflector light in the incisal third by groups

Имаше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на ΔE на коронките на рефлекторна светлина во инцизална третина (Kruskal-Wallis H test:  $\chi^2_{(2)}=82,665$ ;  $p=0,0001$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на ΔE на коронките на РЕФЛЕКТОРНА СВЕТЛИНА ВО ИНЦИЗАЛНА ТРЕТИНА за секоја од трите комбинации на групи на материјали укажа дека (Табела 18-19 и График 15):

- има сигнификантно помало ΔE кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-7,915$ ;  $p=0,0001$ );
- има несигнификантно помало ΔE кај наслојувани коронки споредено со метал керамика ( $Z=-0,097$ ;  $p=0,923$ );
- има сигнификантно помало ΔE кај наслојувани коронки споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-7,830$ ;  $p=0,0001$ ).

**ΔE на рефлекторна светлина - групи во средна третина:** просечната ΔE на рефлекторна светлина во средна третина на коронките изнесуваше кај:  
а) метал керамика -  $2,95 \pm 0,87$  мм со мин/ мак од 1,4/ 4,9 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,0$  мм за Median IQR = 3,0 (2,2-3,6); б) фул цирконија -  $3,06 \pm 1,42$  мм со мин/ мак од 0,6/ 5,5 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,2$  мм за Median IQR = 3,2 (1,7-4,2);  
в) наслојувана -  $2,43 \pm 1,32$  мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 6,1 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,2$  мм за Median IQR = 2,2 (1,4-3,3) (Табела 18).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената ΔE на коронките на рефлекторна светлина во средна третина (Kruskal-Wallis H test:  $\chi^2_{(2)}=10,198$ ;  $p=0,006$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на ΔE на коронките на рефлекторна светлина во средна третина за секоја од трите комбинации на групи на материјали укажа дека (Табела 18-19 и График 16):

- има несигнификантно помало ΔE кај коронките од метал керамика споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-2,512$ ;  $p=0,609$ );
- има сигнификантно помало ΔE кај наслојувани коронки споредено со метал керамика ( $Z=-3,014$ ;  $p=0,003$ );
- има сигнификантно помало ΔE кај наслојувани коронки споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-2,502$ ;  $p=0,012$ );

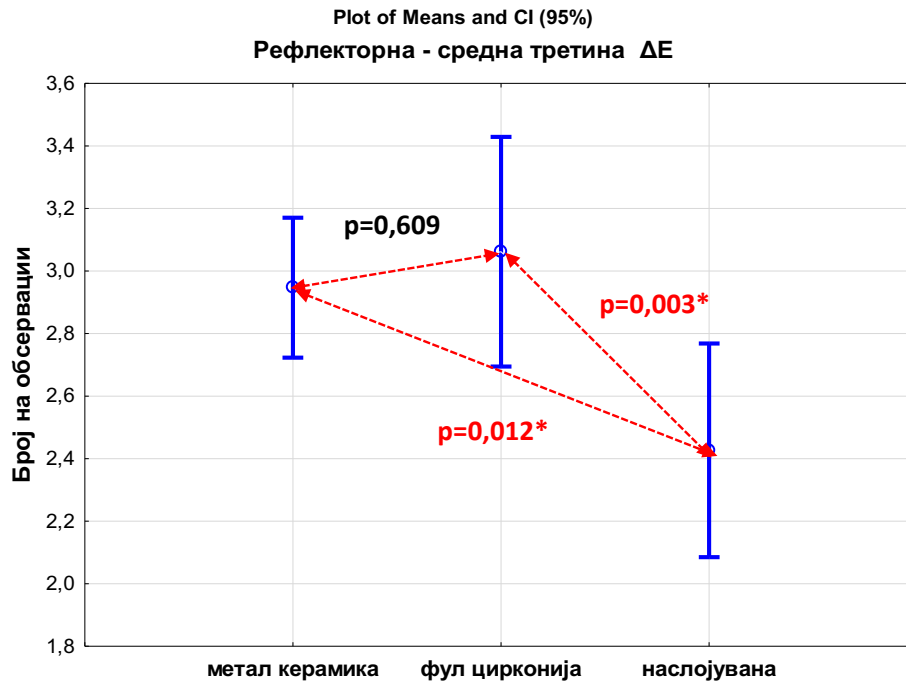


График 16. Меѓугрупна споредба на ΔE при рефлекторна светлина во средна третина според групи  
Graph 16. Intergroup comparison of ΔE under reflector light in the middle third by groups

**ΔE на рефлекторна светлина - групи во цервикална третина:**  
просечната ΔE на рефлекторна светлина во инцизална третина кај коронките од:  
а) метал керамика изнесуваше  $3,24 \pm 0,92$ мм со мин/ мак од 0,9/ 5,3мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,3$  мм за Median IQR = 3,3 (2,4-3,9); б) фул цирконија изнесуваше  $2,76 \pm 1,03$ мм со мин/ мак вредност од 0,5/ 5,1мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,7$ мм за Median IQR = 2,7 (2,0-3,3); в) наслојувана изнесуваше  $3,14 \pm 1,35$ мм со мин/ мак вредност од 0,8/ 7,7мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,9$  мм за Median IQR = 2,9 (2,0-3,8) (Табела 18-19 и График 17).

Имаше сигнификатна разлика меѓу трите материјали во однос на измерената ΔE на коронките на рефлекторна светлина во инцизална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=7,181$ ;  $p=0,028$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на ΔE на коронките на рефлекторна светлина во средна третина за секоја од трите комбинации на групи укажа дека (Табела 18-19 и График 17):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија коронките споредено со оние од метал керамика ( $Z=-2,773$ ;  $p=0,006$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со метал керамика ( $Z=-1,111$ ;  $p=0,267$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани коронки споредено со оние од фул цирконија ( $Z=-1,360$ ;  $p=0,174$ );

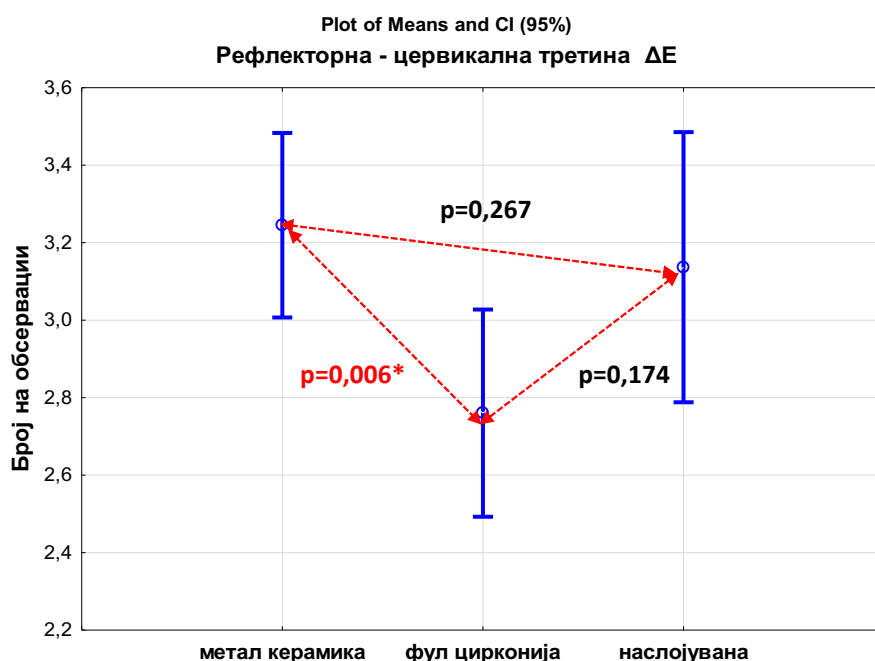


График 17. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во цервикална третина според групи

Graph 17. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under reflector light in the cervical third by groups

#### 6.4.2. $\Delta E$ на рефлекторна светлина - подгрупи

При спектрофотометриска анализа на рефлекторна светлина кај шестте подгрупи на истражувањето (метал керамика полирани/ фул цирконија полирани/ наслојувани полирани/ метал керамика глазирани/ фул цирконија глазирани/ наслојувани глазирани) утврдена беше  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) во четири позиции на мерење (целост, инцизална третина, средна третина и цервикална третина). Дополнително направена беше и меѓуподгрупна

споредба на добиените вредности за  $\Delta E$  на рефлекторна светлина согласно полирани и глазирани коронки (Табела 20-21 и График 18).

### **$\Delta E$ на рефлекторна светлина – подгрупи во целост**

Вредноста на  $\Delta E$  добиена со спектрофотометриска анализа на рефлекторна светлина гледана во целост беше утврдена за шесте подгрупи на истражувањето согласно полирани и глазирани површини. Дополнително, направена беше и споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал (Табела 20).

**Полирани подгрупи во целост -  $\Delta E$  на рефлекторна светлина:** просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост изнесуваше кај (Табела 20):

- метал керамика полирани -  $2,69 \pm 0,97$  мм со мин/ мак од 0,9/ 4,2 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,9$  мм за Median IQR = 2,9 (1,8-3,3);
- фул цирконија полирани -  $3,17 \pm 1,24$  мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 5,1 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,5$  мм за Median IQR = 3,5 (2,5-4,2);
- наслојувана полирана -  $2,67 \pm 1,21$  мм со мин/ мак вредност од 0,6/ 5,2 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,1$  мм за Median IQR = 2,1 (1,4-3,0).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=9,344$ ;  $p=0,009$ ) (Табела 20).

Табела 20. Међуподгрупна споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во целост

Table 20. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  under reflector light — overall

Међуподгрупна споредба	Рефлекторна светлина во целост - $\Delta E$ (мм)				p
	Број (N)	Mean $\pm$ SD	Мин/ Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Полирани</b>					
Метал керамика - полирани	30	2,69 $\pm$ 0,97	0,9/ 4,2	2,9 (1,8-3,3)	$\chi^2$ (2)=9,344; p=0,009*
Фул цирконија - полирани	30	3,17 $\pm$ 1,24	0,7/ 5,1	3,5 (2,5-4,2)	
Наслојувана - полирани	30	2,67 $\pm$ 1,21	0,6/ 5,2	2,1 (1,4-3,0)	
<b>Глазирани</b>					
Метал керамика-глазирани	30	2,17 $\pm$ 0,92	0,5/ 3,7	2,2 (1,4-3,0)	$\chi^2$ (2)=21,20 1; p=0,0001*
Фул цирконија -глазирани	30	3,56 $\pm$ 1,47	0,7/ 5,6	3,8 (2,4-4,8)	
Наслојувана - глазирани	30	1.95 $\pm$ 0,63	0,7/ 3,0	2,0 (1,4-2,5)	
<b>Метал керамика (полирани/ глазирани)</b>					
Метал керамика - полирани	30	2,69 $\pm$ 0,97	0,9/ 4,2	2,9 (1,8-3,3)	Z=(-2,198 p=0,028*
Метал керамика - глазирани	30	2,17 $\pm$ 0,92	0,5/ 3,7	2,2 (1,4-3,0)	
<b>Фул цирконија (полирани/ глазирани)</b>					
Фул цирконија - полирани	30	3,17 $\pm$ 1,24	0,7/ 5,1	3,5 (2,5-4,2)	Z=(-1,161 p=0,248
Фул цирконија - глазирани	30	3,56 $\pm$ 1,47	0,7/ 5,6	3,8 (2,4-4,8)	

**Наслојувачка (полирани/ глазирани)**

<b>Наслојувана - полирани</b>	30	2,67±1,21	0,6/ 5,2	2,1 (1,4-3,0)	Z=(-0,911 p=0,362
<b>Наслојувана - глазирани</b>	30	1.95±0,63	0,7/ 3,0	2,0 (1,4-2,5)	
Kruskal-Wallis H test			Z=Mann-Whitney U Test:		
*сигнификантно за p<0,05					

Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на ΔE на коронките на рефлекторна светлина во целост за секоја од трите комбинации на полирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 21 и График 18):

- има несигнификантно помало ΔE кај коронките од метал керамика полирани споредено со оние од фул цирконија полирани (Z=-1,783; p=0,075);
- има несигнификантно помало ΔE кај наслојувани полирани коронки споредено со метал керамика полирани (Z=-1,665; p=0,096);
- има сигнификантно помало ΔE кај наслојувани полирани коронки споредено со оние од фул цирконија полирани (Z=-2,848; p=0,004);

Табела 21. Споредба на ΔE на рефлекторна светлина во целост според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани  
Table 21. Comparison of ΔE under reflector light — overall according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Рефлекторна светлина во целост - ΔE (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Полирани - во целост</b>			
Z	(-1,783	(-1,665	(-2,848
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,075	p=0,096	p=0,004*
<b>Глазирани – во целост</b>			
Z	(-3,572	(-1,073	(-4,217
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,283	p=0,0001*
Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за p<0,05	

**Глазирани подгрупи во целост -  $\Delta E$  на рефлекторна светлина:**  
просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост изнесуваше кај (Табела 20):

- метал керамика глазирани -  $2,17 \pm 0,92$  мм со мин/ мак од 0,5/ 3,7 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,2$  мм за Median IQR = 2,2 (1,4-3,0);
- фул цирконија глазирани -  $3,56 \pm 1,47$  мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 5,6 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,8$  мм за Median IQR = 3,8 (2,4-4,8);
- наслојувана глазирана -  $1,95 \pm 0,63$  мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 3,0 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,0$  мм за Median IQR = 2,0 (1,4-2,5).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=21,201$ ;  $p=0,0001$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на рефлекторна светлина во целост за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 21 и График 18):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-3,572$ ;  $p=0,0001$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со метал керамика глазирани ( $Z=-1,073$ ;  $p=0,283$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-4,217$ ;  $p=0,0001$ );

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 21 и График 18):

- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост на метал керамика глазирани коронки споредено со метал керамика полирани коронки ( $Z=-2,198$ ;  $p=0,028$ );
- несигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост на фул цирконија полирани коронки споредено со фул цирконија глазирани коронки ( $Z=-1,161$ ;  $p=0,248$ );

- несигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост на наслојувани глазирани коронки споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-0,911$ ;  $p=0,362$ );

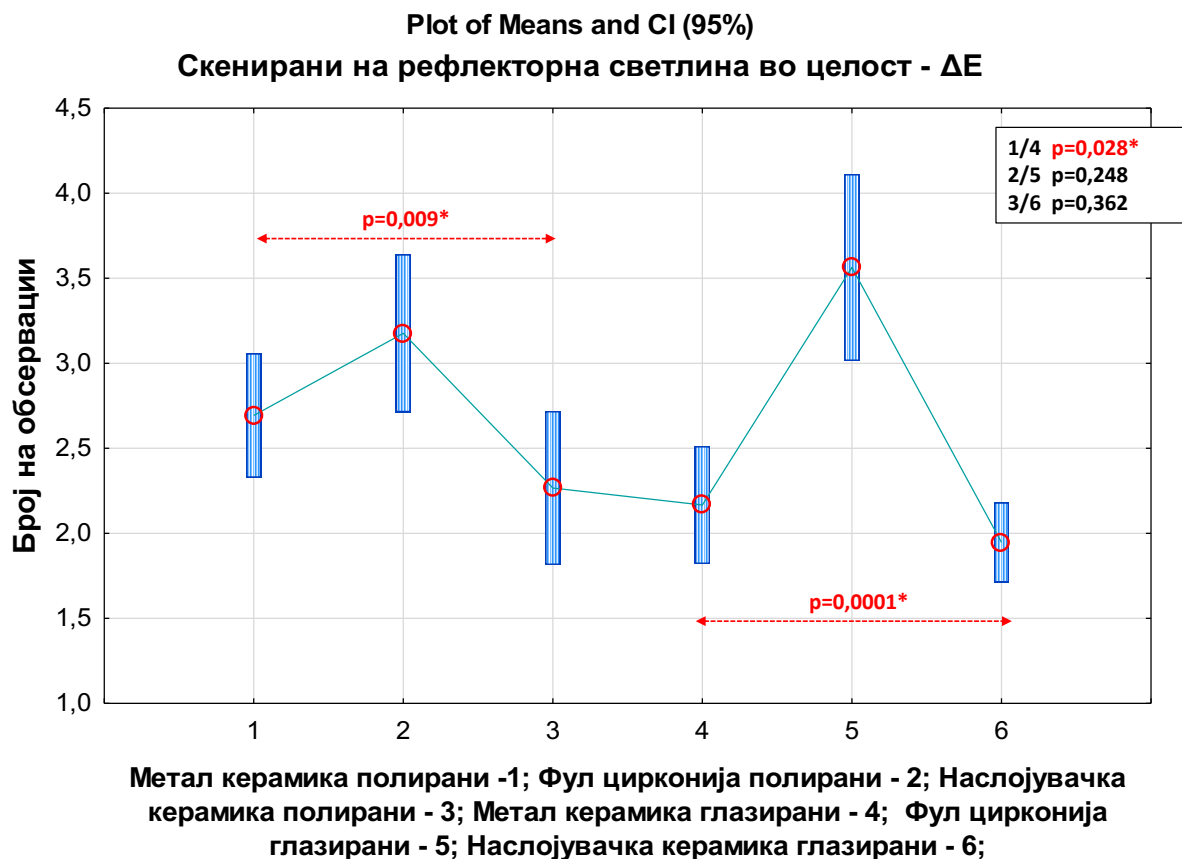


График 18. Меѓуподгрупна споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во целост

Graph 18. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  under reflector light — overall

### **$\Delta E$ на рефлекторна светлина – подгрупи во инцизална третина**

Вредноста на  $\Delta E$  добиена со спектрофотометриска анализа на рефлекторна светлина гледана во инцизална третина беше утврдена за шесте подгрупи на истражувањето согласно полирани и глазирани површини. Во анализата направена беше и споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал (Табела 22 – 23 и График 19).



**Полирани подгрупи во инцизална третина -  $\Delta E$  на рефлекторна светлина:** просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина изнесуваше кај (Табела 22):

- метал керамика полирани -  $2,72 \pm 1,39$ мм со мин/ мак од 0,5/ 5,6мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,5$  мм за Median IQR = 2,5 (1,7-3,2);
- фул цирконија полирани -  $5,23 \pm 1,06$ мм со мин/ мак вредност од 2,9/ 7,1мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 5,3$ мм за Median IQR = 5,3 (4,5-6,0);
- наслојувана полирана -  $1,73 \pm 0,88$ мм со мин/ мак вредност од 0,1/ 3,3мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 1,9$  мм за Median IQR = 1,9 (0,8-2,5).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=53,561$ ;  $p=0,0001$ ) (Табела 22).

За согледување на причината за сигнификантна разлика направена беше дополнителна анализа со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на рефлекторна светлина во инцизална третина за секоја од трите комбинации на полирани подгрупи на материјали при што беше утврдено дека (Табела 23 и График 11):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките фул цирконија полирани споредено со оние од метал керамика полирани ( $Z=-5,451$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со метал керамика полирани ( $Z=-2,678$ ;  $p=0,007$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со оние од фул цирконија полирани ( $Z=-6,618$ ;  $p=0,0001$ );

Табела 23. Споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во инцизална третина според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани  
 Table 23. Comparison of  $\Delta E$  under reflector light in the incisal third according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Рефлекторна светлина во инцизална третина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Полирани - во инцизална третина</b>			
Z	(-5,451	(-2,678	(-6,618
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,007*	p=0,0001*
<b>Глазирани – во инцизална третина</b>			
Z	(-5,814	(-2,899	(-4,949
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,0001*	p=0,004*	p=0,0001*
Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за p<0,05	

**Глазирани подгрупи во инцизална третина -  $\Delta E$  на рефлекторна светлина:** просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина изнесуваше кај (Табела 22):

- метал керамика глазирани -  $2,99 \pm 1,45$ мм со мин/ мак од  $0,4 \pm 5,7$ мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (2,1-3,7);
- фул цирконија глазирани -  $5,90 \pm 1,13$ мм со мин/ мак вредност од  $3,0 \pm 7,3$ мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 6,3$ мм за Median IQR = 6,3 (5,3-6,5);
- наслојувана глазирана -  $4,04 \pm 1,12$ мм со мин/ мак вредност од  $1,0 \pm 5,7$ мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 4,4$  мм за Median IQR = 4,4 (3,6-4,7).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=43,760$ ; p=0,0001). Анализата за причината за добиента сигнификантност со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на рефлекторна светлина во инцизална третина за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 22-23 и График 19):

- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-5,814$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика глазирани споредено со наслојувани глазирани коронки ( $Z=-2,899$ ;  $p=0,004$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-4,949$ ;  $p=0,0001$ );

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 23 и График 19):

- несигнификантно пониска  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина на метал керамика полирани коронки споредено со метал керамика глазирани коронки ( $Z=-0,829$ ;  $p=0,407$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина на фул цирконија полирани коронки споредено со фул цирконија глазирани коронки ( $Z=-2,649$ ;  $p=0,008$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во инцизална третина на наслојувани полирани коронки споредено со наслојувани глазирани коронки ( $Z=-5,783$ ;  $p=0,0001$ );

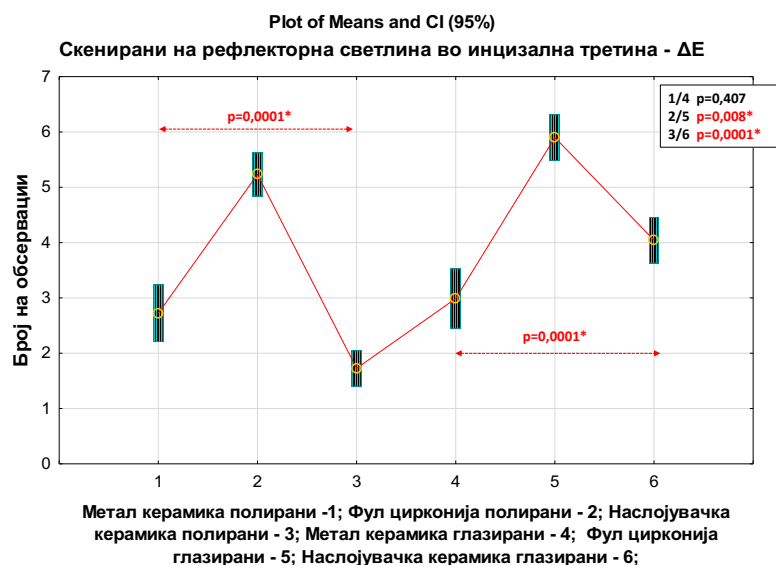


График 19. Меѓуподгрупна споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во инцизална третина

Graph 19. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  under reflector light in the incisal third

**ΔE на рефлекторна светлина – подгрупи во средна третина**

За шесте подгрупи на истражувањето согласно полирани и глазирани површини беше утврдена вредноста на ΔE добиена со спектрофотометриска анализа на рефлекторна светлина гледана во средна третина. При анализата направена беше и споредба на добиената вредност за ΔE за полирани/глазирани површини од еднаков материјал (Табела 24 – 25 и График 20).

Табела 24. Меѓуподгрупна споредба на ΔE при рефлекторна светлина во средна третина

Table 24. Inter-subgroup comparison of ΔE under reflector light in the middle third

Меѓуподгрупна споредба	Рефлекторна светлина во средна третина - ΔE (мм)				p
	Број (N)	Mean±SD	Мин/Мак (Min/ Max)	Median (IQR)	
<b>Полирани</b>					
Метал керамика - полирани	30	3,22±0,89	1,5/ 4,9	3,3 (2,7-3,9)	X <sup>2</sup> (2)=0,8 51; p=0,65 4
Фул цирконија - полирани	30	2,92±1,29	0,6/ 5,1	3,0 (1,7-4,0)	
Наслојувана - полирани	30	3,13±1,35	0,7/ 6,1	2,9 (2,3-4,0)	
<b>Глазирани</b>					
Метал керамика глазирани	30	2,67±0,76	1,4/ 3,9	2,6 (2,0-3,3)	X <sup>2</sup> (2)=21, 048; p=0,00 01*
Фул цирконија - глазирани	30	3,20±1,55	0,8/ 5,5	3,5 (1,6-4,6)	
Наслојувана - глазирани	30	1,72±0,84	0,7/ 4,1	1,5 (1,1-2,2)	
<b>Метал керамика (полирани/ глазирани)</b>					
Метал керамика - полирани	30	3,22±0,89	1,5/ 4,9	3,3 (2,7-3,9)	Z=(- 2,441 p=0,01 5*
Метал керамика - глазирани	30	2,67±0,76	1,4/ 3,9	2,6 (2,0-3,3)	

**Фул цирконија (полирани/ глазирани)**

Фул цирконија - полирани	30	2,92±1,29	0,6/ 5,1	3 (1,7-4,0)	Z=(-0,747
Фул цирконија - глазирани	30	3,20±1,55	0,8/ 5,5	3,5 (1,6-4,6)	p=0,455

**Наслојувачка (полирани/ глазирани)**

Наслојувана - полирани	30	3,13±1,35	0,7/ 6,1	2,9 (2,3-4,0)	Z=(-4,180
Наслојувана - глазирани	30	1,72±0,84	0,7/ 4,1	1,5 (1,1-2,2)	p=0,0001*

Kruskal-Wallis H test

Z=Mann-Whitney U Test:

\*сигнификантно за  $p < 0,05$ 

**Полирани подгрупи во средна третина -  $\Delta E$  на рефлекторна светлина:** добиената просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во средна третина изнесуваше кај (Табела 24 и График 20):

- метал керамика полирани - 3,22±0,89мм со мин/ мак од 1,5/ 4,9мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,3$  мм за Median IQR = 3,3 (2,7-3,9);
- фул цирконија полирани - 2,92±1,29мм со мин/ мак вредност од 0,6/ 5,1мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,0$ мм за Median IQR = 3,0 (1,7-4,0);
- наслојувана полирана - 3,13±1,35мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 6,1мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 2,9$  мм за Median IQR = 2,9 (2,3-4,0).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во средна третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=0,851$ ;  $p=0,654$ ) (Табела 24).

За согледување на причината за сигнификантна разлика направена беше дополнителна анализа со Mann-Whitney U Test во однос на  $\Delta E$  на коронките на рефлекторна светлина во средна третина за секоја од трите комбинации на

полирани подгрупи на материјали при што беше утврдено дека (Табела 25 и График 20):

- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај коронките од фул цирконија полирани споредено со оние од метал керамика полирани ( $Z=-0,873$ ;  $p=0,383$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани полирани коронки споредено со метал керамика полирани коронки ( $Z=-0,518$ ;  $p=0,605$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија полирани споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-0,496$ ;  $p=0,620$ );

Табела 25. Споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во средна третина според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани  
 Table 25. Comparison of  $\Delta E$  under reflector light in the middle third according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Рефлекторна светлина во средна третина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Полирани - во средна третина</b>			
Z	(-0,873	(-0,518	(-0,496
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,383	p=0,605	p=0,620
<b>Глазирани – во средна третина</b>			
Z	(-1,361	(-4,240	(-3,596
Asymp. Sig. (2-tailed)	(-0,173	p=0,0001*	p=0,0001*
Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за p<0,05	

**Глазирани подгрупи во средна третина -  $\Delta E$  на рефлекторна светлина:** утврдената вредност за просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во средна третина изнесуваше кај (Табела 24):

- метал керамика глазирани -  $2,67 \pm 0,76$ мм со мин/ мак од 1,4/ 3,9мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,6$  мм за Median IQR = 2,6 (2,0-3,3);
- фул цирконија глазирани -  $3,20 \pm 1,55$ мм со мин/ мак вредност од 0,8/ 5,5мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,5$ мм за Median IQR = 3,5 (1,6-4,6);
- наслојувана глазирана -  $1,72 \pm 0,84$ мм со мин/ мак вредност од 0,7/ 4,1мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 1,5$  мм за Median IQR = 1,5 (1,1-2,2).

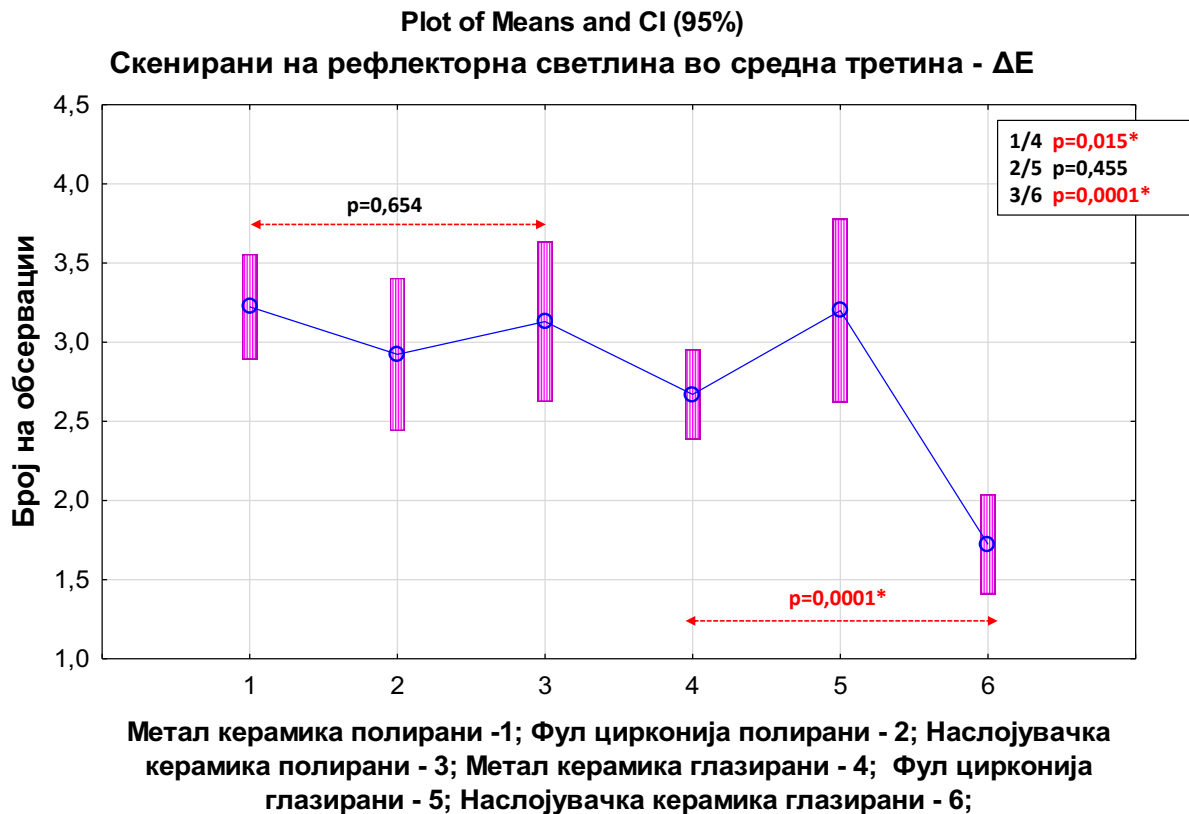
Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во средна третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=21,048$ ;  $p=0,0001$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test за причината за добиената сигнификантност во однос на  $\Delta E$  на коронките на рефлекторна светлина во средна третина за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа дека (Табела 25 и График 20):

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-2,461,3614$ ;  $p=0,173$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со метал керамика глазирани ( $Z=-4,240$ ;  $p=0,0001$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-3,596$ ;  $p=0,0001$ );

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 24 и График 20):

- несигнификантно пониска  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во средна третина на метал керамика глазирани коронки споредено со метал керамика полирани коронки ( $Z=-2,441$ ;  $p=0,015$ );
- несигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во средна третина на фул цирконија полирани коронки споредено со фул цирконија глазирани коронки ( $Z=-0,747$ ;  $p=0,456$ );

- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во средна третина на наслојувани глазирани коронки споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-4,364180$ ;  $p=0,0001$ );



**График 20. Меѓуподгрупна споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во средна третина**

**Graph 20. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  under reflector light in the middle third**

### **$\Delta E$ на рефлекторна светлина – подгрупи во цервикална третина**

Со спектрофотометриска анализа на рефлекторна светлина гледана во цервикална третина вредноста на  $\Delta E$  беше утврдена за шесте подгрупи на истражувањето согласно полирани и глазирани површини. Во рамките на истражувањето направена беше и споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/глазирани површини од еднаков материјал (Табела 26 – 27 и График 21).



**Полирани подгрупи во цервикална третина - ΔE на рефлекторна светлина:** добиената просечна ΔE на рефлекторна светлина во цервикална третина изнесуваше кај (Табела 26 и График 21):

- метал керамика полирани -  $3,55 \pm 0,94$  мм со мин/ мак од 1,8/ 5,3 мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,6$  мм за Median IQR = 3,6 (2,8-4,4);
- фул цирконија полирани -  $2,83 \pm 1,11$  мм со мин/ мак вредност од 0,5/ 5,1 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 4,0$  мм за Median IQR = 2,8 (2,0-3,3);
- наслојувана полирана -  $3,87 \pm 1,43$  мм со мин/ мак вредност од 0,8/ 7,7 мм и 50% на коронки со  $\Delta E \leq 3,8$  мм за Median IQR = 3,8 (3,0-4,6).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од полирани материјали во однос на ΔE на рефлекторна светлина во цервикална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=11,282$ ;  $p=0,004$ ) (Табела 26).

За согледување на причината за сигнификантна разлика направена беше дополнителна анализа со Mann-Whitney U Test во однос на ΔE на коронките на рефлекторна светлина во цервикална третина за секоја од трите комбинации на полирани подгрупи на материјали при што беше утврдено дека (Табела 27 и График 21):

- има сигнификантно помало ΔE кај коронките од фул цирконија полирани споредено со оние од метал керамика полирани ( $Z=-2,493$ ;  $p=0,013$ );
- има несигнификантно помало ΔE кај метал керамика полирани коронки споредено со наслојувани полирани ( $Z=-0,895$ ;  $p=0,371$ );
- има сигнификантно помало ΔE кај фул цирконија полирани споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-3,137$ ;  $p=0,002$ );

Табела 27. Споредба на  $\Delta E$  при рефлекторна светлина во цервикална третина според три комбинации на групи кај полирани/ глазирани  
 Table 27. Comparison of  $\Delta E$  under reflector light in the cervical third according to three material group combinations in polished/glazed specimens

Параметри	Рефлекторна светлина во цервикална третина - $\Delta E$ (мм)		
	Метал керамика / Фул цирконија	Метал керамика / Наслојувана	Фул цирконија/ Наслојувана
<b>Полирани - во цервикална третина</b>			
Z	(-2,493	(-0,895	(-3,137
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,013*	p=0,371	p=0,002*
<b>Глазирани – во цервикална третина</b>			
Z	(-1,258	(-2,657	(-1,155
Asymp. Sig. (2-tailed)	p=0,208	p=0,008*	p=0,248
Mann-Whitney U Test:		*сигнификантно за $p < 0,05$	

**Глазирани подгрупи во цервикална третина -  $\Delta E$  на рефлекторна светлина:** утврдената вредност за просечната  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во цервикална третина изнесуваше кај (Табела 26):

- метал керамика глазирани -  $2,94 \pm 0,81$ мм со мин/ мак од 0,9/ 4,4мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 3,0$  мм за Median IQR = 3,0 (2,2-3,5);
- фул цирконија глазирани -  $2,69 \pm 0,97$ мм со мин/ мак вредност од 0,9/ 5,1мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,6$ мм за Median IQR = 2,6 (2,1-3,3);
- наслојувана глазирана -  $2,40 \pm 0,73$ мм со мин/ мак вредност од 1,1/ 3,7мм и 50% коронки со  $\Delta E \leq 2,3$  мм за Median IQR = 2,3 (1,9-2,9).

Утврдена беше сигнификатна разлика меѓу трите подгрупи од глазирани материјали во однос на  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во цервикална третина (Kruskal-Wallis H test:  $X^2_{(2)}=6,671$ ;  $p=0,032$ ). Анализата со Mann-Whitney U Test за причината за добиента сигнификантност во однос на  $\Delta E$  на коронките на

рефлекторна светлина во цервикална третина за секоја од трите комбинации на глазирани подгрупи на материјали укажа на (Табела 27 и График 21):

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија глазирани споредено со метал керамика глазирани коронки ( $Z=-1,258$ ;  $p=0,208$ );
- има сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со метал керамика глазирани ( $Z=-2,659$ ;  $p=0,008$ );
- има несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувани глазирани коронки споредено со фул цирконија глазирани ( $Z=-1,155$ ;  $p=0,240$ );

Дополнителната споредба на добиената  $\Delta E$  за полирани/ глазирани површини од еднаков материјал укажа на (Табела 26 и График 21):

- сигнификантно пониска  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во цервикална третина на метал керамика глазирани коронки споредено со метал керамика полирани коронки ( $Z=-2,463$ ;  $p=0,014$ );
- несигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во цервикална третина на фул цирконија глазирани коронки споредено со фул цирконија полирани коронки ( $Z=-0,444$ ;  $p=0,657$ );
- сигнификантно пониска просечна  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во цервикална третина на наслојувани глазирани коронки споредено со наслојувани полирани коронки ( $Z=-4,461$ ;  $p=0,0001$ );

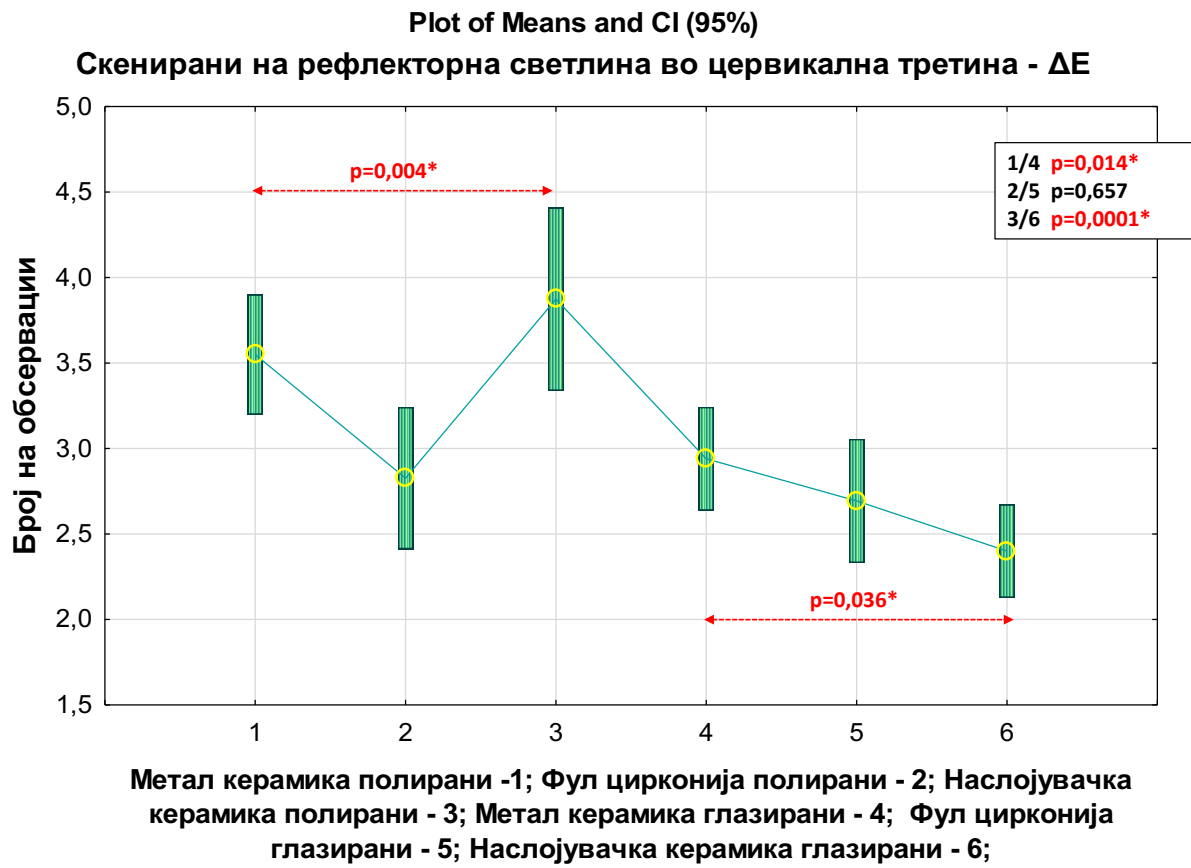


График 21. Меѓуподгрупна споредба на ΔE при рефлекторна светлина во цервикална третина  
 Figure 21. Inter-subgroup comparison of ΔE under reflector light in the cervical third

### 6.4.3. ΔE на дневна vs. рефлекторна светлина - групи

Табела 28. Меѓугрупна споредба на ΔE на дневна vs. рефлекторна светлина според позиција на мерење

Table 28. Intergroup comparison of ΔE under daylight vs. reflector light according to measurement position

Меѓугрупна споредба	Дневна vs. рефлекторна светлина - ΔE (мм)				p
	Број (N)	Mean±SD	Мин/Мак (Min/Max)	Median (IQR)	

#### Во целост

Метал керамика - Дневна	60	2,41±1,09	0,1/ 4,5	2,5 (1,5-3,1)	Z=(-0,171 p=0,864
Метал керамика - Рефлектор	60	2,43±0,98	0,5/ 4,2	2,6 (1,7-3,2)	
Фул цирконија - Дневна	60	5,54±5,23	0,9/ 25,2	4,1 (3,2-5,0)	Z=(-2,300 p=0,021*
Фул цирконија - Рефлектор	60	3,37±1,36	0,7/ 5,6	3,5 (2,4-4,4)	
Наслојувана - Дневна	60	2,09±1,28	0,4/ 5,3	1,8 (0,9-3,1)	Z=(-0,441 p=0,659
Наслојувана - Рефлектор	60	2,10±0,97	0,6/ 5,2	2,0 (1,4-2,6)	

#### Инцизална третина

Метал керамика - Дневна	60	2,92±1,48	0,6/7,0	2,7 (1,8-4,0)	Z=(-0,194 p=0,846
Метал керамика - Рефлектор	60	2,86±1,42	0,4/ 5,7	2,6 (1,8-3,6)	
Фул цирконија - Дневна	60	10,94±11,77	3,1/ 41	6,0 (5,1-6,9)	Z=(-1,161 p=0,246

Фул цирконија - Рефлектор	60	5,56±1,34	2,9/ 7,3	5,8 (4,7- 6,4)	Z=(-1,538 p=0,124
Наслојувана - Дневна	60	2,45±1,23	0,5/ 5,2	2,6 (1,2- 3,5)	
Наслојувана - Рефлектор	60	2,88±1,54	0,1/ 5,7	2,6 (1,7- 4,4)	

**Средна третина**

Метал керамика - Дневна	60	2,90±1,10	0,7/ 5,6	2,9 (2,1- 3,6)	Z=(-0,289 p=0,773
Метал керамика - Рефлектор	60	2,95±0,87	1,4/ 4,9	3,0 (2,2- 3,6)	
Фул цирконија - Дневна	60	4,86±5,49	0,8/ 28,6	3,6 (2,4- 4,6)	Z=(-1,930 p=0,054*
Фул цирконија - Рефлектор	60	3,06±1,42	0,6/ 5,5	3,2 (1,7- 4,2)	
Наслојувана - Дневна	60	2,75±1,62	0,6/ 6,5	2,6 (1,3- 4,2)	Z=(-0,867 p=0,388
Наслојувана - Рефлектор	60	2,43±1,32	0,7/ 6,1	2,2 (1,4- 3,3)	

**Цервикална третина**

Метал керамика - Дневна	60	3,19±1,14	0,8/ 5,6	3,5 (2,2- 3,9)	Z=(-0,037 p=0,971
Метал керамика - Рефлектор	60	3,24±0,92	0,9/ 5,3	3,3 (2,4- 3,9)	
Фул цирконија - Дневна	60	3,23±1,09	1,1/ 5,5	3,2 (2,3- 4,1)	Z=(-2,266 p=0,023*
Фул цирконија - Рефлектор	60	2,76±1,03	0,5/ 5,1	2,7 (2,0- 3,3)	
Наслојувана - Дневна	60	3,08±1,65	0,6/ 7,6	3,0 (1,7- 4,3)	Z=(-0,546 p=0,585
Наслојувана - Рефлектор	60	3,14±1,35	0,8/ 7,7	2,9 (2,0- 3,8)	

Mann-Whitney U Test:

\*сигнификантно за p&lt;0,05

Во рамките на истражувањето направена беше меѓугрупна споредба на добиените вредности за  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) на дневна vs. рефлекторна светлина. Опфатени беа споредби на трите групи поединечно (метал керамика / фул цирконија / наслојувани) во однос на четири позиции на мерење (целост, инцизална третина, средна третина и цервикална третина) (Табела 28 и График 22-25).

**$\Delta E$  на групи во целост на дневна vs. рефлекторна светлина** - анализата со Mann-Whitney U Test во однос на разликата во добиените вредности за  $\Delta E$  на коронките во целост на дневна vs. рефлекторна светлина укажа на (Табела 28 и График 22):

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика дневна светлина споредено со метал керамика рефлектор ( $Z=-0,171$ ;  $p=0,864$ );
- сигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија рефлектор споредено со фул цирконија дневна светлина ( $Z=-2,300$ ;  $p=0,021$ );
- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувана дневна светлина споредено со наслојувана рефлектор ( $Z=-0,441$ ;  $p=0,659$ );



График 22. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  на дневна vs. рефлекторна светлина во целост

Graph 22. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under daylight vs. reflector light — overall results

**ΔE на групи во инцизална третина на дневна vs. рефлекторна светлина** - анализата со Mann-Whitney U Test во однос на разликата во добиените вредности за ΔE на коронките во инцизална третина на дневна vs. рефлекторна светлина укажа на (Табела 28 и График 23):

- несигнификантно помало ΔE кај метал керамика рефлектор споредено со метал керамика дневна светлина ( $Z=-0,194$ ;  $p=0,846$ );
- несигнификантно помало ΔE кај фул цирконија рефлектор споредено со фул цирконија дневна светлина ( $Z=-1,161$ ;  $p=0,246$ );
- несигнификантно помало ΔE кај наслојувана дневна светлина споредено со наслојувана рефлектор ( $Z=-1,538$ ;  $p=0,124$ );



График 23. Меѓугрупна споредба на ΔE на дневна vs. рефлекторна светлина во инцизална третина

Graph 23. Intergroup comparison of ΔE under daylight vs. reflector light in the incisal third

**ΔE на групи во средна третина на дневна vs. рефлекторна светлина** - анализата со Mann-Whitney U Test во однос на разликата во добиените вредности за ΔE на коронките во средна третина на дневна vs. рефлекторна светлина укажа на (Табела 28 и График 24):

- несигнификантно помало ΔE кај метал керамика дневна светлина споредено со метал керамика рефлектор ( $Z=-0,287$ ;  $p=0,773$ );

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија рефлектор споредено со фул цирконија дневна светлина ( $Z=-1,930$ ;  $p=0,054$ );
- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувана рефлектор споредено со наслојувана дневна светлина ( $Z=-0,867$ ;  $p=0,388$ );



График 24. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  на дневна vs. рефлекторна светлина во средна третина  
 Graph 24. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under daylight vs. reflector light in the middle third

**$\Delta E$  на групи во цервикална третина на дневна vs. рефлекторна светлина** - анализата со Mann-Whitney U Test во однос на разликата во добиените вредности за  $\Delta E$  на коронките во цервикална третина на дневна vs. рефлекторна светлина укажа на (Табела 28 и График 25):

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај метал керамика на дневна светлина споредено со метал керамика рефлектор ( $Z=-0,037$ ;  $p=0,971$ );
- сигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија на рефлектор споредено со фул цирконија на дневна светлина ( $Z=-2,266$ ;  $p=0,023$ );
- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувана на дневна светлина споредено со наслојувана рефлектор ( $Z=-0,546$ ;  $p=0,585$ );



График 25. Меѓугрупна споредба на  $\Delta E$  на дневна vs. рефлекторна светлина во цервикална третина  
 Graph 25. Intergroup comparison of  $\Delta E$  under daylight vs. reflector light in the cervical third

Дополнително направена беше анализа на визуелната перцепција на  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) кај трите групи на дневна vs. рефлекторна светлина во целост при што беше земена во предвид Median IQR со прифаќање на сигнификантна разлика во визуелната перцепција на бојата на забот при  $\Delta E > 2$ . Утврдено беше дека (Табела 28 и График 26):

- кај  $\leq 25\%$  од метал керамика на дневна светлина односно рефлекторна светлина во целост нема сигнификантна визуелната разлика во перцепција на  $\Delta E$ ;
- кај  $\leq 50\%$  на наслојувана коронка на дневна светлина односно на рефлекторна светлина во целост нема сигнификантна визуелната разлика во перцепција на  $\Delta E$ .

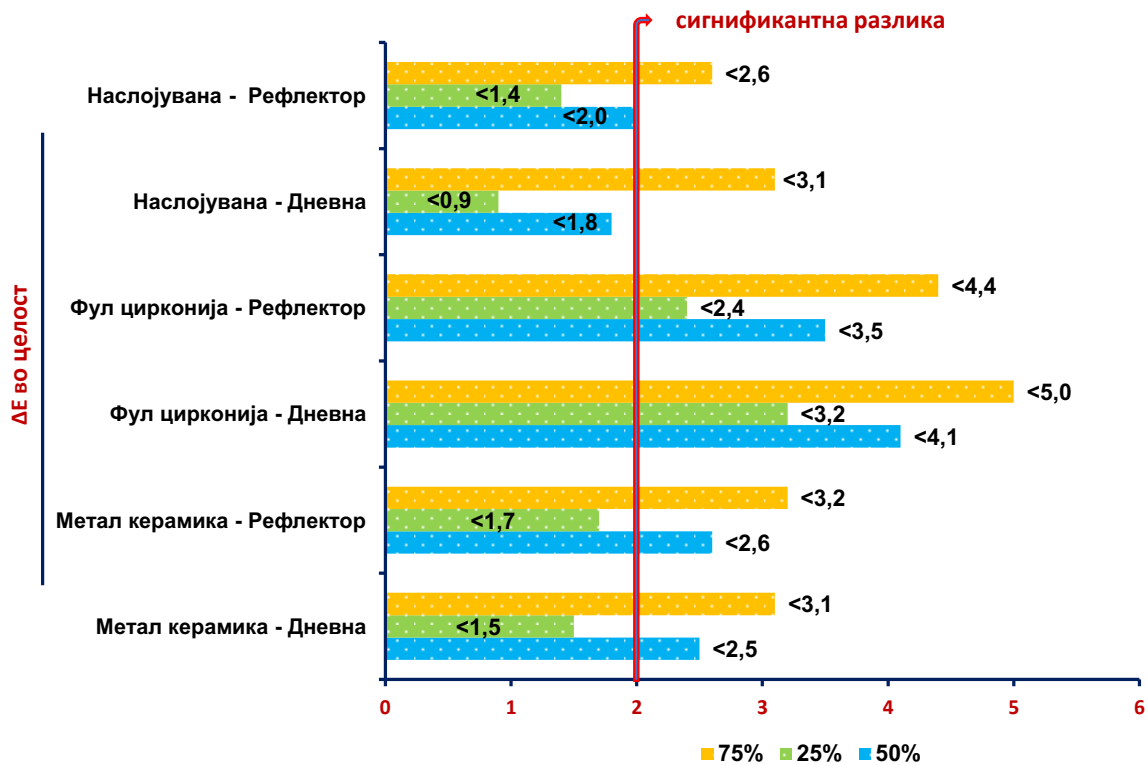


График 26. Визуелна перцепција на  $\Delta E$  во целост за Median IQR (25%, 50%, 75%) на дневна vs. рефлекторна светлина  
 Graph 26. Visual perception of  $\Delta E$  overall for Median IQR (25%, 50%, 75%) under daylight vs. reflector light

#### 6.4.4. $\Delta E$ на дневна vs. рефлекторна светлина - подгрупи

Во рамките на истражувањето направена беше меѓуподгрупна споредба на добиените вредности за  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) на дневна vs. рефлекторна светлина во целост. Опфатени беа споредби на шесте подгрупи добиени од групите метал керамика, фул цирконија и наслојувани согласно статусот на полирани и глазирани (Табела 29 и График 27).

Табела 29. Међуподгрупа споредба на  $\Delta E$  на полирани/ глазирани коронки на дневна vs. рефлекторна светлина во целост  
 Table 29. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  values of polished/glazed crowns under daylight vs. reflector light — overall results

Међугрупа споредба	Дневна vs. рефлекторна светлина - $\Delta E$ (мм)				p
	Број (N)	Mean $\pm$ SD	Мин/Мак (Min/Max)	Median (IQR)	
<b>Во целост - полирани</b>					
Метал керамика полирани - Д	30	2,47 $\pm$ 1,02	0,5/ 4,2	2,6 (1,6-3,1)	Z=(-0,962 p=0,336
Метал керамика полирани - Р	30	2,69 $\pm$ 0,97	0,9/ 4,2	2,9 (1,8-3,3)	
Фул цирконија полирани - Д	30	7,65 $\pm$ 6,68	1,8/ 25,2	4,4 (3,8-11,6)	Z=(-3,602 p=0,0001*
Фул цирконија полирани - Р	30	3,17 $\pm$ 1,24	0,7/ 5,1	3,5 (2,5-4,2)	
Наслојувана полирани - Д	30	2,68 $\pm$ 1,06	0,8/ 5,3	2,7 (1,9-3,3)	Z=(-1,465 p=0,143
Наслојувана полирани - Р	30	2,67 $\pm$ 1,21	0,6/ 5,2	2,1 (1,4-3,0)	
<b>Во целост - глазирани</b>					
Метал керамика глазирани - Д	30	2,37 $\pm$ 1,17	0,1/ 4,5	2,4 (1,2-3,1)	Z=(-0,607 p=0,544
Метал керамика глазирани - Р	30	2,17 $\pm$ 0,92	0,5/ 3,7	2,2 (1,4-3,0)	
Фул цирконија глазирани - Д	30	3,44 $\pm$ 1,32	0,9/ 5,6	3,8 (2,2-4,5)	Z=(-0,533 p=0,594
Фул цирконија глазирани - Р	30	3,56 $\pm$ 1,47	0,7/ 5,6	3,8 (2,4-4,8)	
Наслојувана глазирани - Д	30	1,51 $\pm$ 1,21	0,4/ 4,9	1,1 (0,7 – 1,7)	Z=(-3,005 p=0,003*
Наслојувана глазирани - Р	30	1,95 $\pm$ 0,63	0,7/ 3,0	2,0 (1,4-2,5)	
Д – Дневна; Р - Рефлектор Z=Mann-Whitney U Test: *сигнификантно за p<0,05					

**ΔE на полирани подгрупи на дневна vs. рефлекторна светлина во целост** - анализата со Mann-Whitney U Test во однос на разликата во добиените вредности за ΔE на полираните подгрупи на коронки во целост на дневна vs. рефлекторна светлина укажа на (Табела 29 и График 27):

- несигнификантно помало ΔE кај метал керамика полирани на дневна светлина споредено со истите на рефлектор (Z=-0,962; p=0,336);
- сигнификантно помало ΔE кај фул цирконија полирани на рефлектор споредено со истите на дневна светлина (Z=-3,602; p=0,0001);
- несигнификантно помало ΔE кај наслојувана на рефлектор споредено со истата на дневна светлина (Z=-1,465; p=0,143);



График 27. Меѓуподгрупна споредба на ΔE на полирани коронки на дневна (Д) vs рефлекторна светлина (Р) во целост  
 Graph 27. Inter-subgroup comparison of ΔE values for polished crowns under daylight (D) vs. reflector light (R) — overall results

**ΔE на глазирани подгрупи на дневна vs. рефлекторна светлина во целост** - анализата со Mann-Whitney U Test во однос на разликата во добиените вредности за ΔE на глазираните подгрупи на коронки во целост на дневна vs. рефлекторна светлина укажа на (Табела 29 и График 28):

- несигнификантно помало ΔE кај метал керамика полирани на рефлектор светлина споредено со истите на дневна светлина (Z=-0,607; p=0,544);

- несигнификантно помало  $\Delta E$  кај фул цирконија глазирани на дневна светлина споредено со истите на рефлектор ( $Z=-0,533$ ;  $p=0,594$ );
- сигнификантно помало  $\Delta E$  кај наслојувана на дневна светлина споредено со истата на рефлектор ( $Z=-3,005$ ;  $p=0,003$ );



График 28. Меѓуподгрупна споредба на  $\Delta E$  на полирани коронки на дневна (Д) vs рефлекторна светлина (Р) во цервикална третина  
Graph 28. Inter-subgroup comparison of  $\Delta E$  values for polished crowns under daylight (D) vs. reflector light (R) in the cervical third

## 6.5. Поврзаност на $\Delta E$ и дебелина

Со непараметарска корелација (Spearman Rank order correlations – R) утврдена беше јачината и правецот на меѓусебната поврзаност (корелацијата) меѓу добиените вредности за  $\Delta E$  (разлика во бојата на забот) на дневна односно рефлекторна светлина во целост и дебелината (цервикална третина/ средна третина/ инцизална третина). Анализата беше направена за секоја од трите групи на материјали поединечно (метал керамика/ фул цирконија/ наслојувани) (Табела 30 и График 29-31).

Табела 30. Корелација на дневна/ рефлекторна  $\Delta E$  во целост и дебелината според групи  
Table 30. Correlation between daylight/reflector  $\Delta E$  values (overall) and thickness by groups

Spearman Rank order correlations - R			
Параметри	Дебелина		
	Цервикална третина	Средна Третина	Инцизална третина
<b>Метал керамика во целост</b>			
Дневна светлина - $\Delta E$	$R_{(60)} = (-0,336;$ $p = 0,009^*$	$R_{(60)} = (-0,173;$ $p = 0,187$	$R_{(60)} = 0,230;$ $p = 0,077$
Рефлекторна светлина - $\Delta E$	$R_{(60)} = (-0,436;$ $p = 0,0001^*$	$R_{(60)} = (-0,228;$ $p = 0,080$	$R_{(60)} = 0,133;$ $p = 0,310$
<b>Фул цирконија во целост</b>			
Дневна светлина - $\Delta E$	$R_{(60)} = 0,228;$ $p = 0,079$	$R_{(60)} = (-0,020;$ $p = 0,878$	$R_{(60)} = (-0,105;$ $p = 0,426$
Рефлекторна светлина - $\Delta E$	$R_{(60)} = 0,464;$ $p = 0,0001^*$	$R_{(60)} = 0,329;$ $p = 0,010^*$	$R_{(60)} = (-0,016;$ $p = 0,903$
<b>Наслојувани во целост</b>			
Дневна светлина - $\Delta E$	$R_{(60)} = (-0,460;$ $p = 0,0002^*$	$R_{(60)} = (-0,466;$ $p = 0,0002^*$	$R_{(60)} = (-0,307;$ $p = 0,017^*$
Рефлекторна светлина - $\Delta E$	$R_{(60)} = (-0,084;$ $p = 0,523$	$R_{(60)} = (-0,094;$ $p = 0,477$	$R_{(60)} = (-0,059;$ $p = 0,652$
*сигнификантно за $p < 0,05$			

**МЕТАЛ КЕРАМИКА: ΔE на дневна светлина во целост и дебелина -**

Spearman Rank order correlations – R укажа дека (Табела 30 и График 29):

- помеѓу дебелината на цервикална третина и ΔE на дневна светлина на метал керамика во целост постои сигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{(60)}=-0,336$ ;  $p=0,009$ ) – со растење на дебелината на цервикалната третина сигнификантно опаѓаше ΔE на дневна светлина;
- помеѓу дебелина на средна третина и ΔE на дневна светлина на метал керамика во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{(60)}=-0,173$ ;  $p=0,187$ ) – со растење на дебелината на средната третина несигнификантно опаѓаше ΔE на дневна светлина;
- помеѓу дебелината на инцизалната третина и ΔE на дневна светлина на метал керамика во целост има несигнификантна линеарна позитивна корелација ( $R_{(60)}=0,230$ ;  $p=0,077$ ) – со растење на дебелината на инцизалната третина несигнификантно растеше и ΔE на дневна светлина;

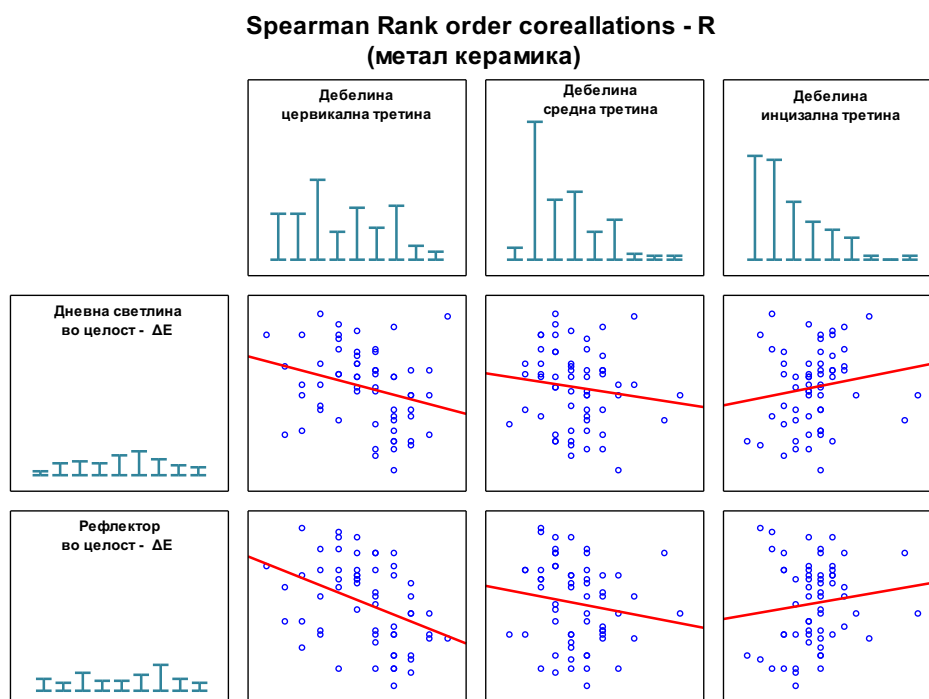


График 29. Корелација на дневна/ рефлекторна ΔE во целост и дебелината кај метал керамика

Figure 29. Correlation between overall ΔE under daylight/reflector light and the thickness in metal-ceramic group

**МЕТАЛ КЕРАМИКА:  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост и дебелина** – анализата со Spearman Rank order correlations – R укажа дека (Табела 30 и График 29):

- помеѓу цервикалната дебелина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на метал керамика во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60}=-0,436$ ;  $p=0,0001$ ) – со растење на дебелината на цервикалната третина сигнификантно опаѓаше и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;
- помеѓу дебелина на средна третина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на метал керамика во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60}=-0,228$ ;  $p=0,080$ ) – со растење на дебелината на средната третина несигнификантно опаѓаше и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;
- помеѓу дебелината на инцизалната третина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на метал керамика во целост има несигнификантна линеарна позитивна корелација ( $R_{60}=0,133$ ;  $p=0,310$ ) – со растење на дебелината на инцизалната третина несигнификантно растеше и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина.

Кај метал керамичките коронки со растење на дебелината во цервикалната третина сигнификантно се намалуваше перцепцијата на  $\Delta E$  (визуелната перцепција на бојата на забот) на дневна светлина односно на рефлекторна светлина во целост (Табела 30 и График 29).

**Spearman Rank order coreallations - R  
(фул цирконија)**

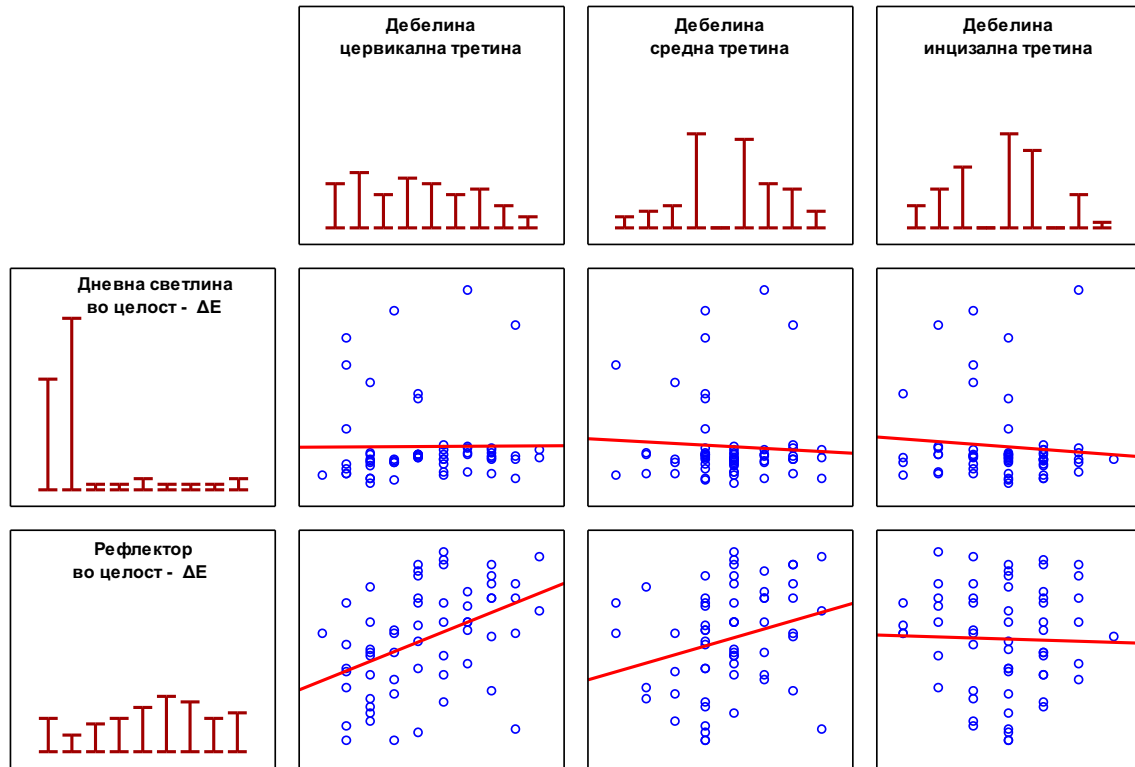


График 30. Корелација на дневна/ рефлекторна ΔE во целост и дебелината кај фул цирконија

Figure 30. Correlation between overall ΔE under daylight/reflector light and the thickness in full-contour zirconia group

**ФУЛ ЦИРКОНИЈА: ΔE на дневна светлина во целост и дебелина -**

Spearman Rank order coreallations – R укажа дека (Табела 30 и График 30):

- помеѓу дебелината на цервикална третина и ΔE на дневна светлина на фул цирконија во целост постои сигнификантна линеарна позитивна корелација ( $R_{(60)}=0,228$ ;  $p=0,079$ ) – со растење на дебелината на цервикалната третина сигнификантно растеше и ΔE на дневна светлина;
- помеѓу дебелина на средна третина и ΔE на дневна светлина на фул цирконија во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{(60)}=-0,020$ ;  $p=0,878$ ) – со растење на дебелината на средната третина несигнификантно опаѓаше ΔE на дневна светлина;

- помеѓу дебелината на инцизалната третина и  $\Delta E$  на дневна светлина на фул цирконија во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60} = -0,105$ ;  $p = 0,426$ ) – со растење на дебелината на инцизалната третина несигнификантно опаѓаше и  $\Delta E$  на дневна светлина;

#### **ФУЛ ЦИРКОНИЈА: $\Delta E$ на рефлекторна светлина во целост и дебелина**

– анализата со Spearman Rank order correlations – R укажа дека (Табела 30 и График 30):

- помеѓу цервикалната дебелина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на фул цирконија во целост има несигнификантна линеарна позитивна корелација ( $R_{60} = 0,464$ ;  $p = 0,0001$ ) – со растење на дебелината на цервикалната третина сигнификантно растеше и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;
- помеѓу дебелина на средна третина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на фул цирконија во целост има сигнификантна линеарна позитивна корелација ( $R_{60} = 0,329$ ;  $p = 0,010$ ) – со растење на дебелината на средната третина сигнификантно растеше и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;
- помеѓу дебелината на инцизалната третина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на фул цирконија во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60} = -0,016$ ;  $p = 0,903$ ) – со растење на дебелината на инцизалната третина несигнификантно опаѓаше  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;

Кај ФУЛ ЦИРКОНИЈА коронки со растење на дебелината во цервикалната третина односно средната третина сигнификантно се намалувахе перцепцијата на  $\Delta E$  (визуелната перцепција на бојата на забот) на рефлекторна светлина во целост (Табела 30 и График 30).

**Spearman Rank order coreallations - R  
(наслојувани)**

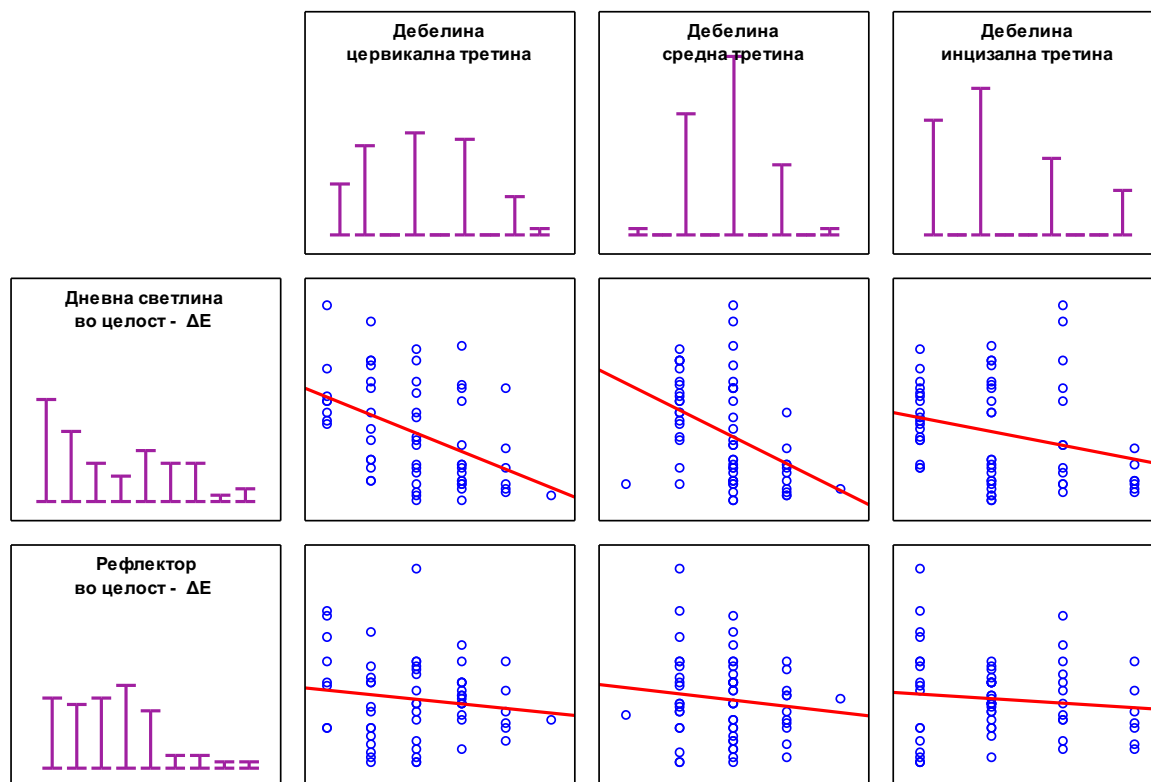


График 31. Корелација на дневна/ рефлекторна ΔE во целост и дебелината кај наслојувани коронки

Figure 31. Correlation between overall ΔE under daylight/reflector light and the thickness in veneered crowns

**НАСЛОЈУВАНИ: ΔE на дневна светлина во целост и дебелина -**

Spearman Rank order coreallations – R укажа дека (Табела 30 и График 31):

- помеѓу дебелината на цервикална третина и ΔE на дневна светлина на наслојувани коронки во целост постои сигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{(60)}=-0,460$ ;  $p=0,0002$ ) – со растење на дебелината на цервикалната третина сигнификантно се намалуваше ΔE на дневна светлина;
- помеѓу дебелина на средна третина и ΔE на дневна светлина на наслојувани коронки во целост беше утврдена сигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{(60)}=-0,466$ ;  $p=0,0002$ ) – со растење на дебелината на средната третина сигнификантно опаѓаше ΔE на дневна светлина;

- помеѓу дебелината на инцизалната третина и  $\Delta E$  на дневна светлина на наслојувани коронки во целост има сигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60}=-0,307$ ;  $p=0,017$ ) – со растење на дебелината на инцизалната третина сигнификантно опаѓаше  $\Delta E$  на дневна светлина;

**НАСЛОЈУВАНИ:  $\Delta E$  на рефлекторна светлина во целост и дебелина**

– анализата со Spearman Rank order correlations – R укажа дека (Табела 30 и График 31):

- помеѓу цервикалната дебелина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на наслојувани коронки во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60}=-0,084$ ;  $p=0,523$ ) – со растење на дебелината на цервикалната третина несигнификантно опаѓаше  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;
- помеѓу дебелина на средна третина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на наслојувани коронки во целост утврдена беше несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60}=-0,094$ ;  $p=0,477$ ) – со растење на дебелината на средната третина несигнификантно растеше  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;
- помеѓу дебелината на инцизалната третина и  $\Delta E$  на рефлекторна светлина на наслојувани коронки во целост има несигнификантна линеарна негативна корелација ( $R_{60}=-0,059$ ;  $p=0,652$ ) – со растење на дебелината на инцизалната третина несигнификантно опаѓаше  $\Delta E$  на рефлекторна светлина;

Кај НАСЛОЈУВАНИ коронки со растење на дебелината во цервикалната третина односно средната третина односно инцизалната третина сигнификантно се намалуваше перцепцијата на  $\Delta E$  (визуелната перцепција на бојата на забот) на дневна светлина во целост (Табела 30 и График 31).

## 7. ДИСКУСИЈА

Во современата естетска стоматологија, постигнувањето на природен изглед и хармонична интеграција на протетските конструкции со природните заби претставува еден од најважните клинички приоритети. Од сите оптички параметри што влијаат врз естетскиот ефект на реставрацијата – бојата, транспарентноста, опалесценцијата и флуоресценцијата – бојата е најпрепознатлива и најчувствителна за пациентот. Поради тоа, прецизното одредување, пренесување и одржување на бојата се сметаат за критични фактори за успешна естетска интервенција.

Бојата, како психофизички феномен, е резултат на интеракцијата помеѓу светлината, површината на објектот и набљудувачот. Таа зависи од својствата на изворот на светлина (температура и интензитет), рефлексивноста и текстурата на материјалот, како и индивидуалната способност на окото и мозокот да ги интерпретираат светлосните сигнали (Joiner, 2004; Douglas & Steinhauer, 2007). Заради променливоста на човечката перцепција и условите во кои се врши проценката, современата клиничка практика сè повеќе се потпира на инструментални методи, како што се спектрофотометрија и дигитална колориметрија, кои овозможуваат објективно мерење на бојата.

Најшироко прифатен модел за квантитативна анализа на боја е CIE L\*a\*b\*, три-димензионален колориметриски систем каде што L\* ја претставува осветленоста (0 = црно, 100 = бело), a\* ја претставува црвено-зелената оска, и b\* жолто-сината оска. Разликата помеѓу две бои се изразува преку вредноста  $\Delta E$ , која е индикатор за степенот на отстапување од референтната боја. Во денталната медицина,  $\Delta E$  вредности:

- под 1,0 се сметаат за недетектирливи за човечкото око,
- помеѓу 1,0–3,3 се перципирани само од обучени набљудувачи,
- над 3,3 се клинички забележливи и може да бидат естетски неприфатливи (Johnston & Kao, 1989; Heffernan et al., 2002).

Во ова истражување се споредуваат  $\Delta E$  вредностите добиени по две различни техники на завршна површинска обработка – полирање и глазирање, кај три различни материјали: метал-керамика, целосно циркониумски конструкции и цирконија со наслојувана керамика. Овие материјали имаат различна структура, ниво на опацитет и светлосна пропустливост, што директно

влијае врз визуелната перцепција и оптичкото однесување. Метал-керамиката, поради својата подлога од метал, е помалку транспарентна, додека целосно циркониумските конструкции, особено новите високо-транслуцентни верзии, имаат повисок потенцијал за симулација на природна емајлна структура (Zarone et al., 2011; Binici Aygün et al., 2025). Од друга страна, наслојуваната цирконија поседува комбинирана структурна стабилност со оптичка комплексност, со можност за контролирана примена на имитација на слоеви од емајл и дентин.

Завршната површинска обработка – било да е тоа полирање, што создава мазна и рефлексивна површина, или глазирање, кое додава тенок слој од стаклена маса со различни рефрактивни својства – може значително да ја измени  $\Delta E$  вредноста. Истражувањата покажуваат дека дури и мали промени во текстурата или рефлексивноста на површината можат да резултираат со клинички значајна разлика во перцепцијата на бојата (Fiorin et al., 2023; Liu et al., 2023).

Иако во ова истражување директно не беше мерена транспарентноста преку Translucency Parameter (TP), **разликите во  $\Delta E$  вредностите меѓу анализираните материјали можат делумно да се припишат на нивната различна оптичка пропустливост.** Познато е дека **материјалите со поголема транспарентност имаат повисока светлосна пропустливост,** што овозможува подложност на подлогата и околните ткива да влијаат врз финалниот визуелен изглед на реставрацијата (Heffernan et al., 2002; Binici Aygün et al., 2025).

На пример, **целосно циркониумските конструкции,** особено во своите високо-транслуцентни варијанти, се одликува со **поголема транспарентност,** што може да доведе до **повисоки  $\Delta E$  вредности,** особено во случаи каде што подлогата (абатментот или цементот) се разликува од референтната боја. Наспроти тоа, **метал-керамиката,** поради својот опака метална основа, покажува помала светлосна пропустливост и со тоа **подобра бојна стабилност и пониски  $\Delta E$  вредности** во клинички релевантни услови.

Дополнително, **транслуценцијата не е само материјална карактеристика, туку и зависна од дебелината, аголот на осветлување и завршната површинска обработка,** каде глазирањето може да додаде

дополнителен слој со специфични рефрактивни својства кои ја модулираат транспарентноста (Kim et al., 2009; Liu et al., 2023).

Целта на оваа дискусија е да се анализираат добиените резултати во контекст на постојната литература, да се објаснат разликите во  $\Delta E$  вредностите помеѓу групите, и да се утврди која комбинација од материјал и површинска обработка овозможува најдобри естетски резултати.

### Спектрофотометриска анализа

***Дали постои разлика во бојата на фиксно протетички конструкции во фронтална регија изработени од глазирана и полирана керамика  
Компарација помеѓу метал керамички конструкции, циркониумски конструкции и циркониумски конструкции со вестибуларно нанесувана керамика***

Анализа на разликата во  $\Delta E$  вредностите помеѓу **полирани и глазирани површини кај ист тип на материјал** покажа дека **глазирањето резултира со пониски вредности на  $\Delta E$  кај сите три анализирани материјали**. Ова укажува дека глазирањето, како завршна техника, има потенцијал да обезбеди подобра стабилност на бојата и поуниформен оптички ефект, со помала перцепција на бојна разлика во споредба со полирањето.

Иако кај **метал-керамичките коронки** разликата е статистички слабо значајна, сепак, тенденцијата на **пониска  $\Delta E$  вредност кај глазирани површини** е присутна. Ова е очекувано, имајќи предвид дека металниот скелет во метал-керамиката го намалува ефектот на транспарентност и го лимитира влијанието на површинската обработка врз финалниот визуелен впечаток (Zarone et al., 2011). Во сличен контекст, Fiorin со соработниците (2023) наведуваат дека ефектот на површинската техника кај материјали со низок степен на светлосна пропустливост е значително поограничен.

Кај **целосно циркониумските коронки**, разликата меѓу полирани и глазирани површини беше статистички значајна ( $Z=-2,877$ ;  $p=0,004$ ), со пониска  $\Delta E$  вредност кај глазирањето. Овој резултат укажува дека финишот односно

завршетокот игра клучна улога кај циркониумските материјали, кои поради својата **висока трансплуценција**, се особено подложни на надворешни влијанија, вклучително и на типот на површинска обработка. Биници и соработниците (Binici Aygün et al.2025) исто така известуваат дека завршната површинска техника значајно влијае врз перцепцијата на боја кај монолитна цирконија, при што глазирањето придонесува за подобра светлосна стабилност и естетска хармонија.

Најзначајна разлика беше забележана кај **цирконија со наслојувана керамика**, каде што глазирањето доведе до **значително пониска  $\Delta E$  вредност** во споредба со полирањето ( $Z=-3,832$ ;  $p=0,0001$ ). Овој резултат сугерира дека комбинацијата на структурна циркониска основа и нанесена керамика има потенцијал за подобра естетика кога површината е обложена со глазура. Според Ким и соработниците (Kim et al.2023), глазирањето создава **површина со стабилни рефрактивни својства**, која ја минимизира варијацијата на боја и го намалува влијанието на микроскопските неправилности на полирани површини.

Покрај тоа, студиите на Лиу и соработниците и Јамали со соработниците (Liu et al., 2023; Jamali et al., 2024) покажуваат дека глазирањето, особено кај материјали со повеќеслојна структура, не само што ја подобрува естетиката, туку и **ја намалува бојната нестабилност со текот на времето**, бидејќи ја штити површината од деградација, влага и акумулација на пигменти.

Сумирано, овие резултати го потврдуваат значењето на изборот на **соодветна техника на завршна обработка во зависност од материјалот**, при што глазирањето се покажува како супериорна опција од аспект на бојна стабилност и визуелна конзистентност, особено кај циркониумските материјали со повисока трансплуценција.

### ***Влијание на типот на осветлување врз $\Delta E$ кај полирани и глазирани коронки***

Резултатите од ова истражување покажаа дека **типот на осветлување** има различно влијание врз перцепираната промена на бојата ( $\Delta E$ ) кај различните материјали и завршни површински обработки. Анализата укажа дека

кај **полирани подгрупи**, целосно циркониумските конструкции се единствениот материјал што покажал статистички значајна разлика во  $\Delta E$  вредностите помеѓу дневна и рефлекторска светлина ( $Z=-3,602$ ;  $p=0,0001$ ), со помали  $\Delta E$  вредности под рефлектор. Овој резултат сугерира дека **целосно циркониумските конструкции се значително поосетлива на типот и интензитетот на светлината**, што е во согласност со наодите на Биниџи и соработниците (Binici Augün et al.2025), кои опишуваат дека високо-транслуцентните циркониски материјали подложат на варијации во перцепцијата на боја при промена на аголот и спектарот на осветлување.

Наспроти тоа, кај **метал-керамичките и наслојуваните циркони**, не беа утврдени статистички значајни разлики во  $\Delta E$  вредностите на дневна во однос на рефлекторска светлина кај полираните површини ( $p > 0,05$ ). Овие резултати укажуваат дека **материјалите со пониска транспарентност или со наслојуван керамички систем, имаат постабилна визуелна појава под различни светлосни услови**. Како што наведуваат Zarone и соработниците (2011), металните основи и опацираниот дентински керамички слој го апсорбираат или рефлектираат светлото на предвидлив начин, со што се намалува визуелната варијација.

Кај **глазираните подгрупи**, најзначајна разлика беше утврдена кај **наслојуваната цирконија**, каде што  $\Delta E$  беше статистички пониска на дневна светлина ( $Z=-3,005$ ;  $p=0,003$ ). Овој резултат може да се припише на **оптичките својства на глазурата**, која под природно дифузна светлина овозможува посоодветна рефлексија и расфрлање, давајќи постабилна и поестетска перцепција. Според Ким и соработниците (Kim et al.2023), **глазурата создава униформна површина со специфичен индекс на рефракција**, која ја намалува светлосната интерференција и бојната варијација при различно осветлување.

Од друга страна, **глазираните метал-керамички и целосно циркониски коронки не покажаа значајни разлики во  $\Delta E$  помеѓу двата светлосни услови**. Овие резултати потврдуваат дека **глазирањето ја редуцира светлосната осетливост на оптички поинстабилните материјали**, со што обезбедува

поголема униформност на визуелниот впечаток, без оглед на светлосниот извор.

Сумирано, податоците укажуваат дека **целосно циркониските концструкции – особено кога се полирани – се најподложни на промени на боја при промена на светлината, додека наслојуваната цирконија и метал-керамиката покажуваат поголема визуелна стабилност.** Глазурата, во сите случаи, придонесува за намалување на  $\Delta E$  варијацијата под различни услови на осветлување.

Како забелешки за оптичките својства можеме да наведеме дека целосно циркониумските конструкции се карактеризираат со повисока механичка цврстина и помала транспарентност, додека циркониумските конструкции со нанесена керамика овозможуваат подобра естетика, поголема транспарентност и природен изглед, што е особено важно за фронталната естетска зона. Оваа разлика во оптичките својства беше еден од клучните аспекти на анализата во рамките на ова истражување.

***Компарација на боја на лев централен инцизив е следен во три третини (инцизална, средна и цервикална третина).***

Компарацијата на примероците во однос на боја по третини во оваа дискусија се спроведе за оние кои што се глазирани, а анализите се правени под мерење на дневна светлина.

***Инцизална третина***

Во инцизалната третина, анализата на резултатите под услови на дневна светлина откри значајна сигнификантна разлика во промената на бојата ( $\Delta E$ ) помеѓу трите испитувани типа на материјали со глазирање како завршна површинска обработка. Најниската средна  $\Delta E$  вредност беше регистрирана кај **метал-керамичките конструкции** ( $3,09 \pm 1,59$ ), додека највисока вредност беше забележана кај **целосно циркониумските конструкции** ( $5,35 \pm 1,58$ ). **Конструкциите од циркониум со вестибуларно нанесувана керамика**

покажаа средна  $\Delta E$  вредност од  $3,24 \pm 1,05$ , што ги позиционираше меѓу останатите две групи.

Резултатите покажаа дека **метал-керамичките конструкции** покажуваат најдобра колориметриска стабилност и најниски отстапувања од референтната боја во инцизалната зона. Ова е во согласност со досегашните истражувања, кои потврдуваат дека традиционалните **метал-керамички реставрации**, благодарение на опакерот и стратифицираните керамички слоеви, можат прецизно да ги имитираат природните оптички својства на забите (Zarone et al., 2011; Paravina et al., 2015). Половина од испитуваните метал-керамички коронки имале  $\Delta E \leq 2,9$ , што е под клинички прифатливиот праг од  $\Delta E = 3,3$ , над кој разликата во бојата станува забележлива за човечкото око (Paravina et al., 2015).

Од друга страна, **монолитните циркониумски конструкции** покажаа значително повисоки  $\Delta E$  вредности, при што ниту еден примерок не остана под клинички прифатливиот праг. Ова може да се припише на **ограничената оптичка транспарентност и недоволната длабочина на боја** кај монолитната цирконија, која, и покрај одличните механички својства, сè уште не успева целосно да ги имитира естетските карактеристики на природниот емајл (Zhang et al., 2019; Denry & Kelly, 2014). Овие резултати укажуваат дека употребата на монолитна цирконија во фронталната зона може да резултира со намалена естетска хармонија, особено во највидливите региони како што е инцизалната третина.

**Циркониумските конструкции со вестибуларно нанесувана керамика** покажаа подобри оптички перформанси од монолитната цирконија, но сепак  $\Delta E$  вредностите останаа нешто над клинички прифатливата граница. Оваа комбинација овозможува задржување на механичката сила на циркониумот, додека стратифицираната керамика обезбедува подобра репродукција на бојата и транспарентноста (Alharbi et al., 2016; Tuncel et al., 2016).

Забележаната варијабилност во сите групи, особено кај монолитната цирконија, укажува на значајното влијание на **техниката на изработка, дебелината на керамичките слоеви и глазирањето** врз финалниот визуелен

резултат. Овие параметри се клучни фактори во постигнувањето на естетски задоволителни и долгорочно стабилни реставрации.

Важно е да се истакне дека инцизалната третина, поради својата **тенка структура и поголема транспарентност**, е особено чувствителна на оптичките својства на материјалите и е местото каде што разликите во боја стануваат највидливи за пациентите и стоматолозите.

### **Средна третина**

Анализата на промената на бојата ( $\Delta E$ ) во средната третина под дневна светлина откри разлики во естетската перформанса помеѓу трите испитувани глазирани материјали. Најниската средна  $\Delta E$  вредност беше утврдена кај **цирковиумските конструкции со вестибуларно нанесувана керамика** ( $1,89 \pm 1,54$ ), следени од **метал-керамичките конструкции** ( $2,85 \pm 1,27$ ), додека **монолитните цирковиумски конструкции** покажаа највисока средна  $\Delta E$  ( $3,37 \pm 1,35$ ).

Резултатите укажуваат дека **цирковиумот со нанесена керамика** има најдобра колориметриска усогласеност со природните структури во оваа зона. Повеќе од 50% од примероците од оваа група покажале  $\Delta E \leq 1,3$ , што е значително под клиничкиот праг за видлива разлика ( $\Delta E = 3,3$ ) (Paravina et al., 2015). Овие наоди се во согласност со тврдењата на Paravina и соработниците, кои истакнуваат дека вредности на  $\Delta E$  под 1,3 се оптички недетектибилни за човечкото око. Ова се должи на стратифицираната структура и можноста за фино прилагодување на дебелината и бојата на керамичките слоеви, кои овозможуваат подобра имитација на природните дентални ткива што е нагласено и во истражувањата на Tuncel и соработниците и Zaron и соработниците, како клучни фактори за постигнување супериорна естетска интеграција и реалистична имитација на природните дентални ткива. (Tuncel et al., 2016; Zarone et al., 2011).

**Метал-керамичките конструкции** покажаа стабилни резултати, со медијана  $\Delta E$  од 2,9 (IQR: 2,0–3,6), што исто така ги позиционира овие конструкции во рамките на прифатлива естетика. Иако металната подлога теоретски би можела да влијае врз светлинската интеракција и да предизвика поголеми оптички

нарушувања, современите опакери и стратификацијата на керамичките слоеви успешно ја минимизираат оваа потенцијална слабост (Alharbi et al., 2016; Kelly & Benetti, 2011).

Од друга страна, **монолитната цирконија**, иако покажува подобрување во однос на инцизалната третина, сè уште има  $\Delta E$  вредности кои се на граница или нешто над клинички прифатливите нивоа. Медијаната  $\Delta E$  од 3,6 (IQR: 2,3–4,4) укажува дека половина од примероците ја надминуваат видливата граница, што може да резултира со естетски несакани исходи, особено кај пациенти со високи естетски очекувања. Ограничената оптичка длабочина и недоволната имитација на анатомската стратификација кај монолитната цирконија се потврдени и во претходни студии (Zhang et al., 2019; Denry & Kelly, 2014).

Интересно е да се забележи дека, во оваа третина, **циркониумот со нанесена керамика не само што ја надмина монолитната цирконија туку и постигна подобри резултати од метал-керамиката**, што укажува на потенцијалот на овие конструкции за постигање висока естетика. Овие резултати се во согласност со трендовите во современата стоматолошка естетика, каде што се тежнее кон употреба на биокомпатибилни и оптички супериорни материјали (Sailer et al., 2015).

Варијациите во  $\Delta E$  вредностите во сите групи, како и високите стандардни девијации, ја нагласуваат важноста на прецизната техника на изработка, контролата на дебелината на слоевите и внимателната селекција на материјали за секој индивидуален случај.

### ***Цервикална третина***

Компаративната анализа на вредностите на  $\Delta E$  во цервикалната третина под услови на природна дневна светлина открива суптилни, но клинички значајни разлики помеѓу испитуваните материјали. Во согласност со анатомските и оптичките специфики на оваа зона, резултатите покажаа дека најниска средна вредност на  $\Delta E$  беше регистрирана кај подгрупата со нанесувана глазирана керамика ( $2,61 \pm 1,66$ ), што беше проследено со монолитната цирконија ( $2,74 \pm 0,93$ ), додека највисоки вредности беа забележани кај метал-керамичките конструкции ( $3,17 \pm 1,16$ ).

Цервикалната третина претставува дел од забната структура кој се одликува со намалена транспарентност, повисок степен на заситеност и поизразена opakост, карактеристики кои суштински влијаат врз визуелната перцепција на бојата (Joiner, 2004; Tuncel et al., 2016). Во овој контекст, супериорните резултати на наслојуваната керамика може да се припишат на нејзината способност за слоевито моделирање и прецизно имитирање на природните оптички својства, што овозможува подобро адаптирање кон биолошката естетика на природниот заб. Вредноста на медијаната  $\Delta E$  од 2,0 (IQR: 1,5–3,3) дополнително ја потврдува стабилноста и конзистентноста на резултатите во оваа подгрупа.

Монолитната цирконија, и покрај забележаниот напредок во однос на транспарентноста и естетската изведба благодарение на воведувањето на нови генерации на циркониумски материјали (Denry & Kelly, 2014; Zhang et al., 2019), сè уште демонстрира ограничувања во перцептивната прецизност на бојата во цервикалниот регион. Ова се должи на хомогеноста на материјалот и ограничената можност за fino моделирање на оптичките ефекти кои се присутни кај природните заби. Сепак, со медијана  $\Delta E$  од 2,6 (IQR: 2,1–3,6), оваа подгрупа покажува задоволителни резултати кои може да се сметаат за клинички прифатливи (Paravina et al., 2015).

Метал-керамичките конструкции, со медијана  $\Delta E$  од 3,2 (IQR: 2,1–3,8), покажаа најголема отстапка во однос на природната боја, што најверојатно се должи на присуството на opakерски слоеви со цел прикривање на темната подлога, што пак може да резултира со поизразен визуелен контраст во споредба со соседните природни заби (Zarone et al., 2011; Kelly & Benetti, 2011). Иако овие конструкции и понатаму се сметаат за сигурен и долготраен избор во протетската стоматологија, нивните оптички својства остануваат предизвик, особено во естетски чувствителни региони.

Варијабилноста на добиените вредности, изразена преку стандардната девијација и интерквartilниот опсег, дополнително нагласува дека финалниот естетски резултат не зависи исклучиво од материјалот, туку и од бројни фактори како што се дебелината на применетите слоеви, техничката прецизност при

лабораториската изработка, како и индивидуалните карактеристики на пациентовата забна анатомија и боја (Alharbi et al., 2016).

Резултатите од оваа студија се во согласност со претходно објавените научни истражувања кои истакнуваат дека постигнувањето на природна естетика кај фиксните протетски конструкции е најзадоволително кај оние материјали и техники кои овозможуваат **фино моделирање на оптичките својства** преку стратификација на различни керамички слоеви што го наведуваат Саилер со соработниците (Sailer et al., 2015). Со тоа, примената на нанесувана керамика, особено во критични естетски зони како што е цервикалната третина, претставува супериорна опција во однос на останатите материјали.

Дополнителната споредба на добиените  $\Delta E$  вредности помеѓу полирани и глазирани површини од ист тип на материјал во цервикалната третина под услови на дневна светлина овозможи подлабоко согледување на влијанието на завршната обработка врз оптичките својства на фиксните протетски конструкции.

Кај метал-керамичките конструкции, иако беше утврдено дека глазирањето резултира со нешто пониски  $\Delta E$  вредности во однос на полираните површини, разликата не достигна статистичка значајност ( $Z = -0,518$ ;  $p = 0,605$ ). Овој резултат укажува дека во оваа подгрупа завршната обработка има ограничено влијание врз перцепцијата на бојата во цервикалниот регион. Ваквото наоѓање може да се објасни со природната opakост на металната подлога и ограничената способност на керамичките слоеви да создадат суптилни оптички варијации во оваа анатомска зона, што е во согласност со литературата која сугерира дека метал-керамичките реставрации имаат помал капацитет за оптичка адаптација во споредба со целосно керамички системи (Zarone et al., 2011; Kelly & Benetti, 2011).

Наспроти тоа, кај монолитната цирконија беше утврдена статистички сигнификантна разлика во корист на глазирањето ( $Z = -3,397$ ;  $p = 0,001$ ), при што глазирањето доведе до значително пониски  $\Delta E$  вредности во споредба со полираните површини. Овој резултат ги потврдува податоците од претходни

студии кои покажуваат дека глазирањето на цирконијата не само што ја подобрува нејзината естетска изведба преку зголемена транспарентност и глаткост на површината (Denry & Kelly, 2014; Zhang et al., 2019), туку исто така овозможува попрецизна бојна адаптација во клинички значајни региони како што е цервикалната третина. Дополнително, оваа оптичка супериорност на глазирањето може да се припише и на способноста на глазурата да ги ублажи разликите во рефлексијата и расејувањето на светлината, што се критични фактори за перцепцијата на бојата (Paravina et al., 2015).

Слична шема беше забележана и кај подгрупата со наслојувана керамика, каде што глазирањето доведе до статистички сигнификантно пониски  $\Delta E$  вредности ( $Z = -2,604$ ;  $p = 0,009$ ) во споредба со полираните примероци. Овие резултати се целосно во согласност со научните сознанија дека стратифицираните керамички слоеви, во комбинација со глазурата, создаваат повеќеслојна оптичка структура која поуспешно имитира природни ткива, особено во деликатни региони како што е цервикалната зона (Sailer et al., 2015; Tuncel et al., 2016). Глазирањето, со својата способност да ги пополни микропукнатините и порите што се јавуваат за време на лабораториската обработка, не само што го подобрува визуелниот изглед туку придонесува и за постабилни бојни перформанси во текот на времето (Alharbi et al., 2016).

Овие наоди ја потврдуваат важноста на селекцијата на соодветна завршна обработка при изработка на протетски конструкции, особено кога естетските барања се високи. Во рамките на овој контекст, глазирањето се потврдува како супериорна техника која обезбедува подобра бојна стабилност и визуелна интеграција со соседните заби, што е особено значајно во зони со намалена светлинска експозиција и пониска транспарентност како што е цервикалната третина (Joiner, 2004; Paravina et al., 2015).

***Влијание на различни услови на осветлување врз дигиталното одредување на бојата со помош на спектрофотометар***

Во рамките на ова истражување, дигиталното одредување на бојата беше спроведено под два различни услови на осветлување: природна дневна светлина и вештачка светлина од рефлектор. Ваквиот дизајн овозможи сеопфатна евалуација на потенцијалното влијание на изворот на светлина врз

перцепцијата и објективното мерење на бојата ( $\Delta E$ ) кај различни видови протетски конструкции.

Познато е дека светлината игра клучна улога во визуелната перцепција на бојата, како и во нејзиното инструментално одредување (Joiner, 2004; Paravina et al., 2015). Различните извори на светлина се карактеризираат со различна корелирана температура на боја (CCT) и спектрална енергија, што може значително да влијае врз резултатите од мерењето. Истражувањата покажуваат дека природната дневна светлина, особено во периодот помеѓу 10:00 и 15:00 часот, се смета за златен стандард при одредување на боја поради нејзиниот неутрален спектрален состав (Khashayar et al., 2014). Во контраст, вештачките извори на светлина, вклучувајќи и рефлектори, често имаат ограничен или изместен спектар, што може да резултира со варијации во перцепцијата и измерените вредности на бојата (Chen et al., 2012).

Во оваа студија, мерењата под природна светлина овозможува приближување кон клиничката реалност, каде пациентите и стоматолозите ги оценуваат боите главно под вакви услови. Наспроти тоа, мерењата под рефлектор даваат можност за стандардизирано и контролирано осветлување, што е од суштинско значење за намалување на варијабилноста и зголемување на репродуктивноста на резултатите (Kim-Pusatieri et al., 2009).

Резултатите од оваа студија покажаа дека постојат одредени разлики во  $\Delta E$  вредностите добиени под различни услови на осветлување, што укажува дека светлината не само што влијае врз визуелната проценка туку и врз дигиталното одредување со спектрофотометар. Овие наоди се во согласност со податоците од литературата, каде што е нагласено дека и најнапредните инструменти за одредување на боја можат да бидат чувствителни на типот и квалитетот на осветлувањето (Paul et al., 2002; Wee et al., 2006).

Дополнително, резултатите покажаа дека одредени материјали, особено оние со поголема трансплуцентност или со повеќеслојна структура (како наслојуваната цирконија), беа посензитивни на промените на светлината, што укажува на потреба од внимателна селекција на условите при клиничката проценка и лабораториското мерење на бојата (Barizon et al., 2016).

Во согласност со препораките на меѓународните стандардизациски тела, за да се добијат релевантни и споредливи резултати, се препорачува

комбинирано мерење под природна и вештачка светлина, особено кога се работи за естетски високо чувствителни реставрации (ISO/TR 28642:2016).

### **Влијание на типот на осветлување врз перцепцијата и дигиталното одредување на бојата ( $\Delta E$ ) кај различни протетски материјали**

Беше извршена сеопфатна споредба на добиените вредности за  $\Delta E$  (разлика во боја) под два различни услови на осветлување: природна дневна светлина и вештачка рефлекторна светлина. Анализата ја опфати секоја од полираните и глазираните подгрупи за сите три испитувани материјали (метал-керамика, целосно циркониумски конструкции и наслојувана цирконија).

#### **Полирани подгрупи**

Резултатите укажаа дека кај полираните подгрупи, просечната  $\Delta E$  вредност кај метал-керамиката беше несигнификантно помала на дневна светлина споредено со рефлектор ( $Z=-0,962$ ;  $p=0,336$ ). Овој резултат покажува дека светлосниот извор нема значително влијание врз визуелната перцепција на бојата кај овој материјал, што е во согласност со досегашните наоди дека металната подлога обезбедува стабилна оптичка позадина (Barizon et al., 2016; Elamin et al., 2017).

Кај полираните целосно циркониумски конструкции беше забележано статистички значајно помало  $\Delta E$  под рефлектор во споредба со дневна светлина ( $Z=-3,602$ ;  $p=0,0001$ ). Ова може да се објасни со зголемената трансlucentност на цирконијата, која е чувствителна на спектралниот состав на светлината (Zarone et al., 2019). Дневната светлина содржи поширок спектар што потенцијално може да доведе до зголемена разлика во боја кај вакви материјали.

Кај полираната наслојувана цирконија, иако беше евидентирано помало  $\Delta E$  на рефлектор, разликата не беше статистички значајна ( $Z=-1,465$ ;  $p=0,143$ ). Овој резултат сугерира дека сложената структура на слоеви може да придонесе за помала осетливост на промените во изворот на светлина, што се совпаѓа со сознанијата за слоевитите естетски материјали (Kim-Pusateri et al., 2009).

#### **Глазирани подгрупи**

Кај глазираните подгрупи, не беа утврдени статистички значајни разлики за метал-керамичките коронки ( $Z=-0,607$ ;  $p=0,544$ ), што укажува дека глазурата обезбедува стабилност и конзистентност на оптичките својства, без оглед на

видот на осветлување. Овој наод е поддржан од досегашните истражувања кои покажуваат дека глазирањето ја зголемува рефлексивноста и ја намалува промливоста на бојата (Heffernan et al., 2002).

Целосно циркониумски конструкции исто така не покажа статистички значајна разлика помеѓу двете светлосни средини ( $Z=-0,533$ ;  $p=0,594$ ). Ова може да се припише на способноста на глазурата да ги „израмни“ разликите кои инаку би се јавиле поради површински карактеристики или трансlucentност (Zhang et al., 2019).

За разлика од тоа, кај наслојуваната цирконија беше утврдена статистички значајна разлика со пониска  $\Delta E$  на дневна светлина ( $Z=-3,005$ ;  $p=0,003$ ). Ова укажува на особена осетливост на овој материјал кон квалитетот на осветлувањето, веројатно поради различните оптички својства на секој од применетите слоеви, што резултира со варијации во начинот на апсорпција и рефлексија на светлината (Paravina et al., 2015; Sailer et al., 2017).

#### **Клиничко значење и импликации**

Овие наоди имаат значајни клинички импликации. Фактот дека одредени материјали покажуваат варијации во перцепцијата на бојата во зависност од осветлувањето нагласува потреба за стандардизација при определување на боја и при изработка на естетски рестаурации. Комбинирањето на мерења под природна и вештачка светлина може да обезбеди попрецизна проценка и да го намали ризикот од незадоволство кај пациентите.

#### ***Компарирање на транспарентноста на примероците гледано на целата вестибуларна површина.***

Резултатите од ова истражување покажаа значајни разлики во колориметриската усогласеност ( $\Delta E$ ) помеѓу различните групи на материјали и завршна површинска обработка, при мерења на целата вестибуларна површина под дневна светлина.

#### **Полирани примероци:**

- Најниска просечна  $\Delta E$  вредност беше забележана кај метал-керамичките коронки ( $2,47 \pm 1,02$ ) и кај циркониум со нанесена керамика ( $2,68 \pm 1,06$ ), со медијани од 2,6 и 2,7 соодветно.

- Вредностите на целосно циркониумски конструкции беа значително повисоки ( $7,65 \pm 6,68$ ), со медијана од 4,4.
- Забележително е дека повеќе од 50% од коронките од метал-керамика и од наслојувана цирконија имаа  $\Delta E$  вредности под 2,6–2,7, што е блиску до или под границата на клиничка прифатливост ( $\Delta E = 3,3$ ) според Paravina et al. (2015).

Овие наоди се во согласност со ставовите на Paravina и соработниците, кои утврдуваат дека  $\Delta E$  вредности под 3,3 се оптички прифатливи, а вредности под 1,3 се невидливи за човечкото око. Добиените резултати дополнително ја потврдуваат важноста на стратифицираната структура на нанесената керамика за подобро усогласување со природната дентиција (Tuncel et al., 2016; Zarone et al., 2011).

#### **Глазирани примероци:**

- Најниска  $\Delta E$  вредност беше постигната кај цирконијата со нанесена керамика ( $1,51 \pm 1,21$ ; Median 1,1), што претставува најдобра усогласеност со природните структури.
- Метал-керамиката покажала слични или благо подобрени вредности во однос на полираните примероци ( $2,37 \pm 1,17$ ; Median 2,4).
- Интересно е дека кај целосно циркониумски конструкции, глазирањето резултирало со значајно подобрување на  $\Delta E$  ( $3,44 \pm 1,32$ ; Median 3,8) во однос на полираните примероци, но сепак останува повисоко од другите материјали.

Овие резултати дополнително ги поддржуваат тврдењата на Паравина и соработниците (2015), кои истакнуваат дека прецизното контролирање на оптичките својства преку избор на материјал и површинска обработка е клучно за постигнување естетска хармонија. Најниските  $\Delta E$  вредности кај наслојуваната глазирана група ја потенцираат предноста на мултислојните и стратифицирани керамички системи.

Во контекст на ова истражување, транспарентноста на примероците е проценета индиректно преку мерење на колориметриската разлика ( $\Delta E$ ), која

претставува валидна и често користена метода за евалуација на визуелната усогласеност и оптичките својства на стоматолошките материјали. Повисоки  $\Delta E$  вредности укажуваат на помала способност на материјалот да се интегрира со природните забни структури, што може да се должи на разлики во транспарентноста, бојата или површинските својства. Напротив, пониски  $\Delta E$  вредности се показател за подобра визуелна транспарентност и естетска интеграција, што е особено значајно во естетската зона.

Како еден заклучок за транспарентноста можеме да наведеме дека наслојуваната глазирана цирконија е најусогласена со природната боја ( $\Delta E \approx 1,5$ ), метал-керамиката дава стабилни резултати со  $\Delta E$  околу 2,4–2,6, додека пак целосно циркониумски конструкции имаат најголеми отстапувања, особено кај полираните примероци, а можеме да заклучиме дека глазирањето генерално ја подобрува колориметриската усогласеност, особено кај целосно циркониумски конструкции.

### ***Компарирање на транспарентноста на примероците гледано по третини***

Целта на оваа анализа беше да се процени и спореди колориметриската усогласеност како индиректен показател за оптичката транспарентност на различни фиксно-протетски конструкции, разгледано одделно по инцизална, средна и цервикална третина на вестибуларната површина.

Во ова истражување,  $\Delta E$  вредностите беа користени како валиден и често применуван индиректен метод за проценка на транспарентноста, со што повисоките  $\Delta E$  вредности укажуваат на поизразена бојна разлика и послаба оптичка интеграција со природните ткива (Paravina et al., 2015; Tuncel et al., 2016).

### **Компаративна анализа на транспарентноста ( $\Delta E$ ) во инцизалната третина**

Резултатите од анализата на инцизалната третина покажаа значајни разлики во колориметриската усогласеност ( $\Delta E$ ) помеѓу различните материјали

и завршни обработки, што претставува важен индикатор за оптичката транспарентност и способноста за имитирање на природните забни структури.

#### Полирани примероци:

- Цирконијата со нанесена керамика ( $\Delta E = 1,67 \pm 0,83$ ) покажа најниска бојна разлика, со медијана од 1,5, што е блиску до клиничкиот праг за невидлива разлика ( $\Delta E \leq 1,3$ ) дефиниран од Paravina et al. (2015). Ова укажува на висока транспарентност и естетска усогласеност со природните ткива.
- Метал-керамичките примероци ( $\Delta E = 2,76 \pm 1,36$ ) имаа умерени вредности, со медијана од 2,6, што е сè уште во границите на клиничка прифатливост ( $\Delta E \leq 3,3$ ).
- Целосно циркониумски конструкции ( $\Delta E = 16,53 \pm 14,69$ ) покажуваше многу високи  $\Delta E$  вредности, далеку над клиничкиот праг, со медијана од 6,4 и екстремни максимални вредности (до 41,0). Ова сугерира дека целосно циркониумски конструкции, без нанесен керамички слој, покажува недоволна транспарентност и оптичка интеграција во инцизалната зона.

#### Глазирани примероци:

- Интересно, кај глазираниот материјал, најдобри резултати не се забележаа кај наслојуваната цирконија, туку таа имаше  $\Delta E = 3,24 \pm 1,05$  (Median = 3,5), што е благо над границата на клиничка прифатливост.
- Метал-керамичките глазирани примероци ( $\Delta E = 3,09 \pm 1,59$ ) имаа слични вредности (Median = 2,9), одржувајќи визуелно прифатлива бојна разлика.
- Целосно циркониумски конструкции со глазура ( $\Delta E = 5,35 \pm 1,58$ ) имаше подобрување во однос на полираните примероци, но вредностите останаа високи (Median = 5,6).

Овие резултати покажуваат дека полирањето на наслојуваната цирконија овозможува најдобра визуелна транспарентност и најниска  $\Delta E$  вредност во инцизалната зона, глазирањето, иако го подобрува оптичкиот изглед кај целосно циркониумски конструкции, не е доволно за да ја достигне транспарентноста и бојната усогласеност на стратифицираните системи. Наодите се целосно во согласност со тврдењата на Паравина и соработникот (2015), кои истакнуваат

дека оптичките својства значајно зависат од материјалната структура, дебелината и површинската обработка. Дополнително, студиите на Тунцел и соработниците (2016) и Зароне и соработниците(2011) го потврдуваат значењето на стратифицираните керамички слоеви за постигнување супериорна естетика, особено во региони со висока транспарентност како што е инцизалната третина. Во ова истражување,  $\Delta E$  е користена како индиректен показател за оптичката транспарентност, при што повисоките  $\Delta E$  вредности укажуваат на несоодветна светлинска интеракција и намалена способност за оптичка интеграција со природниот заб. Пониските  $\Delta E$  вредности кај наслојуваните материјали се резултат на нивната повисока транспарентност и поблиска имитација на анатомските и оптичките својства на природните ткива.

### **Компаративна анализа на транспарентноста ( $\Delta E$ ) во *средната третина***

Анализата на средната третина откри значајни разлики во колориметричката усогласеност ( $\Delta E$ ) меѓу трите испитувани материјали и двата типа завршна површинска обработка, што дополнително ја нагласува важноста на материјалната структура и третманот врз оптичките својства.

#### **Полирани примероци:**

- Најдобри резултати се добиени кај метал-керамичките примероци ( $\Delta E = 2,95 \pm 0,93$ ; Median = 2,9), со 50% од коронките под оваа вредност, што ги става во рамките на клиничка прифатливост ( $\Delta E \leq 3,3$ ) според критериумите на Paravina et al. (2015).
- Цирконијата со нанесена керамика ( $\Delta E = 3,61 \pm 1,18$ ; Median = 3,6) покажала нешто повисоки  $\Delta E$  вредности, со граница близу клиничката прифатливост.
- Целосно циркониумски конструкции ( $\Delta E = 6,35 \pm 7,40$ ; Median = 3,7) повторно покажува повисоки и варијабилни  $\Delta E$  вредности, што укажува на недоволна оптичка транспарентност и послаба визуелна интеграција.

### Глазирани примероци:

- Најдобрата колориметриска усогласеност во средната третина беше постигната кај цирконијата со нанесена керамика ( $\Delta E = 1,89 \pm 1,54$ ; Median = 1,3), вредност која се доближува до прагот на оптичка недетектираливост ( $\Delta E \leq 1,3$ ).
- Метал-керамиката ( $\Delta E = 2,85 \pm 1,27$ ; Median = 2,9) и целосно циркониумски конструкции ( $\Delta E = 3,37 \pm 1,35$ ; Median = 3,6) имаа слични или благо подобрени резултати во однос на полираните примероци, но сепак остануваат со повисоки  $\Delta E$  вредности во споредба со наслојуваната група.

Овие резултати потврдуваат дека цирконијата со нанесена керамика и глазура ја демонстрира најдобрата способност за имитирање на природните ткива во средната третина, со  $\Delta E$  вредности кои се во согласност со естетските барања опишани од Paravina et al. (2015). Глазирањето доведува до општо подобрување на  $\Delta E$  вредностите кај сите материјали, што е потврдено и во други студии кои истакнуваат дека површинската обработка значително влијае врз оптичките својства (Tuncel et al., 2016; Lee et al., 2019). Забележителна е слабата колориметриска стабилност на целосно циркониумски конструкции, што се јавува како постојан тренд низ сите анализирани третини.

Во оваа анализа, како и во претходните,  $\Delta E$  се користи како индиректен параметар за проценка на транспарентноста и оптичката усогласеност. Пониските  $\Delta E$  вредности кај наслојуваната глазирана група ја рефлектираат нејзината супериорна транспарентност и способност за хармонична интеграција во природната естетика, што е особено важно во фронталната зона.

### Компаративна анализа на транспарентноста ( $\Delta E$ ) во *цервикална третина*

Резултатите од анализата на цервикалната третина покажаа помали разлики во  $\Delta E$  вредностите помеѓу различните материјали и завршни обработки во споредба со инцизалната и средната третина. Ова може да се објасни со природната помала транспарентност на цервикалниот дел од забот, што доведува до помал визуелен ефект на разликите во материјалите.

### Полирани примероци:

- Метал-керамичките коронки покажаа просечна  $\Delta E$  вредност од  $3,20 \pm 1,15$  со медијана од 3,7, што се движи во границите на клиничка прифатливост ( $\Delta E \leq 3,3$ ).
- Целосно циркониумски конструкции имаа слични резултати ( $3,72 \pm 1,04$ ; Median = 4,0), со умерено повисоки вредности од метал-керамиката.
- Цирконијата со нанесена керамика постигна  $\Delta E$  од  $3,56 \pm 1,53$  со медијана од 3,6, што исто така се приближува до горната граница на прифатливост.

Интересно е што во оваа третина, полираните примероци од сите материјали покажаа слични  $\Delta E$  вредности, што укажува на тоа дека транспарентноста во цервикалната зона е помалку зависна од материјалот и повеќе од самата анатомска дебелина и оптичките својства на природните структури.

### Глазирани примероци:

- Најниска  $\Delta E$  вредност беше добиена кај глазираната цирконија со нанесена керамика ( $\Delta E = 2,61 \pm 1,66$ ; Median = 2,0), што е под клиничкиот праг за видлива разлика и укажува на подобра визуелна усогласеност.
- Целосно циркониумски конструкции со глазура покажаа  $\Delta E$  од  $2,74 \pm 0,93$ ; Median = 2,6, што претставува значително подобрување во однос на полираните примероци и останува во рамките на клиничка прифатливост.
- Метал-керамиката со глазура имаше просечна  $\Delta E$  од  $3,17 \pm 1,16$ ; Median = 3,2, што е блиску до клиничката граница.

Овие резултати потврдуваат дека во цервикалната третина, сите материјали имаат релативно приближни  $\Delta E$  вредности, со значително намалување на варијациите што беа забележани во инцизалната и средната зона. Глазирањето континуирано ја подобрува колориметриската усогласеност кај сите материјали, вклучувајќи ги и целосно циркониумски конструкции, која во оваа зона покажа изненадувачки добри резултати. Подобрата усогласеност во оваа зона може да се припише на помалата улога на транспарентноста и

зголемената opakост на материјалите, што овозможува помала видливост на бојните разлики.

Овие наоди се во согласност со литературата, која истакнува дека оптичките својства варираат долж различните зони на забот, а цервикалната зона природно поседува помала транспарентност и помала чувствителност на материјалните разлики (Tuncel et al., 2016; Paravina et al., 2015).

Како еден заклучок можеме да наведеме дека наслојуваната глазирана цирконија постигна најниски  $\Delta E$  вредности во сите третини, што ја потврдува нејзината супериорна способност за естетска интеграција и транспарентност. Метал-керамиката покажуваше стабилни и клинички прифатливи резултати, но со нешто помала транспарентност во инцизалната зона. Целосно циркониумски конструкции, особено полираната, демонстрираше најслаби резултати во инцизалната и средната третина, со подобрување кај глазирањето, но останувајќи зад стратифицираните системи.

Овие наоди се во согласност со ставовите на Paravina et al. (2015) дека естетската интеграција не зависи единствено од бојата, туку и од оптичките својства како што се транспарентноста и светлинската интеракција, кои се директно поврзани со материјалниот состав и завршната обработка.

## 8. ЗАКЛУЧОК

Извршеното истражување овозможи сеопфатна анализа на влијанието на материјалот, површинската обработка, условите на осветлување и позицијата на мерење врз бојната усогласеност и транспарентноста на фиксно-протетичките конструкции во фронталната регија. Примената на дигитална спектрофотометриска анализа обезбеди објективни и репродуцибилни податоци за проценка на колориметриските својства на различни материјали во контролирани услови.

Добиените резултати покажаа дека секој од испитуваните фактори – типот на материјал, изборот на површинска обработка, осветлувањето и локацијата на мерење – има значајно влијание врз финалниот естетски изглед на протетските реставрации. Покрај индивидуалното влијание, идентификувани беа и значајни интеракции меѓу овие фактори, што ја нагласува потребата од холистички пристап при изборот и обработката на материјалите за фиксните протетски конструкции.

Истражувањето придонесува кон унапредување на знаењето за естетските и оптичките својства на современите стоматолошки материјали и може да послужи како водич за клиничката пракса при избор на материјал и техника со цел да се постигне највисок степен на естетска интеграција со природните дентални ткива.

Во продолжение следува потврдување или отфрлање на поставените цели и хипотези.

- Резултатите потврдија постоење на разлика во бојата меѓу глазирани и полирани конструкции, при што глазирањето водеше до подобра колориметриска усогласеност (пониски  $\Delta E$  вредности) кај сите испитувани материјали. Ова ја нагласува улогата на површинската обработка врз оптичките својства и визуелната интеграција на реставрациите.
- Циркониумските конструкции со вестибуларно нанесена керамика покажаа најдобри резултати во однос на бојна усогласеност и транспарентност, следени од метал-керамичките конструкции, додека целосно циркониумски конструкции покажаа највисоки  $\Delta E$  вредности и

најниска визуелна усогласеност, особено во инцизалната зона. Овие наоди се во согласност со литературата која ја нагласува важноста на стратифицираните слоеви за естетски резултати

- Најголеми разлики помеѓу материјалите се забележани во инцизалната третина, каде транспарентноста е најизразена, со наслојуваната цирконија како најусогласен материјал. Во средната третина, глазирањето доведе до значајно подобрување на  $\Delta E$  вредностите кај сите материјали. Во цервикалната третина, разликите беа најмалку изразени, со сите материјали приближувајќи се до клинички прифатливи  $\Delta E$  вредности. Овие резултати потврдуваат дека анатомската зона има значително влијание врз визуелната перцепција на бојата.
- Измерените  $\Delta E$  вредности под вештачка светлина покажаа сличен тренд како и под природна светлина, но во одредени случаи беа добиени повисоки  $\Delta E$  вредности. Ова укажува дека видливоста на бојните разлики може да биде под влијание на типот на осветлување, што е важно за клиничката проценка на бојата.
- Под природна светлина, повеќето примероци покажаа поблиска бојна усогласеност со референтната боја, што е во согласност со препораките од литературата дека проценката на бојата треба да се изведува во природни услови. Ова ја потврдува важноста на контролирани светлосни услови при дигитално одредување на боја.
- При анализа на целата вестибуларна површина, најдобри резултати во однос на транспарентност и колориметриска усогласеност беа постигнати кај глазирани наслојувани циркониумски и метал-керамика, додека целосно циркониумски конструкции, особено полираната, покажуваше најголеми бојни разлики.
- Анализата по третини ја потврди предноста на наслојуваната глазирана цирконија во сите зони, особено во инцизалната третина. Целосно циркониумски конструкции останаа материјал со највисоки  $\Delta E$  вредности и најслаба транспарентност, додека метал-керамичките примероци

покажаа стабилна, клинички прифатлива бојна усогласеност низ сите зони.

- **Главната нулта хипотеза е отфрлена односно** добиените резултати покажаа статистички значајни разлики во  $\Delta E$  вредностите во однос на материјалот, типот на површинска обработка, условите на осветлување и позицијата на мерење (третини). Ова укажува дека сите овие фактори имаат суштинско влијание врз оптичките својства и визуелната перцепција на бојата кај фиксно-протетските конструкции.
- **Хипотеза 1 е потврдена односно**  $\Delta E$  вредностите значајно се разликуваа помеѓу глазирани и полирани површини кај сите испитувани материјали. Глазираните примероци доследно покажуваа пониски  $\Delta E$  вредности и подобра колориметриска усогласеност, што укажува на значајното влијание на завршната обработка врз визуелната естетика. Овој резултат е во согласност со литературата која ја потенцира улогата на површинската мазност и сјај врз перцепцијата на бојата.
- **Хипотеза 2 е потврдена** меѓу метал-керамичките конструкции, целосно циркониумски конструкции и цирконијата со вестибуларно нанесена керамика беа детектирани статистички значајни разлики во  $\Delta E$  вредностите. Цирконијата со нанесена керамика постигна најдобри резултати, што ја потврдува важноста на материјалната структура и стратификацијата за постигнување естетски супериорни реставрации (Zarone et al., 2011; Paravina et al., 2015).
- **Хипотеза 3 е потврдена**  $\Delta E$  вредностите значајно варираа помеѓу инцизалната, средната и цервикалната третина. Најголеми разлики меѓу материјалите беа забележани во инцизалната зона, каде што транспарентноста е најизразена, додека во цервикалната зоната, разликите беа помали. Ова е во согласност со природната анатомска и оптичка градација на забната структура.
- **Хипотеза 4 е потврдена** Резултатите покажаа статистички значајна разлика во  $\Delta E$  вредностите измерени под природна светлина во споредба со оние добиени под вештачко осветлување. Под природна светлина беа

добие ни подобри колориметриски резултати, што потврдува дека типот на светлината има важна улога во перцепцијата и мерењето на бојата (Paravina et al., 2015).

- **Хипотеза 5 е потврдена** Статистичката анализа покажа постоење на значајни интеракции меѓу типот на материјал, површинската обработка, условите на осветлување и локацијата на мерење. Ова значи дека ефектите на овие фактори не се независни, туку заемно се засилуваат или намалуваат, што укажува на комплексната природа на бојната перцепција кај стоматолошките материјали. Овие интеракции имаат важни клинички импликации за изборот на материјал и техника во секој индивидуален случај.

## 9.КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА

- Alharbi, A., Osman, R. B., & Wismeijer, D. (2016). *Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 760–767.
- Anusavice, K. J., & Phillips, R. W. (2003). *Science of dental materials*. St Louis: WB Saunders, 482.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). Elsevier Health Sciences
- Anusavice, K. J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association* (1939), 124(2), 72-4.
- Barath, V. S., Faber, F. J., Westland, S., & Niedermeier, W. (2003). Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Advances in dental research*, 17(1), 55-60.
- Barizon, K. T. A., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G., & Geraldeli, S. (2016). Ceramic materials for chairside CAD/CAM restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(S1), S2–S8.
- Baltzer, A., & Kaufmann-Jinoian, V. (2004). The determination of the tooth colors. *Quintessenz Zahntech*, 30(7), 726-740.
- Berns, R. S. (2019). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*. John Wiley & Sons.
- Binici Aygün, E., Kaynak Öztürk, E., Tülü, A. B., Turhan Bal, B., Karakoca Nemli, S., & Bankoğlu Güngör, M. (2025). Factors Affecting the Color Change of Monolithic Zirconia Ceramics: A Narrative Review. *Journal of Functional Biomaterials*, 16(2), 58.
- Billmeyer, F. W., & Saltzman, M. (1981). *Principles of color technology* (2nd ed.). New York, NY: Wiley.

- Billmeyer, F. W., & Saltzman, M. (2000). *Principles of Color Technology* (3rd ed.). Wiley-Interscience.
- Borbély, J., Varsányi, B., Fejérdy, P., Hermann, P., & Jakstat, H. A. (2010). Toothguide Trainer tests with color vision deficiency simulation monitor. *Journal of Dentistry*, 38, e41-e49.
- Bridgeman, I. (1987). The nature of light and its interaction with matter. *Colour physics for industry*, 1-34.
- Cal, E., Sonugelen, M., Guneri, P., Kesercioglu, A., & Kose, T. (2004). Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. *Journal of oral rehabilitation*, 31(5), 483-491.
- Callister Jr, W. D., & Rethwisch, D. G. (2020). *Materials science and engineering: an introduction*. John wiley & sons.
- Cao, D., Pokorny, J., & Smith, V. C. (2005). Matching rod percepts with cone stimuli. *Vision Research*, 45(16), 2119-2128.
- Cattell, M. J., Knowles, J. C., Clarke, R. L., & Lynch, E. (1999). The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *Journal of dentistry*, 27(3), 183-196.
- Carsten, D. L. (2003). Successful shade matching--what does it take?. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(3), 175-8.
- Chen, C., Trindade, F. Z., De Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2012). The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 28(9), 954–962.
- Chen, Z., Jia, H., Sharafudeen, K., Dai, W., Liu, Y., Dong, G., & Qiu, J. (2016). Up-conversion luminescence from single vanadate through blackbody radiation harvesting broadband near-infrared photons for photovoltaic cells. *Journal of Alloys and Compounds*, 663, 204-210.
- Cho, B. H., Lim, Y. K., & Lee, Y. K. (2007). Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. *Dental Materials*, 23(10), 1307–1312.

- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems: Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38(Suppl 2), e2–e16.
- Chu, S. J., Devigus, A., & Mieleszko, A. J. (2004). *Fundamentals of color: Shade matching and communication in esthetic dentistry*. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co.
- Chu, S. J. (2010). *Fundamentals of color: Shade matching and communication in esthetic dentistry* (2nd ed.). Hanover Park, IL: Quintessence Publishing.
- CIE, C. (2004). Technical Report: Colorimetry CIE Publication No. 15.3.
- CIE, S. (2007). 014-2/E: 2006: Joint ISO/CIE standard: Colorimetry—part 2: CIE standard illuminants for colorimetry. *Vienna: CIE Bureau*.
- CO, B. (1982). Boucher's clinical dental terminology: A glossary of accepted terms in all disciplines of dentistry.
- Curd, F. M., Jasinevicius, T. R., Graves, A., Cox, V., & Sadan, A. (2006). Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(6), 391-396.
- Culpepper, W. D. (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 24(2), 166-173.
- Davis, B. K., Johnston, W. M., & Saba, R. F. (1994). Kubelka-Munk reflectance theory applied to porcelain veneer systems using a colorimeter. *International Journal of Prosthodontics*, 7(3).
- Dagg, H., O'Connell, B., Claffey, N., Byrne, D., & Gorman, C. (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of oral rehabilitation*, 31(9), 900-904.
- Davison, S. P., & Myslinski, N. R. (1990). Shade selection by color vision-defective dental personnel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(1), 97-101.

- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H. P., & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(5), 361-368.
- Denry, I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 134-143.
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1), 351-368.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2014). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 30(4), 389-409.
- Della Bona, A., Barrett, A. A., Rosa, V., & Pinzetta, C. (2009). Visual and instrumental agreement in dental shade selection: three distinct observer populations and shade matching protocols. *dental materials*, 25(2), 276-281.
- Deer, W. A., Howie, R. A., & Zussman, J. (1992). *An introduction to the rock-forming minerals* (2nd ed.). Harlow, UK: Longman Scientific & Technical.
- Ding, Y., Jiang, S., Luo, T., Hu, Y., Miura, Y., & Peyghambarian, N. (1999). Lithium disilicate crystalline slab waveguides from surface crystallised glass. *Electronics Letters*, 35(6), 504-505.
- Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., & Meyer, J. M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dental Materials*, 10(6), 353-362.
- Dietschi, D., Ardu, S., & Krejci, I. (2006). A new shading concept based on natural tooth color applied to direct composite restorations. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 37(2), 91-102.
- Douglas, R. D., Steinhauer, T. J., & Wee, A. G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(4), 200-208.

- Dudea, D., Gasparik, C., Botos, A., Alb, F., Irimie, A., & Paravina, R. D. (2016). Influence of background/surrounding area on accuracy of visual color matching. *Clinical oral investigations*, 20, 1167-1173.
- Duret, F., & Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*, 1(2), 150-154.
- Elamin, H. O., Abubakr, N. H., Ibrahim, Y. E., & El Amin, H. O. (2017). Color stability of resin-based restorative materials placed in children's drinks. *Journal of Dentistry*, 60, 10–16.
- Fairchild, M. D. (2013). *Color appearance models*. John Wiley & Sons.
- Fani, G., Vichi, A., & Davidson, C. L. (2007). Spectrophotometric and visual shade measurements of human teeth using three shade guides. *American Journal of Dentistry*, 20(3), 142-146.
- Foster, D. H. (2003). Does colour constancy exist?. *Trends in cognitive sciences*, 7(10), 439-443.
- Fiorin, L., Oliveira, P. E. B. S., Silva, A. O. D., Faria, A. C. L., Macedo, A. P., Ribeiro, R. F., & Rodrigues, R. C. S. (2023). Wear behavior of monolithic zirconia after staining, glazing, and polishing opposing dental restorative materials: an in vitro study. *Coatings*, 13(2), 466.
- Foster, D. H., Amano, K., & Nascimento, S. M. (2001). Colour constancy from temporal cues: better matches with less variability under fast illuminant changes. *Vision Research*, 41(3), 285-293.
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
- Gage, H. P., & Macbeth, N. (1936). *Filters for artificial daylighting, their grading and use*.
- Goethe, J. W. (1810). *Zur Farbenlehre [Theory of colours]* (C. L. Eastlake, Trans.). London: John Murray, 1840; reprinted Cambridge, MA: MIT Press, 1970. (Original work published 1810)

- Goldstein, R. E. (1997). *Change your smile* (pp. 300–328). Chicago, IL: Quintessence Publishing Co.
- Gómez-Polo, C., Gómez-Polo, M., Celemin-Viñuela, A., & De Parga, J. A. M. V. (2014). Differences between the human eye and the spectrophotometer in the shade matching of tooth colour. *Journal of dentistry*, 42(6), 742-745.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials*, 20(5), 441-448.
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International journal of prosthodontics*, 15(4), 339–346.
- Gürel, G. (2009). Znanje i vještina u izradi estetskih keramičkih ljuski. Zagreb: Media ogled doo, 6, 159-170.
- Hall, J. B., Hefferren, J. J., & Olsen, N. H. (1970). Study of fluorescent characteristics of extracted human teeth by use of a clinical fluorometer. *Journal of Dental Research*, 49(6), 1431-1436.
- Hall, N. R. (1991). Tooth colour selection: the application of colour science to dental colour matching. *Australian prosthodontic journal*, 5, 41-46.
- Henning, G. (1999). *Tipps für fehlerfreie Farbbestimmung*. Basel, Switzerland: Dr. Henning & Co. Dental Engineering.
- Hecht, E. (2002). *Optics* (4th ed.). Reading, MA: Addison-Wesley.
- Hering, E. (1964). *Outlines of a theory of the light sense* (L. M. Hurvich & D. Jameson, Trans.). Cambridge, MA: Harvard University Press. (Original work published 1878)
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4-9.

- Hedgecoe, J. (1976). *Sve o fotografiji i fotografiranju*. Mladost.
- Hindle, J. P., & Harrison, A. (2000). Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 8(2), 57–61.
- Hofmann, L., & Palczewski, K. (2015). Advances in understanding the molecular basis of the first steps in color vision. *Progress in retinal and eye research*, 49, 46-66.
- Horn, D. J., Bulan-Brady, J., & Hicks, M. L. (1998). Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *Journal of endodontics*, 24(12), 786-790.
- Höland, W., & Beall, G. H. (2010). *Glass-ceramic technology* (2nd ed.). New York, NY: American Ceramic Society / Wiley.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297–303.
- Höland, W., Apel, E., van't Hoen, C., & Rheinberger, V. (2006). Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass–ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 352(38-39), 4041-4050.
- Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A., & Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*, 5(6), 729-745.
- Hraste, J. (1981). *Dentalna morfologija: Zajednička obilježja zuba u čeljustima* (2nd ed.). Rijeka–Zagreb: Liburnija, Školska knjiga.
- Hubel, D. H. (2005). *Brain and Visual Perception*. Oxford University Press.
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.
- Johnston, W. M., & Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of dental research*, 68(5), 819-822.
- Johnston, W. M., Ma, T., & Kienle, B. H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).

- Johnston, W. M., Hesse, N. S., Davis, B. K., & Seghi, R. R. (1996). Analysis of edge-losses in reflectance measurements of pigmented maxillofacial elastomer. *Journal of dental research*, 75(2), 752-760.
- Ju, J., Chen, D., & Lin, Y. (2012). Effects of correlated color temperature on spatial brightness perception. *Color Research & Application*, 37(6), 450-454.
- Junginger, H. G., & Van Haeringen, W. (1972). Calculation of three-dimensional refractive-index field using phase integrals. *Optics Communications*, 5(1), 1-4.
- Judd, D. B. (1932). Chromaticity sensibility to stimulus differences. *Journal of the Optical Society of America*, 22(2), 72-108.
- Jurčević, M., & Jezidžić, N. (2012). *Primjena digitalne fotografije u reprodukcijским medijima - "sRGB i Adobe RGB"* [Seminarski rad]. Zagreb: Grafički fakultet Sveučilišta u Zagrebu.
- Kappert, H. F., & Knode, H. (1993). In-Ceram: Testing a new ceramic material. *Quintessence Dental Technology*, 16, 87–97.
- Khashayar, G., Bain, P. A., Salari, S., & Dozic, A. (2014). Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *Journal of Dentistry*, 42(6), 637–644
- Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18-32.
- Kelly, J. R. (2008). Dental ceramics: what is this stuff anyway?. *The Journal of the American Dental Association*, 139, S4-S7.
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56, 84-96.
- Kelly, J. R. (1997). Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Science*, 27(1), 443-468.
- Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.

- Keyvan, S., Rossow, R., & Romero, C. (2006). Blackbody-based calibration for temperature calculations in the visible and near-IR spectral ranges using a spectrometer. *Fuel*, 85(5-6), 796-802.
- Kim, J. H., Lee, Y. K., & Powers, J. M. (2009). Influence of opalescence and fluorescence properties on the color of resin composites. *Journal of Dentistry*, 37(2), 93–97.
- Kim, Y., Lee, J., Kim, J. H., Jeong, S. H., & Kim, W. C. (2023). *Color stability and surface roughness of monolithic zirconia according to different polishing and glazing methods*. *Materials*, 16(2), 516.
- Kingery, W. D., Bowen, H. K., & Uhlmann, D. R. (1976). *Introduction to ceramics*. John Wiley & sons.
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(3), 193-199.
- Klein, C., & Dutrow, B. (2007). *The manual of mineral science* (23rd ed.). John Wiley & Sons.
- KOUTAYAS, S. O., Kakaboura, A., Hussein, A., & STRUB, J. R. (2003). Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(6), 353-361.
- Kolb, H. (2003). How the retina works: Much of the construction of an image takes place in the retina itself through the use of specialized neural circuits. *American scientist*, 91(1), 28-35.
- Kosovel, Z. (1973). *Studij fluorescencije humanog zuba, s osobitim obzirom na krunu* [Dissertation]. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb.
- Krishna, J. V., Kumar, V. S., & Savadi, R. C. (2009). Evolution of metal-free ceramics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 9(2), 70-75.
- Kurbad, A. (2002). Clinical aspects of all-ceramic CAD/CAM restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 5(2-3), 183-197.

- Kumar, A., & Choudhury, R. (2014). *Principles of colour and appearance measurement*. Sawston, Cambridge: Woodhead Publishing.
- Lagouvardos, P. E., Fougia, A. G., Diamantopoulou, S. A., & Polyzois, G. L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(1), 40-45.
- Lakowicz, J. R. (Ed.). (2006). *Principles of fluorescence spectroscopy*. Boston, MA: springer US.
- Lee, S. Y., Kim, G. H., Lee, Y. S., & Kim, G. (2014). Thermal performance analysis of vacuum variable-temperature blackbody system. *Infrared Physics & Technology*, 64, 97-102.
- Lee, Y. K., Yu, B., & Lim, H. N. (2010). Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *The journal of prosthetic Dentistry*, 104(3), 173-181.
- Levin, R. P. (1990). Building your practice with an intraoral video camera. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 11(1), 52-54.
- Linnell, K. J., & Foster, D. H. (2002). Scene articulation: dependence of illuminant estimates on number of surfaces. *Perception*, 31(2), 151-159.
- Liu, X., Aarts, J. M., Ma, S., & Choi, J. J. E. (2023). The influence of polishing on the mechanical properties of zirconia—a systematic review. *Oral*, 3(1), 101-122
- Logvinenko, A. D. (1998). On derivation of spectral sensitivities of the human cones from trichromatic colour matching functions. *Vision research*, 38(21), 3207-3211.
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application*, 26(5), 340–350.
- Mackert Jr, J. R., ButtS, M., & Fairhurst, C. W. (1986). The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. *Dental Materials*, 2(1), 32-36.

- McLaren, K. (1976). XIII—The development of the CIE 1976 ( $L^* a^* b^*$ ) uniform colour space and colour-difference formula. *Journal of the Society of Dyers and Colourists*, 92(9), 338-341.
- McMaugh, D. R. (1977). A comparative analysis of the colour matching ability of dentists, dental students, and ceramic technicians. *Australian Dental Journal*, 22(3), 165-167.
- McLean, J. W. (1979). Ceramics in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(2), 135–139.
- McLaren, E. A., & White, S. N. (1999). Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*, 11(8), 985–996.
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
- Meijering, A. C., Roeters, F. J. M., Mulder, J., & Creugers, N. H. J. (1997). Patients' satisfaction with different types of veneer restorations. *Journal of dentistry*, 25(6), 493-497.
- Mehulić, K. (2010). Keramički materijali u stomatološkoj protetici.
- Moörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7S-13S.
- Moreno, I. (2010). Output irradiance of tapered lightpipes. *Journal of the Optical Society of America A*, 27(9), 1985-1993.
- Musić, S., Živko-Babić, J., Mehulić, K., Ristić, M., Popović, S., Furić, K., ... & Ivaniš, T. (1997). Microstructural properties of leucite-type glass-ceramics for dental use. *Croatica Chemica Acta*, 70(2), 703–718.
- Munsell, A. H., & Notation, A. C. (1905). 1st edn (Geo. H. Ellis Co., Boston); 11th edn (edited and rearranged)(Munsell Color Company, Baltimore, 1946). Now available from the Munsell Color Group, New Windsor, New York.

- Nassau, K. (1983). *The physics and chemistry of color: The fifteen causes of color*. New York, NY: John Wiley & Sons.
- O'Brien, W. J., Groh, C. L., & Boenke, K. M. (1989). One-dimensional color order system for dental shade guides. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 5(6), 371–374.
- O'Brien, W. J., Hemmendinger, H., Boenke, K. M., Linger, J. B., & Groh, C. L. (1997). Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dental Materials*, 13(3), 179-185.
- O'Brien, W. J. (1997). *Dental materials and their selection* (2nd ed., p. 30). Chicago, IL: Quintessence Publishing.
- Ohta, N., & Robertson, A. (2006). *Colorimetry: fundamentals and applications*. John Wiley & Sons.
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
- Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., & Hämmerle, C. H. F. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*, 81(8), 578-582.
- Paravina, R. D., Powers, J. M., & Fay, R. M. (2001). Dental color standards: shade tab arrangement. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 13(4), 254-263.
- Paravina, R. D., Powers, J. M., & Fay, R. M. (2002). Color comparison of two shade guides. *The International journal of prosthodontics*, 15(1), 73–78.
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). *Esthetic color training in dentistry*. St. Louis, MO: Elsevier Mosby.
- Paravina, R. D., & Swift Jr, E. J. (2009). Color in dentistry: match me, match me not. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(2), 133-139.

- Paravina, R. D., O'Neill, P. N., Swift Jr, E. J., Nathanson, D., & Goodacre, C. J. (2010). Teaching of color in predoctoral and postdoctoral dental education in 2009. *Journal of dentistry*, 38, e34-e40.
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., ... & Mar Perez, M. D. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, S1-S9.
- Pensler, A. V. (1998). Shade selection: problems and solutions. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 19(4), 387-90.
- Peyton, F. A. (1975). History of resins in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 19(2), 211-222.
- PIETROBON, N., & PAUL, S. J. (1997). All-ceramic restorations: a challenge for anterior esthetics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 9(4), 179-186.
- Pizzamiglio, E. (1991). A color selection technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66(5), 592-596.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Price, C. A. (1994). A history of dental polymers. *Australian prosthodontic journal*, 8, 47-54.
- Pröbster, L., & Diehl, J. (1992). Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence International*, 23(1).
- Purves, D., Augustine, G. J., & Fitzpatrick, D. (2012). *Neuroscience* (5th ed.). Sunderland, MA: Sinauer Associates.
- Raptis, N. V., Michalakis, K. X., & Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(1), 31-39.
- Richerson, D. W. (2006). *Modern ceramic engineering: Properties, processing, and use in design* (3rd ed.). CRC Taylor & Francis.
- Ring, M. E. (1985). *Dentistry, an illustrated history*. New York, NY: H.N. Abrams.

- Rizkalla, A. S., & Jones, D. W. (2004). Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dental Materials*, 20(2), 198-206.
- Ristić, I., & Paravina, R. D. (2009). Color measuring instruments. *Acta Stomatologica Naissi*, 25, 925–932.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Walter, R. (Eds.). (2022). *Contemporary fixed prosthodontics-e-book: Contemporary fixed prosthodontics-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Rugh, E. H., Johnston, W. M., & Hesse, N. S. (1991). The relationship between elastomer opacity, colorimeter beam size, and measured colorimetric response. *International Journal of Prosthodontics*, 4(6).
- Russell, H. J. (1949). *Dental shade guide* (U.S. Patent No. 2,479,543). Baker & Co Inc.
- Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Gauckler, L. J., Lüthy, H., & Hämmerle, C. H. (2007). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International*, 38(5), 353–359.
- Salinas, T. J. (2003). Contemporary ceramics for dentistry. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, 15(9), 690.
- Salata, F., Golasi, I., Di Salvatore, M., & de Lieto Vollaro, A. (2016). Energy and reliability optimization of a system that combines daylighting and artificial sources. A case study carried out in academic buildings. *Applied Energy*, 169, 250-266.
- Sangwine, S. J., & Horne, R. E. (Eds.). (1998). *The colour image processing handbook*. Springer Science & Business Media.
- Schwabacher, W. B., & Goodkind, R. J. (1990). Three-dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. *The Journal of prosthetic dentistry*, 64(4), 425–431.
- Scotti, R., Catapano, S., & D'Elia, A. (1995). A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *The International journal of prosthodontics*, 8(4), 320–323.

- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (Vol. 194). Chicago, IL, USA: Quintessence Publishing Company.
- Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application*, 30(1), 21–30.
- Sınmazışık, G., & Öveçoğlu, M. L. (2006). Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *dental materials*, 22(8), 735-745.
- Slovenec, D., & Bermanec, V. (2003). *Sistematska mineralogija-mineralogija silikata*. Zagreb: Denona.
- Sorensen, J. A., & Torres, T. J. (1987). Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *The Journal of prosthetic dentistry*, 58(2), 133-139.
- Spear, F., & Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics?. *The Journal of the American Dental Association*, 139, S19-S24.
- Suvin, M., & Kosovel, Z. (1987). *Fiksna protetika*. Zagreb: Školska knjiga, 67-72.
- Stookey, S. D. (2000). *Explorations in glass*. Westerville, OH: American Ceramic Society.
- Swift Jr, E. J., Hammel, S. A., & Lund, P. S. (1994). Colorimetric evaluation of vita shade resin composites. *International Journal of Prosthodontics*, 7(4).
- Ten Bosch, J. J., & Coops, J. C. (1995). Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of dental research*, 74(1), 374-380.
- Terry, D. A. (2003). Natural aesthetics with composite resin. *Inside Dentistry*, 2(3), 1–8.
- Touati, B., Miara, P., & Nathanson, D. (1999). Esthetic dentistry and ceramic restorations. *Br. Dent. J*, 186, 533.

- Tuncel, İ., Turp, I., & Üşümez, A. (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(3), 181–186.
- Tyas, M. J. (1991). Dental materials science—the maintenance of standards. *Journal of Oral Rehabilitation*, 18(2), 105-110.
- Van Noort, R. (2002). *Introduction to dental materials* (2nd ed.). Edinburgh: Mosby Elsevier
- Varshneya, A. K. (1993). *Fundamentals of inorganic glasses*. Academic Press.
- Vergano, P. J., Hill, D. C., & Uhlmann, D. R. (1967). Thermal expansion of feldspar glasses. *Journal of the American Ceramic Society*, 50(1), 59–6
- Vichi, A., Ferrari, M., & Davidson, C. L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(4), 412-417.
- Vichi, A., Ferrari, M., & Davidson, C. L. (2004). Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dental Materials*, 20(6), 530-534.
- Vita Zahnfabrik. (2018). *VITA Tooth Guide: Science and practice of tooth shades and materials*. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG.
- Wee, A. G., Lindsey, D. T., Shroyer, K. M., & Johnston, W. M. (2006). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate dental professionals' shade matching ability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(6), 465–470
- Weiss, S. (1999). Fluorescence spectroscopy of single biomolecules. *Science*, 283(5408), 1676-1683.
- Weinstein, L. K., & Weinstein, A. B. (1962). *U.S. Patent No. 3,052,982*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Whittle, P., & Challands, P. D. C. (1969). The effect of background luminance on the brightness of flashes. *Vision Research*, 9(9), 1095-1110.

- Williamson, S. J., & Cummins, H. Z. (1983). *Light and color in nature and art* (Vol. 1). New York: Wiley.
- Wohlwend, A., & Schärer, P. (1990). The Empress technique: A new technique for the fabrication of full ceramic crowns, inlays, and veneers. *Quintessenz Zahntechnik*, 16, 966–978
- Wysecki, G., & Stiles, W. S. (2000). *Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae*. John Wiley & Sons.
- Yau, K. W., & Hardie, R. C. (2009). Phototransduction motifs and variations. *Cell*, 139(2), 246-264.
- Yu, B., Lee, Y. K., & Lim, J. I. (2009). Influence of color parameters of porcelain on the overall color of all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(12), 937–943.
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*, 27(1), 83-96.
- Zelanski, P., & Fisher, M. P. (2003). *Color* (4th ed.). Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall.
- Zhang, Y., Lawn, B. R., Malament, K. A., Van Thompson, P., & Rekow, E. D. (2019). Damage and reliability of Y-TZP dental ceramics. *Dental Materials*, 35(6), 873–891.
- Živko-Babić, J., Mehulić, K., Ivaniš, T., & Predanić-Gašparac, H. (1994). Pregled pojedinih keramičkih sustava I. dio: Povijesni razvoj keramike. *Acta stomatologica Croatica: International journal of oral sciences and dental medicine*, 28(3), 217-221.