

SEMMELWEIS EGYETEM
DOKTORI ISKOLA

Ph.D. értekezések

2771.

ÁBRÁM EMESE

Fogorvostudományi kutatások
program

Programvezető: Dr. Varga Gábor, egyetemi tanár

Témavezető: Dr. Borbély Judit, egyetemi docens

Kerámiák spektrofotometriai vizsgálata

Doktori értekezés

dr. Ábrám Emese

Semmelweis Egyetem

Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Borbély Judit Ph.D

Hivatalos bírálók:

Dr. Bistey Tamás Ph.D, egyetemi adjunktus

Dr. Szabó Bence Tamás Ph.D, egyetemi adjunktus

Komplex vizsga szakmai bizottság:

Elnök: Dr. Rózsa Noémi Katinka habil. Ph.D

Tagok: Dr. Molnár Bálint Ph.D

Dr. Beleznai Szabolcs Ph.D

Budapest

2022

Tartalomjegyzék

<i>Rövidítések jegyzéke</i>	7
1. Bevezetés	9
1.1. Kerámiák anyagtani tulajdonsága	12
1.1.1. Az üvegkerámiák anyagtana	12
1.1.1.1. Lítium-szilikát kerámiák.....	14
1.1.2. Cirkónium- dioxid kerámiák anyagtana	16
1.1.2.1. Y-TZP anyagtana	19
1.2. Monolitikus kerámiák	23
1.3. Fény és színtan	25
1.3.1. Mi a szín?	26
1.3.2. Hogyan látunk színeket?	26
1.3.3. A színek leírása	28
1.4. Szín mérése	30
1.4.1. Spektrofotometriai alapok	32
1.4.2. PerkinElmer® Lambda 1050 UV/Vis/NIR ismertetése és működése	34
1.5. Színek jelentősége a fogászatban és a fogszínmeghatározás lehetőségei	36
1.5.1. Ideális fogszín meghatározása	37
1.5.2. A fogszín meghatározásának lehetőségei	38
1.6. Kerámia koronák színét befolyásoló tényezők	40
1.6.1. A csonkszín befolyásoló hatása	40
1.6.2. A kerámia transzlucenciájának befolyásoló hatása	42
1.6.3. A cement befolyásoló hatása	43
2. Célkitűzés	45

2.1. A kerámiák fénydinamikai paramétereinek komplex vizsgálata	45
2.2. Standardizálható mérési módszer kifejlesztése	45
3. Módszerek	46
3.1. Kerámiák	46
3.1.1. Üvegkerámiák	46
3.1.1.1. VITA Suprinity	46
3.1.1.2. IPS e.max	49
3.1.2. Monolitikus cirkónium-dioxid kerámiák.....	51
3.1.2.1. Erran Tech Ltd.® Self-glazed zirconia®	51
3.1.2.2. Kerox Dental® Zircostar®.....	52
3.2. Próbacementek.....	53
3.3. Csonkanyagok.....	55
3.3.1. VITA® Simulate Preparation Material	55
3.3.2. IPS Natural Die Material	56
3.3.3. Fémtartalmú csonkanyagok.....	58
3.4. Helyfenntartó lemez.....	59
3.5. Vizsgálat leírása	60
3.5.1. Mintaelőkészítés	60
3.5.2. Próbacementek kiválasztása	61
3.5.4. Optikai paraméterek vizsgálati módszere	62
3.5.5. Statisztikai analízis módszere	65
4. Eredmények.....	67
4.1. Kerámiák.....	67
4.1.1. Üvegkerámiák optikai vizsgálata.....	67
4.1.1.1. A VITA Suprinity minták vizsgálata	67

4.1.1.1.1. A VITA Suprinity alacsony (T) és magas transzlucenciájú (HT) üvegkerámiák transzmissziós és reflexiós spektruma	67
4.1.1.1.2. VITA Suprinity réteges minták reflexiós vizsgálata	70
4.1.1.2. IPS e.max minták vizsgálata	72
4.1.1.2.1. IPS e.max réteges minták reflexiós vizsgálata	72
4.1.2. Cirkónium-dioxid kerámiák optikai vizsgálata.....	74
4.1.2.1. Erran-Tech Ltd.® Self-glazed zirconia® cirkónium-dioxid kerámia minták vizsgálata	74
4.1.2.2. Kerox Dental® ZircoStar® kerámia minták vizsgálata.....	79
4.2. Próbacementek optikai vizsgálatának eredményei	81
5. Megbeszélés.....	83
5.1. Üvegkerámiák optikai vizsgálatának megbeszélése.....	83
5.1.1. Vita Suprinity megbeszélése.....	83
5.1.1.1. A Vita Suprinity alacsony (T) és magas transzlucenciájú (HT) üvegkerámiák transzmissziós és reflexiós spektrumának összehasonlítása	83
5.1.1.2. VITA Suprinity réteges minták reflexiós vizsgálatának értékelése	83
5.1.2. IPS e.max megbeszélése	87
5.1.2.1. IPS e.max réteges minták reflexiós vizsgálatának értékelése	87
5.2. Cirkónium-dioxid kerámiák megbeszélése	88
5.2.1. Erran-Tech Ltd.® Self-glazed zirconia® cirkónium-dioxid kerámiák	88
5.2.2. Kerox Dental® ZircoStar® cirkónium-dioxid kerámiák.....	90
5.3. Próbacementek megbeszélése	91
6. Következtetések	92
6.1. Kerámiák.....	92
6.1.1. Üvegkerámiák	92
6.1.1.1. VITA Suprinity	92
6.1.1.2. IPS e.max	93

6.1.2. Cirkónium- dioxid kerámiák	93
6.1.2.1. Erran-Tech Ltd.® cég Self-glazed zirconia®	93
6.1.2.2. Kerox Dental® ZircoStar®	94
6.2. Próbacement	95
7. Összefoglalás.....	96
8. Irodalomjegyzék.....	98
9. Saját publikációk jegyzéke.....	105
10. Köszönetnyilvánítás	106

Rövidítések jegyzéke

- 3Y-TZP: 3mol% ittrium-kation adalékot tartalmazó tetragonális cirkónium-dioxid polikristály
- C-chroma: C*érték, Telítettség, a szín telítettsége vagy intenzitás
- CaO: kalcium-oxid
- $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$: fluorapatit-kristály
- CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
- CeO_2 : cérium-oxid
- CIE: Commission Internationale de l'Éclairage (Nemzetközi Világítástechnikai Bizottság)
- CIELab: a CIE által definiált háromdimenziós színtér, melynek vektor koordinátái: L – tárgy világosságának mértéke, a – a vörös/zöld tengelyen elfoglalt helyzet és b – a sárga/kék tengelyen elfoglalt helyzet
- D 65: szabványos megvilágítás 6500 Kelvin színhőmérséklettel, az északi félteke felhőmentes nappali fényére hasonlít
- DL: deutérium
- H-Hue: h érték, Színezet, amit általánosságban színnek hívunk
- HL: halogén
- HT: magas transzlucenciájú anyag (high translucency)
- InGaAs: indium-gallium-arzén
- IR: infravörös tartomány
- K: Kelvin
- K_2O : kálium-oxid
- KAlSi_2O_6 : leucit
- L-Lightness: L*érték, Világosság, value, akromatikus koordináta
- $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$: lítium-diszilikát
- LiO: lítium-oxid
- LT: alacsony transzlucenciájú anyag (low translucency)
- MgO: magnézium-oxid
- Mg-PSZ: magnézium-kation adalékot tartalmazó részben stabilizált cirkónium-dioxid

- MPa: megapascal mértékegység
- P₂O₅: foszfor-pentaoxid
- R: referencia sugár
- RGB: az additív színkeverés alapszínei: vörös, zöld, kék
- S: minta-spektrofotométer
- SiO₂: szilícium-dioxid
- T: alacsony transzlucencia
- UV: ibolyántúli tartomány
- Vis: látható fény
- Y: ittrium
- Y₂O₃: ittrium-oxidot tartalmazó cirkónium-dioxid
- ZLS: cirkónium erősítésű lítium-szilikát kerámiák
- ZnO: cink-oxid
- ZrO₂: cirkónium-dioxid
- ZTA: cirkónium-dioxid erősítésű alumínium
- ΔE színkülönbség: A színkülönbség megadására használatos mérték, az „Erzékülés” „Empfindung” szó német megfelelőjének kezdőbetűjére vezethető vissza

1. Bevezetés

A szájüreg orvosi szempontból speciális jelentőségű képződményei a fogak (Szentágothai János 1996). Az emberiség története során a fogak nem csak élettani, hanem társadalmi szempontból is fontos szerepet játszottak.

A hiányzó fogak pótlásának vágya új technológiák és új anyagok kifejlesztése előtt nyitotta meg az utat. Az egyiptomiak és az etruszkok a hiányzó fogak pótlására a megmaradt fogakhoz aranyhuzallal és/vagy aranypánttal erősítettek különböző pótfogakat. Ezek készülhettek extrahált emberi fogakból, elefántcsontból, állati fogakból vagy fából (Pathrabe 2016).

Az alábbi képen az egyiptomiak által készített hidat látunk, ami aranyhuzallal rögzítette egymáshoz a fogakat. Valójában ez a módszer az esztétikai fogászat első megjelenési formája (*1. ábra*).



**1. ábra El-Quatta -i lelet, Courtesy of ©Egyptian Museum, Cairo
(Forshaw 2011)**

A fog az emberi arc egyik legszembetűnőbb része. Mesterséges megváltoztatásának valamilyen formája úgyszólván egyidős a társadalommal. A rituális okból véghezvitt fogátalakítás az őskor óta ismeretes. A fogak díszítésének vagy kicsipkzésének

esztétikai indítékai voltak, s egyben megkülönböztető jegyül is szolgált az egyes törzsek között és a törzsön belül: a metszőfogak mintázata rangra és származásra utalt. A Fülöp-szigeteken Bolinaoban szépen megmunkált, arannyal díszített fogazatú koponyákat találtak. A fogakon lévő arany díszek apró, lapos, lekerekített lemezek, amelyek átfedik egymást, mint a hal pikkelyei (2. ábra). A szokás Afrikából eredt, innen terjedt át Közép-Amerikába, a Maláj szigetekre, Ausztráliába és Egyiptomba (Forrai 2005).



2. ábra Bolinaoi koponya kb. i.u. 1400 (National Museum of Anthropology, Manila (Bolinao))

A hiányzó fogak pótlása régóta foglalkoztatja a fogorvosokat, ezért új anyagok alkalmazásával és fejlesztésével próbálkoztak. (Forrai 2005).

A modernkori fogorvostudomány ma ismert formájának megteremtője a 17. századi francia orvos, Pierre Fauchard (1678-1761), a francia udvar és XIV. Lajos fogsebésze. Ő volt az első, aki leírta a porcelán természetes fogakhoz hasonló esztétikai megjelenését a *Le chirurgien dentiste* című írásában (Forrai 2009).

Az individuális kerámia restaurációk elsőként a 19. század közepén jelentek meg. Charles H. Land (1847-1922) volt az első, aki kifejlesztette a porcelán jacket korona készítésének technológiáját, amit 1899-ben szabadalmaztatott (Land 1903). Ez a technológia biztosította a restaurátumok klinikailag elfogadható tartósságát és esztétikáját (Zhang és Kelly 2017).

1925-re a porcelán fogászati felhasználása jól kidolgozottá vált, az anyagok fejlődésével az esztétikai eredmény még jobb lett, ezáltal lehetővé vált az individuális fogpótlások elkészítése (Al-Wahadni 1999).

A következő évtizedekben a kerámiák összetételében történt változások mellett, a labortechnológiai feldolgozása is fejlődésnek indult. A por/folyadék alapú, szintereléssel előállítható, nagy zsugorodással rendelkező kerámiák mellett megjelentek a nagy ellenállású kerámia rendszerek, melyeket tömb formában gyártottak, standard ipari körülmények közt, állandó magas minőséggel. Az első CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) technológiával készült betétet 1985-ben készítették el földpát-kerámatömbből (Vita™ Mark I, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Németország) (Li és mtsai 2014).

A CAD/CAM technológiát használó rendszerek fejlődése szoros összhangban áll a kerámia anyagok fejlődésével. Ezek a rendszerek tették lehetővé, hogy a teljes kerámia-fogpótlás felhasználási területe kiszélesedjen. Ezen kerámiák váltak az esztétikai fogászat alapvető anyagává.

Az 1990-es évektől kezdetét vette az esztétikai fogászat térhódítása. Az esztétika csaknem annyira fontossá vált, mint a fogpótlás funkciója, köszönhetően a médiának, valamint az esztétikai fogászat fejlődésének és népszerűségének a népesség körében. Az esztétikai fogászat nem különálló ága a fogászatnak, hanem egy másfajta megközelítése a beavatkozásoknak. Ennek során a fogorvos a természeteshez nagyban hasonlatos restaurációkat készít, ügyelve az ép fogazatra jellemző anatómiai struktúrák és harmonikus fogszín visszaállítására.

A páciensek a fogpótlások esztétikájával szemben támasztott elvárásai sokkal magasabbak, mint korábban, kihívás elé állítva a fogorvost és a fogtechnikust egyaránt. Ez a fogorvosok részéről speciális felkészültséget, több időráfordítást, a legjobb minőségű esztétikai fogászati anyagok felhasználását és haladó technikák alkalmazását követeli meg (Akarslan és mtsai 2009).

Multidiszciplináris tudományos munkánkban mi, fogorvosok, mérnökökkel és fizikusokkal dolgozunk együtt, hogy a modern, CAD/CAM technológiával megmunkálható kerámiák fénydinamikai paramétereit, optikai tulajdonságaikat, színét, vizsgáljuk a ma fellelhető legmodernebb mérőműszerekkel, több társegységgel együttműködve.

1.1. Kerámiák anyagtani tulajdonsága

1.1.1. Az üvegkerámiák anyagtana

A kerámiák osztályozásának alapját az összetevők, vagyis az üvegmátrix és a kristálykomponensek egymáshoz viszonyított aránya adja. Ezen szempontok szerint két főcsoport és azon belül több alcsoport különböztethető meg (3. ábra) (Borbély 2015).

I. Szilikátkerámiák

1. Üvegalapú rendszerek (főként szilícium-dioxid), amorf üveg
2. Üvegalapú rendszerek (főként szilícium-dioxid) kristály töltőanyaggal, porcelán
 - 2/1. Alacsony és közepes leucittartalmú földpátüveg
 - 2/2. Magas leucittartalmú (kb. 50%) üveg, üvegkerámia
 - 2/3. Lítium-diszilikát üvegkerámia és cirkónium erősítésű lítium-szilikát üvegkerámiák

II. Oxidkerámiák

3. Kristályalapú rendszerek üveg töltőanyaggal
4. Polikristályos kerámiák
 - 4/1. Alumínium-oxid kerámiák
 - 4/2. Cirkónium-dioxid kerámiák

1. csoport Üvegalapú rendszerek, amorf üveg	I. Szilikátkerámiák			II. Oxidkerámiák		
	2. csoport Üvegalapú rendszerek kristály töltőanyaggal, porcelán			3. csoport Kristályalapú rendszerek üveg töltő- anyaggal, infiltrációs kerámiák	4. csoport Polikristályos kerámiák	
	2/1. alcsoport Alacsony-közepes leucittartalmú földpátüveg	2/2. alcsoport Magas leucittartalmú üveg, üvegkerámia	2/3. alcsoport Lítium-diszilikát és cirkóniummal erősített lítium-szilikát üvegkerámiák		4/1. alcsoport Alumínium-oxid kerámiák	4/2. alcsoport Cirkónium-dioxid kerámiák
leplező kerámiák	leplező kerámiák	Empress-1	Empress-2	Inceram-Alumina	Procera	Vita YZ
kerámiahéjak	Vitablocs Mark II	PM™9	IPS e.max Press	Inceram-Zirkonia	Vita Al	IPS e.max zirCAD
		OPC	IPS e.max CAD	Inceram-Spinell		Lava
		Finesse	3G OPC			
		Authentic	Vita Suprinity			
		Empress CAD	Celtra Duo			
		Paradigm C				
szinterezés	szinterezés	préselés	préselés	infiltráció		
	CAD/CAM	CAD/CAM	CAD/CAM	CAD/CAM	CAD/CAM	CAD/CAM

3. ábra A fogászati kerámiák rendszertana (Borbély 2015)

Az általunk vizsgált kerámiák szilikátkerámiák melyek különböző kristályos töltőanyagot tartalmaznak, és cirkónium-dioxid kerámiák közé tartoznak (I./2/3 és II./4/2).

Kutatásunkhoz nagy teherbírású anyagokat választottunk, melyeknek a hajlítószilárdsága a fogénál nagyobb, vagyis 200 MPa-t meghaladó értéket mutatnak.

A **szilikátkerámiák** (I.) a fogászatban legrégebben használt kerámiafajták. Közös tulajdonságuk, hogy egy üvegfázisból állnak, amelyben szabálytalan elrendezésben különféle kristályok helyezkednek el. Fémvázak, cirkónium-dioxid vázak és implantátumfejek leplező anyagaként is használhatók. A korszerű monolitikus anyagokból CAD/CAM technológiával magas esztétikájú fogpótlásokat tudunk készíteni.

Az **oxidkerámiák** (II.) nagy keménységű és magas hajlítószilárdságú, jó mechanikai tulajdonságú anyagok. Alkalmask híd-, koronavázak készítésére (alumínium-oxid, cirkónium-dioxid), a magasabb transzlucenciájú monolitikus kerámiák (cirkónium-dioxid) használhatók full contour fogpótlások készítésére. CAD/CAM-technológiával feldolgozható rendszerek.

1.1.1.1. Lítium-szilikát kerámiák

Lítium-diszilikát és cirkóniummal erősített lítium-szilikát üvegkerámiák

A **lítium-diszilikát üvegkerámiák** esetén a töltőanyag-tartalom elérheti a 70%-ot is. A finomszemcsés lítium-diszilikát ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) mellett kálium-oxidot (K_2O), foszfor-pentaoxidot (P_2O_5), cirkónium-dioxidot (ZrO_2), cink-oxidot (ZnO) és egyéb színező oxidokat tartalmaz. A másik összetevő a magas olvadáspontú üveg, amely az égetési hőmérsékleten stabil. A lítium-diszilikát mikrostruktúrája nem szokványos. Az anyagnak kb. 70%-át teszi ki a kristályos fázis, mely sok kisebb méretű túlhevyes kristályt tartalmaz, ezek szabálytalanul helyezkednek el a mátrixban. A szemcseméreten is csökkentettek, ezáltal egy sokkal rugalmasabb és nagyobb hajlítószilárdságú anyagot kaptak.

A törésekkel szemben is ellenállóak, így alkalmazhatók borítókoronaként a molaris területeken is, ahol a fogakat nagyobb rágóerő terheli. A hajlítószilárdságuk 530 MPa.

Az első ilyen kerámiát az Ivoclar cég fejlesztette Empress II néven, a lítium-diszilikát kerámiájuk IPS e.max néven van a piacon. Két formája ismert, a CAD/CAM-rendszerekhez gyártott IPS e.max CAD, és az IPSe.max Press.



4. ábra A lilás színű kerámiablokkból kifaragott fogpótlás (balra), majd a végső kiégetés után az anyagból készült fogmű (jobbra) (Ivoclar vivadent)

Az e.max CAD kerámiablokkokat úgynevezett intermedier fázisban frézelik végleges formájúra. Ebben a fázisban az anyag 40% 0,2-1,0 μm nagyságú meta-szilikát kristályt tartalmaz üvegfázisba ágyazva, és az anyagnak ilyenkor még kékes-lilás színezete van. (4. ábra). Ez a szerkezet biztosítja a megfelelő feldolgozhatóságot, ami által csökken az anyag megmunkálás közbeni lepattanásának veszélye, és a pontos széli záródás kialakítását is elősegíti. A marás és végső égetés után alakul csak ki a fogszínű posztkrisztallizációs fázis. A krisztallizáció során a kristályok növekedésnek indulva

elérik a 0,5-5,0 µm-es nagyságot. Ezen átalakulás vezet később a prizma alakú lítium-diszilikát kristályok kialakulásához az üvegmátrixban, valamint ennek köszönhető, hogy a hajlítási szilárdság 350 MPa-ra emelkedik. Ez 170%-os növekedést jelent a hagyományos eljárásokhoz képest (Ivoclarvivadent).

Az IPS e.max Press hasonló elven működik: itt is csak a végső égetés után fog kialakulni a lítium-diszilikát a lítium-metaszilikátból. A préselés 920 °C-on történik, ami a leucittartalmú kerámiáknál alkalmazott hőmérséklethez képest alacsonyabb (Borbély 2015, Tysowsky 2009).

Az anyag a magas kristálytartalom ellenére is nagyon transzluens lehet, ami abból ered, hogy a lítium-diszilikát kristályoknak alacsony a refrakciós indexe. E tulajdonsága miatt esztétikus régiókban is felhasználható monolitikus restaurációk készítéséhez, de leplezhető is, ilyenkor a leplező kerámia fluorapatit-kristályokat tartalmaz ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$). A fluorapatit hőtágulási együtthatója illeszkedik a lítium-diszilikát kerámiákéhoz, ugyanakkor megfelelő optikai tulajdonságokat biztosít (Giordano és McLaren 2010).

A **cirkónium erősítésű lítium-szilikát kerámiák** (ZLS) a szilikátkerámiák családjának egy új tagja. Az ilyenfajta üveggerámiákban 10% cirkónium-kristály van. Csakúgy, mint a lítium-diszilikát üveggerámia esetében is, a kerámia finom szemcséjű, átlagosan 0,5 µm-es kristályokat tartalmaz, melyek egyenletesen rendeződnek el az üvegmátrixban. Az első ilyen üveggerámia a VITA Suprinity volt, amely 8-12% cirkóniumot (ZrO_2), 56-65% szilícium-dioxidot (SiO_2), 15-21% lítium-oxidot (LiO) és egyéb összetevőket is tartalmaz. E komponenseknek köszönhetően finomszemcsés és homogén struktúrát kapunk (Vitazahnfabrik).



5. ábra VITA Suprinity korona és tömb (Vitazahnfabrik)

Az anyag kiemelkedő tulajdonsága a könnyű faraghatóság és polírozhatóság. Indikációs területei között elsők közt szerepel az esztétikus régiókban való alkalmazás, köszönhetően a magas transzlucenciájának (5. ábra).

A végleges összetétel eléréséig az anyag 3 fázison megy keresztül. Az első után még törékeny üveg fázisban van. A kezdeti nukleáció során a kristályok növekednek, formálódnak és ebben a fázisban már megmunkálható az anyag. A végleges formáját az utolsó krisztallizáció után éri el. Hajlítószilárdsága nagy: 494,5 MPa, körülbelül háromszorosa a leucittartalmú üvegkerámiáknak, és nagyobb a lítium-diszilikát üvegkerámiáknál is. Ez az anyag kifejezetten jól terhelhető, a rágási erőknél is jól ellenáll (Vitasuprinity).

Csakúgy, mint a lítium-diszilikát üvegkerámia esetén, ez az anyag is a krisztallizáció után nyeri el végleges színét, előtte, a kifaragás alatt mézszínű állapotban van (Borbély 2015, Elsaka és Elnaghy 2016).

1.1.2. Cirkónium- dioxid kerámiák anyagtana

A cirkónium szó az arab *zargun* szóból ered, melynek jelentése: *aranyszínű*. A cirkónium-dioxid (ZrO_2) a cirkónium oxidja. A cirkónium egy átmeneti fém, magas olvadásponttal, nagy szilárdsággal és kémiai ellenállósággal rendelkezik. Színe ezüstfehér. Főként ötvözőfémként alkalmazzák. Megjelenése általában fehér por vagy kristály.

A cirkónium-dioxid egy olyan fogászati kerámia, melynek magas hajlítószilárdsága (900-1200 MPa) és törésállósága mellett optikai tulajdonságai is kiemelkedőek. Több évtizedes múlttal rendelkező anyag, melynek fejlesztése és tökéletesítése a mai napig folyik. A páciensek megnövekedett igénye az esztétikusabb, fémmentes fogpótlások iránt az elmúlt évtizedekben fokozta az anyag felhasználásának mértékét. Ezen okok miatt is foglalkozik számos kutatás, vizsgálat, fogászati anyagokat gyártó cég a különböző típusú cirkónium-dioxid kerámiák kedvező biomechanikai tulajdonságaival (Borbély 2015).

A cirkónium-dioxid tulajdonságait nagymértékben befolyásolja az alkalmazott szinterelési technika, valamint a hozzáadott ötvözőanyag mennyisége és minősége.

Cirkónium-dioxid kerámiákra jellemző a polimorfia, miszerint egy adott nyomáson - különböző hőmérsékletek mellett - a cirkónium-dioxid három kristályállapot elérésére képes:

- **monoklin fázis** 1170 °C-ig
- **tetragonális** 1170-2370 °C között
- **kubikális** 2370 °C-tól olvadáspontig

A különböző fázisokban más-más fizikai, mechanikai és optikai (transzlucencia) tulajdonságokkal rendelkező anyagok jönnek létre.

Különböző hőmérsékleten szinterelt cirkónium-dioxid esetén vizsgálták az anyag szakítószilárdságát és kontrasztarányát is. Az eredmény szignifikánsan kimutatta, hogy minél magasabb hőmérsékleten végzik a szinterelést, annál alacsonyabb lesz az anyag szakítószilárdsága. Ezzel párhuzamosan nőtt az anyag transzlucenciája. Ezen tulajdonságoknak nagy a jelentősége a fogpótlásban. A cirkónium-dioxid esetén a megfelelő szinterelési hőmérséklet 1400 °C körüli érték, de semmiképp sem haladhatja meg az 1550 °C-ot, különben törekennyé válik az anyag (Stawarczyk és mtsai 2013).

A minor (Y_2O_3 , CeO_2 , MgO , CaO) komponens mennyisége és a szinterelés hőmérséklete nagymértékben befolyásolja, hogy milyen kristályszerkezet alakul ki a szinterelést követően.

A manapság használatos fogászati cirkónium-dioxid kerámiák nem tisztán cirkónium-dioxid tartalmú anyagok, hanem egyéb stabilizátor kristályokat is tartalmaznak. A stabilizátorok abban segítenek, hogy szobahőmérsékleten is ki tudjon alakulni a tetragonális metastabil kristályszerkezet. Ennek köszönhetően termodinamikailag stabilabbá válik a kristály, csökken a spontán fázisátalakulásra az esély (tetragonális → monoklin), növekszik a stressztűrő képessége és ellenállóbbá válik a ráható erőkkel szemben (Garvie és Nicholson 1972). Stressztűrő képessége szintén az említett fázisátalakulásoknak köszönhető. A tetragonális → monoklin átalakulás az anyag 3-5%-

os térfogat-növekedésével jár, ami akkor válik jelentőssé, ha az adott darab kerámia széle felől indul egy repedés az anyag belseje felé. Ekkor a repedéscsúc környezetében fellépő mechanikai feszültségkoncentráció hatására a fázisátalakulás végbemegy. A keletkezett nagyobb fajlagos térfogatú monoklin fázis kompressziós hatást fejt ki a repedéscsúc körül. Ennek köszönhetően a repedés nehezebben terjed mélyebbre, és az anyag tulajdonképpen lezárja a sérült területet (Borbély 2015, Stawarczyk és mtsai 2017).

A 2000-es években használt 3 mol% ittrium-oxidot tartalmazó tetragonális kristályszerkezetben stabilizált cirkónium-dioxid túlságosan opak volt, hogy önállóan alkalmazható legyen magas esztétikai elvárásokkal szemben. Ezt a hátrányt hivatott ellensúlyozni a cirkónium-dioxid váz kerámiával történő leplezése, azonban ez más problémákat vetett fel, többek között a kerámialeplezés lepattanását, amely akár a restauráció teljes cseréjének a szükségességét is maga után vonhatta. A technológia fejlődésével megjelentek az újabb, transzlucessebb, és emiatt esztétikusabb cirkónium-dioxid anyagok. Ezeknek az anyagoknak köszönhetően kivitelezhetővé vált olyan fogpótlások készítése, amelyek egy darabban, leplezés nélkül képesek kielégítő esztétikát biztosítani. Ezeket nevezzük monolitikus cirkónium-dioxid restaurációknak. Jelen pillanatban is több különböző ilyen anyag található meg a piacon, melyek eltérnek mind összetételben, mind mikrostruktúrában és ebből fakadóan a tulajdonságaikban is. (Koenig és mtsai 2019, Özkurt-Kayahan 2016).

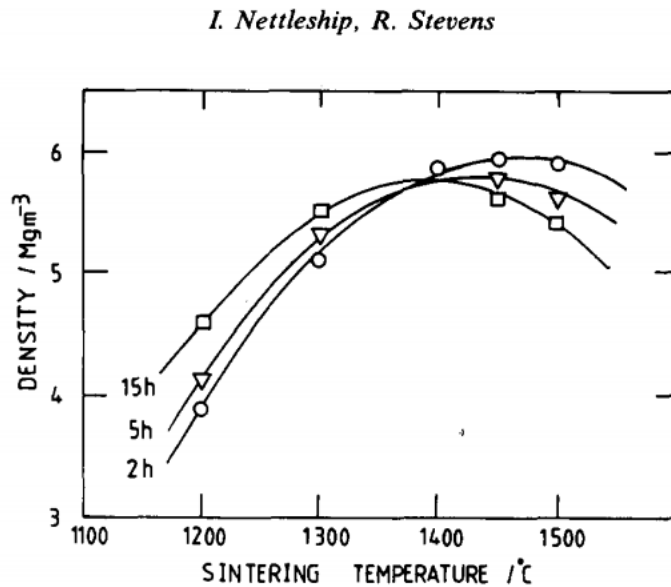
A ma használt cirkónium-dioxid kerámiák osztályozásának alapját szintén a stabilizátor anyagok kémiai minősége adja. Ezen szempontok szerint 3 csoportba sorolhatjuk a jelenleg használatban lévő cirkónium-dioxid alapú kerámia típusokat:

- ittrium-kation adalékot tartalmazó tetragonális cirkónium-dioxid polikristály (**Y-TZP**)
- magnézium-kation adalékot tartalmazó részben stabilizált cirkónium-dioxid (**Mg-PSZ**)
- cirkónium-dioxid erősítésű alumínium (**ZTA**).

Magnézium-kation adalékot tartalmazó részben stabilizált cirkónium-dioxid (**Mg-PSZ**) és cirkónium-dioxid erősítésű alumínium (**ZTA**) alapú kerámiákat a kutatásunk során nem vizsgáltunk.

1.1.2.1. Y-TZP anyagtana

Az Y-TZP cirkónt először Gupta és munkatársai hozták létre mint denz, finom szerkezetű anyagot (Gupta és mtsai 1978).



6. ábra A denzitás és a hőmérséklet kapcsolata tetragonális cirkónium-dioxid esetében (Nettleship és Stevens 1987)

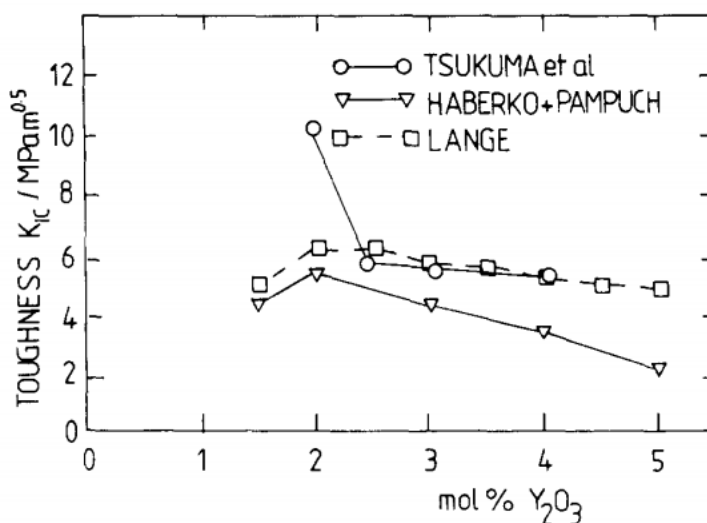
Az első anyag pontos Y_2O_3 tartalma nem volt ismert, annyit közöltek, hogy minimális mértékben tartalmaz minor komponenst. A szinterelés hőmérsékletét és idejét változtatták, hogy hogyan befolyásolja a tetragonális fázis stabilitását. Ezt közvetlenül a mechanikai tulajdonságokon és a denzitáson keresztül vizsgálták (Nettleship és Stevens 1987). A maximális denzitás 1400 °C és 1500 °C között volt elérhető (6. ábra). Lange megállapította, hogy a szinterelési hőmérséklet növelésével a tetragonális fázis aránya növelhető, valamint hogy a denzitás esetleges csökkenése a hűtés során végbemenő tetragonális \rightarrow monoklin átalakulás következménye. Emellett felszíni sérülés hatására is csökken a denzitás, szintén az átalakulás miatt. Gupta és munkatársai leírták, hogy az adott felületen található tetragonális \rightarrow monoklin átalakulás arányos a felület szilárdságával.

A szemcseméret 0,3 μm fölé növelése nagyban gyengíti az anyagot. Alacsony keménységű minták (szemcseméret $> 0,34 \mu\text{m}$) felszínén számos törés és ehhez kapcsolt tetragonális \rightarrow monoklin fázisátalakulás jelenik meg.

Kutatások igazolták hogy az Y_2O_3 tartalmú anyagoknál a legnagyobb keménység kb. 2 mol%-nál érhető el. Az anyag gyengülését 2 mol% alatt a spontán fázisátalakulások okozzák a szinterelés hőmérsékletéről történő lehűlés során (7. ábra).

A Tsukuma által használt kerámia (HIP-kerámia) jobb tulajdonságokkal rendelkezett, mint a Matsui-féle szintereléssel előállított anyag, mert a prézelés során csökken a kritikus méretű szemcsék száma (Matsui és mtsai 1983, Tsukuma és mtsai 1984). Megállapították, hogy a prézelés előtti elő-szintereléshez az 1400 $^\circ\text{C}$ a legideálisabb hőmérséklet. Magasabb hőmérséklet - nem tisztázott okokból - porózus anyagot eredményezett.

A vizsgálat szerint az cirkónium-dioxid szerkezeti inhomogenitása nagyban összefügg a kiindulási "porok" kémiai inhomogenitásával (Nettleship és Stevens 1987).



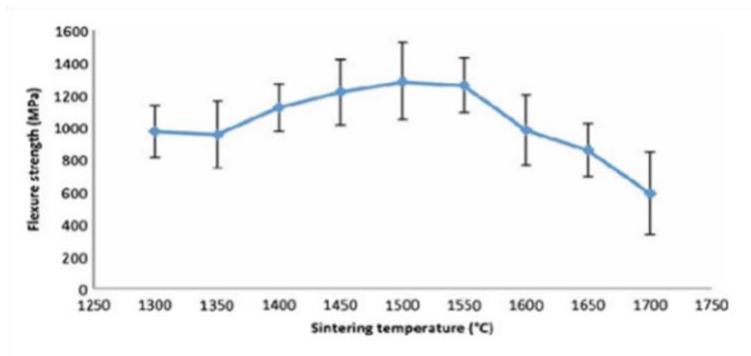
7. ábra Keménység és ittrium-oxid tartalom összefüggése, három különböző kutatás alapján (Nettleship és Stevens 1987)

Y-TZP mikroszerkezetének fogászati vonatkozásai

Az orvoslásban kezdetben használatos cirkónium-dioxidok 3 mol% stabilizáló ittrium-oxidot (Y_2O_3) tartalmaztak. Eleinte ortopédiai protézisek anyagaként alkalmazták, 2001-

re viszont felhasználása nagymértékben csökkent a sorozatos törések miatt (Chevalier 2006, Dawson-Amoah és mtsai 2020).

A 3Y-TZP típusú cirkónium-dioxid kerámia felhasználható a fogászatban fogpótlások készítésére is. Ez a kerámia megmunkálható úgynevezett „soft-machining–hard-machining” (nyers „zöld” megmunkálás, keménymegmunkálás) úton, alacsony és magasabb szinterelési hőmérsékleten.



8. ábra Szinterelési hőmérséklet hatása a törésszilárdságra (Rodrigues és mtsai 2019)

A 3Y-TZP típusú cirkónium-dioxid kerámia CAD/CAM-eljárással frézelt formában kerül kereskedelmi forgalomba. Mechanikai tulajdonságai jelentősen függenek a szemcsék méretétől (Candido és mtsai 2018). A kritikus 1 μm -es szemcseméret fölött kevésbé stabil, és hajlamosabbá válik a spontán fázisátalakulásra, ami a már említett következményekhez vezet. Továbbá a fázisátalakulás nem lehetséges 0,2 μm szemcseméret alatt, ami szintén csökkent törésszilárdsághoz vezet. Ezekből kifolyólag belátható, hogy a szinterelési eljárásnak rendkívül nagy befolyása van a kész anyag mechanikai és kémiai tulajdonságaira.

A jelenleg kapható 3Y-TZP-blokkokat 1350-1550 °C-on szinterelik (8. ábra). Chevalier és munkatársai bizonyították, hogy a nagyméretű szemcsék tetragonális rácsszerkezethez vezetnek. Ez nemcsak mechanikai szempontból teszi kevésbé ellenállóvá az anyagot, de a stabilizáló itriumionok eloszlása is egyenetlenné válik (Rodrigues és mtsai 2019). A nagyobb kubikális szemcsék elvonják a környező tetragonális szemcséktől a stabilizáló

ionokat, amik emiatt spontán fázisátalakuláson mehetnek keresztül. Nyers „zöld” megmunkálás során a szinterelési eljárás egy későbbi munkafázisban történik, aminek következtében csökken a stressz-indukálta transzformáció monoklin fázisban. Ezáltal az anyag felszíne is teljesen monoklin fázis-mentessé válik, hacsak nem vetik alá az anyagot valamilyen őrlésnek vagy homokfúvásnak. Utóbbi felületkezelési folyamatokat fogászati célból gyártott 3Y-TZP-hez egyáltalán nem ajánlják. Zhang és munkatársai (Zhang és Lawn 2005, Zhang és mtsai 2004a, Zhang és mtsai 2004b) bizonyították, hogy ezen felületkezelések során az anyag hosszútávú megbízhatósága csökken, és kevésbé lesz ellenálló az őt érő stresszel szemben. A fogászati 3Y-TZP mikrostruktúrája 0,2-0,5 μm méretű szemcséket tartalmaz, függően az alkalmazott gyártási technológiától. Törésszilárdságuk 6-8 MPa érték körül van, míg hajlítószilárdságuk 800-1200 MPa értéket is elérhet. A Vickers-féle keménységmérés során 98,1 N erő alkalmazásakor mindössze egyetlen repedés indul ki a mérőterületből (Denry és Kelly 2008).

A fogászati cirkónium-dioxid kerámiák legújabb generációja az 5Y-TZP. Először 2015-ben mutatták be az *International Dental Show* keretein belül. Harmadik generációs cirkónium-dioxid kerámiaként is szokták említeni, mert az Y-TZP fejlesztése során ez a harmadik eltérő anyagösszetételű kerámia. Előnyös tulajdonsága, hogy a 3Y-TZP-hez képest a tetragonális fázisban magasabb transzluenciával és nagyobb stabilitással rendelkezik. Összetételét tekintve 53%-ban kubikális formában tartalmazza a cirkónium-dioxid szemcséket, amelyet a nagyobb mennyiségű (5 mol%), hozzáadott ittrium-oxid segítségével értek el. A kubikális szemcsék mennyisége egyenes arányban van az anyag transzluenciájával. A magasabb transzluencia magyarázata az 5Y-TZP esetében az, hogy a pórusok és a szemcsehatárok mentén kevésbé szórja szét a fényt, valamint, mivel a kubikális szemcsék izotróp tulajdonságúak, a tér minden irányába egyenletesebben emittálják a fényt. Hátránya ennek a generációnak, hogy törési szilárdsága kisebb. Ez a magas kubikális fázisban lévő szemcsék mennyiségével magyarázható (Stawarczyk és mtsai 2017).

1.2. Monolitikus kerámiák

A monolitikus szó a görög *mónos* (μόνος) „egy”, és *líthos* (λίθος) „kő” szavakból ered, ami azt jelenti, hogy *egy kőből* készült, tömbszerű, osztatlan.

A monolitikus kerámiákból egy anyag felhasználásával, lepezés nélkül készíthetünk teljes kontúrú koronákat.

A rétegzéses technológiához képest ezen anyagok segítségével kiküszöbölhetjük a több anyagtani rétegből adódó technológiai problémákat, mint a lepezés lepattanását (Giordano és McLaren 2010), és leegyszerűsíthetjük a gyártási folyamatot. A monolitikus restaurációk az utóbbi évtizedben terjedtek el a mindennapi fogorvosi gyakorlatban. A monolitikus anyagok alkalmazásához a CAD/CAM technológia szükséges.

Egy szóló korona elkészítéséhez a hagyományos technológiát követve, mire elkészül a fogpótlás, a mintákat és a munkadarabot többször kell szállítani a fogtechnikai laboratórium és a fogászati rendelő közt. Ha a digitális utat választjuk, akkor a technológiai utat és a gyártási időt is csökkenthetjük (9. ábra).



9. ábra Hagyományos és a CAD/CAM munkafolyamat (saját ábra)

A tudomány és a technológia fejlődésével egyre újabb, egyedi tulajdonságokkal rendelkező anyagok jelennek meg a fogászati piacon, melyeknek ismerete szükséges a

fogpótlások készítésével foglalkozó fogorvosok számára. Jó esztétikájú és minőségű fogpótlások elkészítéséhez szükséges az alkalmazott anyagok tudományos ismerete. Az újabb és újabb anyagokkal kapcsolatos elvárások legfőképpen az esztétikára, valamint az anyag jó biomechanikai tulajdonságaira fókuszálnak.

A monolitikus, full contour anyagok az anterior és poszterior régióban is alkalmazhatók szülő fogpótlások és hidak készítésére, leplezés nélkül.

Ezen anyagokat színük szerint két csoportba sorolhatjuk:

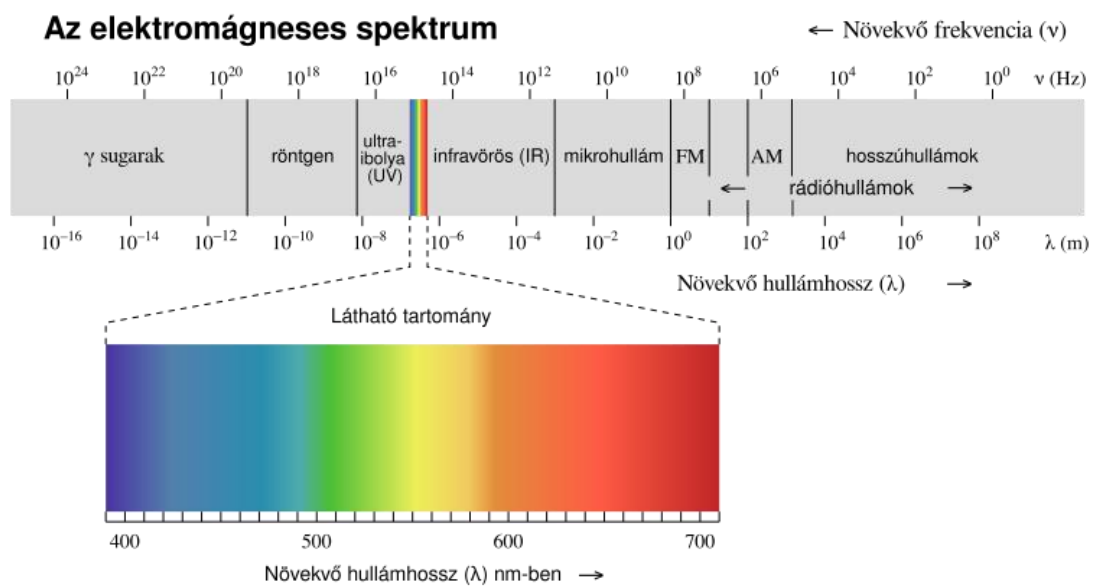
- **Monokromatikus anyagok:** homogén, egyszínű anyagok
- **Multilayer:** polikromatikus anyagok, több, különböző opacitású-színű rétegből állnak (10. ábra)



10. ábra Monokromatikus és multilayer kerámiák (Kerox dental)

1.3. Fény és színtan

Fénynek nevezzük az elektromágneses spektrumnak az emberi szem által látott tartományát (Vis, látható fény) és a mellette lévő ibolyántúli (UV), valamint infravörös (IR) tartományokat. A látható fény hullámhossztartománya 380 és 780 nm között helyezkedik el (Ábrahám 2014) (11. ábra).



11. ábra Fény spektruma (Horváth Árpád, Wikipedia)

Szemünk a nappali fényben színesen látja a világot. Ugyan az emberi szem a látható spektrumnak csupán három tartományát (a vöröset, a zöldet és a kéket) tudja megkülönböztetni, ebből a három színélményből a látási információt feldolgozó emberi agy több milliónyi színárnyalatot képes létrehozni. A színek multidiszciplináris fontosságát az is bizonyítja, hogy hányfajta tudományág képviselői, például fizikus, orvos, matematikus, fiziológus, festő, író, költő és filozófus kutatta a színeket, kialakulásukat és a színlátást az elmúlt évszázadok során.

1.3.1. Mi a szín?

A színek elektromágneses hullámoknak tekinthetők. A színnek, mint fogalomnak a CIE (International Commission on Illumination) és a magyar szabvány szerint 3 definíciója van:

- Fizikai szempontból: a szín meghatározott hullámhosszúságú (380 nm-től 780 nm-ig terjedő) fény (inger).
- Fiziológiai szempontból: a szín a látás érzékszervében (a szemben) egy vagy több fénysugár által kiváltott ingerület (ingerület).
- Pszichológiai szempontból: a szín a látószerv idegpályáin továbbított ingerületek által az agykérgi látóközpontban létrejött érzet (színérzet) (Ábrahám 2014).

Színesnek nevezzük a fényt, ha a különböző hullámhosszúakon eltérő az intenzitása. Színesnek nevezzük a felületeket, ha a különböző hullámhosszokon különböző mértékben verik vissza és nyelik el a fényt. És színesnek nevezzük az átlátszó anyagokat, ha különböző hullámhosszokon más-más mértékben bocsátják át a fényt. Tehát a szín a szemünkbe érkező fénynek azon tulajdonsága, hogy különböző hullámhosszúságú összetevői nem azonos intenzitásúak (Ábrahám 2014).

1.3.2. Hogyan látunk színeket?

A színek megkülönböztetése és látása összetett folyamat. A színek és a fény látása a szemünkben kezdődik, de valójában agyunkkal érzékeljük azokat. Az achromatopsia a színlátás teljes hiányát jelenti. Alfaro és munkatársai leírtak egy esetet, melyben ezzel az elváltozással született a páciens, de felnőtt korára mégis képessé vált a színek megkülönböztetésére. Neil Harbisson volt az első ember a történelemben, akinek egy antennát ültettek a koponyájába, aminek segítségével csontvezetésen keresztül elektromágneses hullámokat tud jelként fogadni. Így tulajdonképpen Neil nem látja, hanem hallja a színeket (Alfaro és mtsai 2015).

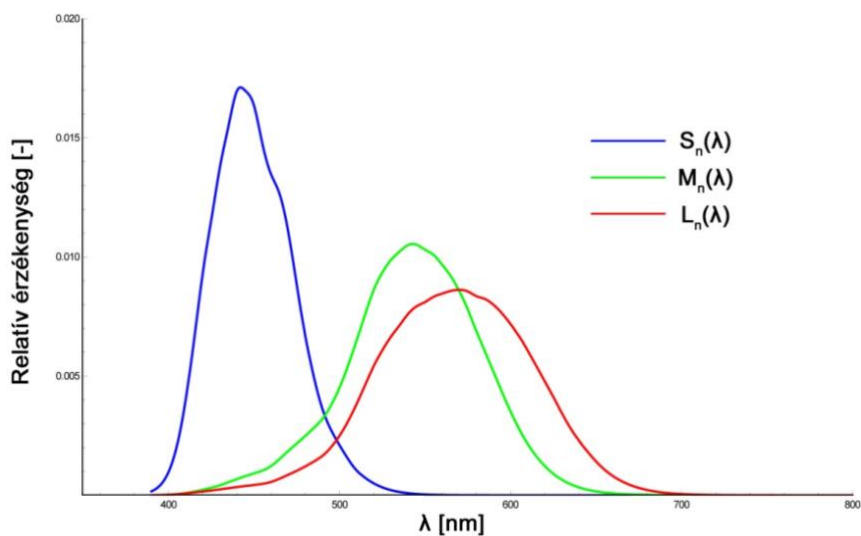
A látás a retina csapjaihoz és pálcikáihoz köthetőek. A pálcikák a szürkületi és az éjszakai látásért felelősek, achromaticusak, a fényerősség változásait érzékelik és az ún. szürkületi ingerküszöbük rendkívül alacsony.

A fotoreceptorsejtek közül a csapok felelnek a színlátásért, egy-egy csap típus egy-egy színt képes érzékelni. Három különböző változatuk van, amelyek közül mindegyik más hullámhosszra reagál. Az érzékelt szín a vörös-zöld-kék hármassból kerül ki,

A csapok száma az éleslátás helyén, a fovea centralisban a legnagyobb, ettől távolodva a pálcikák aránya növekszik a retinán.

A látórendszerünk az egyes tárgyakról visszavert fény hullámhosszát színérzetként ismeri fel, de a színek megkülönböztetése nem csak az objektum által reflektált fény alapján történik. Az objektum és a vizuális háttér, tehát a környezet által visszavert fények hullámhosszúságainak egymáshoz viszonyításával valósul meg.

Megkülönböztetünk *long* (vörös), *middle* (zöld), és *short* (kék) receptorokat (12. ábra).



12. ábra Különböző hosszúságú csapok érzékenységi tartománya (Ábrahám 2014)

Marks (Marks és mtsai 1964) által végzett kísérlet alapján, ahogy a 12. ábrán is látható, a csapok érzékelési tartományai nagyban fedik egymást. A kék fotopigmenttel rendelkező csapok abszorpciós maximuma 420 nm-nél, a zöld pigmentet tartalmazóké 531 nm-nél, míg a vörös pigmentűeké 585 nm-nél található. A színmegkülönböztetés alapja, hogy a három különböző fotopigmentet tartalmazó csap adott hullámhosszon különböző

mértékben aktiválódik. Egy tárgyat tehát akkor láthatunk pirosnak, ha az arról reflektált fény nagyobb számú pirosérzékeny csapot ingerel, mint zöldet és kéket. A szem felépítése fajspecifikus, jellemző a csapok és pálcikák száma és elhelyezkedése a retinán ezért egy tárgy színe szubjektív élmény, nem pedig a tárgy fizikai tulajdonsága.

A színérzet kialakulásában az agykéreg számos központja vesz részt. Először a primer látókéreg (Brodmann area 17), azon belül is a V1-kéreg blob areája, majd a nem primer látókéregben (Brodmann area 18) a V2 és V4 kéreg is. (Fonyó 1999).

1.3.3. A színek leírása

A Nemzetközi Világítástechnikai Bizottság (Commission Internationale de l'Eclairage) (Cie) 1913-ban kezdte meg működését. A színekkel kapcsolatos terminológiával és a színmérés szabványosításával 1931 óta foglalkozik. Fő profilja a világítással kapcsolatos mérés technikai kérdések, ezen belül is kifejezetten a színek mérés technikája (Ábrahám 2014).

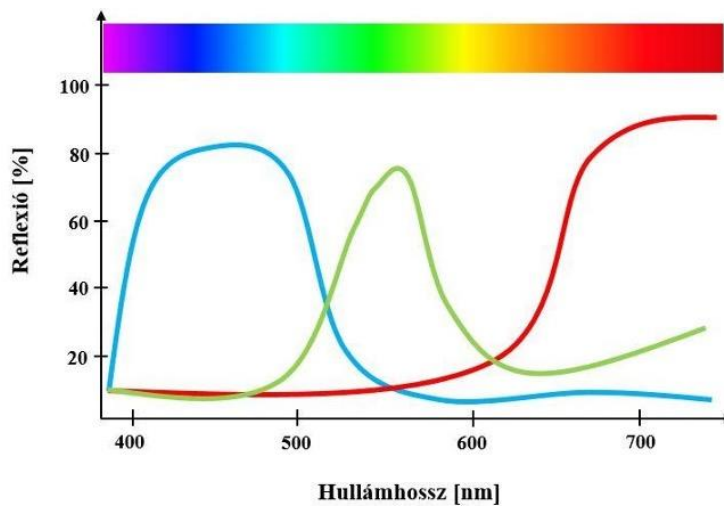
A színtan tudományterületén a szín fogalmát teljesen az emberi szem látásához kapcsoljuk. Színeknek csak azt a spektrális élményt nevezzük, amelyet az átlagos, ép színlátású emberből a színes fény vált ki.

Ha egy anyag fényt bocsát ki, spektrális emisszióról, ha fényt bocsát át, spektrális transzmisszióról, ha fényt ver vissza, spektrális reflexióról, és ha fényt nyel el, spektrális abszorpcióról beszélünk. Egy optikailag átlátszó réteg a ráeső fényt részben reflektálja, részben át bocsátja, és részben szórja. A tárgyak színét akkor látjuk, ha valamilyen fényforrás megvilágítja őket. Színüket az határozza meg, hogy az általuk reflektált fény milyen hullámhosszúságú komponensekből tevődik össze (Ábrahám 2014).

Ezt úgynevezett reflexiós spektrummal ábrázolhatjuk, amely görbe megmutatja, hogy az adott tárgy milyen mértékben veri vissza a fény különböző hullámhosszúságú összetevőit. Ha egy anyag például a látható spektrum kék színének megfelelő 400-500 nm körüli hullámhosszúságú fényt reflektálja túlnyomóan, akkor az adott tárgyat kéknek fogjuk látni (13. ábra). Az olyan felületet, amelynek reflexiója a spektrum minden hullámhosszán a maximális 100%-kal egyenlő, ideális fehér felületnek nevezzük. Azokat

a felületeket pedig, amelyek reflexiója minden hullámhosszon 0%, abszolút fekete felületeknek nevezzük. A valóságban sem ideális fehér, sem abszolút fekete felület nem létezik.

A színeket köznapi életben három jellemzővel szoktuk meghatározni: világosság, telítettség, színezet. Ezeket a jellemzőket pszichofizikai jellemzőknek nevezzük. A szín világossága a színes fénynek a környezethez viszonyított relatív intenzitásától függ. A szín telítettsége attól függ, hogy sok vagy kevés fehér, illetve szürke színt tartalmaz. A színezet annak a monokromatikus fénynek a hullámhosszával jellemezhetjük, amely azonos színűnek látszik az adott színnel. Ezt a hullámhosszt minden szín esetében *jellemző hullámhossznak* nevezzük (Ábrahám 2014).



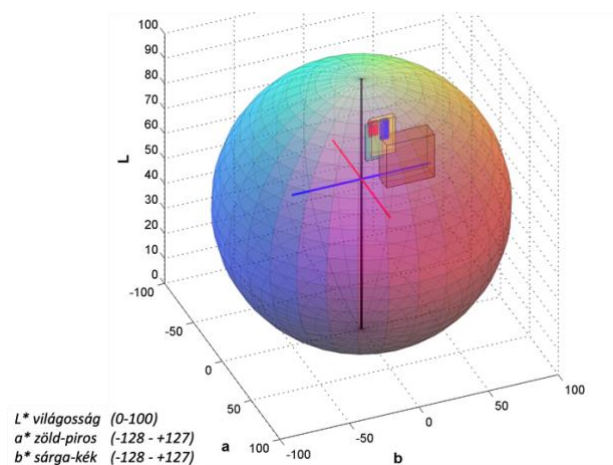
13. ábra Hullámhossz [nm] (Ábrahám 2014)

1.4. Szín mérése

Színmérésről akkor beszélünk, ha olyan mérési eljárást, illetve mérőműszert alkalmazunk, amely modellezni próbálja az ember színlátását, és számokkal, objektíven írja le azt, amit az ember érzékel.

A színmérés objektív megvalósításához olyan rendszert kellett kidolgozni, melynek segítségével egy adott színt pontosan el tudunk helyezni egy meghatározott, speciális mezőben vagy térbeli alakzatban, azaz színtérben. Ilyen irányú törekvések több ízben is megvalósultak a 20. század során. Az egyik legjelentősebb közülük az 1976-ban kifejlesztett CIE $L^*a^*b^*$ -színrendszer. A CIE $L^*a^*b^*$ -színrendszer (14. ábra) egy háromdimenziós rendszer. Az $L^*a^*b^*$ értékek reflexiós spektrumokból kalkulálhatóak, amik segítségével a színeket koordináta rendszerben ábrázolhatjuk.

A 3 tengelyű rendszer y tengelyét tekintjük L értéként. Az L^* -érték a világosságot jelöli, értéke 0-tól 100-ig terjedhet, ahol a 0 a legsötétebb, a 100 pedig a legvilágosabb érték. Az x tengelyen definiálható a vörös-zöld tartomány, az a^* -gal jelölt színtengelyen, míg a b^* -jelölés a kék-sárga, vagyis a z színtengelyen mutatja az adott színárnyalat telítettségét. Értékük -128-tól +127-ig változhat. A negatív értékek az a^* esetében a zöld tartományt, b^* esetében pedig a kék tartományt jelölik. A pozitív értékek az a^* esetében a vörös tartományt, b^* esetében pedig a sárga tartományt jelölik. A 0 érték az a^* és b^* esetében is szürke színt jelent. Az a^* - és b^* -értékek együttesen a színezetet adják meg.



14. ábra CIE $L^*a^*b^*$ -színrendszer (saját ábra)

A három érték alapján a koordinátarendszerben elhelyezett két szín közötti távolságot, vagyis a színekülönbséget ΔE -vel jelöljük. Ezen érték kiszámítására szolgáló szabvány képlet az évek alatt nagyban módosult. Jelenleg a 2000 óta érvényben lévő, legújabb CIE/ISO fénytechnikai szabvány szerinti CIEDE2000 képlet használatos a színekülönbségek megállapítására (Cie).

Két szín közti színekülönbség észlelhetőségét, valamint észlelhetőség esetén annak elfogadhatóságát több ízben tanulmányozták. Egy 2015-ös, többek között a Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinikáján is végzett kutatás (Paravina és mtsai 2015) szerint észlelési küszöbnek a $\Delta E = 0,8$ -es értéket, elfogadhatósági küszöbnek pedig a $\Delta E = 1,8$ -es értéket tekinthetjük a CIEDE2000-képlet alkalmazása során. Ez a formula megfelelőbb a fogászati kerámiák ΔE -küszöbértékeinek meghatározására, mint a korábban alkalmazott CIELab-képlet (Ghinea és mtsai 2010). Az észlelési küszöb értéke az a ΔE -érték, mely esetén a vizsgálatban részt vevő alanyok fele látott különbséget két szín között, másik fele viszont nem. Az elfogadhatósági határérték pedig ehhez hasonlóan az a ΔE -érték, amely mellett az alanyok fele igennel, másik fele pedig nemmel válaszolt arra a kérdésre, hogy „Elfogadhatónak találná-e a látott színekülönbséget egy páciens szájában?”

A színes felületet megvilágító fényforrás színe jelentősen befolyásolja a színes felületek színét. A fényforrások színének meghatározása során fontos szerepe van a Planck-féle fekete testnek. A fekete test egy olyan ideális test, ami bármilyen hullámhosszú elektromágneses sugárzást teljesen elnyel. A fényforrások színhőmérsékletét az általa okozott színérzet és egy feketetest-sugárzó által létrehozott színérzet összehasonlítása alapján határozzák meg.

A látható tartományban kisugárzott energia hullámhossz szerinti eloszlására jellemző szám a színhőmérséklet. Mértékegysége a kelvin, jele K (Kelvin). A CIE meghatározta a szabványos CIE D65-sugárzáseloszlást, amely mellett a színméréseket végezni kell. Ez a 6504 K-es korrelált színhőmérsékletű nappali fény megfelelője, mely felváltotta a korábban használt 5500 K-es fényforrást (Ábrahám 2014, Paravina 2010).

Tehát az egyes felületek színét spektrális reflexiójuk és a megvilágító fényforrás színe és a fény útjába helyezett színszűrők határozzák meg.

1.4.1. Spektrofotometriai alapok

A spektroszkópia, valamint azon belül a spektrofotometria az egyik legelterjedtebb anyagvizsgálati módszer. A spektrofotometrián alapuló mérések az analitikai módszerek legelterjedtebbjei közé sorolhatók. Mind kvalitatív (egy anyag tisztaságának, illetve szennyezettségének az abszorpciós tulajdonságai alapján való meghatározása), mind kvantitatív (egy több komponensű rendszer mennyiségeinek meghatározása) mérések elvégezhetők segítségükkel.

A leggyakrabban alkalmazott színmérő eszközök a spektrális reflexión alapulnak, ezeket spektrofotométereknek nevezzük. Megméri a színes felület spektrális reflexióját, és abból számolják ki a CIE-színjellemzőket.

A felületek felszínének struktúrájától nagymértékben függ a reflexió térbeli eloszlása. A fény egy anyagról történő visszaverődését reflexiónak hívjuk (Ábrahám 2014).

A mérést a készülékben elhelyezkedő spektrofotométer végzi. A spektrofotométer olyan optikai berendezés, mellyel a gyakorlatilag monokromatikus fény intenzitását, illetve az intenzitásváltozást nagy pontossággal lehet mérni. A spektrofotométereket több szempontból osztályozhatjuk. A mérés hullámhossztartománya szerint ismerünk ultraibolya (UV), látható (Vis) és infravörös (IR) tartományban mérő spektrofotométereket. A fényfelbontás módja szerint prizmás és rácisos spektrofotométereket különböztetünk meg. A működési elv, illetve a felépítés szerint ismerünk egysugaras, kétsugaras, valamint szakaszosan és folyamatosan működő, automatikusan regisztráló spektrofotométereket (Fábián 2009).

A spektrofotométer fő részei: sugárforrás, mintatér, monokromátor, detektor, erősítő, kijelzőrendszer (számítógép). A monokromátor a fényforrás összetett fényének felbontására, illetve a kívánt hullámhosszúságú monokromatikus fény kiválasztására szolgál. A prizmás készülékek a fénytörés hullámhosszfüggésén, míg a rácisos

monokromátorok a diffrakció, illetve az interferencia jelenségén alapulnak. Detektorként fotocellát, fotoelektron-sokszorozót, diódasort használhatnak (Atomfizikaitanszék).

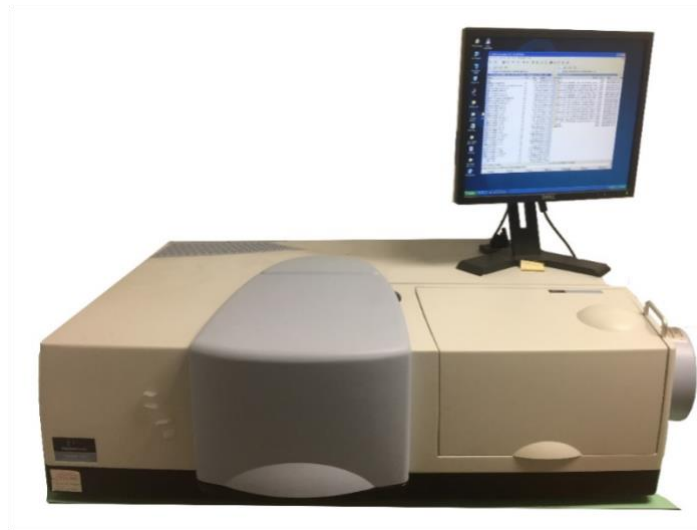
A CIE-színösszetevőket és színekoordinátákat számítógép határozza meg. A műszerek általában meghatározzák az X, Y, Z színösszetevőket, az x, y, z színekoordinátákat és az L*, a*, b* színekoordinátákat, valamint meg tudják jeleníteni a színes felület spektrális reflexiós görbét is.

A kereskedelemben kapható műszereket általában 10 nm lépésközzel működtetik a 400-700 nm spektrumtartományban.

A műszereken be kell állítani, hogy melyik szabványos fényforrással mérjen. A legtöbb spektrofotométer egyetlen fényforrást használ, minden esetben a mérés elején el kell végezni az eszköz kalibrációját. (Ábrahám 2014).

1.4.2. PerkinElmer® Lambda 1050 UV/Vis/NIR ismertetése és működése

Kutatásunkhoz a méréseket a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Atomfizika Tanszékén végeztük, ahol rendelkezésünkre állt az ország egyik legmodernebb spektrofotométere, egy *PerkinElmer® Lambda 1050 UV/Vis/NIR* készülék (15. ábra).

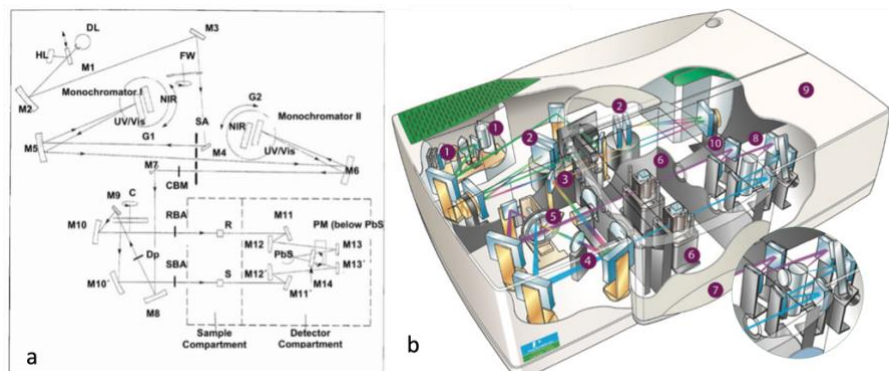


**15. ábra A PerkinElmer® Lambda 1050 UV/Vis/NIR spektrofotométer
(Perkinelmer)**

A berendezés különlegességét az adja, hogy segítségével széles hullámhossz tartományban, minimális zajszinttel nagyon pontos mérések végezhetők. Az eszközt gyakran használják a vegyiparban, gyógyszerészetben. Ebben az esetben transzmissziómérést végeznek, amiből abszorpció, abszorpciós spektrum határozható meg. Az abszorpció alapján koncentrációk számíthatók. Ipari felhasználásának másik lehetősége a reflexiómérés, melyet a leggyakrabban vékonyréteg-technológiát alkalmazó iparágak végeznek. Ezzel a technológiával hétköznapjaink során számtalan helyen találkozhatunk. Szemüveglencsék különböző bevonatainak (UV-szűrő réteg) tesztelésére a Lambda 1050-es spektrofotométer tökéletesen megfelelő, hiszen az UV-tartományban is képes reflexiót mérni. Ugyanennek nagyobb változatával találkozhatunk a jelenkor építészetében, hiszen gyakran alkalmaznak nagy üvegfelületeket, amiket különböző, szabadszemmel észre nem vehető bevonattal látnak el. Szintén ez az alapja annak, hogy

a napelemeket, illetve napkollektorokat fejlesztő cégek is szívesen dolgoznak a berendezésekkel.

Az ábrán a spektrofotométer felépítése látható (16. ábra).



16. ábra a) A spektrofotométer belső felépítése, b) A spektrofotométer belső szerkezete

A bal felső sarokból kiindulva látható a HL(Halogén) és a DL(Deutérium) jelölésű fényforrás. Az M jelölés egy tükörrre utal, amin a fény irányt változtat. A tükrök segítségével a fény a monokromátorba jut, ami a fényt hullámhosszokra felbontani képes optikai rács. A két monokromátornak köszönhetően nagyon pontos mérés végezhető a berendezéssel. A fénysugár az M10 jelölésű tükör segítségével egy R (referencia) sugárra, míg az M10' tükör révén az S (minta) sugárra oszlik és jut a detektoregységbe. A minták megvilágítása egy 100% reflektanciájú, bárium-szulfát bevonattal rendelkező integrálgömbben történik. A spektrofotométer két detektorral rendelkezik, és 175-3300 nm tartományban képes dolgozni. Az egyik detektor egy magas érzékenységű fotoelektron-sokszorozó, a másik pedig egy InGaAs (Indium-Gallium-Arzén) félvezető elektród (Perkinelmer).

1.5. Színek jelentősége a fogászatban és a fogszínmeghatározás lehetőségei

„A fogpótlás fizikai sikerének szempontjából mindegy a szín, a páciens elégedettségének azonban meghatározó tényezője”.

(Dr. Stephen Bergen, 1985)

A fogszín helyes meghatározása és az információt precíz eljuttatása a fogtechnikushoz, majd az élethű megvalósítás a sikeres fogpótlás egyik alapvető feltétele. A fogszín meghatározása az esztétikai fogászat nagy kihívásai közé tartozott, és tartozik a mai napig is. (Borbély 2011). A fogpótlásokkal szemben támasztott esztétikai követelmények az utóbbi években megsokszorozódtak. Egy emberről alkotott benyomásunk kialakításában a fogak megléte, milyensége fontos szerepet játszik. A páciensek és a környezetük megítélése szerint egy esztétikai hiányosság vagy a megszokottól, átlagostól való nagyfokú eltérés az egyén életminőségét korlátozó, lehetőségeit rontó tényező lehet (Newton és mtsai 2003).

Az elmúlt két évtizedben a fogszín-meghatározásra irányuló kutatás jelentős lendületet kapott. Amíg az egyik legnagyobb és legismertebb online orvosi adatbázisban (Medline) a szín és fogászat szavakra keresve 1970-ben még csak 107 cikket találtunk, addig az elmúlt pár évben a megsokszorozódott érdeklődést objektíven mutatják az utóbbi évek keresései során kapott cikkek száma: 409 (1980), 1134 (1990), 2259 (2000) és 12269 (2021. szeptember) (Paravina 2010).

A fogpótlás színének mind a páciens, mind a fogorvos megítélése szerint megfelelőnek kell lennie. Ennek érdekében az esztétikai fogászat egyik kiindulópontja a fogszín-meghatározás.

1.5.1. Ideális fogszín meghatározása

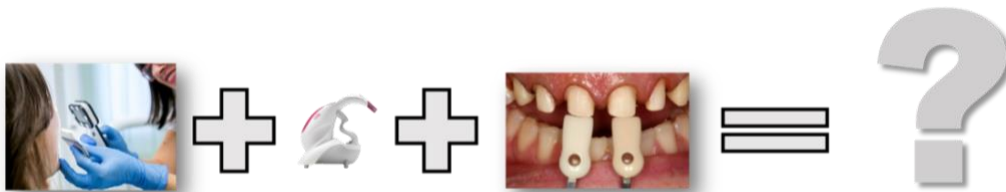
Az elmúlt két évtizedben a fogpótlások esztétikája csaknem annyira fontossá vált, mint a funkciója maga, köszönhetően a médiának, valamint az esztétikai fogászat fejlődésének és propagálásának a népesség körében. Az ideálisnak tartott fogalakot, fogszínt és fogívalakot meghatározhatják individuális elképzelések, kulturális és szocio-demográfiai faktorok. Így a páciensek gyakran mást tartanak esztétikusnak, mint a fogorvos, kommunikációs problémákat és váratlan nehézségeket okozva ezzel a klinikai gyakorlatban (Akarlan és mtsai 2009). Egy 2007-es kutatás szerint, amiben 407 embert vizsgáltak, hogy fogaik esztétikájával mennyire elégedettek, 62,7 %-uk válaszolta azt, hogy elégedett a dentális megjelenésével. A megkérdezettek közül viszont arra a kérdésre, hogy fogszínükkel elégedettek-e, csak 43 %-uk válaszolt igennel, 15 %-uk véleménye szerint az anterior zónában pótlásaik nem esztétikusak. Ebből a tanulmányból is látszik, hogy a fogpótlások, vagy éppen a saját fogazat színe a legmeghatározóbb a páciensek számára az esztétika tekintetében (Samorodnitzky-Naveh és mtsai 2007). Ezt sokszor nem könnyű orvosolni és helyreállítani, főleg elszíneződött, gyökérkezelt fogak esetében.

Az új anyagokkal, mint az üvegkerámiák és cirkónium-dioxid kerámiák, és az új technológiákkal, mint a CAD/CAM-eljárás, lehetőségünk nyílik arra, hogy kielégítsük pácienseink igényeit. Megismerésük azért kulcsfontosságú minden fogorvos és fogorvostan-hallgató számára, hogy ezeket a rendszereket megfelelően tudják alkalmazni a mindennapi fogászati gyakorlatban.

1.5.2. A fogszín meghatározásának lehetőségei

A színtan alkalmazása a klinikai fogászatban, a fogszínkulcsok fejlődése, a digitális eszközök használata, az anyagok optikai tulajdonságaik ismerete jelentősen javítja a színmeghatározás és reprodukció eredményességét a fogorvos és fogtechnikus oldalon, és ezzel párhuzamosan a fogpótlások esztétikai sikerét a páciensnél.

Mühlreiter 1868-ban már utalt rá, hogy a műfogak színe a természetes fogakéhoz kell, hogy hasonlítson. Az első erre utaló próbálkozások az 1920-as években Dr Hildebrandt nevéhez fűződik, aki ekkor egy fogászati céggel rendelkezett Essenben (Németország). Ezt a céget nevezték később át a következőképpen: Vita-Zahnfabrik. Az első fogszínkulcsot 1929-ben mutatták be.



17. ábra Fogszín meghatározása (saját ábra)

A vizuális fogászín meghatározás szubjektív, egyénileg változó a színek közti különbségek felismerésének képessége (Culpepper 1970). A fogak színének meghatározásához két módszer áll rendelkezésünkre: a színmeghatározás fogszínkulccsal és a színmérés digitális eszközökkel (17. ábra).

A digitális fogszín meghatározó eszközök első megjelenése az 1970-es évekre tehető. Az új technika elfogadása, a kutatások megindítása és az eszközök gyártása viszont csak az 1980-as években indult meg. A fogorvosi gyakorlatban az 1990-es évektől kezdtek megjelenni. Manapság már számos készülék van forgalomban. A készülékeket a tudományos kutatásoknak megfelelően folyamatosan fejlesztik, így egyre megbízhatóbb és pontosabb eszközök állnak rendelkezésünkre (Chu és mtsai 2010, Liu és mtsai 2019).



18. ábra A VITA Easyshade kézi spektrofotométer (saját ábra)

Léteznek digitális kamerával összekötött rendszerek, melyek a teljes fogfelszínen megméri a szíkülönbséget (ΔE) az aktuális fogszín és a legközelebbi fogszínkulcs között, számszerűen jelezve a világosság, telítettség és színezet értékeket a pontos reprodukálhatóság érdekében. A teljes felszín mérő eszközök mellett találunk pontmérést végző spektrofotométereket is, amelyek között talán az egyik legismertebb eszköz a VITA Easyshade. A könnyű, kisméretű, vezeték nélküli, akkumulátorral működő készülék könnyedén használható a száj elülső és hátsó régióiban egyaránt. Egy fehér LED-fény világítja meg a fogakat, és néhány másodperc alatt kijelzi a meghatározott színt, akár a VITA Classical, akár a 3D-Master színkulcsnak megfelelően (18. ábra). Az infekciókontrollt a színmeghatározó végére húzható egyszer használatos műanyag védősapka vagy fólia biztosítja. A készüléket a tartó szerkezetébe helyezett standard, ismert színű, kis kerámiatömb segítségével kalibrálni kell az első használat előtt, valamint megváltozott körülmények esetén, illetve amikor azt az eszköz jelzi. Lehetőség van a fogon egy, vagy több (3) pontban mérni az értékeket: gingivalis, testi és incisalis harmadban, ennek megfelelő sorrendben.

A kézi spektrofotométerek a fogorvosi gyakorlatban a legpontosabb és leggyakrabban használt digitális színmérő eszközök. A megvilágított fogfelszín reflexiója alapján számolja ki az adott fogra jellemző értékeket, és hasonlítja össze az adatbázisban tárolt standard színekkel, a színkulcsokkal (Borbély 2011).

1.6. Kerámia koronák színét befolyásoló tényezők

A gyakorlatban a természetes fogakhoz leginkább hasonló fogpótlás elkészítéséhez két fontos lépésre van szükség: helyes fogszín-meghatározásra és a választott szín reprodukálásához megfelelő fogászati anyag kiválasztására (Vichi és mtsai 2011). Ennek reprodukálása nehéz folyamat, mert a végleges fogpótlás esztétikáját több tényező is befolyásolhatja.

A végleges fogpótlás színét 3 tényező befolyásolja. Ezek a csonk, a kerámia és a cement. Kutatások igazolták, hogy minél sötétebb a preparált csonk színe, annál nagyobb színeltérést okoz a teljes kerámia fogpótlások esztétikájában (Chaiyabutr és mtsai 2011). A fogszín az évek múlásával egyre sötétebbé válik (Morley 1997). A kerámia rétegvastagsága is befolyásolja a restaurátum végleges színét (Chaiyabutr és mtsai 2011) (Wang és mtsai 2013).

A ragasztócementeket többféle színben forgalmazzák. A különböző árnyalatok célja, hogy kismértékben ugyan, de még a rögzítés során is módosítani lehessen a restaurátum végső esztétikáján. A ragasztócementekhez kapható próbacementek segítségével a rögzítés előtt a várható végeredmény ellenőrizhető.

1.6.1. A csonkszín befolyásoló hatása

A természetes fogak színét a fogfelszínre eső fény befolyásolja, melynek egy része reflektálódik (visszaverődik), másik része a dentin- és zománckristályokon abszorbeálódik (elnyelődik).

A fogak keményszöveti struktúrája egyéni variációkat mutat, így a fogszín is nagy egyéni változatosságokat tükröz. Az évek múlásával a dentin színe egyre inkább a sötétebb, sárgásabb, illetve szürkésebb szín irányába tolódik el a szekunder dentin képződése és a zománc elvékonyodásának folyamata miatt. Elszíneződést okozhat a gyökértömések szakszerűtlen lezárása is. Az endodontia fejlődésével egyre több gyökérkezelt és emiatt elszíneződött foggal találkozunk a mindennapi gyakorlatban (Morley 1997).

Kimutatták, hogy minél sötétebb a dentin színe, annál nagyobb színeltérést okoz a teljeskerámia fogpótlások esztétikájában. A korona alatt lévő csonk színe szignifikánsan befolyásolja a fogpótlás végleges színét (Chaiyabutr és mtsai 2011).

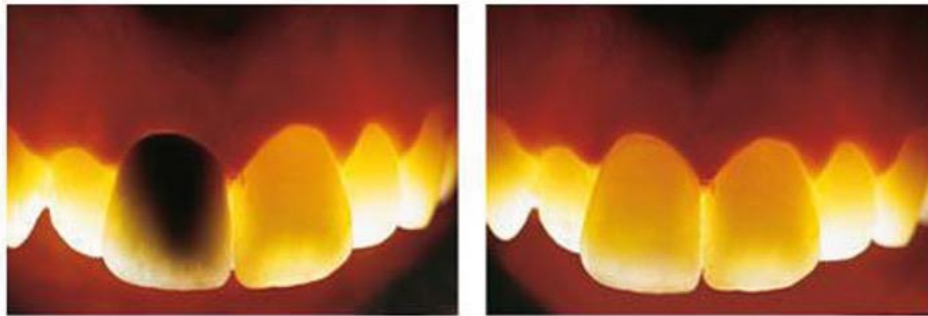


19. ábra Ugyanolyan színű és transzlucenciájú üvegkerámia koronák a referencia csonkon (alul), aranyszínű ötvözetten (középen) és kobalt-króm ötvözetten (fent) (saját ábra)

A modern kerámiáknak ezekhez a nagyfokú egyéni változatosságokhoz kell alkalmazkodnia. A 19. ábra. a csonkszín befolyásoló szerepét bizonyítja. A képen ugyanolyan színű, rétegvastagságú és transzlucenciájú üvegkerámia koronákat látunk más-más színű csonkokra cementezve. A színbeli különbség és a zavaró esztétikai élmény egy laikus embernek is észrevehető. A klinikumban egyre több gyökerkezelt és elszíneződött, vagy akár csappal kiegészített, korrigált foggal találkozunk. Az implantáció terjedésével pedig a koronát nem saját fogszövetre, hanem valamilyen fémszínű vagy esztétikus, például cirkóniumból készült implantátumfejre helyezik, melyeknek színe nagyban befolyásolja a készülő korona végleges színét (Harianawala és mtsai 2014).

1.6.2. A kerámia transzlucenciájának befolyásoló hatása

Irodalmi adatok alapján a kerámiák esetén a színváltozás szempontjából döntő befolyásoló tényező a kerámia vastagsága és transzlucenciája. Ezeken felül a fogorvos számára talán a legkevésbé befolyásolható területen, a kerámiák égetése során is találtak olyan tényezőt, amely színváltozást eredményezhet. Üveginfiltrált alumínium-oxid (In Ceram) és leucit-erősítésű (IPS Empress) kerámiarendszereket vizsgáltak, amely során kimutatták, hogy ha többször égetik ki az adott kerámiát, az égetések számának növelésével a kerámia színének és transzlucenciájának változása is egyre kifejezettebbé válik (Uludag és mtsai 2007).



20. ábra A kerámia restaurátumok transzlucenciájától függ a legnagyobb mértékben a végső esztétika, mivel a kerámiák fényáteresztő képessége nagy (Edward A. McLaren & Russell Giordano)

A kerámia restaurátumok transzlucenciájától függ a legnagyobb mértékben a végső esztétika, mivel a kerámiák fényáteresztő képessége nagy. Ennek köszönhetően a csonk színe, így a dentin színe is döntően befolyásolni fogja a végleges fogpótlás esztétikáját (Della Bona és mtsai 2014). A fényáteresztő képesség döntően a kerámia üvegmátrixában lévő kristályok méretétől és mennyiségétől függ (20. ábra). Megkülönböztethetünk magas és alacsony transzlucenciájú kerámiákat. A magas transzlucenciájú anyagok magasabb fényáteresztő képességének magyarázatára az anyag mikrostruktúrája a magyarázat, ami elektronmikroszkóppal vizsgálható. Magas transzlucenciájú (HT, high translucency) lítium-diszilikát kerámiát és opak cirkónium-

dioxid mintákat vizsgálva arra jutottak, hogy a magas transzluenciájú lítium-diszilikát üvegkerámia, mikrostruktúráját tekintve kevésbé porózus, mint a cirkónium-dioxid, és a kristályok szabályos, egyenes vonalakban helyezkednek el benne (Harianawala és mtsai 2014).

A fényáteresztő képességet befolyásolja továbbá a kerámia vastagsága is, hiszen minél nagyobb a vastagság, annál kevésbé lesz transzluens az anyag (Wang és mtsai 2013).

A kerámiavastagság növelésével az elszíneződött csonk jobban elfedhető, a színkülönbség csökken (Chaiyabutr és mtsai 2011). Azonban ez a vastagság nem növelhető a végtelenségig, hiszen a preparációnak szem előtt kell tartania a keményszövetek és a pulpa védelmének Schillingburg szerinti alapelveit (Giordano és McLaren 2010) (Shillingburg 1987).

1.6.3. A cement befolyásoló hatása

Korábbi tanulmányok szerint a csonk színe, valamint a kerámia transzluenciája és vastagsága mellett a végleges hatást befolyásolja a cement színe is, azonban ez okozza a legkisebb mértékű színváltozást (Chaiyabutr és mtsai 2011). A gyártó cégek a fogpótlások rögzítésére használt cementeket gyakran többféle színben kínálják, hogy a korona vagy a héj színét a ragasztóanyaggal is lehessen még kismértékben módosítani. Ezekhez a rendszerekhez hasonló színű, általában vízdékony próbacementeket is gyártanak, hogy a beragasztás előtt kipróbálható legyen a cementek optikai hatása.

Kutatások megállapították, hogy az opak színű cementek sokkal inkább befolyásolják a végleges színt és, hogy a 0,5 és 0,8 mm-es kerámiavastagság esetén a 0,1 mm-es rétegvastagságú cementnek még volt hatása a végső színre. Ez azonban az 1,0 mm-es kerámia falvastagságnál már csak olyan mértékű volt, ami az emberi szem számára nem volt érzékelhető, az úgynevezett észlelhetőségi küszöb alá esett (Xing és mtsai 2010).

Az opak színű cementekkel elfedhető a csonk alapszíne, de túl vastag rétegben alkalmazva a fogmű összhatását elszínezheti, annak sárgás színezetet adhat. (Ge és mtsai 2006).

A legtöbb kutatás a cementréteget 0,1 mm-es vastagságban vizsgálja, és nagyon eltérő eredményekről számolnak be a cement színváltoztató képességével kapcsolatban. Van olyan tanulmány, amely szerint egyes resincementek akár elfogadhatatlan színváltozást is eredményezhetnek a fogpótlás színében (Turgut és Bagis 2013). Egy kutatás azonban foglalkozott magával a rétegvastagsággal is, és azt állapították meg, hogy a cementréteg 0,1 mm-ről 0,3 mm-re való növelése rontja a fogpótlás fizikai tulajdonságait, így az életidejét esetlegesen megrövidíti. Tehát ezt mérlegelve nem éri meg feláldoznunk a restaurátum minőségét a csekély színváltoztatásért, amit a 0,2 mm-es rétegvastagságnövelés okozna (Niu és mtsai 2014).

Összefoglalva láthatjuk, hogy sok tényező befolyásolja a végleges pótlás esztétikáját. Így nagyon fontos a fogorvos és a fogtechnikus közötti megfelelő kommunikáció, hiszen mindkét oldal szükséges ahhoz, hogy a klinikai gyakorlatban sikereket érjünk el, és a páciensek esztétikai igényeit ki tudjuk elégíteni. Az irodalomban található nagyszámú cikk is bizonyítja, hogy a kerámiák végső, ideális optikai hatásának kialakítása a fogorvoslás egyik még megoldatlan kérdése. A CAD/CAM-rendszerek és a fémentes kerámia restaurátumok térnyerésével e kérdések megoldása még égetőbbé vált. Ezek a komplex tényezők felhívják a figyelmet az anyagok, a technológia fejlesztésének a lehetőségére, és arra, hogy a jövőben olyan rendszereket fejlesszenek ki, melyekkel a fogpótlások sokkal tervezhetőbbé válhatnak.

2. Célkitűzés

2.1. A kerámiák fénydinamikai paramétereinek komplex vizsgálata

A CAD/CAM rendszerekhez használatos új típusú kerámiák vizsgálata. A különböző anyagú és színű kerámiák spektrális reflexiójának és transzmissziójának mérése, a CIE színkoordináták és színjellemzők meghatározása.

2.1.1. Üvegkerámiák optikai paramétereinek vizsgálata és elemzése

2.1.1.1. Cirkónium erősítésű lítium-szilikát üvegkerámia (VITA Suprinity, VITA Zahnfabrik)

2.1.1.2. Lítium-diszilikát üvegkerámia (IPS e.max, Ivoclar Vivadent)

2.1.2. Cirkónium-dioxid kerámiák optikai paramétereinek vizsgálata és elemzése

2.1.2.1. Monokromatikus cirkónium dioxid kerámiák vizsgálata (Self-glazed zirconia®, Erran-Tech Ltd., ZircoStar®, Kerox Dental)

2.1.2.2. Multilayer monolitikus cirkónium dioxid kerámiák vizsgálata (Self-glazed zirconia®, Erran-Tech Ltd.)

2.2. Standardizálható mérési módszer kifejlesztése

Iparban gold standardnak számító, nemzetközileg az egyik legelismertebb spektrofotométerrel (PerkinElmer® Lambda 1050 UV/Vis/NIR) standardizálható mérési módszer és a szükséges eszközök kifejlesztése és előállítása.

Kutatásunk célja, hogy a tudomány mai állása szerinti az egyik legfejlettebb spektrofotométer segítségével adatokat kapjunk, melyek pontos, megismételhető és objektív információkkal szolgálnak a monolitikus kerámiákról és a kerámiákból készült restaurátumok színváltozásáról, a fogpótlás vastagsága, a ragasztócement és a csonkanyag színének függvényében.

Nemzetközi szaklapban megjelent publikációinkig ezen eljárással korábban soha nem végeztek még ilyen jellegű analízist.

3. Módszerek

Kutatásunk során különböző gyártók anyagait kívántuk vizsgálni. Méréseket végeztünk az anyagok színével, fedőképességükkel és felületi érdességükkel kapcsolatosan. Különböző transzlucenciájú, különböző vastagságú (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm) kerámia és cirkónium-dioxid monolitikus anyagok vizsgálatát végeztük különböző mintacsonkon, különböző ragasztócementek vizsgálatával.

3.1. Kerámiák

3.1.1. Üvegkerámiák

3.1.1.1. VITA Suprinity

A VITA Suprinity a VITA Zahnfabrik cég által kifejlesztett cirkónium erősítésű lítium-szilikát üvegkerámia. Ez volt az első ilyen összetételű üvegkerámia a piacon. Az anyagotani összetételét a dolgozat elején már ismertettük. Számos előnyös tulajdonsága van, mint a nagyfokú terhelhetőség, egyszerű felhasználhatóság, széli zárás pontossága, és megbízhatóság. Emellett a cég kiemelkedő esztétikai eredményt is ígér, ami a színek természetes játékában, a kiváló opaleszcenciában és a természetes fogakéhoz hasonló fluoreszcencia képességében nyilvánul meg. A termék nyolc különböző színben (0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C3, D2) és két különböző transzlucenciában (T- alacsony transzlucencia, HT- magas transzlucencia) érhető el. Ezt a fajta üvegkerámiát 18x14x12 mm-es kerámiablokkokban hozzák forgalomba (21. ábra). Indikációs területük az inlayek, onlayek, sósó koronák (implantátumokra is az anterior és posterior régióban). A kiváló fizikai tulajdonságaiknak, a nagy stabilitásnak és keménységnek köszönhetően a

manapság egyre nagyobb teret nyerő CAD/CAM-eljárással munkálhatóak meg (Vitasuprinity).



21. ábra Vita Suprinity tömbök (Vitasuprinity)

Kutatásunk során A1-es színű, T- és HT-transzrucenciájú kerámiablokkokból készítettünk 12x14 mm-es kerámiaszeleteket keményszövet mikrotom (Hofer ZAT-75) segítségével, 5 különböző rétegvastagságban (0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm; 2,5) (22. ábra).



22. ábra Levágott és felületkezelt A1-es színű, alacsony (T, fent) és magas (HT, lent) transzrucenciájú, 12x14 mm-es VITA Suprinity kerámiaszeletek 0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm; 2,5 mm-es rétegvastagságban (saját ábra)

A Budapesti Műszaki Egyetem Optikai Laboratóriumában a felületkezelést 10 és 40 mikrométeres, bronzba ágyazott szintergyémánt csiszoló korongokkal, Pellon-koronggal és Buehler MetaDi™ Supreme 1 mikrométeres, vizes bázisú gyémántsuszpenzió segítségével végeztük (23. ábra). Ezzel a kezeléssel teljesen homogén struktúrát voltunk képesek elérni, az esetlegesen sérült, repedt vagy karcos szeletek nem kerültek felhasználásra. A pontos méretet Mitutoyo Digimatic IP65 digitális tolómérővel ellenőriztük (24. ábra).



23. ábra A felület kezeléséhez felhasznált anyagok. A bal oldali képen a gyémántsuszpenzió, jobb oldalon a bronzba ágyazott szintergyémánt korong (fent) és a Pellon-korong (lent) látható (saját ábra)



24. ábra Mitutoyo Digimatic IP65 digitális tolómérő (saját ábra)

3.1.1.2. IPS e.max

Vizsgálatunkhoz az IvoclarVivadent cég által forgalmazott IPS e.max CAD lítium-diszilikát kerámiatömböket használtunk fel. Magas keménységű anyag, klinikailag jól használható, és széles indikációs spektrummal rendelkezik (25. ábra).



25. ábra IPS e.max CAD/CAM-eljárással készült korona (saját ábra)

Az anyagot kerámiablokkokban hozzák forgalomba, amelyből többféle méret létezik (26. ábra). A Vita Classic árnyalataiban (A-D) érhető el, és megkülönböztetünk alacsony (LT), közepes (MT) és magas (HT) transzluenciájú tömböket.



26. ábra Különböző méretű IPS e.max CAD kerámiablokkok. (IvoclarVivadent)

Kutatásunkhoz A1-es színű alacsony (LT) és magas (HT) transzluenciájú tömbökből készítettünk 12x14 mm-es kerámiaszeleteket a már korábban ismertetett módon (Ivoclarvivadent) (27. ábra).



27. ábra Levágott és felületkezelt IPS e.max CAD A1-es színű, alacsony (LT, fent) és magas (HT, lent) transzlucenciájú, 12x14 mm-es kerámiaszeletek 0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm; 2,5 mm-es rétegvastagságban (saját ábra)

3.1.2. Monolitikus cirkónium-dioxid kerámiák

3.1.2.1. Erran Tech Ltd.® Self-glazed zirconia®

Kutatásunk során az Erran-Tech Ltd.® cég Self-glazed zirconia® típusú cirkónium-dioxid kerámiáit vizsgáltuk (28. ábra és 29. ábra). A CAD/CAM eljárással feldolgozható tömbökből három eltérő színárnyalatú, 12x14 mm-es szeleteket kaptunk a gyártótól. A gyártó „WHITE”, „A2P1” és a „A2M” nevű termékeit vizsgáltuk. A „WHITE” egy fehér színű, színezetlen cirkónium-dioxid alapú kerámia, az „A2P1” kerámia a cég által A2-nek nevezett homogén anyag, míg a „A2M” egy multilayer típusú anyag. A mintákat ötféle rétegvastagságban készítettük el és vizsgáltuk (0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm; 2,5 mm).



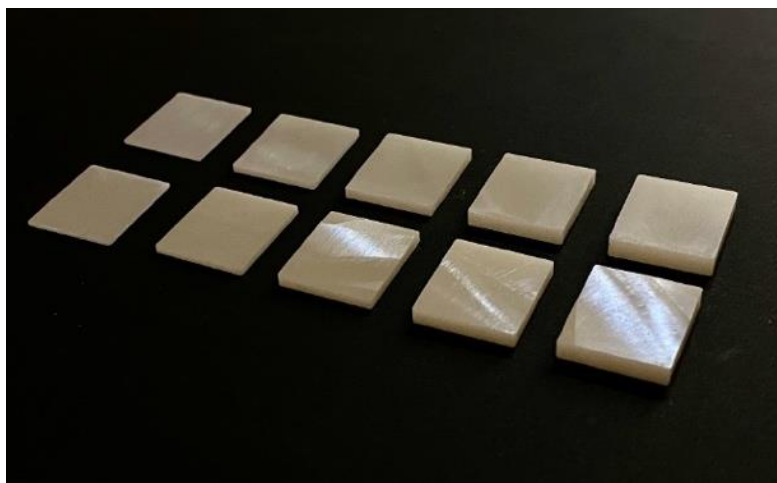
28. ábra A felhasznált kerámiák (fentről lefelé): A2M; A2P1; WHITE (saját ábra)



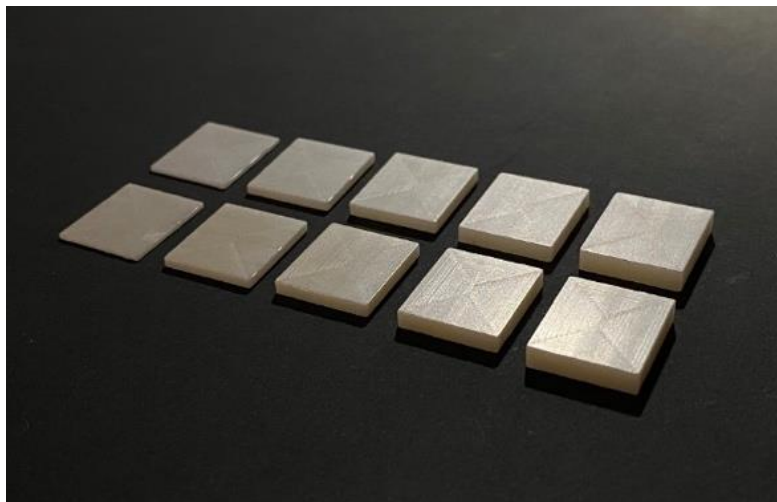
29. ábra A felhasznált kerámiák (fentről lefelé): A2M; A2P1; WHITE (saját ábra)

3.1.2.2. Kerox Dental® Zircostar®

Kutatásunkhoz a Kerox Dental által gyártott cirkónium-dioxid kerámiát is felhasználtunk. A1-es színű, két különböző transzparenciájú tömbökből faragott, 12x14 mm-es, 5 különböző rétegvastagságú (0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm; 2,5 mm), polírozott és polírozatlan felszínű kerámiaszeleteket vizsgáltunk. A magas transzlucenciájú kerámiaszeletek a HT, az ultramagas transzlucenciájú minták az UHT jelölést kapták a gyártótól (30. ábra és 31. ábra).



30. ábra Kerox Dental® Zircostar®polírozott felszínű kerámia (saját ábra)

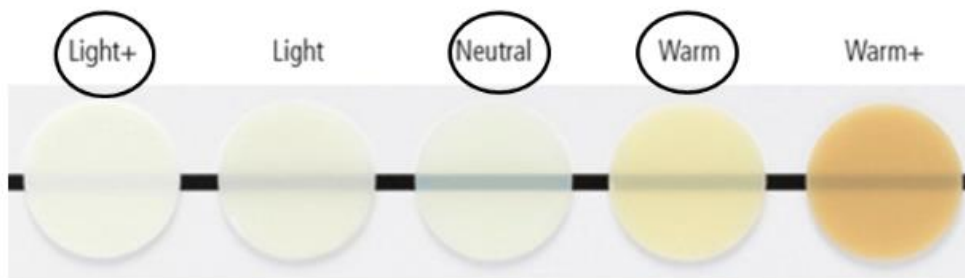


31. ábra Kerox Dental® Zircostar®polírozatlan felszínű kerámia (saját ábra)

3.2. Próbacementek

Egy 2011-ben készült kutatás alapján a rögzített fogpótlásokhoz használt ragasztócementek képesek befolyásolni az elkészült fogmű végleges esztétikáját (Chaiyabutr és mtsai 2011). A fogászati anyagokat gyártó cégek „próbacementeket” is forgalomba hoznak, melyek segítségével, a beragasztani kívánt restaurátum esztétikája a végleges behelyezés előtt ellenőrizhető. Általánosságban elmondható a próbacementekről, hogy színük nagymértékben hasonlít a ragasztócementek színéhez. (Vaz és mtsai 2016).

Vizsgálatainkhoz az Ivoclar Vivadent® cég által gyártott Variolink Esthetic Try-In próbacementet használtuk.



32. ábra A Variolink Esthetic próbacement öt különböző árnyalata. Bekarikázva a kutatáshoz használt három árnyalat látható (Ivoclarvivadent)

A Variolink Esthetic Try-In próbacement jelenleg ötféle színben kapható a kereskedelmi forgalomban (32. ábra). Az öt szín a „Light, Light+, Neutral, Warm, és Warm+”. A „Neutral” a legtranszluensebb, ennek használatával a beragasztást követően a pótlás színe nem változik. A „Light és Light+” opakabb árnyalatúak, melyek képesek világosítani a beragasztott restaurátumot, a „Warm és Warm+” pedig sötétíteni tudja az elkészült fogpótlást.

Kutatásunkhoz a gyártó szerint a három leggyakrabban alkalmazott színt használtuk fel, a transzparens „Neutral”-t, a sárgás árnyalatú „Warm”-ot és a legopakabb „Light+”-t (33. *ábra*).

A cement színének befolyásoló hatását is vizsgáltuk a méréseink során.

A próbacementek tartalmaznak festékanyagokat és ásványi töltőanyagokat (mineral fillers). Bázisanyaguk a glicerín, vízzel könnyen lemoshatók a felületről, így a kerámiák bármennyi méréshez felhasználhatóvá váltak tisztítás után (Ivoclarvivadent).



33. ábra A kutatás során felhasznált három Variolink Esthetic próbacement árnyalat (saját ábra)

3.3. Csonkanyagok

A fogászati anyagokat gyártó cégek előállítanak különböző, a preparált csonkok színét imitáló kompozit anyagokat is. A „csonkszín kulcsok” segítik a mindennapi munkát, a fogorvos ki tudja választani a páciens preparált csonkjának színéhez legközelebb álló árnyalatot. Ez szükséges információ a fogtechnikus számára, mert egyszerűbben modellezheti az adott esetben akár nagymértékben elszíneződött csonkot. A csonkszínkulcsokban a leggyakrabban előforduló csonkszín árnyalatok találhatóak meg.

3.3.1. VITA® Simulate Preparation Material

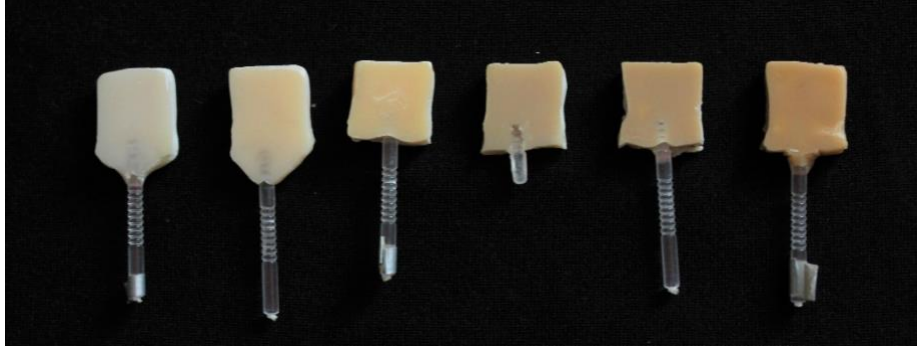
A VITA® cég által gyártott Simulate Preparation Material hatféle színben, tubusokban kerülnek forgalomba, analóg módon a VITA® 3D Master fogszínkulcs színeivel (34. ábra).



34. ábra VITA Simulate Preparation Material csonkszín kulcs

(Vitasimulate). A kapható színek a VITA® 3D Masterhez hasonló jelöléseket kaptak, egy „S” betű kiegészítésével, ami a „Simulate Preparation Material” rövidítésére utal (0M1S,

1M1S, 2M3S, 3M2S, 4M3S, 5M3S). Ezen anyagok segítségével modellezni lehet a preparált csonk színét.



35. ábra VITA® Simulate Preparation Material mintacsonkok (saját ábra)

Vizsgálatunkhoz a csonk szimulálására tömböket készítettünk, melyekre pontosan illeszkedtek a mérendő kerámialapok (35. ábra). A kötés előtt műanyag stiftekkel láttuk el a csonkszíneket imitáló blokkokat, majd a gyártó ajánlása szerint 350-500 nm hullámhosszúságú fényforrással rendelkező polimerizációs lámpát (Dreve Eyevolution, Dreve Otoplastik GmbH, Németország) használtunk az anyagok polimerizálására.

3.3.2. IPS Natural Die Material

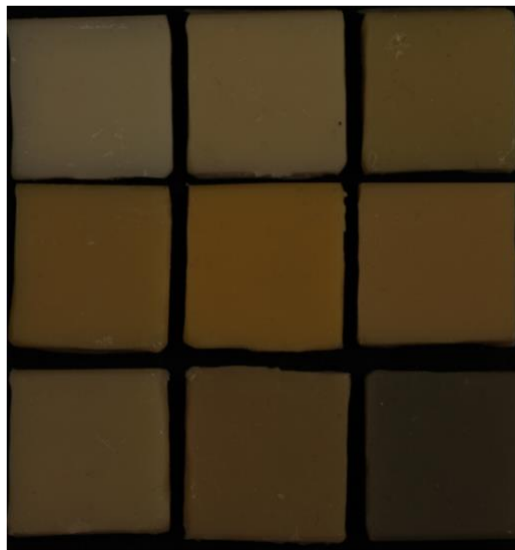
Az IPS Natural Die Material a VITA Simulate Preparation Materialhoz hasonló, fényre kötő, szintén a preparált csonk színének szimulálására használt, az IvoclarVivadent által forgalomba hozott kompozit anyag, mely 9 színben van forgalomban (36. ábra).



36. ábra IPS Natural Die Material fogszín kulcs (IvoclarVivadent)

Kilencféle színben elérhető (ND1, ND2, ND3, ND4, ND5, ND6, ND7, ND8, ND9). Az anyagot szettekben hozzák fogalomba, amelyhez csonkszín kulcsot, tartóeszközöket és egy szeparáló folyadékot (IPS Natural Die MaterialSeparator) is mellékel a gyártó cég (Ipsnaturaldie).

Kutatásunkhoz a csonkanyagból téglalap alakú szimulált csonkokat készítettünk olyan méretben, hogy a már korábban említett 12x14 mm-es kerámiaszeleteket rá tudjuk majd illeszteni. A formázás és méretezés után az anyagot polimerizációs lámpával megvilágítottuk (37. ábra).



37. ábra IPS Natural Die Material anyagból készült szimulált csonkok kilencféle színárnyalatban (saját ábra)

3.3.3. Fémtartalmú csonkanyagok

Az implantáció és az implantációs protetika fejlődésével egyre nagyobb problémát jelent a különböző implantátumfejek megfelelő, esztétikailag is elfogadható fedése.

A titán és az egyre elterjedtebb titán-nitrid implantátumfejek maszkolása a fogorvosok mindennapi munkájában komoly gondot okoz, ezek a fém felszínek nem minden fémmentes korona anyaggal fedhetők el teljes mértékben.

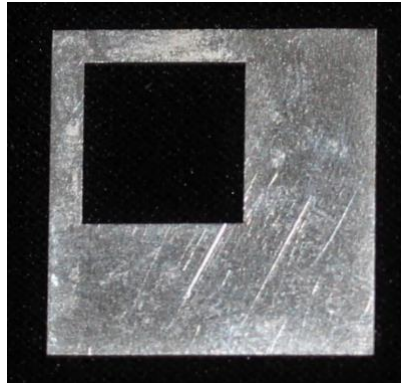


**38. ábra Fémtartalmú csonkanyagok (balról-jobbra) CoCr;
Au-színű; Zr (saját ábra)**

Ugyan léteznek már esztétikus, cirkónium-dioxid implantátumfejek, de ezek széleskörű és biztonságos használata még nem minden esetben megoldott. Mivel a csonkszín befolyásoló tényezőként szerepelt kutatásunkban, ezért készítettünk és használtunk kobalt-króm, arany színű és cirkónium-dioxid csonkanyagokat is a méréseink során (38. ábra).

3.4. Helyfenntartó lemez

A CAD/CAM-technológia használata során a vizsgálatok szerint (Alqahtani, 2017) ideálisan körülbelül 100 μm szélességű rés keletkezik a készülő korona és a preparált csonk között.



39. ábra Helyfenntartó lemez (saját ábra)

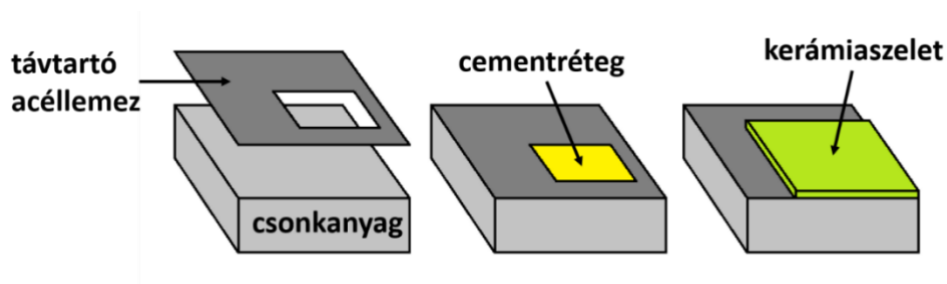
Tehát megközelítőleg 100 μm vastagságú cementréteg rögzíti a kerámiát a fogszövethez. Vizsgálatunk során a fent említett adatot figyelembe véve, a Budapesti Műszaki Egyetem munkatársainak segítségével, 100 μm vastagságú rozsdamentes acéllemezbe négyzet alakú nyílást is készítettünk egy speciális lézervágóval (39. ábra).

Az így elkészített helyfenntartó acéllemezt a csonkanyag és a kerámiaszelet közé helyezve a lemezen található nyílásnak megfelelő területen biztosítottuk a helyet a 100 μm vastagságú cementréteg számára.

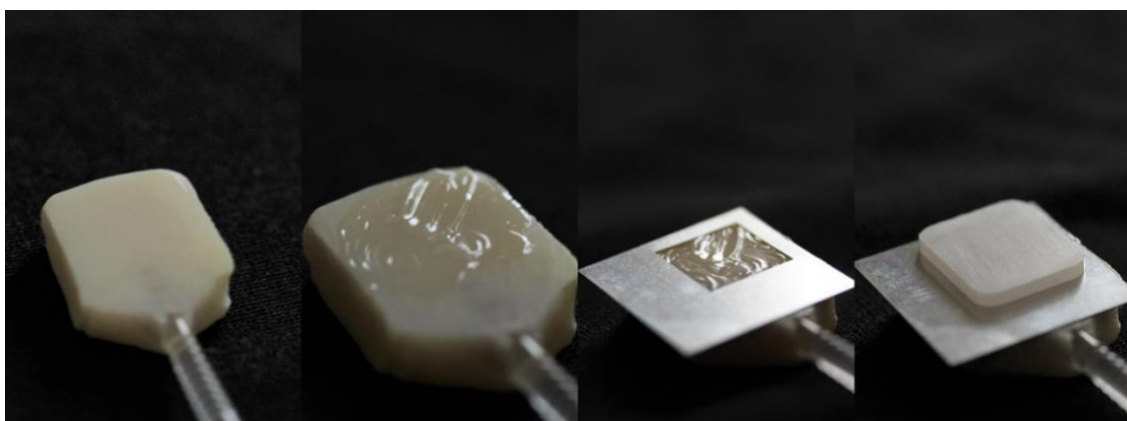
3.5. Vizsgálat leírása

3.5.1. Mintaelőkészítés

Mintáink előkészítését rétegzési technikával végeztük. A csonkanyagra próbacementet fecskendeztünk, majd ráhelyeztük a távtartó acéllemezt. A távtartó segítségével pontosan 100 μm vastagságú próbacement jutott a csonkanyag és a kerámia közé. Az így elkészült csonkanyagra ráhelyeztük a mérendő kerámialapot, majd a lejjebb leírtaknak megfelelően megkezdjük a mérési folyamatot (40. ábra és 41. ábra).



40. ábra Mintakészítés sematikus ábrázolása (saját ábra)



41. ábra Mintakészítés a valóságban (saját ábra)

3.5.2. Próbacementek kiválasztása

A Variolink Esthetic Try-In próbacementek közül 3 különböző színűt használtunk a kutatásunk során, ezek a „Light+”, „Neutral”, illetve „Warm”. Ezen próbacementek optikai színbefolyásoló hatását is vizsgáltuk.

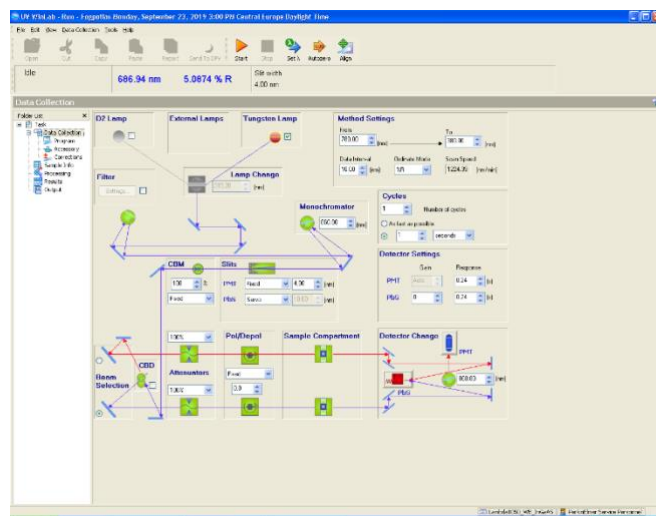
Az üvegkerámiák esetében a háromféle próbacement összevetését úgy végeztük, hogy kiszámítottuk a referenciamintától való színeltérését 3 olyan mintának, melynek összeállítása a próbacement kivételével állandó volt. Tehát ugyanazt a kerámiaszeletet és csonkanyagot mind a három próbacementtel kombináltuk. Ezt az összes kerámiaszelet-csonkanyag kombináció mellett megtettük, így kaphattunk átfogó képet a próbacement befolyásoló hatásáról.

Az Erran-Tech Ltd.® cég Self-glazed zirconia® estében is megvizsgáltuk a próbacementek színváltoztató hatását. Ebben az esetben csak az 1,5 mm rétegvastagságú WHITE cirkónium-dioxid kerámia ΔE értékeire fókuszáltunk. A mérésekhez jelen helyzetben is „Light+”, „Neutral”, illetve „Warm” cementet használtunk.

A Kerox® Zircostar® esetén a próbacementek hatását nem vizsgáltuk.

3.5.4. Optikai paraméterek vizsgálati módszere

Méréseinket a korábban említett *PerkinElmer® Lambda 1050 UV/Vis/NIR* készülékkel végeztük, amely során 380 nm ↔ 780 nm hullámhossztartományban 10 nm-es léptékekkel dolgoztunk. A berendezés beállításához az Optikai Laboratórium munkatársainak segítségét vettük igénybe (42. ábra).



42. ábra Az általunk használt beállítások (saját ábra)

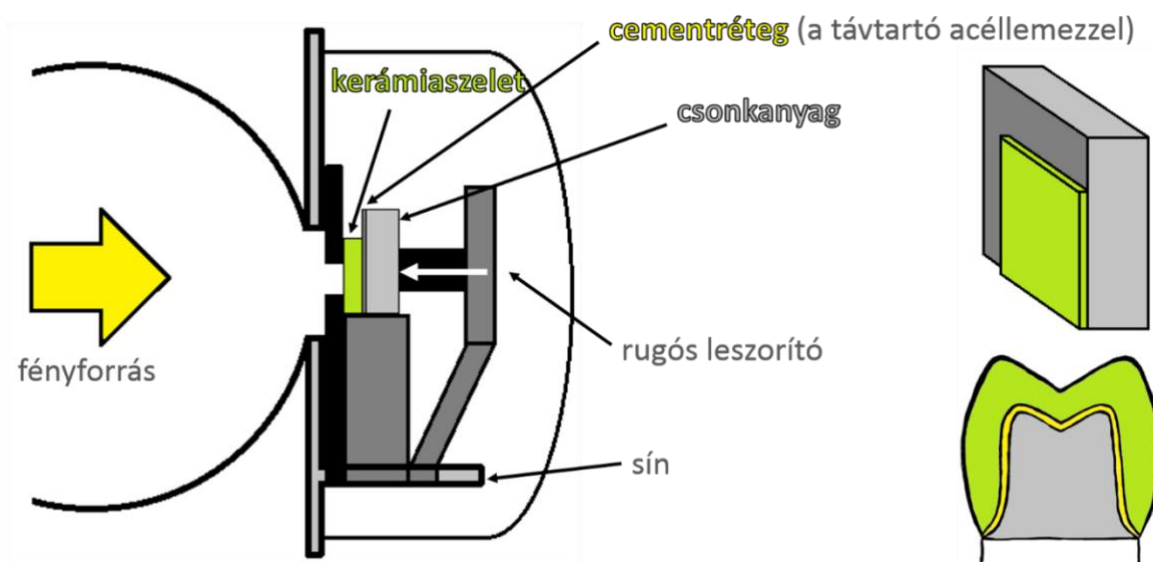
Minden mérési napon a minták mérése előtt kalibráltuk a készüléket a gyártó által előírt módon.



43. ábra BaSO₄ bevonatú kalibráló korong (saját ábra)

Ehhez egy speciális, hitelesített bárium-szulfát bevonatú korongot használtunk, amivel 100%-os reflexiót értünk el. A mérések során egy 10 mm átmérőjű, szintén BaSO₄ bevonatú apertúrát használtunk (43. ábra).

Az előkészített mintát (szendvicset) a spektrofotométer mintatartó rekeszében található sínre rögzülő, általunk, a méréshez fejlesztett és gyártott fém tartóállványra helyeztük. Az állvány a mintát pontosan az apertúra nyílásához pozicionálta (a kerámiaszelet nézett az apertúra irányába). Rugós lezorító szerkezet segítségével biztosítottuk a pozicionált minta helyben maradását. A mintatartó rekeszt ezután a készülék mágnesesen rögzülő fedelével zártuk le. A mérés végeztével a mintát darabjaira bontottuk, és vízzel tisztítottuk, ugyanis az alkalmazott próbacementek vízdékonyak voltak. (44. ábra).



44. ábra A mérés menetének sematikus ábrája (bal oldalon) és egy előkészített minta (jobb oldalon) (saját ábra)

A minta a mintatartón 8 fokos szögben illeszkedik a belső integrálógömb felszínére, ezzel biztosítva a teljes reflexió létrejöttét. Ezt követően mintánként háromszor ismételtük a mérést.

A preparált minták nevét egy kód képezte, amely tartalmazta a kerámia típusát és rétegvastagságát, valamint a ragasztócement színét és a csonk anyagát. A csonkanyagok jelölése a következő: 0M1S=01; 1M1S=11; 2M3S=23; 3M2S=32; 4M3S=43; 5M3S=53;

ND1=1; ND2=2; ND3=3; ND4=4; ND5=5; ND6=6; ND7=7; ND8=8; ND9=9; kobalt-króom=CoCr; arany színű=Au; cirkónium-dioxid=Zr. Pl: „X” nevű 2,0 mm vastagságú kerámia, „Neutral” ragasztócementtel az arany színű csonkon egyenlő: „X.2.0_N_au”. A második mérés esetén a csonkanyagot a „re”, a harmadik mérés során pedig a „rere” követte, így a későbbi kiértékelés során az adatok könnyedén kezelhetők voltak.

Az üvegkerámiák esetében:

- ◆ VITA Suprinity 10-féle kerámiaszeletét 3-féle próbacementtel (Variolink Esthetic Try-In Light+, Neutral, Warm) és 9-féle csonkanyaggal (6-féle VITA Simulate Preparation Material és 3-féle fémtartalmú csonkanyag) kombináltuk.
- ◆ IPS e.max 10-féle kerámiaszeletét 3-féle próbacementtel (Variolink Esthetic Try-In Light+, Neutral, Warm) és 12-féle csonkanyaggal (9-féle IPS Natural Die Material és 3-féle fémtartalmú csonkanyag) kombináltuk.

Minden mérésünket 3-szor ismételtük, így összesen $3 \times [(10 \times 3 \times 9) + (10 \times 3 \times 12)] = 1890$ mérést végeztünk el.

A cirkónium-dioxidok esetén:

- ◆ Erran-Tech Ltd.® cég Self-glazed zirconia® 15 db kerámiaszeletét, 2-féle cementet (Variolink Esthetic Try-In Neutral, Warm) 9-féle csonkanyaggal (6-féle VITA Simulate Preparation Material és 3-féle fémtartalmú csonkanyag) kombináltunk.
- ◆ Kerox Dental 10 db kerámiaszeletét, 1-féle cementet (Variolink Esthetic Try-In Neutral) 9-féle csonkanyaggal (6-féle VITA Simulate Preparation Material és 3-féle fémtartalmú csonkanyag) kombináltunk.

Minden mérést háromszor ismételtünk, így összesen $3 \times [(10 \times 1 \times 9) + (15 \times 2 \times 9)] = 1050$ mérést végeztünk el.

Össességében a kutatásunkhoz 2940 mérést végeztünk.

3.5.5. Statisztikai analízis módszere

A nyers adatokat statisztikus segítségével, a Microsoft® Excel szoftvert használva dolgoztuk fel. Számításinkhoz a 2000 óta érvényben lévő, legújabb CIE/ISO fénytechnikai szabvány szerinti CIEDE2000 képletet alkalmaztuk (CIE, 2000) (Ghinea és mtsai 2010) (45. ábra). A képlet segítségével kiszámoltuk a deltaE (továbbiakban: ΔE) értéket. Az adott mintát mindig a választott referenciaminta paramétereivel hasonlítottuk össze, így az adott minta és a referenciaminta színekülönbségét kaptuk meg ΔE -értékként.

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

45. ábra CIEDE 2000 képlet (CIE)

Ahhoz, hogy a ΔE értékek információként szolgáljanak, meg kell adnunk az észlelhetőségi (0,8 ΔE) és az elfogadhatósági küszöbértéket (1,8 ΔE) (Paravina és mtsai 2015).

A mintánként elvégzett 3 mérés eredményéből szórást számítottunk és meghatároztuk a konfidencia-intervallumot, melyet az eredményeket tartalmazó grafikonon jelöltünk.

A statisztikai értékelés során Shapiro-Wilk teszttel állapítottuk meg, hogy a kapott adatok normál eloszlást mutatnak-e. Ezt követte egy négyzetes variáncianalízis (ANOVA). A lineáris regressziós modell vizsgálati szempontjai: csonkszín, kerámiaszín, kerámiavastagság.

Referencia mintáink:

A VITA Suprinity kerámiaszeleteket tartalmazó minták mérései során az 1,5 mm vastagságú, transzlucens (T) VITA Suprinity kerámiaszeletből, neutral próbacementből és 2M3S kompozit csonkanyagból álló minta mérési eredményeit tekintettük referenciának (1,5T_N_23).

Az IPS e.max kerámiaszeleteket tartalmazó minták mérései során pedig az 1,5 mm vastagságú, alacsony transzlucenciájú (LT) IPS e.max kerámiaszeletből, neutral próbacementből és ND2 kompozit csonkanyagból álló mintát vettük viszonyítási alapnak. (1,5LT_N_2).

Az Self-glazed zirconia® esetében referenciaként az A2P1 1,5 mm rétegvastagságú kerámiát 2M3S csonkon használtuk „Warm” cementtel (1,5 A2P1_W_23).

A Kerox® Zircostar® esetén az UHT 1,5 mm rétegvastagságú kerámia, a 2M3S csonkon, Neutral cementtel a referencia (1,5UHT_N_23).

4. Eredmények

4.1. Kerámiák

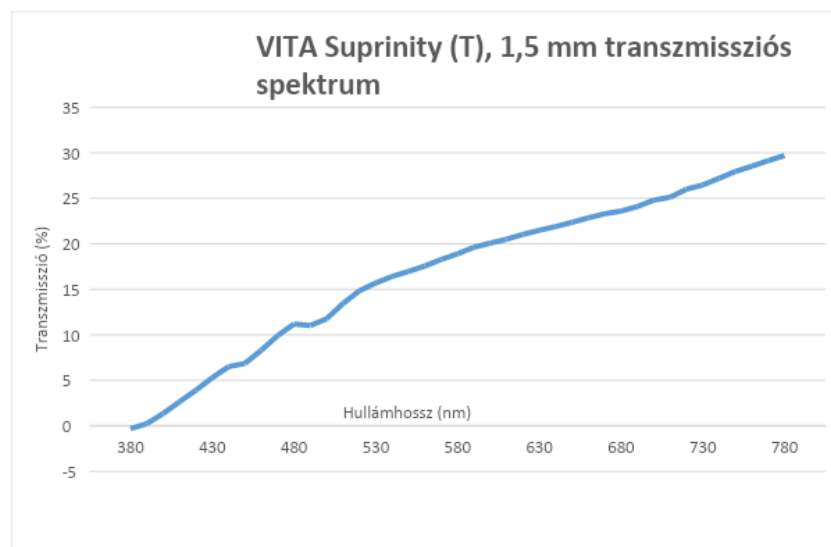
4.1.1. Üvegkerámiák optikai vizsgálata

4.1.1.1. A VITA Suprinity minták vizsgálata

4.1.1.1.1. A VITA Suprinity alacsony (T) és magas transzluenciájú (HT) üvegkerámiák transzmissziós és reflexiós spektruma

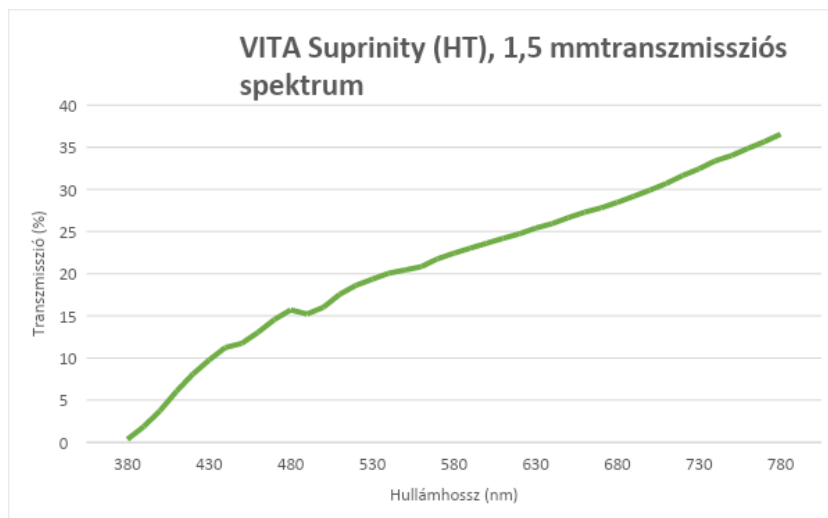
A réteges minták reflexiós vizsgálata előtt a VITA Suprinity üvegkerámia T- és HT-szeleteit önmagukban is alávetettük transzmissziós és reflexiós méréseknek (Fehér D. 2018).

Az alábbi ábrán (46. ábra) a VITA Suprinity 1,5 mm-es T-kerámiaszelet transzmissziós spektruma látható. Az x-tengelyen a hullámhosszt jelöltük nm-értékekben, az y-tengelyen pedig a transzmisszió %-os értékeit.



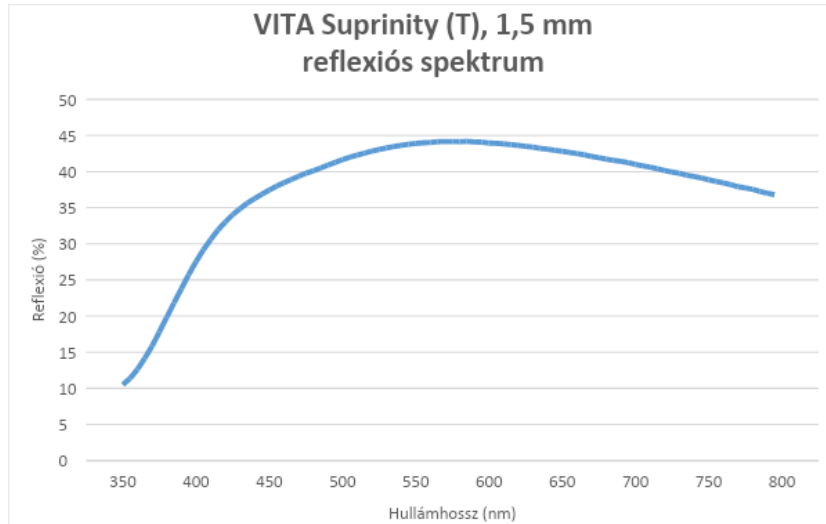
46. ábra VITA Suprinity 1,5 mm-es T-kerámiaszelet transzmissziós spektruma (saját ábra)

A következő ábra (47. ábra) a VITA Suprinity 1,5 mm-es HT-kerámiaszelet transzmissziós spektrumát mutatja. A tengelyjelölések megegyeznek a 57. ábra tengelyjelöléseivel.



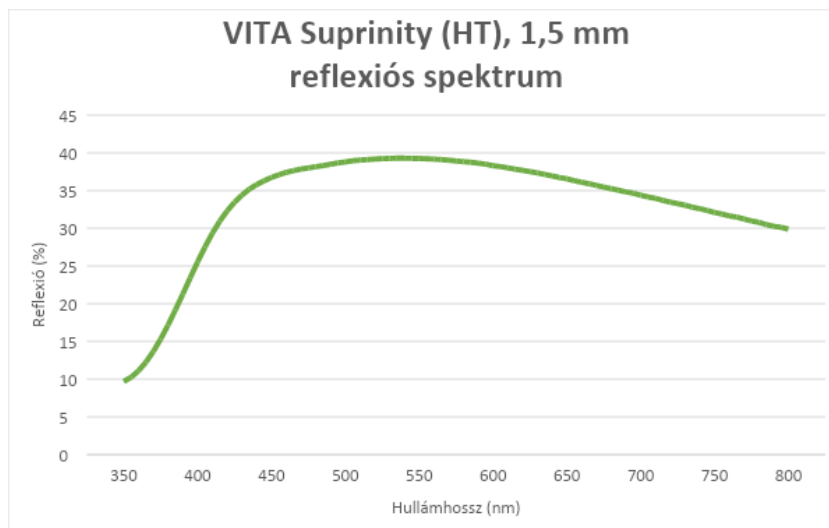
47. ábra VITA Suprinity 1,5 mm-es HT-kerámiaszelet transzmissziós spektruma (saját ábra)

Az alábbi diagramon (48. ábra) a VITA Suprinity 1,5 mm-es T-kerámiaszelet reflexiós spektruma látható. Az x-tengelyen a hullámhosszt jelöltük nm-értékekben, az y-tengelyen pedig a reflexió %-os értékeit.



48. ábra VITA Suprinity 1,5 mm-es T-kerámiaszelet reflexiós spektruma (saját ábra)

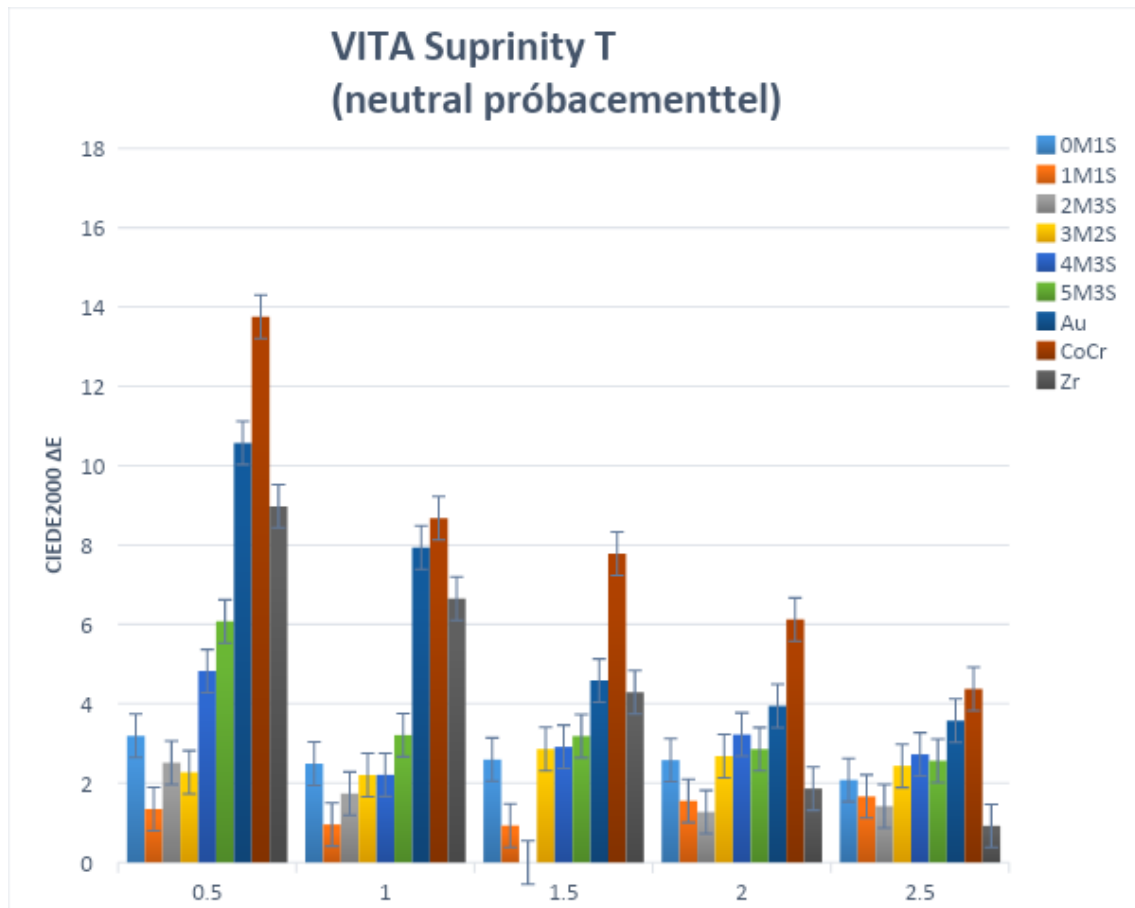
A következő ábra (49. ábra) a VITA Suprinity 1,5 mm-es HT-kerámiaszelet reflexiós spektrumát mutatja. A tengelyjelölések megegyeznek a 48. ábra tengelyjelöléseivel.



49. ábra VITA Suprinity 1,5 mm-es HT-kerámiaszelet reflexiós spektruma (saját ábra)

4.1.1.1.2. VITA Suprinity réteges minták reflexiós vizsgálata

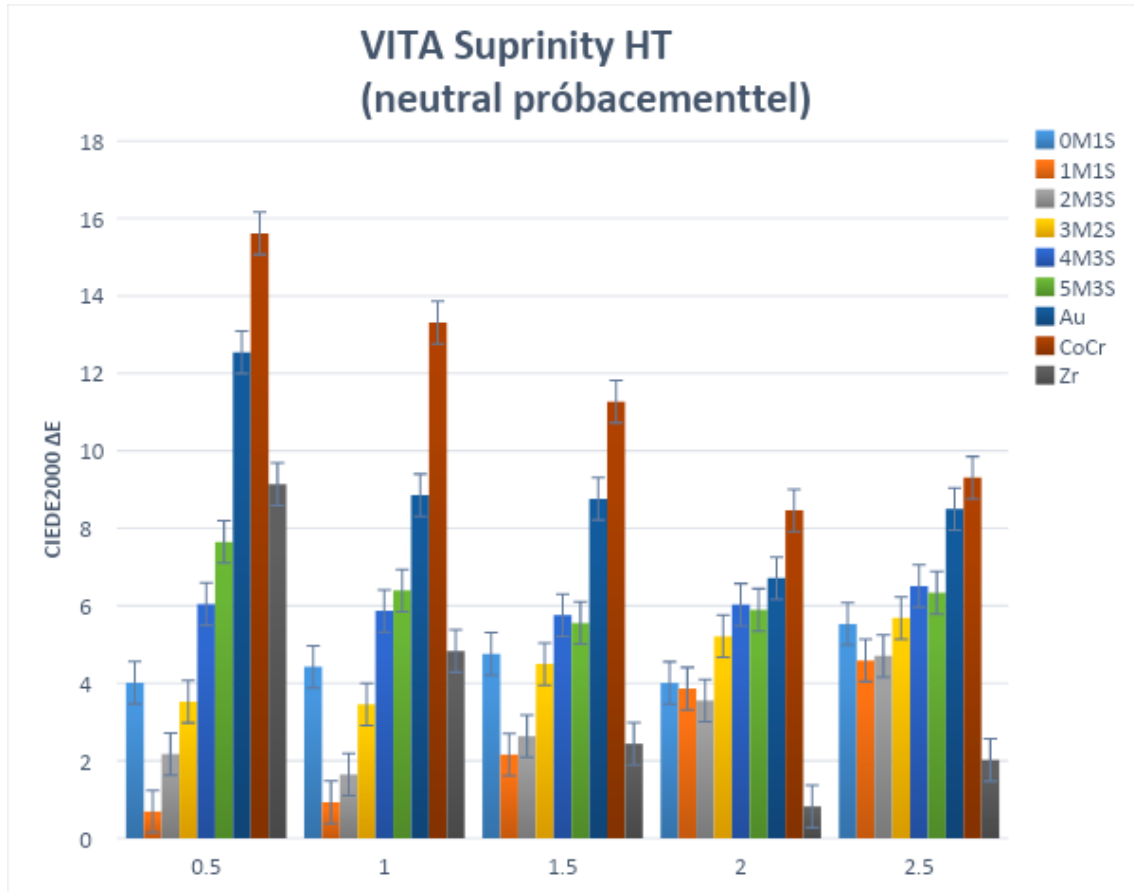
Az alábbi ábrán (**50. ábra**) láthatók a neutral árnyalatú próbacementtel rögzített VITA Suprinity alacsony transzlucenciájú (T), cirkónium erősítésű lítium-szilikát üvegkerámia-szeletek mérési eredményei (Fehér D. 2018).



50. ábra VITA Suprinity alacsony transzlucenciájú (T) szeletek vizsgálata (saját ábra)

Az y-tengelyen a referenciamintához (1,5 mm-es VITA Suprinity T-kerámiaszelet, neutral próbacement, 2M3S csonkanyag) viszonyított, CIEDE2000-formula segítségével számított ΔE -értékek láthatók. Az x-tengelyen a VITA Suprinity kerámiaszeletek vastagságát tüntettük fel milliméter-értékekben. A különböző mintacsonkokat más és más szín jelöli az oszlopdiagramon.

A következő diagramon (51. ábra) a neutral árnyalatú próbacementtel rögzített VITA Suprinity magas transzlucenciájú (HT) kerámiaszeletek mérési eredményei láthatók.



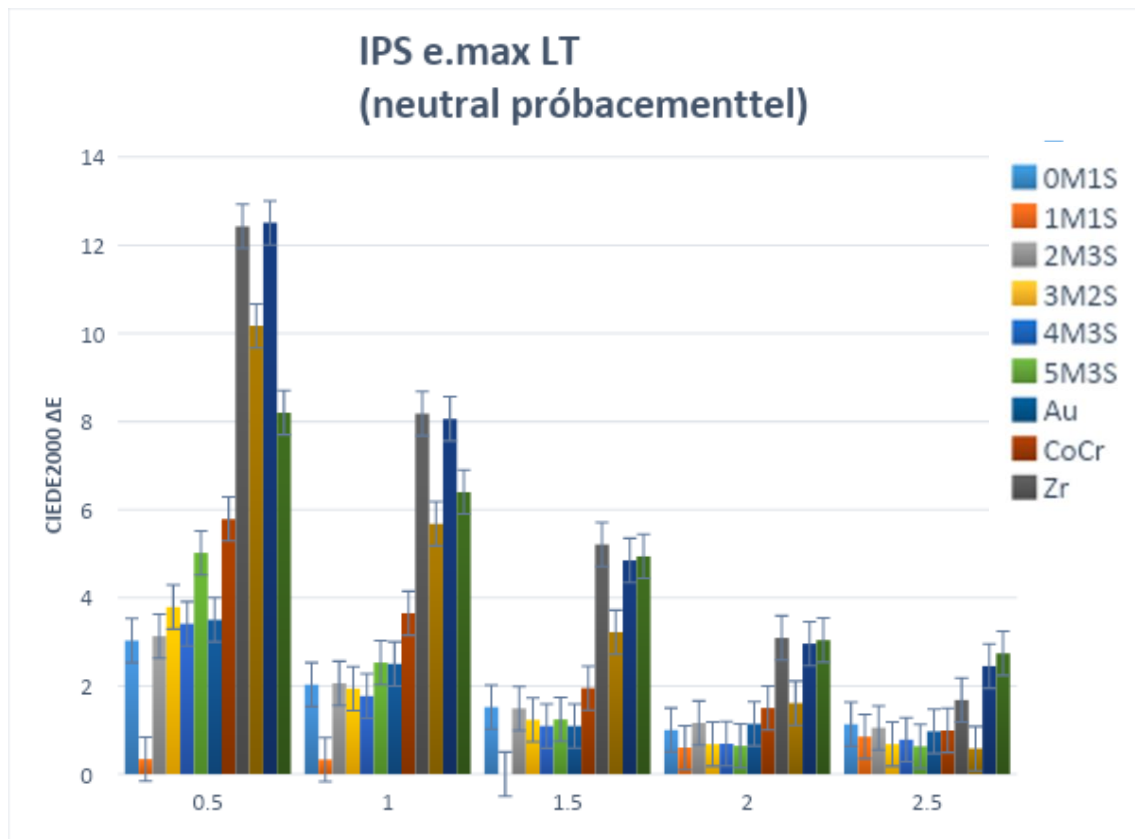
51. ábra VITA Suprinity magas transzlucenciájú (HT) szeletek vizsgálata (saját ábra)

Az y- és x-tengelyek jelölései megegyeznek a VITA Suprinity transzlucens (T) kerámiaszeletek mérési eredményeit ábrázoló diagram tengelyjelöléseivel.

4.1.1.2. IPS e.max minták vizsgálata

4.1.1.2.1. IPS e.max réteges minták reflexiós vizsgálata

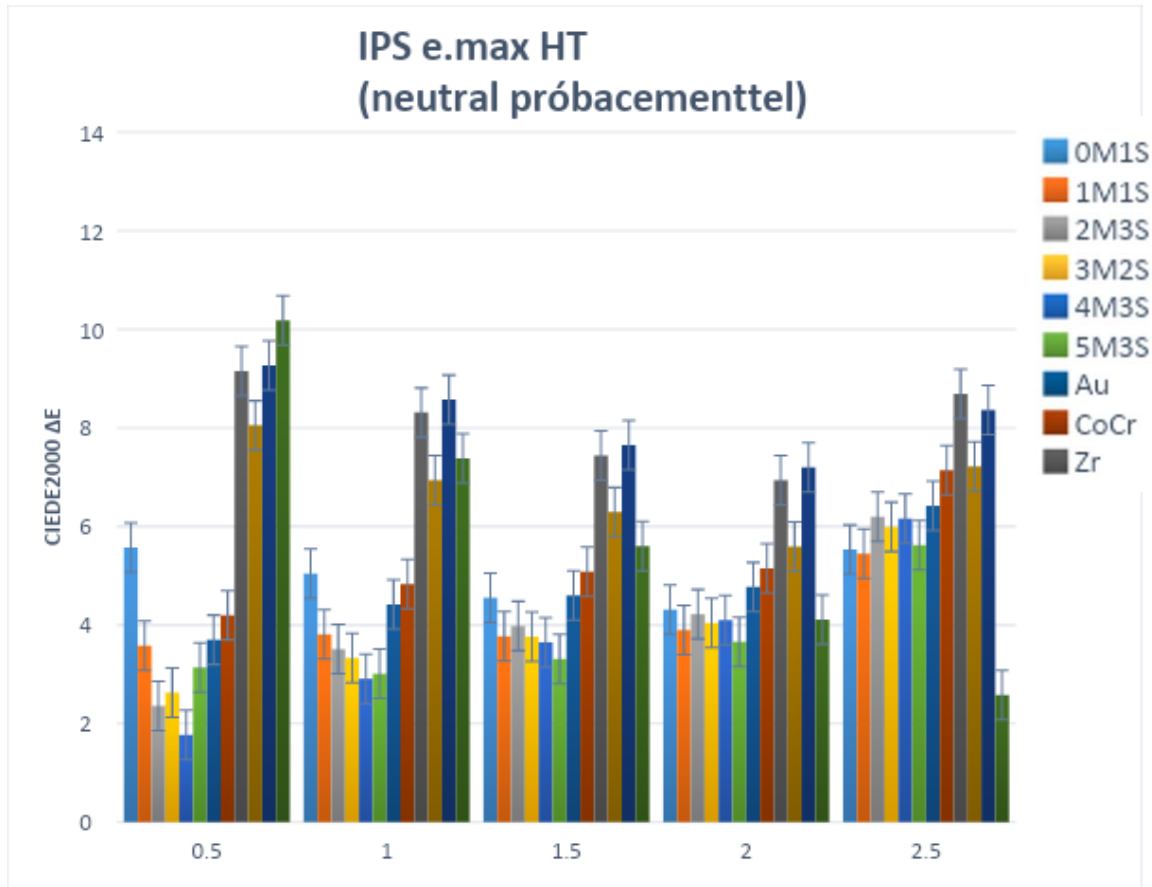
Az alábbi diagramon (52. ábra) a neutral árnyalatú próbacementtel rögzített IPS e.max alacsony transzlucenciájú (LT) lítium-diszilikát üvegkerámia-szeletek mérési eredményei láthatók (Fehér D. 2018).



52. ábra IPS e.max alacsony transzlucenciájú (LT) szeletek vizsgálata (saját ábra)

Az y-tengelyen ez esetben az IPS e.max kerámiaszeletek méréseihez választott referenciamintához (1,5 mm-es IPS e.max LT-kerámiaszelet, neutral próbacement, ND2 csonkanyag) viszonyított, CIEDE2000-formula segítségével számított ΔE -értékek láthatók. Az x-tengelyen az IPS e.max üvegkerámia-szeletek vastagságát tüntettük fel milliméter-értékekben. A különböző mintacsonkok méréseit eltérő színű oszlopokkal tüntettük fel a diagramon.

A következő ábrán (53. ábra) a neutral árnyalatú próbacementtel rögzített IPS e.max magas transzlucenciájú (HT) üvegkerámia-szeletek mérési eredményeit mutatjuk.



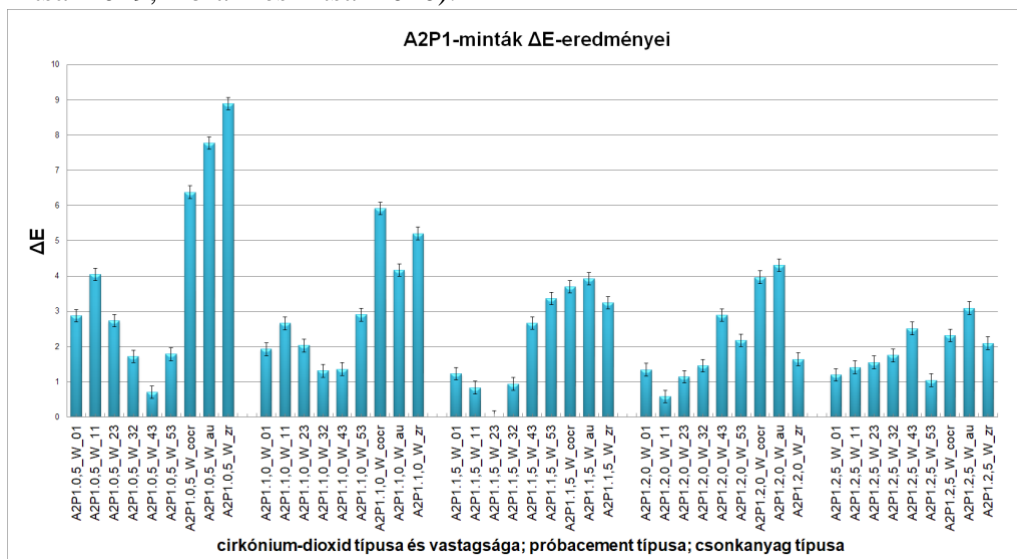
53. ábra IPS e.max magas transzlucenciájú (HT) szeletek vizsgálata (saját ábra)

Az y- és x-tengelyek jelölései megegyeznek az IPS e.max alacsony transzlucenciájú (LT) kerámiaszeletek mérési eredményeit ábrázoló diagram tengelyjelöléseivel.

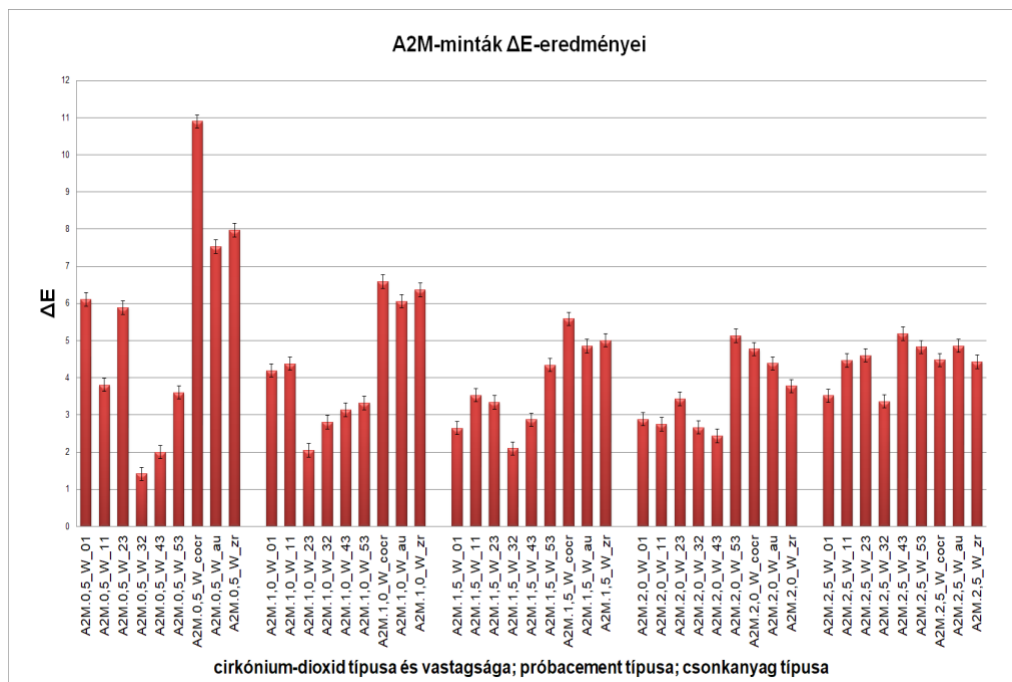
4.1.2. Cirkónium-dioxid kerámiák optikai vizsgálata

4.1.2.1. Erran-Tech Ltd.® Self-glazedirconia® cirkónium-dioxid kerámia minták vizsgálata

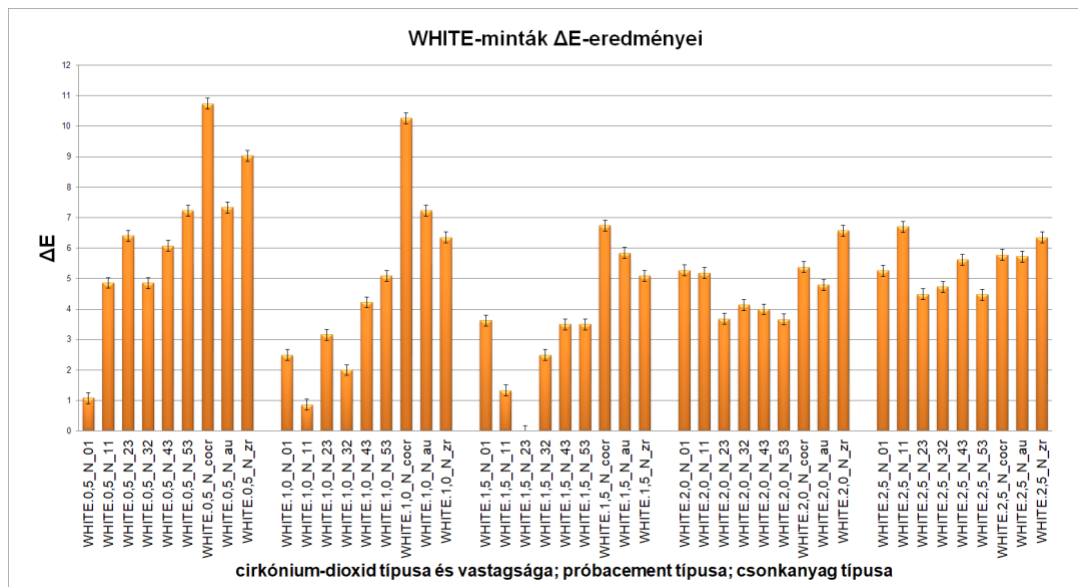
Az alábbi ábrákon az A2P1, az A2M és a színezetlen WHITE cirkónium-dioxid kerámiák ΔE értékei, illetve reflexiós spektrumai láthatók (54. ábra és 55. ábra és 56. ábra) (Abram és mtsai 2019, Abram és mtsai 2020).



54. ábra A2P1-minták ΔE eredményei (saját ábra)

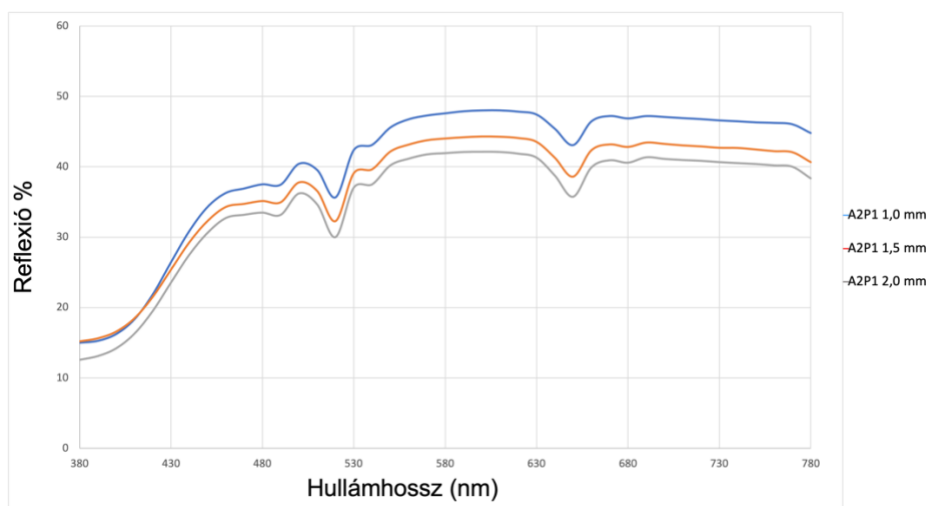


55. ábra A2M-minták ΔE eredményei (saját ábra)



56. ábra White minták ΔE értékei (saját ábra)

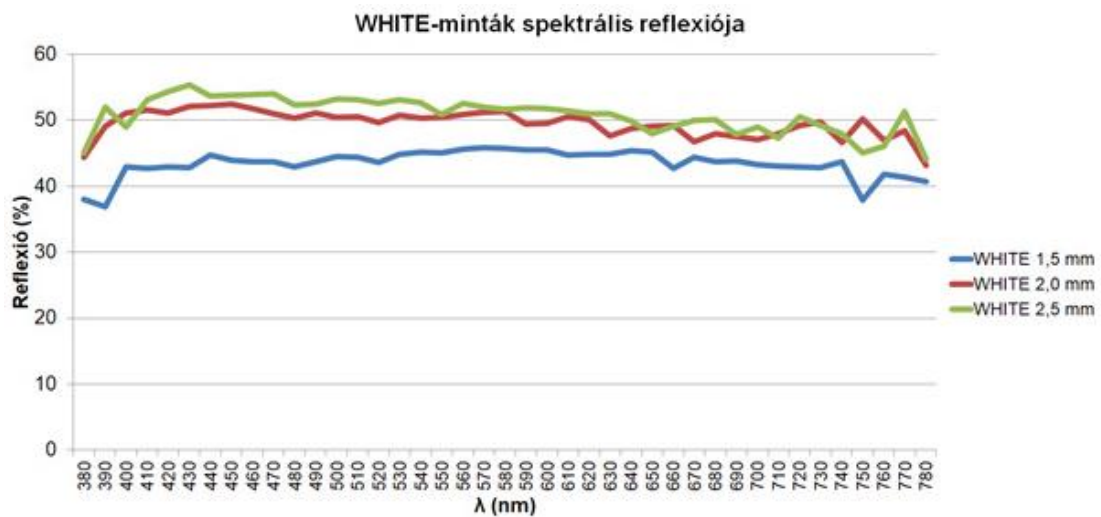
Az alábbi ábrákon a reflexiós spektrumokat láthatjuk (57. ábra és 58. ábra és 59. ábra), az X tengelyen minden esetben a hullámhossz (nm), míg az Y tengelyen a reflexió látható, százalékban megadva (Abram és mtsai 2019, Abram és mtsai 2020).



57. ábra A2P1-minták reflexiós spektruma (saját ábra)

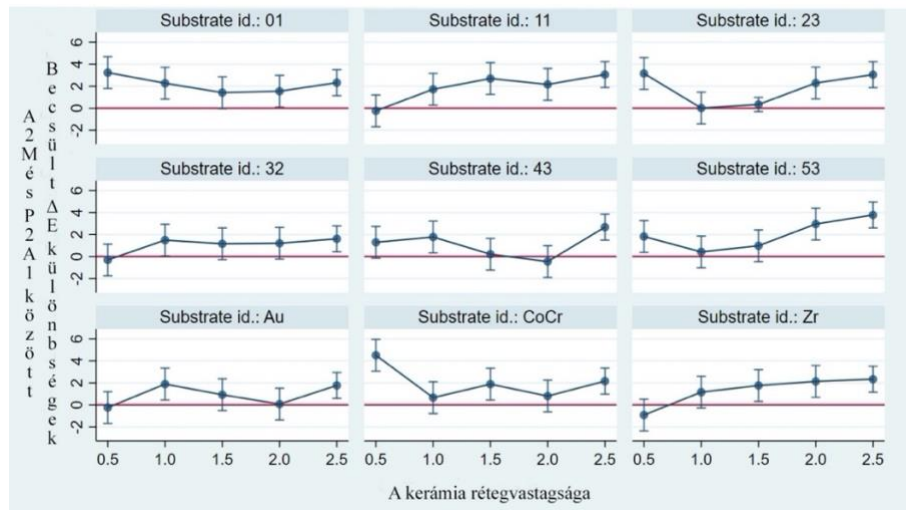


58. ábra A2M-minták reflexiós spektruma (saját ábra)

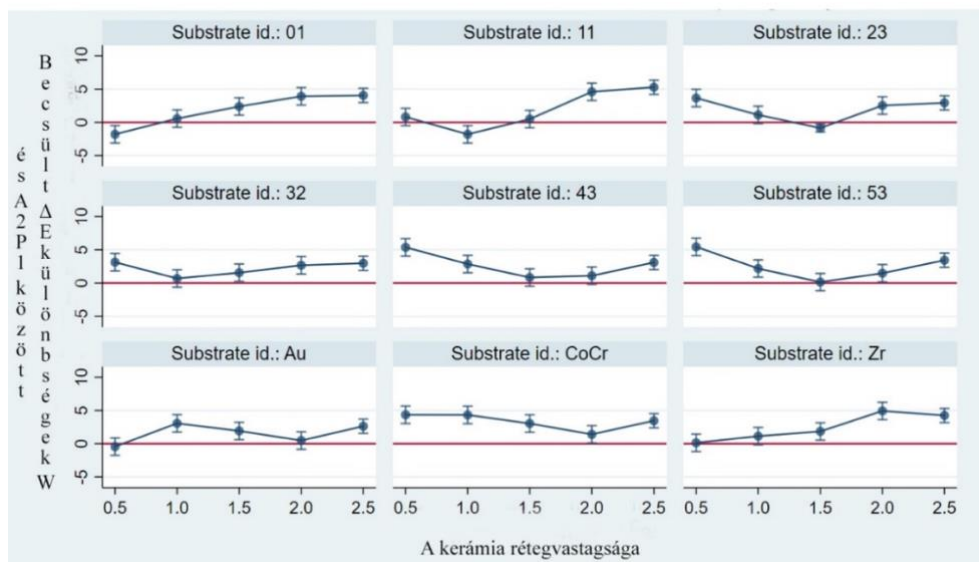


59. ábra WHITE minták reflexiós görbéje (saját ábra)

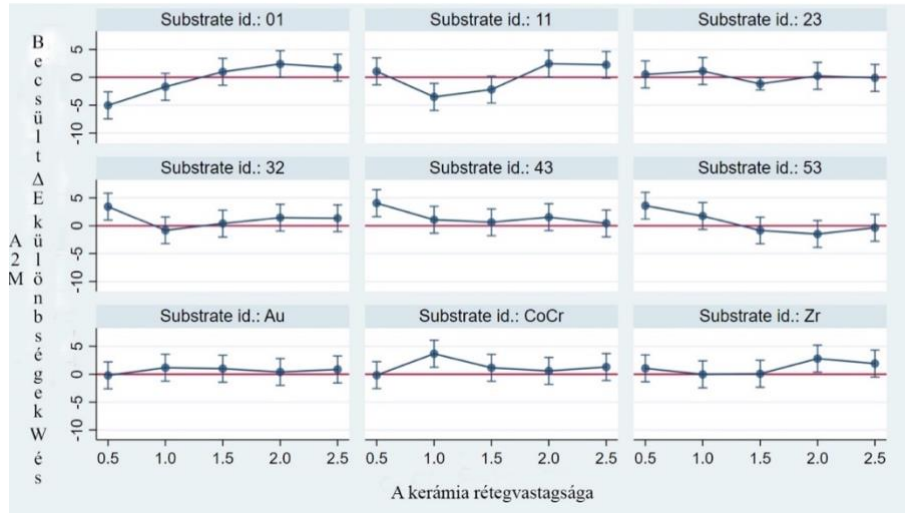
Lineáris regressziós modell segítségével összevetettük a kerámiák ΔE értékeit (60. ábra és 61. ábra és 62. ábra). Egy-egy ábrán csonkanyagonként összehasonlítva két kerámia értékei láthatók, az ábrák minden esetben mind az öt rétegvastagságot ábrázolják.



60. ábra A2P1 és A2M ΔE értékeinek összevetése (saját ábra)



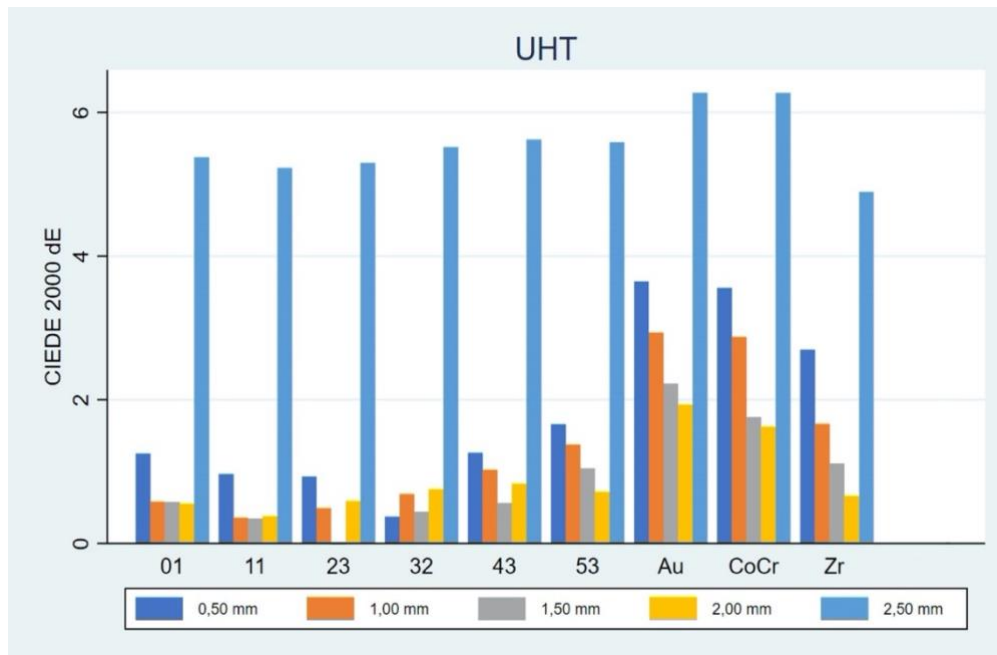
61. ábra W és A2P1 ΔE eredményeinek összevetése (saját ábra)



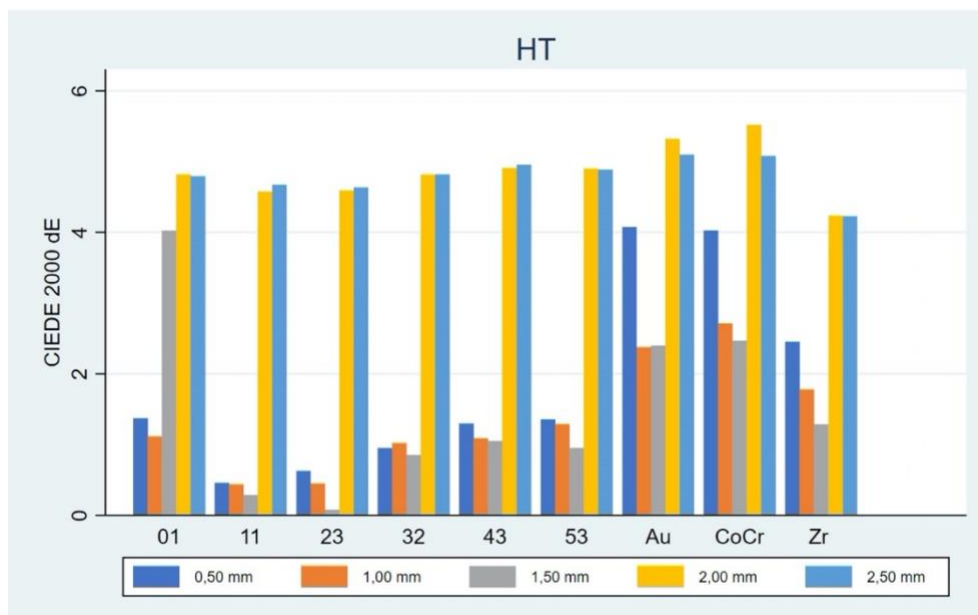
62. ábra W és A2M ΔE eredményeinek összevetése (saját ábra)

4.1.2.2. Kerox Dental® ZircoStar® kerámia minták vizsgálata

Az alábbi ábrákon az UHT és a HT cirkónium-dioxid kerámiák ΔE értékei láthatók (Kálmán M. 2019). Az x tengelyen a csonkanyagok, az y tengelyen a ΔE olvasható, a különböző színek a különböző rétegvastagságokat jelölik. (63. ábra és 64. ábra).

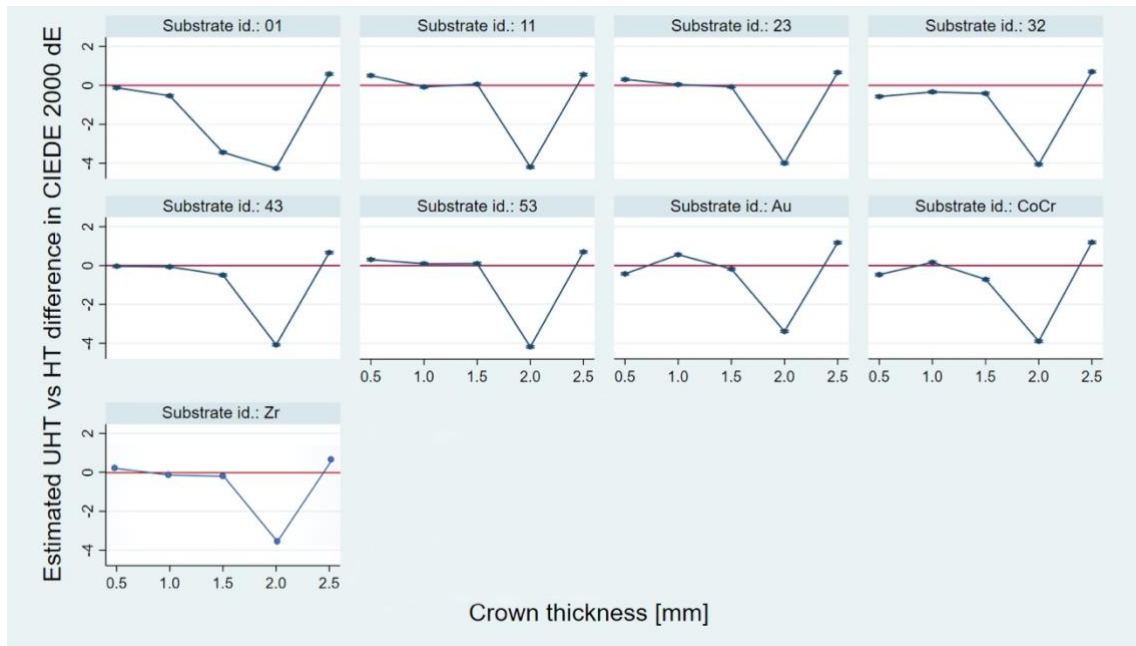


63. ábra ZircoStar UHT kerámia ΔE értékei (saját ábra)



64. ábra ZircoStar HT kerámia ΔE értékei (saját ábra)

Lineáris regressziós modell segítségével összevetettük a kerámiák ΔE értékeit (65. ábra). Az ábrán csonkanyagonként összehasonlítva két kerámia értékei láthatóak, és az öt rétegvastagságot is ábrázoltuk.



65. ábra UHT és HT ΔE eredményeinek összevetése (saját ábra)

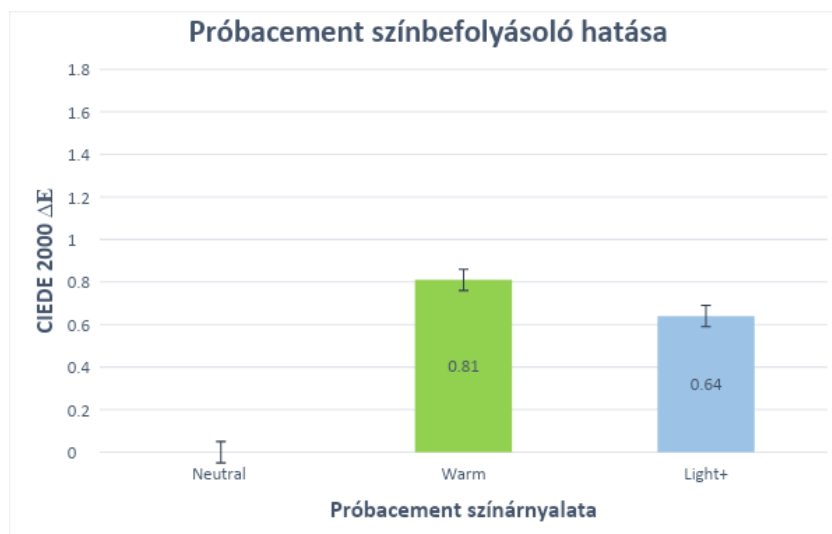
4.2. Próbacementek optikai vizsgálatának eredményei

Az alábbi diagramon (66. ábra) a három próbacement-árnyalat színbefolyásoló hatásainak eredményei láthatók Vita Suprinity 1,5 mm-es kerámiák esetén.



66. ábra Próbacement színbefolyásoló hatása Vita Suprinity 1,5 mm-es kerámiák esetén (saját ábra)

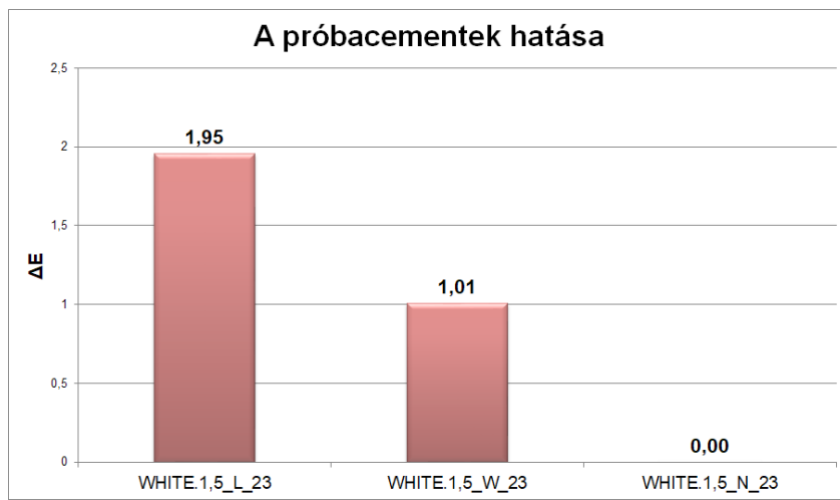
A három próbacement-árnyalat színbefolyásoló hatásainak eredményei láthatók IPS e.max 1,5 mm-eskerámiák esetén (Fehér D. 2018). (67. ábra).



67. ábra Próbacement színbefolyásoló hatása IPS e.max esetén (saját ábra)

Az x-tengelyen a próbacement színárnyalatát, míg az y-tengelyen a CIEDE2000 formula szerint számított ΔE színelkülönbség-értékeket tüntettük fel.

A következő diagramon (68. ábra) az 1,5 mm rétegvastagságú WHITE cirkónium-dioxid kerámiák ΔE értékei láthatók, különböző cementekkel párosítva. A mérésekhez „Light+”, „Neutral”, illetve „Warm” cementet használtunk (Abram és mtsai 2019).



68. ábra Próbacement színbefolyásoló hatása WHITE cirkónium-dioxid kerámiák esetén (saját ábra)

5. Megbeszélés

A vizsgált kerámiák optikai elemzése során in vitro vizsgálatunk alátámasztotta a szakirodalomban leírtakat, miszerint a cementszín, csonkszín, illetve a kerámia rétegvastagsága és transzlucenciája is befolyásolják a koronák végleges színét (Chaiyabutr és mtsai 2011; Ge és mtsai 2006; Niu és mtsai 2013; (Comba és mtsai 2022)).

5.1. Üvegkerámiák optikai vizsgálatának megbeszélése

5.1.1. Vita Suprinity megbeszélése

5.1.1.1. A Vita Suprinity alacsony (T) és magas transzlucenciájú (HT) üvegkerámiák transzmissziós és reflexiós spektrumának összehasonlítása

Megvizsgálva a VITA Suprinity 1,5 mm vastagságú T- és HT-kerámiaszeletek transzmissziós és reflexiós spektrumát megállapíthatjuk, hogy az alacsony és a magas transzlucenciájú, cirkóniummal erősített lítium-szilikát üvegkerámia fénytani viselkedése eltérő. A fény különböző hullámhosszúságú komponenseit eltérő mértékben eresztik át (transzmisszió) és verik vissza (reflexió).

Ezen megállapítás tudatában kezdtünk neki a réteges minták eredményeinek kiértékelésébe.

5.1.1.2. VITA Suprinity réteges minták reflexiós vizsgálatának értékelése

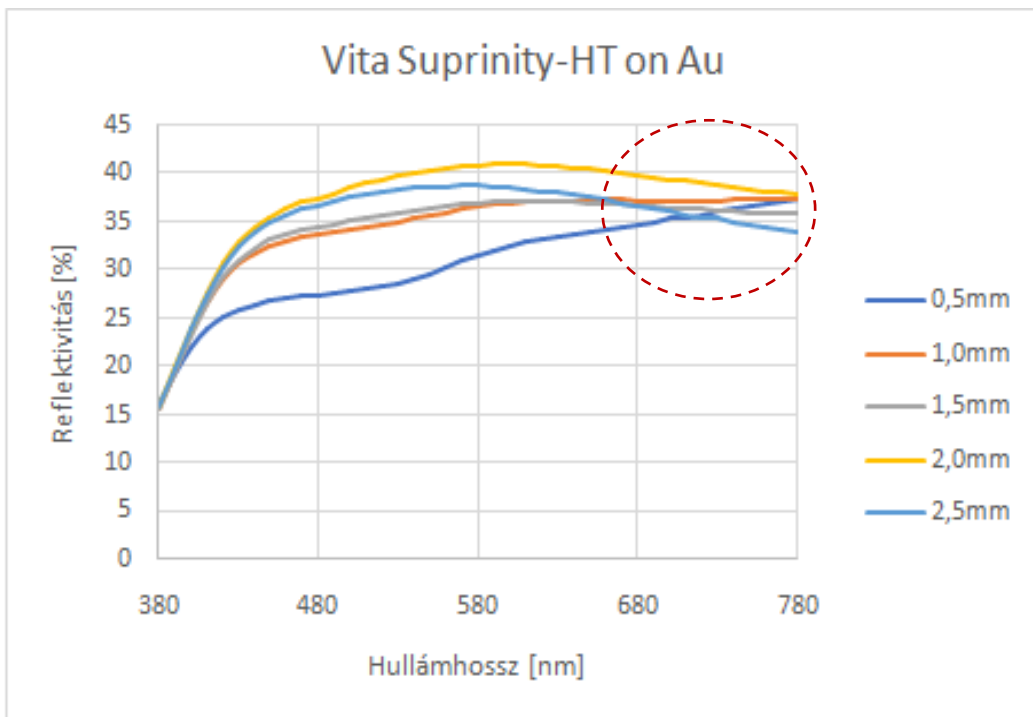
A VITA Suprinity cirkóniummal erősített lítium-szilikát T (alacsony transzlucenciájú) üvegkerámia szeletek eredményeit vizsgálva láthatjuk, hogy a rétegvastagság növelésével egyre jobban elfedhető a csonk alapszíne. 10 minta esett a $\Delta E = 1,8$ -es elfogadhatósági határérték alá. A referenciamintának (1,5 mm-es T-kerámiaszelet, neutral próbacement, 2M3S csonkanyag) megfelelő összeállítású minta esetén a ΔE -érték 0. Tehát egyik fő célunkat, hogy standardizálható mérési módszert fejlesszünk ki, elértük.

Korábbi klinikai kutatásaink során ilyen színvonalú, standardizált technika nem állt rendelkezésre. Az 1M1S csonkminták esetén minden rétegvastagságban elfogadható eredményt kaptunk. Az összes minta közül az 1M1S csonkra neutral próbacementtel rögzített 1,5 mm-es kerámiaszelet adta a legjobb eredményt a referenciacsonkunkhoz viszonyítva, ahol 0,96-os ΔE értéket mértünk. Hasonlóan jó eredményeket értünk el a 2M3S árnyalatú mintacsonk esetén is, ahol csak egyetlen minta, a 0,5 mm-es kerámiaszelet nem esett az elfogadhatósági küszöbérték alá, ez 2,51 ΔE -értékű volt. A legnagyobb színváltozást a fémtartalmú csonkminták esetében mértük, azok közül is a kobalt-króm ötvözetek esetében. Innen került ki a legnagyobb, 13,75 ΔE -értékű minta is: a 0,5 mm-es, neutral próbacementtel rögzített kerámiaszelet kobalt-króm ötvözetből készült csonkmintára cementezve. Ugyancsak rossz esztétikai eredmény érhető el az opak cirkónium-dioxid csonkminták esetén is, ahol 1 darab minta (2,5 mm-es kerámiaszelet, neutral próbacement, cirkónium-dioxid csonkanyag) esett az elfogadhatósági küszöb alá (0,92 ΔE). A cirkónium-dioxid minták 0,5 mm, 1,0 mm és 1,5 mm-es T-kerámiaszeletekkel összecementezve minden esetben nagyobb színváltozást eredményeztek, mint a preparált csonkot szimuláló VITA Simulate csonkanyagból készült minták. Az 5M3S csonkanyaggal - ami a legsötétebb VITA Simulate csonk - összehasonlítva, ha mindkét mintánál az 1,0 mm-es kerámiaszelet fedőképességét nézzük, akkor a cirkónium-dioxid csonkminta esetén 6,65 ΔE , az 5M3S csonkmintánknál 3,21 ΔE -értéket kaptunk, de nagyobb ΔE -értéket mértünk a cirkónium-dioxid esetén a többi, fent említett rétegvastagságban is (Yildirim és mtsai 2021). Így megállapíthatjuk, hogy az opak kerámia nagy fényessége miatt sokkal rosszabb esztétikai eredményt produkál ezeknél a rétegvastagságoknál, mint egy elszíneződött csonk.

A kerámiák rétegvastagságának növelésével, korábbi vizsgálatokban azt találták, hogy esztétikusabb eredményeket tudunk elérni, mint a vékonyabb fogpótlásokkal (Chaiyabutr és mtsai 2011, Niu és mtsai 2014, Vichi és mtsai 2000, Vichi és mtsai 2011). Saját vizsgálatunkban azonban azt találtuk, hogy kerámia rétegvastagság növelésével sem tudjuk értékelhetően befolyásolni a fogpótlás végleges színét vagy elfedni a sötétebb, vagy éppen a legfehérebb színű csonk színét.

Az előző kerámiatípusnál a **VITA Suprinity HT (magas transzlucenciájú) üvegkerámia szeletek** a fényt sokkal jobban átengedik, amit bizonyít, hogy ennél az anyagnál csak 4 darab minta esett az elfogadhatósági küszöbérték alá.

A rétegvastagság növelése pedig, ellentétben a T-szeletekkel, rosszabb eredményt mutat. Minden csonkanyag esetén nagyobb színváltozás mérhető a 2,5 mm-es kerámiaszeletek mellett, mint a 2 mm-eseknél. Az átlagos különbség a két rétegvastagság között $0,96 \Delta E$. Ezt az anomáliát már a gyakorlatban is megfigyeltük, azonban korábbi klinikai eszközeinkkel, kézi műszereink pontatlansága miatt nem tudtuk észrevételeinket megmagyarázni (Fehér D. 2018).



69. ábra Aranyszínű mintacsonkon a HT-kerámia minták reflexiós spektruma (saját ábra)

A válasz ebben az esetben a spektrumban keresendő. Példaként az aranyszínű mintacsonkból, neutral próbacementből és HT-kerámiaszeletből álló minták reflexiós spektrumát mutatjuk (69. ábra). A HT-kerámia a spektrum vöröshöz közeli részében átlátszó marad akkor is, amikor a spektrum többi régiójában a 2,5 mm-es rétegvastagság már elfedi a csonk színét. Megállapíthatjuk tehát, hogy a rétegvastagság növelésével nem minden esetben javíthatunk az esztétikán.

Korábbi vizsgálatok szerint a csonkszín nagymértékben képes befolyásolni a koronák végleges színét ((Niu és mtsai 2014, Pires és mtsai 2017). Ge és munkatársai arany színű csapos műcsonkokat vizsgálva azt találták, hogy az arany szín nem befolyásolta a 1,5 mm rétegvastagságú Empress 2 koronák végleges színét, mivel minden mérésük az elfogadhatósági küszöbérték alá esett ($\Delta E < 1,8$)) (Ge és mtsai 2006)). A vizsgálatunk rámutatott, hogy a kerámia típusa és transzlucenciája határozza meg, hogy az adott csonkszín elfedhető-e az adott kerámiával, vagy nem. Eredményeink alapján az arany csonkot nem lehet elfedni HT kerámiával. Ez különösen érdekes lehet a manapság egyre nagyobb számban használt titán-nitrid bevonatú implantátumfejek esetében, amelyek arany színét a 2,5 mm-es cirkóniummal erősített lítium-szilikát magas transzlucenciájú HT kerámia kevésbé fogja elfedni, mint a vékonyabb rétegvastagságú kerámia restaurátumok. Tehát ha szükséges a fedőképesség növelése, akkor érdemesebb az alacsony transzlucenciájú T-kerámiát választani.

5.1.2. IPS e.max megbeszélése

5.1.2.1. IPS e.max réteges minták reflexiós vizsgálatának értékelése

Az **IPS e.max** lítium-diszilikát **LT (alacsony transzlucenciájú) kerámiaszeleteknél** is megfigyelhető a tendencia, hogy minél vastagabb a kerámia, annál inkább elfedi a csomk alapszínét (Comba és mtsai 2022). A 60-féle kombinációban összeállított minták közül 29 minta esett a $\Delta E = 1,8$ -es elfogadhatósági küszöb alá. A 0,5 mm vastagságú kerámiaszelet csupán az ND2 árnyalatú csomkanyaggal (0,34 ΔE) volt elfogadható. Az 1,0 mm vastagságú szelet esetén az ND2 árnyalatú csomkanyaggal érték el a legjobb eredményt (0,33 ΔE), de az 1,0 mm-es LT-kerámiaszelet az ND5 árnyalatú csomkanyaggal is elfogadható (1,77 ΔE) eredményt adott. A 1,5 mm-es IPS e.max szelet 7-féle, a 2,0 mm-es 9-féle, a 2,5 mm-es pedig 10-féle csomkanyaggal mutatott 1,8-es ΔE -értéknél kisebb színkülönbséget a referenciamintához viszonyítva. Az arany színű és a cirkónium-dioxid csomkminták azonban egyik rétegvastagságú kerámiaszelettel sem voltak elfedhetők. A legrosszabb eredményt a 0,5 mm-es kerámiaszelettel fedett arany színű csomkminta mutatta, ahol 12,51 ΔE -értéket mértünk. A vizsgált kerámiák közül a legjobb fedőképességet az IPS e.max alacsony transzlucenciájú (LT) szeletei mutatták, míg a legrosszabbat az IPS e.max magas transzlucenciájú (HT) szeletei. Gyenge fedőképességük miatt belátható, hogy ezen anyagok esetén igen lényeges a gyártó által megjelölt indikációs terület figyelembevétele.

Az **IPS e.max HT (magas transzlucenciájú) kerámiaszeletek** esetén kaptuk a legrosszabb eredményeket: ezen mintáknál mértük a legmagasabb ΔE -értékeket (Czigola és mtsai 2019). Csupán 1 darab minta, az ND5 csomkra neutral próbacementtel rögzített 0,5 mm-es HT-kerámiaszelet esett éppen a $\Delta E = 1,8$ -es elfogadhatósági küszöb alá, ebben az esetben 1,77 ΔE -értéket kaptunk. Láthatjuk, hogy ez az egy elfogadható minta is csak éppen esett a határérték alá.

5.2. Cirkónium-dioxid kerámiák megbeszélése

A polikristályos kerámiák traszrucenciája összetett jelenség (Pekkan és mtsai 2020). In vitro vizsgálatunkba a cirkónium-dioxidok vékony és vastag rétegeinek optikai viselkedését is vizsgáltuk. A traszrucens cirkónium -dioxidok optikai tulajdonságait a szakirodalom főleg kis rétegvastagságban vizsgálta a kutatásunk kezdetekor. Tabatabaian és munkatársai szerint a monolitikus cirkónium-dioxid fogpótlások minimum 0,9mm vastagok kell legyenek, hogy befolyásolni tudják a végleges fogszínt. (Tabatabaian és mtsai 2018). Eredményeink megerősítették Bayindir és munkatársai megállapításait, miszerint a cirkónium-oxid kerámiák rétegvastagságának jelentős a fogpótlás színére gyakorolt hatása, és emellett hangsúlyozottan fontos a csonkszín vizsgálata (Bayindir és Koseoglu 2020).

5.2.1. Erran-Tech Ltd.® Self-glazed zirconia® cirkónium-dioxid kerámiák

Az A2P1 kerámiáknál megfigyelhettük, hogy a rétegvastagság növekedésével a ΔE eredmények csökkentek. Malkondu és munkatársai a 0,6 mm és 1mm vastag cirkónium-oxid szeleteket vizsgáltak. A ΔE értéke a kis rétegvastagságnál nagyobb volt, mint az 1 mm vastag cirkónium-dioxid esetén (Malkondu és mtsai 2016). A szakirodalomhoz hasonlóan mi is arra az eredményre jutottunk, hogy a 0,5mm-es szeletek ΔE értéke sokkal magasabb, mint az 1mm-es kerámiáké. A mérés során 19 esetben kaptunk az elfogadhatósági küszöb alatti ΔE értékeket (Tabatabaian és mtsai 2020). Jól látható, hogy 1,5 és 2,5 mm között a ΔE értékek elhanyagolható mértékben változtak.

A multilayer típusú kerámia mindösszesen egy esetben ért el az 1,8-as ΔE értéket, vagyis az elfogadhatósági küszöböt. Méréseink igazolták Kim és munkatársai eredményeit, miszerint a multilayer minták traszrucenciája magasabb, mint a színezett cirkónium-dioxid kerámiáké (Kim és Kim 2016).

A WHITE, színezésmentes kerámia ΔE érték négy alkalommal esett a korábban említett elfogadhatósági küszöb alá: 0,5 mm és 1,5 mm rétegvastagságú kerámia esetén az ugyanolyan csonkokhoz tartozó ΔE értékek szignifikánsan eltértek, míg 2 mm és 2,5 mm esetén az eltérés mértéke nem volt jelentős.

A reflexiós spektrumokat összehasonlítva látható, hogy az A2P1 kerámia rendelkezik a legmeghatározóbb abszorpciós csúcsokkal. Ezek a csúcsok szignifikánsan magasabbak, mind a multilayer (P2M), mind a WHITE anyagok abszorpciós csúcsainál. Érdekes, hogy a csúcsok 2 mm rétegvastagság esetén is fennállnak. Miután a különbség az alacsony és magas hullámhossz tartományok között lecsökkent, ezért az A2P1 mintánál látható, hogy a rétegvastagság növelésével a teljes észlelt fényesség csökkent. Ezzel szemben a P2M minta esetében a rétegvastagságtól függetlenül magasak a reflexió értékei. Egyértelműen homogén spektrumokat láthattunk még 2 mm rétegvastagság esetén is, emellett a színező anyagok csúcsai alacsony értéket mutattak. Mindezeket túl a WHITE, színezetlen minta széles spektrumú, homogén, fehér fényű megvilágítás esetén a rétegvastagság növelésével egyre inkább diffúz fehér fényt reflektál.

A Self-glazed zirconia® A2P1 és A2M mintáinak ΔE értékeit hasonlítottuk össze. A lineáris regressziós modell segítségével készített diagramokon látszik, hogy a 45 esetből (9-féle csonk és 5 rétegvastagság) 36 esetben a ΔE értékek szignifikánsan eltértek, 9 esetben viszont közel megegyeztek. Ezen esetek az alábbiak: 11-es csonk 0,5 mm rétegvastagság; 23-as csonk 1 mm és 1,5 mm rétegvastagság; 32-es csonk 0,5 mm rétegvastagság; 43-as csonk 1,5 és 2 mm rétegvastagság; 53-as csonk 1 mm rétegvastagság; arany csonk 0,5 és 2 mm rétegvastagság. Az A2P1 és a WHITE cirkónium-dioxid kerámiák ΔE értékeit is összehasonlítottuk. Ebben az esetben a 45 próbából 35 esetben tapasztaltunk szignifikáns eltérést, míg az alábbi 10 esetben minimális különbséget, vagy egyezést láthatunk: 01-es csonk 1mm rétegvastagság; 11-es csonk 0,5 és 1,5 mm rétegvastagság; 23-as csonk 1,5 mm rétegvastagság; 32-es csonk 1 mm rétegvastagság; 43-as csonk 1,5 mm rétegvastagság; 53-as csonk 1,5 mm rétegvastagság; az arany csonk esetén 0,5 és 2 mm rétegvastagság; a cirkónium csonk esetén 0,5 mm rétegvastagság. Lineáris regressziós modell alkalmazásával hasonlítottuk össze a WHITE és az A2M kódú multilayer kerámiák ΔE értékeit. Az összehasonlítás során a ΔE értékekben a 45 esetből 15 alkalommal figyelhettünk meg megegyező, vagy közel azonos eredményeket. A 15 eset a következő: 23-as csonk esetén 0,5; 2 és 2,5 mm rétegvastagság; 32-es csonk esetén 0,5 és 1 mm rétegvastagság; 43-as csonk esetén 1,5 és 2,5 mm rétegvastagság; 53-as csonk esetén 1,5 és 2,5 mm rétegvastagság; az arany csonk esetén 0,5; 2 és 2,5 mm rétegvastagság; CoCr csonk esetén 0,5 és 2,5 mm rétegvastagság;

a cirkónium csonk esetén 1 és 1,5 mm rétegvastagság (Abram és mtsai 2019, Abram és mtsai 2020).

5.2.2. Kerox Dental® ZircoStar® cirkónium-dioxid kerámiák

Az UHT típusú kerámia ΔE értékeit vizsgálva látható, hogy kompozit anyagok esetén a 2,5 mm vastagságú szelet kivételével minden esetben sikerült az elfogadhatósági küszöb alatti eredményt produkálni, ezzel ellentétben a fémtartalmú csonkanyagokat alkalmazva 15 esetből 10 során 1,8-nál jelentősen magasabb értéket kaptunk (Tabatabaian és mtsai 2020). Az irodalmi adatokkal korreláló eredményt kaptunk a fehér cirkónium-dioxid csonkanyagokat vizsgálva, a ΔE érték kis rétegvastagságokban mindig az elfogadhatósági küszöb fölött volt (Miura és mtsai 2022). Eredményeink egybecsengenek Fathi és munkatársai adataival, miszerint a monolitikus cirkónium-dioxid kerámiák rétegvastagsága jelentősen befolyásolja az optikai tulajdonságait (Fathi és mtsai 2019).

A HT anyag esetén a 40 mérésből 26-szor a ΔE meghaladta az elfogadhatósági határértéket. Jellemzően a 2 és a 2,5 mm rétegvastagságú kerámiák esetén a ΔE kiugróan magas. Korábban ezt csak a 2,5 mm vastagságú szelet esetén tapasztaltuk. Ennek oka abban keresendő, hogy az L érték jóval alacsonyabb, míg a b paraméterek jóval magasabbak, mint a többi mérés esetén.

Az eredmények összehasonlítása alapján elmondható, hogy szignifikáns eltérés a ΔE értékek között 2 és 2,5 mm esetén tapasztalható.

Legnagyobb eltérést a 2 mm-es kerámiaszelet esetén láttunk, hiszen míg az UHT anyagnál minden esetben 1,8 alatti, addig a HT-nál 1,8 feletti értéket mértünk.

5.3. Próbacementek megbeszélése

Irodalmi adatok szerint a rögzített fogpótlásokhoz használt ragasztócementek képesek befolyásolni az elkészült fogmű végleges esztétikáját (Chaiyabutr és mtsai 2011, Comba és mtsai 2022). A vizsgálatunk alapján ezt nem tudjuk megerősíteni 1,5 mm-es kerámia rétegvastagság esetén. A ΔE az észlelési küszöbértéket összesen 2 esetben haladta meg.

A Vita Suprinity kerámiáknál a referenciaminták (1,5 mm-es kerámiaszelet, neutral próbacement, 2M3S árnyalatú csonkanyag) esetén a $\Delta E = 0,8$ -es észlelési küszöbértéket kissé meghaladó a cement értéke Light+ ($\Delta E=1,02$), a másik két cement, a Warm ($\Delta E = 0,33$) és a Neutral ($\Delta E = 0$) az emberi szem számára nem észlelhető szint alatt van.

Az IPS Emax kerámiáknál a referenciaminták (1,5 mm-es kerámiaszelet, neutral próbacement, ND2 árnyalatú csonkanyag) esetén a $\Delta E = 0,8$ -es észlelési küszöbértéket épphogy eléri a Warm cement értéke ($\Delta E=0,81$), a másik két cement, a Light+ ($\Delta E = 0,64$) és a Neutral ($\Delta E = 0$) az emberi szem számára nem észlelhető szint alatt van.

A WHITE cirkónium-dioxid kerámiák 1,5 mm-es szeletek vizsgálata alapján a ΔE értékek az elfogadhatósági küszöbértéket éppen elérik, a Light+ cement esetén $\Delta E = 1,95$, a másik két cementnél ezen érték alatt maradnak (Warm $\Delta E = 1,0$, Neutral $\Delta E = 0$).

A korábbi publikációkhoz hasonlóan azt találtuk, hogy a vizsgálat paraméterek közül a végleges színt a cementszín befolyásolja a legkevésbé (Chaiyabutr és mtsai 2011; Vichi és mtsai 2000).

6. Következtetések

- ◆ A referenciaminta mellett mért $L^*a^*b^*$ -paraméterekből számított ΔE -érték nullának adódott, tehát bizonyítottuk mérési módszerünk standardizálhatóságát.
- ◆ A restaurátum végleges színe függ a kerámia transzlucenciájától, rétegvastagságától, illetve a csonk színétől.

6.1. Kerámiák

6.1.1. Üvegkerámiák

Vizsgálatunk során az alábbi következtetésekre jutottunk:

- ◆ Szignifikáns összefüggést találtunk a fedőképesség és a rétegvastagság között a különböző transzlucenciájú anyagoknál. Néhány kivételtől eltekintve tehát elmondható, hogy minél vastagabb a kerámiaréteg, annál jobban elfedi a csonk alapszínét.
- ◆ A magas transzlucenciájú (HT) üvegkerámiák esetén jelentősen kevesebb minta esett az elfogadhatósági határérték alá, mint az alacsony transzlucenciájú (T, LT) üvegkerámiák mellett.
- ◆ A minták ΔE -értékét számottevően nem befolyásolta a próbacement színe 1,0 mm-es, vagy annál vastagabb kerámiaréteg esetén.

6.1.1.1. VITA Suprinity

- ◆ A cirkónium erősítésű lítium-szilikát minták ΔE -értékét szignifikánsan befolyásolta a csonkszín, a kerámia vastagsága és transzlucenciája.
- ◆ A fedőképesség és a rétegvastagság között fordított összefüggést találtunk a 2,0 és 2,5 mm-es VITA Suprinity HT és IPS e.max HT (magas transzlucenciájú) üvegkerámia szeletek esetén. A vastagabb (2,5 mm) kerámiaréteg rosszabb esztétikai eredményt mutatott, mint a vékonyabb (2,0 mm) kerámiaszelet. Tehát

bizonyos kerámiák esetén a rétegvastagság növelésével sem lehet javítani az esztétikai hatáson.

6.1.1.2. IPS e.max

- ◆ A lítium-diszilikát minták ΔE -értékét szignifikánsan befolyásolta a csonkszín, a kerámia vastagsága és transzlucenciája.
- ◆ Az LT szeletek 2,0 mm-es vastagságban is jobban elfedték a kobalt-króm ötvözetet, mint a VITA Suprinity T 2,5 mm-es kerámiaszeletek.
- ◆ A vizsgált kerámiák közül a legjobb fedőképességet az IPS e.max CAD alacsony transzlucenciájú (LT) szeletei mutatták, míg a legrosszabbat az IPS e.max magas transzlucenciájú (HT) szeletei. Gyenge fedőképességük miatt belátható, hogy ezen anyagok esetén igen lényeges a gyártó által megjelölt indikációs terület figyelembevétele.
- ◆ Az IPS e.max CAD HT-nél is megfigyelhető az az érdekes tendencia, hogy a 2,5 mm-es kerámiaszeletek kevésbé fedik el a csonk alapszínét, mint a vékonyabb szeletek (VITA Suprinity magas transzlucenciájú (HT) szeletek esetében már ismertettük a problémát).

6.1.2. Cirkónium- dioxid kerámiák

6.1.2.1. Erran-Tech Ltd.® cég Self-glazed zirconia®

- ◆ Az A2P1 anyagnál szignifikáns összefüggést találtunk a rétegvastagság és a fedőképesség között a 0,5-1,0 mm-es vastagságú kerámiaszeleteket tartalmazó mintáknál, ugyanakkor a vastagabb (1,5-2,5 mm) kerámiák esetén ez az összefüggés kevésbé volt jellemző. A rétegvastagság növelésével ezen anyag esetében a csonkszín restauráció szint befolyásoló hatása csökkent.
- ◆ A színezett A2P1-minta a vastagság növelésével egyre inkább a hozzáadott színezőanyagoknak megfelelő spektrális eloszlású diffúz fényt ver vissza, azonban

enyhén csökken a visszavert intenzitás is a színezőanyag által bevezetett abszorpció miatt.

- ◆ A WHITE-minta a vastagság növelésével egyre inkább homogén spektrális eloszlású, intenzív, diffúz fehér fényt ver vissza (homogén, széles spektrumú fehér megvilágítás esetén).
- ◆ WHITE kerámia szeletek esetében a 1,5 mm és 2,5 mm közötti rétegvastagság esetén a minta színét a kerámia színe adja, tehát a csonkszín elfedi.
- ◆ A cirkón rétegvastagsága által befolyásolt ΔE -értékek szignifikánsan különböztek a színezetlen WHITE- és a színezett A2P1-kerámiák esetén.
- ◆ A2M anyag esetében a korábbiakkal ellentétben a ΔE -érték csökkenése nem függ össze a rétegvastagság növekedésével, a 1,5 mm és 2,5 mm között a ΔE -értékek elhanyagolható mértékben változtak. Ennek oka, hogy a multilayer kerámiáknál a színezőanyag elrendeződése nem mutat homogenitást, az incisalis élen a színezetlen WHITE mintához hasonló transzlucenciát láthatjuk.

6.1.2.2. Kerox Dental® ZircoStar®

- ◆ A gyártó által Ultramagas transzlucenciával (UHT) jellemzett anyag fedőképessége csekély mértékű, a restauráció végleges színét a csonkszín szignifikánsan befolyásolja.
- ◆ Szignifikáns eltérés az UHT és HT anyagok ΔE -értékei között 2 és 2,5 mm esetén tapasztalható.
- ◆ A cirkónium-dioxid kerámiák speciális anyagszerkezeti tulajdonságai miatt a rétegvastagság növelésével csak a fedőképesség javul, emiatt nem a tervezett összhatást fogja nyújtani, hanem a kerámia saját színe lesz domináns.

6.2. Próbacement

- ◆ Vita Suprinity és az IPS e.max estén a cement hatása a minta színében elhanyagolható. Különösen igaz ez az 1,5 mm-nél nagyobb rétegvastagságokra.
- ◆ Az Erran-Tech Ltd.® cég Self-glazed zirconia® mintáknál a cementnek nincs befolyásoló hatása az 1,5 mm-es, vagy vastagabb mintaszeletek esetén.
- ◆ Vizsgálataink alapján, a próbacementek szignifikánsan nem befolyásolják a 1,5 mm-es, vagy vastagabb fogpótlás színét.

7. Összefoglalás

A fogászati kerámiák hatalmas fejlődésen mentek keresztül az elmúlt évszázadokban, egyre javuló esztétikai és biomechanikai tulajdonságaiknak köszönhetően egyre nagyobb teret hódítanak meg a fogpótlástan területén. A CAD/CAM technológia rohamos fejlődése és térhódítása lehetővé tette, hogy új, ellenálló és esztétikus kerámiák jelenjenek meg a fogászatban, ezért szükségessé vált ezen anyagok megismerése, komplex optikai és anyagtudományi vizsgálata.

A fogpótlás esztétikája, a maradó fogak színéhez, formájához igazodása alapvető és jogos elvárás mind a fogorvos, mind a páciensek részéről. Az új anyagcsaládok tudományos vizsgálata nélkülözhetetlen, hogy a mindennapi gyakorlatban sikereket tudjunk elérni. Kutatásunk rávilágít, hogy az üvegkerámiák indikációs területét tiszteletben kell tartanunk, sőt a nagyon elszíneződött csonkok esetében a gyári ajánlás sem eredményez kielégítő esztétikai eredményt.

A színezett cirkónok használata kifejezetten indikált lehet esztétikus koronák készítésekor, hiszen erős fedőképességük nagy előnyt jelent a kívánt fogszín előállításakor.

A cementek színváltoztató képességét kutatásunk szerint az 1 mm vagy ezen érték feletti rétegvastagságú kerámia fogpótlásoknál nem tudjuk kihasználni, így egy megfelelő anyagú, rétegvastagságú és transzlucenciájú kerámiát kell választanunk az elszíneződött csonkok vagy implantátumok fedésére annak tudatában, hogy ez a szín a beragasztáshoz használt cementtel sem változtatható.

A modern CAD/CAM kerámiák lehetőséget nyújtanak a saját fogszövethez nagymértékben hasonlító fogpótlások készítésére. A modern kerámia restaurátumok individualizációja lehetővé teszi, hogy élethű fogpótlásokat készítsünk. Az új monolitikus anyagok fedőképességéről, optikai viselkedéséről még mindig nagyon kevés információ áll rendelkezésünkre, ezért az anyagok további tudományos vizsgálatát nagyon fontosnak tartjuk.

Summary

Dental ceramics have undergone tremendous development in recent centuries, gaining more and more ground in the field of dentistry due to their ever-improving aesthetic and biomechanical properties. The rapid development and spread of CAD/CAM technology made it possible for new aesthetic ceramics to appear in dentistry, thus it has become necessary to learn more about these materials and to study their optical characteristics and those of materials science.

The aesthetics of the denture, the adjustment to the color and shape of the remaining teeth, is a basic and legitimate expectation of both dentist and patients. Scientific research of materials is essential if we are to succeed in everyday dental practice. Our research reveals that the limitations of the indication of glass ceramics must be respected, moreover, even in the case of highly discolored abutments, the manufacturer's recommendation may not produce satisfactory aesthetic result either.

The use of colored zircons can be specifically indicated when making aesthetic crowns, as their optical effect is a great advantage in producing the desired tooth color.

According to our research, cements do not affect the color of ceramic dentures with a layer thickness of 1 mm and above; therefore, in order to cover discolored abutments and implants, a ceramic of suitable material, layer thickness and translucency needs to be applied.

Modern CAD/CAM ceramics offer the possibility of making dentures that are very similar to the dental tissue of the patient. The individualization of modern ceramic restorations allows us to make realistic dentures. We still have very little information about the opacity and optical behavior of new monolithic materials, thus further scientific investigation of them is considered to be of high significance.

8. Irodalomjegyzék

- Ábrahám G, Wenzel, K., Antal, Á., Kovács, G. Műszaki Optika. BME MOGI, Budapest, 2014: 70-179.
- Abram E, Gajtdatsy G, Hermann P, Ujhelyi F, Borbely J, Shen JZ. (2019) The colour of monolithic zirconia restorations determined by spectrophotometric examination. *Advances in Applied Ceramics*, 118: 3-8.
- Abram E, Gajtdatsy G, Feher D, Salata J, Beleznai S, Hermann P, Borbely J, Shen ZJ. (2020) Spectrophotometric examination of the optical effects of monolithic multilayered zirconia with different substrates. *Advances in Applied Ceramics*, 119: 261-266.
- Akarслан ZZ, Sadik B, Erten H, Karabulut E. (2009) Dental esthetic satisfaction, received and desired dental treatments for improvement of esthetics. *Indian J Dent Res*, 20: 195-200.
- Al-Wahadni. (1999) The Roots of Dental Porcelain; A brief historical perspective. *Dental news*, 6: 44-43.
- Alfaro A, Bernabeu Á, Agulló C, Parra J, Fernández E. (2015) Hearing colors: an example of brain plasticity. *Front Syst Neurosci*, 9: 56.
- AtomfizikaiTanszék B. https://dap.fat.bme.hu/content/research_h.php. (2022.06.14.)
- Bayindir F, Koseoglu M. (2020) The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*, 123: 149-154.
- Bolinao. National Museum of the Philippines.
- Borbély J. A vizuális és digitális fogszín meghatározás lehetőségei és befolyásoló tényezői. Semmelweis University, 2011.
- Borbély J. Kerámiák. In: Kóbor A, Kivovics P, Hermann P (szerk.), Fogpótlástani anyagtan és odontotechnológia. Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió, Budapest, 2015: 107-140.
- Candido L, Miotto L, Fais L, Cesar P, Pinelli L. (2018) Mechanical and Surface Properties of Monolithic Zirconia. *Operative Dentistry*, 43: E119-E128.

- Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. (2011) Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent*, 105: 83-90.
- Chevalier J. (2006) What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27: 535-543.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. (2010) Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*, 38 Suppl 2: e2-16.
- CIE. CIE. <https://cie.co.at> (2022.06.14.)
- Comba A, Paolone G, Baldi A, Vichi A, Goracci C, Bertozzi G, Scotti N. (2022) Effects of Substrate and Cement Shade on the Translucency and Color of CAD/CAM Lithium-Disilicate and Zirconia Ceramic Materials. *Polymers*, 14: 1778.
- Culpepper WD. (1970) A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent*, 24: 166-173.
- Czigola A, Abram E, Kovacs ZI, Marton K, Hermann P, Borbely J. (2019) Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *J Esthet Restor Dent*, 31: 457-464.
- Dawson-Amoah KG, Waddell BS, Prakash R, Alexiades MM. (2020) Adverse Reaction to Zirconia in a Modern Total Hip Arthroplasty with Ceramic Head. *Arthroplasty Today*, 6: 612-616.e611.
- Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. (2014) Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent*, 42: 1202-1209.
- Denry I, Kelly JR. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24: 299-307.
- Elsaka SE, Elnaghy AM. (2016) Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*, 32: 908-914.
- Fábián I. *Spektrofotometria*. Debrecen, 2009.
- Fathi A, Farzin M, Giti R, Kalantari MH. (2019) Effects of number of firings and veneer thickness on the color and translucency of 2 different zirconia-based ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 122: 565.e561-565.e567.
- Fehér D. SJ. *Üvegkerámiák spektrofotometriai vizsgálata*. Semmelweis Egyetem, Budapest, 2018.
- Fonyó A. *Az orvosi élettan tankönyve*. Medicina Kiadó, Budapest, 1999: 778-810.

- Forrai J. Az európai fogászat fejlődése, a vándor-borbélyástól a fogász mesterségigkülönös tekintettel a 18. századra. In: MTA Doktori Tanács. Semmelweis Egyetem, 2009: 349.
- Forrai J. Fejezetek a fogorvoslás és eszközeinek történetéből. Dental Press Hungary Kft., Budapest, 2005: 21-26.
- Forshaw R. (2011) The origin of the dental profession: dental disease and dentistry in ancient Egypt. *Dent Hist*: 39-54.
- Garvie RC, Nicholson PS. (1972) Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO₂ System. *Journal of the American Ceramic Society*, 55: 152-157.
- Ge J, Wang XZ, Feng HL. (2006) Influence of different post core materials on the color of Empress 2 full ceramic crowns. *Chin Med J (Engl)*, 119: 1715-1720.
- Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. (2010) Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent*, 38 Suppl 2: e57-64.
- Giordano R, McLaren EA. (2010) Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 31: 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
- Gupta T, Lange F, Bechtold JH. (1978) Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *Journal of Materials Science*, 13: 1464-1470.
- Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. (2014) Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*, 6: 456-461.
- IPSNaturalDie. https://www.ivoclarvivadent.com/en_US/shop/p/AllCeramics/IPSNaturalDieMaterial8g/p/B601386. (2022.06.14.)
- IvoclarVivadent. https://www.ivoclarvivadent.com/en_US. (2022.06.14.)
- Kálmán M. PG. Cirkónium-dioxidok spektrofotometriai vizsgálata. Semmelweis Egyetem, Budapest, 2019.
- Kim HK, Kim SH. (2016) Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *J Dent*, 55: 75-81.
- Koenig V, Wulfman C, Bekaert S, Dupont N, Le Goff S, Eldafrawy M, Vanheusden A, Mainjot A. (2019) Clinical behavior of second-generation zirconia monolithic

- posterior restorations: Two-year results of a prospective study with Ex vivo analyses including patients with clinical signs of bruxism. *J Dent*, 91: 103229.
- Land CH. *Porcelain Dental Art* Vol. 45. Dental Cosmos, Detroit, 1903: 615-620.
- Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 58: 208-216.
- Liu Y, Zhang R, Ye H, Wang S, Wang K-P, Liu Y, Zhou Y. (2019) The development of a 3D colour reproduction system of digital impressions with an intraoral scanner and a 3D printer: a preliminary study. *Scientific Reports*, 9: 20052.
- Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. (2016) Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*, 116: 902-908.
- Marks WB, Dobbelle WH, Macnichol EF, Jr. (1964) VISUAL PIGMENTS OF SINGLE PRIMATE CONES. *Science*, 143: 1181-1183.
- Matsui M, Soma T, Oda I. Effect of microstructure on the strength of Y-TZP components. American Ceramic Society, Inc, United States, 1983.
- Miura S, Tsukada S, Fujita T, Isogai T, Teshigawara D, Saito-Murakami K, Asami K, Fujisawa M. (2022) Effects of abutment tooth and luting agent colors on final color of high-translucent zirconia crowns. *J Prosthodont Res*, 66: 243-249.
- Morley J. (1997) The esthetics of anterior tooth aging. *Curr Opin Cosmet Dent*, 4: 35-39.
- Nettleship I, Stevens R. (1987) Tetragonal zirconia polycrystal (TZP)—A review. *International Journal of High Technology Ceramics*, 3: 1-32.
- Newton JT, Prabhu N, Robinson PG. (2003) The impact of dental appearance on the appraisal of personal characteristics. *Int J Prosthodont*, 16: 429-434.
- Niu E, Agustin M, Douglas RD. (2014) Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent*, 111: 42-50.
- Özkurt-Kayahan Z. (2016) Monolithic zirconia: A review of the literature. *Biomedical Research*.
- Paravina R. (2010) Color in Dentistry: Is "Everything We Know" Really So. *Inside Dental Assisting*, 6: 11-19.
- Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Perez Mdel M. (2015) Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent*, 27 Suppl 1: S1-9.

- Pathrabe. (2016) Metal Free Ceramics in Dentistry: A Review. *International Journal of Oral Health and Medical Research*, 2: 154-158.
- Pekkan G, Pekkan K, Bayindir B, Özcan M, Karasu B. (2020) Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dent Mater J*, 39: 1-8.
- PerkinElmer. <https://www.perkinelmer.com>. (2022.06.14.)
- Pires LA, Novais PM, Araújo VD, Pegoraro LF. (2017) Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*, 117: 144-149.
- Rodrigues CDS, Aurélio IL, Kaizer MDR, Zhang Y, May LG. (2019) Do thermal treatments affect the mechanical behavior of porcelain-veneered zirconia? A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*, 35: 807-817.
- Samorodnitzky-Naveh GR, Geiger SB, Levin L. (2007) Patients' satisfaction with dental esthetics. *J Am Dent Assoc*, 138: 805-808.
- Shillingburg. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence Publishing 1987: 131-165.
- Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. (2017) Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*, 48: 369-380.
- Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CH. (2013) The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig*, 17: 269-274.
- Szentágothai János RM. *Funkcionális anatómia*. Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, 1996: 805-818.
- Tabatabaian F, Karimi M, Namdari M. (2020) Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *J Esthet Restor Dent*, 32: 615-621.
- Tabatabaian F, Motamedi E, Sahabi M, Torabzadeh H, Namdari M. (2018) Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. *J Prosthet Dent*, 120: 257-262.

- Tsukuma K, Kubota Y, Nobugai K. (1984) Thermal and Mechanical Properties of $Y_{2}O_{3}$ -Partially Stabilized Zirconia. *Journal of the Ceramic Association, Japan*, 92: 233-241.
- Turgut S, Bagis B. (2013) Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 109: 179-186.
- Tysowsky GW. (2009) The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*, 28: 112-113.
- Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. (2007) The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 97: 25-31.
- Vaz EC, Vaz MM, Rodrigues Gonçalves de Oliveira MB, Takano AE, de Carvalho Cardoso P, de Torres É M, Gonzaga Lopes L. (2016) Try-in Pastes Versus Resin Cements: A Color Comparison. *Compend Contin Educ Dent*, 37: e1-5.
- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. (2000) Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*, 83: 412-417.
- Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. (2011) Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater*, 27: 97-108.
- VITASimulate. <https://www.vita-zahnfabrik.com>. (2022.06.14.)
- VITASuprinity. <https://www.vita-zahnfabrik.com>. (2022.06.14.)
- VITAZahnfabrik. <https://www.vita-zahnfabrik.com>. (2022.06.14.)
- Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. (2013) Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*, 110: 14-20.
- Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, Wang Y. (2010) Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent*, 38 Suppl 2: e87-94.
- Yildirim B, Recen D, Tekeli Simsek A. (2021) Effect of cement color and tooth-shaded background on the final color of lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: An in vitro study. *J Esthet Restor Dent*, 33: 380-386.
- Zhang Y, Kelly JR. (2017) Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am*, 61: 797-819.

- Zhang Y, Lawn BR. (2005) Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72: 388-392.
- Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. (2004a) Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 71: 381-386.
- Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. (2004b) Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 71: 166-171.

9. Saját publikációk jegyzéke

A disszertációhoz kapcsolódó közlemények

1. Abram, E., Gajtdatsy, G., Feher D., Salata J., Beleznai Sz., Hermann, P., Borbely, J., and Zhijian, J. 2020. Spectrophotometric examination of the optical effects of monolithic multilayered zirconia with different substrates. *ADVANCES IN APPLIED CERAMICS* 119, 5–6, 261–266.
2. Abram, E., Gajtdatsy, G., Hermann, P., Ujhelyi, F., Borbely, J., and Zhijian, J. 2019. The colour of monolithic zirconia restorations determined by spectrophotometric examination. *ADVANCES IN APPLIED CERAMICS* 118, 1–2, 3–8.
3. Czigola, A., Abram, E., Kovacs, Z.I., Marton, K., Hermann, P., and Borbely, J. 2019. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *JOURNAL OF ESTHETIC AND RESTORATIVE DENTISTRY* 31, 5, 457–464.

Könyvfejezetek

1. Ábrám, E. and Czigola, A. 2022. CAD/CAM anyagok. In: Fogpótlástan 1-2. 1105–1114.
2. Ábrám, E. and Saláta, J. 2022. Részleges rögzített fogpótlások. In: Fogpótlástan 1-2. 289–301.
3. Borbély, J. and Ábrám, E. 2022. Fogszín-meghatározás. In: Fogpótlástan 1-2. 139–155.

A disszertációtól független közleményeket

1. Kozák, L., Ábrám, E., and Kivovics, P. 2005. Kérdőív használata rizikófaktorok kiszűrése céljából időskorú páciensek kezelése esetén. [Use of questionnaires in screening for risk factors in the dental care of elderly patients]. *FOGORVOSI SZEMLE* 98, 1, 21–25.

10. Köszönetnyilvánítás

Hálás köszönettel tartozom témavezetőmnek, Borbély Judit docens asszonynak, hogy támogatására, bátorítására és szakmai vezetésére mindig számíthattam.

Köszönettel tartozom Hermann Péter professzor úrnak, hogy lehetővé tette a PhD programhoz történő csatlakozásomat, és egyetemista korom óta segítette és kísérte szakmai pályafutásomat.

Köszönettel tartozom James Zhijian Shen professzor úrnak (1961-2021), aki tudományos munkámat segítette szakmai tudásával, támogatta a méréseim tervezésében, vizsgálataimhoz anyagot biztosított, munkacsoportjába invitált, és a publikációim megszületésében is a segítségemre volt. Mély hálával őrzöm emlékét.

Hálás köszönettel tartozom Gajdátsy Gábornak, aki megismertette velem az optika tudományának szépségeit és ötleteivel, szakmai segítségével munkám során végig támogatta és segített.

Hálás vagyok Ujhelyi Ferencnek szakmai tanácsaiért, amivel a munkám során segített.

Hálás köszönettel tartozom a BME TTK Atomfizika Tanszék tanszékvezetőjének, Dr. Koppa Pál professzor úrnak, hogy lehetővé tette számomra a közös munkát, és köszönettel tartozom munkatársainak is a sok segítségért és munkáért, amivel segítették a kutatásomat.

Köszönettel tartozom a családomnak - kiemelve férjemet -, akik minden lépésemnek és ötletemnek stabil háttérrel biztosítottak, és folyamatosan bátorítottak és bíztattak a kutatásom során.