

Ispitivanje optičkih svojstava zubnih keramika

Ledić, Karla

Doctoral thesis / Disertacija

2015

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:835700>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-27**



Repository / Repozitorij:

[University of Zagreb School of Dental Medicine
Repository](#)





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Karla Ledić

ISPITIVANJE OPTIČKIH SVOJSTAVA ZUBNIH KERAMIKA

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2015.



UNIVERSITY OF ZAGREB
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Karla Ledić

ANALYSIS OF OPTICAL PROPERTIES OF DENTAL CERAMICS

DISSERTATION

Zagreb, 2015.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Karla Ledić

ISPITIVANJE OPTIČKIH SVOJSTAVA ZUBNIH KERAMIKA

DOKTORSKI RAD

Mentorica: Prof. dr. sc. Ketij Mehulić

Zagreb, 2015.

Rad je izrađen:

- u Zavodu za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu,
- u Zavodu za materijale Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu,
- na Grafičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu.

Voditeljica rada: prof. dr. sc. Ketij Mehulić

Lektor hrvatskog jezika: prof. hrvatskog jezika i književnosti Sandra Katunarić,
Gračanske Dužice 21, 10000 Zagreb
tel. 099/61-61-004

Lektor engleskog jezika: prof. engleskog i francuskog jezika, Sanda Katalenić
Cvjetno naselje 18, 10410 Velika Gorica
tel. 098/93-64-469

Rad sadrži: 177 stranica
83 slika
15 tablica
1 CD

Rad je napravljen u sklopu znanstveno-istraživačkog projekta, "Istraživanje keramičkih materijala i alergija u stomatološkoj protetici" (065-0650446-0435) financiranim od Ministarstva znanosti, obrazovanja i sporta Republike Hrvatske, voditeljice prof. dr. sc. Ketij Mehulić te u sklopu sveučilišne potpore 2014. godine "Istraživanje novih keramičkih materijala i tehnologija izrade u stomatološkoj protetici" financirane od Sveučilišta u Zagrebu, voditeljice prof. dr. sc. Ketij Mehulić.

Ono što čujem, zaboravim.

Ono što vidim, zapamtim.

Ono što sâm napravim, razumijem.

Konfucije

Uspješan završetak ove disertacije ne bi bio moguć bez pomoći i podrške velikog broja ljudi i institucija.

Najljepše i iskreno se zahvaljujem mojoj mentorici prof. dr. sc. Ketij Mehulić na strpljivosti i vremenu te velikoj podršci i sugestijama od odabira teme do završne izrade rada.

Kolegici dr. med. dent. Gordani Poropat-Martinis hvala na susretljivosti i suradnji s tvornicom Ivoclar iz Liechtensteina prilikom nabave keramičkih materijala - uzoraka potrebnih za izradu svih mjerenja. Zubotehničaru Kristijanu Rudiću hvala na izradi kvalitetnih uzoraka te mojim najbližim suradnicima u ordinaciji.

Srdačnu zahvalnost iskazujem također i doc. dr. sc. Igoru Majnariću na pomoći, savjetima i vremenu pri izradi eksperimentalnih mjerenja provedenih na Grafičkom fakultetu.

Veliku zahvalu želim iskazati djelatnicima Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu, prof. dr. sc. Zdravku Schauperlu, prof. dr. sc. Vesni Alar, dr. sc. Gorani Baršić, te prof. dr. sc. Božidaru Matijeviću na nesebičnoj, brznoj i efikasnoj pomoći pri izradi praktičnog eksperimentalnog dijela rada.

Dragom kolegi doc. dr. sc. Stipi Špalju toplo zahvaljujem na kvalitetno prikazanoj statističkoj analizi svih mjerenja u ovome radu.

Dragom prijatelju mag. ing. geol. Ivici Pavičiću hvala na pomoći pri izradi ilustracija i tablica te pomoći u informatičkom dijelu pisanja.

Hvala dragim prof. Sandri Katunarić i prof. Sandi Katalenić na lektorskoj pomoći, korisnim savjetima i dobroj volji za pomoći.

Hvala mojim roditeljima i obitelji te dragim (i njihovim i mojim) prijateljima, kolegama što su me podržavali u cjelokupnom obrazovanju i pisanju ove disertacije.

Zagreb, 2015.

Karla Ledić

SAŽETAK

Svrha istraživanja bila je dobivanje novih spoznaja o optičkim svojstvima staklo-keramičkih materijala. Izrađeno je po tri uzorka (pločice $10\text{ mm} \times 12\text{ mm} \times 0,8\text{ mm}$) IPS e.max keramike u tri boje (A2, C2 i B3) trima različitim tehnologijama izrade (slojevanje; IPS e.max Ceram Dentin, toplo-tlačnom tehnikom; IPS e.max Press i strojno; IPS e.max CAD). Izrađena su i tri akrilatna uzorka (PMMA) istih dimenzija u tri boje (130, 410, 310). Usporedba je rađena sa standardom, ključem boja Vitapan Classical. Pomoću spektrofotometra izmjerene su CIE $L^*a^*b^*$ vrijednosti za izračun razlike u boji (ΔE^*), kromatičnosti (ΔC^*) parametra translucencije (TP), prije i poslije izlaganja 4% otopini octene kiseline na $80\text{ }^{\circ}\text{C}$ tijekom 16 sati (ISO 6872). Statistički podaci obrađeni su programom IBM SPSS 22.

Prije korozije IPS e.max Ceram Dentin ima veće odstupanje u kromatičnosti od standarda, a IPS e.max Press i CAD manje. IPS Ceram Dentin ima najveću svjetlinu u B3, a najmanju kromatičnost za C2 boju. Kod IPS e.max Press i CAD najveće vrijednosti svjetline imaju uzorci A2, a najmanje za C2 boju u kromatičnosti su najveće vrijednosti za B3, a najmanje za A2 boju. Translucencija je najveća za B3, najmanja za A2 kod IPS e.max Press i Ceram Dentin, a za CAD nema razlika. U analizi unutar tehnologije uzorci izrađeni slojevanjem (IPS e.max Ceram Dentin) imaju veću kromatičnost u sve tri boje i najmanju translucenciju. Uzorci strojne izrade (IPS e.max CAD) imaju najveću translucenciju. Svjetlina je značajno manja kod uzoraka izrađenih slojevanjem u bojama A2 i C2, a veća u B3. Izlaganje korozivnom sredstvu djeluje na smanjenje kromatičnosti, što je značajno kod IPS e.max Press i IPS e.max CAD u svim bojama, a kod Ceram Dentin samo u boji B3. Korozija ne utječe na promjenu boje i svjetline te nema smanjenja translucencije osim kod B3 boje IPS e.max CAD. Akrilatni uzorci su prije i poslije korozije pokazali najveća odstupanja u svim optičkim svojstvima. Uslijed izlaganja octenoj kiselini ne dolazi do značajne promjene hrapavosti.

Korozija utječe na svojstva kromatičnosti i dijelom translucencije staklo-keramike.

SAŽETAK

Ispitivanje optičkih svojstava zubnih keramika

Svrha: Dobivanje novih spoznaja o postojanosti optičkih svojstava; boji, svjetlini, kromatičnosti i translucenciji staklo-keramičkih materijala u korozivnom mediju.

Materijali i metode: Izrađeno je po tri uzorka (pločice 10 mm × 12 mm × 0,8 mm) IPS e.max keramike (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) u tri boje (A2, C2 i B3) trima različitim tehnologijama izrade (slojevanje – IPS e.max Ceram Dentin; toplo-tlačna tehnika – IPS e.max Press; strojno – IPS e.max CAD). Izrađena su i 3 akrilatna uzorka (PMMA) istih dimenzija (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) u 3 boje (130, 410, 310). Usporedba je rađena sa standardom, ključem boja Vitapan Classical (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka). Pomoću spektrofotometra (X-Rite DTP 20 Pulse, Neu Isenburg, Njemačka) izmjerene su CIE $L^*a^*b^*$ vrijednosti za izračun razlike u boji (ΔE^*), kromatičnosti (ΔC^*) parametra translucencije (TP vrijednost), prije i poslije izlaganja 4% octenoj kiselini na 80 °C tijekom 16 sati (ISO 6872). Statistički podaci obrađeni su programom IBM SPSS 22.

Rezultati: Optička svojstva koja najviše razlikuju istraživane materijale i boje su odstupanje od kromatičnosti i svjetline od standarda. Prije korozije IPS e.max Ceram Dentin ima veće odstupanje u kromatičnosti od standarda, a IPS e.max Press i CAD manje ($p < 0,05$). IPS Ceram Dentin ima najveću svjetlinu u B3, a najmanju kromatičnost za C2 boji. Kod IPS e.max Press i CAD najveće vrijednosti svjetline imaju uzorci A2, a najmanje za C2 boji, u kromatičnosti su najveće vrijednosti za B3, a najmanje za A2 boju. Translucencija je najveća za B3 ($p = 0,007$), najmanja za A2 kod IPS e.max Press i Ceram Dentin ($p = 0,028$), a za CAD nema razlika. U analizi unutar tehnologije uzorci izrađeni slojevanjem (IPS e.max Ceram Dentin) imaju veću kromatičnost u sve tri boje i najmanju translucenciju. Uzorci strojne izrade (IPS e.max CAD) imaju najveću translucenciju. Svjetlina je značajno manja kod uzoraka izrađenih slojevanjem u bojama A2 i C2, a veća u B3. Izlaganje korozivnom sredstvu djeluje na smanjenje kromatičnosti što je značajno kod IPS e.max Press i IPS e.max CAD u svim bojama, a kod Ceram Dentin samo u boji B3. Korozija ne utječe na promjenu boje i svjetline te nema smanjenja translucencije osim kod B3 boje IPS e.max CAD. Akrilatni uzorci su prije i poslije korozije pokazali najveća odstupanja u svim optičkim svojstvima. Uslijed izlaganja octenoj kiselini ne dolazi do značajne promjene hrapavosti.

Zaključak: Korozija utječe na svojstva kromatičnosti i dijelom translucencije staklo-keramike.

SUMMARY

Analysis of optical properties of dental ceramics

Objectives: The purpose of the study was to get new insights into stability of optical properties; colour, lightness, chromaticity and translucency of glass-ceramic materials in a corrosive medium.

Materials and methods: Three specimens (plates of 10 mm × 12 mm × 0.8 mm) of each type of IPS e.max ceramics (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were made in three colours (A2, C2 and B3) by three fabrication techniques (layering – IPS e.max Ceram Dentin; heat-pressing – IPS e.max Press; CAD/CAM – IPS e.max CAD). Three acrylic specimens (PMMA) of the same dimensions (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were also made in 3 colours (130, 410, 310). The comparison is made with the standard Vitapan Classical shade guide (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). CIE $L^*a^*b^*$ values were measured by a spectrophotometer (X-Rite DTP 20 Pulse, Neu Isenburg, Germany) to calculate the difference in colour (ΔE^*), chromaticity (ΔC^*) of translucency parameter (TP values) before and after exposure to 4% acetic acid at 80 °C for 16 hours (ISO 6872). Statistical data were analysed using the IBM SPSS 22 software.

Results: Optical properties by which analysed materials and colours differ the most are deviation from chromaticity and lightness from the standard. Before corrosion IPS e.max Ceram Dentin has greater chromaticity deviation from the standard, and IPS e.max Press and CAD lower ($p < 0,05$). IPS Ceram Dentin has the highest lightness in the colour B3, and the lowest chromaticity for the colour C2. For IPS e.max Press and CAD, the highest lightness values have A2 specimens, and the lowest ones are for the colour C2, the highest chromaticity values are for the colour B3 and the lowest ones for the colour A2. Translucency is the highest for the colour B3 ($p = 0,007$), and the lowest for the colour A2 of IPS e.max Press and Ceram Dentin ($p = 0,028$), and for CAD there is no difference. In the analysis of the technology, specimens fabricated by layering technique (IPS e.max Ceram Dentin) have higher chromaticity in all three colours and the lowest translucency. Specimens fabricated by computer-aided manufacturing (IPS e.max CAD) have the highest translucency. Lightness is significantly lower for specimens fabricated by layering technique in the colours A2 and C2, and higher for the colour B3. Exposure to a corrosive medium diminishes chromaticity, which is significant for IPS e.max Press and IPS e.max CAD in all colours, and for Ceram Dentin only in the colour B3. Corrosion does not affect the change of colour and lightness and there

is no diminution of translucency, except for the colour B3 IPS e.max CAD. Acrylic specimens have showed the biggest deviations of all optical properties before and after corrosion. There is no significant change of roughness as a result of exposure to acetic acid.

Conclusion: Corrosion affects chromaticity properties and partly translucency of glass-ceramics.

KLJUČNE RIJEČI

Staklo-keramika, optička svojstva, spektrofotometar, tehnike izrade, korozija

Sadržaj:

1. UVOD	1
1.1. Prikaz razvoja i uporabe zubne keramike	2
1.2. Sastav i struktura zubne keramike	5
1.2.1. Podjela zubne keramike prema kemijskom sastavu	7
1.2.1.1. Silikatna keramika	9
1.2.1.1.1. Glinična keramika	10
1.2.1.1.2. Staklo-keramika	11
1.2.1.2. Oksidna-keramika	14
1.2.1.2.1. Aluminijska oksidna keramika	15
1.2.1.2.2. Cirkonij-oksidska keramika	16
1.2.2. Podjela zubne keramike prema postupku izrade	19
1.2.2.1. Oblikovanje nadomjestka slojevanjem	20
1.2.2.2. Oblikovanje nadomjestka prešanjem	21
1.2.2.3. Računalno oblikovanje i strojna izrada nadomjestka	22
1.3. Optička svojstva zubne keramike	23
1.4. Teorija boje u kolorimetriji	25
1.4.1. Fizikalni aspekt svjetlosti i boje	26
1.4.2. Fiziološka i psihološka percepcija boje	30
1.4.3. Socio-kulturni efekt i simbolika boje	32
1.4.4. Razvoj i primjena kolorimetrijskih sustava	33
1.4.5. Suvremeni kolorimetrijski sustavi boja	40
1.4.5.1. CIE $L^*a^*b^*$ sustav	41
1.4.5.2. CIE $L^*C^*h^*$ sustav	43
1.4.6. Kolorimetrijska razlika u obojenju - ΔE vrijednost	45
1.5. Vizualne karakteristike zuba	48
1.5.1. Optička svojstva zuba	49
1.5.1.1. Boja zuba	50
1.5.1.2. Translucencija zuba	51
1.5.1.3. Opacitet zuba	53

1.5.1.4.	Fluorescencija zuba	55
1.5.1.5.	Površinska tekstura i refleksija zuba	56
1.5.2.	Važnost osvjetljenja i izvora svjetlosti	57
1.5.2.1.	Osvjetljenje	57
1.5.2.2.	Standardni izvori svjetlosti i metamerija	58
1.5.2.3.	Optičke iluzije i kontrastni efekti	59
1.6.	Pomagala i uređaji za određivanje boje zubi	64
1.6.1.	Ključ boja kao vizualna metoda	64
1.6.2.	Tristimulusni kolorimetar	70
1.6.3.	Spektrofotometar	71
1.6.4.	Spektroradiometar	73
1.6.5.	Digitalna kamera	74
1.7.	Korozija	76
1.7.1.	Mehanizmi i vrste korozije	78
1.7.2.	Korozija stakla i keramike	82
1.7.3.	Utjecaj korozije na strukturu keramike	84
1.7.4.	Biokorozija	88
1.8.	Hrapavost zubne keramike	90
1.9.	Svrha istraživanja	91
1.9.1.	Hipoteze	91
2.	MATERIJALI I POSTUPCI	92
2.1.	Priprema uzoraka	93
2.2.	Postupci mjerenja	99
2.2.1.	Kolorimetrijska i spektrofotometrijska analiza uzoraka	99
2.2.2.	Izlaganje uzoraka 4% otopini octene kiseline	103
2.2.3.	Analiza hrapavosti uzoraka	104
2.3.	Statistička obrada podataka	107
3.	REZULTATI	108

3.1. Rezultati mjerenja prije korozijskog ispitivanja	110
3.2. Rezultati mjerenja nakon korozijskog ispitivanja	121
3.3. Hrapavost	134
4. RASPRAVA	139
5. ZAKLJUČCI	152
6. LITERATURA	154
7. ŽIVOTOPIS	175

Popis kratica i oznaka:

Al	aluminij
Al ₂ O ₃	aluminijev oksid
ANOVA	analiza varijance
CAD/CAM	računalom potpomognuto oblikovanje i izrada nadomjestka
HT	high translucency
itd.	i tako dalje
K	Kelvin
Li	litij
LiS ₂	litijev disilikat
LT	low translucency
lx	luks
Mg	magnezij
mm	milimetar
MPa	megapaskal
µm	mikrometar
nm	nanometar
p	statistička značajnost
Ra	prosječna hrapavost
Rz	dubina hrapavosti
tj.	to jest
Zr	cirkonij
°C	Celzijusevi stupnjevi
<	manje od
>	više od
η ²	eta, snaga efekta

1. UVOD

1.1. Prikaz razvoja i uporabe zubne keramike

Protetička terapija obuhvaća ponovnu uspostavu funkcije i estetike stomatognatog sustava na dulje razdoblje. Estetika je postala primarni kriterij uspješnosti fiksno-protetske terapije posebice kada je riječ o sanaciji prednjeg dijela zubnog niza iako je težnja za prirodnim i lijepim zubima postojala oduvijek. Keramički se materijali smatraju estetski najboljim gradivnim materijalom u stomatološkoj fiksnoj protetici upravo zbog izvrsnih optičkih svojstava koje postižu. Poznavanje optičkih svojstava te pravilna primjena keramičkih materijala za određeni klinički slučaj olakšava rad terapeutu. Ujedno omogućava kvalitetnije informiranje pacijenta i korektan odnos prema njemu. Restaurativna dentalna medicina zasigurno predstavlja spoj umjetnosti i znanosti.

Razvojem stomatološke znanosti u 20. stoljeću, u keramici je pronađena jedinstvena kombinacija odgovarajućih i traženih svojstava kao što su trajnost, biokompatibilnost, funkcijska čvrstoća, odlična optička svojstva (prirodnost boje, refleksija, translucencija, svjetlina, fluorescencija i dr.) te dobra veza s osnovnom konstrukcijom (1, 2).

Pojam «*keramika*» potječe od grčke riječi *keramos*-(*κεραμος*), u prijevodu=glina, a riječju *keramikos* (*keramički, lončarski*) opisuje se pečeni proizvod, a ne sirovina. Stoga se pod keramikom podrazumijeva staro zanatstvo i umjetnost oblikovanja i pečenja ukrasnih i uporabnih predmeta od gline.

«*Porculan*», tal. *porcellana* zapravo je najfinija vrsta keramike dobivena pečenjem na visokoj temperaturi (od 1250 do 1350 °C) mješavine kaolina, kvarca i vapnenca.

Iako se i pojmovi keramički i porculanski zubi koriste u protetičkoj terminologiji, pravilnije bi ih bilo nazvati „mineralnim zubima“, odnosno materijalima za mineralne zube na temelju ishodnih tvari, minerala, tj. silikata.

Riječ «*ceramics*», korištena u anglosaksonskoj literaturi, obuhvaća i emajl, staklo, staklo-keramiku te cement, vapno i gips (anorganska vezivna sredstva) (3 - 6). Dug je i bogat razvoj zubne keramike. Početak primjene seže u prapovijest i iz umjetnosti se pretvorila u standardni, estetski restaurativni dentalni materijal. Razvoj keramike može se pratiti od paleolita i pojave najstarijih kultura. Još su stare civilizacije ovladale tehnologijom izrade crijepa i opeke, posuđa od pečene gline, ukrasnih vaza, pločica itd. Keramičke pločice

pronađene su u najstarijim piramidama, u ruševinama Babilona i antičkih grčkih gradova. S ukrašavanjem keramičkih pločica započelo se na Bliskom istoku, a do savršenstva je dovedeno u Perziji (2, 7).

Proizvodnja porculana usavršavala se pečenjem glinice, kvarca i fine bijele, lako oblikovljive gline u Kini, posebice u vrijeme dinastije T'ang (618. - 906. p.n.e.), ali pravi porculan se javlja u vrijeme dinastije Sung. U Europu je donesena u 11. stoljeću preko „Putu svile“. Pojam porculan uveo je Marco Polo. Već u 18. stoljeću pioniri stomatološke fiksne protetike, zubari *Claude Mouton* te *Etienne Bourdet* u Parizu izrađuju prvu zlatnu krunicu te zlatnu proteznu bazu. *Johann Friedrich Bottger*, njemački alkemičar, 1707. godine prvi proizvodi europsku keramiku, koristeći se kaolinom pečenom u prvi bijeli porculan. Ubrzo je 1710. godine osnovana prva porculanska manufaktura u Meissenu, poslije u Beču, Berlinu i Parizu. *Pierre Fauchard*, najpoznatiji pariški zubar, 1733. godine prvi primjenjuje tehniku emajliranja osnovne metalne konstrukcije mosta u protetici. *Alexis Duchateau*, ljekarnik u Parizu, 1774. godine prvi peče zubnu protezu u keramici te *Nicolas Dubois de Chemant* 1788. godine piše disertaciju o «*mineralnoj protezi*» koja se modelira prema otisku zubala. To se smatra prekretnicom u uporabi keramike u zubozdravstvu. Godine 1808. *Giuseppangelo Fonzi* opisuje izradu pojedinačnih keramičkih zuba-«*dents terro-metalliques*». Krajem 19. st. potpuno keramički nadomjesci *Charles H. Landa* po nazivom «*Jacket*» krunice proizvedene su napečenjem glinične keramike na platinskoj foliji. Godine 1820. pariški zubar *Christoph Francois Delabrre* piše da «*rat*» donosi najljepše zube» navodeći da su se osim ljudskih zubi koristili i rezbareni životinjski te zubi izrađeni od bjelokosti. Pojava akrilata 1936. godine smanjila je primjenu zubne keramike u protetske svrhe. Međutim, uskoro su uočena i loša svojstva akrilata: elastične deformacije, abrazivnost, relativno brza promjena boje zbog upijanja tekućine. Šezdesetih godina prošlog stoljeća dentalna industrija se ponovno okreće keramici, istodobno nastojeći prilagoditi keramičke materijale zahtjevima i potrebama zubnih tehničara, te izradi adekvatnih peći za pečenje keramike (8 – 13). Postali su poznati keramički materijali tvrtki Hutschenreuter, Justia, SSWhite, Vita, Wienand i dr. Značajan napredak nastaje uvođenjem leucita u gliničnu osnovu (14). Godine 1963. primjenom patenta *prof. Abrahama Weinsteina*, započinje najčešće korištena tehnologija, napečenja keramike na osnovnu metalnu konstrukciju, metal-keramika (15). Godine 1965. *John W. McLean* i *T. H. Hughes* su proizveli aluminij-oksidnu dentalnu keramiku. Godine 1984. uvodi se staklo-keramika *Dicor* ® *De Trey/Dentsply*, *SAD* slabijih mehaničkih svojstava, te 1987. *Optec* ® *Jeneric/Pentron*, *SAD*. Dr. *François Duret* je 1971. godine prvi uveo računalom

potpomognuto oblikovanje i izradu nadomjestka (CAD/CAM) u dentalnu medicinu. Izrađivao je krunice pomoću virtualnog otiska bataljka. Time je razvijen prvi dentalni CAD/CAM sustav, Sopha. Dr. Werner H. Mörmann 1983. godine razvio je ideju dr. François Dureta i unaprijedio prvi dentalni CAD/CAM sustav tako da je mogao izrađivati nadomjestke u jednom posjetu. Njegov sustav se temeljio na snimanju kaviteta intraoralnom kamerom te direktnom izradom *inlaya* u glodalicama. Radi se o CEREC sustavu koji je danas jedan od najbolje prihvaćenih dentalnih CAD/CAM sustava (16). Godine 1989. njemački proizvođač Vita, obogaćuje postojeću gliničnu keramiku i dobiva znatno stabilniju i postojaniju aluminijsku keramiku *In-Ceram* (® Bad Säckingen, Njemačka). Devedesetih godina prošlog stoljeća pojavljuju se leucitna *IPS Empress staklo* keramika. Unapređenjem tehnologije kristalizacije stakla i uvođenjem različitih vrsta i veličina kristala u osnovnu staklenu matricu dobiva se litij disilikatna *IPS Empress 2* keramika te *IPS e. max.* keramika (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) (17 - 19). Primjenom pojačanih i stabilnijih keramičkih sustava proširena je indikacija na izradu višečlanih protetskih konstrukcija i opskrba oštećenih zuba u distalnim segmentima. Gusto sinterirana oksidna keramika te suvremena staklo-keramika dominiraju na sve zahtjevnijem tržištu dentalnih gradivnih materijala. CAD/CAM tehnologija je danas visoko zastupljena u svim aspektima dentalne medicine u razvijenom svijetu. Temelji se na računalnoj izradi nadomjestka s manjom ili bez potrebe za dentalnim tehničarom. Cilj ove tehnologije je skratiti vrijeme izrade protetskog rada, smanjiti mogućnost pogrešaka koje su moguće tijekom izrade u laboratoriju (više faza i djelatnika) te omogućavanje protetske sanacije za samo nekoliko posjeta, primjerice izrada ljuskica već u jednom posjetu. Danas na tržištu postoje brojni CAD/CAM sustavi i svaki od njih ima svoje prednosti i nedostatke (20, 21).

Izrazi «full ceramics», »all ceramics», »non metal ceramics» i «metal free ceramics» u brojnoj anglosaksonskoj znanstvenoj literaturi koreliraju našem prijevodu «potpuna tj. bezmetalna keramika» (22). Važan cilj estetske stomatologije je proizvodnja i primjena nadomjestaka koji se ne razlikuju od prirodnih zubi i okolnih tkiva. Odbacivanjem metalne osnovne konstrukcije koja je nepropusna za svjetlost, kod potpuno keramičkih radova, znatno bolje se mogu oponašati optička svojstva zubi kao što su fluorescencija, opalescencija i translucencija te prilagoditi nadomjestak prirodnom okolišu.

Potpuno keramički radovi su znanstveno i klinički prihvaćeni i za protetičko zbrinjavanje opsežnih destrukcija lateralnih zubi gdje se očekuje znatno veće žvačno opterećenje. Razlikuju se krunice iz jednog keramičkog materijala (monoblok) i sustavi koji se sastoje od

jezgre od tvrde keramike na koju se nanose slojevi keramika za fasetiranje. Te jezgre su više ili manje translucentne, ali nemaju velike sličnosti s prirodnim zubom (1, 19).

Rekonstruktivna dentalna medicina zajedno s industrijom dentalnih materijala još uvijek je u traženju optimalna gradivnoga materijala koji će svojim svojstvima potpuno zadovoljiti kliničku primjenu. Brojni su izazovi u razvoju gradivnih zubnih materijala zbog strogo ograničene indikacije, specifičnih, vrlo zahtjevnih uvjeta usne šupljine te sve većih zahtjeva pacijenata.

1.2. Sastav i struktura zubne keramike

Zubna keramika kao ljudska tvorevina, po kemijskom sastavu je anorganski materijal koji se dobiva pečenjem smjese minerala, tj. njihovih soli na vrlo visokim temperaturama. Minerali su prirodni homogeni kristali, nastali kao rezultat geoloških procesa i osnovna su komponenta od koje su izgrađene stijene čvrste Zemljine kore. Razlikuju se s obzirom na kemijski sastav, strukturu (stehiometrijski odnosi elemenata koji grade mineral) te fizička svojstva. Prema kemijskom sastavu, minerali mogu biti čisti elementi (nazivaju se samородni elementi), jednostavne soli, složeni silikati itd. U sistematskoj mineralogiji dijele se u 13 razreda, tj. skupina (23, 24).

Silikati (Tablica 1.) kao najveća skupina minerala, najrasprostranjeniji su u stijenama zemljine kore. Prema ovoj pojednostavljenoj podjeli silikatnih minerala, zubne keramike se mogu definirati kao mješavina;

- 80% *glinenca ili feldspata (kalijeve glinice-ortoklasa, albita i anortita)*
- 11-22% *kvarca i*
- 3-4% *kaolina* (23)

Smjesi navedenih sastojaka se radi poboljšanja svojstava dodaju razne tvari poput;

1. organske tvari koje daju svojstvo plastičnosti - dekstrin, škrob, šećer.
2. razni oksidi za efekte obojenja; za *žutosmeđu* boju – titanov (IV)-oksid (TiO_2), za *smeđu* - željezov i niklov oksid (FeO , NiO), za *plavu* - kobaltov oksid (CoO), za *ljubičastu* - manganov oksid (MnO), za *zelenu* - bakrenov i kromov oksid (CuO , CrO)
3. opacitet daju kositreni i cirkonijevi oksidi (SnO_2 , ZrO_2), te kaolin
4. fluorescenciji pridonose; uranov oksid (UO_2), cerij (CeO_2) i samarij oksid (Sm_2O_3)
5. brojni katalizatori; kalijev fosfat (K_3PO_4), kalijev karbonat (K_2CO_3), natrijev karbonat (Na_2CO_3), boraks ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$) i olovni oksid (PbO)

Toksični, teratogeni ili kancerogeni elementi poput berilija (Be), uranija (U) ne smiju se nalaziti u njihovom sastavu. Svi ovi keramički prašci u čistom stanju miješaju se i griju do prelaska u staklastu masu (frit) koja se ponovno melje u sitni prah. Dentalni gradivni materijal mora biti biokompatibilan, tj. biotolerantan prema zubu nosaču, okolnom ili udaljenom tkivu. Klinička svojstva poput biotolerantnosti, postojanosti u ustima, konstantnog volumena i boje, vlačne i tlačne čvrstoće, odgovarajuće tvrdoće, velike gustoće, postojanosti pri modeliranju, lagane obradivosti nakon pečenja, od iznimne su važnosti s obzirom na uvjete okoliša, odnosno različite vrijednosti pH sline, žvačnih sila, prisutnost različitih materijala i legura te manjkavosti njihove laboratorijske izrade (1, 25).

Tablica 1. Prikaz važnijih minerala-silikata korištenih u zubnoj keramici (preuzeto i modificirano iz 23)

Nezosilikati	grupa cirkona, olivina i granata		
Filosilikati	grupa glina	kaolinit	Kaolin $Al_2Si_2O_5(OH)_4$
	talk	Muskovit	
	grupa tinjaca	$KAl_2[OH,F)_2[AlSi_3O_{10}]$	
Tektosilikati	grupa kvarca	Opal $SiO_2 \cdot nH_2O$ Kvarc SiO_2 Kristobalit SiO_2 Tridimit SiO_2	(trošenjem prelazi u kaolit)
	grupa feldspata (glinenaca)	Sanidin $(K, Na)[AlSi_3O_8]$	
	kalijevi	Ortoklas $[K[AlSi_3O_8]$	
	plagioklasi	Albit $Na [AlSi_3O_8]$	
		Anortit $Ca [AlSi_2O_8]$	
	grupa feldspatoida	leucit $K[AlSi_2O_6]$	

1.2.1. Podjela zubne keramike prema kemijskom sastavu

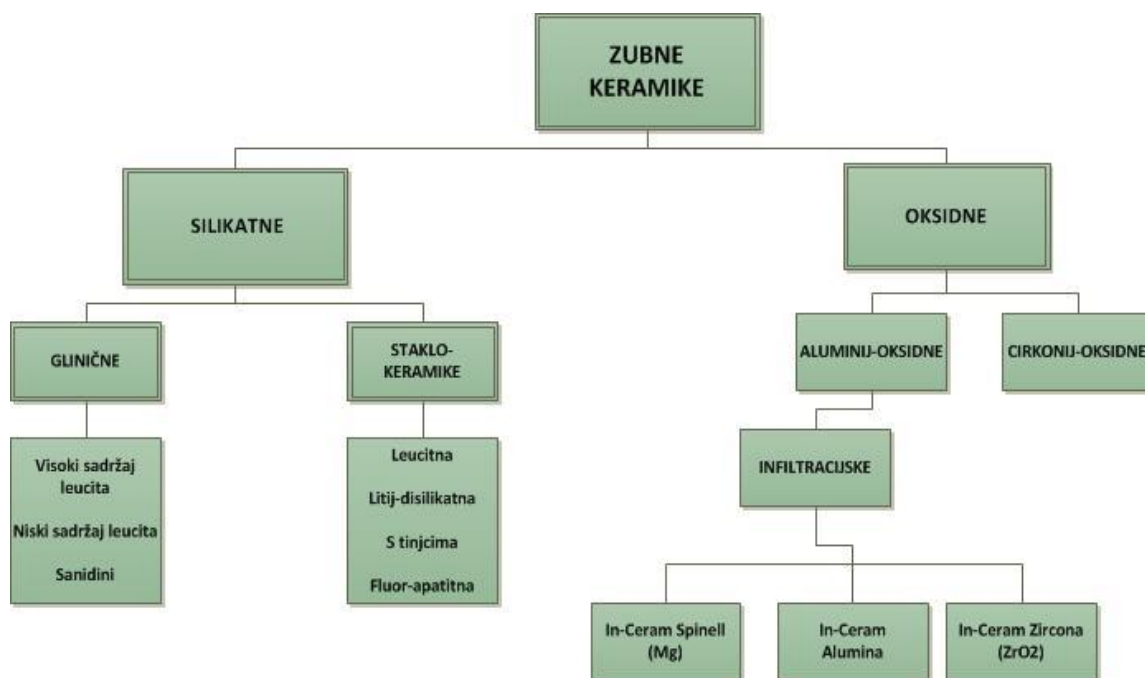
U svjetskoj literaturi postoje brojne podjele i klasifikacije zubne keramike s obzirom na različite temperature pečenja, način izrade nadomjestka, indikacije, mikrostrukturu, sastav te otpornost na lom (Slika 1.). Zubnu keramiku s obzirom na njihov sastav, najjednostavnije se može podijeliti u dvije skupine:

1. Silikatna

- konvencionalna (glinična)
- staklo-keramika.

2. Polikristalična (oksidna)

Neki autori svrstavaju infiltracijske keramike u posebnu grupu. Radi se također o aluminij-oksidoj keramici, u kojoj se nadomjestak izrađuje manualno u laboratoriju i to tako da se najprije napravi „zelena keramika“ - premaz (slip) koji se nanosi na vatrootporan bataljak i potom infiltrira najčešće lantanovim staklom. Aluminij-oksidoj keramika tvrde jezgre dolazi u tvornički izrađenim blokovima koji se glođu strojno (26, 27).



Slika 1. Podjela zubnih keramika

1.2.1.1. Silikatna keramika

Silikatna keramika kao najstarija vrsta keramike i danas je u vrlo širokoj uporabi. Brojne prednosti poput velike dostupnosti prirodnih sirovina, relativno niske temperature sinteriranja te dobre kontrole procesa proizvodnje pridonose njenoj velikoj primjeni u svakodnevnoj kliničkoj praksi.

Silikati su najveći razred minerala (većina stijena na Zemlji građena je od čak 95% silikata), koje čine većinom silicij i kisik, s dodacima poput aluminijske, magnezij, željezo i kalcij.

Osnovnu građu staklene matrice (stakla) čine velike trodimenzionalne mreže silicijevih tetraedara (SiO_4^{4-}). Silicij (Si) sačinjava 27% Zemljine kore, pretežno u obliku silikata i oksida, te je poslije kisika i ugljika najrašireniji element litosfere. Neki važni minerali iz ove grupe a čine stijene su; feldspati, kvarc, olivini, pirokseni, amfiboli, granati i tinjci. Silikate klasificiramo prema strukturi. Njihove silikatne anionske grupe u neosilikate, sorosilikate, ciklosilikate, inosilikate, filosilikate i tektosilikate. Stoga su osnovne sirovine za dobivanje silikatne keramike silikatni minerali-feldspati (glinenci), kvarc i kaolin (gline) (6, 7).

Feldspati ili glinenci u prirodi su najvažniji sastojak stijena i škriljevaca, te ih nalazimo kao neprozirne kristale najrazličitijih boja (od bijele, žute, ružičaste, zelene i dr.).

Kvarc (prostorni tektosilikati, silicij-dioksid, silicij (IV) oksid (SiO_2) ili kremen, silika) kao najvažniji spoj silicija, vrlo otporan prema kiselinama, nalazi se u prirodi u pravilnim (kristaliziranim) i amorfnim (nepravilnim) oblicima. Glinenci i kvarc imaju trodimenzionalne okvire silikatnih tetraedarskih aniona (SiO_4^{4-}) u kojima je omjer silicija i kisika 1:2. U prirodi su nađene različite polimorfne modifikacije kvarca kao što su α -kvarc, β -kvarc, tridimit, kristobalit, coezit, stišovit te različite amorfne forme kao što je opal. Zajedno ovi minerali formiraju oko 12% Zemljine kore.

Kaolin (filosilikat-gline) hidratizirani aluminijski silikat najčistiji je oblik gline. Intenzivno upija vodu te se lako oblikuje i dodaje kao dodatak za modeliranje keramike. Tetraedarski anioni tvore niz paralelnih slojeva, a u tetraedrima je omjer silicija i kisika 2 : 5. Postupkom proizvodnje i sinteriranja nastaje višefazna struktura koja sadrži visok udio staklene matrice te

uložene kristale različitih veličina, vrsta, količina te rasporeda (1, 4, 5). U grupu silikatne keramike ubrajaju se glinična (konvencionalna) i staklo-keramika.

1.2.1.1.1. Glinična keramika

Glinične keramike desetljećima se koriste najčešće kao obložne keramike u svim metal-keramičkim sustavima te u potpuno keramičkim sustavima integrirane kao jezgri i obložni materijal. Njihova primjena je značajna i u izradi ljuskica. Koriste se kod ručne i strojne izrade. Smatraju se najmekšim keramikama te imaju najviše staklaste matrice (26). S obzirom na visok udio staklene matrice i male količine homogeno dispergiranih kristala, propuštaju velik dio svjetlosti te se ubrajaju u translucetne materijale, a time pokazuju i najbolja optička svojstva. Materijal su izbora primarno za sanaciju prednjeg područja zubnog niza. Usavršavanjem ove keramike postupno se uklanjao slobodni kvarc i mulit. Uz dodavanje veće količine oksida (poput natrijevog te drugih alkalnih oksida) poboljšalo se svojstvo transparentije tj. prozirnosti, ali se isto tako zadržala i čvrstoća. Proizvođač kontrolira optička svojstva dodavajući pigmente i sredstva za zamućivanje. Ova skupina keramike ujedno ima najmanju savojnu čvrstoću (26, 27).

Dodavanjem sadržaju kalijev oksid, (K_2O) aluminosilikatnom staklu dobiva se keramika pojačana s kristalima leucita. Leucit osigurava postojanost pri pečenju, povećava čvrstoću fasete i blokira širenje pukotine (28 - 31).

1.2.1.1.2. Staklo-keramika

Staklo-keramika je materijal koji izvrsno oponaša prirodnu strukturu zuba. Nastala je razvojem silikatne, tj. glinične keramike te kontroliranom kristalizacijom stakla. Kao suvremeni estetski gradivni materijal odlikuje se relativno velikom mehaničkom otpornošću, čvrstoćom i postojanošću prema temperaturnim promjenama, što je posljedica djelomične usmjerene kristalizacije stakla, koja se postiže ako se temperaturna područja stvaranja klica za kristalizaciju i same kristalizacije (rast klica) ne preklapaju (32). S. Donald Stookey (1957.) je prvi zaslužan za otkriće i primjenu staklo-keramike kao zubnog restaurativnog estetskog materijala. Tijekom istraživanja u tvrtki "Corning Glass Works" (danas „Corning“) slučajno je izazvao intenzivnu transformaciju litij-disilikatnog stakla iz amorfne u polikristaličnu agregaciju primjenom povišene temperature (staklo-keramiku) te ju je pokušao primijeniti kao zubni gradivni materijal. Nakon toga bilo je potrebno još 20-ak godina intenzivnog razvoja tehnologije materijala do pojave i primjene dovoljno čvrstih sustava za biološku primjenu (33).

U kemijskom pogledu, *staklo* je smjesa, kruta talina alkalijskih silikata te alkalijskih i zemnoalkalijskih oksida, bogata kremičnom kiselinom (H_2SiO_3). Najčešće je građeno od tetraedara silicijeva dioksida (SiO_2) kao osnovnih jedinica, u kojima se silicijev atom nalazi u središtu, a kisikovi atomi na rubovima. Tetraedri su međusobno povezani preko kisikovih mostova, pa tako čine trodimenzionalnu mrežu. Raspored tetraedara nije simetričan, periodičan i pravilan kao u tvarima s kristalnom strukturom, nego je potpuno slučajan i nepravilan (amorfan).

Prema kemijskom sastavu razlikuje se više vrsta stakla;

- *Natrijsko staklo* – 72% SiO_2 , 11% CaO , 13% Na_2O , 0,3% Al_2O_3 i 3,8% K_2O (prozorsko staklo te boce za pakiranje)

- *Olovno staklo* (izrada kristalnog stakla)

- *Alumosilikatno staklo* 55% SiO_2 , 15% CaO , 20% Al_2O_3 i 10 % MgO ,

- *Borosilikatno* 76% SiO_2 , 3% CaO , 5% Na_2O , 13% B_2O_3 , 2% Al_2O_3 i 12% K_2O (proizvodnja laboratorijskoga posuđa).

- *Kremeno staklo* sastoji se samo od SiO_2 .

Sastavni se dijelovi tale, kemijski reagiraju i otapaju. Tako nastaje proces upravljane kristalizacije (keramizacija) i razdvajanje mikrofaza. Za bojenje i efekt zamućenja, dodaju se oksidi fosforita (P_2O_5), cirkonija (ZrO_2) i kositra (SnO_2). Postupkom takve kontrolirane kristalizacije, nastaju različite vrste keramika kao što su *fluorapatitna*, *litij-disilikatna*, *hidroksiapatitna* i dr. Keramiziranje je toplinski postupak u kojem reagiraju SiO_2 , K_2O , MgO , MgF_2 , LiO_2 te male količine Al_2O_3 i ZrO_2 uz kontrolirani rast kristala unutar amorfne staklaste matrice (1). Postupkom kontrolirane kristalizacije nastaju različite vrste staklo-keramike, neke od njih se rabe u medicini i stomatologiji poput ;

- apatitno-mulitne

- fluoroapatitne

- hidroksiapatitna

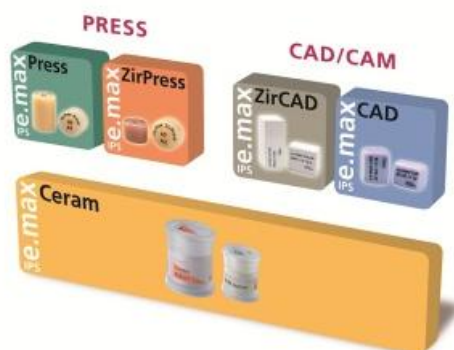
- litijeve (litij disilikatne)

- bioaktivnog stakla i dr.

Kod staklo-keramika dodaju se kristalne komponente kako bi se postigla veća čvrstoća.

U slučaju leucitima ojačane staklo-keramike (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) dodani su kristali leucita (KAlSi_2O_6) koji čine 40 – 50% volumena (Slika 2.). Nisu međusobno isprepleteni te im je ukupna gustoća mala. Dodavanjem leucita nije postignuta zadovoljavajuća čvrstoća keramike (34, 35, 36, 37). Kod *litij-disilikatne* staklo-keramike glavnu kristalnu komponentu čine igličasti kristali litijeva disilikata ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) koji su proizvoljno orijentirani te se isprepliću tvoreći nakupine. Sekundarnu kristalnu fazu čini

litijev ortofosfat (Li_3PO_4) koji zauzima znatno manji volumen. U slučaju IPS Empress 2 keramike veličina čestica litijeva-disilikata se kreće između 0,5 i 4,0 μm i oni čine oko 60% volumena. Kod unaprijedene IPS e.max Press keramike isprepleteni igličasti kristali litijeva-disilikata dugi su između 3 i 6 μm te zauzimaju oko 70% volumena (38, 39).



Slika 2. Staklo-keramika IPS e.max sustav (Ivoclar AG Schaan, Lihtenštajn) (preuzeto iz 34)

Proizvođač navodi kako su, osim toga, u staklenoj matrici sadržani i oksidi poput Li_2O , K_2O , MgO , ZnO_2 , Al_2O_3 i P_2O_5 . Indeks loma leucita iznosi 1,51, a litijeva-disilikata 1,55, što je slično staklenoj matrici čiji indeks loma iznosi 1,50. U praksi to znači da su takvi materijali prilično transludentni (40) (Slika 3.).



Slika 3. Staklo-keramika za izradu ljuskica (preuzeto iz 34)

S obzirom na postupak izrade, staklo-keramika se dijeli na onu za:

- laboratorijsku izradu :

- ljevana –**Dicor** (Dentsply International, York, SAD) i dr.
- tlačena -**IPS Empress, IPS Empress 2 i IPS e.max** (Ivoclar AG Schaan, Lihtenštajn) i dr.

- strojnu izradu :

- **Dicor** (MGC, Dentsply International, York, SAD), **ProCad** (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, SAD), **IPS e.max CAD** (Ivoclar AG Schaan, Lihtenštajn).

1.2.1.2. Oksidna-keramika

Oksidnu keramiku karakterizira primarno kristalna faza, npr. Al_2O_3 , MgO , ZrO_2 , ThO_2 uz malo ili gotovo nimalo staklenog matriksa. Za uporabu u stomatologiji postoje one s više različitih ili mješanih oksida kao i sa spinelima, mulitima i aluminijevim titanatima.

U ovu skupinu svrstane su:

- aluminij-oksidge
- aluminij-oksidge staklom infiltrirane te
- cirkonij-oksidge keramike.

Oksidge keramike poput aluminijeva i cirkonijeva oksidge građene su od kristala koji su gusto raspoređeni te zauzimaju gotovo 100% volumena. Iz tog razloga cirkonijev oksidge ima indeks loma od 2,20, što ga čini potpuno neprozirnim. Stoga se i ta skupina keramika koristi isključivo kao jezgveni materijal na koji se nanose obložne keramike radi poboljšanja optičkih svojstava (41, 42).

1.2.1.2.1. **Aluminij-oksida keramika**

Osnovu aluminij-oksida keramike čine fini kristali rastaljene glinice. Korund (aluminijev oksid, α Al_2O_3) je mineral koji se nalazi u prirodi s vrlo visokom tvrdoćom (9 po Mohsovoj skali) te stoga je sklon potencijalnoj abrazivnosti. Usavršavanjem gliničke keramike te dodavanjem Al_2O_3 u kristaliničnom obliku dolazi do disperzijskog ojačanja osnovne keramike. Pravilnom distribucijom i veličinom kristala postiže se homogena struktura i dobra mehanička svojstva. Dr. Saudon tako proizvodi najprije Hi Ceram, a potom još čvršću In Ceram keramiku. In Ceram je strukturno najfiniji prah Al_2O_3 i stakla. Postupak ojačanja ide i dalje, tako da danas na tržištu postoji više vrsta aluminij-oksida keramike čistoće do 99,9% Al_2O_3 . Dolaze u obliku gusto sinteriranih blokova dobrih mehaničkih i kemijskih svojstava koji se obrađuju isključivo strojno (43 – 45). Umetanjem ZrO_2 u In Ceram keramiku moguće je dobiti izrazito čvrstu i tvrdu In Ceram cirkonij keramiku (In Ceram Zirconia, ICZ), a umetanjem MgO In Ceram Spinel. U usporedbi sa staklo-keramikama, infiltracijske keramike In Ceram (Vita Zahnfabrik) sadrže veći udio kristala unutar matrice. Indeks loma svjetlosti In Ceram Alumine iznosi 1,76, a Al-Mg Spinella 1,72. Iz toga se može zaključiti da se radi o relativno neprozirnim materijalima. S obzirom na razmjerno nepovoljna optička svojstva, ta se skupina materijala koristi za izradu jezgre koja je tanka, čime se donekle kompenzira veći indeks loma (45, 46).

1.2.1.2.2. Cirkonij-oksida keramika

Cirkonijev dioksid kao biomaterijal koristi se u stomatologiji u izradi krunica, *inlay-a*, *onlay-a*, mostova, implantata i konfekcijskih kolčića. Razlog velike popularnosti i primjene cirkonijeva dioksida kao gradivnoga materijala u protetici su njegova dobra kemijska, mehanička i estetska svojstva te dimenzijska stabilnost. Cirkonij-oksida keramika jedan je u nizu estetskih gradivnih materijala od kojeg se osim optimalne estetike, očekuje nadoknada gubitka većega broja zubi te funkcijska trajnost nadomjestka. Cirkonij-oksida keramika koja se koristi u medicini i dentalnoj medicini sastoji se više od 90% cirkonijeva dioksida (ZrO_2), a preostali dio čine stabilizatori i drugi dodaci. Cirkonij-oksida keramike ubrajaju se u polikristalinične keramike koje čine jedinstvene jednofazne sustave (47, 48).

Treba razlikovati cirkonij i cirkon. Naziv *Cirkonij* (Zr) potječe od arapske riječi *zargon* što znači „zlatne boje“. Prijelazni je metal i dobiva se iz rude cirkona, tj. cirkonijeva silikata $\text{Zr}(\text{SiO}_4)$ i badelita (ZrO_2). Sjajni, svijetlo-srebrni tvrdi metal, otporan na koroziju, otporan prema lužinama i kiselinama (49). *Cirkon* je mineral koji pripada grupi nezosilikata. Njegova kemijska formula je $\text{Zr}[\text{SiO}_4]$. *Cirkon* (ZrSiO_4) je prirodni dragi kamen koji se pojavljuje u različitim bojama i nazivima. U bezbojnom obliku bio je rijedak sve do početka 20. st. *Cirkoni* se mogu lako ogrepsti i okrhnuti zbog relativno niske tvrdoće ($7\frac{1}{2}$ po Mohsovoj ljestvici). Zbog njegova visokog indeksa loma svjetlosti i jake disperzije ima visok sjaj. Prozirni cirkoni lijepih boja bruse se kao skupocjeno drago kamenje među kojima su: Hijacint (žut, crveno-žut i crveno-smeđ) i Jargon (žut ili bezbojan). Neki od njih su prirodnog porijekla, a neki su proizvedeni u laboratoriju. Ovakve imitacije nazivaju se simulantima. *Sintetični kubični cirkon* (ZrO_2) je moderan simulant koji se na tržištu pojavio ranih 1970-tih. Od tada je najčešći simulant dijamanta. Obojani cirkon ima izgled skupih obojanih dijamanta, a cijena mu je samo mali dio cijene dijamanta. Češće je upotrebljavan u proizvodnji modnog nakita zbog veće tvrdoće ($8\frac{1}{2}$ po Mohsovoj ljestvici). *Cirkon* i *sintetički kubični cirkon* (cirkonij-dioksid) imaju slična imena, pa ih često poistovjećuju iako se tvore od različitih komponenti. ZrO_2 je poznati polimorf i javlja se u 3 alotropske modifikacije: monoklinski (M), kubični (C) i tetragonski (T). Na sobnoj temperaturi je monoklinskog oblika. Na temperaturi od 1170°C prelazi u tetragonsku strukturu, koja na 2370°C prelazi u kubičnu strukturu. Dodatkom nekoliko različitih oksida (CaO , MgO , Y_2O_3 , CeO_2) postiže se njegova stabilnost i sprječava se njegova transformacija. Time nastaje multifazni materijal poznat kao *djelomično stabiliziran cirkonijev dioksid* (PSZ) (49). Stabilizacija u prvome redu

znači snižavanje temperature transformacije iz (T- u M fazu). Oksid kao stabilizator djelomice ili potpuno sprječava transformaciju i istodobno je čimbenik transformacijskog očvršćenja keramičke strukture na osnovi cirkonija. Matrica PSZ-a je na sobnoj temperaturi kubne strukture s monoklinskim i tetragonskim precipitatima. Dodatak manje od 10% stabilizatora cirkonijevu oksidu uvjetuje veliku gustoću keramičkih čestica. Na taj način nastaje *transformacijom ojačani cirkonij ili tetragonski cirkonijevi polikristali* (TZP), koji je izrazito čvrst i otporan na lom (50). Dodatak Y_2O_3 kao stabilizatora poboljšao je svojstva cirkonijeva dioksida. Glavna značajka itrijsko-cirkonijske keramike jest fino zrnata mikrostruktura (čestice $<1\ \mu m$), a poznata je kao Y-PSZ i kao tetragonski cirkonijevi polikristali (TZP). Ako se radi o PSZ, materijal je višefazan dok je TZP je jednofazan (ili skoro jednofazan). TZP materijal koji sadrži približno 2-3% mol Y_2O_3 isključivo sadrži čestice tetragonskog oblika. Tetragonska faza TZP-a koja se zadržava pri sobnoj temperaturi ovisi o količini itrijeva oksida, veličini zrna te o jakosti pritiska matrice na njih (51). Cirkonijev dioksid s većom koncentracijom Y_2O_3 potpuno je stabiliziran, ali manje istežljiv od djelomično stabiliziranog i teško ga se oblikuje. Manje je otporan na termički šok od Mg-PSZ (52).

Postoji nekoliko poznatih keramičkih materijala pojačanih lantalovim fosfatom i cirkonijevim dioksidom. Osim njih i PSZ-a sve veću uporabu u stomatologiji ima aluminij-oksidna keramika pojačana cirkonijevim oksidom (ZTA). Dodatak ZrO_2 čini staklom infiltriranu aluminij-oksidnu In-Ceram keramiku žilavijom. Tako npr. In Ceram Zirkonij (ICZ) sadržava 33 tež% djelomično stabilizirana cirkonijeva oksida koji pridonosi većoj vlačnoj čvrstoći i lomnoj žilavosti i 16% CeO_2 (53). Cirkonij-oksidna keramika ima bolja mehanička svojstva od ostalih biomaterijala, npr. u odnosu na aluminij-oksidne keramike. Ima najveće vrijednosti čvrstoće do loma ($\sigma = 913-1000\ MPa$), ali i Weibull modula ($m=18,4$). To joj osigurava veću kliničku trajnost negoli In-Ceram keramici, koja unatoč velikoj lomnoj čvrstoći ima znatno manju vrijednost Weibullova modula (54).

ZrO_2 keramika ima izrazito veliku tvrdoću (HV 1200), savojnu čvrstoću od 1000-1300 MPa i lomnu žilavost od 9-10 MPa. Velike vrijednosti mehaničkih svojstava posljedica su čistoće praha ZrO_2 , točno određene veličine i raspodjele čestica, industrijskoga sinteriranja, vrućeg izostačkoga prešanja (HIP) i fino zrnate metastabilne mikrostrukture. HIP pojačani ZrO_2 otporan je na žvačne sile i do 1000 N.

Industrijski proizvedeni keramički materijali u obliku blokova ili valjčića imaju veću čvrstoću do loma od onih koji su izrađeni u zubnom laboratoriju. Zato su prikladniji za kliničku uporabu iako strojna proizvodnja (CAM/CAD) može izazvati površinske i subpovršinske

napukline. Cirkonijev dioksid često se s obzirom na obradu naziva bijeli, crni i zeleni. Cirkonij-oksidsna keramika nastaje postupkom reakcijskog sinteriranja ili HIP procesom, tj. vrućim izostatičkim tlačenjem materijala. U postupku reakcijskog sinteriranja najprije nastaje oksidacija intermetalnih faza (ZrSi_2) pri čemu nastaju ZrSiO_2 i SiO_2 kao amorfna matrica. Sinteriranjem ZrO_2 i SiO_2 oblikuju se valjčići crnoga cirkonijeva dioksida. Oksidacijska reakcija uvjetuje rast čestica i ekspanziju koja nadopunjuje skvrčavanje kao posljedicu sinteriranja materijala. HIP postupak podrazumijeva izradu keramičkih valjčića sinteriranjem materijala pod visokim tlakom i na visokim temperaturama. Taj postupak umanjuje poroznost materijala i time osigurava velike vrijednosti čvrstoće i translucenciju cirkonij-oksidsne keramike. Nema dodatnog sinteriranja ni infiltriranja. Tako dobivena sirovina obrađuje se CAD/CAM sustavom rada (53).

1.2.2. Podjela zubne keramike prema postupku izrade

Kvaliteta bilo kojeg keramičkog materijala ovisi o sastojcima, njihovoj količini, veličini, distribuciji, ali uvelike i o postupcima, tj. tehnikama izrade, obrade, ciklusima i temperaturi pečenja te procesu hlađenja. Tijekom izrade nadomjestka zubna keramika prolazi kroz nekoliko faza pečenja pri različitim temperaturama. Pritom dolazi do međusobnog zbijanja keramičkih čestica, evaporacije tekućine te time posljedično i do kontrakcije materijala. Na kontrakciju keramičkog materijala utječu: veličina zrna keramičkog praška, postupak kondenzacije i sinteriranje. Budući da su svojstva svakog materijala u funkciji njegove strukture, pogreške nastale tijekom izradbe nadomjestka u zubotehničkom laboratoriju (veliko zrno, nepravilan raspored - gustoća zrna, napukline, poroznost, uključevine i dr.) učinit će keramičku mikrostrukturu nepravilnom te dovesti do neželjenih učinaka i komplikacija u kliničkoj protetskoj praksi (55). Suvremene tehnologije izrade keramičkih nadomjestaka danas u dentalnim laboratorijima su slijedeće:

1. Tehnika slojevanja
2. Toplo-tlačna tehnika, prešanje
3. CAD/CAM tehnika.

1.2.2.1. Oblikovanje nadomjestka slojevanjem

Tehnikom slojevanja se oblažu metalne i potpunokeramičke osnovne konstrukcije te folije. Na taj način se čvrste i tvrde osnovne konstrukcije oblažu keramikom kako bi se dobili estetski nadomjesci koji će svojim izgledom u potpunosti imitirati prirodno zubno tkivo. Tehnika se temelji na *slojevitom* nanošenju keramičkog materijala na osnovnu konstrukciju koja se dobiva miješanjem različitih keramičkih prašaka s originalnom tekućinom ili destiliranom vodom. Postupak miješanja keramičkih čestica može se provesti tehnikama vibracije, špatulacije (najbolja dva postupka), kapilarnim privlačenjem, gravitacijskom metodom i pomoću četkice te tako dovesti do *kondenzacije*, tj. "zbijanja čestica". Bolja kondenzacija i odgovarajuća gustoća čestica praha značajno doprinose smanjenoj kontrakciji tijekom pečenja. Svaki sloj keramike se nanosi zasebno jedan na drugi te se sinterira na određenoj temperaturi (koju je preporučio proizvođač). Važno je pojasniti postupak *sinteriranja* (njem. sinter - žeravica, troška) koji predstavlja okrupnjavanje tj. slaganje čestica sitnozrnatog materijala (u ovom slučaju praha keramike) zagrijavanjem na temperaturi površinskog taljenja na kojoj se čestice transformiraju iz porozne keramičke smjese u gustu, čvrstu keramiku (rezultat vezivanja, difuzije i fenomena tečenja) (56, 57). Može se opisati i kao složen slijed toplinskih ciklusa ispod temperature taljenja glavne sastavnice keramike koja vodi do parcijalnog taljenja matrice i međusobnog stapanja čestica (58). Sinteriranjem se prostor između čestica smanjuje i time sam materijal postaje kompaktniji. Postupak prati smanjenje volumena. Pore se pečenjem smanjuju, a nakon sinteriranja i hlađenja nastaju prostorni „džepovi“ (kao prostori ispunjeni zaobljenim zrakom). Zbog toga se keramika peče u vakuumskim pećima te se keramički nadomjestak hladi pod tlakom kako bi se zračni mjehurići komprimirali. Nakon pečenja, nadomjestak se dodatno ručno obrađuje i glazira (59 - 60).

1.2.2.2. Oblikovanje nadomjestka prešanjem

Kod ove tehnike nadomjestak se modelira u vosku. Voštani objekt se postavi u kivetu, ulije uložni materijal, zagrijava u peći kako bi vosak izgorio te se na taj način stvorio prostor za finalnu restauraciju (Slika 4.). Originalan, tvornički izražen keramički valjčić određene boje se zagrijava na temperaturu oko 1000 °C (ovisno o materijalu) i prelazi u plastično stanje. U takvom stanju se unosi u kivetu te se preša (61).



Slika 4. Valjčići IPS e.max Press staklo-keramike (Ivoclar AG Schaan, Liechtenstein)
(preuzeto iz 34)

Zubne keramike dobivene toplo-tlačnom izradom s obzirom na kemijski sastav dijele se na;

Keramike s leucitima – (IPS Empress, Ivoclar, Lihtenštajn) tvornički keramički valjčići se tlače u prazan prostor kivete na određenoj temperaturi ovisno o tehnici (tehnika slojevanja 1150 °C, tehnika bojenja 1070 °C). Tehnika *bojenja* koristi se za izradu pojedinačnih krunica u postraničnom dijelu zubnog niza, *inlay-e*, *onlay-e* i ljusti te tehnika *slojevanja* za izradu pojedinačnih krunica u prednjem dijelu zubnog niza.

Keramike sa spinelima (Al Ceram, Innotek Dental Corp., Lakewood, Co).

Keramika s litijevim disilikatima (IPS Empress 2, Ivoclar, Lihtenštajn) indicirane su, osim za pojedinačne krunice, *inlay-e*, *onlay-e*, ljuste i tročlane mostove do drugog predkutnjaka (1).

1.2.2.3. Računalno oblikovanje i strojna izrada nadomjestka

Sustav računalnog oblikovanja i strojne izrade nadomjestka (CAD/CAM, computer-aided design/computer-aided manufacture) se je pojavio 1985. godine u Švicarskoj. Prvi su ga razvili Werner Mörmann i Marco Brandestini, zahvaljujući razvoju informatičke znanosti i njezine primjene u stomatološkoj protetici. Iako su se u početku izrađivali samo *inlay-i* i *onlay-i*, danas se izrađuju i mostovi različitih raspona. Koristi se izuzetno čvrsta cirkonij-oksidsna keramika (16, 62). Tehnika strojnoga glodanja (frezanja) koristi već gotove tvornički izrađene keramičke blokove (Slika 5.).



Slika 5. Blokovi IPS e.max CAD staklo-keramike (preuzeto iz 34)

Restauracija se glode u posebnim glodalicama koje su sastavni dio svakog CAD/CAM uređaja. Ovisno o uređaju proces obično traje vrlo kratko i restauracija može biti gotova za manje od dva sata. Uz CAD/CAM postoje različite mogućnosti prijenosa informacija o brušenom zubu. To se provodi:

- uzimanjem klasičnih otisaka i njihovim skeniranjem optičkim čitačem
- snimanjem intraoralnom kamerom
- virtualnim oblikovanjem nadomjestka
- izradom voštanog objekta na radnom modelu i njegovo skeniranje uz mogućnost virtualne korekcije.

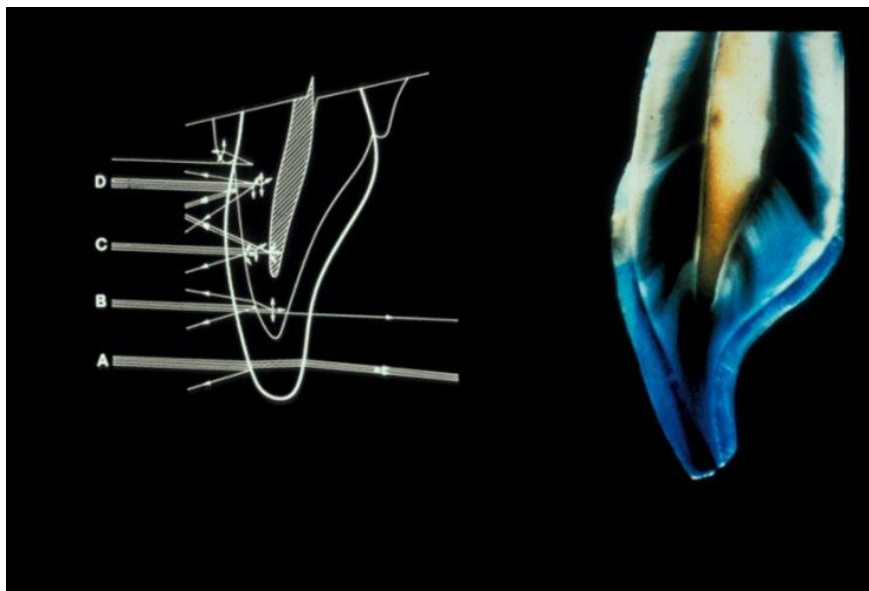
Konstruiranje nadomjestka glodanjem iz dva različita materijala može se provesti na 2 načina;

- gusto sinterirani blok glođe se do točnih dimenzija nadomjestka ili
- glodanjem većeg nadomjestka iz tzv. zelenog keramičkog bloka i sinteriranjem (time materijal postaje gušći i čvršći) (63).

Budući protetički nadomjestak, (jezgra/osnovna konstrukcija) se završava bojenjem (slojevanjem ili nadlijevanjem) odgovarajućom keramikom. Potrebno je istaknuti važnost upotrebe kompatibilnih materijala jer će se samo tako osigurati funkcijska trajnost i željeni izgled nadomjestka. Zbog prisutnog problema mliječno bijele boje, cirkonij-oksidge keramike koriste se i trobojni blokovi (s dentinskim, caklinskim, incizalnim slojem). Oni osim bolje estetike daju i bolja mehanička svojstva, veću čvrstoću i otpornost na lom (63, 64).

1.3. Optička svojstva zubne keramike

Optička svojstva zubnih keramika ovise o interakciji upadne svjetlosti i zuba. Osim interakcije koja se odvija na samoj površini materijala (gdje se ovisno o glatkoći dio svjetlosti reflektira zrcalno ili difuzno) valja naglasiti da su keramike heterogeni materijali koji se sastoje od osnovne matrice i uklopljenih čestica ili kristala s indeksom loma različitim od matrice. Valne duljine vidljive svjetlosti se nalaze u rasponu od 400-700 nm, a keramički materijali mogu sadržavati čestice veće ili manje od tih valnih duljina. Na česticama većim od valne duljine svjetlosti dolazi do apsorpcije ili refleksije svjetlosti, što uzrokuje njezino različito raspršivanje, tj. promjenu smjera što čini lom svjetlosti (65). Sličan se fenomen javlja kao posljedica poroznosti keramičkog materijala. Dakle, količina apsorbirane, reflektirane i propuštene svjetlosti ovisi o; količini kristala uklopljenih u matricu, veličini čestica u usporedbi s valnom duljinom upadne svjetlosti, razlikama u indeksu loma čestica i poroznosti (Slika 6.).



Slika 6. Interakcija upadne svjetlosti i površine zuba (preuzeto iz 66)

Veličina i volumen čestica ili kristala utječu na stupanj zamućenosti, pri čemu velik broj čestica veličine veće od valne duljine vidljive svjetlosti povećava opacitet. Jednak učinak ima i razlika između indeksa loma osnovne matrice i uklopljenih kristala (što je veća razlika, to su više izraženi lom i refleksija svjetlosti što ostavlja dojam većeg opaciteta) (67). Smanjen udio kristala i sličan indeks loma svjetlosti, kristala i matrice dovode do manjeg loma svjetlosti, što rezultira većim stupnjem translucencije. Općenito, što je veći udio staklene komponente, keramika je translucentnija, tj. više „staklastog“ izgleda. Povećanjem sadržaja kristala, povećava se i stupanj zamućenja. Određena količina kristala na kojima će se svjetlost lomiti poželjna je kako bi se postiglo optičko ponašanje slično caklinskim prizmama (8).

1.4. Teorija boje u kolorimetriji

Boja je vrlo kompleksan pojam koji se izučava u okviru fizike, psihologije, umjetnosti i grafičkog dizajna. Stari hrvatski izrazi za boju, u smislu vidnog osjetilnog doživljaja, jesu *krasa*, *mast* i *cvijet*. Krasu prepoznamo u izrazu krasno, krasan, a mast je ostao, primjerice u crnomanjast i u izrazu premazan svim mastima (68). Pretpostavlja se da je osjećaj za boje u čovjeka razvijen relativno kasno u razvoju vrste. U tekstovima iz stare Grčke postoje samo četiri boje: crna, bijela, žuto-zelena i grimizno-crvena. Još uvijek nije razjašnjeno da li je to tako uslijed lingvističkih nedostataka ili je osjet vida u to doba bio slabije razvijen. Postoji više teorija, a jedna od njih podržava ideju da nam kao vrsti boja nije bila bitna za opstanak pa nam se osjećaj za fino razlikovanje boja razvio tek kasnije (69). Percepcija boje uvjetovana je društvenim i kulturnim razvojem. Istraživanja koje su proveli antropolozi Brent Berlin i Paul Key pokazala su da su imena za osnovne boje prisutna u većini jezika, no da u nekim jezicima, odnosno kulturama ne postoje imena za neke od boja, dok u drugim kulturama ne postoje imena za neke druge nijanse i boje (70, 71). Određene su kulture stvorile imena samo za nijanse koje su im potrebne. Tako na primjer Eskimi u svom jeziku imaju 40 različitih imena za 40 različitih vrsta snijega i gotovo isto toliko imena za različite nijanse i intenzitete bijele boje. Primitivne kulture razlikuju samo svijetlo i tamno, odnosno crno i bijelo (72).

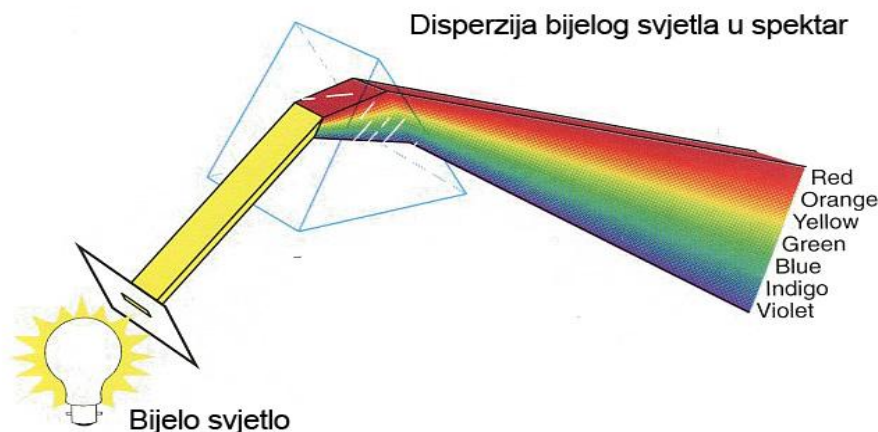
Osim kulturoloških uvjetovanosti kod percepcije boje nailazi se na niz drugih problema, jedan od njih je okruženje. Boja je naime uvijek određena kontekstom u kojem se nalazi. Taj se efekt naziva *kromatska indukcija*. Percepcija boje također ovisi o osvjetljenju. Taj se efekt naziva *metamerizam*. Naš je vidni sustav u stanju razlikovati milijune oblika, ali u najboljem slučaju pouzdano se može identificirati i imenovati samo šest boja, iz tog razloga ne postoji kompleksni sustav komunikacije razvijen na bojama. *Goethe* je 1810. godine objavio svoju znanstveno utemeljenu, opširnu i sistematičnu teoriju o prirodi boja - na čak 5000 stranica, na kojoj je radio 40 godina. U teoriji boja vidio je svoj velik doprinos kulturnom i znanstvenom blagu čovječanstva. Usprkos ovom visokom samovrednovanju, njegova teorija boja je u početku naišla na nisku ocjenu u svijetu znanosti. Više su se priznavale spoznaje Engleza *Isaaka Newtona*, koji je živio 100 godina prije Goethea, te je smatran najvećim znanstvenim autoritetom. Njegovi rezultati istraživanja materije i sile (»Prinzipia Mathematica«, 1687.) kao i optike (»Optics«, 1704.) sadrže do danas važeće spoznajne formule prirodne znanosti. Stoga se Newton smatra pravim utemeljiteljem suvremene optike (72, 73).

Jedan cijeli pravac u slikarstvu se posvetio fizičkim svojstvima boje, bio je to *divizionizam* (pointilizam). Prvi umjetnik ovog pravca koji je iznikao iz impresionizma bio je Georges Seurat. On je slikao tako što je koristio sitne točke duginih boja, crne, bijele i sive, koje je stavljao jedne do drugih, a miješale su se tek u promatračevu oku. Prvi koji je postavio ispravnu teoriju percepcije i viđenja boje je Ewald Hering (1834. – 1918.), a Johanes Itten, jedan od najvećih teoretičara boje, svoj je umjetnički, edukativni i znanstveni rad posvetio proučavanju i tumačenju vizualnog, psihološkog i estetskog misterija boje (74, 75).

1.4.1. Fizički aspekt svjetlosti i boje

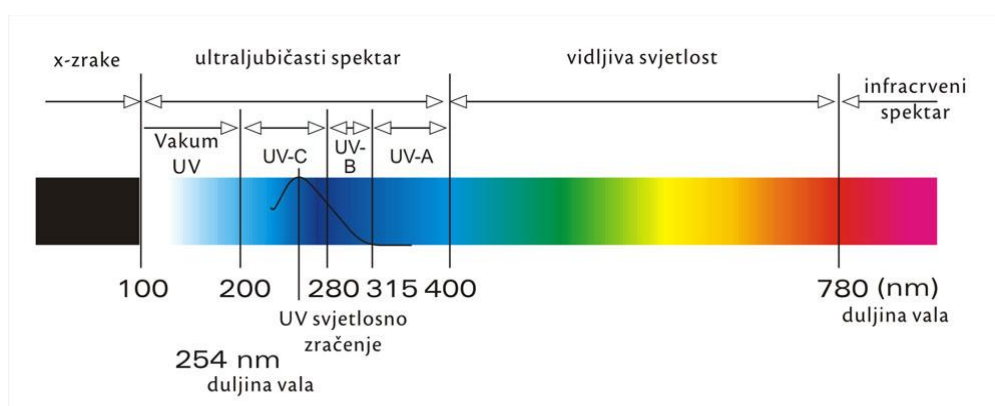
Pojam *svjetlost* u fizikalnom smislu predstavlja emisiju ili prijenos energije u obliku elektromagnetskih valova ili čestica. Vidljivo zračenje čovječje oko ne opaža samo po jačini svjetlosti već i po valnim duljinama. Taj se osjećaj naziva podražaj boja. Pri tome je svejedno da li se radi o zračenju izvora (boja svjetlosti) ili osvijetljenom objektu (boja predmeta), jer je upravo svjetlost jedini preduvjet percepciji boje na svijetu. Vidljiva svjetlost može biti obojena, a zastupljenost pojedinih boja može se odrediti analizom pojedinih valnih duljina. Vidljiva svjetlost ne može proizvesti boju ako nema dominantnih valnih polja. Ljudsko oko tako može registrirati samo elektromagnetske valove (spektar valnih duljina od 380-780 nm). Takav interval zračenja predstavlja “vidljivo zračenje”. Zračenja izvan vidljivog spektra mogu biti vrlo škodljiva za ljudsko oko i ne izazivaju svjetlosni doživljaj (76).

Spektar (lat. *spectrum*) je otkrio Newton 1676. godine razlomivši u trostranoj prizmi bijelu svjetlost. Pritom je vidio kako su u njoj sakrivene sve postojeće boje. Beskonačan niz prelijevajućih boja čini konačnim razgraničivši sedam različitih boja: crvena (najniža frekvencija, najdulja valna duljina), narančasta, žuta, zelena, cijan (svijetloplava), indigo (tamnoplava) i ljubičasta (najveća frekvencija, najkraća valna duljina). Brojku sedam uzeo je iz korelativnih (ezoteričnih) razloga - kako bi sedam boja odgovaralo sedam nota u muzičkoj ljestvici (Slika 7.).



Slika 7. Disperzija bijelog svjetla kroz prizmu (preuzeto iz 77)

Bijela svjetlost sastavljena je od kontinuiranog niza svih valnih duljina vidljivog spektra. U praksi pod bojom nekog tijela može se smatrati boju koje tijelo reflektira kada je osvijetljeno bijelom svjetlošću, tj. tijelo će biti obojeno nekom bojom ako mu površina apsorbira bijelu svjetlost samo na određenom valnom području. Boja ovisi o frekvenciji reflektiranog zračenja. Bijela površina je ona koja u jednakoj mjeri reflektira sva valna područja bijele svjetlosti. Crna površina je ona koja u potpunosti apsorbira bijelu svjetlost. Siva površina u jednakoj mjeri reflektira sva valna područja bijele svjetlosti, ali ih i djelomično apsorbira (Slika 8.). Bijela, crna i siva su akromatske boje (razlikuju se prema svjetlini), dok su sve ostale boje kromatske (razlikuju se prema tonu, zasićenosti i svjetlini).

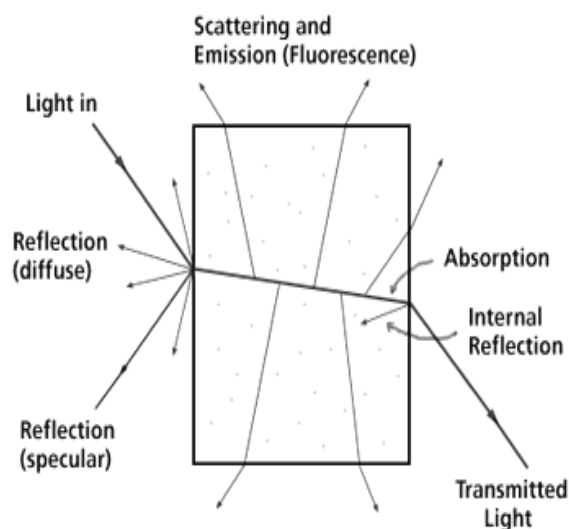


Slika 8. Valne duljine spektra elektromagnetskog zračenja (preuzeto iz 78)

Kada se zraka svjetla susretne s površinom objekta moguće su četiri različite interakcije:

- **ZRCALNA REFLEKSIJA** s vršne površine (direktno povezano sa *sjajem, odnosno hrapavošću površine*)
- **RASPRŠENJE** unutar poroznog materijala (povezano s *difuznom refleksijom/transmisijom - translucencijom*)
- **APSORPCIJA** unutar materijala (povezano s *bojom*)
- **KONTINUIRANA TRANSMISIJA** kroz transparentne objekte (povezana s *prozirnošću - transparencijom*).

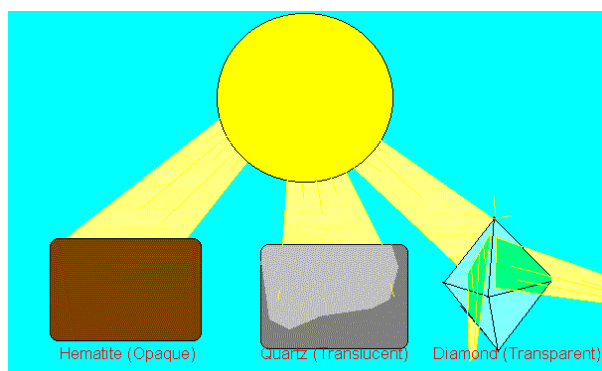
Do koje od navedenih pojava će doći, ovisi o svojstvima izvora svjetla, svojstvima osvijetljene površine i njihova međusobnog djelovanja (Slika 9.). Ovisno o površini predmeta, glatkoj ili hrapavoj, dolazi do **zrcalne ili difuzne refleksije**. U slučaju transparentnih podloga indeks loma zrake svjetlosti između dvaju materijala jednak omjeru sinusa kuta zrake svjetlosti i kuta loma svjetlosti. Ako se sve zrake **apsorbiraju**, objekt se doima crnim. Suprotno, ako se sve zrake **reflektiraju** objekt će se doimati bijelim.



Slika 9. Različite interakcije svjetla na transparentnoj površini objekta (preuzeto iz 79)

Energija koju su apsorbirale molekule predmeta može se pretvoriti u toplinsku ili kinetičku energiju a ponekad i reemitirati (80).

Prema zakonu **loma ili refrakcije svjetlosti**, svjetlost koja upada pod kutom na granicu *prozirnoga* sredstva, će se djelomično odbijati i djelomično lomiti tj. takvim prolazom svjetlost se transmitira. Upadna, odbijena i lomljena zraka leži u istoj ravnini okomitoj na granicu sredstva. Za dva prozirna sredstva omjer sinusa upadnoga kuta i sinusa kuta loma je stalna vrijednost (relativni indeks loma). **Transmisija ili propuštanje svjetla** događa se kad je objekt proziran (transparentan) ili poluproziran (translucentan) što ovisi o njegovoj molekularnoj strukturi (81). Pojam translucencije i transparentnosti određenog materijala, tj. strukture važno je razlučiti (Slika 10.).



Slika 10. Primjeri opaciteta, translucencije i transparentnosti (preuzeto iz 82)

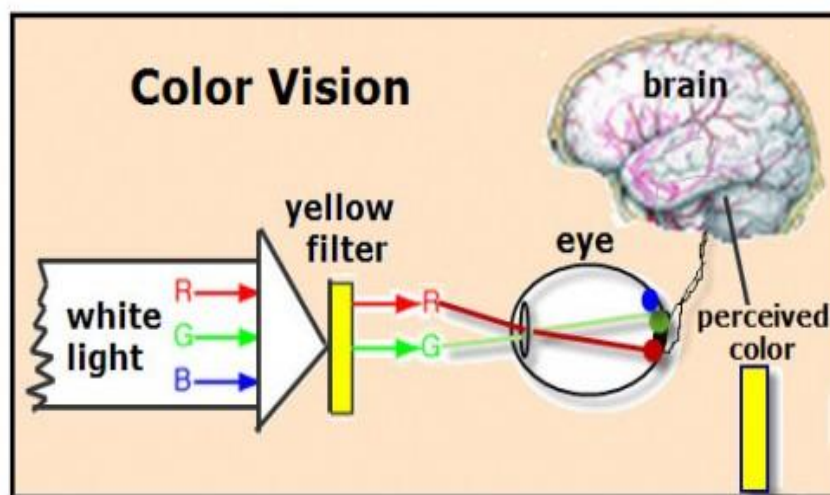
U području optike, transparentnost (prozirnost, pellucidity ili diaphaneity) je fizikalno svojstvo koje omogućava svjetlosti da prođe kroz materijal bez raspršenja (transmisija svjetlosti). Translucencija (prosvjetljenje ili translucidity) je „super-skup“ transparentnosti koja omogućava da svjetlost prođe kroz objekt, ali ne nužno i fotoni (mogu biti razasuti na bilo koji od dva medija) koji doživljavaju promjene u unutrašnjem indeksu loma (Slika 11.). Drugim riječima, translucentni medij omogućuje selektivni prolaz svjetlosti, a prozirni medij omogućuje ne samo prolaz svjetlosti, već omogućuje i uočavanje realne slike. Suprotno svojstvo prosvjetljenju je neprozirnost (opacitet) (80, 83, 84).



Slika 11. Grafički prikaz nastajanja transparencije i translucencije (preuzeto iz 85)

1.4.2. Fiziološka i psihološka percepcija boje

Osjet boje je psihofizički efekt koji nastaje u ljudskom mozgu. Boja je osjetilni doživljaj koji nastaje kada svjetlost karakterističnog spektra pobudi receptore u mrežnici oka, tj. mozgu. Boja se također pripisuje površinama objekata, materijalima, svjetlosnim izvorima itd. Drugim riječima, ovisi o njihovim svojstvima apsorpcije, refleksije ili emisije svjetlosnog spektra. Za doživljaj boje nužna je interakcija objekta, svjetlosti i promatrača, tj. oka (Slika 12.).

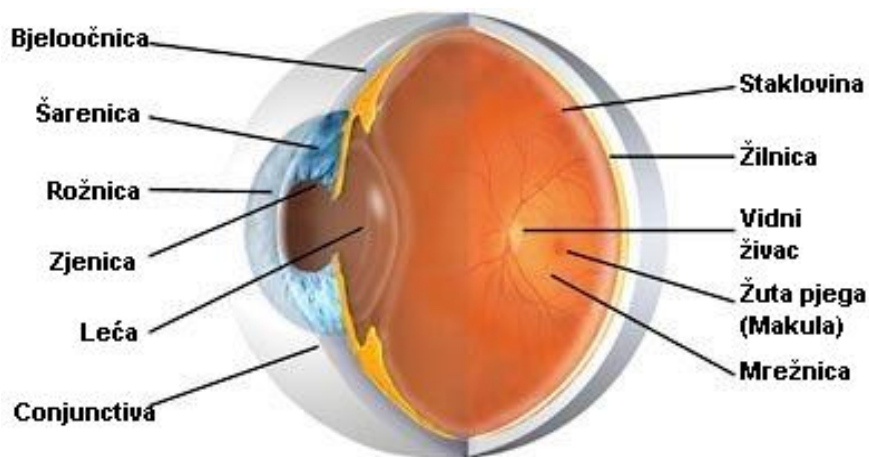


Slika 12. Osjet boje (preuzeto iz 86)

Reflektiranu valnu duljinu svjetlosti ljudsko oko registrira kao boju, a ona može nastati samo pri djelovanju bijelog svjetla (umjetnom ili prirodnom). Bijela boja je rezultat *refleksije* svih valjnih duljina svjetlosti u okviru vidljivog spektra, a crna je rezultat njegove *apsorpcije*.

Zapravo, ljudsko oko percipira u tri osnovne boje: crvena, zelena i plava. Bijela je tako kombinacija tri osnovne boje a crno njihov nedostatak. Ljudsko oko reagira samo na vrlo ograničen raspon valnih duljina, na vidljivo „bijelo“ svjetlo. Međutim, ono odlično raspoznaje i vrlo male razlike unutar tog raspona. Te male razlike nazivaju se obojenim nijansama, dakle male *frekvencijske razlike* u području vidljive svjetlosti. Najkraću valnu duljinu imaju ljubičasto-plava svjetlost, a najdulju crvena svjetlost (87).

Oko je parni vidni organ mnogih sisavaca koji služi pretvaranju svjetlosti u živčane impulse. Djeluje slično kao fotoaparati i kamere. Najvažnije je ljudsko osjetilo jer njime čovjek prima 90% svih informacija iz okoline. Oko omogućuje svjesnu percepciju svjetla, odnosno vid, koji, omogućava razlikovanje boja i percepciju dubine. Ljudsko oko ima vidni kut od 200° i može razlikovati 10 milijuna nijansi boja (Slika 13.). Čunjići u oku namjenjeni su za detekciju valnih duljina koji odgovaraju RGB bojama (eng. R=red, G=green, B=blue) a štapići odgovaraju na podražaje intenziteta svjetlosti. Žuta pjega (fovea) sadrži najviše čunjića a okolno područje oka najviše štapića. Nakon prolaska svjetlosti kroz sustav leća u oku te kroz staklasto tijelo, svjetlost ulazi u mrežnicu (88) (Slika 14.).



Slika 13. Presjek ljudskog oka (preuzeto iz 89)



Slika 14. Vidne stanice čunjići i štapići u mrežnici oka (preuzeto iz 90)

Zajedničkim djelovanjem svih receptora ljudsko oko registrira samo mali dio elektromagnetskog spektra (vidljivog zračenja od 400-700 nm). Na krajevima vidljivog spektra nalaze se ljubičasti i crveni dio spektra koji postupno prelazi u područja nevidljiva ljudskom oku, tj. u ultraljubičasti i infracrveni dio spektra (91, 92).

1.4.3. Socio-kulturni efekt i simbolika boje

Prije i u tijeku svake estetske, tj. protetičke sanacije pacijenta, efekt i odabir boje budućega protetičkog rada za pacijenta je veliki psihološki moment. Neovisno o dobi, spolu, socio-ekonomskom statusu, stupnju edukacije, fizionomiji, navikama i ostalim osobinama pacijenti žele svjetlije, blistave „nove“ zube radi postizanja efekta mladolikog izgleda, odraza stanja dobrog zdravlja te pravilne oralne higijene i vitalnosti općenito.

Jedna od prvih stvari koje se primijete na ljudima je njihov osmijeh. Žuta i siva boja zubi često uvjetuje kompleks i izbjegavanje prirodnog i zdravog smijanja. Boja nadomjestka je često presudna u procjeni „zadovoljavajućeg“ ili „nezadovoljavajućeg“ ishoda protetičke terapije. Pacijenti često imaju i nerealna očekivanja i zahtjeve te im je potrebno pojasniti da se želi postići efekt „prirodnog“ izgleda, a ne izrazito uočljivog, vidljivog i umjetnog.

Terapeut u suradnji sa zubnim tehničarom pokušava inkorporirati određene smjernice i pravila prilikom određivanja boje, tj. uskladiti boju budućeg nadomjestka prema spolu, godinama, tenu te boji očiju. Prema boji tena (hladni/topli ton boje) određuje se komplementarno i boja zubi. Isto tako, kod tamnopusih pacijenata zbog prisutnog kontrasta tena i zubi se doimaju izražajnije i svjetlije u odnosu na pacijente azijskog, istočnog podrijetla te bijele rase. Također, boja očiju određuje budući komplementarni ton protetskog rada (toplo/hladni).

Za većinu ljudi boja je nešto uobičajeno, osim malog postotka daltonista koji svijet vide u nijansama sivih tonova. Svi ostali doživljavaju boje kao nešto svakodnevno. Ako u doživljaju boje ulogu ima ne samo fizičko stanje našeg vidnog sustava, nego i psihička komponenta obrade živčanog impulsa koji od oka dolazi u mozak, onda je sasvim jasno da je taj doživljaj poprilično subjektivan (93).

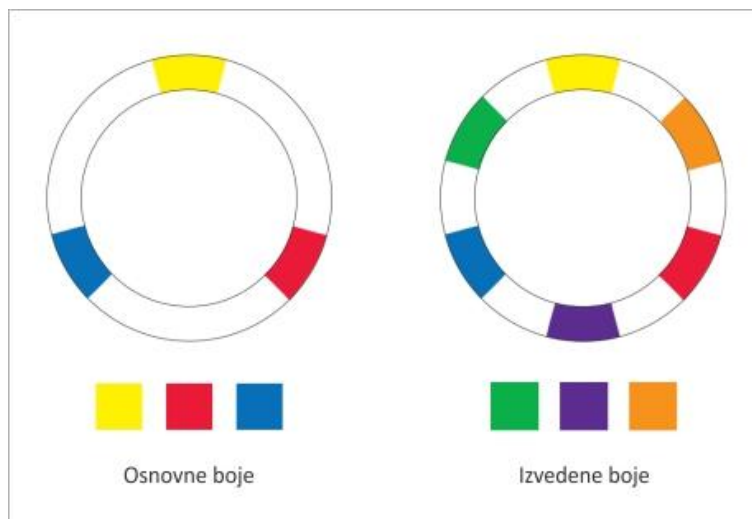
Boje oduvijek imaju i veliku simboličku vrijednost. Npr. zlatna boja (osobito u kršćanskom slikarstvu) predstavlja isijavanje duha i svetosti, a ljubičasta je (purpurna ili porfirna) vladarska boja. Nju su rimski carevi nosili pri čemu su tituli dobivali dodatak "*Porfirogent*" (rođen u porfiru) zbog rijetkog ljubičastog kamena—porfira kojeg su carevi dovozili iz dalekog Egipta. Simbolička vrijednost boje mijenja se ovisno u kakvom se okružju koristi. Crveno je, primjerice, boja ljubavi, no u političkom životu ona označava komunizam. Zelena je boja nade, ali ujedno i Islama, ali i pokreta za zaštitu prirode - zelenih. U europskom kulturnom krugu crno je boja žalosti i pokore, međutim na Dalekom istoku, npr. u Indiji, to je bijela boja. Ostale boje su isto tako simbolične: žuta je boja židovstva, ali i Vatikana; crna je boja fašizma i terora uopće; ružičasta označuje optimizam, ljubičasta ljubomoru itd. (94).

1.4.4. Razvoj i primjena kolorimetrijskih sustava

Sustavi boja koje koriste znanstvenici i umjetnici su posve drugačiji. Umjetnik će pomiješati plavu i žutu obojenu tvar (pigment) kako bi dobio nijansu zelene. Znanstvenik će pomiješati zeleno i crveno svjetlo (elektromagnetski valovi vidljivog dijela spektra) za stvaranje žute svjetlosti. Tiskarski strojevi u grafici su još jedan sustav. Zbog toga je u razumjevanju sustava boja važno definirati dvije različite vrste boje koje se vide. Prvo, boju koju vidimo kao predmet (kao što je kora jabuke ili obojeni zid). S druge pak strane, postoji osjećaji boje koje se ne može dotaknut (kao što je snop crvene svjetlosti i boje koje proizvodi monitor računala). Boje koje generira svjetlo je samo jedan dio sustava za obojenje te se nazivaju aditivne boje a obojene tvari na površini objekata ili na tiskanom stroju suprativne boje.

Tradicionalna podjela boja u umjetnosti pojednostavljena je i dijeli se na *osnovne* i *složene*.

Tri osnovne boje su: *crvena*, *žuta* i *plava*. One se zovu i *primarne boje*. Tri složene boje dobivaju se miješanjem osnovnih boja: *crvena*+*žuta*=*narančasta*, *plava*+*žuta*=*zelena* i *plava*+*crvena*=*ljubičasta*. Te boje se nazivaju i *sekundarne*. *Tercijarne* boje dobivaju se miješanjem primarnih i sekundarnih (npr. plavozelena, žutozelena i dr.) (74, 95) (Slika 15.).

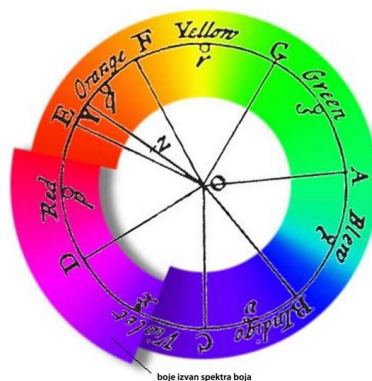


Slika 15. Osnovne i izvedene boje (preuzeto iz 96)

Standardizirani sustavi (*prostori ili modeli*) za mjerenje i određivanje boje potrebni su jer je u većini slučajeva boja presudan faktor proizvodnje i kasnije distribucije nekog proizvoda. No za razliku od dimenzijski određenih veličina, koje su egzaktna i ostaju konstantne uz točno definirane uvjete, boja ovisi i o nizu objektivnih, ali i subjektivnih čimbenika. To znatno otežava njezino egzaktno mjerenje. Promjena bilo kojeg od navedenih čimbenika, uzrokovat će promjenu osjećaja boje kod promatrača. Sustav boja predstavlja sistematizaciju i prikaz boja u trodimenzionalnom prostoru. Njegova važnost je u edukaciji za opisivanje i definiranje boja i u industriji za specifikaciju boja.

Kolorimetrija je znanost koja se bavi kvantitativnim mjerenjem, tj. vrednovanjem boja. Samim time prikazivanjem boje kao psihičkog doživljaja izazvanim fizičkim podražajem (stimulusom). Prikazom brojčanih normi, dopuštenih odstupanja razvija se standard za razlikovanje i opisivanje boja i time jednostavniju komunikaciju. Latinski izraz „colos“, eng. „colour“=znači prekrivanje, skrivanje.

Brojni znanstvenici i umjetnici proučavaju i dizajniraju brojne varijacije toga koncepta priroda boje. Prvi kružni dijagram razvio je Isaac Newton nakon što je razlomio bijelu svjetlost u prizmi. Takav prikaz se temeljio na crvenoj, žutoj i plavoj boji, tzv. „Krug boja“ (*The color wheel*) (Slika 16.).



Slika 16. Newtonov krug boja iz 1704. (preuzeto 97)

Dva su osnovna načina miješanja boja:

U umjetnosti, slikarstvu;

- suptraktivno: mehaničko miješanje sitnih pigmentiranih čestica osnovne boje: crvena, plava, žuta.

CMYK model u digitalnoj tehnologiji

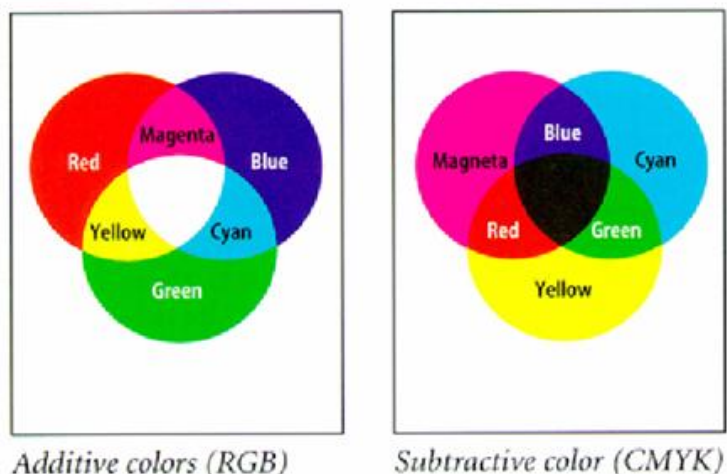
- aditivno: optičko miješanje svjetlosti. RGB snopovi na televiziji. Osnovne boje: R–red (crvena), G–green (zelena), B–blue (plava)

U tisku i digitalnoj tehnologiji prikaza slike se kombiniraju dva načina aditivnog i suptraktivnog miješanja boja:

CMYK: C – cijan (svijetloplava), M – magenta (crvenoljubičasta), Y – yellow (žuta), K – key (označava crnu). Dakle, osnovne boje su transparentna cijan, magenta i žuta i plava koje se zbrajaju (adicija) optički u našem oku.

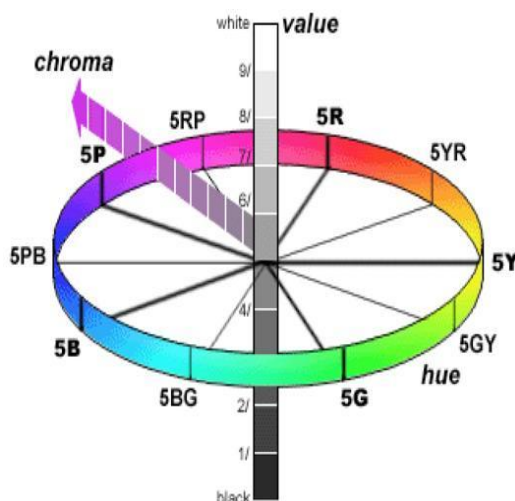
RGB (aditivni) model (je sasvim suprotno suptraktivnom (CMYK) modelu): Prvi naziv potječe od engleskog akronima osnovnih boja ovog modela (Red, Green, Blue - Crvena, Zelena i Plava), a drugi od činjenice da u tom modelu bijela "boja" nastaje miješanjem osnovnih komponenti u punom (100%) intenzitetu (adicijom), a crna njihovom potpunom odsutnošću, sasvim suprotno suptraktivnom (CMYK) modelu. RGB model se u praksi redovito koristi u uređajima koji raspolažu izvorom raznobojne svjetlosti (npr. televizorima, računalskim monitorima, skenerima), a CMYK je vezan uz medije s kojih se vizualne

informacije primaju odbijanjem svjetlosti iz nekog nezavisnog izvora (papir i druge podloge) (Slika 17.).



Slika 17. RGB aditivni model miješanja boja i CMYK subtraktivni model miješanja boja
(preuzeto iz 98)

Razvojem prikaza sustava boje je tako napredovao od *trake* duginog spektra, *kruga* duginih boja (koje je konstruirao M. Harris) do trodimenzionalnog prikaza (*kugle*) gdje su prikazani i obojenost, zasićenost i svjetlina određene boje. Jedan od najpoznatijih, najiscrpnijih i najstarijih takvih sustava koji se još i danas koriste svakako je *Munsellov sustav* klasifikacije boje (Slika 18.). Američki slikar portretist Albert Munsell izradio je 1915. tzv. Munsellovo stablo boja, u kojem je svaka boja iz osnovne Munsellove palete klasificirana na temelju osnovnih atributa koji uže definiraju svaku boju. To su; H=*ton* (tonalnost, hue, colour) V=*svjetlina* (luminiscencija, value) C=*zasićenost* (saturacija, saturation, chroma, intensity).



Slika 18. Konceptualni Munsellov sustav boja (1905.) (preuzeto iz 99)

Tonalitet boje ili *ton* (*Hue*) je kvalitetno svojstvo kojim se neka boja razlikuje od idealne akromatske boje ($L=50$). Boju po sebi predstavlja sam ton, odnosno vrsta boje (crvena, plava, žuta...).

Zasićenje boje ili *količina nosioca obojenja* (*Chroma, saturacija*) je mjera za čistoću boje. Stupanj zasićenosti govori o prisutnosti ostalih u nekoj boji. Mali stupanj zasićenja kaže da je boja izblijedjena i da udio podloge utječe na konačan doživljaj tona. Zasićenje i ton zajedno određuju *kromatičnost* boje koja nije ovisna o svjetlini.

Svjetlina, *luminiscencija ili stupanj tamnoće* (*Lightness*) je sadržaj akromatskih nosioca obojenja u nekoj boji. Stupanj tamnoće vezan je za crni moment, potom će čisti ugljik (C) dati najveći stupanj tamnoće te će ton (L^*) biti jednak nuli (74).

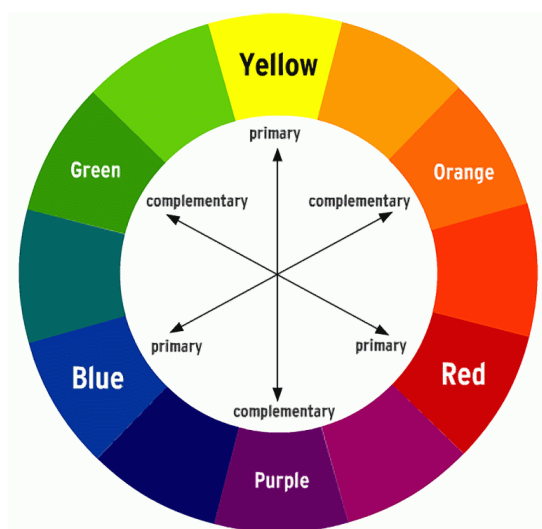
Prije Munsella, nekoliko ranijih sustava prikaza obojenja također smješta boju u trodimenzionalni prostor. Međutim, Munsell prvi separativno definira parametre tona, zasićenosti i svjetline kao osnovne, međusobno neovisne attribute vizualne percepcije boje. Munsell prema tome prvi sistematično ilustrira boju u trodimenzionalnom prostoru. Prema Munsellovu stablu, odnosno trokutu boja (Maxwellov trokut) (Slika 19.), prikazane su kolorističke vrijednosti unutar jedne boje na način da prikazuje podnijanase (prijelaze između bijeline i tona, prijelaze između sivoće i tona i prijelaze između tamnoće i tona) (100).



Slika 19. Munsellovo stablo boja (preuzeto iz 78)

Miješanje boja dodatno je razradio Oswald, definirajući sustav temeljen na miješanju boja, svjetla i nosioca obojenja pigmenta. *Ostwaldov krug boja* iz 1919. godine može se podijeliti na dvije polovice; na jednoj će se nalaziti nijanse (nijansa je svaka promjena u boji, kromatska, tonska ili intenzitetna) crvene, žute i narančaste, a na drugoj plave, zelene i ljubičaste. Te dvije grupe boja među sobom su naglašeno različite, tj. kontrastne samim time jedne naziva *toplim* a druge *hladnim* bojama (101).

Na Ostwaldovu krugu može se pratiti još jedan kontrast (one boje koje su na suprotnim stranama kruga). Za takve boje se kaže da su jedna prema drugoj u komplementarnom kontrastu. (Slika 20.). Komplementarni parovi su: crvena – zelena, narančasta – plava, žuta – ljubičasta.



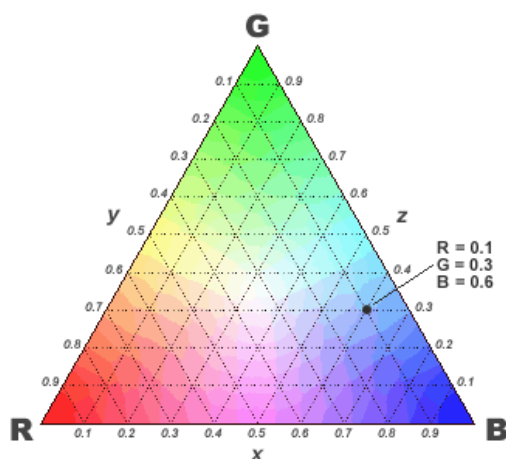
Slika 20. Osnovni krug boja i komplementarni parovi boja (preuzeto iz 102)

Color Harmony Manual bilo je aproksimacija samog Ostwaldova sustava. Sustav je sadržavao 848 tonova boja. Zbog nedostataka sustav se danas više ne primjenjuje.

NCS (NCS - Natural Color System) je logički sustav boja osnovan na principu ljudskog razlučivanja boja. Znanstvenik A.S. Forsius je 1611. godine objavio temelje NCS sustava u svojoj knjizi „Physica“. Među bojama su definirane tri akromatske boje, (bijela, siva i crna) i četiri osnovne boje (crvena, plava, zelena, žuta) i sivi tonovi su gradacijski smješteni na osi između bijele i crne, povećavajući intenzitet crne u stupnjevima. Razvoj je nastavio njemački fizičar Ewald Hering opisujući to u svojoj knjizi „Das natürliche System der Farbempfindungen“, objavljenoj 1874. godine. Na temelju tog dijela se 20-ih godina 20. stoljeća nastavilo razvijanje NCS sustava. Sistem definira 1750 standardnih nijansi boja smještenim u logički strukturiranom prostoru boja, (s krugom boja od 40 dijelova). Sistem se temelji na četiri osnovne boje: žuta (Y), crvena (R) plava (B) i zelena (G). Više od 40 najrazličitijih tonova definira se prema optičkom udjelu druge boje, npr. „Y10R“ predstavlja primjerice šareni ton sa 90% udjela žute boje i 10% udjela crvene.

1.4.5. Suvremeni kolorimetrijski sustavi boja

Međunarodna komisija koja se bavi standardizacijom boje, Commission Internationale d'Eclairage (CIE), 1931. godine razvila je tabelarni matematički standard boja za objektivni i precizan prikaz boja. Takav standard razvio su se na temelju *Maxwellovog trokuta* boja iz 1859. godine i smatra se pretečom današnjih kolorimetrijskih, tj. kvantitativnih mjerenja boje. Na osnovi Maxwellova trokuta, sve boje se mogu dobiti miješanjem triju temeljnih spektralnih boja (R=crvene, G=zelene i B=plave). One se nalaze na vrhovima istostraničnog trokuta, a njihovi mješani produkti (boje) smješteni su na sredini pravca (Slika 21.).

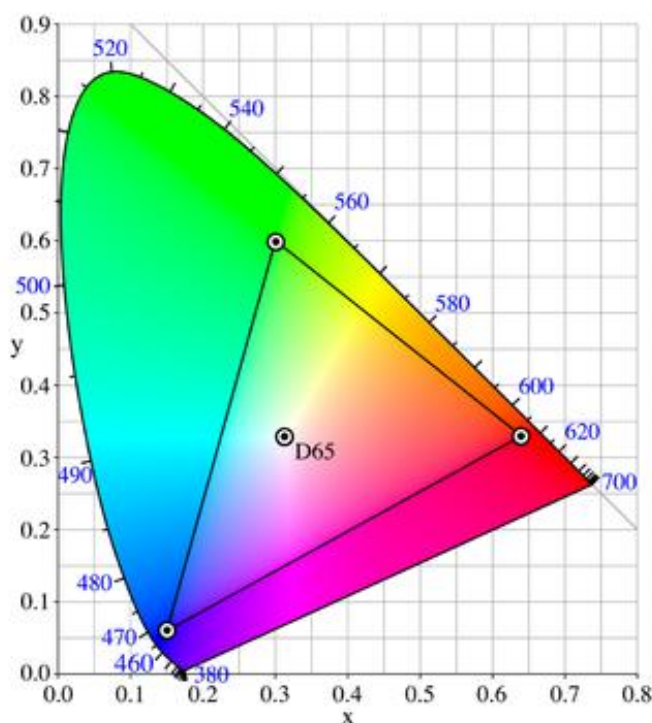


Slika 21. Maxwellov trokut (preuzeto iz 103)

Godine 1931. se tako uvodi novi kolorimetrijski sustav CIE-1931, koji pretvara Maxwellove trikromatske RGB vrijednosti u tristimulusne varijable x , y i z . Godine 1964. sistem se dopunjuje te postaje standardni kolorimetrijski sustav CIE-1964. Sustavi obuhvaćaju vidno polje standardnog promatrača od 2° ili 10° a po tome se izvedenice i razlikuju. Oba sustava se temelje na vrednovanju određene spektralne raspodjele energije na temelju tri stimulusne funkcije standardnih spektralnih vrijednosti. Simboli koordinata označavaju; X : mjera za crvenu boju, Y : mjera za zelenu boju, Z : mjera za plavu boju (104, 105).

1.4.5.1. CIE $L^*a^*b^*$ sustav

Razvojem standardnog dijagrama boja, 1976. godine CIE prezentira $L^*a^*b^*$ te CIE $L^*C^*h^*$ sustav boje koji donose upotrebljivu mjeru za numeričko određivanje razlika u boji. Ove istovrsne skale boja trebaju prevladati ograničenja standardnog dijagrama boja, tj. kolorimetrijskog linearnog sustava, CIE XYZ (Slika 22.).

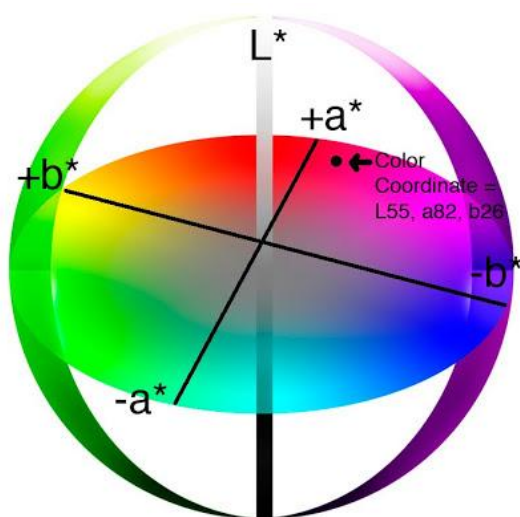


Slika 22. Kolorimetrijski linearni sustav CIE XYZ (preuzeto iz 106)

$L^*a^*b^*$ trodimenzionalan prostorni prikaz, tj. sustav dobiven pretvorbom x, y, z vrijednosti koordinatnog sustava u tri nove varijable $L^*a^*b^*$, dajući numerički opis položaju boje u trodimenzionalnom prostoru boja. Pritom je korekcija izvršena na sljedeći način: $y=L^*$, x i $y=a^*$, z i $y=b^*$

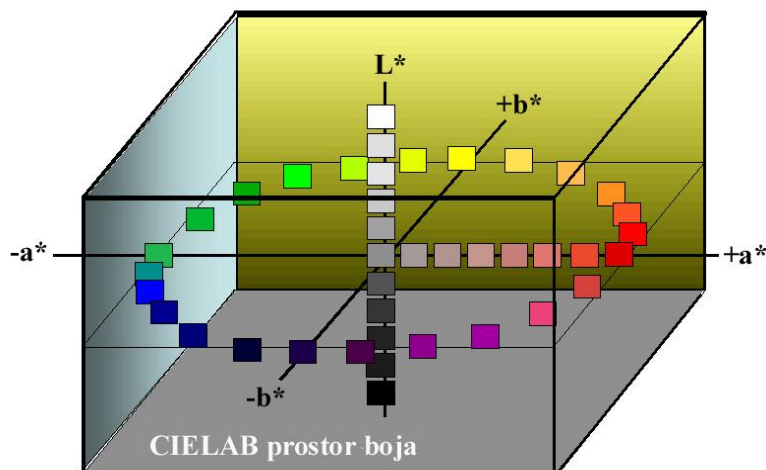
$L^*a^*b^*$ sustav koristi kartezijeve koordinate za izračun boje u prostoru. Položaj boje opisuje se u odnosu na izmjerenu vrijednost od varijable L^*, a^*, b^* (Slika 23.).

L^* vrijednost predstavlja svjetlinu s rasponom od 0 - 100 (crno - potpuno bijelo) i okomita je na osi a^* i b^* . Osi a^* i b^* predstavljaju ravninu kromatski obojenih tonova. Svaka kromatska koordinata ima pozitivni i negativni predznak pri čemu je a^* , *akromatska os* koja predstavlja prijelaz od zelenog (s negativnim predznakom) prema crvenom (s pozitivnim predznakom) a b^* , *kromatska os* koja predstavlja prijelaz od plavog (s negativnim predznakom) prema žutom (s pozitivnim predznakom).



Slika 23. Prikaz kartezijevih koordinata $L^*a^*b^*$ za izračun boje u prostoru (preuzeto iz 107)

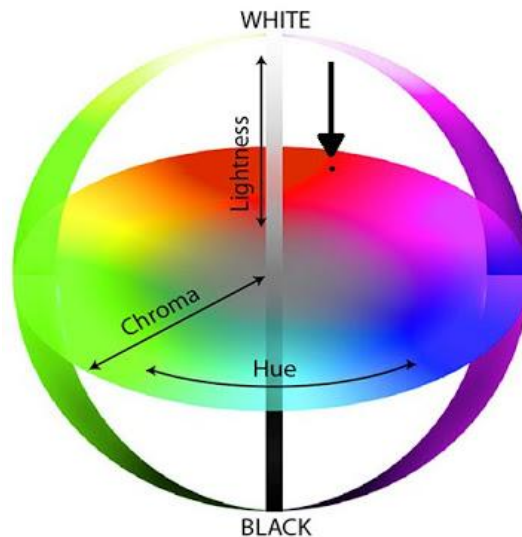
Ovaj vrlo primjenjiv i najčešće korišten sustav boja koristi se u brojnim znanstvenim istraživanjima koja se bave bojom i vizualnom percepcijom. Najprihvatljiviji je jer sve tri varijable (ton, zasićenje, svjetlina) daju numerički opis položaju boje u trodimenzionalnom prostoru boja (108) (Slika 24.).



Slika 24. CIE $L^*a^*b^*$ prostor boja (preuzeto iz 108)

1.4.5.2. CIE $L^*C^*h^*$ sustav

CIE $L^*C^*h^*$ sustav boja koristi polarni prikaz obojenja za izračun boje u prostoru. Položaj boje (koordinata) se malo drugačije računa, pri čemu se ne mijenja svjetlina L^* boje. S obzirom na udaljenost od varijable L^* (luminosity, lightness, svjetlina), nova varijabla C^* (croma, intenzitet boje) te kutem h^* (hue, ton boje) određuju položaj na kojem se nalazi boja u koordinatnom sustavu. Položaj boje se opisuje uzimajući odnos udaljenosti od varijable L^* , C^* (chroma - intenzitet boje, zasićenost) te kutom h^* (hue - nijansa) nastao između njih. Kut vektora h^* (kut boje) definira ton boje u ravnini koju tvore osi a^* i b^* . Pri tome 0° označava crveni ton, a 90° žuti ton. Duljina vektora h^* ($a^* b^*$) označava se kao zasićenost C^* , a ona se kreće od 0 do 60 kromatskih jedinica, pritom će 60 označavati potpunu zasićenost tona boje (Slika 25.).



Slika 25. $L^*C^*h^*$ sustav boja (preuzeto iz 107)

Pregled dosadašnjih sustava;

1.CIE 1931 XYZ (CIELUV, CIELAB, CIEUVW)

2.RGB - CIE 1964 color space (RGBA, sRGB, Adobe RGB, Adobe Wide Gamut RGB, YIQ, YUV, YdbDr, YPbPr, YcbCr, xvYCC, ProPhoto RGB color space, scRGB, Rec.709, Rec. 2020, MPEG, JPEG)

3.HSV, HSL (HSI, HSD)

4. CMYK

5. Munsell color system

6. Natural Color System (NCS)

7. Pantone Matching System (PMS)

8. Reich-Ausschuss für Lieferbedingungen (RAL)

9. rg chromaticity

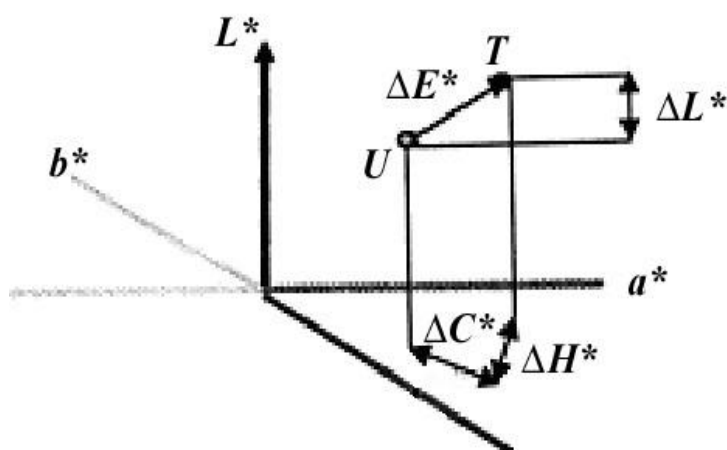
10. LMS color space

1.4.6. Kolorimetrijska razlika u obojenju - ΔE vrijednost

Kolorimetrijska razlika u obojenju je prostorna udaljenost između dviju točaka koje opisuju boju. U opisu prostora boja se označava kao ΔE (Slika 26.).

Izračunava se prema formuli;

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



Slika 26. Parametar ΔE (preuzeto iz 108)

Parametrom ΔE (njem. Empfindung - doživljaj, percepcija) dobiva se vrijednost razlike između dvije boje (uzorka i reference (ključa boje)) tj. određuje se udaljenost između dvije koordinate koje zauzimaju te dvije boje u koordinatnom sustavu (prostoru boja). U psihometrijskom prikazu prostora boja prirodnih zubi pretpostavlja se da su svjetliji zubi manje intenzivne boje i pripadaju žutom prostoru koordinatnog sustava, a tamniji zubi imaju intenzivniju boju i zahvaćaju više prostor crvene boje. Da bi se postigla zadovoljavajuća objektivnost i preciznost prilikom određivanja boje zubi, najučinkovitiji način je upotreba digitalnih aparata za mjerenje boje zubi (kolorimetara, spektrofotometara i kolorimetrijskih digitalnih kamera). Takvi uređaji u konekciji s računalom izračunavaju, osim prosječne ΔE vrijednosti i točne razlike u svjetlini ΔL , zasićenosti ΔC i nijansama Δh .

U praktičnoj primjeni, zbog individualnih razlika u percepciji, moguća su značajna odstupanja. Stoga je vrlo važno pomoću ΔE vrijednosti utvrditi granice vizualne percepcije razlika u boji.

Schwarberger i Goodkind objašnjavaju da je najmanja uočljiva razlika između dva međusobno povezana uzorka boje definirana rasponom ΔE od 0,5 - 1,0 (109).

Hindl i Harrison opisuju razliku u vrijednosti $\Delta E > 1$ vidljivu golim okom kod 50% promatrača u kontroliranim uvjetima, a razliku ΔE između 2,2 i 4,4 vidljivu i u kliničkim uvjetima (110 - 112).

Brojni autori smatraju vrijednost da vrijednost ΔE odgovara sljedećoj vizualnoj percepciji:

$\Delta E < 1$ neprimjetnom razlikom u boji.

$\Delta E < 0,5$ zanemarivom razlikom koja se pripisuje nepreciznosti mjernog uređaja.

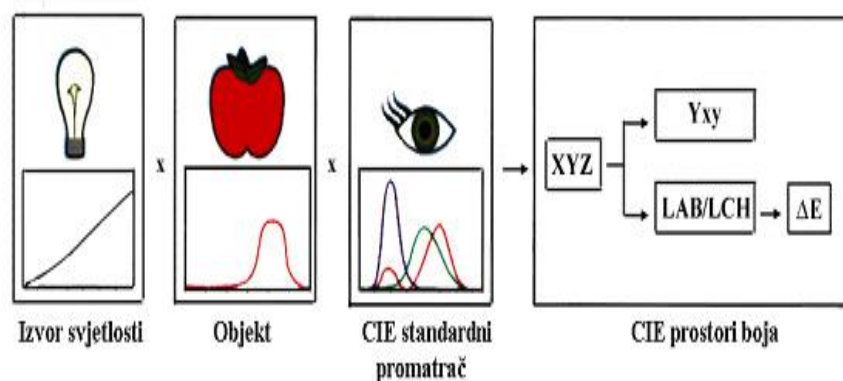
ΔE između 1-2 raspoznaju trenirani promatrači s izvježbanim okom

$\Delta E > 2$ uočava i netrenirano oko i smatra se značajnom ili signifikantnom razlikom.

$\Delta E > 2,5$ ili 2,72, u kliničkim uvjetima stupanj (u *in vitro* uvjetima) tolerancije je veći jer se teže zamjećuju odstupanja u boji u nekontroliranim uvjetima.

$\Delta E > 3,7$ ili 5,5 smatraju se klinički neprihvatljivima.

Opažanje razlike ovisi o: veličini slike, kontrastu, karakteristici površine, okruženju i osvjetljenosti. Njihova korelacija može se vidjeti na slici 27.



Slika 27. Izvor svjetla, objekt i promatrač predstavljaju tropodražajne vrijednosti: X, Y i Z (preuzeto iz 108)

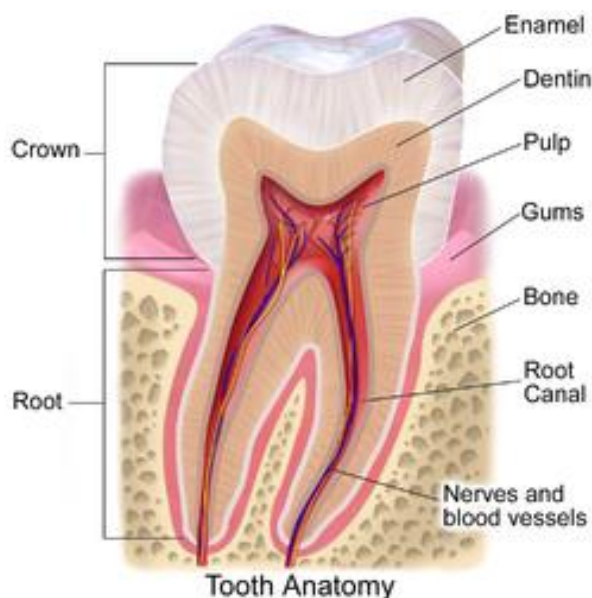
Spomenute vrijednosti se kao umnožak povezuju te su vrlo važne i presudne u procjeni razlika u boji i spektrofotometrijskoj metodi određivanja boje. Često se u kliničkoj praksi događa pogrešna i nezadovoljavajuća procjena nijanse boje zuba, a time i nezadovoljstvo rezultatima protetske terapije. Pri različitoj rasvjeti (dnevna svjetlost, stomatološka lampa) te različitoj percepciji članova terapijskog tima obično se ne primjećuju razlike između dviju nijansi boje zuba jer je u stvarnosti je jedan zub svjetliji, drugi tamniji (113).

1.5. Vizualne karakteristike zuba

U fiziološkim uvjetima vidljiva je kruna zuba koja se nalazi iznad razine kosti. Njezina građa i sastav utječu i na boju samog zubnog organa (114). (Slika 28.). Kruna zuba (*Corona dentis*), vidljivi i slobodni dio zuba u usnoj šupljini, prekriven je caklinom kao zaštitnim, površinskim slojem. Najdeblja je na žvačnoj plohi lateralnih zuba i griznom (incizalnom) bridu prednjih zubi. Postupno se stanjuje i završava tankim slojem na zubnom vratu u caklinsko-cementnom spojištu.

Caklina (*lat. substantia adamantina s. enamelum*) je djelomično prozirna (polutransparentna), tako da boja zuba (koja varira od žućkaste do svijetlosive i bjeličastoplave) ovisi o boji dentina i prozirnosti cakline. Što je caklina manje prozirna, to su zubi bjelji, a na prozirnost utječu debljina, gustoća, stupanj kalcifikacije i homogenost cakline. Indeks loma svjetlosti iznosi 1,62.

Dentin (*lat. substantia eburnea*) ili zubna kost je čvrsto tkivo koje izgrađuje najveći dio zuba. Ne vidi se pri inspekciji zuba *in situ* u ustima, jer je pokriven caklinom (u području krune) i cementom (u području korijena) (114).



Slika 28. Prikaz presjeka morfološke i histološke građe zuba (preuzeto iz 115

1.5.1. Optička svojstva zuba

Boja prirodnih i umjetnih zubi važna je čimbenica estetike. Estetika zubi vrlo je složena, jer sadrži velik broj parametara, koji se isprepliću, nadopunjavaju te mijenjaju s obzirom na okolnosti u jednom općem estetskom dojmu, stvorenom kao skladna kompozicija. Pronalazak ispravnog tona, zasićenosti i svjetline boje restaurativnog materijala. Samim time predstavlja izazov za svakog praktičara i njegova prilagodba prirodnom obliku zuba. Doživljaj boje zuba rezultat je fiziološkog odgovora oka - mozga na svjetlosni podražaj. Zub je izgrađen od više slojeva te je kristalne strukture i često se opisuje kao „polikromatski“ (s različitim tonovima, svjetlinama i zasićenosti). Posljedično dolazi do percepcije boje koja također proizlazi iz složenog svjetlosno - optičkog slijeda događaja. Svaki čovjek ima jedinstvenu boju zuba. Obojenost zuba ovisi o nizu subjektivnih i objektivnih faktora kao što su optička svojstva zuba, histološka građa, vitalitet, dob pacijenta, pigmentacije, karijes, ispuni, erozije te svojstvu izvora svjetlosti (116).

Zanimljiva je i činjenica da boja kože ili ruža za usne utječe na boju zuba. Efekt *optičke varke* može biti važan faktor za određivanje bjeline zuba. Unutrašnjost usta je tamna zbog slabijeg prodora svjetlosti. Samim tim zubi u kutovima prividno djeluju tamniji. Ta tama se prenosi i na ostale zube tako da pod određenim kutovima padanja svjetlosti zubi imaju tamniju, sivkastu boju. Osobe tamnije puti prividno imaju bjelje zube. Kontrast između tamne kože i svjetlijih zuba proizvodi pozitivan efekt bijelih zuba. Sastav tkiva zubi se mijenja s obzirom na nicanje, razvoj zuba i starost osobe. Ovo je još jedan od razloga zbog kojega zubi s vremenom tamne. Stariji ljudi imaju nešto tamnije zube, kao i tamnije gornje u odnosu na donje zube. Grizni bridovi prednjih zubi (sjekutići i očnjaci) imaju nešto svjetliju boju od predjela zubnog vrata, a lateralni zubi (pretkutnjaci i kutnjaci) imaju nešto tamniju nijansu uslijed različitog indeksa loma svjetla. Također, zubni kamenac i mnoge druge tvrdokorne zubne naslage mogu promijeniti boju zuba. Navike konzumacije tamnih pića: kava, crno vino, duhan, čaj, kola napitci ili tamnija hrana, daju zubima smečkastu boju. Zubni karijes, ispuni i oboljenje zubi utječu na tamnjenje zuba (117). Pravilna dentalna higijena koja je redovita, ne mora jamčiti bijele zube (118 – 120).

1.5.1.1. Boja zuba

Prirodna boja zuba je poput mozaika, koji se proteže od žute, sive do bijele. Taj mozaik je promjenjiv od pacijenta do pacijenta, od zuba do zuba te se sa starenjem pacijenta mijenja. Fiziologija prirodne boje zuba je takva da zapravo zavisi od interakcije svjetlosti s caklinom i dentinom. Privid primarne boje prirodnog zuba nastaje lomom i refleksijom upadne zrake svjetlosti na bezbojnim kristalima cakline i dentina. Jedan dio upadnih zraka svjetlosti reflektira se od površine zuba, a drugi se dio djelomično apsorbira. Apsorbirana svjetlost se lomi na samim kristalima čija veličina i struktura određuju nastanak boje (121).

Zubna caklina je, zbog visokog postotka minerala (oko 95%), najtvrdje tkivo u našem organizmu. Visoka mineraliziranost, kao i svojstva i poredak kristala hidroksilapatita, daju ovom zubnom tkivu tvrdoću, čvrstoću, translucenciju i određeni rendgenski opacitet. Optički doživljaj boje cakline ovisi o sastavu, strukturi, gustoći, stupnju opalescencije i izgledu površine. Kao i kod dentina, ti parametri se također mijenjaju tijekom života. Svaka promjena u građi, bilo da je mehaničke, kemijske ili biološke prirode, mijenja translucenciju često plavičaste boje. U srednjoj trećini debljina cakline se smanjuje, a zbog prisutnog dentina u pozadini smanjuje se translucencija, što dovodi do promjene boje samog zuba. Debljina cakline u cervikalnoj trećini iznosi samo 0,2 – 0,3 mm, a osnovna boja dentina u ovom dijelu zuba najviše dolazi do izražaja (122). Optička svojstva cakline ovise o gustoći, kao i o sastavu. Boja dentina prosijava ispod cakline i na taj način određuje boju zuba. Boja zubne cakline može se razvrstati kronološki na caklinu mlađe osobe (koji karakterizira bijeli ton boje s visokom opalescencijom i niskom translucencijom) na caklinu odrasle osobe s neutralnim tonom boje (umjerenom opalescencijom i srednjom translucencijom) te caklinu starije osobe, (sa žućkastim ili sivkastim tonom i većom translucencijom). Fini kristali cakline daju sivkasti ton zubu, a prizmatski kristali dentina u kombinaciji s kolagenom daju zubu žuti ton. Dentin primarno određuje boju zuba, a caklina, svojom debljinom i translucencijom, samo dodatno oblikuje osnovnu boju zuba. Zubi su svijetle, uglavnom bijele boje, s više ili manje tonova žute, sive, smeđe, narančaste, plave i roza boje. Nijanse boja i tonovi svjetline razlikuju se unutar pojedinog zuba ili između zubi unutar zubnog niza. Zub nije jednolične boje, već ga obilježavaju različite nijanse i stupnjevi translucencije. Središnji dio zuba je uglavnom najsvjetliji, dok prema incizalnom bridu, a posebice cervikalnom dijelu dominiraju tamnije nijanse. Očnjaci imaju najtamniju boju u predjelu vrata zuba jer su uz to i masivniji. Također, okolne meke strukture oralnog sustava mogu utjecati na određivanje boje zuba, kao i stupanj vlažnosti samog zuba. Prirodan zub, od vrata do vrha krune, pokazuje različit tijek boje zuba.

Tijekom života boja zuba se mijenja zbog taloženja minerala u dentinu. Zubna pulpa, dentin i caklina posjeduju različita optička svojstva. *Zubna pulpa* ima važnu ulogu u prividu boje zuba. Crvena boja pulpe tvori središte zuba. U mladih pacijenata pulpa je svijetle ružičaste boje, što je osobito vidljivo na stražnjim plohama zuba. S vremenom sužava se pulpni prostor, čime se smanjuje utjecaj pulpe na boju zuba. Najvažniju ulogu u određivanju prirodne boje zuba ima dentin. *Dentin* okružuje pulpnu šupljinu i prekriven je u području anatomske krune caklinom, a u području korijena cementom. U usporedbi s caklinom, nizak udio minerala u dentinu (oko 70%) i visok udio organskih tvari (oko 20%) objašnjavaju relativni opacitet primarnog dentina. Dentinski tubuli koji se pružaju kroz dentin uzrok su selektivnog loma svjetlosti, čime se neke zrake svjetlosti reflektiraju, a druge apsorbiraju. Primarni dentin mijenja se taloženjem minerala u kanalićima. Osim toga, stvara se sekundarni dentin (fiziološki), kao i tercijalni (reparatorni) dentin, s različitom građom i sastavom, što utječe na optička svojstva samog zuba. Sekundarni dentin stvara se polagano tijekom cijelog života (123). U odnosu na primarni dentin ima veći udio mineralnih tvari, a opacitet mu je manji. Uz to, stupanj zasićenja boja je veći. Tercijalni dentin pokazuje veće zasićenje boje u odnosu na primarni i sekundarni dentin, ali je ograničen samo na područje oštećenja i u pravilu pokazuje veći stupanj zasićenja minerala. S povećanjem životne dobi dolazi do hipermineralizacije (sklerozacije) dentina. Dentinski tubuli se sužavaju, a odontoblastički nastavci se povlače. Ovim su zahvaćeni i korjenovi koji s vremenom postaju transparentniji. Transparentni dentin stvoren uz caklinsko-dentinsko spojište može pokazati različite stupnjeve translucencije. Ova zona sadrži visok udio minerala i ima vrlo bitnu ulogu u transmisiji svjetlosti kroz tvrda zubna tkiva. Ona se ponaša poput optičke niti te povećava transparentiju zubi. Transparentni dentin, uzduž caklinskog dentinskog spojišta, češće se vidi kod pacijenata starije dobi (114).

1.5.1.2. Translucencija zuba

Translucencija ili poluprozirnost je optičko svojstvo zubnog tkiva da propušta svjetlo s površine zuba u unutrašnjost strukture. Fizikalno, *difuzna transmisija* (translucencija) je pojava kod koje se sa dijela površine upadna svjetlost apsorbira. Definira se samo u povezanosti s debljinom sloja određenog objekta, tj. tkiva u slučaju zuba. Na zubu se translucencija očituje kao „efekt mliječnog stakla“. Translucentnu caklinu karakterizira tamniji incizalni dio zuba zbog prosijavanja tamne pozadine usne šupljine i nešto žućkastiji cervikalni dio zbog prosijavanja dentina (124). Optički efekt cakline mladih pacijenata očituje

se laganom translucencijom zbog niskog sadržaja minerala, ali zato izrazitom debljinom. Kod starijih osoba caklina je bogata mineralima, ali je ona ujedno izrazito debela. To za posljedicu ima izražajnu translucenciju i transparentnost (Slika 29.).



Slika 29. Prikaz stupnjeva translucencije zubi (preuzeto iz 125)

Svaka promjena u građi cakline (bilo da je nastala zbog mehaničke, kemijske ili biološke prirode), mijenja translucenciju uobičajne plavičaste boje. U srednjoj trećini debljina cakline se smanjuje, a zbog prisutnog dentina u pozadini smanjuje se translucencija. To dovodi i do promjene boje samog zuba. Debljina cakline u cervikalnoj trećini iznosi samo 0,2 – 0,3 mm, a osnovna boja dentina u ovom dijelu zuba najviše dolazi do izražaja.

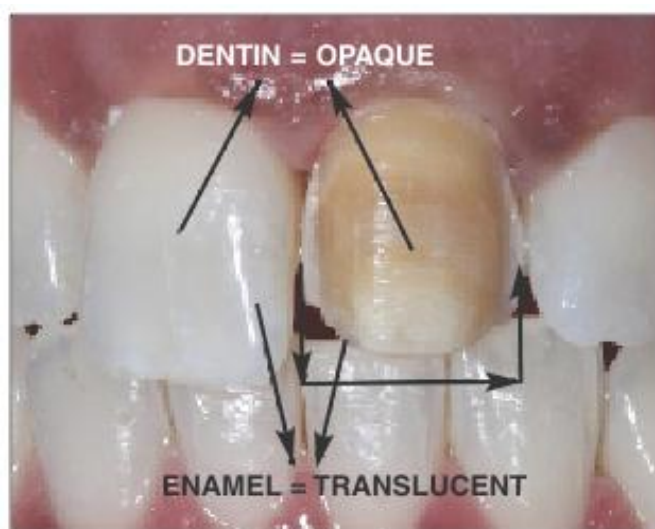
Translucencija se najbolje prikazuje razlikama u svjetlini zuba ili nadomjestka. Visoko translucentni zubi imaju manju svjetlinu, s obzirom na to da propuštaju svjetlosni prodor kroz tkivo (veća apsorpcija svjetla). Također, tu djeluje i apsorpcija sjena i tamnih dijelova usne šupljine te okolnih tkiva. Neprozirni zubi ne dopuštaju velik prodor svjetlosti; posjeduju veću sposobnost refleksije, te stoga izgledaju svjetlije. Translucencija i svjetlina su najvažnije osobine odabira boje, s obzirom na to da je nijansu teško opaziti, a svjetlije nijanse posjeduju vrlo nizak stupanj zasićenosti. Kromatičnost i svjetlina obrnuto su proporcionalne (101).

U Munsellovoj analizi boje translucencija se ne spominje, ali ona je zapravo jedan od najvažnijih čimbenika u postizanju zadovoljavajućeg rezultata estetskog nadomjestka. Kad su nadomjesci previše neprozirni, mramorastog ili beživotnog izgleda, navedeno estetsko ograničenje zapravo je rezultat loše reprodukcije translucencije. Translucencija je zapravo trodimenzionalni prostorni odnos ili prikaz svjetline. Ona je apstraktna i neopipljiva i teško ju je izmjeriti i standardizirati. U kliničkoj praksi jedan od najvećih mitova za određivanje boje zuba je translucencija. U estetskoj restaurativnoj stomatologiji posebice kada se izrađuje

„nevidljiva restauracija“, inzistira se na što većoj translucenciji. Nije dovoljno ostvariti samo efekt translucencije nego je važno postići što je više moguće sjaja i efekata vitalnosti (126).

1.5.1.3. Opacitet zuba

Svojstvo opalescencije i translucencije obrnuto su razmjerni i nedjeljivi pojmovi. To su međusobno povezani pojmovi, a opisuju propusnost, odnosno nepropusnost svjetlosti kroz neki objekt. Opacitet, tj. opalescencija je pojam koji opisuje zamućenost (mutnoću) nekog objekta. Tada se veći dio upadnih zraka svjetlosti se ne propušta, nego reflektira. S jedne strane potpuno opakan materijal (metal), a s druge potpuno proziran - transparentan (staklo). Dentin je intenzivno obojen, zamućen i neproziran (opacitetan) za razliku od cakline koja pokazuje izraženu translucenciju (Slika 30.). Dentin je stoga više opakan nego caklina.



Slika 30. Prikaz opaknog dentina i translucentne cakline (preuzeto iz 127)

Opalescencija je dikroizam, optički fenomen koji nastaje prigodom dva loma zraka svjetlosti na kristalima ili draguljima. Svjetlost se odbija u dva smjera, međusobno polarizirana pri kutu od 90 °, nakon čega se kreće različitim brzinama i smjerovima kroz materijal (rezultirajući selektivnom apsorpcijom i različitim bojama svjetla pri izlasku). To sve rezultira činjenicom da se kristal ili neki drugi materijal slične strukture čini drugačije obojen. Intenzitet upadne svjetlosti određuje stupanj translucencije. Objekt će se doimati translucentnijim, prozirnijim

ako se veći dio svjetlosti propušta, a bit će neprozirniji ako dominira refleksija. Upravo ova optička obilježja imaju najveći utjecaj na boju zuba.

Analizom rtg slika mogu se uočiti rendgenski opaciteti i sjene. Razlikuju se gustoća sjene cakline, dentina, cementa i pulpe. Na radiologijskoj snimci zuba zdrava, fiziološka caklina ima izraženiji opacitet (bjelinu) nego dentin, a pulpa translucenciju (tamnoću), tj. sjenu na rtg slici (Slika 31.).



Slika 31. Različite strukture zuba i njihove sjene i opaciteti na rtg slici (preuzeto iz 128)

Manjak zubne supstancije se na rtg prikazu vidi kao transparentija. Caklina je u cijelosti građena (96%) od minerala, kalcija i fosfora. Da bi se na radiologijskom prikazu vidjela transparentija, odnosno karijes, treba postojati manjak mineralne supstancije cakline, dentina i cementa, mora biti destruirano najmanje 50% mineralne komponente na mjestu karijesa (128).

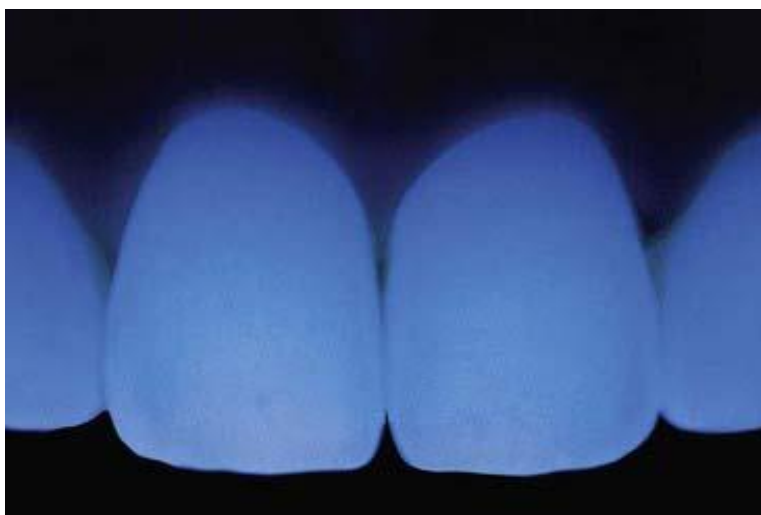


Slika 32. Debljina translucentne cakline i mameloni (preuzeto iz 129)

Mameloni su opakni dentinski areali koji prosijavaju kroz transparentni caklinski sloj. Središnji incizivi imaju u pravilu tri mamelona, lateralni dva, a očnjaci jedan (Slika 32.).

1.5.1.4. Fluorescencija zuba

Fluorescencija (vrsta luminiscencije) je pojava koja daje privid bjeline i “svjetluca” zuba, a nastaje kao posljedica apsorpcije zraka nevidljivog dijela spektra (ultraljubičaste zrake) i njihove spontane emisije u zrake vidljivog spektra (manjih valnih duljina, obično plavog, zelenog) (130). Zbog većeg sadržaja organskih tvari dentin zuba je fluorescentniji od cakline. Fluorescenciju pokazuju samo neke molekule te neki kristali (Slika 33.). Povećanjem stupnja fluorescencije smanjuje se zasićenost boje te se povećava svjetlina jer se veća količina svjetla vraća u oko promatrača. Od osobitog značenja kod izrade nadomjestka i oponašanja boje prirodnih zubi je da tako postignuta svjetlina nema negativan utjecaj na stupanj translucencije (131, 132).



Slika 33. Fenomen fluorescencije zubi (preuzeto iz 133)

Rani pokušaji u dobivanju „prirodne fluorescencije“ zubne keramike uključivali su unošenjem malih količina radija u sastav keramike, ali sada se takva praksa više ne primjenjuje. Umjesto radija uključuju se drugi fluorescentni elementi (133).

1.5.1.5. Površinska tekstura i refleksija zuba

Na percepciju optičkih svojstava značajno utječe i luminencija, odnosno površinska tekstura i sjaj određenog objekta. Prilikom oponašanja izgleda prirodnog zuba u fiksno protetskoj terapiji velik naglasak se daje na uspješnu reprodukciju površinske teksture. Zbog različitog loma svjetlosti razlike u teksturi izazivaju različitu percepciju boje. Svjetlost se reflektira dvojako;

- hrapave (strukturirane) površine dovode do *difuzne refleksije*
- glatke i sjajne površine dovode do *zrcalne refleksije*.

Sjajne, glatke površine doimaju se svjetlijima i svježijima, a za razliku od nepoliranih i hrapavih površina koje izgledaju tamnije i zasićeno. S godinama dolazi do erozijskog te abrazijskog trošenja površine zubi, a time i gubitka sjaja. Veći sjaj pridonosi zdravijem i vitalnijem dojmu zuba (101) (Slika 34.).



Slika 34. Polirana površina zuba u usporedbi s neispoliranom (preuzeto iz 134)

Mikropukotine, mrlje, prijelazi između cakline i dentina, perikimate također, pridonose različitoj percepciji boje zuba (135). U tom kontekstu može se istaknuti velika važnost nanošenja glazure i završnog poliranja nadomjestaka za postizanje što prirodnijeg izgleda zuba (136).

1.5.2. Važnost osvjetljenja i izvora svjetlosti

1.5.2.1. Osvjetljenje

Boja se ne može ispravno percipirati ni interpretirati bez odgovarajućeg svjetla. Svjetlo, tj. izvor svjetlosti se procjenjuje prema kakvoći i intenzitetu. Za percepciju boje ključnu ulogu igra kakvoća svjetlosti, odnosno iluminacija. U skladu s primljenom svjetlosnom energijom objekt je reflektira ili apsorbira. Na ulasku u atmosferu postoji samo izravno sunčevo zračenje, a na dnu atmosfere (osim izravnog), prisutno je i raspršeno ili difuzno zračenje. Fenomen odbijanja sunčeva zračenja s površine naziva se albedo. U prosjeku na vidljivi dio svjetla (350-700 nm) otpada 50%, a 50% je toplinsko zračenje. Zrake ispod 300 nm su štetne, ali zbog ozonskog ekrana u atmosferi samo mali dio ih se probija. Odatle i problemi u atmosferi, jer se ona sve više oštećuje.

Intenzitet svjetla, predstavlja količinu svjetla u jedinici vremena po jedinici površine. Mjeri se luksometrom, a izražava se u luksima (lx). Intenzitet svjetlosti utječe na promjer zjenice oka. Da bi se omogućilo pravilno razlučivanje boja, intenzitet svjetlosti kojem štapići moraju biti izloženi iznosi oko 1600 do 2100 lx (137).

Optimalnim izvorom svjetlosti smatra se dnevno svjetlo s jednakom omjerom svih valnih duljina. Energija zračenja se tijekom dana mijenja te je na početku dana drugačija od energije sredinom ili krajem dana. Ovisna je i o promjeni klimatskih uvjeta u prirodi, kao i godišnjem dobu. U prostorima u kojima se boravi koriste se različiti umjetni izvori svjetlosti; volframove, fluorescentne i visokotlačne ksenonske žarulje različitih proizvođača. Budući da su u takvim uvjetima određene valne duljine dominantnije, one će se prije integrirati s osvjetljenim objektom te odigrati presudnu ulogu u karakteristikama emisije reflektirane svjetlosti s površine objekta. Stoga je u modernoj industriji postala važna temperatura boje izvora zračenja. Problem opisa temperature svjetlosnog zračenja definirala je CIE 1970.: „Temperatura boje zračenja izvora svjetlosti je učinak koji izvor svjetlosti ima na izgled objekta. Ona je važna pri usporedbi s izgledom objekta pri čemu se uspoređuje s referentnim izvorom svjetlosti“ (138, 139).

1.5.2.2. Standardni izvori svjetlosti i metamerija

Umjetni izvori svjetla su svi oni izvori elektromagnetskog zračenja koje su posredno ili neposredno stvorili znanstvenici. Kod umjetnih izvora svjetlosti energija zračenja ovisna je o vrsti izvora. CIE komisija (Commission Internationale de l'Eclairage) 1931. godine standardizirala je izvore svjetla definirajući osvjetljenje preko spektralne energije zračenja. Drugim riječima napravljena je raspodjela izvora kao fizičkih stvaraoca svjetlosne emisije (eng. *Illuminant*) (140).

Za definiciju je služila užarena željezna kugla čije je isijavanje na različitim temperaturama uspoređena s raznim izvorima svjetlosti. U skladu s tim, izvori svjetlosti dijele se na standardne izvore A, B, C, D, E i F. Njihove karakteristike očituju se u;

- *CIE standardni izvor A* predstavlja izvor s volframovom žarnom niti i ima energiju zračenja od 2856 K (žućkasto-crvena svjetlost).
- *CIE standardni izvor B* ima temperaturu od 4878 K i simulira izravnu sunčevu svjetlost.
- *CIE standardni izvor C* predstavlja neizravnu sunčevu svjetlost ili prosječnu dnevnu svjetlost s temperaturom zračenja od 6774 K.
- *CIE standardni izvor D* predstavlja seriju izvora koji simuliraju različite vrste dnevne svjetlosti. Spektralna energija zračenja slična je zračenju prirodne svjetlosti u intervalu od direktne sunčeve svjetlosti do oblačnog dana. Razlikuju se po temperaturama te se označavaju kao npr. D50 (temperatura 5000 K), D65 (temperatura 6500 K).

U dentalnoj se medicini za određivanje boje zuba preporučuju izvori svjetlosti s temperaturom od 5500 K.

- *CIE standardni izvor E* predstavlja teoretski izvor svjetlosti koji je idealan, tj. na svim valnim duljinama zrači jednaku količinu energije,
- *CIE standardni izvor F* predstavlja različite izvore fluorescentne svjetlosti. Budući da spektralne krivulje fluorescentne svjetlosti imaju oštre maksimume, takvo osvjetljenje nije povoljno za procjenu boje (140).

Metamerija je fenomen pri kojem se neka boja objekta čini drukčijom, ovisno o vrsti izvora osvjetljenja. Percipirana boja zapravo ovisi o spektralnom sastavu svjetlosti koja se usmjerava na površinu objekta (141). Promatrano zajedno (pri istom izvoru svjetlosti), dva se objekta mogu doimati istog obojenja. Međutim, svaki od njih pokazuje pod različitim izvorom svjetlosti različito obojenje. Primjerice, krunica se može svojom bojom poklapati s okolinom

pod usijanim svjetlom, ali promatrana pod korigiranim svjetlom ili fluorescentnim svjetlom može pokazivati sasvim drugačije obojenje. Metamerija predstavlja problem zbog različitih izvora svjetlosti kojima smo okruženi. Njezin utjecaj se može smanjiti korištenjem standardnih izvora svjetlosti pri određivanju boje te kontroliranim i neutralnim okruženjem (142).

Osim metamerije izazvane različitim vrstama osvjetljenja, postoje i drugi oblici deformacije u obojenju. One su izazvane nestandardiziranim promatračem (zbog individualnih razlika u percepciji boje) ili promjenom geometrije promatranja uzorka (različiti kutovi promatranja, udaljenost itd.) (143).

1.5.2.3. Optičke iluzije i kontrastni efekti

Neke su optičke varke uzrokovane nesavršenošću ljudskih osjetila (tromost oka, primjerice), a neke radom ljudskog mozga. Stoga promatrač percipira nešto što ne odgovara onome što postoji u stvarnosti. Optičke varke ili iluzije (lat. *illudere* 'igrati se, varati') su pogrešne interpretacije osjeta, odnosno interpretacije koje objektivno ne odgovaraju podražajnoj situaciji. Mozak uvijek traži sličnosti (modele) s kojima bi povezao informaciju što mu oko prenosi. Najčešće optičke iluzije uključuju obojenje i oblike. Mnoge od njih temelje se na kontrastu, odnosno naglašenoj različitosti (141, 142).

Postoje četiri skupine kontrastnih efekata;

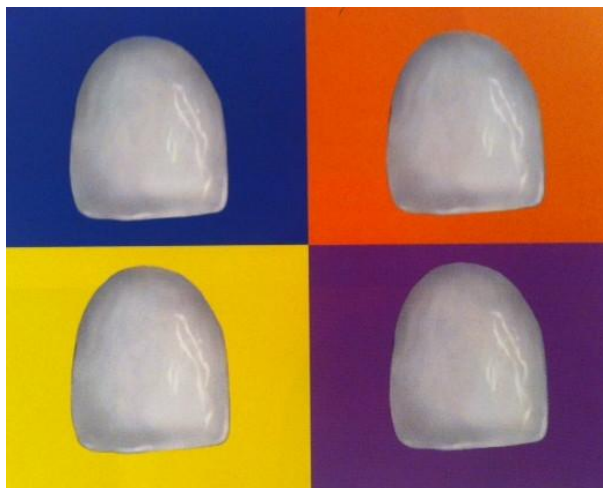
1. Simultani kontrast;

- a) svjetlosni kontrast** - nastaje simultanim gledanjem dvaju obojenih predmeta. Fenomen opisuje pojavu da se objekt u tamnom okruženju doima svjetlijim, a u svijetlom tamnijim. On se može percipirati pod različitim utjecajem okoline (poput tona kože, kose ili boje očiju te sjaja susjednih zubi unutar zubnog luka). U kliničkoj primjeni, kod pacijenata svjetlije puti potrebno je izabrati svjetlije nijanse zbog isticanja suprotnog kontrasta. Zubi će kod svjetlijih pacijenata izgledati tamnije, a kod tamnijih pacijenata svjetlije. Upalno gingivno tkivo (crvenilo) također iskrivljuje percepciju boje. Nadomjestak će se (iako tamniji) doimati svjetlijim, a nakon ozdravljenja gingive, vidjeti će se razlika u svjetlini (Slika 35.).



Slika 35. Svijetlo-tamni kontrast zuba (preuzeto iz 101)

- b) kontrast tona, stupnja zasićenosti** – definira metodu usporedbe različitih tonova, prema obojenju (boja u užem smislu). Ako se istovremeno promatraju dva obojena pigmenta, tada dolazi do prividnog izjednačavanja prve boje s komplementarnom bojom druge boje. Tako će komplementarna boja podloge ili okruženja biti izraženija (Slika 36.). Pri uvježbavanju oka za pravilan odabir (komplementarne boje) potrebno je koristiti svijetloplavu ili akromatsku sivu podlogu. Poznavanje mogućih interakcija među bojama u dentalnoj medicini omogućena je jednostavnija uporaba tj. lakši odabir ispravne boje nadomjeska. (101, 141).



Slika 36. Kontrast tona (preuzeto iz 101)

2. površinski kontrast – veliki se zubi doimaju svjetlijima. Čak i u slučaju da posjeduju istu boju, svijetli zubi se čine većima, tamniji zubi manjima. Kod većih zubi zato je potrebno je smanjiti svjetlinu zuba ili povisiti stupanj zasićenosti za pola nijanse (posvijetliti nijansu tamnijih zubi postupkom izbjeljivanja ili izradom estetskih keramičkih ljuski) (Slika 37.).



Slika 37. Površinski kontrast (preuzeto iz 101)

3. prostorni kontrast - položaj zubi može utjecati na percepciju sjaja. Retrudirani, preklapljeni i zarotirani zubi trebaju biti svjetliji, a protrudirani tamniji. Zube je moguće izravnati ortodontskim zahvatom ili izradom estetskih keramičkih nadomjestaka. Stražnji zubi se također doimaju tamnijima jer su postavljeni u dubljim dijelovima usne šupljine. Sjene usnica dodatno pojačavaju tamniji dojam (Slika 38.).



Slika 38. Prostorni kontrast (preuzeto iz 101)

4. Uzastopni kontrast - predstavlja fenomen koji se pojavljuje pri promatranju predmeta jednog obojenja neposredno nakon promatranja drugog obojenja. Slika koja ostaje nakon promatranja (vizualno iskustvo) je primjer uzastopnog kontrasta jer ona postoji i nakon prestanka promatranja nekog objekta. Slike koje ostaju nakon promatranja dijele se na pozitivne (podjednake) i negativne (različite). Pozitivne slike posjeduju istu boju kao i originalna percepcija a negativne slike posjeduju komplementarnu boju originalne percepcije. Pozitivne slike pojavljuju se kod kratkog vizualnog djelovanja, a negativne se pojavljuju nakon dugotrajnog vizualnog kontakta s objektom (101).

Doživljaj boje individualan je i subjektivan. Iako je oko kod svih ljudi jednake građe, zbog socioloških, psiholoških i nasljednih osobina te različitih karakteristika boja, različiti promatrači jednake boje mogu doživljavati drugačijima ili jednakima. Takve se situacije u interpretaciji vizualnih informacija nazivaju vizualnim efektima. Oni nastaju zato što percepcija boje ovisi o njezinoj okolini, susjednoj boji, pozadini na kojoj se nalazi, o kutu promatranja, vrsti i intenzitetu izvora svjetlosti, ali i o samom promatraču (144, 145). Razlike u spektralnoj apsorpciji pojedinih vrsta čunjića najčešće se događaju zbog kemijskih reakcija na mrežnici oka koje uzrokuje različita koncentracija vitamina A. Iako literatura oko toga nije jedinstvena, pokazalo se da na raspoznavanje boja utječu i čimbenici poput dobi promatrača, njegovih prethodnih iskustava, umor, raspoloženje, čak i spol (146 147). Navedene se varijacije mogu smatrati normalnima i svojstvenima prosječnom promatraču.

Određeni dio ljudske populacije nije u stanju razlikovati boje, te se u tom slučaju često govori o sljepoći za boje, tj. poremećaju kolornog vida. Defektno viđenje na sve boje odnosi samo na

mali dio ljudske populacije (148). Uzrok tome je nedostatak nekih vrsta čunjića u mrežnici oka. Sljepoća na boje može biti urođena ili stečena. Stečeni poremećaj može biti posljedica bolesti oka ili normalnog procesa starenja. U tom slučaju, osim čunjića, mogu biti pogođeni i drugi dijelovi vidnog organa (149). Različiti tipovi prirođenih sljepoća za boje mogu varirati od potpune do djelomične sljepoće za boje (s disfunkcijom različitih sustava čunjića). Nasljeđuju se X - kromosom-vezano, pogađajući češće muškarce (oko 7% muškaraca i 2% žena) (148). Kada je jedan sustav čunjića oštećen, pojavljuje se *dikromazija*. Najčešći oblici sljepoće za boje su protanopija i deuteranopija.

Protanopija je oblik dikromazije uzrokovan potpunim nedostatkom crvenog fotoreceptora.

Deuteranopija je poremećaj uzrokovan nedostatkom zelenog fotoreceptora. Posljedica je defektno viđenje crvenog i zelenog dijela spektra.

Tritanopija je iznimno rijedak oblik dikromazije karakteriziran nemogućnošću raspoznavanja plave i žute boje.

Monokromazija opisuje rijetku, neprogresivnu nesposobnost raspoznavanja bilo koje boje. Oboljeli u tom slučaju ne može razlikovati nijednu boju te sve uočavaju sivo.

Anomalna trikromazija učestali je tip nasljednog poremećaja raspoznavanja boja koji se javlja kada je jedan od triju pigmenata promijenjen. Rezultat je oštećenje, a ne gubitak trikromazije. Poremećaji kolornog vida otkrivaju se raznim vizualnim testovima, a jedan od najpoznatijih je Ishiharin test kolornog vida (150).

1.6. Pomagala i uređaji za određivanje boje zubi

Za preciznu reprodukciju boje zuba važan je odabir restaurativnog materijala, tj. poznavanje njegovih optičkih svojstava. Relativna translucencija prirodnog zuba mora se podudarati s translucencijom odabranog materijala (151, 152). U dentalnoj medicini služimo se različitim metodama određivanja i mjerenja boje budućega fiksno protetskog nadomjestka. U kliničkoj praksi osnovne su vizualna i instrumentalna metoda.

1.6.1. Ključ boja kao vizualna metoda

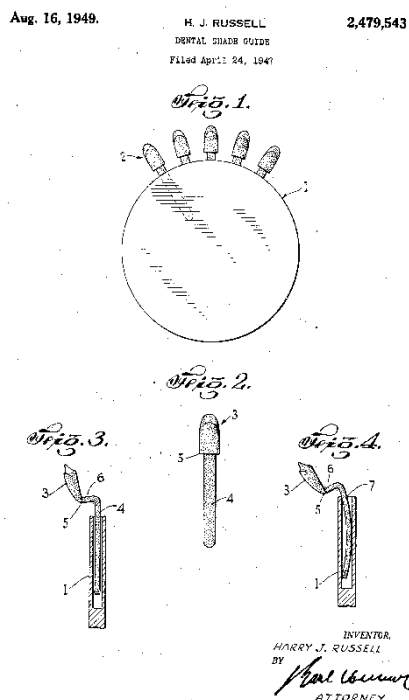
Vizualni postupak vrednovanja boja zbog svoje male preciznosti se koristi kod prosuđivanja jednakosti, tj. sličnosti dvaju boja zuba. Takva metoda je zbroj fiziološkog i psihološkog čimbenika na podražaj te je subjektivna i nepredvidljiva. Temelji se na jednostavnoj komparaciji s nekim poznatim fizičkim standardom koji je prihvaćen kao referenca. Ova metoda unatoč nedostacima, najčešće je korištena metoda u svakodnevnoj praksi jer je praktična, prihvatljiva i vrlo dostupna (Slika 39).



Slika 39. Vizualna metoda određivanja boje protetskog nadomjestka pomoću ključa boja (preuzeto iz 34).

Godine 1931. Clark ED je prvi terapeut koji je sustavno analizirao tri dimenzije boje i postavio temelje vizualnog određivanja boje u dentalnoj medicini. Ključ boja je u upotrebi od 1949. godine kada ga je Russell HJ. patentirao u SAD-u (2, 479,543) (Slika 40.). Još tada su kliničari primijetili problem u određivanju boje umjetnih zubi i ispuna u odnosu na boju

prirodnih zubi. Uočili su da su prirodni zubi više translucentni i da je usporedba s njima složena zbog niza čimbenika poput osvjetljenja, debljine i pozicije zuba (153).



Slika 40. Russellov ključ boje iz 1949. (preuzeto iz 154)

Iznimno je važno u što većoj mogućoj mjeri standardizirati mnoge uvjete. Procjenu boje daje tehničar uz pomoć terapeuta. A radi dobre suradnje u odabiru može sudjelovati i sam pacijent. S obzirom na subjektivnost i individualni pristup svakog terapeuta koji odabire boju, prisutni su neki čimbenici koji imaju velik utjecaj na odabir određene boje. To su iskustvo i psihofizičko stanje, dob, umor, uvjeti osvjetljenja (metamerija), umjetno ili prirodno osvjetljenje, kut promatranja, sposobnost razlikovanja boja te spol. (daltonizam se javlja kod 8 % muškaraca i 0,4 % žena).

Određivanje boje budućeg nadomjestka potrebno je napraviti pri danjem svjetlu i vedru vremenu. Stomatološka ordinacija i zubotehnički laboratoriji trebaju imati kao svjetlosne izvore fluorescentne lampe prilagođene dnevnoj svjetlosti. Boju je najbolje odrediti prije početka terapijskog postupka pažljivom usporedbom s ključem boja za određeni keramički materijal, uz prethodno kvalitetno čišćenje mekih i tvrdih naslaga na zubima. Ne smije se određivati nakon anestezije, brušenja zuba ili (ukoliko je osoba koja određuje boju umorna).

Da bi se regenerirala sposobnost stanica retine za percepciju žute boje, oči treba odmoriti kraćim gledanjem u akromatsku sivu podlogu (155). Ograničiti se na što kraće fokusiranje zuba u trajanju od 5 do 10 sekundi. Prvi dojmovi obično su najpouzdaniji a nakon toga potrebno je kratko se odmoriti (zbog čega se percipira smanjena svjetlina i zasićenost). Najbolje je obojenje zuba određivati pri dnevnoj svjetlosti između 10 i 15 sati, ali određenu boju provjeriti i na drugim izvorima svjetlosti kako bi se mogućnost metamerije svela na minimum. Boju bi trebalo određivati u što neutralnijem okruženju (zidovi sive boje).

U slučaju dvojbe, odabrati boju veće svjetline i manje zasićenosti (156).

Također je važno prilikom vizualnog određivanja boje održavati konstantan razmak između očiju i zubi koji se promatraju. Zub kojem se određuje obojenje trebao bi biti u visini očiju promatrača na udaljenosti oko 50 cm

Ako pacijent nosi odjeću jarkih boja, prekriti je neutralnim sivim pokrovom, a ako se radi o pacijentici, ukloniti ruž s usana. Svjetlinu određivati kroz poluzatvorene oči, čime se smanjuje količina svjetlosti koja dopire u oko, zbog čega se inaktiviraju čunjići pa se štapićima omogućuje razlučivanje svjetline. Očnjaci se mogu koristiti kao referenca jer imaju najveću zasićenost dominantnog tona zubnog luka (157).

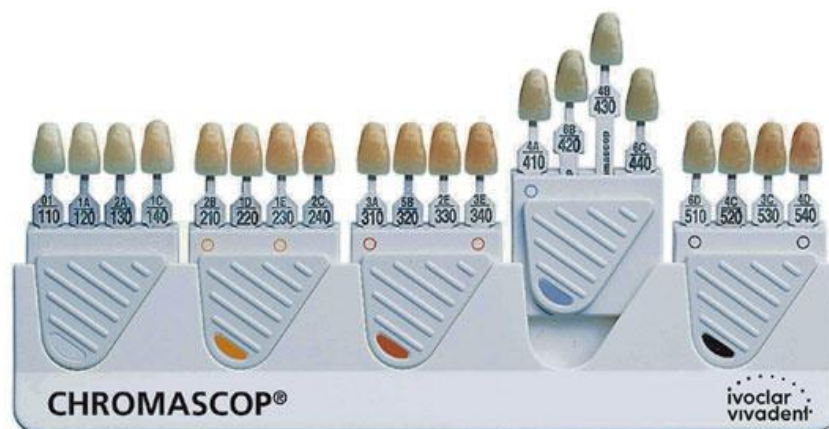
Boja zuba promatra se najprije u njegovu središnjem dijelu, a prvi dojam je od izrazite važnosti. U mlađih pacijenata nijanse su obično svjetlije, u starijih se mijenjaju od žućkaste do tamno sive te smeđe. Osnovnu boju osigurava dentinski sloj, a caklinski i materijali za posebne učinke pridonose konačnom izgledu. Promjena nijanse iz vratnog dijela zuba prema incizalnom bridu postulat je u nanošenju keramičkog materijala. Poznavanje mogućih interakcija među bojama u dentalnoj medicini omogućuje jednostavniji odabir ispravne boje nadomjestka. Upravo tim slojevitim nanošenjem keramičkog materijala tijekom modelacije krunice pridonosi se translucenciji buduće krunice. Raspodjela translucentnih i transparentnih zona pridonijet će „prirodnosti“ nadomjestka (158, 159).

Popularnost primjene ključa boja u dentalnoj medicini temelji se već stotinjak godina na njihovoj jednostavnosti, dostupnosti te konceptu koji se nije mijenjao od samih početaka. Temelji se na prikazu dvadesetak različitih boja i grupa boja (žuta, narančasta, smeđa i sivo-plava) koji nude izbor boja raspoloživih nadomjestnih materijala. Međutim, nikako i sve moguće boje zubi. Najvažniji parametar je svjetlina jer su naše oči (zato što imaju više štapića nego čunjića) osjetljivije na promjene svjetlosti i tame, nego na blage promjene zasićenosti nijanse.

U dentalnoj medicini desetljećima predstavlja zlatni standard, podjeljen je u skupine prema bojama i svjetlini (Slika 41.).



Chromascop ključ boja (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uzorke prema osnovnim tonovima dijeli na pet skupina: skupina 100 - bijela, skupina 200 - žuta, skupina 300 - svijetlosmeđa, skupina 400 - siva i skupina 500 - tamnosmeđa. Unutar skupina uzorci su poslagani prema rastućoj zasićenosti boje (Slika 42.). Svaka se skupina sastoji od četiriju uzoraka označenih brojem koji predstavlja zbroj oznake skupine i oznake zasićenosti 10, 20, 30 i 40. Tako su u prvoj skupini uzorci boja označeni brojevima 110, 120, 130 i 140.



Slika 42. Chromascop ključ boja (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) (preuzeto iz 34)

- Vitapan 3D-Master ključ

Vitapan 3D-Master ključ boja (Vita Zahnfabrik) danas postaje standard, a izabrana boja se može reproducirati s velikom pouzadanošću (Slika 43.). Sastoji se od 26 uzoraka boja koji su prema svjetlini podijeljeni u pet skupina i pokriva gotovo sve nijanse boja u prirodi. Unutar tih skupina uzorci su poredani vertikalno prema zasićenosti i horizontalno prema tonu boje. U prvoj skupini nalaze se dva uzorka, u drugoj, trećoj i četvrtoj skupini po sedam, a u petoj tri.



Slika 43. Vitapan 3D -Master ključ boja (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka)
(preuzeto iz 161)

Brojevi od 1 do 5 ispred slova označavaju skupinu, a time i svjetlinu. Što je manji broj, veća je svjetlina. Broj koji se nalazi ispod oznake skupine (1, 1,5, 2, 2,5, 3) označava zasićenost

(veći broj znači veću zasićenost). Slovo M označava srednju vrijednost zasićenosti unutar svake skupine, dok slova L (*left* = lijevo) i R (*right* = desno) označavaju zelenije (L) i crvenije (R) tonove u usporedbi sa središnjim tonom (M). Na tržištu postoji i nekoliko novih varijacija popularnog 3D-Master ključa; Vita Toothguide 3D-Master, Vita Linearguide 3D-Master, Vita bleachedguide 3D-Master.

Kao važan nedostatak komercijalnih ključeva boja valja navesti činjenicu da su uzorci rijetko izrađeni od materijala od kojih se izrađuju nadomjesci. Oni su deblji od konačne debljine nadomjestka, zbog čega se boja doima zasićenijom. Problem je i činjenica da različiti ključevi nisu usklađeni s bojama materijala svih proizvođača.

Također se navodi da komercijalni ključevi boja pokazuju niz manjkavosti, poput nepokrivanja spektra boja prirodnih zubi u odgovarajućoj mjeri. Budući da se ograničenim brojem uzoraka boja pokušava pokriti oko 6000 nijansi prirodnih zubi, jasno se uočava nesklad. Tako se navodi da Vitapan Classical pokriva samo 6% boja zubi koji se javljaju u prirodi uz veću koncentraciju na određene boje. Zbog toga je određivanje boja koje se nalaze u nepokrivenom prostoru vrlo subjektivno. Pokazalo se da velik dio terapeuta ima „omiljene boje” te boju zuba određuje prema predvidljivom obrascu. Tako je sa 25% boja A3 ključa Vitapan Classical najčešće odabrana boja, A3,5 je zastupljena sa 22%, B3 sa 15% i A2 sa 14%. Ostatak od 24% otpada na sve ostale boje (162, 163).

Strojno (instrumentalno) mjerenje cijelog zuba ili pojedinačnih područja na zubu puno je pouzdanije od ljudskog oka i praktičaru omogućuje davanje konkretnih uputa za korekciju i prilagodbu (kolorimetar, spektrofotometar i spektroradiometar). Međutim, mora se provoditi na način da je ono u korelaciji s vizualnom procjenom. To omogućava odabir geometrije promatranja, standardnog promatrača i izvora svjetlosti. Instrumentalnim određivanjem boje zuba eliminira se subjektivnost te se smatra pouzdanijom i ponovljivijom metodom. Postoje različite vrste uređaja, a u dentalnoj medicini se najčešće koriste kolorimetri i spektrofotometri (164, 165). Digitalni uređaji su precizniji u odnosu na ljudsko oko u situacijama kad se prigodom probe nadomjestka utvrde odstupanja boje koja traže konkretne i precizne upute za korekciju (digitalna kamera) (104, 166).

1.6.2. Tristimulusni kolorimetar

Kolorimetri su uređaji koji se temelje na mjerenju tri osnovne boje (tristimulusne vrijednosti boja). Rade uz pomoć standardiziranih izvora svjetlosti i filtera za crveno (R), zeleno (G) i plavo (B) svjetlo. Stoga je njihova funkcija slična percepciji boja ljudskog oka.

Prilagodbom se stvara aditivna mješavina crvene, zelene i plave boje koja je najbliža referentnom zubu te je s tim dobivena određena vrijednost RGB definirana kao *tristimulus*. Za svaku percepciju boje postoji pripadajuća RGB vrijednost. Većina kolorimetara prikazuje vrijednosti u jednom od CIE prostora boja (XYZ, $L^*a^*b^*$). Kolorimetrijskim određivanjem se utvrđuje RGB vrijednost referentnog zuba koja odgovara određenom uzorku iz ključa boja (101).

Najvažnija prednost kolorimetra je mogućnost direktnog izračunavanja ΔE vrijednosti na temelju razlika u tonu, svjetlini i zasićenju. Smatraju se manje preciznima od spektrofotometara ili spektroradiometara, ograničeni na primjeni samo standardnog promatrača i koristi jedan standardni izvor svjetla. Shade Vision (X-Rite, Grandville, SAD) je klinički primjer intraoralnog kolorimetra u dentalnoj medicini, kojim se provode segmentalna mjerenja (posebno za cervikalnu, srednju i incizalnu trećinu zuba) (167, 168). Uz dobivena mjerenja uključuje i slikovni prikaz zuba (Slika 44.).



Slika 44. Shade Vision kolorimetar (X-Rite,Grandville,SAD) (preuzeto iz 169)

1.6.3. Spektrofotometar

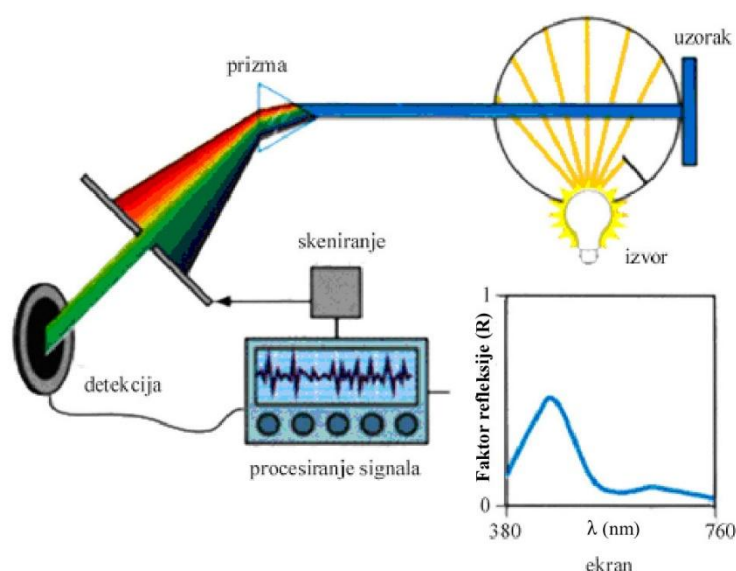
Spektrofotometar je uređaj za analizu vidljivog spektra elektromagnetskog zračenja. Sastoji se od izvora zračenja, monokromatora i detektora (mikroračunala). Spektar nastaje bilježenjem intenziteta zračenja koje je uzorak apsorbirao, propustio ili reflektirao.

Spektrofotometri mjere količinu reflektirajućeg svjetla (spektralna refleksija) i transmisiju od površine obojenog predmeta u svim intervalima vidljivih valnih duljina. Mjerenja se odvijaju kontinuirano (valna duljina slijedi valnu duljinu) te nisu u korelaciji s vizualnom percepcijom oka (Slika 45.).



Slika 45. VITA Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) (preuzeto iz 170)

Rade na principu izdvajanja uskih valnih duljina bijele svjetlosti, upotrebom prizme, optičke rešetke ili interferencijskih filtera (monokromator). Prvo se osvjetljava promatrani uzorak s bijelom svjetlošću te se zatim izračunava količina svjetlosti koju uzorak reflektira. Spektralna refleksija se dobiva uspoređivanjem refleksije s uzorka boje i bijelog standarda (MgO ili BaSO_4) u monokromatskom svjetlu (171). Reflektirana svjetlost dolazi do fotoćelije, koja je pretvara u električne impulse. Impulsi se dalje preračunavaju tako da se na skali može očitati faktor refleksije ili transmisije za točno određenu valnu duljinu, u odnosu na bijeli standard. Kao rezultat mjerenja dobiva se spektrofotometrijska krivulja, u obliku grafičkog prikaza. Suvremeni spektrofotometri daju informacije o CIE standardnom promatraču, krivuljama spektralne emisije za mnoge standardne izvore svjetla i mikroračunalo za izračunavanje CIE tristimulusnih vrijednosti (172) (Slika 46.).



Slika 46. Shematski prikaz rada spektrofotometra (preuzeto iz 108)

Zubni profesionalni spektrofotometri imaju velik izbor izvora svjetla i vrste promatrača pa se koristi i za određivanje indeksa metamerije. Primjenjuju se kod formuliranja bojila, mjerenja indeksa metamerije, zbog čega su pogodni za precizna znanstvena istraživanja. Kod zubnih spektrofotometara dobiveni se podaci prevode u jezik razumljiv svakom praktičaru jer je u uređaj ugrađen softver koji izmjerene vrijednosti pretvara u ekvivalentne šifre odabranih ključeva boja (95, 152, 173, 174.).

Neki od najpoznatijih predstavnika su;

- *Vita Easy Shade Compact* (Vita Zahnfabrik, Njemačka), bežični, prijenosni spektrofotometar koji boju mjeri točkasto ili segmentalno (cervikalna, srednja i inizalna trećina)
- *Shade X* (X-rite, Grandville, SAD) kompaktni je bežični spektrofotometar za točkasto mjerenje (mjerna površina 3 mm)
- *SpectroShade Micro* (MHT, Verona, Italija) je spektrofotometar koji daje i slikovni prikaz, a sadrži unutarnje računalo s analitičkim softverom.
- *Crystaleye* (Olympus, Tokio, Japan), koji kombinira prednosti spektrofotometra i digitalne fotografije.

Spektrofotometri se često koriste i u znanstvenim istraživanjima koja se bave opisom obojenja. Primjenjuju se za ispitivanje preciznosti samih uređaja, usporedbu vizualne i instrumentalne metode određivanja boje, ispitivanja granica percepcije razlika u boji, podudarnosti boje prirodnih zubi i umjetnih materijala, stabilnosti boje materijala koji se koriste u dentalnoj medicini. Ovisno o postavkama istraživanja, mogu se koristiti dentalni spektrofotometri ili oni koji su namijenjeni primjeni u nekim drugim granama industrije, npr. grafičkoj (172).

1.6.4. Spektroradiometar

Spektroradiometri su uređaji koji se koriste za mjerenje različitog spektralnog zračenja, tj. ultravioletnog i dijela vidljivog zračenja (*irradiance*) odnosno, gustoće usmjerenog zračenja (*radiance*). Radiometrijska energija se kod vidljivog spektra mjeri u intervalima od 5, 10 ili 20 nm.

Za reprodukciju boje koristi se telespektroradiometar (TSR), koji se sastoji od teleskopa, monokromatora i fotoreceptora. Omogućuje gledanje boje bez kontakta, gdje su boje mjerene pod jednakim uvjetima kao da su gledane ljudskim okom. Pogodan je za mjerenje same boje kao i njezine površine. Za mjerenje površine boje potreban je izvor svjetlosti koji nije nužan kada se mjeri boja koja zrači. Za materijale koji propuštaju svjetlost boja se mjeri projekcijom svjetlosti i mjerenjem transparencije ili mjerenjem emitirane svjetlosti na bijelom ekranu. Može se također koristiti za usporedbu reprodukcije boja u različitim faktorima (npr. usporedba boje na ekranu i na otisnutom papiru). Međutim, vrlo male promjene u poziciji iz koje se mjeri dovode do pogrešaka u rezultatima (175).

1.6.5. Digitalna kamera

Termin fotografija izvedena je iz grčke riječi “photos”- svjetlost i “graphein”- crtati. Ovu riječ je prvi put upotrijebio Sir John F.W. Herschel 1839. godine, ilustrirajući način snimanja slika pod djelovanjem svjetlosti na odgovarajućem osjetljivom materijalu. Primjena fotografije u dentalnoj medicini danas je sastavni dio brojnih dijagnostičkih i terapijskih postupaka i često vrlo važan dokument u tijeku i na kraju protetičke terapije. Važno je razlikovati intraoralne i ekstraoralne fotografije, kao i digitalne kamere od intraoralnih kamera (Slika 47. i 48.). Intraoralne kamere su nastale adaptacijom medicinskih endoskopskih instrumenata. Vrlo su važne u komunikaciji terapeuta i pacijenta u svakodnevnoj praksi (176, 177, 178).



Slika 47. EyeSpecial C-II Digital Dental Camera, Shofu, Kyoto, Japan (preuzeto iz 179)



Slika 48. Primjer digitalne fotografije lica i segmenata zubnog luka (preuzeto iz 180)

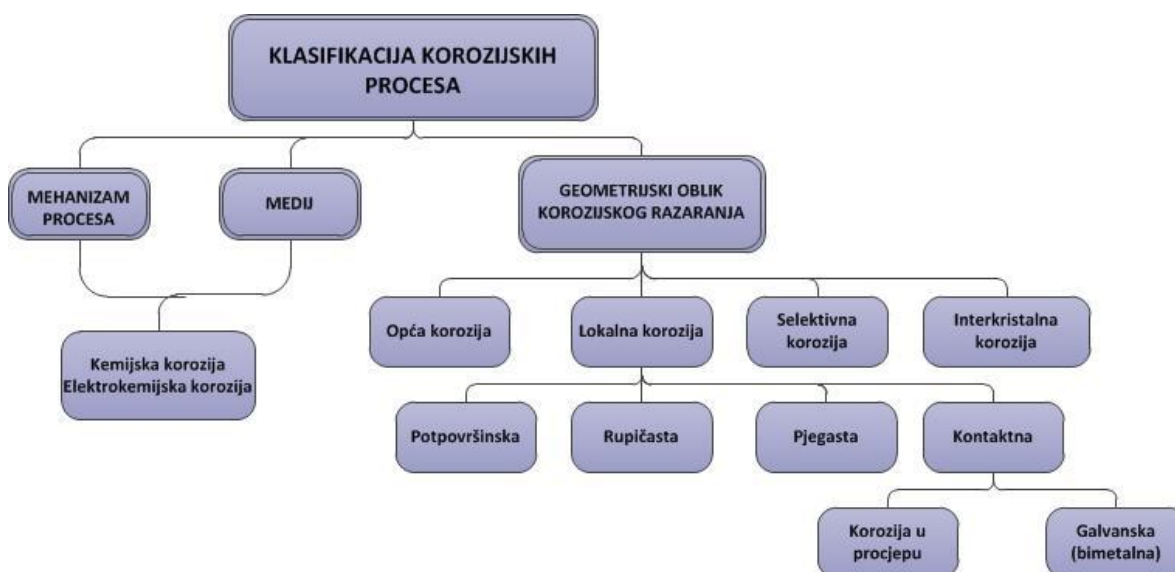
U dentalnoj medicini danas je digitalna fotografija vrlo popularan način prijenosa informacija o boji zuba zubotehničkom laboratoriju. Međutim, kakvoća fotografije ovisi u velikoj mjeri i

o kakvoći osvjetljenja, ali i vještini fotografa. Problem je i činjenica da fotografiju interpretira čovjek, čime nije otklonjena subjektivnost. Stoga su u novije vrijeme razvijeni posebni softveri za analizu boje zubi i usporedbu s poznatim standardima (ključevima boja) npr. Clear Match (Smart Technology, Hood River, SAD).

Najnoviji suvremeni uređaji za mjerenje boje zasnivaju se na tehnologiji digitalnih kamera. Oni stvaraju slike pomoću takozvanog CCD čipa (Color Capture Device), koji se sastoji od mnogo sićušnih elemenata osjetljivih na svjetlost (fotodioda). Koriste se i trobojni filteri, a slični su onima koji se koriste kod kolorimetar. The ShadeRite Dental Vision System i ShadeScan kombiniraju digitalnu tehnologiju sa kolorimetrijskom analizom a SpectroShade je jedini uređaj koji kombinira digitalnu kameru sa spektrofotometrijskom analizom. Važno je naglasiti da fotografija može biti izvrsna pomoć i nadopuna verbalno prenesenim informacijama (181, 182).

1.7. Korozijska

Pod pojmom korozijske podrazumijeva se reakcija materijala s njegovom okolinom, koja uzrokuje mjerljive ili vidljive promjene materijala i može dovesti do njegova oštećenja. Može se definirati i kao nenamjerno razaranje konstrukcijskih materijala uzrokovano fizikalnim, fizikalno-kemijskim i biološkim agensima. Naziv korozijska dolazi od latinske riječi *corrodere* što znači oglodati ili nagristi. Korozijska je reakcija materijala sa svojom okolinom (plinovi, elektroliti itd.) i zbirni je naziv različitih elektrokemijskih procesa. Kemijska postojanost materijala anorganskog podrijetla ovisi o njihovom kemijskom i mineraloškom sastavu, poroznosti, strukturi, svojstvima i sastavu agresivnog medija, temperaturi, tlaku i brzini kretanja agresivnog medija. Može se opisivati mehanizam, brzina, oblik i vrsta korozijske (183, 184) (Slika 49.).



Slika 49. Klasifikacija korozijskih procesa (preuzeto i modificirano iz 185)

Pojam korozijske se primarno odnosi samo na metale i njihove legure, ali i na brojne ostale materijale poput nemetala; betona i drugih vrsta građevinskog materijala, stakla i keramike, i tvari organskog podrijetla; plastike, premaza, tekstila i drugih materijala (9, 186, 187).

Elektrokemijska korozijska metala i legura javlja se na metalima i legurama u dodiru s elektrolitima kao što su voda i vodene otopine kiselina, lužina i soli. Pritom se odvijaju reakcije oksidacije i redukcije. Oksidacija je reakcija kojom neka tvar ili skupina tvari

(reducens) oslobađa elektrone, pri čemu nastaje druga tvar ili skupina tvari. Redukcija je reakcija kojom neka tvar ili skupina tvari (oksidans) veže elektrone, pri čemu nastaje druga tvar ili skupina tvari.

Procesi koji prate elektrokemijsku koroziju:

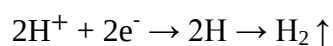
1. *Anodni proces (oksidacija ili ionizacija metala):*

- otapanje metala
- stvaranje elektrona

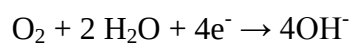


2. *Katodni proces (redukcija H^{+})*

- trošenje elektrona



3. *Katodni proces (redukcija O_2)*



1.7.1. Mehanizmi i vrste korozije

Razlikuje se nekoliko kemijskih mehanizama korozije kristalnih materijala. To su;

1. Kongruentno otapanje uz jednostavnu disocijaciju

"Kongruentno" (lat. congruere znači podudarati) otapanje znači da je odnos kemijskih elemenata konstituenata u otopini isti kao u čvrstoj tvari koja se otapa. Reakcija ne ovisi o pH vrijednosti. Kako se kristal otapa, površina kristalnih zrna se povlači (otapanje ne mora biti ravnomjerno). Na površini se tako ne formira zaštitni sloj.

2. Kongruentno otapanje uz kemijsku disocijaciju s otapalom

Otapanje je kiselo-bazna reakcija ili reakcija hidrolize. Produkti kemijske reakcije nisu čvrste tvari i povlačenje površine je bez formiranja površinskih slojeva. Ne samo brzina reakcije već i reakcijski mehanizam ovisi o pH vrijednosti.

3. Inkongruentno otapanje uz nastajanje kristalne faze kao produkata reakcije

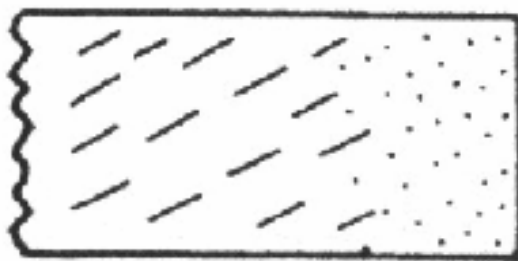
Tijekom inkongruentnog otapanja postoji reakcija originalne čvrste tvari s otopinom uz formiranje nove čvrste faze različitog sastava. Koncentracija otopljene tvari ne javlja se u istoj količini kao u izvornoj čvrstoj tvari.

4. Inkongruentno otapanje uz nastajanje amorfnih slojeva

Kod aluminosilikatnih materijala javljaju se različite vrste reakcija. Produkt reakcije razlikuje se po kemijskom sastavu od polaznog keramičkog materijala. Na površini aluminosilikatnog materijala nastaju parcijalno hidrolizirani i polimerizirani spojevi silicija i aluminija. Produkt kemijske reakcije je često amorfne strukture i naziva se „gel sloj“. Kemijski modificirana površina može ostati netaknuta.

5. Ionska izmjena

Reakcije ionske izmjene su one u kojima se pokretni ioni izlučuju iz jako otpornog osnovnog materijala ostavljajući osnovni materijal više - manje netaknut. Nema oštre granice između otapanja površine uz kontinuirano formiranje gel sloja i reakcija ionske izmjene (185, 187). Također je kao popratna reakcija prisutno i neznatno kongruentno otapanje (Slika 50.).



Slika 50. Ionska izmjena (crtice predstavljaju ionsku izmjenu a točkice gel sloj) (preuzeto iz 185)

Za karakterizaciju korozijskih procesa kod anorganskih materijala treba uzeti u obzir sljedeće pojavne oblike korozije:

- *POVRŠINSKA KOROZIJA* - se odvija ravnomjerno
- *SELEKTIVNA KOROZIJA* - iz materijala se izlučuju lakše topljivi sastojci
- *TOČKASTA KOROZIJA* - mjesta napada su nesavršenosti na površini (nečistoće, napukline, pore ...)
- *INTERKRISTALNA KOROZIJA* - korozija napreduje duž granica zrna (186)

Ovisno o vrsti korozijskog medija u praksi se razlikuju tri tipa korozije keramike:

- korozija u kapljevitoj fazi
- korozija u talinama
- korozija uzrokovana vrućim plinovima.

1. KOROZIJA U KAPLJEVITOJ FAZI

Korozija u kapljevitoj fazi nastaje djelovanjem vode, kiselina i lužina. Za ispitivanje kemijske postojanosti (otpornosti na koroziju) keramičkih materijala nema propisanih normi. Za određivanje intenziteta korozije u kapljevitoj fazi primjenjuju se sljedeći postupci:

a) Ispitivanje penetrantima

Nakon izlaganja uzorak se pere i suši te uranja u obojenu otopinu. Jačina obojenja je mjera za veličinu korozije. Na uzorcima koji su odrezani okomito na površinu može se odrediti dubina prodiranja otopine. Metoda ispitivanja penetrantima nije potpuno pouzdana, stoga ju je potrebno kombinirati s drugim metodama ispitivanja.

b) Promjene dimenzija

Određivanje promjena dimenzija, npr. debljina stjenki, primjenjuje se u slučaju površinske korozije, ali se ne može primijeniti u slučaju interkristalne korozije.

c) Gubitak mase

Jedna od metoda ispitivanja intenziteta korozije je određivanje gubitka mase (Δm) iskazane u gramima po cm^2 ispitnog uzorka.

d) Smanjenje savojne čvrstoće

Smanjenje savojne čvrstoće ukazuje na utjecaj procesa korozije na mehaničku otpornost, a time i na vijek trajanja keramičkih dijelova.

d) Smanjenje tvrdoće

Posljedica korozije ispitnih uzoraka je primjetno smanjenje tvrdoće. Međutim, izmjerene vrijednosti tvrdoće jako osciliraju, te se iz njih ne mogu izvući pouzdani zaključci.

e) Otpornost na trošenje

Tribološka ispitivanja na korodiranim uzorcima omogućuju procjenjivanje trajnosti dijelova u korozivskim medijima.

g) Ispitivanje optičkim mikroskopom i pretražnim elektronskim mikroskopom

Ispitivanjem korodiranih uzoraka optičkim mikroskopom i pretražnim elektronskim mikroskopom može se pratiti proces i mehanizam korozije tijekom vremena.

2. KOROZIJA U TALINAMA

Mehanizmi korozije keramike su različiti pri djelovanju anorganskih nemetalnih talina (kao što su npr. rastaljene soli, oksidi) i metalnih talina.

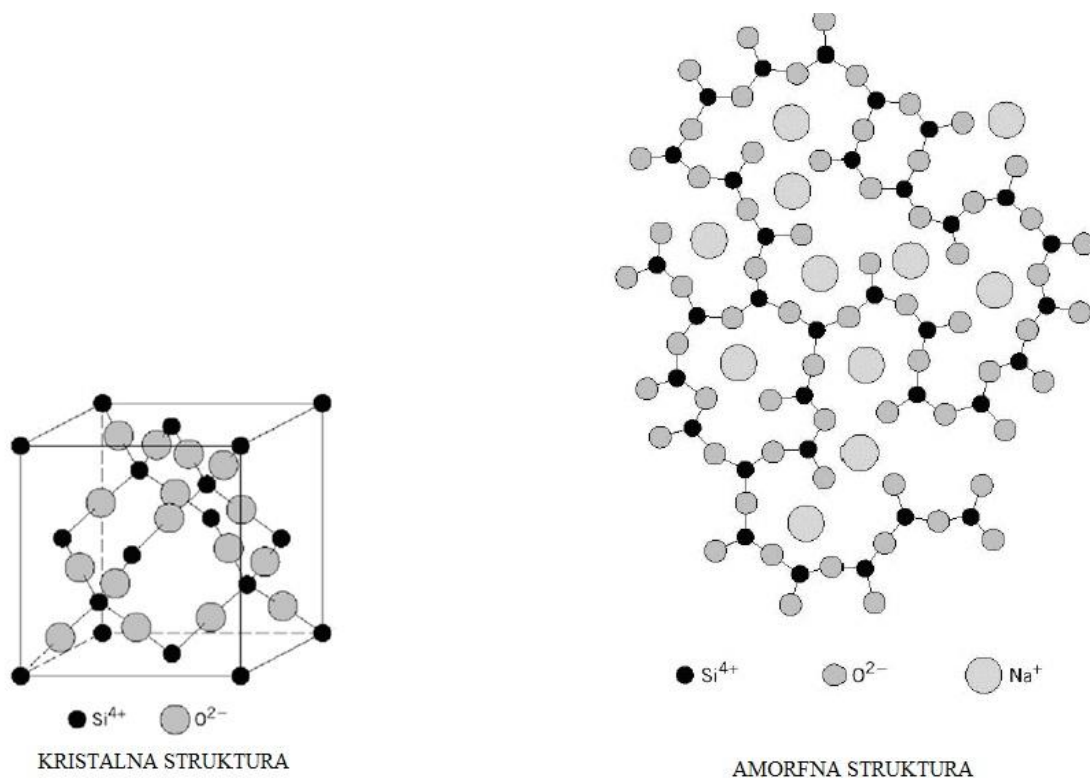
3. KOROZIJA UZROKOVANA VRUĆIM PLINOVIMA

Načelno su svi oksidni materijali otporni na koroziju u zraku i oksidirajućoj atmosferi gotovo do temperature taljenja. Svi neoksidni materijali su osjetljivi na kisik pri temperaturama višim od 1200 °C.

Mnogi neoksidni materijali, kao na primjer materijali na bazi SiC, kada su izloženi oksidaciji, stvaraju gusti zaštitni sloj silicijevog oksida koji štiti od daljnje oksidacije. Korozivsko ponašanje keramike pri izlaganju drugim plinovima (Cl₂, SO₂, NO_x itd.) nije dovoljno poznato. Ispitivanje korozije u vrućim plinovima obavlja se izlaganjem uzoraka poznatim koncentracijama plina pri određenoj temperaturi (186, 188).

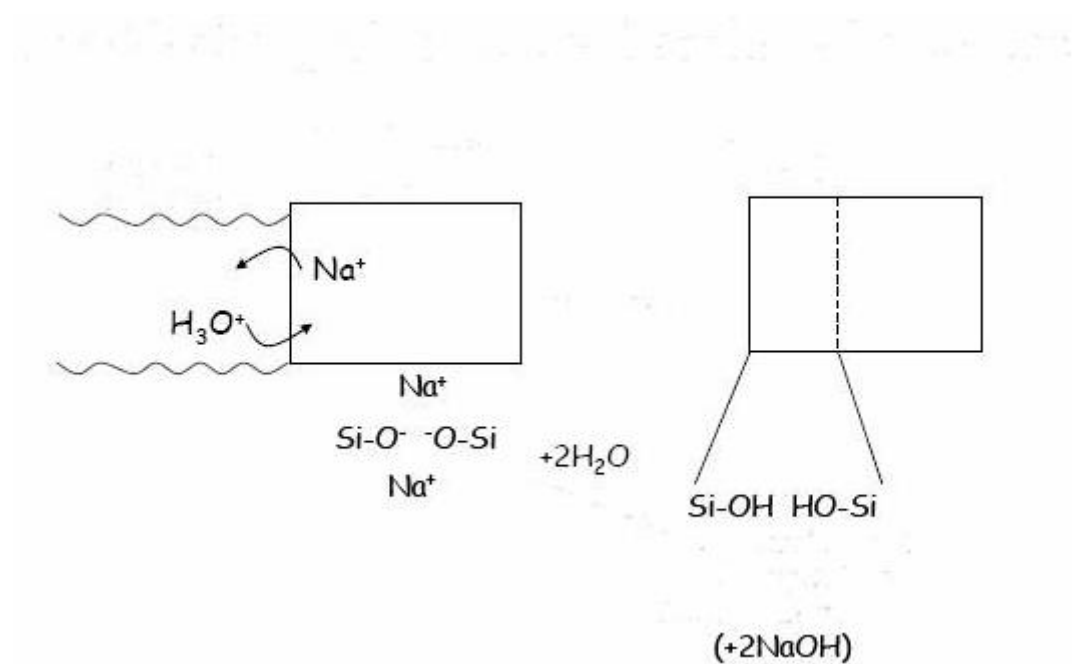
1.7.2. Korozijska stakla i keramike

Za korozijsku keramiku u literaturi je uvriježen naziv kemijska degradacija, što je puno logičnije i primjenjivije. Keramički materijali su stoga podložni kemijskoj degradaciji koja je nadalje povezana sa starenjem materijala (u literaturi engl. "*chemical degradation of ceramics and effects on aging*"). Budući da keramika nije vodljivi materijal, korozijska je najčešće posljedica različite topljivosti u otapalima. Za razliku od metala, keramički materijali se smatraju korozijski postojanim, tj. biološki inertnim, zato što je brzina korozijske znatno niža nego kod metala. Osnovna strukturna jedinica silikatne keramike, SiO_2 tetraedar koji može imati kristalnu ili amorfnu strukturu (staklo). Sinterirani izradak silikatne keramike sadrži visok udio amorfne faze (Slika 51.).



Slika 51. Prikaz kristalne i amorfne strukture stakala (preuzeto iz 185)

Razlikuju se dvije faze korozijskog procesa stakla koje se mogu pratiti odvojeno ili zajedno. Prva faza je korozija u kapljevima, uzrokovana vlagom. To se može protumačiti kao ionska izmjena ili ekstrakcija (izluživanje) iona alkalija (Na^+ , K^+) i/ili iona zemnoalkalija (Ca^{2+} , Mg^{2+}) koja se odvija između iona alkalija i/ili iona zemnoalkalija iz stakla i vodikovih iona (H^+) iz korozivne otopine. Nakon ekstrakcije (izlučivanja iona alkalija i/ili iona zemnoalkalija iz stakla), na površini stakla ostaje površinski sloj obogaćen sa sadržajem SiO_2 (koloidni sloj silicijeva gela). Pritom koloidni sloj silicijeva gela ostaje na površini stakla, a ioni kalija i/ili ioni zemnoalkalija odlaze u okolnu otopinu ili se nagomilavaju i koncentriraju na površini stakla (Slika 52.).



Slika 52. Reakcija selektivnog izluživanja (preuzeto iz 183)

Stvoreni sloj silicijoksidnoga gela štiti površinu stakla od daljeg razaranja i ima zaštitnu ulogu u odnosu na donje slojeve. pH vrijednost otopine signifikantno utječe na korozijski proces, tj. rapidno smanjenje pH vrijednosti otopine može uzrokovati i rapidno uništavanje površine stakla (187, 188).

Druga faza korozije je proces destrukcije površinskog sloja stakla i to djelovanjem lužnatih otopina. Staklo je kemijski postojano u mnogim kiselinama, ali je jako osjetljivo na lužnate otopine i materijale (posebice na povećanje koncentracije OH^- iona i to pri pH vrijednosti

otopine veće od 9). Rezultat djelovanja lužnatih otopina je kidanje veze između silicija (Si) i kisika (O), koje vodi prema otapanju površine stakla (kongruentno otapanje). Kongruentno otapanje karakterizirano je potpunim otapanjem stakla koje nastupa nakon dugog vremena perioda. Kongruentno otapanje je dominantan proces u lužnatim otopinama, a ionska izmjena dominantan je mehanizam u većini kiselih otopina (189). Između grupa materijala (silikatna, oksidna i neoksidna keramika), kao i između pojedinih materijala, postoje razlike u reaktivnosti u uvjetima korozije, kao i u korozijskoj postojanosti.

Korozijska postojanost procjenjuje se i mjeri preko:

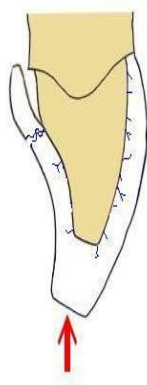
- gubitka mase (debljine) i volumena
- promjene mehaničkih i ostalih svojstava tijekom korozijskog djelovanja
- opažanja pojava površinskih oštećenja ili strukturnih promjena u nutrini presjeka, kao i na druge načine.

1.7.3. Utjecaj korozije na strukturu keramike

U kliničkoj primjeni keramički se materijali smatraju inertnima, što je netočno jer u biološkim uvjetima stupaju u kemijske reakcije. Oksidacija dovodi do strukturnih promjena materijala, poglavito u površinskom sloju, te na granicama zrna. To što ima utjecaj na mehanička svojstva kao što su; gustoća, toplinska ekspanzija, toplinska i električna provodljivost. Ključni faktori za visoku otpornost na koroziju su kemijski sastav, struktura (svojstva materijala su određena njegovom strukturom), trajanje izloženosti i agresivnosti korozivnog medija te tehnološki postupak u zubnom laboratoriju (190). Zbog stalne promjene pH sline (hrana, piće, bolesti probavnog trakta) ovi procesi mogu kompromitirati funkcijsku trajnost fiksnoprotetskog rada. Uslijed toga dolazi do otpuštanja iona, “gubitka mase”, promjene mehaničkih svojstava (čvrstoća), promjene estetskih svojstava, povećanja hrapavosti površine nadomjestka (191 - 193).

Sve te promjene dovode do sekundarnog poroziteta. Sekundarni porozitet slabi strukturu keramike. Hrapavost površine keramičkih nadomjestaka može se kasnije odraziti na trošenje antagonista i akumulaciju plaka. Postojanje plaka također oslabljuje strukturu keramike

uzrokujući kritičnu izmjenu iona na površini i povećava osjetljivost keramike na buduće kemijske agense (192). U keramičkom materijalu prisutan je primarni porozitet, nastao lošom kondenzacijom keramičkoga praška, neodgovarajućim veličinama čestica keramičkoga praška, nedovoljnim vlaženjem keramike tijekom modeliranja i neadekvatnim postupkom sinteriranja. Prilikom ponavljajućeg opterećenja u ustima dolazi do zamora gradivnog materijala nadomjestka, a pod utjecajem biološkog korozivnog medija dolazi do nastanka pukotine u materijalu. Pukotina s vremenom raste, kida kovalentne i ionske veze unutar kristala i širi se u dubinu. Tako narušena struktura rezultira promjenama mehaničkih svojstava, a može uzrokovati u konačnici i lom nadomjestka (Slika 53.).



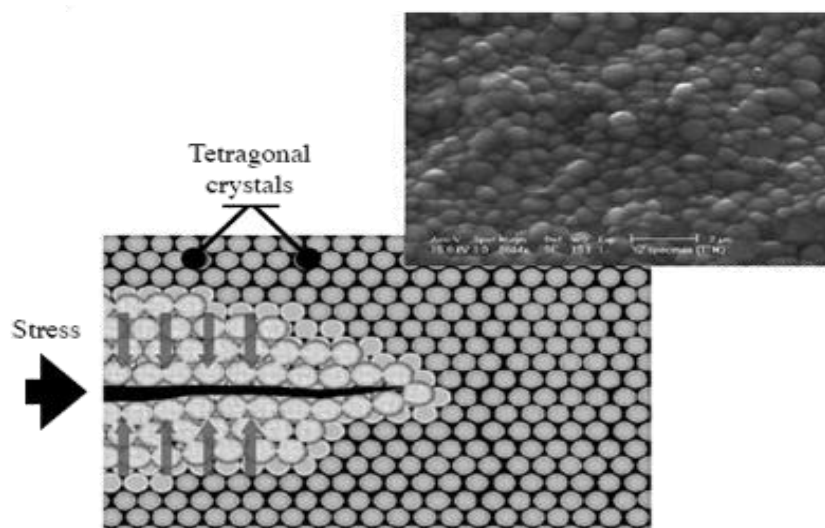
Slika 53. Puknuće keramičke krunice pod opterećenjem (preuzeto iz 191)

Vjerojatno najvažnije svojstvo koje je pod utjecajem korozije je čvrstoća. Čvrstoća je iznos naprezanja neposredno prije razaranja i proporcionalna je gustoći materijala. Druga svojstva također se mijenjaju pod utjecajem korozije, ali općenito ne dovode do većih promjena, kao što je često slučaj s promjenama u čvrstoći (Slika 54.).

Smanjenje čvrstoće keramike zbog utjecaja korozije pojavit će se kao posljedica:

- pucanja površinskog sloja zbog velike razlike u termalnoj ekspanziji površinskog i dubinskog sloja
- otapanja sekundarne faze pri visokoj temperaturi
- smanjenja viskoznosti u trećoj fazi nastajanja keramike

- površinskih pukotina koje nastaju zbog polimorfnih promjena u kristalnoj fazi na površini materijala
- porasta pukotina (184, 194).



Slika 54. Naprezanje u keramičkom materijalu (preuzeto iz 183)

Sve navedene promjene poznate su pod imenom napetosna korozija, a događa se kada je materijal u korozivnom mediju pod opetovanim mehaničkim opterećenjem. Na koroziju keramičkih materijala uvelike utječe količina staklene faze, jer upravo staklena faza korodira. Naravno, ovaj podatak je bitan kod suvremenih oksidnih keramika gdje je zastupljenost staklene faze vrlo mala ili je uopće nema. Oksidne keramike i s ovog aspekta dobivaju na značaju u kliničkoj primjeni (195). Stomatološki materijali moraju se ispitati prema strogim kriterijima kako bi se postigla njihova dugotrajna terapijska vrijednost. Jedno od najvažnijih svojstava svakoga restaurativnog materijala jest njegova *biološka inertnost*. Inertnost nekog materijala može se opisati i njegovom kemijskom degradacijom. Postoji niz različitih metoda ispitivanja kemijske postojanosti restaurativnih materijala (189).

Dvije najzastupljenije metode za ispitivanje su definirane prema standardima ISO i ADA. U spomenutim metodama koristi se 4% octena kiselina kao medij koji ubrzava degradaciju keramike. Osim tih metoda postoje i brojne druge kojima se pokušalo detaljnije, jednostavnije i dugotrajnije ispitati kemijska postojanost restaurativnih materijala (196, 197). Unatoč svim

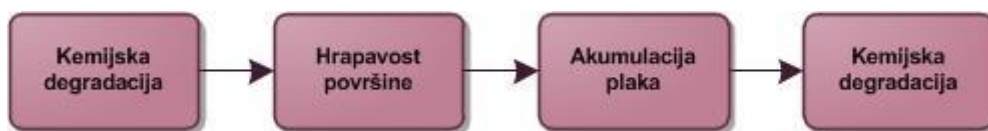
spoznajama, još nije do kraja poznato ponašanje dentalnih gradivnih materijala u usnoj šupljini.

1.7.4. Biokorozija

Kemijska postojanost građivnih materijala u pravilu se određuje laboratorijskim ispitivanjima uzoraka materijala koji korodiraju. U literaturi su opisani razni oblici korozije, najčešće se radi o biološkoj, koja je u osnovi elektrokemijska korozija u biološkoj okolini. U gotovo svim slučajevima se na čvrstim površinama nadomjestka koloniziraju bakterije i oblikuju u biofilme. Njihovi proizvodi metabolizma zatim aktiviraju različite vrste korozije. Mnogi čimbenici koji pritom djeluju su još uvijek neistraženi.

Kemijska korozija je reakcija materijala s plinovima i tvarima na čije površine prodire otapalo ("plastifikator"). Selektivna korozija se može dogoditi u materijalima čija se mikrostruktura sastoji od nehomogenih kristalita. Korozijsko trošenje (tribokorozija) nastaje pri klizanju dviju površina u korozivnoj okolini, pa se trošenju pridodaje i kemijska degradacija materijala. Otpornost na koroziju se mjeri normom DIN 13906-T2. Koroziju može ubrzati postojanje naprezanja u materijalu, bilo izvana (narinutog) ili unutarnjeg naprezanja, (mikrostrukturnog). U skupinu kemijskih čimbenika koji uzrokuju koroziju u oralnoj sredini spadaju vlaga, sadržaj soli, ravnoteža i topljivost karbonata, pH vrijednost. U skupinu fizikalnih čimbenika spadaju mehanička djelovanja, temperatura i tlak. U skupinu bioloških čimbenika: djelovanje mikroorganizama i njihova potrošnja te proizvodnja kisika i ugljičnog dioksida. Koncentracija vodikovih iona, kao i kisika u elektrolitu snažno utječu na intenzitet razvoja procesa elektrokemijske korozije. Intenzitet procesa korozije naglo raste kad se ta koncentracija iona (kiselost) povećava (192).

Oslobađanje elemenata uzrokuje promjene na mekim tkivima, subjektivne poteškoće koje u nekih osoba rezultira i sa alergijskim reakcijama. U literaturi su zabilježeni podaci sistemnih citotoksičnih promjena, ali oni su znatno manji nego kod upotrebe metala. Kako oslobađanje iona prati i gubitak specifične mase, mijenjaju se svojstva oslabljenog materijala u funkciji. Utjecaj hrapavosti površine keramičkih nadomjestaka se odražava na trošenje antagonista, akumulaciju plaka (pogotovo na rubnom dijelu gdje postoji potencijalni čimbenik stvaranja sekundarnog zubnog karijesa). Postojanje plaka također naknadno oslabljuje strukturu keramike uzrokujući nastavak kritične izmjene iona na površini i povećava osjetljivost keramike na buduće kemijske agense. Gledajući kemijsku degradaciju vremenski tijek zbivanja je sljedeći prikazan na slici 55.



Slika 55. Proces kemijske degradacije

Zubne keramike mogu korodirati ako postoji razlika u koncentraciji elektrolita na njihovoj površini, tj. postoje li manja ili veća prisutnost zraka. Ovaj je proces osobito moguć na nedovoljno poliranim površinama nadomjestka. Reakcija je izraženija postoji li neadekvatna higijena. Tako u ustima nastaje „članak“ uvjetovan prisutnošću kisika iz zraka. Mjesta bogatija kisikom djeluju kao plemenitija, za razliku od područja na kojima je pristup kisika minimalan ili nikakav. Ta područja djeluju kao anoda i manje su postojana. Ovakav galvanški članak nastaje na nedovoljno ispoliranim mjestima krunica, mostovima, mjestima koja su naknadno ubrušavana radi usklađivanja okluzije, bruksofasetama protetskih radova ili na mjestima za retencije kvačice. U pore i u pukotine zrak teško prodire, jer su najčešće pokrivene plakom ili slinom. Do raspada organskih tvari i bakterija u slini dolazi pod djelovanjem kisika, čime se slina osiromašuje kisikom. Mehanizam ovog tipa korozije često je nazvan pukotinasta, rupičasta ili pitting korozija. Uzrokovana je činjenicom da se u porama odlaže plak koji smanjuje koncentraciju kisika na dnu pore u odnosu prema površini. Da bi se umanjila ovakva korozija, važna je završna obrada nadomjestka. Do stvaranja članka može doći i do onog dijela nadomjestka izloženog u gingivalnom sulkusu. Mogući oblici korozije na protetskim radovima jesu: ravnomjerna korozija, djelomična (selektivna) korozija, interkristalna korozija i korozija zbog naprezanja (198). Može se zaključiti da rezultirajuća mikrostruktura ima najvažniju ulogu u biološkom ponašanju materijala. Izlučivanje iona iz materijala presudnija je nego njegova prisutnost u materijalu jer uzročno-posljedične promjene u strukturi materijala rezultiraju određenim promjenjivim svojstvima materijala (199). U ustima je korozija vrlo kompleksno zbivanje. U metal-keramičkom sustavu korozijski je najosjetljivija granična površina između metala i keramike (183,194).

1.8. Hrapavost zubne keramike

Hrapavost površine bitno utječe na svojstva materijala. Hrapavost površine je u općem smislu mikrogeometrijska nepravilnost površine, koja nastaje tijekom postupaka obrade (jatrogeno) ili otapalu nakon izlaganja u aktivnom mediju.

Minimalne promjene mogu uzrokovati promjene u interakciji između keramičke površine i biološke okoline. Na površini postoje mjesta gdje dolazi do međupovršinske adhezije zbog postojećeg biofilma, plaka, kojem prethodi postojanje pelikule. Kako postoji hrapavost površine na nadomjestku, počinje stvaranje reakcije koja za posljedicu ima daljnje otapanje dijelova nadomjestka i narušavanje morfologije njegove površine. Ukoliko je medij kisel, reakcija je nepovoljnija. Hrapava površina protetskog rada, s druge strane, dovodi do nakupljanja plaka, povećava mogućnost nastanka cirkularnog karijesa i različitih oblika gingivitisa. U vrlo rijetkim slučajevima može dovesti do aftoznog stomatitisa prema podacima iz literature (194, 191, 198).

Kada je riječ o akumulaciji biofilma na površini protetskog nadomjestka (odnosno plaka), treba uzeti u obzir morfologiju hrapavosti površine. Sekundarne pore imaju veliku važnost. Hrapavost površine zubne keramike ovisi o:

- načinu završne obrade nadomjestka
- jatrogenim čimbenicima
- pH vrijednostima usne šupljine
- ili uvjetno oralnim parafunkcijama.

Također, treba uzeti u obzir da su referentne veličine biofilma razmatrane u nano veličinama. Veličina stanica pojedinih bakterijskih vrsta je različita i nije stalna te ovisi o djelovanju različitih činitelja. Duljina im se kreće od 300 do 20 000 nm, a promjer od 500 do 2000 nm. Kao posljedica toga površina je osjetljiva na kolonizaciju bakterija, a što je površina veća, to je reaktivnija (198, 200).

1.9. Svrha istraživanja

Svrha istraživanja je pomoću spektrofotometra izmjeriti optička svojstva obojenja zubnih keramika i pritom pobliže analizirati svojstva; svjetline, kromatičnosti i translucencije te hrapavosti staklokeramičkih uzoraka u tri različite boje, izrađenih trima tehnološkim postupcima i usporediti ih međusobno, te s komplementarnom bojom iz ključa boje. Optička svojstva te hrapavost izmjerit će se prije i poslije izlaganja korozivnom agensu, 4% octenoj kiselini (ISO 6872).

1.9.1. Hipoteze

Testiraju se sljedeće nulte hipoteze:

1. Optička svojstva staklo-keramika nisu komplementarna standardu.
2. Optička svojstva staklo-keramike nisu ovisna o boji unutar iste tehnologije izrade bez usporedbe sa standardom.
3. Optička svojstva staklo-keramike nisu ovisna o tehnologiji izrade.
4. Korozija ne utječe na promjenu optičkih svojstava staklo-keramike.
5. Korozija ne utječe na hrapavost staklo-keramike.

2. MATERIJALI I POSTUPCI

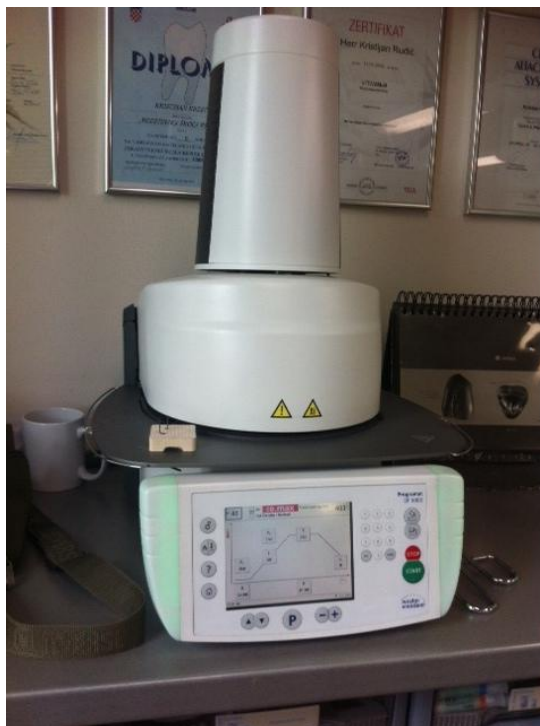
2.1. Priprema uzoraka

Uzorci su izrađeni u zubotehničkom laboratoriju «Kristijan Rudić», Poljanice 11, Zagreb, standardnim postupcima prema uputama proizvođača. Izrađeno je devet pločica IPS e.max staklo-keramike (Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) veličine (10 mm × 12 mm × 0,8 mm) različitog kemijskog sastava, trima različitim tehnološkim postupcima i po tri boje svakog tipa.

Prva grupa uzoraka je dobivena postupkom slojevanja; tri različite boje (A2, C2 i B3) IPS e.max Ceram Dentin. Pločice su napravljene postupkom kondenzacije; ručnim miješanjem keramičkog praška i destilirane vode prema uputi proizvođača te pečenjem u peći (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) (Slika 56. i Slika 57.).



Slika 56. Ručno miješanje keramičkoga materijala



Slika 57. Peć za pečenje keramičkih nadomjestaka

Početna temperatura pečenja je 400 °C, zatim sušenje 6 min. Zagrijavanje je 50 °C /min do krajnje T od 745 °C gdje se peče u terminu od jedne minute. Peć je potom otvorena i hlađena do 450 °C. Postupak poliranja polirerima (Komet Dental Gebs-poliranir. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Njemačka) i pastom s česticama dijamanta (Fegupol-Polierpaste 8059 Feguramed GmbH, 74722 Buchen, Njemačka) je standardan (Slika 58.).



Slika 58. Obrada uzoraka

Druga grupa uzoraka; tri različite boje (A2, C2 i B3) izrađena je toplo-tlačnim postupkom, tri različite boje (A2, C2 i B3). Odabrani su valjčići IPS e.max Press keramika visoke translucencije (high translucency-HT). Izmodelirane su 3 pločice od voska (GEO Snow-white-L wax, Renfert GmbH, 78247 Hilzingen, Njemačka) pomoću posebno pripremljenih silikonskih kalupa predviđenih dimenzija. Postavljeni su uljevni kanalići debljine 2,5 mm te su pločice položene na postolje za ulaganje. Potom je postavljena silikonska kiveta i ljevan materijal za ulaganje (IPS Press VEST Speed, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) (Slika 59.). Nakon 20 minuta, zbog stvrdnjavanja materijala kiveta je stavljena u peć za predgrijavanje (Renfert Magma, Renfert GmbH, 78247 Hilzingen, Njemačka), gdje je grijana do 870 °C, nakon čega izgara vosak. Kiveta odstoji 30-ak minuta na 870 °C, te je stavljena u peć za prešanje (Programat EP 5000 Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) (Slika 60.). Pločice keramike se prešaju tijekom 15 minuta na 950 °C. Nakon hlađenja kivete, objekt je oslobođen od uložnog materijala te je stavljen na 20 minuta u otopinu fluorovodične i sumporne kiseline (IPS e.max Press Invex solution, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn). Potom su pločice polirane do glatke površine s polirerima (Komet Dental Gebs-poliranir. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Njemačka) i pastom s česticama dijamanta (Fegupol-Polierpaste 8059 Feguramed GmbH, 74722 Buchen, Njemačka) (Slika 61.).



Slika 59. Silikonska kiveta i postupak ulaganja



Slika 60. Peć za postupak toplo-tlačne izrade (Programat EP 5000 Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn)



Slika 61. Završno poliranje uzoraka

Treća grupa uzoraka izrađena je iz presinteriranih blokova IPS e.m.x CAD (high translucency-HT) za strojnu izradu iz tri različite boje (A2, C2 i B3) (Slika 62.). Ovaj materijal se glode pomoću glodalice Amann Girrbach Ceramill Motion 2 (Koblach, Austrija) (Slika 63.). Uzorci su potom sinterirani u peći (Programat EP 5000 Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) na 400 °C. Vakuum se uključuje na 550 °C, krajnja temperatura je 840 °C. Nakon toga se uzorci sporo hlade do 700 °C, čime se postupak kristalizacije dovršava. Uzorci zaprimaju konačne dimenzije (Slika 64.). Sušenje traje 6 minuta i T se diže 90 °C/min.



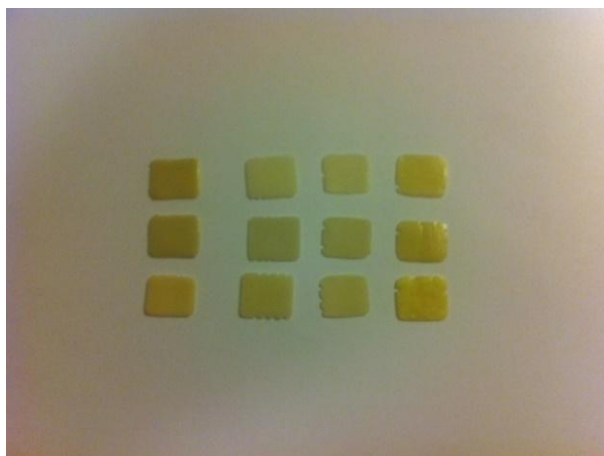
Slika 62. Presinterirani blokovi za strojnu izradu



Slika 63. Glodalica za CAD/CAM izradu

Nakon izrade, svi uzorci su bili ispolirani polirerima, gubicama i silikonskim karbamidnim diskovima (Komet Dental Gebs-poliranir. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Njemačka) do glatke ravne površine te su oprani i očišćeni u ultrazvučnoj kupelji s destiliranom vodom 15 minuta (ISO 3696).

Izrađena su i po tri uzorka iz polimetil-metakrilat (PMMA), (Ivocron, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) u tri boje (130, 410, 310), klasičnim postupcima izrade akrilatnog nadomjestka (Slika 64.). Ovaj materijal nije bio predmetom detaljne analize već je usputno korišten isključivo zbog svoje dugogodišnje primjene u dentalnoj protetici.



Slika 64. Uzorci staklo-keramike IPS e.max Dentin Ceram, Press i CAD te akrilata Ivocron

2.2. Postupci mjerenja

2.2.1. Kolorimetrijska i spektrofotometrijska analiza uzoraka

Mjerenja optičkih svojstava uzoraka i referentnog uzorka ključa boje *in vitro* provedena su na Grafičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu koristeći se instrumentalno, kalibriranim spektrofotometrom (DTP 20 Pulse, X-Rite, Neu Isenburg, Njemačka). Takav spektrofotometar najčešće je korišten u grafičkoj industriji i vrlo je pogodan za mjerenje boje ravnih površina i minimalnih dimenzija (10 mm × 12 mm × 0,8 mm). U slučaju ovog istraživanja na (ravnim pločicama). Ne bi se mogao koristiti za intraoralna mjerenja (Slika 65., Slika 66., Slika 67. i Slika 68.).

Karakteristike spektrofotometra su sljedeće;

- spektralni senzor: DRS tehnologija
- spektralni opseg mjerenja: 400-700 nm
- ponovljivost: 0,2 ΔE max
- brzina mjerenja: 2 s po mjerenju
- interno instrumentsko slaganje: $< 1 \Delta E$ max $< 0,5$ prosjek
- mjerna geometrija: 45°/0° ANSI i ISO standard
- dimenzije/masa: 6,9x7,6x13,7 cm /340 g
- izbor svjetlosti D65 (mogućnost odabira i A, C, D50, D55, D75, F2, F7, F11, F12)
- kut promatranja po CIE: 2°, 10°
- mjerni zaslon : 4 mm

Prije mjerenja spektrofotometar je kalibriran prema uputama proizvođača. Sva mjerenja je obavio jedan ispitivač. Pri osvjetljenju D65 (6500 K) obavljeno je po 10 mjerenja na svakoj pločici keramike i akrilata, tako da se mijenjao položaj mjernog uređaja (spektrofotometra) na pet različitih mjesta s jedne strane površine uzorka pa zatim i s druge. Također su provedena

mjerjenja komplementarnih uzoraka ključa boja Vitapan Classical (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) koji su bili referentni uzorci. Mjerjenja su praćena s pomoću računalnog programa Color Shop X koji je integriran s X-ritovim spektrofotometrima.



Slika 65. Uzorci staklo-keramike i akrilata



Slika 66. Postupci mjerenja uzoraka zubnih keramika na spektrofotometru DTP 20 Pulse, X-Rite povezanim sa softverom



Slika 67. Spektrofotometar DTP 20 Pulse, X-Rite



Slika 68. Softverski prikaz mjerenja spektrofotometrom DTP 20 Pulse, X-Rite u CIE $L^*a^*b^*$ sustavu

Nakon izmjerenih CIE $L^*a^*b^*$ računale su se numeričke vrijednosti optičkih parametara prema zadanim jednadžbama.

U većini kolorimetrijskih istraživanja koja se bave mjerenjem obojenja razlika između dvije boje se kvantificira unutar CIE $L^*a^*b^*$ prostora boja, a ΔE se računa pomoću jednadžbe ΔE^*_{ab} koja glasi:

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

U ΔE_{ab} jednadžbi svjetlina, ton i zasićenost imaju istu težinu. Međutim, s obzirom na činjenicu da $L^*a^*b^*$ prostor boja nije uniforman, javljaju se nepravilnosti. U težnji za što većom preciznosti predložene su alternativne jednadžbe poput CMC₁₁ ili CIE₉₄ koje se nisu pokazale dovoljno pouzdanima. Godine 2001. predložena je jednadžba ΔE_{00} kojoj su dodane korekcijske funkcije. Upravo tu jednadžbu trenutno preporučuje CIE:

$$\Delta E^*_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L^*}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C^*}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H^*}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C^* \Delta H^*}{S_C S_H}\right)}$$

koja se u istraživanjima koja se bave bojom u dentalnoj medicini ΔE_{00} jednadžba se pokazala pouzdanijom.

Svjetlina (L^* , ΔL^*)

izmjerene vrijednosti i njihova odstupanja od standarda

Kromatičnost (C^* , ΔC^*)

$$C^* = \sqrt{[(a^*)^2 + (b^*)^2]}$$

Translucencija

(TP)
$$TP = \sqrt{(L^*w - L^*b)^2 + (a^*w - a^*b)^2 + (b^*w - b^*b)^2}$$

2.2.2. Izlaganje uzoraka 4% otopini octene kiseline

U prvom dijelu istraživanja pomoću spektrofotometra, provedena su mjerenja optičkih svojstava uzoraka i referentnog uzorka ključa boje. Nakon toga su isti uzorci bili nagriženi 4% otopini octene kiseline na temperaturi od 80 °C u periodu od 16 sati (ISO 6872).

Nagrižanje korozivnom otopinom provedeno je u Laboratoriju za zaštitu materijala na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Nakon izlaganja korozivnom mediju ponovila su se mjerenja optičkih svojstava i hrapavosti. U drugom dijelu spektrofotometrijskog mjerenja isti uzorci su još jednom ispitani po svim prethodno provedenim parametrima kako bi se mogla ustanoviti razlika (Slika 69. i Slika 70.).



Slika 69. Ulaganje uzoraka zubnih keramika u 4% otopinu octene kiseline



Slika 70. Aparatura u kojoj je proveden postupak nagrizanja uzoraka zubnih keramika sukladno ISO normi

2.2.3. Analiza hrapavosti uzoraka

Mjerenja mikrostrukture uzoraka, tj. hrapavosti prije i poslije izlaganja korozivnom mediju provedena su također na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Korišten je uređaj za mjerenje hrapavosti površina materijala, pertometar (elektroničko-mehanički uređaj s ticalom (Perthometer S8P, Feinprüf Perthen GmbH, Njemačka) (Slika 71.).



Slika 71. Perthometer S8P

Parametri ispitivanja dani su u tablici 2.

Tablica 2. Perthometer S8P i njegove karakteristike

Proizvođač	Feinprüf Perthen GmbH, Njemačka
Tragovi	od 4 do 128 (8064 točaka po tragu)
Duljina očitavanja, (mm)	0,56; 1,75; 5,6; 17,5; 56,0
Standardni mjerni putevi, (mm)	0,4; 1,25; 4,0; 12,5; 40
Granične valne duljine, (mm)	0,025; 0,08; 0,25; 0,8; 2,5; 8,0
Mjerni opseg, (μm)	± 12,5 μm, ± 62,5 μm, ± 125 μm, ± 625 μm, ± 2500 μm
Profili	<i>D</i> – direktni <i>G</i> – ispravljeni <i>P</i> – ispravljen bez početnog i završnog dijela <i>W</i> – valovitost <i>R</i> – hrapavost
Tip filtera	Gaussov filter, RC filter, osni filteri (cut-off kod 50%)

Značajne informacije:

Perthometer S8P umjeren je sukladno normi *DKD-R 4-2: Calibration of Devices and Standards for Roughness Metrology, Calibration of Vertical Measuring System of Stylus Instruments, 2011*. Sljedivost rezultata mjerenja ostvarenih na Perthometer S8P osigurana je preko državnih etalona za hrapavost RH (u vlasništvu Nacionalnog laboratorija za duljinu RH). Nacionalni laboratorij za duljinu RH ima objavljene CMC vrijednosti za parametre hrapavosti *Ra* i *Rz* (mjerenje na Perthometer S8P) u BIPM KCDB.

Uvjeti mjerenja eksperimentalnih uzoraka su:

- Mjesto mjerenja: Nacionalni laboratorij za duljinu RH
- Mjerni uređaj: Perthometer S8P, Feinprüf Perthen GmbH
- Gaussov filter, $\lambda_c = 0,8$ mm
- Vođenje nožicom
- Radijus ticala $r = 5$ μm

- Duljina ispitivanja $lt = 5,6$ mm
- Duljina vrednovanja $ln = 4,0$ mm
- Mjerna sila 1,3 mN

2.3. Statistička obrada podataka

U ovom israživanju svi izmjereni podaci analizirani su pomoću nekoliko statističkih testova;

- *Normalnost distribucije* se je testirala s Kolmogorov-Smirnovljevim i Shapiro-Wilkovljevim testom. Kako su podaci slijedili normalnu distribuciju, za prikaz njihovih mjera središnje tendencije i raspršenja korišteni su aritmetička sredina i standardna devijacija
- *Za usporedbu razlika u optičkim svojstvima* i površinskoj hrapavosti između tipova materijala i boja rabljene su jednofaktorske analize varijance (ANOVA) sa Student-Newman-Keuls post-hoc testom.
- *Za usporedbu optičkih svojstava materijala i površinske hrapavosti prije i nakon izlaganja kiseline* korišteni su mješoviti tip dvofaktorske ANOVA-e s faktorima intervencija i materijal, trofaktorske ANOVA-e s faktorima intervencija, materijal i boja, te *t*-testovi za zavisne uzorke za procjenu razlika unutar svakog materijala i svake boje. Snage efekta kvantificirane su pomoću parcijalnog η^2 , a za zavisne uzorke pomoću formule $r = \sqrt{t^2 / (t^2 + df)}$.
- *multivarijantne tehnike - diskriminacijska analiza* kojom se ispitalo pokazala je koja optička svojstva najviše diskriminiraju tipove i boje keramike prije djelovanja kiseline te ista takva analiza poslije djelovanja kiseline. Statistički podaci su obrađeni programom IBM SPSS 22.

3. REZULTATI

Rezultati mjerenja su zbog opsežnosti podijeljeni u dvije grupe; prije i poslije djelovanja korozivnoga medija. Pritom su ispitivane sljedeće varijable:

1. razlika u obojenju u odnosu na standard (ΔE)
2. razlika u svjetlini u odnosu na standard (ΔL)
3. razlika u kromatičnosti /(zasićenosti) u odnosu na standard (ΔC)
4. translucencija (TP parametar) – usporedbom očitavanja na bijeloj i crnoj podlozi
5. prosječna površinska hrapavost – parametar (Ra)
6. prosječna dubina površinske hrapavosti – parametar Rz

3.1. Rezultati mjerenja prije korozijskog ispitivanja

Tablica 3. Analiza uzoraka prije izlaganja octenoj kiselinu i usporedba sa standardom

		L*			a*			b*		
Boja	Material	AS±SD	p	η2	AS±SD	p	η2	AS±SD	p	η2
A2	IPS e.max Ceram Dentin	75,51±0,51 ^a			3,42±0,52 ^a			25,45±2,21 ^a		
	IPS e.max Press	79,62±0,28 ^b			1,91±0,18 ^b			11,22±0,36 ^b		
	IPS e.max CAD	80,00±0,35 ^b			1,67±0,15 ^b			11,06±0,42 ^b		
	Ivocron	80,62±0,43 ^c			2,23±0,14 ^b			24,95±0,38 ^a		
	Scale A2	68,35±0,50 ^d	<0,001	0,997	-0,04±2,27 ^c	<0,001	0,643	14,50±3,29 ^c	<0,001	0,957
C2	IPS e.max Ceram Dentin	74,87±0,33 ^a			2,16±0,15 ^a			20,58±0,75 ^a		
	IPS e.max Press	76,30±0,29 ^b			1,64±0,22 ^b			13,20±0,37 ^b		
	IPS e.max CAD	76,02±0,25 ^c			0,78±0,16 ^c			12,04±0,68 ^c		
	Ivocron	77,40±0,27 ^d			4,38±0,14 ^d			25,93±0,56 ^d		
	Scale C2	62,21±0,13 ^e	<0,001	0,997	4,59±0,91 ^d	<0,001	0,956	14,51±1,61 ^e	<0,001	0,994
B3	IPS e.max Ceram Dentin	80,13±0,44 ^a			4,14±0,28 ^a			24,16±0,36 ^a		
	IPS e.max Press	77,67±0,45 ^b			1,50±0,24 ^b			16,26±0,62 ^b		
	IPS e.max CAD	76,85±0,42 ^c			1,64±0,27 ^b			17,51±0,38 ^c		
	Ivocron	78,77±0,53 ^d			4,69±0,31 ^c			34,78±0,98 ^d		
	Scale B3	65,04±0,51 ^e	<0,001	0,990	3,85±0,75 ^a	<0,001	0,945	18,01±0,27 ^c	<0,001	0,994

*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala unutar iste boje koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

Svi materijali u svim bojama u komponenti L* imaju značajno višu vrijednost od standarda ($p < 0,001$) uz veliku snagu efekta ($\eta^2 = 0,643-0,997$).

U komponenti a^* i boji A2 svi materijali imaju značajno više vrijednosti od standarda, u boji C2 uglavnom niže vrijednosti, a razlika nije značajna između Ivocrona i standarda. U boji B3 imaju značajno više vrijednosti Ivocron od standarda, a IPS e.max Press i IPS e.max CAD manje vrijednosti.

U komponenti b^* i Ivocron i IPS e.max Ceram Dentin imaju značajno više, a IPS e.max Press i IPS e.max CAD niže vrijednosti do standarda u bojama A2 i C2, u boji B3 IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron imaju značajno više, a IPS e.max Press niže vrijednosti, a razlika s IPS e.max CAD nije statistički značajna. Analiza uzoraka poslije izlaganja kiselinu prikazana je u tablici 3.

Tablica 4. Analiza uzoraka poslije izlaganja octenoj kiselini i razlika u boji ΔE

		L*	p	η^2	a*	p	η^2	b*	p	η^2	ΔE	p	η^2
A2	IPS e.max Ceram Dentin	75,43±0,31 ^a			3,54±0,48 ^a			24,76±2,20 ^a			2,14±1,79		
	IPS e.max Press	79,61±0,38 ^b			2,09±0,19 ^b			10,45±0,31 ^b			0,94±0,35		
	IPS e.max CAD/CAM	79,85±0,35 ^b			1,93±0,23 ^b			10,45±0,58 ^b			0,93±0,59		
	Ivocron	81,14±0,45 ^c	<0,001	0,973	2,21±0,19 ^b	<0,001	0,835	23,19±1,46 ^c	<0,001	0,965	2,06±1,39	0,034	0,212
C2	IPS e.max Ceram Dentin	74,68±0,50 ^a			2,31±0,22 ^a			20,34±0,48 ^a			1,09±0,73		
	IPS e.max Press	76,06±0,31 ^b			1,94±0,30 ^b			12,23±0,34 ^b			1,13±0,38		
	IPS e.max CAD/CAM	76,08±0,36 ^b			0,84±0,22 ^c			11,44±0,52 ^b			0,90±0,49		
	Ivocron	77,62±0,30 ^c	<0,001	0,894	4,59±0,22 ^d	<0,001	0,972	24,61±1,73 ^c	<0,001	0,974	1,61±1,05	0,157	0,133
B3	IPS e.max Ceram Dentin	80,20±0,44 ^a			4,22±0,17 ^a			23,12±0,58 ^a			1,31±0,72 ^a		
	IPS e.max Press	77,57±0,27 ^b			1,66±0,20 ^b			15,73±0,47 ^b			0,92±0,59 ^a		
	IPS e.max CAD/CAM	76,39±0,48 ^c			1,74±0,27 ^b			16,60±0,36 ^b			1,19±0,43 ^a		
	Ivocron	79,36±0,52 ^d	<0,001	0,928	4,67±0,24 ^c	<0,001	0,977	32,49±3,14 ^c	<0,001	0,950	2,92±2,03 ^b	0,001	0,346

**ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala unutar iste boje koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike*

Odstupanja se pojavljuju između istih materijala kao i prije izlaganja kiselini. Uslijed izlaganja kiselini statistički značajna promjena u obojenju (ΔE^*) je samo za Ivocron u boji B3 ($p=0,001$) uz malu snagu efekta ($\eta^2=0,346$) (Tablica 4.).

Tablica 5. Promjene kromatičnosti (ΔC) prije i poslije korozijskog ispitivanja

		Chroma₀	Chroma₁	p	r
boja	materijal	As$\pm$sd	As$\pm$sd		
A2	IPS e.max Ceram Dentin	25,69 $\pm$ 2,23 ^a	25,01 $\pm$ 2,23 ^a	0,446	0,066
	IPS e.max Press	11,38 $\pm$ 0,35 ^b	10,66 $\pm$ 0,27 ^b	<0,001	0,781
	IPS e.max CAD	11,19 $\pm$ 0,40 ^b	10,63 $\pm$ 0,56 ^b	0,017	0,484
	Ivocron	25,05 $\pm$ 0,39 ^a	23,30 $\pm$ 1,45 ^c	0,005	0,606
C2	IPS e.max Ceram Dentin	20,69 $\pm$ 0,74 ^a	20,47 $\pm$ 0,31 ^a	0,547	0,042
	IPS e.max Press	13,30 $\pm$ 0,35 ^b	12,38 $\pm$ 0,31 ^b	<0,001	0,876
	IPS e.max CAD	12,06 $\pm$ 0,67 ^c	11,48 $\pm$ 0,52 ^c	0,021	0,463
	Ivocron	26,30 $\pm$ 0,55 ^d	25,04 $\pm$ 1,68 ^d	0,011	0,534
B3	IPS e.max Ceram Dentin	24,51 $\pm$ 0,38 ^a	23,50 $\pm$ 0,59 ^a	0,003	0,635
	IPS e.max press	16,33 $\pm$ 0,61 ^b	15,82 $\pm$ 0,46 ^b	0,035	0,406
	IPS e.max CAD	17,59 $\pm$ 0,36 ^c	16,69 $\pm$ 0,34 ^b	<0,001	0,928
	Ivocron	35,10 $\pm$ 0,97 ^d	32,83 $\pm$ 3,12 ^c	0,022	0,457

Vrijednost kromatičnosti je značajno niža kod svih materijala i boja nakon izlaganja kiseline ($p < 0,05$). Izuzetak je IPS e.max Ceram Dentina u boji A2 i C2. IPS e.max Dentin Ceram i Ivocron su imali značajno višu promjenu vrijednosti u kromatičnosti u svim bojama od IPS e.max Press i IPS e.max CAD ($p < 0,05$).

Promjena u kromatičnosti je dosegla najveće vrijednosti u boji A2, a najmanje u boji B3.

Vrijednosti su se značajno razlikovale između sve tri boje kod svakog materijala. Izuzetak je Chroma₁ između boje A2 i C2 (kod Ivocrona koje se nisu značajno razlikovale) te Chroma₀ između boja B3 i A2 (kod IPS e.max Ceram Dentina) prikazano u tablici 5.

Tablica 6. Usporedba odstupanja u obojenju, svjetlini i kromatičnosti za boju A2 u odnosu na standard te vrijednosti translucencije prije izlaganja octenoj kiselini

		AS±SD	p*	η ²
Odstupanje u obojenju od standarda (ΔE) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	8,55±0,74 ^a		
	IPS e.max Press	9,00±0,23 ^b		
	IPS e.max CAD	9,18±0,26 ^b		
	Ivocron	10,80±0,17 ^c	<0,001	0,821
Odstupanje svjetline od standarda (ΔL^*) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	5,41±0,37 ^a		
	IPS e.max Press	8,32±0,19 ^b		
	IPS e.max CAD	8,59±0,24 ^c		
	Ivocron	9,01±0,30 ^d	<0,001	0,966
Odstupanje kromatičnosti od standarda (ΔC^*) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	5,92±1,01 ^a		
	IPS e.max Press	-1,86±0,22 ^b		
	IPS e.max CAD	-2,01±0,25 ^b		
	Ivocron	5,61±0,18 ^a	<0,001	0,983
Translucencija (TP) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	7,58±0,92 ^a		
	IPS e.max Press	16,50±0,33 ^c		
	IPS e.max CAD	14,17±0,85 ^b		
	Ivocron	14,00±0,21 ^b	<0,001	0,966

*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

Razlike (ΔE , ΔL^* , ΔC^* i TP) između standarda i stvarnih uzoraka za boju A2 prije izlaganja octenoj kiselini su statistički značajne (razlika između materijala iznosi $p < 0,001$ i opisuju velik udio varijabiliteta od 82-98%) (Tablica 6.). IPS e.max Ceram Dentin ima značajno najmanja odstupanja. Također je zamjetno da Ivocron ima najveće razlike u obojenju ΔE i ΔL^* od standarda, a IPS e.max Press i IPS e.max CAD ponašaju se podjednako. Veće ΔC^* od standarda imaju IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron što nije slučaj za IPS e.max Press i IPS e.max CAD. Značajno najveći TP ima IPS e.max Press, a najmanji IPS e.max Ceram Dentin.

Tablica 7. Usporedba odstupanja u boji, svjetlini i kromatičnosti za boju C2 u odnosu na standard te translucencija prije izlaganja octenoj kiselini

		AS±SD	p*	η ²
Odstupanje u obojenju od standarda (ΔE) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	11,13±0,23 ^a		
	IPS e.max Press	11,57±0,20 ^b		
	IPS e.max CAD	11,80±0,16 ^c		
	Ivocron	13,36±0,19 ^d	<0,001	0,952
Odstupanje svjetline od standarda (ΔL^*) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	9,97±0,24 ^a		
	IPS e.max Press	11,00±0,21 ^b		
	IPS e.max CAD	10,80±0,18 ^c		
	Ivocron	11,78±0,19 ^d	<0,001	0,917
Odstupanje kromatičnosti od standarda (ΔC^*) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	2,74±0,39 ^a		
	IPS e.max Press	-1,52±0,21 ^b		
	IPS e.max CAD	-2,37±0,44 ^c		
	Ivocron	5,58±0,25 ^d	<0,001	0,990
Translucencija (TP) t_0	IPS e.max Ceram Dentin	8,61±0,34 ^a		
	IPS e.max Press	17,53±0,50 ^b		
	IPS e.max CAD	13,87±1,17 ^c		
	Ivocron	12,04±0,51 ^d	<0,001	0,959

*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

ΔE , ΔL^* , ΔC^* i TP za boju C2 prije izlaganja kiselini su statistički značajno različite između materijala ($p < 0,001$) i opisuju velik udio varijabiliteta od 92-99% (Tablica 7.). IPS e.max Ceram Dentin ima značajno najmanje, a Ivocron najveće ΔE i ΔL^* od standarda, a IPS e.max

Press i IPS e.max CAD podjednako. Najveće ΔC^* od standarda ima Ivocron, a najmanje IPS e.max Press. Značajno najveći TP ima IPS e.max Press, a najmanji IPS e.max Ceram Dentin.

Tablica 8. Usporedba odstupanja u obojenju, svjetlini i kromatičnosti za boju B3 u odnosu na standard te translucencija prije izlaganja octenoj kiselini

		AS±SD	p	η ²
Odstupanje u obojenju od standarda (ΔE) t₀	IPS e.max Ceram Dentin	11,77±0,28 ^a		
	IPS e.max Press	10,01±0,34 ^b		
	IPS e.max CAD	9,38±0,34 ^c		
	Ivocron	12,96±0,30 ^d	<0,001	0,957
Odstupanje svjetline od standarda (ΔL*) t₀	IPS e.max Ceram Dentin	11,33±0,30 ^a		
	IPS e.max Press	9,62±0,31 ^b		
	IPS e.max CAD	9,04±0,30 ^c		
	Ivocron	10,39±0,37 ^d	<0,001	0,888
Odstupanje kromatičnosti od standarda (ΔC*) t₀	IPS e.max Ceram Dentin	3,07±0,19 ^a		
	IPS e.max Press	-1,32±0,34 ^b		
	IPS e.max CAD	-0,60±0,20 ^c		
	Ivocron	7,55±0,37 ^d	<0,001	0,994
Translucencija (TP) t₀	IPS e.max Ceram Dentin	9,69±0,30 ^a		
	IPS e.max Press	17,58±0,58 ^b		
	IPS e.max CAD	14,27±0,50 ^c		
	Ivocron	11,72±0,66 ^d	<0,001	0,972

*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

ΔE, ΔL*, ΔC* i TP za boju B3 prije izlaganja kiselini su statistički značajno različita između materijala ($p < 0,001$) i opisuju velik udio varijabiliteta od 89-99% (Tablica 8.). IPS e.max CAD ima značajno najmanje, a Ivocron najveće ΔE od standarda, IPS e.max CAD ima najmanje, a IPS e.max Ceram Dentin najveće ΔL* od standarda. Najveće ΔC* ima Ivocron, a

najmanje IPS e.max CAD. Značajno najveći TP ima IPS e.max Press, a najmanji IPS e.max Ceram Dentin.

Diskriminacijskom analizom istražilo se koja optička svojstva najviše razlikuju skupine materijala i boja. Diskriminacijska analiza detektira dvije statistički značajne kanoničke funkcije koje opisuju 76% i 16,6% varijabiliteta (Tablica 9). Prvu čini ΔC^* od standardne boje koja jasno diskriminira IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron s najvećim odstupanjem od IPS e.max Press i IPS e.max CAD s najmanjim (Tablica 10. i Tablica 11.) (Slika 72.). Drugu čini ΔL^* i diskriminira C2 i B3 boje koje imaju jače odstupanje od A2 koje ima najmanje. Diskriminacijskom analizom točno je klasificirano 100% uzoraka.

Tablica 9. Diskriminacijska analiza

Funkcija	Jedinična vrijednost	% od varijance	Kanonička korelacija	Wilksova Lambda	χ^2	df	Sig.
1	192,746a	76,5	0,997	0	1483,403	44	<0,001
2	41,897a	16,6	0,988	0	898,817	30	<0,001
3	12,471a	5	0,962	0,013	481,59	18	<0,001
4	4,687a	1,9	0,908	0,176	192,933	8	<0,001

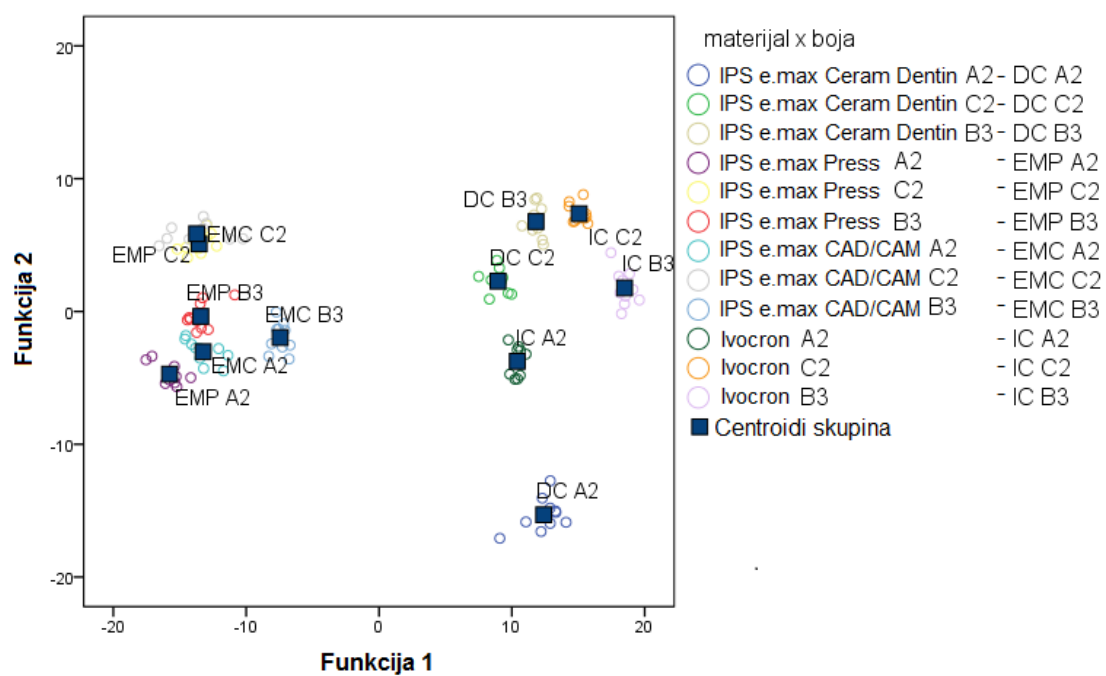
Tablica 10. Standardizirani koeficijenti kanoničkih diskriminacijskih funkcija

	Funkcija			
	1	2	3	4
Odstupanje u obojenju od standarda t_0	-0,898	0,134	-0,919	1,557
Odstupanje svjetline od standarda t_0	0,954	0,937	0,575	-1,07
Odstupanje kromatičnosti od standarda t_0	1,395	-0,153	0,598	-0,278
Translucencija t_0	-0,715	-0,179	0,861	0,165

Tablica 11. Strukturni matriks

	Funkcija			
	1	2	3	4
Odstupanje u obojenju od standarda t_0	0,655*	-0,193	0,384	0,621
Odstupanje svjetline od standarda t_0	0,027	0,975*	0,214	0,058
Odstupanje kromatičnosti od standarda t_0	-0,295	0,145	0,882*	0,338
Translucencija t_0	0,166	0,62	0,122	0,757*

*najveća apsolutna korelacija između varijable i kanoničke funkcije



Slika 72. Položaj centroida skupina u kanoničkom diskriminacijskom prostoru

3.2. Rezultati mjerenja nakon korozijskog ispitivanja

Nakon izlaganja octenoj kiselini vizualne razlike između uzoraka su slične kao i prije izlaganja. Spektrofotometrijskim i kolorimetrijskim mjerenjima ipak su detektirane neke promjene koje bi u duljem vremenskom periodu bile vidljivije. U tablicama 12. -14. su prikazane te promjene.

Tablica 12. Usporedba odstupanja u obojenju, svjetlini i kromatičnosti za boju A2 u odnosu na standard te translucencija nakon izlaganja octenoj kiselini

		AS±SD	p*	η ²
Odstupanje u obojenju od standarda (ΔE) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	8,36±0,74 ^a		
	IPS e.max Press	9,22±0,32 ^b		
	IPS e.max CAD	9,32±0,23 ^b		
	Ivocron	10,73±0,25 ^c	<0,001	0,807
Odstupanje svjetline od standarda (ΔL*) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	5,36±0,22 ^a		
	IPS e.max Press	8,32±0,26 ^b		
	IPS e.max CAD	8,49±0,24 ^b		
	Ivocron	9,37±0,31 ^c	<0,001	0,974
Odstupanje kromatičnosti od standarda (ΔC*) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	5,62±1,02 ^a		
	IPS e.max Press	-2,30±0,16 ^b		
	IPS e.max CAD	-2,35±0,36 ^b		
	Ivocron	4,78±0,69 ^c	<0,001	0,974
Translucencija (TP) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	7,50±0,69 ^a		
	IPS e.max Press	16,18±0,30 ^b		
	IPS e.max CAD	13,95±0,68 ^c		
	Ivocron	12,70±0,72 ^d	<0,001	0,967

*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

Tablica 13. Usporedba odstupanja u obojenju, svjetlini i kromatičnosti za boju C2 u odnosu na standard te translucencije nakon izlaganja octenoj kiselini

		AS±SD	p*	η²
Odstupanje u obojenju od standarda (ΔE) t_1	IPS e.max Ceram Dentin	10,91±0,33 ^a		
	IPS e.max Press	11,32±0,27 ^b		
	IPS e.max CAD	11,85±0,32 ^c		
	Ivocron	13,21±0,41 ^d	<0,001	0,880
Odstupanje svjetline od standarda (ΔL^*) t_1	IPS e.max Ceram Dentin	9,83±0,37 ^a		
	IPS e.max Press	10,82±0,22 ^b		
	IPS e.max CAD	10,84±0,26 ^b		
	Ivocron	11,93±0,21 ^c	<0,001	0,893
Odstupanje kromatičnosti od standarda (ΔC^*) t_1	IPS e.max Ceram Dentin	2,64±0,26 ^a		
	IPS e.max Press	-2,07±0,19 ^b		
	IPS e.max CAD	-2,75±0,34 ^c		
	Ivocron	5,01±0,78 ^d	<0,001	0,983
Translucencija (TP) t_1	IPS e.max Ceram Dentin	8,62±0,41 ^a		
	IPS e.max Press	17,52±0,68 ^b		
	IPS e.max CAD	13,87±1,33 ^c		
	Ivocron	10,94±0,45 ^d	<0,001	0,950

*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

Tablica 14. Usporedba odstupanja u obojenju, svjetlini, kromatičnosti i translucenciji za boju B3 nakon izlaganja octenoj kiselini

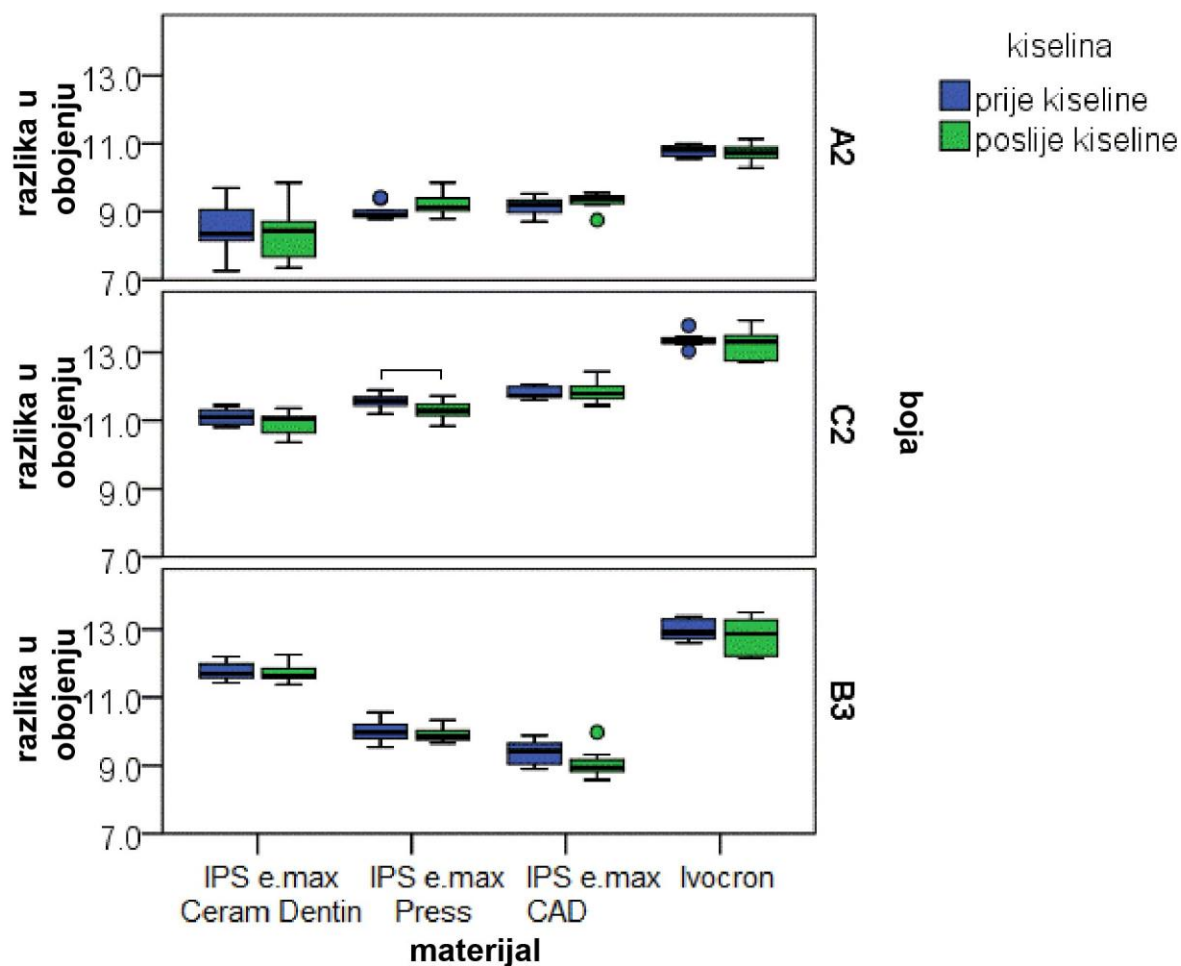
			p*	η ²
Odstupanje u obojenju od standarda (ΔE) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	11,69±0,26 ^a		
	IPS e.max Press	9,91±0,21 ^b		
	IPS e.max CAD	9,04±0,38 ^c		
	Ivocron	12,82±0,51 ^d	<0,001	0,949
Odstupanje svjetline od standarda (ΔL^*) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	11,37±0,30 ^a		
	IPS e.max Press	9,54±0,19 ^b		
	IPS e.max CAD	8,70±0,34 ^b		
	Ivocron	10,80±0,36 ^c	<0,001	0,928
Odstupanje kromatičnosti od standarda (ΔC^*) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	2,60±0,29 ^a		
	IPS e.max Press	-1,61±0,27 ^b		
	IPS e.max CAD	-1,10±0,19 ^b		
	Ivocron	6,64±1,24 ^c	<0,001	0,966
Translucencija (TP) t₁	IPS e.max Ceram Dentin	9,62±0,48 ^a		
	IPS e.max Press	17,47±0,62 ^b		
	IPS e.max CAD	13,75±0,36 ^c		
	Ivocron	10,81±0,65 ^d	<0,001	0,972

*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

Analiza utjecaja izlaganju korozivnoj otopini

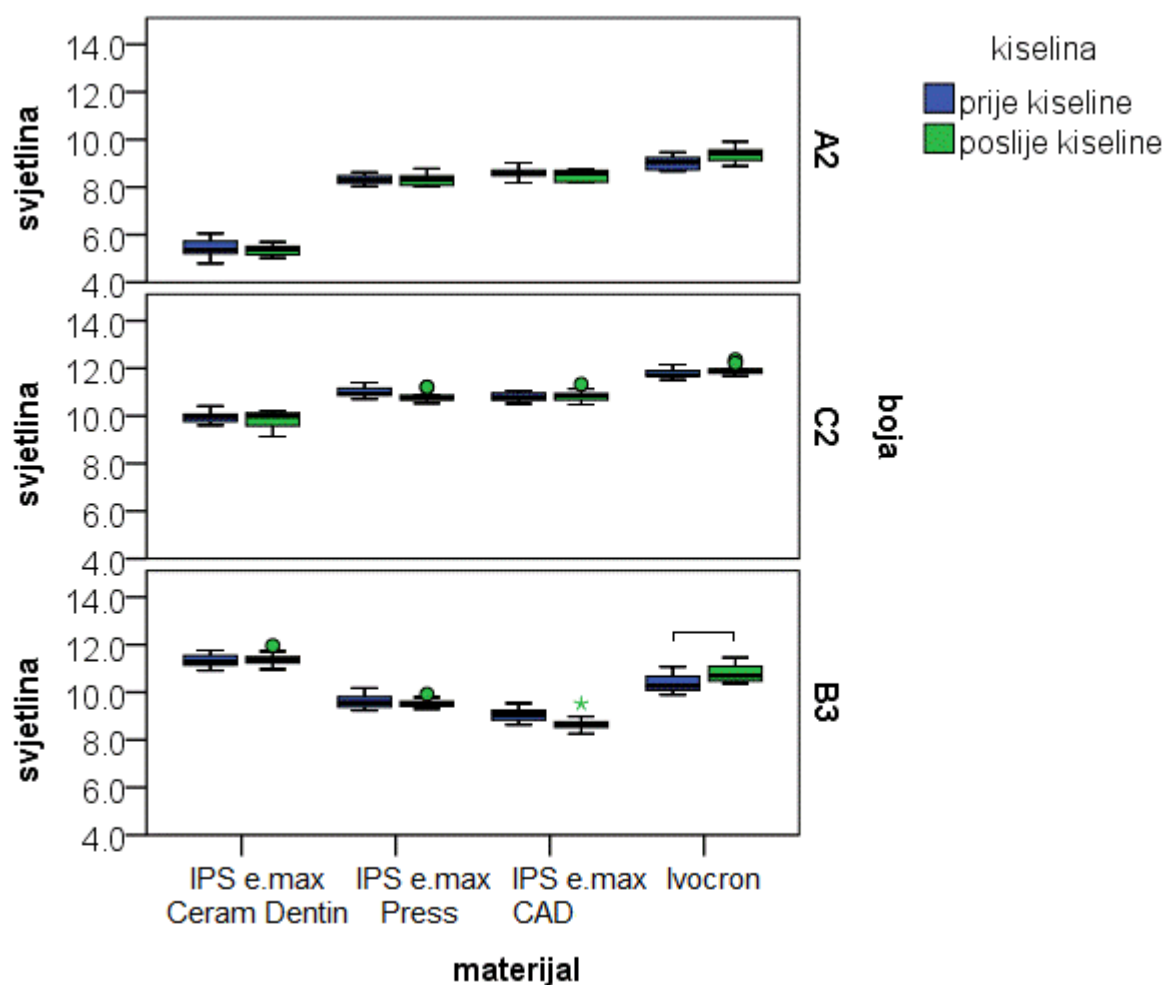
Dvofaktorska ANOVA je detektirala značajnu interakciju testa korozije i materijala za TP u boji A2 ($p=0,028$; $\eta^2=0,221$). Međutim to nije slučaj za usporedbu standarda boje, svjetline i kromatičnosti. U boji C2 nisu detektirane značajne interakcije. U boji B3 značajna je interakcija korozije i materijala u TP ($p=0,020$; $\eta^2=0,235$) i svjetlini od standarda ($p=0,007$; $\eta^2=0,281$).

Trofaktorska ANOVA nije detektirala značajnu interakciju testa korozije, materijala i boje niti za jedno optičko svojstvo.



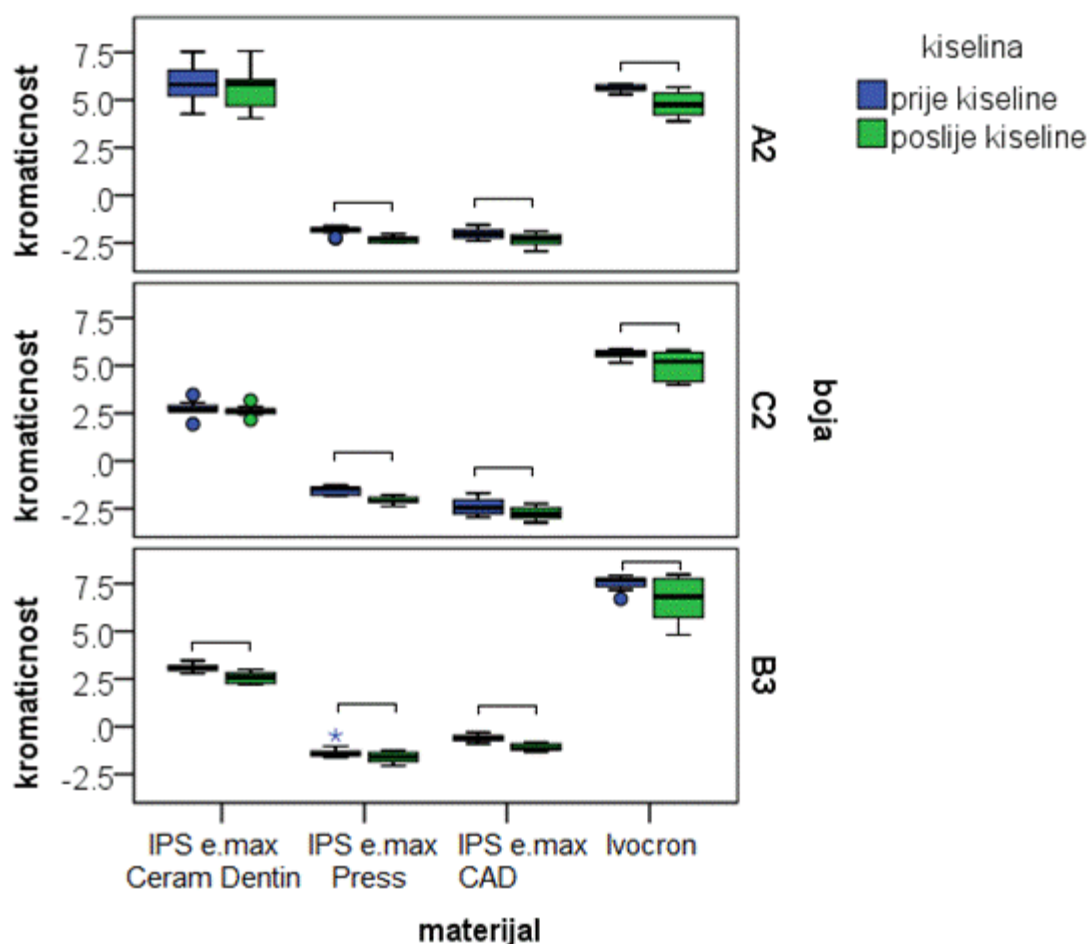
Slika 73. Usporedba odstupanja u obojenju od standarda prije i nakon izlaganja octenoj kiselini s obzirom na materijal i boju

Iz slike 73. vidljivo je da Ivocron ima u sve tri boje najveće odstupanje u obojenju od standarda. Materijal IPS e.max Ceram Dentin ima najmanje odstupanje u bojama A2 i C2, a boja B3 ima najmanje odstupanje kod uzoraka IPS e.max Press i IPS e.max CAD. Kiseline statistički značajno djeluje na obojenje samo kod IPS e.max Press boje C2 ($p=0,033$) uz snagu efekta od 41%.



Slika 74. Usporedba odstupanja svjetline od standarda prije i nakon izlaganja octenoj kiselini s obzirom na materijal i boju

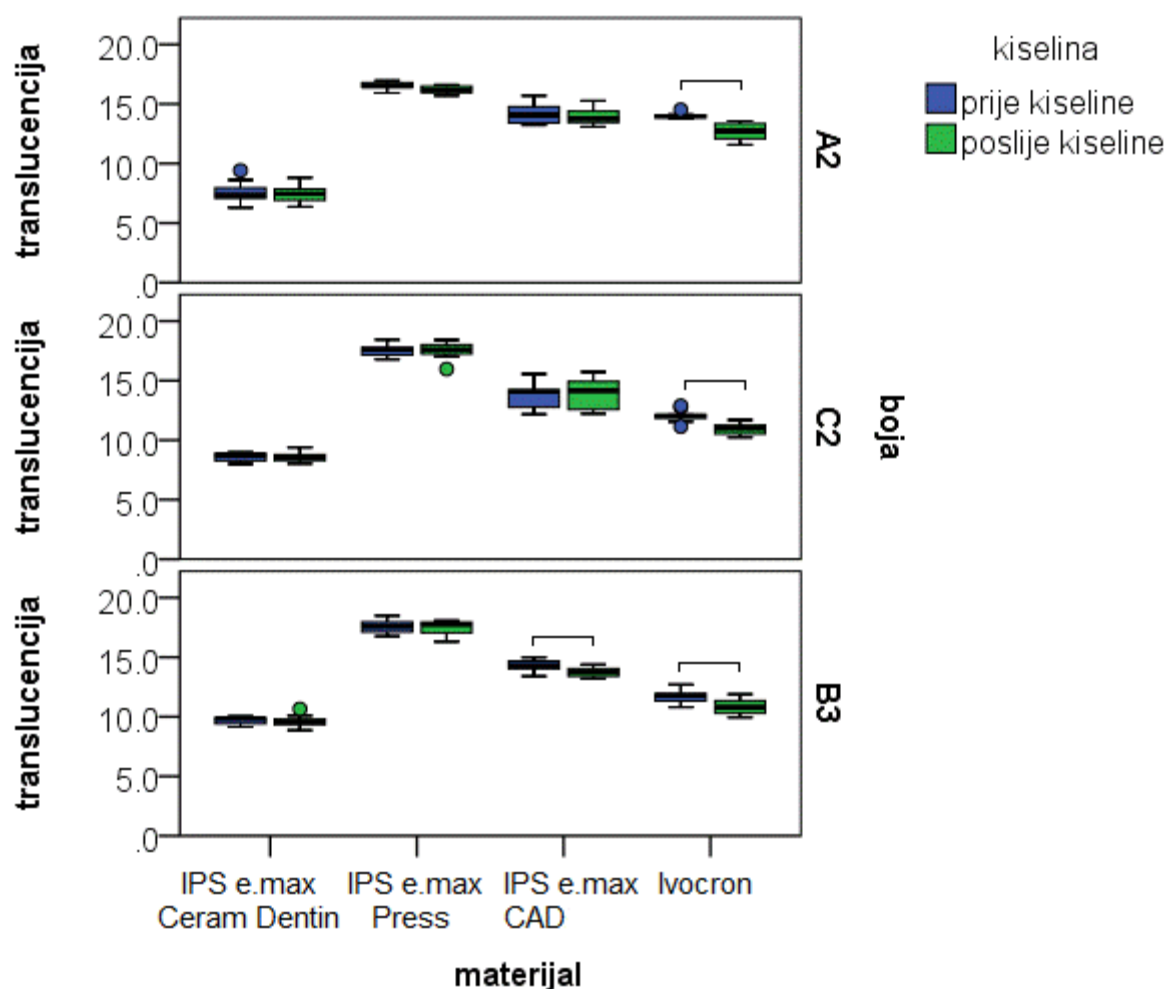
Iz slike 74. je vidljivo da je kiselina uzrokovala značajno smanjenje odstupanja od svjetline samo kod Ivocrona u B3 ($p=0,017$) uz snagu efekta od 49%.



Slika 75. Usporedba odstupanja u kromatičnosti od standarda prije i nakon izlaganja octenoj kiselini s obzirom na materijal i boju

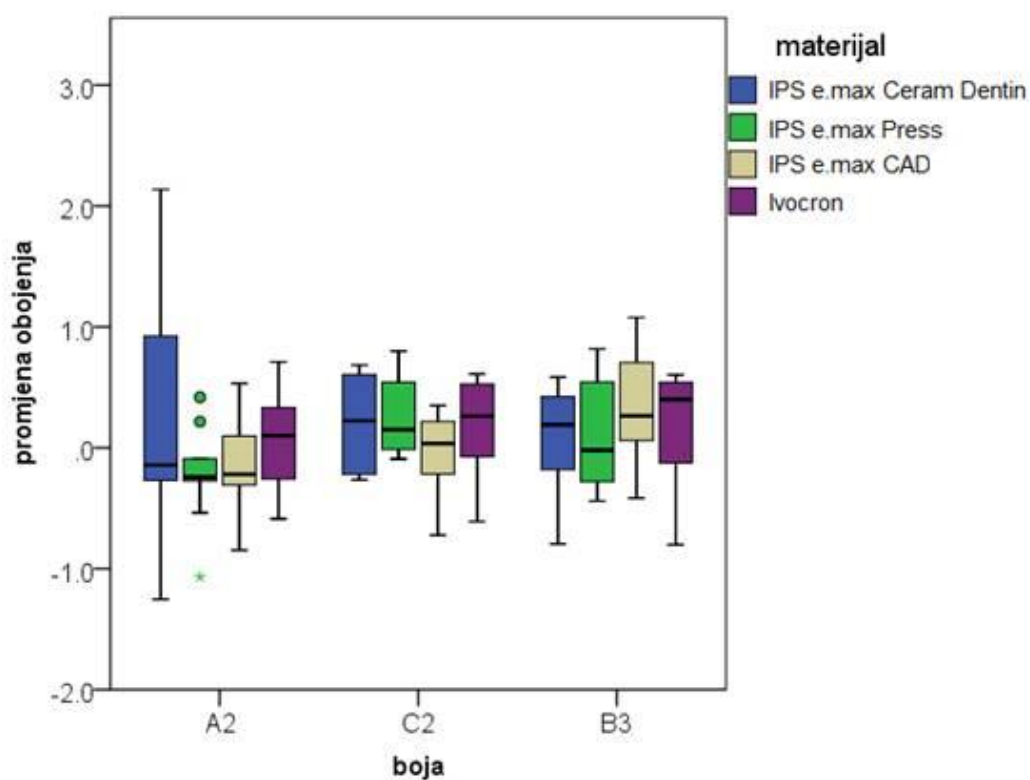
U svim bojama najmanje odstupanje od standarda u kromatičnosti imaju IPS e.max Press i IPS e.max CAD. Najveće ima Ivocron u bojama B3 i C2, dok u boji A2 to ostvaruju IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron. Njihovo odstupanje je podjednako (Slika 75.).

Kiselina je imala najveći utjecaj na kromatičnost gdje statistički značajno dolazi do smanjenja odstupanja od kromatičnosti od standarda kod IPS e.max Press, IPS e.max CAD i Ivocron u svim bojama ($p < 0,05$) uz snagu efekta od 40-85%. Kod IPS e.max Ceram Dentin smanjenje samo u boji B3 ($p = 0,004$) uz snagu efekta od 62% (Slika 75.).



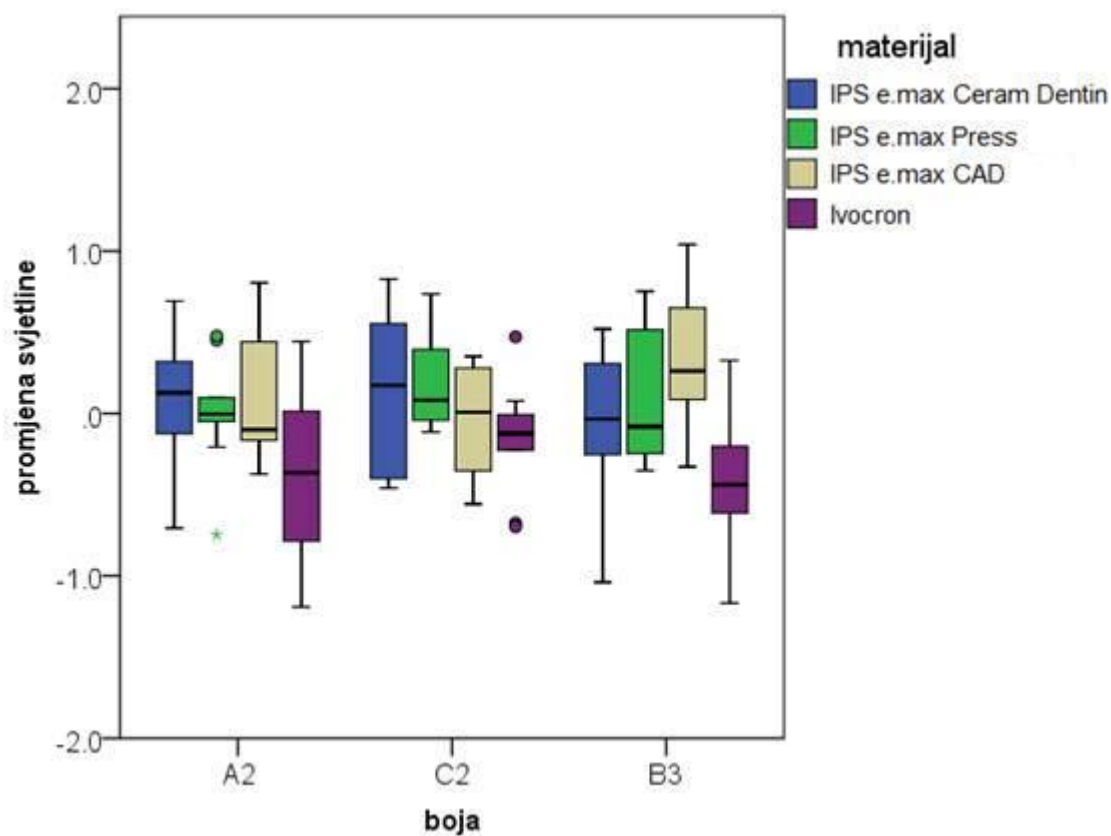
Slika 76. Usporedba translucencije prije i nakon izlaganja octenoj kiselini s obzirom na materijal i boju

Kiselina je uzrokovala značajno smanjenje TP kod Ivocrona u svim bojama ($p < 0,05$) uz snagu efekta od 50-75%, također je to vidljivo kod B3 boje IPS e.max CAD ($p = 0,006$) uz snagu efekta od 58% (Slika 76.).



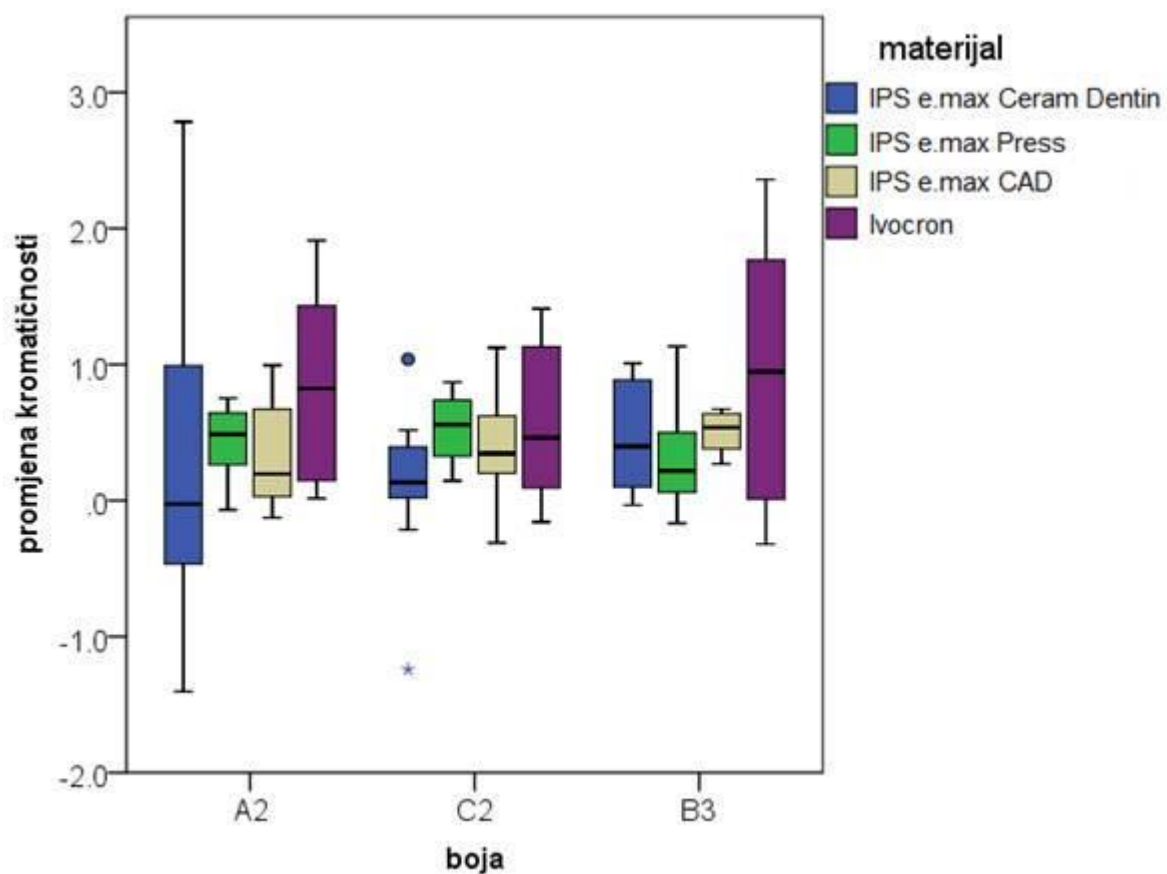
Slika 77. Usporedba iznosa promjene odstupanja u obojenju od standarda uslijed izlaganja octenoj kiselini između materijala i boja

Ako se kao varijable gledaju razlike u optičkim parametrima prije i nakon izlaganju kiselini, promjene obojenja između materijala nisu statistički značajne niti u jednoj boji (Slika 77.).



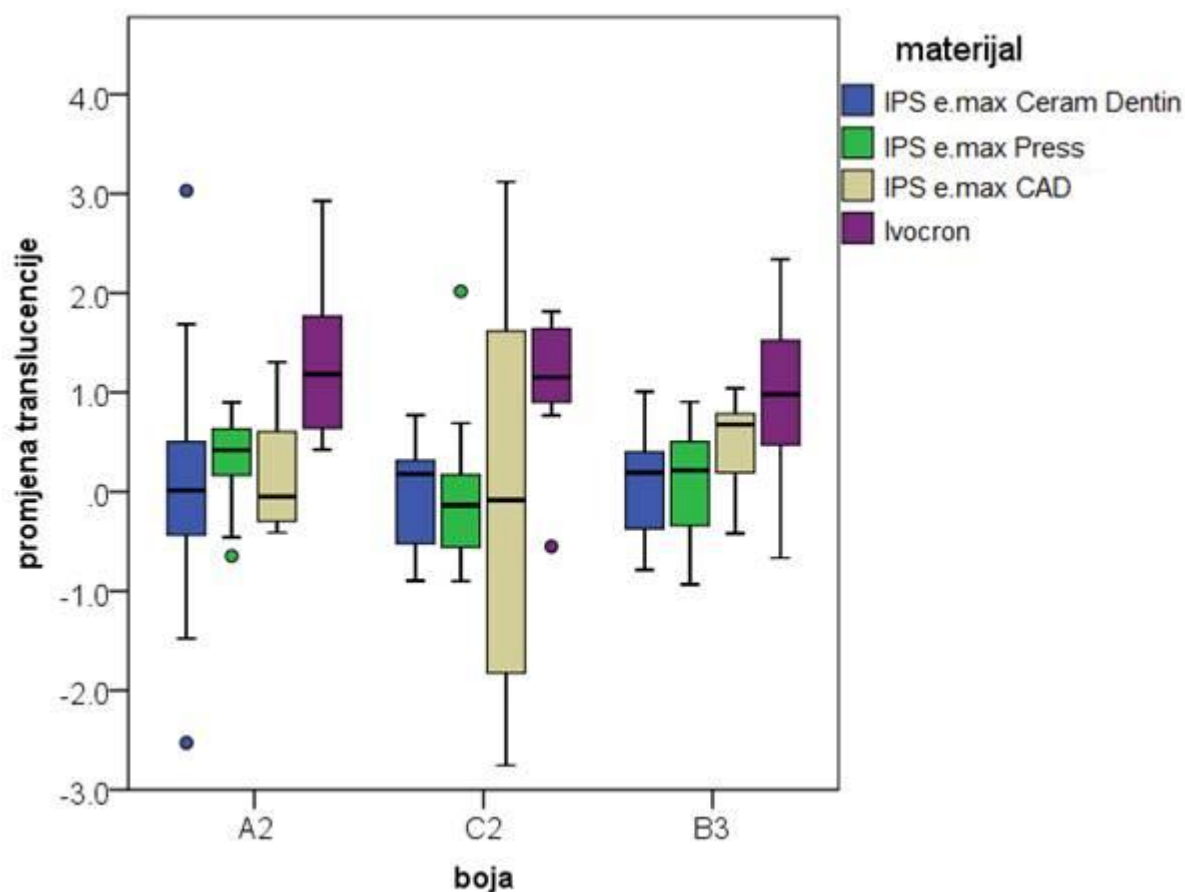
Slika 78. Usporedba iznosa promjene odstupanja svjetline od standarda uslijed izlaganja octenoj kiselini između materijala i boja

U boji B3 IPS e.max CAD značajno se razlikuje od Ivocrona ($p=0,007$; $\eta^2=0,281$; Slika 78.). Ako vrijednosti ΔL^* od standarda idu prema negativnom, pretpostavlja se da Ivocron postaje tamniji.



Slika 79. Usporedba iznosa promjene odstupanja kromatičnosti od standarda uslijed izlaganja octenoj kiselini između materijala i boja

Nema značajne promjene u kromatičnosti niti u jednom materijalu niti u jednoj boji. Iz grafova je vidljiva tendencija da Ivocron više mijenja kromatičnost zbog djelovanja kiseline (Slika 79.).

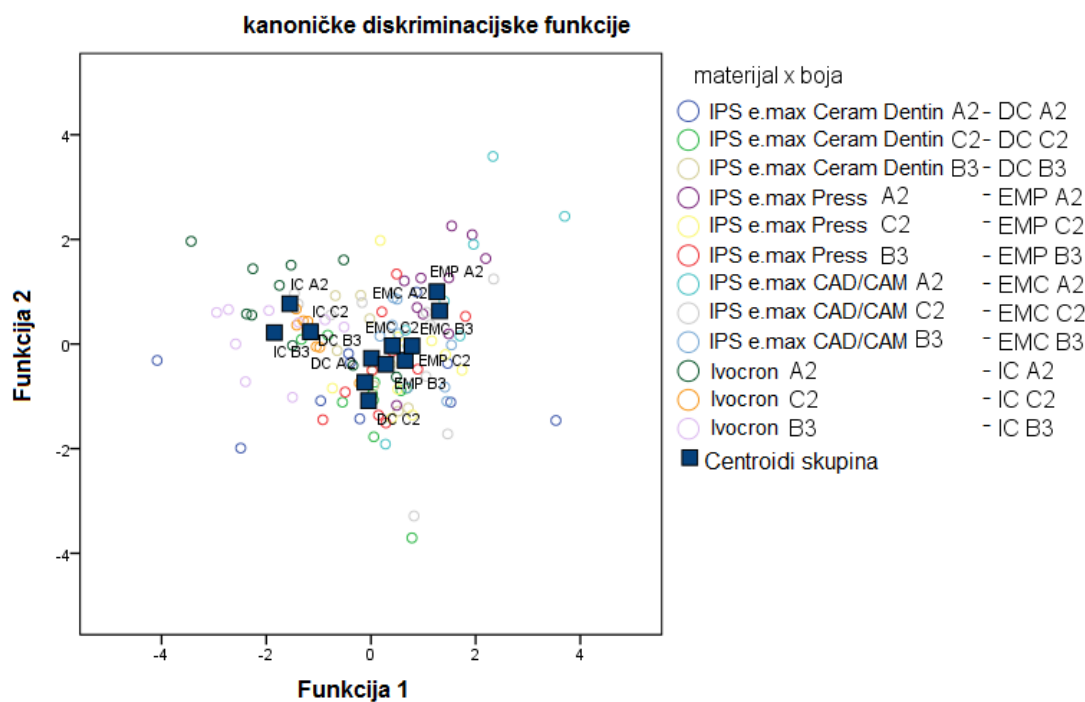


Slika 80. Usporedba iznosa promjene translucencije uslijed izlaganja octenoj kiselini između materijala i boja

Promjena translucencije u A2 boji Ivocrona značajno veća od ostalih materijala ($p=0,028$, $\eta^2=0,221$; Slika 80.). Promjena u boji B3 Ivocrona značajno je veća nego kod IPS e.max Ceram Dentina i IPS e.max Press ($p=0,020$, $\eta^2=0,235$). Iz grafova je vidljiva tendencija da Ivocron više mijenja translucenciju zbog djelovanja kiseline (Slika 80.).

Razlike između iznosa promjene između boja unutar istog materijala uglavnom nisu bile značajne za optičke parametre. Jedine statistički značajne razlike bile su kod IPS e.max Press gdje je ΔE bila veća kod C2 nego A2 ($p=0,041$, $\eta^2=0,211$) te kod IPS e.max CAD gdje je ΔE bila veća kod B3 nego kod A2 ($p=0,044$, $\eta^2=0,207$).

Na temelju svih izvršenih mjerenja i statističke obrade moguće je izvršiti diskriminacijsku analizu (Slika 81.).



Slika 81. Diskriminacijska analiza

Diskriminacijska analiza ne nalazi statistički značajne kanoničke funkcije koje uspijevaju razlikovati materijale i boje u promjeni optičkih svojstava uslijed izlaganja kiseline.

3.3. Hrapavost

Hrapavost je uspoređena samo po vrstama materijala, nije po bojama jer je od svake boje bio dostupan podatak o prosječnoj vrijednosti pet mjerenja sa svake strane keramičke pločice. (Tablica 15.).

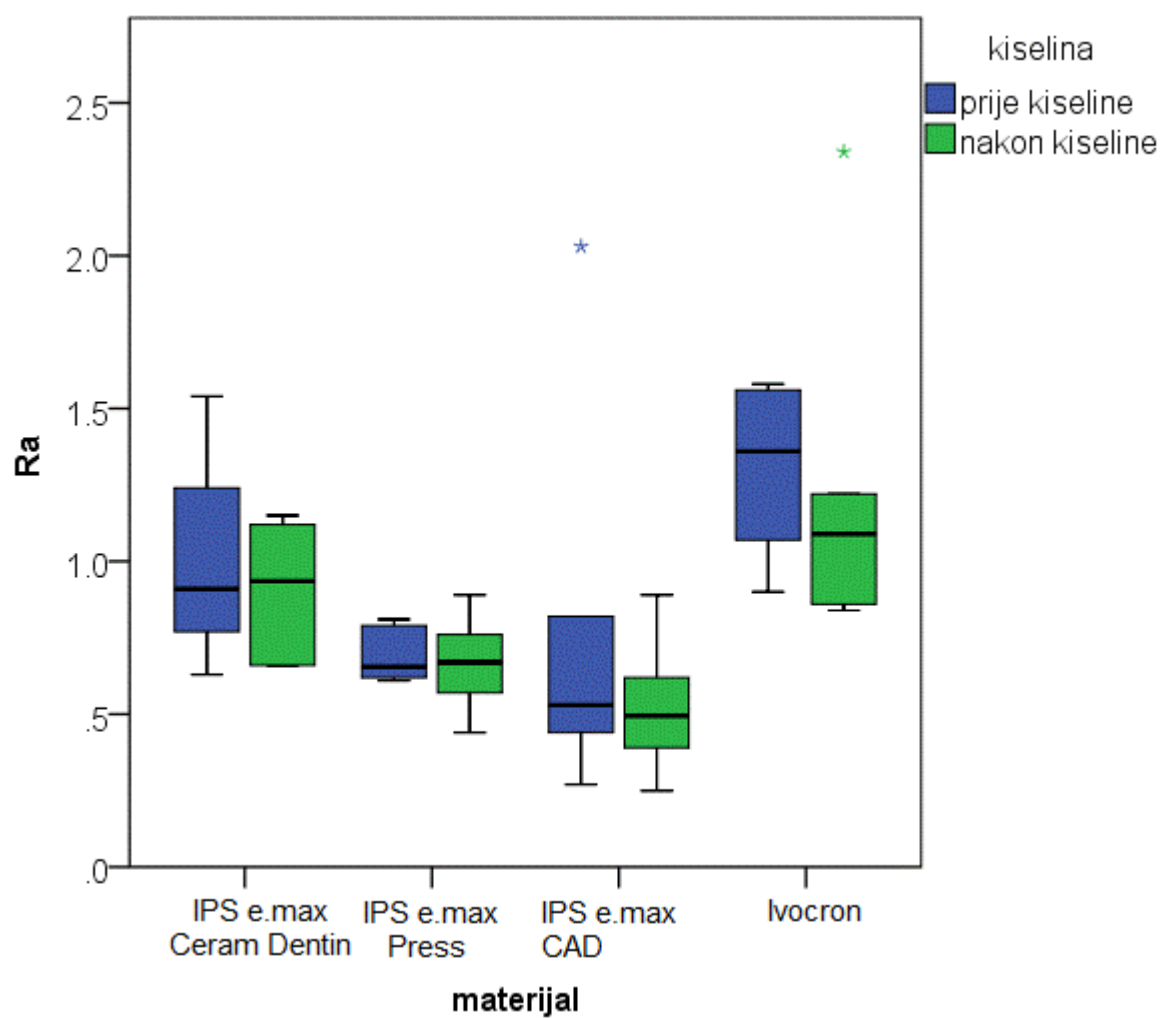
Tablica 15. Vrijednosti prosječne hrapavosti i prosječne dubine hrapavosti (Ra i Rz)

		N	AS±SD (μm)*	P	η ²
Ra₀	IPS e.max Ceram Dentin	6	1,00±0,33		
	IPS e.max Press	6	0,69±0,09		
	IPS e.max CAD	6	0,77±0,64		
	Ivocron	6	1,31±0,29	0,057	0,307
Rz₀	IPS e.max Ceram Dentin	6	4,20±1,54 ^a		
	IPS e.max Press	6	2,83±0,47 ^b		
	IPS e.max CAD	6	2,06±1,08 ^b		
	Ivocron	6	5,49±1,03 ^a	<0,001	0,632
Ra₁	IPS e.max Ceram Dentin	6	0,91±0,22 ^{ab}		
	IPS e.max Press	6	0,67±0,15 ^a		
	IPS e.max CAD	6	0,52±0,22 ^a		
	Ivocron	6	1,24±0,56 ^b	0,007	0,449
Rz₀	IPS e.max Ceram Dentin	6	4,02±1,20 ^{ab}		
	IPS e.max Press	6	2,80±0,73 ^a		
	IPS e.max CAD/CAM	6	2,21±0,87 ^a		
	Ivocron	6	5,83±2,94 ^b	0,007	0,448
ΔRa (Ra₁-Ra₀)	IPS e.max Ceram Dentin	6	-0,09±0,31		
	IPS e.max Press	6	-0,02±0,15		
	IPS e.max CAD	6	-0,25±0,69		
	Ivocron	6	-0,07±0,46	0,837	0,041
ΔRz (Rz₁-Rz₀)	IPS e.max Ceram Dentin	6	-0,18±1,44		
	IPS e.max Press	6	-0,04±0,49		
	IPS e.max CAD	6	0,15±0,48		
	Ivocron	6	0,34±2,83	0,950	0,017

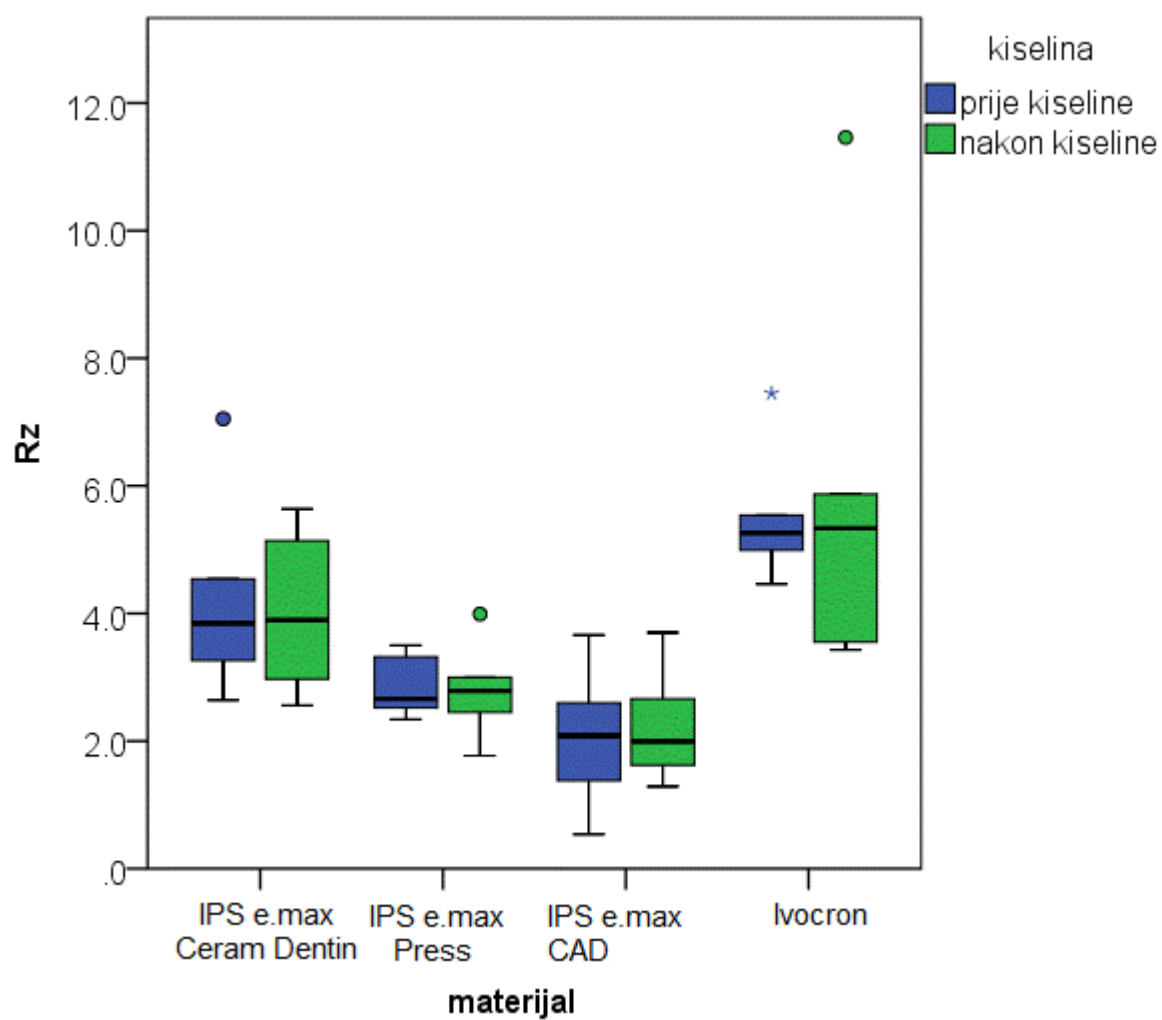
*ANOVA i Student-Newman-Keuls post-hoc test. Tipovi materijala koji dijele iste oznake u eksponentu ne razlikuju se statistički značajno unutar iste optičke karakteristike

Prije izlaganja kiselinu IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron su imali hrapaviju površinu od IPS e.max CAD i IPS e.max Press. Razlika je bila značajna samo za parametar R_z ($p < 0,001$ uz snagu efekta od 63%) Za varijablu R_a je bila granično značajna. U odnosu na IPS e.max Press i IPS e.max CAD ($p = 0,007$) uz umjerenu snagu efekta od 45% nakon izlaganja kiselinu samo je Ivocron imao značajno viši parametar hrapavosti.

Zbog izlaganja kiselinu nije se značajno promjenila hrapavost (niti u R_z niti u R_a) niti kod jednog materijala. To je potvrđeno t-testovima za zavisne uzorke. Iz grafova je vidljivo da uglavnom dolazi do laganog smanjenja parametra hrapavosti (slike 82. i 83.).



Slika 82. Usporedba parametra R_a hrapavosti prije i nakon izlaganja octenoj kiselini između materijala



Slika 83. Usporedba parametra *Rz* hrapavosti prije i nakon izlaganja octenoj kiselini između materijala

4. RASPRAVA

Keramika se zbog svojih izvrsnih optičkih svojstava smatra estetski superiornim građivnim materijalom u stomatološkoj protetici. Takva svojstva su rezultat višefaznog sastava zubne keramike (kristali; različite vrste, količine, veličine i distribucije te različitog udjela staklene matrice) (1). Kada zrake svjetlosti padnu na takvu podlogu, dolazi do različitih fizikalnih fenomena poput apsorpcije, zrcalne refleksije, difuzne refleksije i transmisije svjetlosti. Slični fenomeni (polikromatičnost) se događaju i kod zuba (7, 19, 201).

Caklina zuba je poluprozirna. Najdeblja je na žvačnoj plohi postraničnih i griznim bridovima prednjih zubi. Stanjuje se prema vratu zuba i završava u caklinsko-cementnom spojištu. Smatra se da caklina samo modificira boju zuba, a zapravo je određuje dentin. Dentin može biti različitih nijansi sivkaste ili žućkaste boje. Zbog svoje tubularne građe pokazuje svojstvo opaciteta. Nijansiranost zuba je različita od cervikalnog prema incizalnom dijelu, različita je unutar zubnog luka, a mijenja se i sa starenjem. Osvijetljen prirodni zub ima plavičasti ton (zbog refleksije zraka svjetlosti) ili narančasto-smeđi (zbog njihova prolaza kroz zubno tkivo).

Poimanje optičkih svojstava nekoga građivnog tkiva zahtijeva poznavanje parametara; tona, svjetline, kromatičnosti i translucencije. Nijansa predstavlja dominantan ton boje (crvena, žuta, plava). Ona je zapravo “obojenje” u doslovnom smislu i koristi se u opisivanju boje zuba ili nadomjestka. *Boja* je složen psihofizikalni fenomen. Nije svojstvo objekta nego doživljaj svjetlosti u oku promatrača. Privid primarne boje prirodnog zuba nastaje lomom i refleksijom upadne zrake svjetlosti na bezbojnim kristalima cakline i dentina. Jedan dio upadnih zraka svjetlosti reflektira se od površine zuba dok se drugi dio djelomično apsorbira. Apsorbirana svjetlost se lomi na samim kristalima čija veličina i struktura određuju nastanak boje. Psihofizičke karakteristike interpretiraju boju sa stajališta promatrača (subjektivne), a fizikalne karakteristike mjere se uređajima neovisnim o promatraču (objektivne). Psihofizičke karakteristike su ono što promatrač osjeća, a fizikalne ono što kolorimetrijski uređaj izmjeri (101). *Svjetlina* je obilježje vizualnog osjeta koje opisuje sličnost boje s nizom akromatskih boja (od crne preko sive do bijele). Predstavlja zapravo udio crne u nekom tonu boje. Svjetlina predstavlja relativnu sjajnost i tamnoću tona. Ton i zasićenost boje određuju *kromatičnost* te nije ovisna o svjetlini. Kromatičnost objedinjuje intenzitet ili zasićenost i ton boje. Kromatičnost i svjetlina su obrnuto proporcionalne. Porastom stupnja zasićenja (veći intenzitet) smanjuje se svjetlina (tamniji izgled). *Translucencija* je relativna količina propuštanja svjetlosti kroz neki objekt, zapravo predstavlja trodimenzionalni prostorni odnos ili prikaz svjetline. Visoko translucentni zubi posjeduju manju svjetlinu, s obzirom na to da

dopuštaju prodor svjetlosti kroz tkivo i apsorpciju sjena i tamnih dijelova te okolnih tkiva. Neprozini zubi ne dopuštaju velik prodor svjetlosti te stoga izgledaju svjetliji (101, 201). Translucencija gradivnog materijala daje prirodnost i vitalnost nadomjestku. Stoga je za optimalne estetske rezultate, uz oponašanje boje, jednako važno oponašati i translucenciju prirodnog zuba (101). Svojstva translucencije i opalescencije (OP-parametar opalescencije) obrnuto su razmjerni. Rezultati Cho i autora pokazuju da je OP cakline veći od OP zubne keramike. Opalescencija zubne keramike varira ovisno o kemijskom sastavu i vrsti keramike. OP pridonosi bjelini keramike jer se veći dio upadnih zraka svjetlosti ne propušta, nego reflektira (202).

U ovom istraživanju izrađeni su uzorci IPS e.max staklo-keramike (devet pločica, dimenzija $10 \times 12 \times 0,8$ mm) u trima bojama (A2, B3, C2) s trima različitim tehnologijama izrade (slojevanje IPS e.max Ceram Dentin, toplo-tlačna tehnika IPS e.max Press, strojno, IPS e.max CAD) i tri akrilatne pločice istih dimenzija (PMMA - boje 130, 410, 310). Sirovina za ove uzorke je dobivena iz tvornice Ivoclar s naznakom da se radi o materijalu koji je kompatibilan s istraživanim keramičkim uzorcima. Na svakom uzorku napravljeno je po 10 mjerenja, pet s jedne te pet s druge strane. Mjerenja su učinjena prije i poslije nagrizanja kiselinom. Odabrani su valjčići IPS e.max Press i blokovi IPS e.max CAD visoke translucencije (HT, high translucency). Radi standardizacije istraživanja koristili su se materijali i tehnologije za izradu ljuskica. Svi uzorci su imali istu debljinu (0,8 mm) kako debljina uzoraka ne bi utjecala na rezultate mjerenja. Spektrofotometrijska mjerenja su napravljena na standardnim bijelim podlogama za sve parametre osim za TP vrijednosti gdje je korištena i crna podloga. Takav spektrofotometar najčešće je korišten u grafičkoj industriji i vrlo je pogodan za mjerenje boje ravnih površina. U ovom *in vitro* istraživanju korištene su ravne pločice za koje je ovaj uređaj i namijenjen. Na samom početku provođenja istraživanja ovaj spektrofotometar nam je bio preporučen od strane suradne ustanove gdje se i proveo dio istraživanja. Cjelokupna analiza je provedena na istom uređaju. U odnosu na standard, mjerili su se $L^*a^*b^*$ vrijednosti za dobivanje izračuna sljedećih parametara; razlike u boji (ΔE^*), razlike u svjetlini (ΔL^*), razlike u kromatičnosti (ΔC^*). Komplementarni ključ boje i translucencija (TP) (neovisno o standardu) izvodili su se prije i poslije izlaganja octenoj kiselini. Koristile su se formule za izračun ΔE_{00} i ΔC^* iz CIEDE₂₀₀₀ u odnosu na standard. Model CIEDE₂₀₀₀ je matematički izraz koji je dorađena verzija za ΔE_{94} iz 1994. godine. Verzija je dorađena jer su uočeni nedostaci navedene formule zbog kolorimetrijske razlike koja nije dovoljno dobro korelirala s vizualnim procjenama. Prikupljanjem različitih empirijskih podataka u cilju dobivanja kvalitetnije korelacije između vizualnih procjena i instrumentalnog mjerenja, izvedena je

nova formula. Nova korigirana formula, osim svjetline, zasićenja i tona, uključuje različitosti između zasićenja i tona. Zbog poboljšanja prikaza boja u plavom dijelu spektra, kao i faktora povećanja vrijednosti a^* , percepcija sivih boja je objektivnija (203). Treća vrijednost ΔL^* nije se računala prema formuli već se očitavala pomoću spektrofotometra. Perez i autori navode opravdanu uporabu CIEDE₂₀₀₀ kolorimetrijskog sustava za prikaz vrijednosti svjetline, kromatičnosti i boje (204). Ghinea i autori uspoređivali su dva najčešće korištena modela boja za prikaz vrijednosti svjetline, kromatičnosti i boje; CIEDE₂₀₀₀ ($\Delta E_{(00)}$) i CIELAB ($\Delta E_{(ab)}$) navodeći CIEDE₂₀₀₀ kao primjenjiviji i pouzdaniji (205). Svojstvo translucencije se u ovom istraživanju nije uspoređivalo sa standardom jer je standard (ključ boja) tvornički izrađen i to sasvim drugačijim postupcima od onih kojima se izrađuje keramička krunica u zubotehničkom laboratoriju. Materijal od kojeg se izrađuje takav ključ je različit po svom sastavu i strukturi od keramika istraživanih u ovoj studiji. Često je i debljina keramičkog nadomjestka različita od debljine standarda, što uvelike može promijeniti percepciju optičkih svojstava. Ključ boja u kliničkoj praksi služi kao orijentir i pomagalo pri određivanju boje i svjetline ali ne pruža konačan odgovor. Na definitivni odabir boje od velikog je utjecaja okruženje, količina i kvaliteta osvjetljenja, metamerizam te zamor oka. Oko je jače osjetljivo na promjenu svjetlosti i zasićenosti nego na blage promjene nijanse. Svjetlinu ljudsko oko lako percipira zbog većeg broja štapića (vidnih receptora koji u mozak prenose signal potaknut monokromatskom svjetlošću), nego čunjića (vidnih receptora za razlikovanje boja) na mrežnici. Obično ključevi, boja posjeduju vrlo nizak stupanj zasićenosti u usporedbi s prirodnim zubima. Osim toga, ista oznaka za određenu nijansu u različitim ključevima boja može biti različita. U ovome istraživanju koristio se Vitapan Classical ključ jer se u svakodnevnoj kliničkoj praksi sudionika istraživanja pokazao najpouzdanijim.

Prva nulta hipoteza je prihvaćena; optička svojstva staklo-keramika nisu komplementarna standardu (ključu boja). Boja je definirana tonom (tonalitet), svjetlinom (luminacija) i zasićenošću (saturacija). Oznake A, B i C u ključu boja predstavljaju ton. Svjetlinu predstavljaju brojeke 2 i 3. Manji broj znači veću svjetlinu, odnosno veći broj veću zasićenost. Zasićenost i svjetlina su obrnuto proporcionalne. Svjetlije nijanse posjeduju vrlo malu zasićenost tonom (niska kromatičnost). Svjetlina je dominantan parametar, stoga su svjetlije nijanse učestalije u suvremenoj restaurativnoj estetskoj stomatologiji. Pri odabiru boje keramike vrlo je važno voditi računa o svjetlini jer je teško naknadnim bojenjem smanjiti zasićenje i povećati svjetlinu bez stvaranja većeg opaciteta. Tamniju boju keramike teško je korigirati (posvijetliti) (206). Pregledom relevantne literature uviđa se da se u većini istraživanja koristi samo jedna boja (207, 208) najčešće A1, međutim smatralo se da bi

istraživanje znatno dobilo na kvaliteti kada bi se analizirale i druge iskustveno vrlo često korištene boje (A2, B3, C2).

U modelu boja CIE $L^*a^*b^*$ vrijednosti a^* označavaju vrijednosti od zelenog ($-a^*$) prema crvenom ($+a^*$), a vrijednosti b^* od plavog ($-b^*$) prema žutom ($+b^*$). U komponenti a^* uzorci boje A2 za sve materijale su imali značajno više vrijednosti od standarda, a u boji C2 uglavnom niže. Razlika nije bila značajna između Ivocrona i standarda jer se radi o kemijski vrlo sličnom materijalu (153). U boji B3 Ivocron je imao značajno više vrijednosti od standarda, a IPS e.max Press i IPS e.max CAD manje. U komponenti b^* u bojama A2 i C2 Ivocron i IPS e.max Ceram Dentin imali su značajno više, a IPS e.max Press i IPS e.max CAD niže vrijednosti od standarda. Uzorci boje B3 IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron imali su značajno više, IPS e.max Press niže vrijednosti, a za uzorke IPS e.max CAD nije statistički značajna. Lou i autori raspravljaju o pojedinim grupama boja (A, B, C i D) unutar ključa boja. Grupa A su crkvenkasto-smeđi, B su crvenkasto-žuti, C sivi i D crvenkasto-sivi tonovi. Zaključuju da boje iz grupe A imaju veću promjenu u svjetlini nego boje iz grupe B. Promjena prema crvenom-zelenom tonu je očita u grupi A, a u grupi B promjena u žuto-plavom tonu (209).

Ovo istraživanje je provedeno kroz nekoliko etapa te rezultati prate takvu postavku. U prvom dijelu analizirani su i međusobno uspoređeni rezultati mjerenja razlike u boji ΔE od standarda za sve uzorke boja (A2, C2 i B3) prije izlaganja kiselinu. Rezultati mjerenja uzoraka A2 i C2 boje pokazali su različitost ΔE između materijala, tj. načina izrade u usporedbi sa standardom. Uzorci IPS e.max Ceram Dentina su imali najmanju, Ivocron najveću, a IPS e.max Press i CAD pokazali su podjednake vrijednosti ΔE . IPS e.max Ceram Dentin pokazao je najmanju vrijednost ΔE jer je strukturno postojaniji materijal u odnosu na polimetil-metakrilat. Ivocron je porozan, odnosno manje kvalitetan materijal. S obzirom na indikaciju IPS e.max Ceram Dentin primjenjuje se za izradu ljuskica ili kao obložna keramika te se može očekivati da će imati konstantnu boju. Akrilat je materijal koji je desetljećima bio najčešći estetski izbor građivnog materijala u protetskoj restauraciji sve do razvoja i velike primjene zubne keramike. U svakodnevnoj kliničkoj praksi još uvijek je uvelike prisutan uglavnom zbog financijskih mogućnosti pacijenta, posebice kada je potrebno sanirati lateralni segment ili u terapiji kombiniranim radom. Stoga se smatralo prikladnim istražiti optička svojstva i ovog materijala, ali sofisticiranom tehnikom koja se koristi u analizi optičkih svojstava suvremenih keramičkih materijala. Time su se dobili objektivniji pokazatelji optičkih svojstava usporedivi s optičkim svojstvima staklo-keramika. Poboljšana svojstva keramičkih materijala očituju se u

prvom redu u gustoći materijala i time izravnim utjecajem na prijenos svjetlosti, odnosno translucenciju. S obzirom na razlike u molekularnoj i kristaliničnoj strukturi novih keramičkih materijala, pojavile su se razlike u refleksiji svjetlosti, njezinoj apsorpciji, refrakciji i disperziji. U svakodnevnu kliničku praksu suvremene protetske ordinacije znanost o materijalima i njihovim optičkim svojstvima je našla široku primjenu. Rezultati mjerenja uzoraka boje B3 su pokazali najmanju ΔE kod IPS e.max CAD, a najveću kod Ivocrona. Ton B3 prema oznaci brojke 3 označava najmanju svjetlinu, a veću zasićenost. Tamnije boje se mahom uzimaju za sanaciju lateralnog segmenta jer su zubi tog segmenta tamniji. Ujedno je u lateralnom segmentu prioritet funkcija nad estetikom. Tvorničkim sinteriranjem postiže se gusta, zbijena, ujednačena mikrostrukturna slika s maksimalnom redukcijom pora, što utječe na percepciju boje. Ivocron se ručno slaže u slojevima i polimerizacija se radi u toplo-tlačnoj kupelji pod znatno lošijim uvjetima. Stoga je razumljivo da je zbijenost čestica kod Ivocrona znatno manja u odnosu na kvalitetne postupke tvorničkog sinteriranja kod suvremenih keramičkih materijala. Sve to zajedno rezultira lošijim mehaničkim svojstvima toga materijala, ali i lošijom mogućnošću imitacije boje prirodnog zuba.

Nakon izlaganja kiselinu, razlike ΔE^* između materijala i standarda bile su slične kao i prije izlaganja. Uzorci Ivocrona imali su najveću ΔE^* u sve tri boje, što je i očekivano jer se radi o kemijski nestabilnom materijalu. IPS e.max Dentin Ceram je pokazao najmanju ΔE^* u boji A2 i C2, a u boji B3 najmanju ΔE^* imaju IPS e.max Press i IPS e.max CAD. Kiselina je statistički značajno djelovala na smanjenje ΔE^* samo kod IPS e.max Press boje C2. Pregledom literature vidljivo je da su keramički materijali s manje staklene matrice manje podložni kemijskoj degradaciji i time dulje zadržavaju postojeća optička svojstva (198, 210). Ovo istraživanje provedeno je koristeći standardno osvjetljenje D65. Više autora istraživalo je utjecaj različitih standardnih osvjetljenja (D65, A i F2) na parametar svjetline, kromatičnosti i boje i zaključuju da na razliku u boji značajno utječu proizvodi različitih proizvođača te različita osvjetljenja (211). Iznimno je važno određivati boju pri standardnom ambijentalnom osvjetljenju (212).

Rezultati mjerenja svojstva svjetline ΔL^* od standarda za boju A2 i C2 prije izlaganja kiselinu bili su statistički značajno različiti između materijala. IPS e.max Ceram Dentin imao je značajno najmanju, a Ivocron najveću ΔL^* od standarda. IPS e.max Press i IPS e.max CAD ponašaju se podjednako. Rezultati mjerenja ΔL^* za boju B3 bili su statistički značajno različiti između materijala. U odnosu na standard IPS e.max CAD imao je najmanju, a IPS e.max Ceram Dentin najveću ΔL^* . U boji B3 IPS e.max CAD se značajno razlikovao od

Ivocrona. Ako vrijednosti od standarda idu prema negativnom, pretpostavlja se da Ivocron postaje tamniji. Kao i kod analize ΔE^* , i ovdje su rezultati mjerenja pokazali sličnost, što se može objasniti činjenicom da tamniji ton s većom oznakom broja pokazuje manju svjetlinu. Osim različitih boja i načina izrade keramičkih nadomjestaka, na svjetlinu utječe i debljina keramike. Jarad i autori istražujući utjecaj debljine caklinske keramike zaključuju da se svjetlina nije značajno mijenjala koliko vrijednost kromatičnosti za najsvjetliju boju, a dok je za najtamniju boju bila, značajno manja. Takav rezultat upućuje na obrnuto proporcionalne vrijednosti svjetline i kromatičnosti (213). Porastom stupnja zasićenja (veći intenzitet) smanjuje se svjetlina (tamniji izgled). Boja ključa A2 posjeduje visok stupanj zasićenosti i nisku svjetlinu, a boja A1 posjeduje nizak stupanj zasićenosti i visoku svjetlinu (101).

Kiselina je uzrokovala značajno smanjenje odstupanja ΔL^* samo kod Ivocrona u B3 boji. Ovakav rezultat moguće je protumačiti nekvalitetnom polimerizacijom samoga materijala. Te promjene su još izraženije zasićenjem boje, što se ponovno može objasniti kvalitetom kondenzacije koja utječe na mikrostrukturnu sliku. Ako se zna da su svojstva u funkciji strukture, može se očekivati da su materijali dobiveni kvalitetnijim tehnikama konstantni u svojim svojstvima i da na njih manje djeluje korozivni agens. Klinička primjena takvih materijala upućuje na nepromjenjivost oblika i boje nadomjestka tijekom duljeg razdoblja (214). Celik i autori (215) su proveli slično istraživanje prošireno s još jednim parametrom, (promjenom broja pečenja) i utvrdili da se s povećanim brojem pečenja povećava svjetlina (L^*) te smanjuje a^* vrijednost. Time i dobiva pomalo zelenkasti ton za A1, i za A3 boju. Vrijednost b^* se je smanjila za A3 boju i time je ona postala žućkastija. Uludag i autori dobili su rezultat smanjivanja L^* s većim brojem pečenja (216). Shokry i autori analizirajući utjecaj debljine obložne keramike i debljine osnovne konstrukcije utvrđuju smanjenje vrijednosti L^* , a povećanje a^* i ΔE . Time zaključuju da je u postizanju optimalnog optičkog dojma važna debljina svih slojeva keramike (217). S ovim se slažu i drugi autori, ističući da na parametar svjetline (L^*) najviše utječe vrijednost svjetline (L^*) osnovne konstrukcije (218).

Svojstvo kromatičnosti uz promjenu boje i svjetlinu vrlo je važno i poželjno optičko svojstvo zubne keramike. Objedinjuje boju i zasićenje boje koje nije ovisno o svjetlini. Rezultati mjerenja između materijala u ovoj studiji za boju A2 prije izlaganja kiselinu pokazuju statistički značajne razlike u vrijednostima ΔC^* od standarda. Veću ΔC^* imaju IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron u odnosu na IPS e.max Press i IPS e.max CAD koje su podjednake. Rezultati mjerenja ΔC^* za boju C2 su statistički značajno različiti između materijala. Najveću ΔC^* ima Ivocron, a najmanje IPS e.max Press. Rezultati mjerenja ΔC^* za boju B3 su

statistički značajno različiti između materijala. Najveću ΔC^* ima Ivocron, a najmanju IPS e.max CAD. Ponovno se potvrđuje prethodni zaključak da materijali za strojnu izradu pokazuju postojanost, a Ivocron pokazuje najveća odstupanja optičkih parametara.

Nakon izlaganja octenoj kiselini rezultati mjerenja pokazuju najmanje ΔC^* kod uzoraka IPS e.max Press i IPS e.max CAD u svim bojama. To je najizraženije kod Ivocron uzoraka u bojama B3 i C2, dok boje A2 IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron imaju podjednaku ΔC^* . Octena kiselina je imala najveći utjecaj na kromatičnost. Pritom se u svim bojama statistički značajno smanjuje odstupanje od standardne kromatičnosti kod IPS e.max Press, IPS e.max CAD i Ivocron. Kod IPS e.max Ceram Dentin smanjuje se samo u boji B3. Ovi rezultati su u skladu s prethodnima gdje se potvrđuje da su prefabrikati strukturno postojaniji materijali.

Optička svojstva koja najviše razlikuju skupine materijala i boja su ΔC^* u odnosu na standardne boje jasno se diskriminira IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron (s većim odstupanjem od IPS e.max Press i manjim odstupanjem IPS e.max CAD). Svojstvo ΔL^* diskriminira C2 i B3 boje koje imaju jače odstupanje od A2. Bagis i autori zaključuju da pod utjecajem testa starosti (izlaganje UV zračenju), uzorci dobiveni pomoću tri različite tehnike (A1 boje) postaju tamniji, opakniji te dobivaju crvenkast i žućkast ton (207).

Druga hipoteza, optička svojstva staklo-keramike nisu ovisna o boji unutar iste tehnologije izrade, se odbija. Rezultati mjerenja boje i svjetline pokazuju statistički značajna odstupanja u Ivocronu u boji B3. Kromatičnost je uglavnom bila značajno niža kod svih materijala i boja nakon izlaganja kiselini (osim IPS e.max Ceram Dentina u boji A2 i C2). IPS e.max Dentin Ceram i Ivocron su imali značajno više vrijednosti kromatičnosti u svim bojama u odnosu na IPS e.max Press i IPS e.max CAD. Rezultat je logičan jer se u izradi nadomjestka iz oba materijala koristi tehnika slojevanja gdje se materijal ručno kondenzira. Mogućnost zaostajanja zarobljenog zraka unutar materijala je velika pa je stoga i zasićenje boje, tj. kromatičnost podložna varijacijama (1). Za sve ispitivane materijale kromatičnost je imala najveće vrijednosti u boji A2, a najmanje u boji B3. Kromatičnost svijetlih boja je manja, a tamnih veća. (219). Vrijednosti su se značajno razlikovale između sve tri boje unutar svakog materijala. Izuzetak je kromatičnost (Chroma) između A2 i C2 kod Ivocrona koje se nisu značajno razlikovale, te kromatičnost (Chroma) između B3 i A2 kod IPS e.max Dentin Ceram.

Optičko svojstvo koje najviše pridonosi estetskoj kvaliteti fiksno protetskoga rada i o kojem se pregledom relevantne literature najviše govori jest translucencija. Translucencija je svojstvo kojim se u najvećoj mjeri imitira prirodnost i živost nadomjestka. Prednost staklo-keramike u

usporedbi s drugim gradivnim materijalima je upravo njihova translucencija. Translucencijski parametar (TP) opisuje prolaz svjetlosti kao što je slučaj kod prirodnog zuba (220). U ovom istraživanju najveće TP vrijednosti imao je uzorak izrađen toplo-tlačnom tehnikom (IPS e.max Press), što je u skladu s istraživanjima Bagisa i suradnika (207). Međutim, isti autori navode da uzorci dobiveni strojnom tehnikom (IPS e.max CAD) su najmanje translucentni. U ovom istraživanju najmanje TP vrijednosti izmjerene su kod uzoraka izrađenih tehnikom slojevanja (IPS e.max Ceram Dentin). To se može objasniti činjenicom da su odabrani valjčići IPS e.max Press i IPS e.max CAD blokovi keramika visoke translucencije (high translucency - HT), a IPS e.max Ceram Dentin je optički relativno gust. Ipak, uočava se sličnost u tome što strojno obrađena staklo-keramika pokazuje manji stupanj translucencije od one izrađene toplo-tlačnom tehnikom. Analizirajući translucenciju različitih boja uočene su značajne razlike unutar jedne tehnike izrade. Tehnika slojevanja podliježe najvećim varijacijama jer se ručno miješa keramički prašak s tekućinom. Konačna kondenzacija je uvjetovana veličinom keramičkih zrnaca, količinom tekućine unesene tijekom modelacije i same tehnike kondenzacije. Tako da su moguće velike razlike u proizvodu od tehničara do tehničara. Postupci kondenzacije uvelike utječu na optička i mehanička svojstva keramičkog materijala. U ovom istraživanju utvrđeno je da su uzorci izrađeni tehnikom slojevanja i toplo-tlačnom tehnikom pokazali odstupanja u translucenciji, za razliku od strojno izrađenih uzoraka gdje nije bilo razlike, prije i nakon korozije. Najmanje TP vrijednosti u svim bojama pokazali su uzorci izrađeni tehnikom slojevanja. Najmanje TP vrijednosti imali su uzorci A2 boje, a najveću B3. Kod prešanih uzoraka najmanje TP vrijednosti ponovo ima boja A2, a iste vrijednosti pokazuju boje C2 i B3. Uzorci izrađeni strojno nisu pokazali razlike u TP vrijednostima među bojama. Kiselina je uzrokovala značajno smanjenje TP kod Ivocrona u svim bojama te kod B3 boje IPS e.max CAD uzoraka. Zhang i suradnici ističu da precizan omjer keramičkog praška i tekućine prema uputi proizvođača ne osigurava uvijek pravilnu gustoću i manju poroznost te time translucenciju ili opacitet budućeg nadomjestka (221). Naglašava se i važnost same kemijske strukture sastavnica, te veličine kristala uloženih u staklenu matricu. Za razliku od tehnike slojevanja, tvornički polugotovi proizvodi (keramički valjčići IPS e.max Press ili blokovi za glodanje IPS e.max CAD) strukturno su postojaniji. Kod njih su keramičke čestice u tvornici sabijene pod visokom temperaturom i tlakom postupkom sinteriranja, te se time dobiva vrlo gust materijal s homogenom mikrostrukturnom slikom (207). Della Bona i autori zaključuju da mikrostruktura strojno izrađenih keramičkih uzoraka određuje optička svojstva, te da propuštanje svjetlosti, tj. svojstvo translucencije daje prirodnost nadomjestku uz svojstvo boje (222).

Wang je utvrdio da na translucenciju staklo-keramičkog nadomjestka značajno utječe vrsta i debljina obložne zubne keramike. Translucencija zubnih keramika eksponencijalno se povećava sa smanjenjem debljine (223). Lim je prikazao usporedne vrijednosti translucencije izmjerene spektrofotometrom (veće vrijednosti) i spektroradiometrom (224). Chu navodi važnost pravilnog odabira boje nadomjestka s obzirom na tamni devitalizirani zub (225). Ostali autori dovode u korelaciju translucenciju zubnih keramika s okolnim osvjetljenjem (226), utjecajem polirane, glazirane/neglazirane površine nadomjestka (225, 227, 228) te utjecaj cementa i boje prepariranog zuba (139, 229 – 232). Dozic i autori tvrde da na boju ljuskice utječe boja cementa i boja zuba nosača. Preporuča upotrebu opakne (većeg kromaciteta) zubne keramike (233). Turgut i Bagis, također naglašavaju utjecaj različitih vrsta i boja cementa te debljinu i vrste zubnih keramika za izradu ljuskica na konačan doživljaj boje i translucenciju gotovog nadomjestka. Razlika u boji cementiranih ljuskica u njihovom istraživanju smanjila se s povećanjem debljine ljuskica (234). Turgut i autori istražili su TP zubnih keramika za ljuskice iste boje cementiranih različitim cementima nakon testa starenja. Test starenja uzrokovao je veći opacitet kod svih zubnih keramika (235). Prema percepciji ljudskog oka moguće su različitosti od promatrača do promatrača (236). Rezultati studije Salameha i autora pokazuju da različita translucencija iste boje A1 CAD/CAM keramičkih ljuskica ne utječe na konačnu boju nadomjestka niti je bila određena cementom različitog opaciteta (237). Pregledom relevantne literature utvrđuje se da se isti problem uvelike istraživao na metal-keramičkim uzorcima. Stevenson i autori napekli su različite obložne keramike na osnovne konstrukcije izrađene od zlatne i srebro-paladijeve legure i dobili različite vrijednosti boje. Zlatna podloga daje i svjetlije nadomjestke ali i veće a^* i b^* vrijednosti (238). Kourtis i suradnici su istraživali utjecaj boje osnovnih konstrukcija izrađenih od različitih legura na obložnu keramiku. Nadomjesci izrađeni od Au i Co-Cr legura pokazuju svjetlije rezultate (više L^* vrijednosti), a Ni-Cr i Pd legure pokazivale su manju svjetlinu (239). S ovim rezultatima slažu se i drugi autori (240 – 242). U odnosu na standard s obzirom na slojeve opakne i dentinske obložne keramike istraživanja Stavridakisa i autora pokazala su da osnovne konstrukcije izrađene od legura paladija pokazuju razlike u boji. Slojevi samo opakne obložne keramike poslije glaziranja pokazuju neprihvatljivu razliku u boji nakon svih postupaka izrade (243). Raptis i autori uspoređuju propuštanje svjetlosti, tj. boju vratnog dijela metal-keramičke krunice izrađene u keramici i potpuno keramičke krunice i zaključuju da je rubni dosjed i optička svojstva metal-keramičke krunice s rubom u keramici znatno precizniji od ruba potpuno keramičkih krunica (230, 244).

Treća nulta hipoteza, ne prihvaća se i optička svojstva staklo-keramike su ovisna o tehnologiji izrade. U zubnotehničkom laboratoriju staklo-keramički protetski radovi mogu se izraditi primjenom triju osnovnih tehnoloških postupaka (slojevanja, toplo-tlačne ili strojne izrade) (245). Tim postupcima su izrađeni uzorci za ovo istraživanje. Tehnološki postupak primjene staklo-keramičkih materijala temeljen je na izradi cijelog nadomjestka iz istog materijala (npr. IPS Empress 2, tehnika bojanja) ili izradi nadomjestka koji se sastoji od osnovne konstrukcije na koju se nanose slojevi obložne keramike (tehnika slojevanja za gotovo sve ostale sustave). Osnovne konstrukcije su više ili manje translucetne, ali nemaju velike sličnosti s prirodnim zubom. U ovom istraživanju rezultati mjerenja za uzorke izrađene toplo-tlačnom i strojnom tehnikom prije izlaganja kiselinu pokazuju najveće odstupanje od standarda za vrijednost TP u svim bojama. To je u skladu s istraživanjima Bagisa i suradnika (207). Keramički uzorci izrađeni tehnikom slojevanja pokazuju najmanja odstupanja od standarda u razlici u obojenju, a akrilat pokazuje najveća odstupanja od standarda u svim analiziranim parametrima i bojama. Uzorci izrađeni toplo-tlačnom i strojnom tehnikom pokazuju ujednačene vrijednosti za parametar svjetline, kromatičnosti i tona. Odabir nijanse i usklađivanje jedne estetske keramičke ljuske najbolje se postiže korištenjem tlačenih keramičkih restaurativnih materijala (246). Nakon nagrizanja kiselinom, rezultati istraživanja pokazuju da su uzorci izrađeni toplo-tlačnom i strojnom tehnikom doživjeli smanjenje i veća odstupanja u svojstvu kromatičnosti. Strojna tehnika pokazala je i najmanje odstupanje u TP. Kvaliteta keramičkog materijala tako ovisi o sastojcima (vrsti i količini staklene matrice te vrsti, količini, veličini i distribuciji zrna), o tehnikama izrade, obradi nadomjestka, ciklusima, temperaturi pečenja i hlađenju (232, 247).

Budući da su svojstva svakog materijala u funkciji njegove strukture, pogreške nastale tijekom izrade ili obrade nadomjestka u zubnotehničkom laboratoriju učinit će mikrostrukturu keramike nepravilnom te dovesti do neželjenih učinaka (248). Rezultati u ovom istraživanju su pokazali da su optička svojstva ovisna o tehnologiji izrade.

Četvrta nulta hipoteza; korozijska ne utječe na promjenu optičkih svojstava staklo-keramike, također se odbija. Na postojanost optičkih svojstava gradivnog materijala utječe okoliš, odnosno usna šupljina. U tom kontekstu treba naglasiti da se od gradivnog materijala, odnosno nadomjestka, očekuju dugoročno stabilna optička svojstva. Konstantna izloženost vodenom mediju, promjeni pH vrijednosti, unošenjem različitih pića i hrane te sredstvima za čišćenje usne šupljine uz dinamička opterećenja dovodi do tribokorozijskih promjena na površini nadomjestka. Korozijska u ustima predstavlja, osim oblika elektrokemijske korozijske i galvanizma, i korozijsku uvjetovanu kiselim produktima mikroorganizama. Veća zastupljenost

staklene matrice znači i veću podložnost korozijskim procesima i propadanju nadomjestka. (35, 55). Izlaganje uzoraka u ovom istraživanju djelovanju octene kiseline je opravdano iz više razloga. Octena kiselina se često koristi u domaćinstvu, pH vrijednost iznosi 2,4, što je vrlo slično nekim pićima, a i takav pH se nalazi u područjima ispod plaka. Ovom metodologijom koristili su se i drugi autori i dokazali da izloženost kiselinu povećava hrapavost i dovodi do gubitka težine keramičkih uzoraka (198). Jakovac i suradnici tvrde da je gubitak mase uzoraka minimalan i nema kliničkih niti toksikoloških posljedica (184). Ujedno u ustima je često prisutan niži pH kod pacijenata s bolestima želuca, bulimije i anoreksije, što se može vidjeti u erozivnim promjenama na tvrdim zubnim tkivima, ali isto tako i na promjenama optičkih svojstava keramičkog nadomjestka (249). Niski pH dovodi do loma veza u osnovnoj konstitutivnoj jedinici stakla, silicijevu tetraedru. Tvornički izrađeni blokovi za strojno glodanje su kemijski postojaniji jer imaju vrlo malo ili gotovo uopće nemaju staklene matrice. Dokazano je da upravo staklena matrica korodira (194).

Primjenom ovog korozijskog sredstva i ispitivanja *in vitro* dobiva se uvid u kemijsku postojanost keramičkih materijala i njihovih optičkih svojstava u korozijski kompromitiranoj usnoj šupljini na znatno brži i jednostavniji način nego *in vivo* ispitivanjima gdje su parametri temperature i pH neujednačeni uz prisustvo različitih cikličnih opterećenja. Suvremeni dentalni materijali na temelju europskih i američkih standarda podliježu kontroli i ispitivanju glede biokompatibilnosti. No sve te kontrole nisu apsolutni čimbenik stabilnosti materijala u ustima. O keramici se govori kao kemijski postojanom, tj. biološki inertnom materijalu, međutim potpuno postojanog materijala nema (194, 250). Rađena su istraživanja starenja keramičkih materijala putem izlaganja UV zračenju i utvrđene su značajne promjene optičkih svojstava (207, 219, 234). Dikicier i autori su ispitivali utjecaj različite debljine keramike i testa starosti na promjene u boji različitih potpunih sustava zubnih keramika i utvrdili promjenu obojenja (ΔE^*) neovisno o debljini uzorka. Vrijednosti a^* su se povećale za sve uzorke (ti postaju crveniji). Povećanjem debljine uzoraka CIE L^* i b^* vrijednosti su se smanjivale. Debljina osnovne strukture statistički značajno utječe na promjenu boje (251). U ovome istraživanju debljina uzoraka je bila ista i nije imala utjecaj na promjenu optičkih svojstava.

Peta hipoteza; korozija ne utječe na hrapavost staklo-keramika, je prihvaćena. U ovom istraživanju nije došlo do značajne promjene hrapavosti zbog izlaganja kiselinu. Prije izlaganja kiselinu IPS e.max Ceram Dentin i Ivocron su imali hrapaviju površinu od IPS e.max CAD i IPS e.max Press. Razlika je bila značajna samo za parametar R_z (prosječna dubina

hrapavosti), a za Ra (prosječna hrapavost), je bila granično značajna. Nakon izlaganja kiselinu samo je Ivocron imao značajno viši parametar hrapavosti. Nakon izlaganja kiselinu nije došlo do značajne promjene hrapavosti (Rz , Ra) niti kod jednog staklo-keramičkog materijala te uglavnom dolazi do laganog smanjenja parametra hrapavosti. Prema rezultatima Mehulić i autora, neglazirana površina keramike značajno je hrapavija od glazirane i pokazuje oštre vrhove (pikove) i dublje pore. Parametri koji opisuju hrapavost površine bili su gotovo dvostruko veći kod neglaziranih uzoraka. Zaključuje se da neglazirana keramika može ubrzati trošenje antagonističkih zubi (210). U ovom istraživanju uzorci nisu bili glazirani, što treba uzeti obzir kod analize optičkih svojstava gotovih fiksno-protetskih radova iz tih materijala. Rađena su i usporedna istraživanja hrapavosti površine glinične i polikristalinične keramike nakon izlaganja kiselinu i utvrđena je znatno veća hrapavost glinične keramike (194). Kantorski i autori navode da mikrohibridni kompoziti i kompoziti s nanopunilima koji su slični leucitima ojačanoj gliničnoj keramici također pokazuju hrapaviju površinu nakon izlaganja kiselinu (252).

Poznavanjem optičkih svojstava određenih restaurativnih materijala, njihova primjena u kliničkoj praksi postaje jednostavnija. Stoga je cilj ovog rada bio pridonijeti razjašnjenju tog kompleksnog pitanja. Istraživane su keramike koje pokrivaju indikacije izrade ljuskica. Tehnološka trajnost i dugoročno stabilna optička svojstva nadomjestka ovise o mehaničkim svojstvima materijala određenih sastavom i mikrostrukturom, tijeku izrade u zubnotehničkom laboratoriju, kvaliteti obrade površine nadomjestka, vezivnom sredstvu i kvaliteti provedenog cijelog postupka izrade. Smatra se da tehnika slojevanja podliježe najvećim pogreškama zbog samog načina izvođenja, tj. ljudskog čimbenika i mogućih manualnih propusta (84).

Svrha ovog istraživanja bila je procijeniti optička svojstva staklo-keramike prije i nakon izlaganju korozivnom sredstvu te usporediti staklo-keramiku različitih tehnologija izrade s akrilatnim materijalom za fasetiranje. Istraživanje je bilo laboratorijsko i kao takvo zasigurno ima određena ograničenja. Međutim standardizacijom uzoraka i metodologije ispitivanja dobijaju se rezultati koji su posve primjenjivi u objašnjenju promjena u usnoj šupljini. Tim više što je teško ujednačiti kliničko istraživanje kroz različite pojedinačne parametre svakog ispitanika. Rezultati istraživanja poput ovoga su od velike koristi u procjeni kliničke primjene gradivnog materijala. Potrebna su daljnja i kompleksnija istraživanja kemijske postojanosti zubnih keramika kako bi se kvalitetnije procijenila postojanost optičkih svojstava.

5. ZAKLJUČCI

Unutar ograničenja ovoga istraživanja moguće je donijeti sljedeće zaključke:

1. Optička svojstva staklo-keramika nisu komplementarna standardu. U odnosu na standard, optička svojstva koja najviše utječu na istraživane materijale i boje su detektirane u promjenama kromatičnosti i svjetline. IPS e.max Ceram Dentin ima veće odstupanje u kromatičnosti od standarda, a IPS e.max Press i CAD manje.
2. Optička svojstva staklo-keramike ovisna su o obojenju unutar iste tehnologije izrade (bez usporedbe sa standardom). IPS e.max CAD (strojna izrada) i IPS e.max Press (toplo-tlačna izrada) imaju slična optička svojstva, a IPS e.max Ceram Dentin (izrada slojevanjem) dijelom drugačija. Kod IPS e.max Press i CAD najveće vrijednosti svjetline imaju obojeni uzorci A2, a najmanje C2. U kromatičnosti su najveće vrijednosti u obojenom uzorku B3, a najmanje u A2. Translucencija je najveća u B3, najmanja u A2 kod IPS e.max Press i Ceram Dentin, a kod CAD nema razlika. Za razliku od IPS e.max CAD i Press kod Ceram Dentina je najveća svjetlina u B3, a najmanja kromatičnost u obojenom uzorku C2.
3. Optička svojstva staklo-keramike ovisna su o tehnologiji izrade. Izrada slojevanjem ima izraženu kromatičnost u sva tri obojena uzorka i najmanju translucenciju od ostalih keramika. Uzorci strojne izrade imaju najveću translucenciju. Svjetlina je značajno manja kod uzoraka izrađenih slojevanjem u obojenim uzorcima A2 i C2, a veća u uzorku B3 od ostalih keramika.
4. Korozija utječe na promjenu optičkih svojstava staklo-keramike. Izlaganje korozivnom sredstvu djeluje na smanjenje vrijednosti kromatičnosti. To je značajno kod IPS e.max Press i IPS e.max CAD u svim obojenim uzorcima, a kod Ceram Detin samo u B3. Korozivno sredstvo ne utječe na promjenu tona i svjetline. Nema smanjenja translucencije osim kod obojenog uzorka B3 IPS e.max CAD.
5. Korozija nije utjecala na hrapavost staklo-keramika te uslijed izlaganja octenoj kiselini ne dolazi do značajne promjene hrapavosti.

Staklokeramički materijali su prema svim optičkim parametrima superiorniji u odnosu na dosadašnje najčešće korištene, akrilatne materijale.

6.LITERATURA

1. Mehulić K. Keramički materijali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2010.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75:18-32.
3. Boucher's Clinical dental terminology. St. Louis, Toronto, London: C Mosby Co; 1982:229.
4. Tays MJ. Dental materials science - the maintenance of standards. *J Oral Rehabil*. 1991;18:105-10.
5. Touati B, Miara P, Nathanson D. Esthetic dentistry and ceramic restorations. London: Martin Dunitz; 1999.
6. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Bio Med*. 1996;7:134-43.
7. Živko-Babić J, Mehulić K, Ivaniš T, Predanić-Gašparac H. Pregled pojedinih keramičkih sustava. I Dio: Povijesni prikaz keramike. *Acta Stomatol Croat*. 1994;28:217-21.
8. Anusavice K. Phillip's science of dental materials. 11th ed. St. Louis: Saunders; 2003:655-719.
9. Suvin M, Kosovel Z. Fiksna protetika. Zagreb: Školska knjiga; 1987:67-72.
10. Ring ME. Dentistry, an illustrated history. New York: HN Abrams; 1985.
11. Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am*. 1975;19:211-22.
12. Mclean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001;85:61-6.
13. Price CA. A history of dental polymers. *Aust Prosthodont J*. 1994;8:47-54.
14. Music S, Živko-Babić J, Mehulić K, Ristić M, Popović S, Furić K. Microstructure properties of leucite-type glass-ceramics for dental use. *Mater Lett*. 1996;27:195-7.

15. Weinstein M, Katz S, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. US patent 3052, 982. 1962.
16. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. JADA. 2006;137:7-13.
17. Wohlwend A, Schärer P. The Empress technique: A new technique for the fabrication of full ceramic crowns, inlays, and veneers. Quintessenz Zahntech. 1990;16:966-78.
18. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. J Dent Am Assoc. 1993;124:72-84.
19. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin N Am. 2004;48:513-30.
20. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am. 2011;55:559-70.
21. Kelly JR. Dental ceramics: What is this stuff anyway? J Am Dent Assoc. 2008;139:4S-7.
22. Kurbad A. Clinical aspect of all-ceramic CAD/CAM restorations. Int J Comput Dent. 2002;5:183-97.
23. Slovenec D, Bermanec V. Sistematska mineralogija – mineralogija silikata. Denona; Zagreb: 2003.
24. Vrkljan M. Mineralogija i petrologija osnove i primjena. Zagreb: Rudarsko geološko-naftni fakultet Sveučilište u Zagrebu; 2012.
25. Van Noort R. Introduction to dental materials. 2nd ed. Edinburgh: Mosby Elsevier; 2002.
26. Salinas TJ. Contemporary ceramics for dentistry. Prac Proced Aesthet Dent. 2003;15:690.
27. Krishna JV, Kumar VS, Savadi RC. Evolution of metal-free ceramics. J Indian Prosthodont Soc. 2009;9:70-5.
28. Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. Dent Mater. 2004;20:198-206.

29. Mackert JR, Butts MB, Fairhurst CW. The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. *Dent Mater.* 1986;2:32-6.
30. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review. *Materials.* 2010;3:351-68.
31. Vergano PJ, Hill DC, Uhlmann DR. Thermal expansion of feldspar glasses. *J Am Ceram Soc.* 1967;50:59-60.
32. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices.* 2008;5:729-45.
33. Stookey SD. *Explorations in glass.* American Ceramic Society, Westerville, Ohio; 2000.
34. <http://www.ivoclarvivadent.com.hr/hr/ips-emax-sustav-za-dentalne-tehnicare/ips-emax-pressovo>
35. Höland W, Beall GH. *Glass-Ceramic. Technology.* 2nd ed. American Ceramic Society/Wiley, New York; 2010.
36. Höland W, Apel E, Van't Hoen C, Rheinberger V. Studies of crystal phase formations in highstrength lithium disilicate glass-ceramics. *J Non-Cryst Solids.* 2006;352:4041-50.
37. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc.* 2008;139:19-24.
38. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:297-302.
39. Ding Y, Jiang S, Luo T, Miura Y, Peyghambarian N. Lithium disilicate crystalline slab waveguides from surface crystallised glass. *Electronics Letters.* 1999;35:504-5.
40. Sinmazisik G, Ovecoglu ML. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dent Mater.* 2006;22:735-45.

41. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. Introduction to ceramics. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons; 1976. p. 646-89.
42. Probster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int* .1992;23:25-31.
43. Kappert HF, Knode H. In-Ceram: testing a new ceramic material. *Quintessence Dent Technol*. 1993;16:87-97.
44. Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont*. 1995;8:320-3.
45. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999;11:985-94.
46. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002;15:339-46.
47. Živko-Babić J, Jakovac M, Carek A. Cirkonij keramika u fiksnoj protetici. *Acta Stomatol Croat*. 2005;39:19-23.
48. Bergman-Gašparić L. Utjecaj obrade površine cirkonij-oksidge keramike na veznu čvrstoću obložne keramike [disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2013.
49. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24:299-307.
50. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35:819-26.
51. Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuhara Y. Cubic-formation and grain-growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *J Am Ceram Soc*.2003;86:1401-8.
52. Jakovac M. Utjecaj toplinske obradbe na mikrostrukturne promjene i ostala svojstva cirkonijeve keramike [disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2008.
53. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27:535-43.

54. Foschini CR, Filho T, Juiz SA, Souza AG, Oliveira JBL, Longo E, et al. On the stabilizing behavior of zirconia: a combined experimental and theoretical study. *J Mater Sci.* 2004;39:1935-41.
55. Barão VA, Gennari-Filho H, Goiato MC, Dos Santos DM, Pesqueira AA. Factors to achieve aesthetics in all-ceramic restorations. *J Craniofac Surg.* 2010;21:2007-12.
56. Denry I, Holloway JA. Low temperature sintering of fluorapatite glass-ceramics. *Dent Mater.* 2014;30:112-21.
57. Jian C, Li N, Wu Z, Teng J, Yan J. Influence on microstructure of dental zirconia ceramics prepared by two-step sintering. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2013;31:496-9.
58. Aboushelib MN, Dozic A, Liem JK. Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence Int.* 2010;41:84-9.
59. Rahaman NM. Ceramic processing and sintering. 2nd.ed. New York: Marcel Dekker; 1995.
60. Cheung KC, Darvell BW. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater.* 2002;18:163-73.
61. Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Raigrodski AJ, Strassler HE, Mehl A. et. al. All-Ceramic at a glance. Introduction to indications, material selection, preparation and insertion of all-ceramic restorations. Ettlingen: Society for Dental Ceramics; 2006.
62. Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci.* 2003;111:163-9.
63. Fashbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23:911-20.
64. Miyazaki T, Hotta Y, Kunni J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater.* 2009;28:44-56.

65. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88:4-9.
66. <http://keats.kcl.ac.uk/mod/book/view.php?id=328307&chapterid=29927>
67. Clarke FJ. Measurement of color of human teeth. In: *Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*, McLean JW. Chicago: Quintessence Pub; 1983;441-90.
68. Klaić B. Rječnik stranih riječi, tuđice i posuđenice. Zagreb: Nakladni zavod MH; 2001.
69. Saunders B, Brakel J. The Trajectory of Color. *Perspect Sci.* 2002;10:302-55.
70. Kay P, McDaniel K. The linguistic significance of the meanings of basic color terms. *Language.* 1978;54:610-46.
71. Brent BB, Kay P. Basic color terms: their universality and evolution. Berkeley, Los Angeles: University of California; 1969.
72. Billmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. New York: John Wiley; 1981.
73. Goethe JW. Zur Farbenlehre 1810. Trans. as Goethe's theory of colours. London: Murray, 1840. & Cambridge: Massachusetts I.T., 1970.
74. Itten J. The art of color: the subjective experience and objective rationale of color. New York: Van Nostrand Reinhold; 1973.
75. Hurlbert A. Colour vision: Is colour constancy real? *Curr Biol.* 1999;9:558-61.
76. Rossing TD, Chiaverina CJ. Light science: Physics and the visual arts. New York: NY: Springer-Verlag; 1999.
77. http://fotoprocesi.grf.unizg.hr/media/Predavanja%20%20Kvalitivne%20metode%20ispitivanja%20reprodukcije%20boja_2014.pdf
78. http://www.nobel.ba/nobel_filters/products/product/?i=24&c=5

79. http://phy.grf.unizg.hr/media/download_gallery/10_11_interakcija%20svjetlosti%20i%20materije.pdf
80. Born M, Wolf E. Principles of Optics. 7th Edition. Cambridge: Cambridge University; 1999.
81. Bridgeman I. The nature of light and its interaction with matter. In: McDonald R, editor. Colour physics for industry. Huddersfield: H. Charlesworth & Co Ltd; 1987. p. 1-34.
82. <http://www.oocities.org/thincom2000/Science/mineral.htm>
83. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98:389-404.
84. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. J Dent Res. 1980;59:70-5.
85. <http://blender.stackexchange.com/questions/2006/what-is-the-difference-between-translucency-and-transparency>)
86. <http://scienceprojectideasforkids.com/2011/color-vision/>
87. Buchwald JZ. The Rise of the Wave Theory of Light. 3rd ed. Chicago: University of Chicago Press; 1989.
88. Kolb H. Anatomical pathways for color vision in the human retina. Visual Neurosci. 1991;7:61-74.
89. http://www.sjever.fsb.hr/vizija/predavanja/vizijski_sustavi_prezentacija_saban.ppt
90. <http://www.colormatters.com/color-and-vision/look-inside-the-eye>
91. Guyton AC, Hall JE. Medicinska fiziologija-udžbenik: Oko.11th ed. Zagreb: Medicinska naklada; 2006.
92. Solomon SG, Lennie P. The Machinery of Colour Vision. Nature Rev Neurosci. 2007;8:275-86.
93. Neitz J, Neitz M. Colour vision: the wonder of hue. Curr Biol. 2008;26:700-2.

94. http://changingminds.org/disciplines/communication/color_effect.htm
95. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry: Natural teeth. St.Louis: Elsevier Mosby; 2004.
96. <http://likovna-kultura.ufzg.unizg.hr/>
97. <http://www.ziljak.hr/tiskarstvo/tiskarstvo08/Radovi08/ZA%20WEB/ApsolutnoIRelativno165.html>
98. http://ishodiste.com/index.php?option=com_content&task=view&id=119
99. http://colourphil.co.uk/lab_lch_colour_space.shtml
100. Munsell AH. Colour notation. 11th edition. Baltimore: Munsell Color Co.; 1961.
101. Gurel G. Boja. Znanje i vještina u izradi estetskih keramičkih ljuski. London, Chicago, Berlin: Quintessence Pub; 2003. p.157-204.
102. <http://www.colormatters.com/color-and-design/color-systems-rgb-and-cmyk>
103. <http://www.handprint.com/HP/WCL/color6.html>
104. Baltzer B, Kaufmann-Jinoian V. The determination of tooth colors. Quint Zahntech. 2004;30:726-40.
105. Vaniš I. Kolorimetrijska analiza boje gornjih inciziva i kanina određene skupine adolescenata [magistarski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2011.
106. http://www.homodiscens.com/home/ways/perspica/color_vision_sub/trichromatic/index.htmMaxwellov trokut
107. <http://toyoink.blogspot.com/>
108. http://repro.grf.unizg.hr/media/download_gallery/KOLORIMETRIJSKA%20RAZLIKA.pdf
109. Schwabacher WB, Goodkind RJ. Three dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. J Prosthet Dent. 2008;8:57-61.

110. Hindle JP, Harrison A. Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *Eur J Prosthodont Rest Dent*. 2000;8:57-61.
111. Wyszecki G, Stiles WS. Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1982. p.45-7.
112. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd.ed. Chicago: Quintessence Pub; 1997. p.30.
113. Pensler AV. Shade selection: Problems and solutions. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19:387-96.
114. Hraste J. Dentalna morfologija: Zajednička obilježja zuba u čeljustima. 2nd ed. Rijeka, Zagreb: Liburnija, Školska knjiga; 1981.
115. http://en.wikipedia.org/wiki/Human_tooth
116. Paravina RD, O'Keefe KL, Kuljic BL. Color of permanent teeth: a prospective clinical study. *Balkan J Stomatol*. 2006;10:93-7.
117. Wriedt S, Schepke U, Wehrbein H. The discoloring effects of food on the color stability of esthetic brackets—an in-vitro study. *J Orofac. Orthop*. 2007;68:308-20.
118. Attin T, Hornecker E. Tooth brushing and oral health: how frequently and when should tooth brushing be performed? *Oral Health Prev Dent*. 2005;3:135-40.
119. Cancro LP, Fischman SL. The expected effect on oral health of dental plaque control through mechanical removal. *Periodontology 2000*. 1995;8:60-74.
120. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J*. 2001;190:309-16.
121. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*. 2004;32:3-12.
122. Ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res*. 1995;74:374-80.
123. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater*. 1997;13:179-85.

124. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand.* 2009;67:57-64.
125. <http://searchnow.go2tutor.com/index.php?srchtxt=%E8%A3%9C%E7%89%99&mode=2>
126. Chu SJ. Clinical steps to predictable color management in aesthetic restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51:473-85.
127. <http://www.glidewell dental.com/dentist/chairside/issues/v7-4/clinical-techniques4.aspx>
128. https://www.sfzg.unizg.hr/_download/repository/WEB_ZUBNI_KARIJES_zadnje.pdf
129. <http://pocketdentistry.com/10-direct-anterior-restorations/>
130. Kosovel Z. Studij fluorescencije humanog zuba, s osobitim obzirom na krunu [dissertation]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 1973.
131. Hall JB, Hefferren JJ, Olsen NH. Study of fluorescent characteristics of extracted human teeth by use of a clinical fluorometer. *J Dent Res.* 1970;49:1431-6.
132. Weiss S. Fluorescence spectroscopy of single biomolecules. *Science.* 1999;283:1676-83.
133. <http://pocketdentistry.com/7-color-and-shade/#f0135>
134. <http://www.drgregkerbel.com/dental-smile-catalog-photos/>
135. Vieira AC, Oliveira MC, Lima EM, Rambob I, Leite M. Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. *J Ind Prosthodont Soc.* 2013;13:290-5.
136. Ancowitz S, Torres T, Rostami H. Texturing and polishing: The final attempt at value control. *Dent Clin North Am.* 1998;42:607-12.
137. www.pfos.hr/.../Vježbe%201%20-%20svjetlost.doc
138. Judd DB, Wyszecki G. Color in business, science and industry. 3rd ed. New York: Jon Wiley and Sons; 1975. p. 388.

139. Milardović Ortolan S. Utjecaj biološke osnove, optičkih svojstava i debljine gradivnih i fiksacijskih materijala na boju nadomjeska od litij-disilikatne staklokeramike [disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet sveučilišta u Zagrebu; 2014.
140. Commission Internationale de l'Eclairage. Colorimetry, Official Recommendations of the International Commission on Illumination [Publication CIE No. 15(E-1.3.1)]. Paris: Bureau Central de la CIE, 1971.
141. Kolarek I, Milković M, Kosić T. Dizajn i vizualni efekti koji induciraju iluziju kretanja. Tehnički glasnik. 2011;5:80-8.
142. Albers J. Interaction of Color. New Haven: Yale University Press; 1971.
143. Zjakić I. Utjecaj metamerije u tisku [magistarski rad]. Zagreb: Grafički fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2002.
144. Dagg H, O'Connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C. The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. J Oral Rehabil. 2004;31:900-4.
145. Ragain JC, Johnston WM. Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. J Esthet Restor Dent. 2001;13:41-8.
146. Dartnall HJA, Bowmaker JK, Mollon JD. Human visual pigments: Microspectrophotometric results from the eyes of seven persons. Proc Royal Soc. 1983; 220;115-130.
147. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. Dent Clin North Am 2004;48:341-58.
148. Rosenthal O, Phillips RH. Coping with colorblindness. New York: Avery; 1997. p. 51-82.
149. Naik AV, Pai RC. Color blindness in dental students and staff - an obstacle in shade selection for restorations. Annals Essences Dent 2010;2:25-8.
150. Ishihara S: Ishihara's Tests for Colour-Blindness. Tokyo, Japan, Kanehara, 1993.
151. Johnston WM. Color measurement in dentistry. J Dent. 2009;37:2-6.

152. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodont Rest Dent*. 2003;23:467-79.
153. Russell HJ. Inventor; Baker&Co Inc.assignee. Dental shade guide. United States patent US 2,479,543. 1949.
154. <http://www.google.com/patents/US2479543>
155. Paravina RD. Critical appraisal. Color in dentistry: match me, match me not. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21:133-9.
156. Kim-Pusateri S, Brewer J, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*. 2009;101:93-9.
157. Kontayas SO, Kokaboura A, Hussein A, Strub JR. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15:353-60.
158. Sorensen JA, Torres TJ. Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *J Prosthet Dent*. 1987;58:133-9.
159. Henning G. Tipps für fehlerfreie Farbbestimmung. Basel: Dr. Henning & Co. Dental Engineering; 1999.
160. <http://www.globaldentalsolutions.com/shade.html>
161. <https://www.dentalaegis.com/id/2006/02/lab-talk-the-3d-communication-of-shade-visual-shade-taking-and-the-use-of-computerized-shade-taking-technology>
162. Hall NR. Tooth colour selection: The application of colour science to dental colour matching. *Aust Prosthodont J*. 1991;5:41-6.
163. Paravina RD, Powers JM, Fay RM. Dental color standards: Shade tab arrangement. *J Esthet Restor Dent*. 2001;13:254.
164. Della Bona A, Barrett AA, Rosa V, Pinzetta C. Visual and instrumental agreement in dental shade selection: three distinct observer populations and shade matching protocols. *Dent Mater*. 2009;25:276-81.

165. Fani G, Vichi A, Davidson CL. Spectrophotometric and visual shade measurements of human teeth using three shade guides. *Am J Dent*. 2007;20:142-6.
166. Ristic I, Paravina RD. Color measuring instruments. *Acta Stomatol Naissi*. 2009;25:925-32.
167. Cho BH, Lim YK, Lee YK. Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. *Dent Mater*. 2007;23:1307-12.
168. Chu SJ, Trushkowski RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems: Review of clinical and research aspects. *J Dent*. 2010;38:2-16.
169. <http://www.advanced-dentallab.com/services.html>
170. <http://www.dublinmetro dental.com/advanced-technology/vita-easyshade-compact>
171. Chu SJ, Devigus A, Mielezsko AJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. Chicago: Quintessence Pub Co; 2004.
172. Paul S, Peter A, Pietroban N, Hammerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*. 2002;81:578-82.
173. Gómez-Polo C, Gómez-Polo M, Celemin-Viñuela A, Martínez Vázquez De Parga JA. Differences between the human eye and the spectrophotometer in the shade matching of tooth colour. *J Dent*. 2014;42:742-5.
174. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent*. 2008;99:361-8.
175. Lee YK, Yu B, Lim HN. Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *J Prosthet Dent*. 2010;104:173-81.
176. John Hedgecoe. Sve o fotografiji i fotografiranju. Zagreb: Mladost, 1976: 18-50.
177. Goldstein RE, Change Your Smile, Chicago: Quintessence Publishing Co, 1997: 300-28.
178. Levin RP, Building your practice with an intraoral video camera. *Compedium*. 1990;11:52-3.

179. http://cpsmagazine.com/wp-content/uploads/EyeSpecial_back.jpg
180. <http://www.dlcenters.com/systems.php>
181. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent*. 2009;101:40-5.
182. Cal E, Sonugelen M, Guneri P, Kesercioglu A, Kose T. Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. *J Oral Rehabil*. 2004;31:483-91.
183. Stefanović-Cerjan Š, Šiljeg M, Ćurković L, Živko-Babić J. Kemijska degradacija dentalne keramike. *Kem Ind*. 2002;51:163-7.
184. Jakovac M. Kemijska postojanost dentalne keramike [magistarski rad] Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2003.
185. Grgic N. Korozijska stabilnost zubne keramike [diplomski rad] Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2010.
186. http://www.fsb.hr/zavod_za_materijale/download/1355a7df5d2bc1e31382434a65624b6a.pdf
187. Ćurković L, Fudurić M, Jelača M, Kurajica S. Corrosion behavior of alumina ceramics in aqueous HCl and H₂SO₄ solutions. *Corrosion Sci*. 2008;50:872-8.
188. Alfirević i sur. *Praktičar 2-Strojarstvo*. Zagreb: Školska knjiga; 1971.
189. Milleding P, Haraldsson C, Karlson S. Ion leaching from dental ceramics during static in vitro corrosion testing. *J Biomed Mater Res*. 2002;61:541-50.
190. Jakovac M, Živko-Babić J, Ćurković L, Aurer A. Measurement of ion elution from dental ceramics. *J Europ Ceram Soc*. 2006;26:1695-700.
191. Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to Staining, flexural Strength, and Chemical Solubility of Core Porcelains for All-Ceramic Crown. *Int J Prosthodont*. 2001;14:284-8.

192. Castellani D, Bechelli C, Tiscione E, lo Nostro L, Pierleoni PP. In vivo plaque formation on cast ceramic (Dicor) and conventional ceramic. *Int J Prosthodont.* 1996;9:459-65.
193. De Rijk WG, Jennings KA, Menis DL. A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. In: Sauer BW, editor. *Biomechanical engineering-recent developments. Proc Biomed Engineering Conf*, New York: Pergamon. 1985. p.152-5.
194. Milleding P, Wennerberg A, Alaeddin S, Karlsson S, Simon E. Surface corrosion of dental ceramics in vitro. *Biomaterials.* 1999;20:733-46.
195. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, Bayramoglu G, Gokdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil.* 1998;25:800-8.
196. International Organization for Standardization. ISO 6872 International Standards for Dental Ceramics. Geneva: International Organization for Standardization; 1995.
197. American National Standard/American Dental Association. Specification No. 69. Dental ceramics. Chicago: Council on Dental Materials, Instruments and Equipment; 1991.
198. Štefančić S, Ćurković L, Baršić G, Majić Renjo M, Mehulić K. Ispitivanje hrapavosti površine glazirane Y-TZP zubne keramike nakon izlaganja korozivnom mediju. *Acta Stomatol Croat.* 2013;47:163-8.
199. Stout KJ. Surface roughness: measurement, interpretation and significance of data. *Mater Eng.* 1981;2:260-5.
200. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995;22:421-7.
201. Mehulić K, Živko-Babić J, Ivaniš T, Kustec-Pribilović M, Predanić-Gašparac H. Glass-ceramics in fixed prosthodontics Staklokeramika u fiksnoj protetici - Dicor i Empress. *Acta Stomatol Croat.* 1997;31:149-55.
202. Cho MS, Yu B, Lee YK. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater.* 2009;25:695-702.

203. http://repro.grf.unizg.hr/media/download_gallery/Color%20Management.pdf.
204. Perez Mdel M, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *J Dent*. 2011;39:37-44.
205. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent*. 2010;38:57-64.
206. Stevenson B. Current methods of shade matching in dentistry: A review of the supporting literature. *Dent Update*. 2009;36:270-6.
207. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent*. 2013;41:24-30.
208. Jurišić S, Jurišić G, Knezović-Zlatarić D. *In vitro* procjena i usporedba translucencije dvaju različitih potpuno keramičkih sustava. *Acta Stomatol Croat*. 2015;49(3):195-203.
209. Lou BY, Zhang Y, Luo Y, Sun J, Chao YL. Study on color matching of equal volume in dental ceramic prosthesis materials. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2007;25:474-6.
210. Mehulić K, Svetličić V, Šegota S, Vojvodić D, Kovačić I, Katanec D, Petričević N, Glavina D, Čelebić A. A study of the surface topography and roughness of glazed and unglazed feldspathic ceramics. *Coll Antropol*. 2010;34:235-8.
211. Yu B, Lee YK. Color difference of all-ceramic materials by the change of illuminants. *Am J Dent*. 2009;22:73-8.
212. Cha HS, Yu B, Lee YK. Perceived color shift of ceramics according to the change of illuminating light with spectroradiometer. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:262-9.
213. Jarad FD, Moss BW, Youngson CC, Russell MD. The effect of enamel porcelain thickness on color and the ability of a shade guide to prescribe chroma. *Dent Mater*. 2007;23:454-60.
214. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. Effect of Acidic Agents on Surface Roughness of Dental Ceramics. *Dent Res J*. 2011;8:6-15.

215. Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J Prosthet Dent.* 2008;99:203-8.
216. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2007;97:25-31.
217. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2006;95:124-9.
218. Lee YK, Cha HS, Ahn JS. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;97:279-86.
219. Hekimoğlu C, Anil N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int J Prosthodont.* 2000;13:29-33.
220. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont.* 1995;8:79-86.
221. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW: Influence of powder/liquid ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent.* 2004;91:128-35.
222. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014;42:1202-9.
223. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013;110:14-20.
224. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2010;104:239-46.
225. Chu SJ, Mieleszko AJ. Color-matching strategies for non-vital discolored teeth: part 1. Laboratory ceramic veneer fabrication solutions. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26:240-6.
226. Ahn JS, Lee YK. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater.* 2008;24:1539-44.

227. Akar GC, Pekkan G, Çal E, Eskitaşçıoğlu G, Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *Prosthet Dent*. 2014;112:314-21.
228. Yilmaz C, Korkmaz, T, Demirköprülü H, Ergün G, Ozkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont*. 2008;17:20-4.
229. Touati B, Miara P. Light transmission in bonded ceramic restorations. *J Esthet Dent*. 1993;5:11-18.
230. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodont Restorative Dent*. 2006;26:31-41.
231. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res*. 2003;17:55-60.
232. Terzioglu H, Yilmaz B, Yurdukoru B. The effect of different shades of specific luting agents and IPS empress ceramic thickness on overall color. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2009;29:499-505.
233. Dozic A, Tsagkari M, Khashayar G, Aboushelib M. Color management of porcelain veneers: influence of dentin and resin cement colors. *Quintessence Int*. 2010;41:567-73.
234. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2013;109:179-86.
235. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2014;23:39-44.
236. Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton, Qian F. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *J Prosthodont*. 2010;19:187-93.
237. Salameh Z, Tehini G, Ziadeh N, Ragab HA, Berberi A, Aboushelib MN. Influence of ceramic color and translucency on shade match of CAD/CAM porcelain veneers. *Int J Esthet Dent*. 2014;9:90-7.

238. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent.* 2010;38:361-8.
239. Kourtis SG, Tripodakis AP, Doukoudakis AA. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of different metal alloys and porcelains in the metal-ceramic complex. *J Prosthet Dent.* 2004;92:477-85.
240. Ozcelik TB, Yilmaz B, Ozcan I, Kircelli C. Colorimetric analysis of opaque porcelain fired to different base metal alloys used in metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2008;99:193-202.
241. Aladag A, Gungor MA, Artunc C. Color analysis of different ceramic systems. *Gen Dent.* 2010;58:110-5.
242. Koutayas SO, Kakaboura A, Hussein A, Strub JR. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15:353-60.
243. Stavridakis MM, Papazoglou E, Seghi RR, Johnston WM, Brantley WA. Effect of different high-palladium metal-ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *J Prosthet Dent.* 2004;92:170-8.
244. Fahmy AM. Comparison of Marginal Fit between Collarless Metal Ceramic and two all Ceramic Restorations. *J Am Science.* 2012;8:528-34.
245. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31:682-4.
246. Aoshima H. Aesthetic all-ceramics restorations: The internal live stain technique. *Pract Periodont Aesthet Dent.* 1997;9:861-70.
247. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent Mater.* 2005;21:557-64.
248. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *JADA.* 1997;128:297-307.

- 249. Hayashi M, Shimizu K, Takeshige F, Ebisu S. Restoration of erosion associated with gastroesophageal reflux caused by anorexia nervosa using ceramic laminate veneers: a case report. *Oper Dent*. 2007;32:306-10.
- 250. Stanley HR. Biological evaluation of dental materials. *Int Dent J*. 1992;42:37-46.
- 251. Dikicier S, Ayyildiz S, Ozen J, Sipahi C. Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontol Scand*. 2014;72:623-9.
- 252. Kantorski KZ, Scotti R, Valandro LF, Bottino MA, Koga-Ito CY, Jorge AO. Surface roughness and bacterial adherence to resin composites and ceramics. *Oral Health Prev Dent*. 2009;7:29-32.

7. ŽIVOTOPIS

Karla Ledić rođena je 16.06.1973. godine u Zagrebu. U Našicama završava osnovnu školu te Jezičnu gimnaziju. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu upisuje 1992. godine, a apsolvira 1997. godine. Diplomski rad s naslovom „Razvoj fiksne ortodontske terapije“ obranila je 1998. godine na Zavodu za ortodonciju pod mentorstvom prof. dr. sc. Jadranke Štefanac-Papić.

Pripravnički staž odradila je 1998./1999. godine u DZ Zagreb - Centar u Sigetu i Stomatološkoj poliklinici „Zagreb“ u Zagrebu. Državni ispit položila je u listopadu 1999. godine te dobiva odobrenje za samostalni rad Hrvatske komore dentalne medicine. Od 1999-2006. radi na zamjenama u DZ Zagreb – Centar, a od 2006. godine zaposlena je u polivalentnoj ordinaciji DZ Zagreb – Centar, Mirogojska 11 u Zagrebu, na neodređeno vrijeme.

Magistarski rad pod mentorstvom prof. dr. sc. Darija Plančaka, „Parodontni status kod kronične opstruktivne plućne bolesti“ obranila je 2009. godine. Isti rad predstavlja u formi oralne prezentacije na kongresu Europske federacije za parodontologiju - EuroPerio „Europerio 6“, održanom 2009. godine u Stockholmu.

Doktorski studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu upisuje 2009. godine. Doktorski rad s naslovom „Ispitivanje optičkih svojstava zubnih keramika“ prijavljuje pod mentorstvom prof. dr. sc. Ketij Mehulić. Eksperimentalni dio istraživanja provodi na Fakultetu brodogradnje i strojarstva te na Grafičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu.

Redovito pohađa praktične tečajeve, kongrese i simpozije u Hrvatskoj i inozemstvu te s posebnim interesom praktične radne tečajeve iz područja fiksne i mobilne protetike.

Članica je Hrvatske komore dentalne medicine i Hrvatskog liječničkog zbora.

Aktivno se služi engleskim i francuskim jezikom.

U slobodno vrijeme rado se posvećuje slikanju, posjećivanju umjetničkih izložbi, putovanjima te koncertima.

Popis radova:

Izvorni znanstveni radovi:

Ledić K, Majnarić I, Milardović Ortolan S, Špalj S, Štefančić S, Mehulić K. Analysis of Translucency Parameter of Glass-Ceramics Fabricated by Different Techniques. Acta Stomatol Croat. 2015;49(1):27-35.

Ledić K, Marinković S, Puhar I, Spalj S, Popović-Grle S, Ivić-Kardum M, Samarzija M, Plancak D. Periodontal disease increases risk for chronic obstructive pulmonary disease. Coll. Antropol. 2013;37(3):937-42.

Oralna prezentacija na međunarodnom kongresu:

“Periodontal status in patients with chronic obstructive pulmonary disease“ K. Ledić, D. Plancak, I. Puhar, M. Samarzija et al., na kongresu Europske federacije za parodontologiju - EuroPerio „Europerio 6“, održanom 2009. godine u Stockholmu.

Kvalifikacijski radovi:

Ledić K. Parodontalni status kod kronične opstruktivne bolesti [magistarski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2009.

Ledić K. Razvoj fiksne ortodontske tehnike [diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 1998.