

# Hibrid kerámiák optikai vizsgálata

Rektori pályamunka

**Márton Péter, Antal Melinda**

Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Kar  
Fogpótlástani Klinika



Témavezetők: Dr. Ábrám Emese, Ph.D., egyetemi adjunktus  
Dr. Saláta József, egyetemi tanársegéd

Budapest  
2023

# Tartalomjegyzék

<b>1. Bevezetés .....</b>	<b>4</b>
<b>2. A fogászati kerámiák anyagtana .....</b>	<b>5</b>
2.1. Történelmi áttekintés .....	5
2.2. Anyagszerkezet .....	5
2.3. CAD/CAM megmunkálás.....	6
2.4. Kerámiák csoportosítása .....	7
2.4.1. Szilikátkerámiák .....	8
2.4.2. Oxidkerámiák .....	11
2.4.3. Hibrid kerámiák .....	14
<b>3. Monolitikus kerámiarestaurátumok színét befolyásoló tényezők.....</b>	<b>22</b>
3.1. Preparált csonk .....	22
3.1.1. A fog keményszöveteinek fénytani viselkedése .....	22
3.1.2. Preparált csonk hatása a restaurátum színére .....	24
3.2. Rögzítőcement.....	25
3.3. Kerámia.....	27
3.3.1. VITA Enamic optikai tulajdonságai .....	28
<b>4. Fény- és színtani alapok.....</b>	<b>30</b>
4.1. A fény és szín definíciója.....	30
4.2. Színérzékelés.....	30
4.2.1. Fényforrás.....	31
4.2.2. Tárgy .....	32
4.2.3. Megfigyelő .....	33
4.3. Színrendszerek.....	34
<b>5. A színmérés alapjai.....</b>	<b>38</b>
5.1. Spektroszkópia .....	38
5.2. Spektrofotometria.....	39
5.3. A fogszín-meghatározás módszerei.....	41
5.3.1. Fogászati spektrofotométerek.....	41
<b>6. A kutatás előzményei .....</b>	<b>43</b>
<b>7. Célkitűzés .....</b>	<b>44</b>
<b>8. Módszerek .....</b>	<b>45</b>
8.1. Kerámiaszeletek .....	45
8.2. Felhasznált csonkanyagok .....	46
8.3. Próbacement.....	47
8.4. Helyfenntartó acéllemez .....	47

8.5. Mintakészítés .....	48
8.6. Mérés .....	48
8.7. Színkülönbségek számszerűsítése .....	50
<b>9. Eredmények .....</b>	<b>53</b>
<b>10. Megbeszélés .....</b>	<b>58</b>
<b>11. Következtetések.....</b>	<b>60</b>
<b>12. Összefoglalás .....</b>	<b>61</b>
<b>13. Köszönetnyilvánítás .....</b>	<b>62</b>
<b>14. Irodalomjegyzék.....</b>	<b>63</b>
<b>15. Ábrajegyzék .....</b>	<b>69</b>
<b>16. Fogalomjegyzék, rövidítésjegyzék .....</b>	<b>71</b>

## 1. Bevezetés

*„A fogpótlás fizikai sikerének szempontjából mindegy a szín, a páciens elégedettségének azonban meghatározó tényezője.” – Dr. Stephen Bergen, 1985 (1)*

Az elmúlt évtizedekben a CAD/CAM technológia (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing, számítógép által támogatott tervezés/számítógép által támogatott előállítás) a fogorvoslás minden területén megjelent, és meghatározza mindennapjainkat. (2) Az új anyagok és módszerek szüntelen megjelenésével párhuzamosan emelkednek a páciensek elvárásai is, legfőképpen esztétikai szempontból. Manapság alapvető igény, hogy a fogpótlás és a természetes fogazat között szabad szemmel észrevehetetlen különbség legyen, főleg a fogszínt illetően. Az esztétikai elvárások mellett törekedni kell arra is, hogy a rendelői és laboratóriumi munkafolyamatok a lehető legrövidebb idő alatt valósulhassanak meg. (3, 4) A fogorvosoknak meg kell tanulniuk és alkalmazniuk kell a hagyományos, analóg munkamodell mellett a digitális folyamatokat is a betegellátás során. A CAD/CAM rendszer segítségével kiszámíthatóbb, precízebb és esztétikusabb ellátás biztosítható a páciensek számára, hiszen előre megtervezhető a fogpótlás megannyi paramétere. (5) Az intraorális szkennerek, szoftverek, marógépek és 3D-nyomtatók megadják a lehetőséget, hogy a fogorvosok gyorsabban, akár a fogtechnikai laboratóriumtól függetlenül dolgozzanak. Ebből kifolyólag megfelelő ismerettel kell rendelkezniük a fogászati anyagok optikai tulajdonságait illetően, hogy a fogpótlás színben harmonizáljon a természetes fogazattal. (6) (1. ábra) (7) Jelen dolgozat részletesen tárgyalja a fogászati kerámiák anyagtanát, illetve mindazon tényezőket, melyek módosítani tudják egy restaurátum színét (az anyag rétegvastagsága és transzlucenciája, a rögzítőcement színe, illetve a preparált csont színe). (8)



*1. ábra: Hagományos technológiával készített fémkerámia korona (bal), CAD/CAM technológiával készített monolitikus kerámia korona (jobb). (7)*

## **2. A fogászati kerámiák anyagtana**

A kerámiák nélkülözhetetlen anyagai a modernkori fogorvoslásnak. Optikai tulajdonságaik miatt imitálható velük a természetes fogak színe és áttetszősége. Kémiai természetükből adódóan igen stabil vegyületek, nem lépnek reakcióba az emberi test szöveteivel. (9) Ebből következik, hogy nem okoznak allergiás reakciót, és nem is mérgezők, tulajdonképpen a kerámiák a legbioinertebb fogászati anyagok. (10) Utóbbi tulajdonságuk annak köszönhető, hogy a fém és nemfém elemek között erős kémiai kötések alakulnak ki (keverten ionos, illetve kovalens kötések). (11)

Nem meglepő tehát, hogy az utóbbi években a kerámiák a leggyakrabban használt fogászati anyagok indirekt restaurátumok készítésekor. (10) Felhasználásukat eleinte erősen korlátozta két hátrányos tulajdonságuk: törékenyséjük (vagyis alacsony hajlítási szilárdságuk), valamint az égetés (szinterelés) során fellépő zsugorodásuk. Az évszázadokon át tartó fejlesztések és kutatások eredményeként az új anyagok, illetve előállítási technológiák képesek voltak ezen negatív jellemzőket minimalizálni, kivédeni. (9)

### **2.1. Történelmi áttekintés**

A kerámiák története kb. a 7. századi Kínában kezdődött, a porcelán felfedezésével, melyet fogászati célra először Pierre Fauchard használt a 18. században. A porcelángyártás alapja a kaolin (az anyagösszetétel 25-50%-a), emellett a kiindulási massa tartalmaz még kvarcot, illetve földpátot. A fogászatban használt földpátporcelánokban azonban már csak 0-3% kaolin található, ezért helytállóbb a „kerámia” elnevezés használata. Az összetétel megváltozásának oka, hogy a kaolin felelős a porcelán opacitásáért, mely hátrányos, ha a természetes fogak zománcának transzlucenciáját szeretnénk utánozni. (9)

### **2.2. Anyagszerkezet**

A fogászati kerámiákat szervesen, fém és nemfém elemekből álló üveg- és kristályfázis építi fel. Mikrostruktúrát tekintve a különböző kerámiákat az üvegfázis, illetve az ebbe ágyazott kristályok aránya jellemzi. A szilikátkerámiákban az üvegmátrix dominál, ezáltal transzparensbbek, míg az oxidkerámiákban a kristályos fázis dominál, így opakabbak. Az üvegmátrix tulajdonképpen egy túlhűtött folyadék, mely szilárd halmazállapotú, megdermedése során nem kristályosodott. Alapvetően  $\text{SiO}_2$  tetraéderek

rácsa alkotja, de adagolhatnak hozzá különböző fémoxidokat, melyek a szerkezetet módosítva inkább rendezetlen, amorf struktúrát kölcsönöznek az üvegfázisnak. Ilyen fémoxid többek között a  $K_2O$ ,  $Na_2O$ ,  $Al_2O_3$ ,  $CaO$ ,  $LiO$ . A kristályfázis határozza meg a kerámiák optikai, kémiai, illetve fizikai tulajdonságait. Az ezt alkotó leggyakoribb kristályok a leucit, cirkónium, alumínium és spinell. (9)

A két fázist alkotó atomok szabályos rendben helyezkednek el, ionos, illetve kovalens kötésekkel kapcsolódva. Ennek köszönhetően roppant erősek, a nyomásnak könnyen ellenállnak, a feszüléssel szemben azonban nehezebben védekeznek, hajlítószilárdságuk alacsony, már kisebb erőhatások is repedéseket okozhatnak az anyagban, törékennyé téve azt. (9)

### **2.3. CAD/CAM megmunkálás**

Dinamikusan fejlődő világunkban a digitális lenyomatvételi és megmunkálási technológiák paradigmaváltáshoz vezettek a fogászat szinte minden területén. (12) A CAD/CAM rendszerek megjelenése óta gyakran a fémmentes fogpótlások javára döntünk a fémkerámia konstrukciók helyett. (10) Nem meglepő tehát, hogy az újonnan piacra kerülő fogászati kerámiák szinte mind alkalmasak a CAD/CAM megmunkálásra. Leggyakrabban előregyártott blokkokból (tömbök vagy korongok), számítógép segítségével marják ki a tervezett fogpótlást, de léteznek már 3D nyomtatható anyagok is. A szubtraktív technológia - azaz a marás - előnye, hogy a restaurátum gyorsan, mindössze órák alatt elkészül, a végeredmény kiszámítható, emellett kutatások bizonyították, hogy a por/folyadék rendszerekkel szemben nagyobb az ellenálló képessége, mivel kisebb a hibáknak, illetve buborékok képződésének a lehetősége. (9) Az *1. táblázat* mutatja be a CAD/CAM technológiákkal megmunkálható kerámiákat anyagtani tulajdonságaik alapján csoportosítva. (13)

1. táblázat: CAD/CAM kerámiák csoportosítása. (13)

A CAD/CAM kerámiák csoportosítása						
KERÁMIÁK FŐ TÍPUSAI	I. SZILIKÁTKERÁMIÁK		II. OXIDKERÁMIÁK		III. HIBRIDKERÁMIÁK	
Alcsoportok	Földpát kerámiák	Üvegkerámiák	Polikristályos kerámiák	Üvegínfiltrált kerámiák	Polimer-ínfiltrált (PICN)	Rezin nanokerámiák
Odontotechnológiai megmunkálás	Szinterelés	Préselés, CAD/CAM	CAD/CAM	In-Ceram Infiltrációs eljárás, CAD/CAM	CAD/CAM	CAD/CAM
Példák	Leplező-kerámiák	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivaden), Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik) Paradigm™ C (3M ESPE)	Alumínium-oxid: Procera AllCeram (Nobel Biocare) cirkónium-dioxid kerámiák	In-Ceram Alumina, Spinell, Zirconia (Vita Zahnfabrik)	Vita Enamic (Vita Zahnfabrik)	Cerasmart (GC Dental Products), Lava ultimate (3M ESPE)

## 2.4. Kerámiák csoportosítása

A fogászati kerámiákat leggyakrabban anyagszerkezetük alapján csoportosítják. Két fő csoportjuk a szilikátkerámiák és az oxidkerámiák, melyeket az alábbiak szerint tagolhatunk tovább:

- I. szilikátkerámiák
    1. üvegalapú rendszerek
    2. üvegalapú rendszerek kristály töltőanyaggal
      - a) alacsony és közepes leucittartalmú földpátüveg
      - b) magas leucittartalmú üveg, üvegkerámia
      - c) lítium-diszilikát és cirkóniummal erősített lítium-szilikát üvegkerámia
  - II. oxidkerámiák
    1. kristályalapú rendszerek üveg töltőanyaggal, infiltrációs kerámiák
    2. polikristályos kerámiák
      - a) alumínium-oxid kerámiák
      - b) cirkónium-dioxid kerámiák
  - III. hibrid kerámiák
    1. rezin nanokerámiák
    2. polimerínfiltrált hibrid kerámiák
- (9)

### 2.4.1. Szilikátkerámiák

Amorf üvegmátrixukban rendezetlenül kristályok helyezkednek el. Az üvegszerű anyagszerkezet viszonylag magas transzlucenciát kölcsönöz az anyagnak, ezáltal kifejezetten esztétikusak, természetes hatásúak. Előállításuk során pórusok képződhetnek bennük, melyek csökkentik az anyag hajlítószilárdságát, keménységét. Ebből kifolyólag főleg leplezőanyagként, illetve szülő, fémmentes restaurátumokként célszerű alkalmazni őket. (9)

#### 2.4.1.1. Üvegalapú rendszerek

A fogászatban felhasznált üvegeket földpátokból állítják elő. A földpátok tulajdonképpen alumínium-szilikátok, melyek nátriumot és káliumot tartalmazó vegyületek. Megtalálhatók a természetben, de szintetikus módon is előállíthatók. Alacsony, mindössze 60-70 MPa-nyi hajlítószilárdságuk miatt indikációs területük a fém-, illetve kerámiavázak leplezésére, héjak készítésére korlátozódik. (9) Por/folyadék formában forgalmazzák őket, CAD/CAM eljárással nem dolgozhatók fel. (13) Ecsettel rétegzik őket a vázanyagra, majd szinterelik, miközben az anyag kb. 30%-ot zsugorodik. (9) (2. ábra) (14)



2. ábra: Földpátkerámiából készült fogpótlás készítésének menete. Az anyagot ecsettel rétegzik a mintára. (14)

#### 2.4.1.2. Üvegalapú rendszerek kristály töltőanyaggal

Az anyagcsalád tagjai között igen nagy különbségek lehetnek a kristály-, illetve üvegfázis arányában, így célszerű őket további alcsoportokra osztani. Az üvegrészben leucit, lítium-diszilikát vagy fluor-apatit kristályok találhatók, és ezek az anyag olvadáspontját is csökkentik a mechanikai tulajdonságok javítása mellett. (9) Közös tulajdonságuk, hogy



számos altípusuk feldolgozható CAD/CAM eljárással, valamint jó esztétikai tulajdonságaik miatt igen gyakran alkalmazzák őket mind vázanyagként, mind monolitikus restaurátumként. (13)

#### 2.4.1.2.1. Alacsony és közepes leucittartalmú földpátüveg



3. ábra: Leucittartalmú földpátüveg kerámiablokk (VITAblocs Mark II). (15)

Az üvegfázishoz hozzáadott vagy abban növesztett leucitkristályok több előnyös tulajdonságot kölcsönöznek a földpátüvegnek: növelik az anyag ellenállóképességét, a repedések terjedésének útját állják, illetve úgy változtatnak a hőtágulási együtthatón, hogy az a fémekével összeegyeztethető legyen. (9)

Szóló restaurátumok mint héjak vagy betétek készíthetők belőlük CAD/CAM megmunkálással (pl. VITAblocs Mark II.), illetve por/ folyadék formában őket használják a leggyakrabban fémkerámia fogpótlások leplezésére. (9, 13) (3. ábra) (15)

#### 2.4.1.2.2. Magas leucittartalmú üveg, üvegkerámia

Számottevően jobbak a mechanikai és fizikai tulajdonságaik, mint a korábbi kerámiáknak, mivel bennük egy másodlagos hőkezelés során — a keramizáció fázisában — alakul ki a kristályfázis. A kristályok növekedése prekursorokból indul ki, melyek a hőkezelés során belefeszülnek az őket körülvevő üvegmátrixba. A kompressziós erőhatásnak köszönhetően az üvegkerámiák



4. ábra: Magas leucittartalmú üvegkerámia blokkok (Empress CAD). (16)

kopásállóbbak és kevésbé törékenyek. Jellemző rájuk az „ütélzáró” effektus is, mely során a kristályszemcsék a repedések útját állva járulnak hozzá a magasabb törési

ellenálláshoz. A mechanikai tulajdonságok a kristályok szemcseméretének csökkentésével tovább javíthatók, illetve függenek még a szemcsék számától, valamint az üveg- és kristályfázis kapcsolatától. A kristályok százalékos aránya az anyagban kb. 50%-ra tehető. (9)

CAD/CAM megmunkálással alkalmasak a chairside rendszerekhez rövid frézelési idejükből kifolyólag (pl. Ivoclar - IPS Empress CAD, 3M ESPE - Paradigm C). (13) (4. ábra) (16)

#### 2.4.1.2.3. Lítium-diszilikát és cirkóniummal erősített lítium-szilikát üvegkerámia

A lítium-diszilikát üvegkerámia esetében lítium-szilikát alkotta üvegmátrixban lítium-diszilikát kristályok találhatók, melyek százalékos aránya eléri a 70%-ot. A kristályok méretének csökkentésével a lítium-diszilikát kerámia még rugalmasabb, a kristályok mennyiségének növelésével pedig kb. 500 MPa-ra nőtt a hajlítószilárdsága. (9)



5. ábra: Lítium-diszilikát üvegkerámia (IPS e.max). (17)

A kristályok alacsony refrakciós indexének köszönhetően esztétikus, monolitikus restaurátumok készítésére alkalmas, de relatíve magas hajlítószilárdságából adódóan vázanyagként is funkcionálhat. CAD/CAM technológiával is megmunkálható, azonban a klinikai felhasználás előtt utóégetés szükséges, hogy végleges színét elnyerje (pl. Ivoclar - IPS e.max, Pentron - 3G OPC). (13) (5. ábra) (17)



6. ábra: Cirkónium erősített lítium-szilikát kerámia (VITA Suprinity). (18)

A cirkóniummal erősített lítium-szilikát üvegkerámia szintén megmunkálható CAD/CAM technológiával, azonban utóégetés itt is szükséges, hogy a mézszínű tömb végül fogszerű legyen (pl. VITA Suprinity). (13) (6. ábra) (18)

## 2.4.2. Oxidkerámiák

Az oxidkerámiák esetén az üvegmártixszal szemben már a kristályos fázis dominál. A kristályosabb anyagszerkezetből adódóan opakabbak, így kevésbé esztétikusak, mint a szilikátkerámiák. Azonban a bennük található oxidok nagy kötési energiája igen stabilá teszi őket, nagy a keménységük és szilárdságuk. Jó mechanikai tulajdonságaiknak köszönhetően ellenálló korona-, illetve hídvázak készítésére alkalmasak, leginkább fogtechnikai laborokban marják ki tömbjeikből a tervezett fogpótlásokat. (13)

### 2.4.2.1. Kristályalapú rendszerek üveg töltőanyaggal, infiltrációs kerámiák

Anyagszerkezetileg egy porózus kristálmátrixból — általában alumínium-oxid — állnak, melynek réseit egy második — általában alumínium-szilikát — üvegfázis tölti ki. A végeredmény egy tömör, infiltrált anyag lesz, melynek mechanikai tulajdonságai jobbak, mint az alkotó összetevőké külön-külön.

Hajlítószilárdsága 350-650 MPa között mozog a kristálmátrix összetételétől függően. Ha az anyag valahol



7. ábra: Infiltrációs kerámatömbök: In Ceram Alumina (balra), In Ceram Spinell (középen), In Ceram Zirconia (jobbra). (19)

megsérülne, akkor a repedésnek az útját állják a kerámiát felépítő, egymást folyamatosan változtató kristály- és üvegfázisok. (9) Előszinterelt tömbjeikből szóló fogpótlások és háromtagú hidak is készíthetők, de feldolgozhatóak öntőpépes öntéstechnológiával is. (9, 13) Legnevesebb képviselőik a VITA In-Ceram kerámiacsalád tagjai (pl. In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, In-Ceram Spinell). (9) (7. ábra) (19)

### 2.4.2.2. Polikristályos kerámiák

Direkt szintereléssel légzárványoktól és üvegfázistól mentes, tömör, polikristályos struktúra építi fel ezeket a kerámiákat. Ebből következően igen jó az ellenállóképességük, nagy a hajlítószilárdságuk és a keménységük. Főleg fogpótlások vázait állítják elő belőlük, mivel meglehetősen opakak a szilikátkerámiákhoz képest. Földpátkerámiával való leplezéssel készíthető el a legesztétikusabb restaurátum. (9)

#### 2.4.2.2.1. Alumínium-oxid kerámiák

1600 °C-on való szinterelés során a váz teljesen pórusmentessé zsugorodik, így ajánlott a kerámiaport eleinte egy 20%-kal nagyobb mintacsonkra préselni. (9) Akár 3 tagú hídvázakat is marnak tömbjeiből, magas, 600 MPa-os hajlítószilárdságának köszönhetően (pl. Procera - AllCeram alumina). (13) (8. ábra) (20)



8. ábra: Alumínium-oxid kerámiából készült fogpótlás. (20)

#### 2.4.2.2.2. Cirkónium-dioxid kerámiák

A fogászatban használt cirkónium-dioxidhoz 3-5 tömegszázalék ittriumot adnak. Ez az anyag töréssel szembeni ellenállását igencsak megnöveli. A tiszta cirkónium-dioxidra polimorfia jellemző, ami annyit tesz, hogy az anyag különböző hőmérsékleteken különböző kristályszerkezetben fordul elő — mindig azonos kémiai összetétel mellett. 2300 °C felett köbös, 1200 °C felett tetragonális, 1200 °C alatt pedig monoklin szerkezetet mutat. A tetragonális-monoklin fázisátmenet 3-5%-os expanzióval jár. Tiszta állapotban ez az anyagban túlságosan nagy feszültségek kialakulásához vezetne. Ezt védi ki a hozzáadott ittrium-oxid tartalom, mely képes szobahőmérsékleten stabilizálni a tetragonális szerkezetet. Amennyiben a kerámia széléről egy repedés elindul, az a kialakuló feszültség hatására kedvez a tetragonális-monoklin átalakulásnak, az ezzel járó 3-5%-os térfogatnövekedés kompressziót fejt ki a repedéscsúcsra, nehezítve annak terjedését. Ez az összetétel-változás nélküli szerkezeti átalakulás felelős a cirkónium-dioxid kerámiák hosszú távú és rendkívül magas törési ellenállásáért, mely 8-10 MPa m<sup>1/2</sup> között mozog. (9)



9. ábra: Cirkónium-dioxid kerámiablokkok (Dentsply Sirona). (21)

A fentebb említettekből következik, hogy manapság már igen széles körben elterjedt az alkalmazása. Előszeretettel marnak tömbjeiből mind többtagú vázakat, mind monolitikus restaurátumokat. (9) Bátran tervezhető vele fogpótlás a posterior régióba, ugyanis 900-1100

MPa-os hajlítószilárdságának köszönhetően elviseli a terhelést. Leggyakrabban a 3 mol% ittrium-oxiddal stabilizált formáját alkalmazzák. (13) (9. ábra) (21)

### 2.4.3. Hibrid kerámiák

A kompozitok és a kerámiák gyakran használt anyagok fogpótlások készítéséhez, azonban hátrányos tulajdonságaik limitálják alkalmazásukat: a kerámiák ridegek és törékenyek, a kompozitok pedig elmaradnak a kerámiáktól a széli záródás pontosságában, élethű fogszínutánzásban és kopásállóságban. (22)

A kerámiák alacsony hajlítószilárdságából és törési ellenállásából következő ridegségét egyes gyártók kompozit hozzáadásával próbálják kiküszöbölni. A két anyagcsalád kombinálásával születtek meg a hibrid kerámiák, melyek ötvözni hivatottak mind a kerámiák, mind a kompozitok előnyös tulajdonságait. A hibrid kerámiák a hagyományos kerámiáknál rugalmasabbak, ennek köszönhetően mechanikai tulajdonságaik jobban hasonlítanak a természetes fogakéhoz, valamint az antagonista rágófelszint is kevésbé koptatják. Kizárólag CAD/CAM technológiával megmunkálhatók, marásuk kevesebb időt vesz igénybe, valamint utóégetni sem kell őket — a kimart restaurátum kidolgozás után azonnal kész a klinikai felhasználásra. (13) A fogorvos által is magasfényre polírozhatóak, így kiváló esztétikai eredmény érhető el a belőlük készült fogpótlásokkal. Mindezek mellett a hibrid kerámiák fényrekötő kompozitokkal egyszerűen javíthatók és kiegészíthetők (mind extra-, mind intraorálisan), ami nagy könnyebbséget jelent a páciens, a fogorvos és a laboratórium számára.

A hibrid kerámiákon belül két alcsoportot különböztethetünk meg: a rezin nanokerámiákat (RNC, Resin Nano Ceramic) és a polimerinfiltrált hibrid kerámiákat (PICN, Polymer-infiltrated Ceramic-network). (23, 24)

#### 2.4.3.1. Resin nanokerámiák



10. ábra: Resin nanokerámia (Lava Ultimate). (25)

A resin nanokerámiák kerámia nanomerekből (töltőanyag) és rezinmátrixból állnak. A nanomerek mind azonos méretű és különálló részecskék. A csoport egyik legnevesebb képviselője, a Lava Ultimate (3M) kerámia (10. ábra) kétféle nanomert használ: 20 nm átmérőjű szilikátrészecskéket és 4-11 nm átmérőjű cirkónium-dioxid részecskéket. (25) Ezeket egy

szabadalmazott technikát használva szilánnal vonják be, mely kémiai módon köt mind a

nanomer kerámiarészecskékhez, mind a rezinmátrixhoz. A kerámia nanomerek összecsapódásával, aggregálódásával nagyobb, 0,6-10  $\mu\text{m}$  átmérőjű ún. „nanocluster”-eket állítanak elő. Ezeket a nanocluster részecskéket szintén szilánnal vonják be.

A gyártás során az előbb említett nanomer és nanocluster részecskéket adják hozzá a rezinmátrixhoz, mely a rezin nanokerámiában előnyös tulajdonságokhoz vezet: keményebb, ellenállóbb anyag 204 MPa hajlítószilárdsággal és 2,02 MPa m törési szívóssággal. Ezt követően az anyagot hőkezelésnek vetik alá. A végeredmény egy relatíve rugalmas, magassfényre polírozható, a rezineknél szívósabb és a kerámiapartikulumok kopásállóságával és optikai tulajdonságaival rendelkező fogászati anyag lesz.

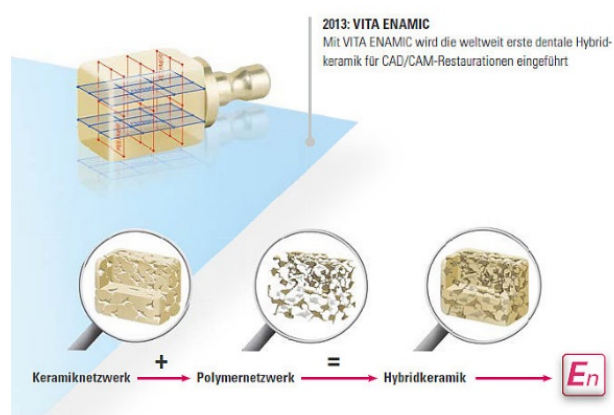
A rezin nanokerámiák kiválóan alkalmasak olyan szülő restaurátumok készítésére, mint betétek, héjak, koronák és implantátumkoronák.

A fogpótlás tartósságának szempontjából lényeges, hogy az anyag mindenhol megkapja a minimális rétegvastagságot: koronáknál okkluzálisan/incizálisan min. 1,5 mm, cervikálisan min. 1 mm; betéteknél okkluzálisan min. 1,5 mm, az isthmusnál min. 1,5 mm; héjaknál cervikálisan min. 0,4 mm, a fog középső harmadában min. 0,6 mm, incizálisan – preparálási technika függvényében – min. 0,5-1,5 mm. (23)

## 2.4.3.2. Polimerinfiltrált hibrid kerámiák

### 2.4.3.2.1. Anyagszerkezet

A VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) jelenleg az egyetlen elérhető polimerinfiltrált hibrid kerámia, melyet 2013-óta gyárt a VITA Zahnfabrik cég. Anyagszerkezetileg igen egyedülálló (11. ábra): szinterelt földpátkerámiamátrix, melybe metakrilát polimert infiltráltak. (22) (26) Összetételét



11. ábra: Polimerinfiltrált hibridkerámia (VITA Enamic) szerkezete. (26)

tekintve 86 tömegszázalék kerámia és 14 tömegszázalék polimer építi fel, a két anyag alkotta hálós szerkezetek pedig teljesen egymásba fonódnak. A kerámiafázist 58-63 tömegszázalékban  $\text{SiO}_2$ , 20-23 tömegszázalékban  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , emellett  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{CaO}$

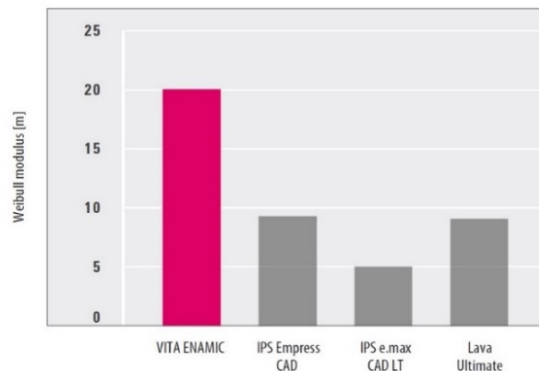


és  $\text{TiO}_2$  építi fel. érfogati megoszlást tekintve az anyag 75%-át a kerámia, 25%-át a polimer adja. (24)

#### 2.4.3.2.2. Mechanikai tulajdonságok

Hajlítószilárdsága közel esik a természetes fogakéhoz 150-160 MPa-os értékével. Ez meghaladja a főlpátkeramiák esetében mért értéket, de elmarad a lítium-diszilikát keramiákhoz képest, és csupán töredéke a cirkónium-dioxid keramiákénak. (22) Rugalmassági modulusa 30 GPa, keménysége 2,5 GPa, törési ellenállása 1,5 MPa m, Weibull modulusa 20. (24) (12. ábra) (27)

Kiemelkedő megbízhatóság és integrált repedést gátló funkció



12. ábra: A VITA Enamic Weibull modulusa más CAD/CAM keramiákéval összehasonlítva. (27)

#### 2.4.3.2.3. Feldolgozás

CAD/CAM rendszert használva csiszolni nedves, frézelt pedig száraz állapotában lehet. Elérhető mind tömb (12x14x18 mm), mind korong (12 mm, 18 mm) formákban. (13. ábra) (28) Tilos kiégetni a megmunkálások során, mivel az kárt tesz az anyag szerkezetében. Emellett a tisztítására gyakran használt, acetont tartalmazó oldatokkal sem érintkezhet a kerámia, mivel az ilyen tisztítószeres felületi károsodásokat okozhatnak rajta. (24)



13. ábra: VITA Enamic: A termék kapható mind tömb, mind pedig korong formában. (28)



#### 2.4.3.2.4. Indikáció

Tökéletes választás minimálinvazív restaurátumokhoz. Bármely esztétikus, szóló fogpótlás elkészítésére alkalmas, amennyiben érvényesülnek az adhezív vagy önadhezív technika feltételei. Tömbjeiből az anterior és a posterior régióba egyaránt marhatók héjak, betétek (14. ábra), occlusalis héjak (ú.n. „table top” fogpótlások), részleges és teljes koronák, valamint implantátumkoronák. Ezen esetekben akkor lesz klinikailag sikeres a hibrid kerámia fogpótlás, ha biztosítjuk számára a minimális rétegvastagságokat: koronáknál cirkulárisan 0,8 mm, okkluzálisan/incisálisan 1 mm; betéteknél okkluzálisan 1 mm, az isthmus régióban szintén 1 mm; héjaknál incizálisan és labiálisan 0,3 mm, cervikálisan 0,2 mm. A VITA Enamic szigorúan kontraindikált hidak készítésére, illetve parafunkciós mozgások esetén. (24)



14. ábra: VITA Enamic hibrid kerámiából készített betét. (saját ábra)

#### 2.4.3.2.5. Árnyalatok

A VITA Enamic kerámia színekínálata a VITA 3D-Master rendszer alapján lett megalkotva. Ezen rendszer figyelembe veszi a színnek mind a három dimenzióját, melyek a világosság (value), a telítettség (chroma) és a színezet (hue). A cég a következő

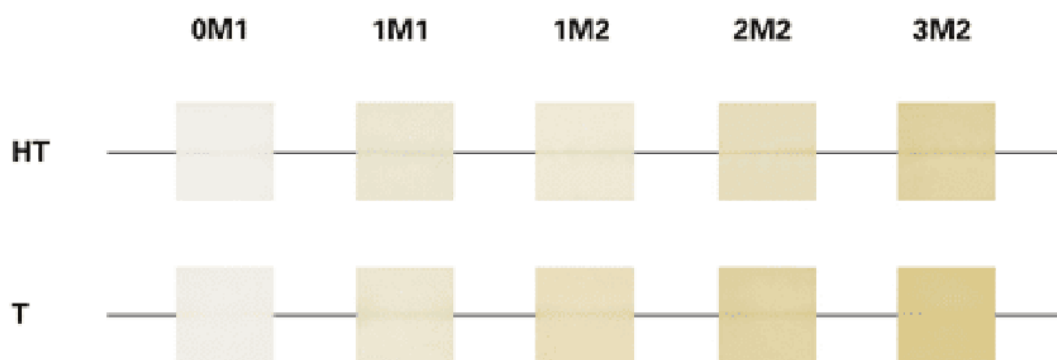
színspektrumot forgalmazza: 0M1, 1M1, 1M2, 2M1, 2M2, 2M3, 3M1, 3M2, 3M3, 4M2. (16. ábra) (29)

A hibrid kerámia három különböző transzlucenciában került forgalomba. ST (Super Translucent) — főleg héjak készítésére alkalmas az



15. ábra: A természetesebb hatás érdekében multiColor intenzív kaméleonhatásának tömbből is marható fogpótlás. (30)

köszönhetően, HT (High Translucent) — egyaránt alkalmas héjak és koronák készítésére, T (Translucent) — elsődlegesen teljes borítókoronák anyagaként ajánlott használata, képes az erősebb elszíneződések (pl. amalgám, tetraciklin okozta elszíneződések, fémcsonkok) elfedésére. A természetesebb hatás érdekében a gyártó forgalmaz „multiColor” tömböket is, melyeket hat különböző színréteg alkot, telítettségük (chroma) cervikális irányban növekszik. (24) (15. ábra) (30)



16. ábra: A VITA Enamic elérhető árnyalatai magas és normál transzlucenciában. (29)

#### 2.4.3.2.6. Utólagos megmunkálás

A kimart fogpótlásokat kizárólag gyémántfűrőkkel szabad csiszolni, valamint polírozásukhoz is speciális polírozó fejek szükségesek. Fontos, hogy ezen műveleteket alacsony nyomáson, az anyag nedves állapotában végezzük. A magassfényre polírozáshoz a gyártó két szettet fejlesztett ki: egyet az extraorális, laboratóriumi használatra (Polishing Set technical); egyet pedig az intraorális, rendelői használatra (Polishing Set clinical). Emellett a procedura kiegészíthető kecskeszőr kefével, illetve gyémánt polírozó pasztával is a tökéletes végeredmény elérése érdekében. A VITA Enamic hibrid kerámia

előpolírozható hagyományos Sof-Lex korongokkal, azonban ezeknek csak a közepes (M), finom (F), vagy nagyon finom (SF) változata használható. (24)

#### 2.4.3.2.7. Karakterizálás



17. ábra: Fényre kötő festék- és lakk készlet, mellyel teljes mértékben személyre szabott fogpótlás készíthető. (31)

A hibrid kerámia fogpótlás a marás után festéssel tovább egyéniesíthető, saját VITA Enamic Stains Kit-jének segítségével, mely 6 színt tartalmaz. Karakterizálás előtt az adott felszíneket zsírtalanítani és érdesíteni kell, hogy a festékanyag retenciója és átitatódása megfelelő legyen. Az előbbieket miatt a

procedúra nem végezhető el polírozott felületeken. A felszíneket ezután kondicionálni szükséges savval (5% fluorsav-géllel 1 percig) vagy homokfúvással (max 50 mikrométer szemcsanagyságú  $\text{Al}_2\text{O}_3$  max. 1 bar nyomáson). Ezt követően az újonnan érdesített felületek szilanizálása szükséges.

A következőkben elkezdhető a megfelelő árnyalatúra kikevert festékanyag ecsettel való felhordása, a rétegek között pedig a festett felszín polimerizálása szükséges. A festés végeztével a színeket egy speciális lakkal (VITA Enamic Glaze) szükséges lezárni, melyet egy végső polimerizálás követ, 350-500 nm-es tartományban. (24) (17. ábra) (31)

#### 2.4.3.2.8. Individualizálás

A restaurátum színei VITA VM flow vagy Paste leplező kompozitokkal tovább individualizálhatók. (18. ábra) (32) Ez elvégezhető még a fogpótlás tervezésekor, digitálisan, de marást követően utólag is, manuálisan.



18. ábra: A további individualizálás érdekében leplező kompozitokat is használhatunk. (32)

A felszíneknek itt is érdesek és zsírmentesek kell lenniük. A kondicionálást végezhetjük gyémánt csiszolófejjel, homokfúvással vagy — kizárólag extraorálisan — 5%-os fluorsav-géllel (VITA Adiva Cera-Etch) 1 percig. Ezután a

felületet itt is szilanizálni szükséges (VITA Adiva C-prime alkalmazásával), majd VITA VM LC Modelling Liquid applikálása szükséges az individualizálás megkezdése előtt. A kompozitrétegek között, illetve a felhordást követően itt is polimerizáció szükséges. Az oxigén-inhibíciós réteg elkerülésére a végső polimerizációhoz ajánlott a fogpótlást VITA VM Lc Gel-el bevonni, majd azt a megvilágítás után maradéktalanul vízzel eltávolítani.

Előpolírozáshoz a termék saját polírozó szettje (VITA Enamic Polishing Set technical) és kecskeszőr kefe használható. A magassfényre polírozást végezhetjük a szettben található saját polírozó eszközökkel és gypjű-, bőr- vagy filckoronggal. (24)

#### 2.4.3.2.9. Rögzítés

A polimerinfiltrált hibrid kerámiák adhezíven kötődnek a foganyaghoz. Rögzíthetők fényre kötő vagy dual kötésű rezincementekkel. A restaurátum rögzítése előtt a foganyagot savazni (VITA Adiva Tooth-Etch-el 20



*19. ábra: A restaurátum rögzítéséhez használhatjuk a termék hagyományos adhezív rendszerét (kép), de akár önadhezív rendszerét is (utóbbi kizárólag koronák rögzítésére alkalmas). (33)*

saját önadhezív kompozitja (VITA Adiva S-Cem) — kizárólag koronák számára — biztosítani tudja a restaurátum megfelelő mértékű kötődését a dentinhez. (19. ábra) (33) Héjakhoz fényre kötő kompozit használata javasolt, ugyanis a dual kötésű anyagok a kötés után enyhén elszíneződhetnek, melyet a vékony rétegvastagság már nem képes elfedni. (24)

#### 2.4.3.2.10. Finírozás és polírozás

Finírozáshoz használható gyémántfűrő, Sof-Lex korong és EVA-reszelő is. Keményfém fűrőkat a PICN kerámiák megmunkálásakor tilos használni, mert szerkezeti sérülést okozhatnak.

Polírozáshoz a termék polírozó szettje (VITA Enamic Polishing Set) használható. (20. ábra) (34) Előpolírozáshoz a rózsaszín, míg magassfényre polírozáshoz a szürke polírozófejek alkalmazandók vízhűtés mellett. (24)

A finírozás és polírozás elengedhetetlen mozzanatai a folyamatnak. A CAD/CAM rendszerrel kimart restaurátumok felszínén a kerámiafázis elválhat a polimertől, és ezeken a helyeken mikrorepedések alakulhatnak ki. A repedések idővel növelhetik a kerámia felszíni érdességét, amely hatással van az optikai tulajdonságokra is. (22)



20. ábra: Rendelői (balra), illetve laboratóriumi (jobbra) polírozó készlet. (34)

### **3. Monolitikus kerámiarestaurátumok színét befolyásoló tényezők**

Esztétikus fogpótlás készítésekor mindmáig a megfelelő fogszín kiválasztása jelenti a legnagyobb kihívást. (35) A fogorvosnak figyelembe kell vennie, hogy a végső színhatásért nem csak a restaurátumot alkotó kerámia fog felelni. A kerámia – cement – csonkanyag egység egy közös rendszerként fogja meghatározni, hogy mennyire fog eltérni egy fogra rögzített korona vagy héj árnyalata a kerámia eredeti színétől. (8, 36-40)

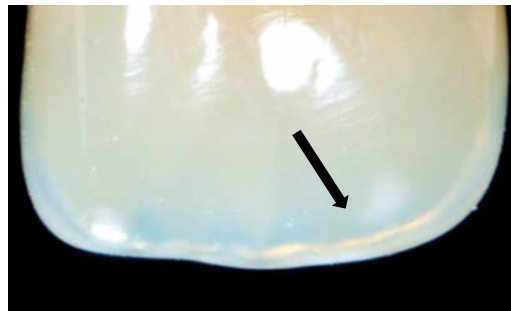
#### **3.1. Preparált csonk**

Egy fog színét az határozza meg, milyen utakat jár be anyagában a fény. (41) Mikor a fogakat fotonok érik, az alábbi jelenségek játszódnak le: spektrális- és diffúz reflexió; spektrális transzmisszió; abszorpció. A fény azonban másként halad a fogban és a kerámiában. Ennek oka a fog szerves összetevőiben keresendő. Nagyrészt az aromás aminosavak (tirozin, triptofán, fenilalanin) felelősek a fényelnyelésért, megváltoztatva ezzel a reflexiós spektrumot. Ez metamériához vezet a természetes fogak és a kerámiapótlás között, és bizonyos megvilágításokban negatívan befolyásolhatja az esztétikát. (35)

##### **3.1.1. A fog keményszöveteinek fénytani viselkedése**

A legtöbb ember szerint a fogak nemes egyszerűséggel fehérek. Ez részben, de nem teljesen igaz. A színérzet kialakulása egy igen összetett folyamat eredménye (lásd: 6. fejezet). A fény a fogat alkotó szövetekkel különböző módokon lép reakcióba – nem is beszélve e szövetek különböző fogrészekben tapasztalt eltérő vastagságairól – ezért fogaink fénytani paramétereinek leírása igen összetett feladat. (42-44) A fogszövetek optikai tulajdonságainak leírásához néhány alapfogalmat definiálni szükséges. (1) Egy tárgy transzparens, ha a fényt teljesen átereszt, opak, ha egyáltalán nem ereszt át. A transzlucencia az anyag fényáteresztő képességét jelenti. Tehát ha az anyag transzlucenciája 100%, akkor transzparens, ha 0%, akkor opak. (2) Az opaleszcencia fogalma az opál ásványok megjelenéséből adódik. Ez a vizes diszilikátokból álló ásvány a rá vetülő fényt szinte teljesen visszaveri vagy megtöri, aminek összjátéka eredményezi a kristály jellegzetes, megvilágítástól függően vöröses vagy kékeszöld csillogását. (3) A refrakció a fény eltérő optikai sűrűségű anyagba lépése esetén tapasztalt irányváltoztatása. (4) A fluoreszcencia a fény abszorpcióját követő adott hullámhosszú fény emisszióját jelenti. (42)

A természetes fogak esztétikájának legfőbb meghatározói a zománc, illetve a dentin, és ahogyan azt már fentebb említettük, ezen szövetek fénytani viselkedése eltérő. A zománc alapvetően egy transzlucens, opaleszcens és fénytörő anyag. Az opaleszcencia kölcsönöz kékes színt frontális nézetből a természetes fognak, annak ellenére, hogy a zománc szinte színanyagmentes. A fény a zománcba való be- és kilépés során is megtörik. Ez okozza a fagon az ún. holdudvarhatást vagy dicsfényhatást (21. ábra), azaz szemből vizsgált felső frontfog éli részén egy világos sárga, fényes, opakabb gyűrűt vélhetünk felfedezni. (42) Kisebb mértékben a dentin is rendelkezik opaleszcens tulajdonságokkal, valamint speciális fehérjéknek köszönhetően fluoreszcens sajátossággal is bír. (42) Fried et al tanulmányozta a szórt fény mennyiségét a fog keményszöveteiben 543 nm-es, 632 nm-es és 1053 nm-es hullámhosszokon, és vizsgálatból kiderült, hogy a zománcban a hullámhossz csökkenésével növekszik a szóródás mértéke. (45, 46)



21. ábra: Holdudvar hatás vagy dicsfény hatás. A fény a zománcba való be- és kilépés során is megtörik, ez a frontfog éli részén egy világos sárga, fényes, opakabb gyűrűt eredményez (nyíl). (42)

A dentin sokkal erősebben nyeli el és szórja a fényt, tehát a zománcnál opakabb. (41, 42) A szóródások centrumainak a dentintubulusok tekinthetők, ugyanis sem a fényszórás, sem az elnyelődés nem mutat összefüggést az ásványianyag tartalommal. (41, 46) A fogak nyaki részén a zománc vékonyabb, kevésbé fed, míg az éli harmadban vastagabb, így sokkal világosabb érzetet kelt. Emiatt egy telítettségi grádiens definiálhatunk a fog koronáinak nyaki harmadától az éli részükig. (42) A zománcban alacsony az abszorpció, és magas a transzmisszió mértéke a látható fénytartományban. (47) Így érthető, hogy a fogaink színét leginkább a zománc alatt fekvő dentin határozza meg, melyen a transzlucens zománc vastagsága és opacitása módosít. (41, 42) Azonban a dentin színe változik életünk során. Ahogy idősödünk, fogaink sötétebbek, valamint sárgásabbak és enyhén pirosabbak lesznek. (48, 49) Ezen folyamatok hátterében több dolog áll: a pulpakamra retrakciója szekunder dentin képződésének következtében; a szekunder dentin keményedése, permeabilitásának csökkenése; a dentin színtelítettségének fokozódása; a fogszín világosságának, valamint a zománc mennyiségének a csökkenése. Ezek miatt méginkább a dentin színe kerül előtérbe a zománcéval szemben. (49, 50)



Mindemellett külső tényezők is felerősíthetik a pirosas-sárgás tónust. (51) Ilyenek a kávé, tea, vagy vörösbor, de egyes gyógyszerek, szájöblögetők, vagy a dohányzás is okozhatnak elszíneződést (40, 50, 51). Van különbség a nemek között: a férfiak fogai általában sötétebb, szaturáltabb és sárgásabb, mint a nőké (49-51), bár van olyan kutatás, mely a sárgás színezetet a nőkben véli erősebbnek felfedezni. (52) Egy fogon belül is vannak eltérések: Goodkind és Schwabacher kutatása alapján, 35 éves kor fölött fogaink sötétebbek és pirosabbak lesznek, kivétel ez alól a fognyak területe, ahol a színezet a sárgásabb irányba tolódik el. (52, 53) Azonban a különböző fogcsoportok színe sem ugyanolyan: a felső frontok sárgásabbak, mint az alsó frontok; a felső középső metsző világosabb, mint az alsó; és a felső szemfogak sötétebbek, mint az alsók. (52)

A fentebb leírt megállapítások mind megnehezítik a helyes fogszínmegatározást és reprodukálást, valamint hozzájárulnak ahhoz, hogy idővel eltérés alakuljon ki a természetes fogazat, valamint a kerámiapótlás színe között. (48)

### **3.1.2. Preparált csont hatása a restaurátum színére**

Manapság a fogmegtartó szemlélet előtérbe kerülésével gyakran kell gyökérkezelt, elszíneződött, csappal ellátott fogakra, vagy éppen implantátumokra esztétikus pótlást készíteni, és ezek színe sokszor erősen eltér a megszokottól. (54)

Korábbi kutatásokban kimutatták, hogy a fogpótlás alatt fekvő csont színe az elsődleges befolyásoló tényezője a kerámia restaurátum végleges színének. (55-60) Különösen megfigyelhető ez akkor, ha például egy gyökérkezelés miatt sötéten elszíneződött fog esztétikáját szeretnénk kerámiával helyreállítani. Ilyen esetekben ajánlott legalább 2 mm helyet hagyni a kerámia számára, hogy megfelelően elfedhesse a csont színét. (8)

Ezt támasztja alá *Vichi et al* kutatása is, melyben azt vizsgálták, miként változtatja meg egy A4-es üvegkerámia (IPS Empress) színét, ha fogszínű (A3) kompozitcsapra, szénszálas csapra, cirkónium-dioxid csapra, vagy éppen opak fehér csapra cementezik. Eredményeikből kiderül, hogy a kerámia rétegvastagságának növelésével számottevően csökkenthető a csontszín hatása a restaurátum végleges színére. Míg 1 mm-es rétegvastagságnál klinikailag elfogadhatatlan értékek születtek, 2 mm-nél emberi szem számára már alig, vagy nem volt észlelhető a színekülönbség. 1,5 mm-es rétegvastagságnál a cement és a kerámia árnyalatának gondos kiválasztásával szintén van lehetőség klinikailag elfogadható esztétikai hatás elérésére. (60)



Egy későbbi kutatásban aranyötvözetből, illetve A1-es és A4-es színű porcelánból készült hátterekre A1-es színű üvegkerámiát (IPS Empress) helyeztek. A kerámiakorongokat különböző rétegvastagságokban (1,0 mm, 1,2 mm, 1,4 mm, 1,6 mm, 1,8 mm, 2,0 mm) helyezték a hátterekre, és a színkülönbséget koloriméterrel vizsgálták. Az A1-es és az A4-es porcelán-hátterű mintákat összehasonlítva, rétegvastagságtól függetlenül az emberi szem számára nem volt észlelhető színkülönbség. Az A1-es és az arany hátterű minták esetében, 1,0 mm-es rétegvastagságnál egyértelmű a színkülönbség, azonban 1,2 mm fölött ez az eltérés nehezen észlelhető. Az A4-es hátterű mintákat az arany hátterűekkel összehasonlítva pedig, 1,0 mm-es rétegvastagságnál elfogadhatatlan volt a különbség, míg 1,6 mm esetén már elfogadható eredmény született. Ezekből az következik, hogy egy aranyötvözetből készült csapos műcsonk nem fogja megváltoztatni az üvegkerámia színét, ha utóbbi rétegvastagsága min. 1,6 mm. Azonban, ha ennél kisebb hely áll a pótlás rendelkezésére, ajánlatosabb egy esztétikusabb színű csap alkalmazása. (59)

A fenti megállapításokból levonható az a következtetés, hogy célszerű a fogorvosnak a csonk színét gondosan meghatározni, majd ezt az információt a fogtechnikussal is megosztani, mivel kisebb rétegvastagságoknál nehézségekbe ütközik a kiválasztott fogszín reprodukálása. (38)

### **3.2. Rögzítőcement**

Szakirodalmi adatok támasztják alá a tényt, miszerint a cement színe és transzlucenciája szignifikánsan befolyásolja a restaurátum végső színét. (8, 38, 60, 61)

*Alghazzawi et al* spektrofotometriás mérései alapján, ez a hatás szilikátkerámiákban érvényesül, míg az oxidkerámiáknál – azok kifejezett opacitása miatt – nem. (62)

Fontos figyelembe venni, hogy minél inkább különbözik egy cement színe és transzlucenciája felette lévő kerámiájától, annál kifejezettebben változtat a fogpótlás megjelenésén. Ezt a fogorvos előnyére fordíthatja, amennyiben egy elszíneződött csonkot szeretne esztétikusan leplezni.

A különböző cementeket a gyártók többféle színben és transzlucenciában forgalmazzák, azonban nehézséget jelent, hogy az egyes márkák azonos árnyalatai eltérőek egymástól.

*Carrabba et al* kutatásukban A2-es színű kompozit csonkokra 0,1 mm-es

rétegvastagságban vitt fel rezin cementet, 5 árnyalatban: átlátszó, fehér, sárga, barna, opak fehér. Ezekre 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm rétegvastagságú, M2 árnyalatú földpátkerámia-szeleteket helyezett, majd spektrofotométerrel mérte, van-e színekülönbség akkor, ha a kerámia és a kompozit szeletek közül eltávolítja a cementréteget. Az eredmények alapján, 0,5 és 1,0 mm-es rétegvastagságnál volt szignifikáns színeltérés megfigyelhető. Az opak fehér cement fejtette ki a legerősebb hatást, őt követte a barna cement, míg a többi árnyalatnál nem volt számottevő eltérés. 0,5 mm-es rétegvastagságnál minden árnyalatú cement észlelhető, ám elfogadható mértékű színváltozást okozott. A kutatásból kiderül, hogy a cement módosító hatása inkább vékony rétegvastagságoknál érvényesül. (61)

Ezt támasztja alá *Vichi et al* kutatása is. (60) Fontos azonban megjegyezni, hogy a cement befolyásolja a legkevésbé a végső hatást, és a változás sokszor nem észlelhető az emberi szem számára. (8, 60) Kutatásuk azonban rámutat arra, hogy a cement rétegvastagságának változtatása (0,1 mm vs 0,2 mm) már kifejezettebb hatással bírhat. (60)

Egy későbbi tanulmányban azt vizsgálták, miként fedhető el egy szürkésen elszíneződött fog különböző színű cementeket használva. 0,50 mm és 0,75 mm vastag, A2-es lítium-diszilikát kerámiából héjakat mintáztak meg, majd ezeket rögzítették 6 eltérő színű rezin cementtel műfogakra. A műfogak C2-es árnyalatúak voltak, egy jobb felső nagymetszőt formájával. Spektrofotométerrel mérték a színekülönbséget a héjjal ellátott műfogak, és az A2-es árnyalatú fogszínek között. Az eredmények alapján minden esetben volt észlelhető eltérés, melyet befolyásolt mind a cement színe, mind pedig a kerámia rétegvastagsága. Egyedül az opak színű cementek voltak képesek az elszíneződött fogat maszkolni, azonban az ő esetükben is a vastagabb (0,75 mm-es) kerámiahéj esetén születtek elfogadható eredmények. (37) Egyéb kutatásokkal egybehangzóan rámutattak arra is, hogy a fognyaki területeken – ahol a héj a preparálási technikáknak köszönhetően vékonyabb – sötétebb fogak esetén kifejezettebb elszíneződés tapasztalható. (8, 37)

Több kutatás hívja fel a figyelmet arra, hogy a rezin cementek külső és belső elszíneződésen mehetnek keresztül. Ekkor az árnyalatuk szignifikánsan sárgább lesz, azonban ezt a kerámia képes olyannyira elfedni, hogy az emberi szem számára észlelhetetlen színváltozását okozza a restaurátumnak. (63)

Egy nemrég kiadott kutatásban spektrofotométer segítségével vizsgálták, miként befolyásolják

különböző színű rezin cementek a hibridkerámia pótlások színét. Megfigyelték, hogy az opak cementek 0,5 mm-es kerámiavastagságoknál elfogadhatatlan mértékű színváltozást okoztak. Ez azonban 1,0 mm-es rétegvastagságnál elfogadható mértékűre csökkent, különös tekintettel a polimerinfiltrált hibridkerámiákra, melyek esetében az értékek az észlelhetőségi küszöb határát közelítették. Ez a kerámia fedőképességét (opacitását) növelő anyagtani sajátságoknak köszönhető. (64)

### 3.3. Kerámia

A preparált csonk és a cement mellett egy kerámia restaurátum színét szignifikánsan befolyásolja annak transzlucenciája és rétegvastagsága is. (8, 36-40)

A kerámia transzlucenciája kulcsfaktor, ugyanis ez kölcsönöz élethű megjelenést a fogpótlás számára. (61) Eme a tulajdonság azonban sokkal komplexebbé teszi a megfelelő fogszín helyreállításának a folyamatát, hiszen minél transzlucensebb egy anyag, annál jobban átengedi a fényt, és így az alatta fekvő képlet színe áttűnik. (8, 61, 64)

Szakirodalmi adatok alapján, a rétegvastagság növelésével a kerámia transzlucenciája csökken, így könnyebben elfedi a csonk színét. (8, 65) Ennek azonban határt szab a tény, hogy túl sok foganyag feláldozása a kerámia javára veszélyezteti a fogszövet szerkezeti integritását és a pulpakamra épségét. (8) Ennek kiküszöbölésére alkalmasak az opak színű cementek. Egy kutatás rávilágított arra, hogy 0,5 mm-es kerámiákat opak cementekkel rögzítve hasonló fedőképességet érhetünk el, mintha a kerámiákat 1 mm-es rétegvastagságban alkalmaznánk, transzlucens cementekkel kombinálva. (66)

A megnövelt rétegvastagság oly mértékben csökkenti a fényáteresztő-képességet, hogy 1,5 mm vastag kerámia képes maszkolni az alatta fekvő csonk és cement színmódosító hatását. (64, 67)

Manapság a CAD/CAM anyagok végtelen sora áll rendelkezésre egy fogpótlás elkészítéséhez, egy gyártó ugyanazt a kerámiát akár többféle (magas és alacsony) transzlucenciában is forgalmazza. A bőség zavarában a fogorvosnak nagy kihívást jelenthet, hogy a legmegfelelőbb anyagot válassza ki a különböző klinikai helyzetekben. *Harianawala et al* kutatása ezt a problémát igyekezett feltárni, mikoris azt vizsgálták, hogy az eltérő kerámiatípusok transzlucenciáját hogyan befolyásolják az anyagtani

tulajdonságok. Lítium-diszilikát és cirkónium-dioxid kerámiákat hasonlítottak össze hagyományos, illetve magas transzlucenciában. Megállapították, hogy: (1) a szabályos, egyenes vonalakban elhelyezkedő kristályok, (2) a kristályok és az üvegmátrix hasonló törésmutatója, illetve (3) a pórusok hiánya az anyag szerkezetében mind hozzájárulnak a magasabb fényáteresztő-képességhez. (68)

A fentiekén túl, a kiégetés is hatással lehet mind a kerámia színére, mind a transzlucenciájára. A kiégetések számának növelésével a szín- és transzlucencia-változás egyre kifejezettebb, esetenként az emberi szem számára is érzékelhető. (69)

### **3.3.1. VITA Enamic optikai tulajdonságai**

*Awad et al* kutatása átfogóan elemzi a hibridkerámiák, illetve egyéb, népszerű CAD/CAM anyagok optikai tulajdonságait. Vizsgálták, miként hat (1) a rétegvastagság, (2) a felszín felérdesítése és (3) az anyagszerkezet a transzlucenciára. Anyagszerkezet szempontjából, mind a kristályszerkezet, a szemcseméret, a pigmentek, az anyaghibák (mérete, száma, eloszlása) és a porozitás hatással van a kerámiák áttetszőségére. A felszín felérdesítése csökkenti a transzlucenciát, azonban ez inkább anyagspecifikus tulajdonság, mivel nem függ össze az érdesség mértékével. A rétegvastagság növelésével szintén csökken a fényáteresztő-képesség. A rezin nanokerámia (Lava Ultimate) bizonyult a legtranszlucensebbnek minden vizsgált kerámia közül. Ennek oka, hogy a polimermátrixban diszpergált nanokerámia részecskék mérete kisebb a látható fénytartomány hullámhosszánál, így csökken a szóródás és elnyelődés mértéke. A hibridkerámiák másik csoportját alkotó polimerinfiltrált hibridkerámia (VITA Enamic) a spektrum másik végén helyezkedik el, legkisebb transzlucencia-értékeivel. (6) Ennek oka a viszonylag magas, 23 tömeg%-nyi alumínium-oxid tartalom. (6, 70)

*Önoral* tanulmánya részletesebben kitér arra, mi eredményezi a két hibridkerámia igen különböző transzlucenciáját. A rezin-nanokerámiákban lévő, kis méretű (4-11 nm; 20 nm) kristályok mellett a polimerfázis összetétele is hozzájárul a magasabb fényáteresztő-képességhez. A Lava Ultimate-ben Bis-GMA található, mely áttetszőbb, mint a polimerfázist alkotó egyéb (UDMA, TEGDMA) vegyületek. A polimerinfiltrált hibridkerámiák magas alumínium-oxid tartalma mellett, a bennük lévő fém-oxidok is csökkentik a transzlucenciát. Ennek oka, hogy a fém-oxidok (pl. titán-dioxid, cirkónium-dioxid) szóródási centrumokként viselkednek, csökkentve a fény áthaladását az anyagon.

A kerámia- és a polimer-háló eltérő törésmutatója szintén opakabb megjelenésnek kedvez. (71)

A hibridkerámiák különböző transzlucenciákban kerülnek forgalomba. A magas transzlucenciájú anyagokban kevesebb, nagy méretű kristály található, míg az alacsony transzlucenciájúak sok, kis méretű kristályszemcsét tartalmaznak. (65)

Mint azt részleteztük, a rétegvastagság erősen befolyásolja a transzlucenciát. Kis mértékű rétegvastagság-módosítás is okozhat szemmel is észlelhető színváltozást, különösen a fogpótlás vékonyabb régióiban. (72)

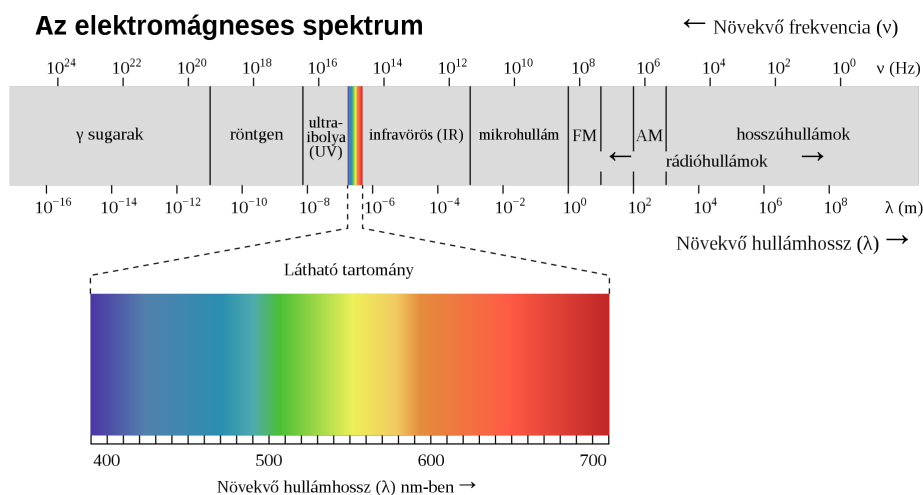
Összefoglalva a leírtakat tehát kijelenthető, hogy rengeteg tényezőn múlik, harmonizálni fog-e kerámia fogpótlásunk a természetes fogazattal. A témában található kutatások gyarapodó száma felhívja a figyelmünket arra, hogy az optikai tulajdonságok feltárása igen komplex, ám elengedhetetlen feladat. A fogorvosnak pedig érdemes tisztában lennie mindennel, ami befolyásolja az esztétikai hatást, hogy a különböző klinikai szituációkban – a fogtechnikusokkal szoros együttműködésben – a legprecízebb módon tegyen eleget páciensei elvárásainak.

#### 4. Fény- és színtani alapok

Fogpótlások készítésekor páciensük akkor lesz elégedett az eredménnyel, ha a restaurátum esztétikájában tökéletesen harmonizál a természetes fogakkal vagy meglévő fogpótlásokkal. (3, 73) A színösszhang érzete azonban sok tényezőtől függ.

##### 4.1. A fény és szín definíciója

A látható fény az elektromágneses sugárzás azon spektruma, amelyet az emberi szem érzékelni képes. (22. ábra) (74) Hullámhossztartománya nagyjából 400 és 700 nm között mozog. A fénysugárban fellelhető különböző hullámhosszúságú komponensek és azok intenzitása határozza meg azt a tulajdonságot, melyre színeként hivatkozunk. Egy fehér fénysugarat 6 alapvető színsávra bonthatunk fel egy prizma segítségével: (1) vörös, (2) narancssárga, (3) citromsárga, (4) zöld, (5) kék, (6) ibolya. Ennek ellenére végtelen számú átmenet létezik az egyes sávok között, nehezen differenciálható határvonalakkal. Ez okozza azt, hogy az egyes színekre csak hullámhossztartományokként hivatkozunk. (43, 44)



22. ábra: A látható fény az elektromágneses sugárzás emberi szem által érzékelhető spektruma. (74)

##### 4.2. Színérzékelés

Ahhoz, hogy a színpercepció lényegéhez a lehető legközelebb kerülhessünk, a színérzet kialakulásának funkcionális aspektusaira fókuszálunk ahelyett, hogy a színt egy önálló entitásként kezelnénk. A színérzet kialakulásához három alapvető tényező szükséges: (1) fényforrás, (2) tárgy, (3) megfigyelő.

#### 4.2.1. Fényforrás

Minden test a környező elektromágneses sugarakkal különböző módon kerül kölcsönhatásba. Minden test bocsát ki (emittál) és nyel el (abszorbeál) elektromágneses sugárzást. Termodinamikai egyensúlyban adott hullámhosszon ezen sugárzások aránya megegyezik. Lényegében ezt fejezi ki Kirchhoff sugárzási törvénye. Ebből szükségszerűen következik, hogy adott hullámhosszon, ha egy test jó sugárnyelő, akkor jó sugárkibocsátó is. A fekete test egy olyan test, amely bármely elektromágneses sugárzást abszorbeáló képessége 100%. Természetesen ez csak ideál, valóságban 100%-os abszorbancia nem létezik. Az általa emittált sugárzás a feketetest-sugárzás. Régóta ismert, hogy egy test fűtésekor az általa kibocsátott sugárzás energiája (és ezzel hullámhossza és színe is) változik. A kibocsátott energia nő, a hullámhosszok ezzel fordítottan arányosan csökkennek. (23. ábra) (75) Testünk kb. 300 K hőmérsékletű, ilyenkor az általunk leadott elektromágneses sugárzás hullámhossza az infravörös tartományban található, nem látható. A Nap felszíni hőmérséklete 5000 és 6000 K között mozog, ezen a hőmérsékleten leginkább 560 nm-es (sárga) fény távozik belőle. Nincs ez másképp a fekete testtel sem. (76) Ha a fekete testet megfelelő hőmérsékletre fűtjük, látható fényt fog kibocsátani. A fényforrások esetén azok színére azzal a hőmérsékletértékkel szoktak hivatkozni (Kelvinben), amelyre ha képzeletben felfűtjük a fekete testet, a kérdéses fényforrás színével megegyező fény emissziójára számíthatunk. Ezt a hőmérsékletet korrelált színhőmérsékletnek nevezzük. Egy nyári napon a delelő napból enyhén felhős égbolton keresztül Washington D.C.-be érkező fény színhőmérséklete 5500-6500 K közé tehető. Ezt tekintik ideális megvilágító fénynek a fogszín-meghatározáshoz is. (77)



23. ábra: Fémrudak fűtésekor az általuk kibocsátott sugárzás energiája és ezzel színük is változik. (75)

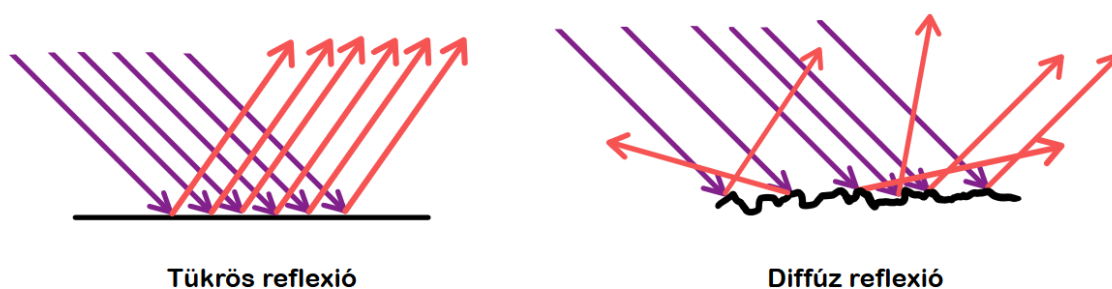
Előfordulhat, hogy két tárgyat adott fényű megvilágítás esetén azonos, másik fényforrás alkalmazásakor eltérő színűnek érzékelünk. Előbbit *metamerizmusnak*, utóbbit *metamer tévedésnek* nevezzük. (43, 78) E jelenség oka az, hogy a szemünkben előfordul

színérzékelő receptorsejtek érzékelési tartománya átfed. Az átfedés miatt előfordulhat, hogy két különböző színű tárgy ugyanolyan megvilágításra különböző színérzékelő receptorokat eltérő mértékben aktivál, a végső színérzet mégis ugyanaz lesz. (73) Emiatt is szükséges, hogy fogszín-meghatározáskor rögzítve legyen, milyen a megvilágító fény minősége. Ez általában 5500-6500 K színhőmérsékletet jelent.

#### 4.2.2. Tárgy

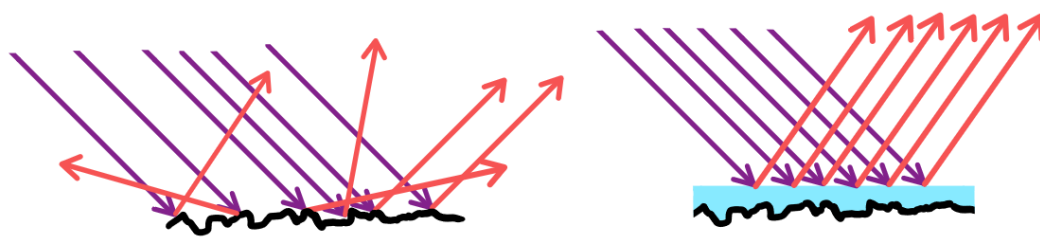
Bármely tárgy külső fényforrással való megvilágításakor a fénysugár az objektumról visszaverődhet (reflexió), elnyelődhet benne (abszorpció), irányt változtathat benne (refrakció) vagy áthaladhat rajta (transzmisszió). Bizonyos tárgyak fénykibocsátásra képesek, ezt emisszióknak hívjuk. (77)

Az alábbiakban a reflexió két alapvető típusát és a megvilágított felszín befolyásoló szerepét részletezzük. A *tükrös reflexió* a tökéletesen sima felszínre jellemző: az érkező fénysugár beesési, valamint a visszavert fénysugár visszaverődési szöge megegyezik. *Diffúz reflexió* esetén ez a két szög ritkán egyezik meg, ez az egyenetlenebb felszínre jellemző (24. ábra). A valóságban azonban egyetlen felszín sem tökéletesen sima, így a gyakorlatban a kettő keverten jelenik meg. A nyállal vagy egyéb folyadékkal fedett felszínek (és fogfelszínek) ragyogásának hatterében a folyadék rést kitöltő tulajdonsága áll. A sima felszínűvé „alakult” tárgyunk így tükrös reflexiót mutathat, ami csillogást eredményez (25. ábra). Ez befolyásolhatja a színmeghatározást és a fogszín-meghatározást is, ezért ezt mindig kiküszöbölni igyekszünk a felszínek szárításával. (79)



24. ábra: A sima felszínekre jellemző spektrális reflexió és az érdes felszínekre jellemző diffúz reflexió. (saját ábra)





Egyenetlen felszínek réseit a víz kitölti, ami tükrös reflexiót és így ragyogást eredményez

25. ábra: Nyállal fedett fogfelszínek ragyogásának oka. (saját ábra)

#### 4.2.3. Megfigyelő

Vizuális rendszerünk főleg a reflektált fényt érzékeli a szem retinájában elhelyezkedő fotoreceptorok segítségével. A szemlencse segít a pupillán keresztül belépő elektromágneses sugarakat a sárga foltra fókuszálni, ahol a legnagyobb mennyiségben találjuk a színlátásért felelős fényérzékeny receptorsejteket, a csapokat. Három fő csaptípust tudunk elkülöníteni, amelyeket a különböző hullámhosszokkal való ingerlés esetén tapasztalt akciós potenciál tüzelési frekvenciák alapján csoportosítottak. E szerint léteznek főként rövid hullámhosszra reagáló (S-, ún. kék), közepes hullámhosszra reagáló (M-, ún. zöld) és hosszú hullámhosszra reagáló (L-, ún. vörös) csapok. Fotopikus látás során a színélmény főleg a három csaptípus fényre adott relatív válaszánaak analíziséből születik meg. A retina információja a n.

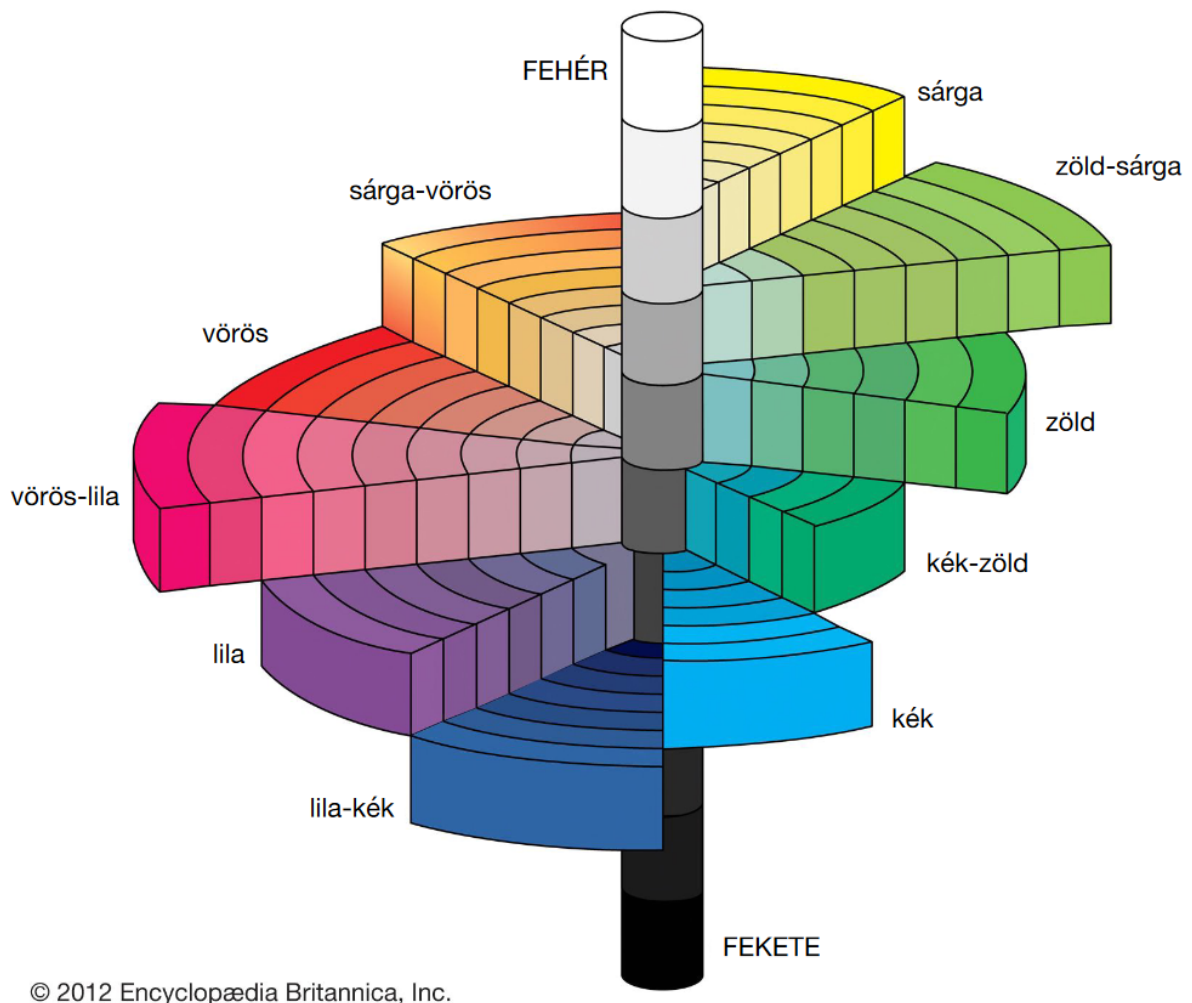
opticuson és ganglion geniculatumon keresztül érkezik a látókéregbe, majd az agykéreg egyéb részeibe és kelti fíziológiásan a megvilágításnak megfelelő színérzetet elménkben. (43, 44) Pszichofizikusok kimutatták, hogy agyunk a különböző színeket három tényező segítségével fejezi ki, ezek a világosság, telítettség és színezet. (77) A világosság a szín fekete-fehér tartalmát



26. ábra: Világosság, telítettség és színezet jelentésének szemléltetése. (saját ábra)

jelenti, azt, hogy egy képzeletbeli fekete-fehér tengelyen melyikhez állunk közelebb. A telítettség megmutatja, hogy az adott hullámhossz mekkora erősséggel képviselteti

magát: minél kevésbé, annál szürkébb az érzet. A színezet azt a domináns hullámhosszértéket jelenti, amely az adott színérzet kialakításáért felelős (26. ábra). (42) Érdekes, hogy Albert Henry Munsell festőművész a XIX. század végén már ezen tényezők figyelembevételével írta le a színeket. Előtte való tisztelgés jegyében azt a háromdimenziós koordináta-rendszert, amely a színeket a világosság, telítettség és színezet szerint helyezi el, Munsell-féle színrendszernek nevezzük. (80) (27. ábra) (81)



27. ábra: Munsell-féle színrendszer. A henger középvonalában a világosság, ettől radiálisan távolodva a telítettség, míg a kör kerülete mentén pedig a színezet értékek váltakoznak. (81)

### 4.3. Színrendszerek

Az idők során a színek objektív leírására számos színmeghatározási rendszert alkottak meg. Ideális lenne, hogy a Munsell-féle színteret széleskörűen alkalmazzuk. Ez azonban több okból nem lehetséges:

(1) A színtérben az észlelési egyenletesség nem teljesül: ez azt jelenti, hogy két szín közötti hullámhosszkülönbség és a Munsell-féle színtérben mért távolságuk nem egyenesen arányos egymással. Azaz például a zöld szín nem egyenlő távolságra van a pirostól és az ibolyától, hanem valamelyikhez közelebb helyezkedik el.

(2) Az elsőnek lényegében az oka: Munsell színkiosztási palettája nem igazodott a hullámhossztartományokhoz. (80, 82)

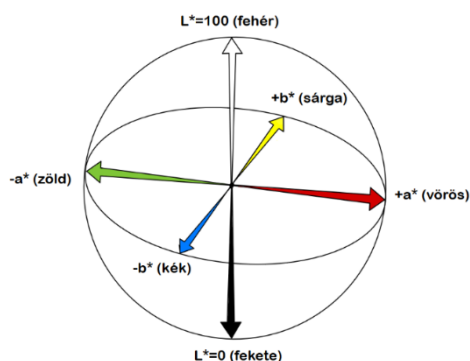
Ezen okok miatt a Nemzetközi Világítástechnikai Bizottság (Commission Internationale de l'Eclairage, CIE) egy új, megfelelőbb színteret dolgozott ki. Ennek első fontos állomása volt, hogy 1931-ben elfogadta a trikromatikus színmérő rendszert. Lényege, hogy bármely szín három alapszín megfelelő arányú kombinációjából kikeverhető. A három alapszín összefoglalóan tristimulus értéknek hívják. Bármely szín tristimulus értéke egy kétoldalú koloriméter segítségével megállapítható. Az eszköz működésének alapja, hogy az egyik szemünkbe érkező fény a referenciaszín, amihez a másik lencsében látottat kellett addig igazítani, amíg a kettő közt nem tudunk különbséget tenni. Megállapították, hogy a színegyezés általában akkor a legpontosabb, ha a három alapszín, amelyekből kiindultunk, a vörös, a zöld és a kék. Fontos megemlíteni, hogy alapszín más szín is lehet, azonban a legpontosabb egyezéseket e három esetén kapunk. 1964-ben kiterjesztették a kutatást, nagyobb látszószög alatt, ugyanezen alapszínekkel vizsgáldtak, figyelembe véve többek között azt, hogy a sárga folt látógödrében a rövid hullámhosszokra érzékeny S-csapok igen alulreprezentáltak. (83) Az eredményeket különböző kétdimenziós koordináta-rendszerekben próbálták összegezni. Az erőfeszítések ellenére ennek a színleíró módszernek három fő limitációja volt:

(1) Bár a színek mint elszigetelt jelenségek leírása egyértelműen lehetővé vált a három alapszín segítségével, ez nem segítette még a különböző tárgyak színbeli megjelenésének megjólását.

(2) Nem standardizálható a rendszer: ha a megfigyelő és a vizsgált térbeli pontok távolságát változtatták, a kutatási alanyok a beállítást követően bár azonos percepcióról számoltak be, mégis igen különböző tristimulus értéket mértek.

(3) Különösen a fogorvoslásban igen hasznos lenne, ha bármely két szín közti színkülönbséget pontosan és könnyen meghatározhatnánk, függetlenül attól, hogy azok

tristimulus értékei mennyire térnek el egymástól. (77, 84)



28. ábra: CIELAB színtér. (85)

ebben a térbeli koordináta-rendszerben három szempont figyelembevételével egyértelműen elhelyezhetünk, ha megállapítjuk annak „a” tengely mentén a vörös-zöld, „b” tengely mentén a sárga-kék színtartalmát, majd „L” tengelyen a világosságát (fehér-fekete „színtartalmát”). (77, 84)

Az új megközelítés több szempontból előnyösebbnek bizonyult. Rájöttek, hogy a fotoreceptorok eloszlása miatt a színérzet nem tisztán a különböző csapok megfelelő arányú ingereltségéből alakul ki, hanem a csapok információtartalma néhány pálcikáéval is összegződik és így továbbítódik. Ezért ez a színmeghatározó rendszer az ember valós fiziológiás színpercepciójához sokkal közelebb áll. Azzal, hogy a színeket a világosság figyelembevételével jellemezzük, közelebb kerültünk a színbeli megjelenés előrevetítéséhez is. A CIELAB rendszer lehetővé teszi a színek világosság, telítettség, színezet szerinti értelmezését is, emiatt rászolgál a színtér elnevezésre. Mivel egy háromtengelyű koordináta-rendszerben helyezük el a színeket, bármely két szín közti színkülönbség értelmezése sokkal könnyebb: a színkülönbséget  $\Delta E$ -vel jelöljük, és a megfelelő képlettel a két szín közti színkülönbséget meghatározhatjuk. A 8.6. alfejezetben részletezzük, hogy ez az 1976-ban meghatározott képlet nem volt elég pontos a színkülönbség meghatározáshoz, viszont jó kiindulópontként szolgált, és akkoriban hatalmas előre lépésnek számított. (77, 84) További előnye, hogy az itt alkalmazott térbeli koordináta-rendszerben tökéletesen megvalósul az észlelési egyenletesség. (80, 82)

A CIELAB színrendszer jelentőségét jól mutatja széleskörű, multidiszciplináris

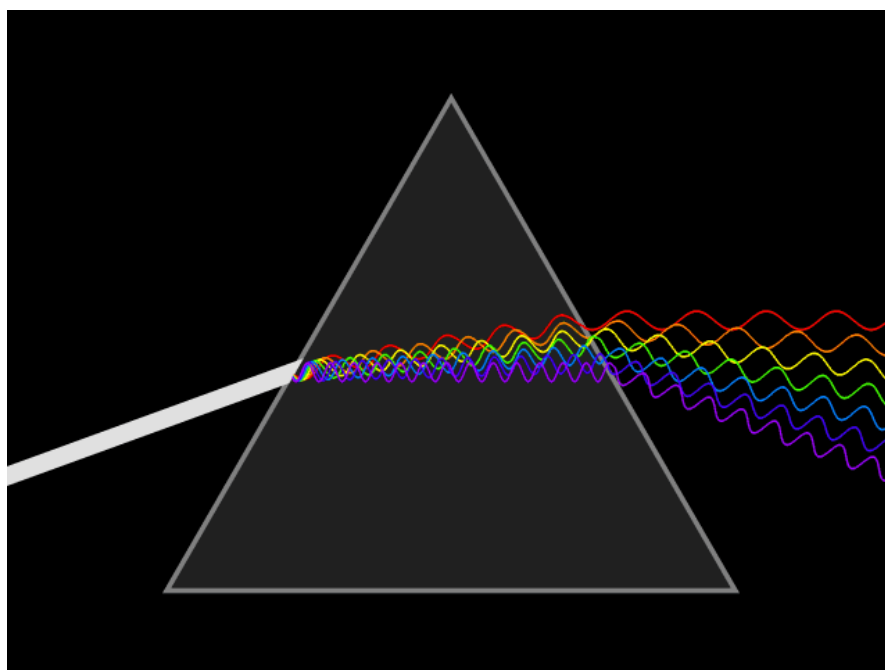
felhasználása. Alkalmazzák többek között az orvostudományban (pl. bőrgyógyászatban, fogorvoslásban), illetve ez adja több digitális színmérő eszköz (pl. spektrofotométerek) működésének alapját.

Számos fejlesztése valósult meg és került publikálásra ennek színtérnek pl. CIECAT94, CIECAM97, CIECAM02-UCS. Ezek mind a CIELAB színteret fejlesztették tovább a színekülönbségek számszerűsítését segítő képletek leírásához legideálisabb módon, azonban az alapvetések nem módosultak. (79)

## 5. A színmérés alapjai

### 5.1. Spektroszkópia

Az 1660-as évek végén Cambridge-ben Sir Isaac Newton bemutatta híres kísérletét: üvegprizma segítségével egy fehér fénysugarat színeire bontott fel (29. ábra), majd azokat egy újabb prizma segítségével ismét egybe rendezte. (86) A fénysugárban fellelhető színek a vörös, sárga, zöld, kék és ibolya voltak, ezek összességére *spektrum*ként hivatkozott. Bár ezt korábban már mások is demonstrálták, ezt az eseményt tekintik a spektroszkópia kiindulópontjának. A kísérlet eredményeit és erre vonatkozó teoretikus magyarázatait az „Opticks” című munkájában közölte. (87)



29. ábra: Elemeire felbontott fehér fénysugár. (86)

A korai XIX. századig spektroszkópiával kapcsolatos számottevő kísérleti eredményről nem számolhatunk be, néhány fogalom viszont körvonalazódni látszódott: a spektroszkópia a spektrum detektálásának és vizsgálatának módszere, a spektrométer pedig az az eszköz, ami ezt lehetővé teszi számunkra. Ezen kezdetleges eszközök fényforrása általában a Nap fénysugarai, az ezt színeire bontó készülékek pedig eleinte prizmák, később már diffrakciós rácsok voltak. Az 1800-as évekre ismertté vált, hogy a különböző sók a borszeszégő lángjában különbözőképpen festődnek, eltérő spektrumot emittálnak. Megállapították, hogy fénnel való megvilágításra a különböző anyagok egyedi módon válaszolnak. Ez teremtette meg a spektroszkópia analitikai kémiai

felhasználásának alapját is. (88)

August Beer fedezte fel, hogy bizonyos oldatok a megvilágító fehér fénysugárból egyes spektrumokat elnyelnek, ugyanazon oldatokból pedig a nagyobb koncentrációjúak több fényt abszorbeálnak. Ahhoz, hogy ezt igazolja, létrehozott egy olyan összehasonlító műszert, ami a mai spektrofotométerek őseinek tekinthető. (88)

A késői XIX. és XX. század a spektroszkópia szempontjából az újabb és újabb tudományos koncepciók és magyarázatok megjelenésével, valamint az elektronika és számítógépek adta lehetőségek kiaknázásával jellemezhető. A spektroszkópia ennek köszönhetően robbanásszerűen fejlődött: egyre bonyolultabb eszközök láttak napvilágot, napjainkra önálló, specializált tudományággá nőtte ki magát. Definíció szerint a spektroszkópia egy olyan, alapvetően fizikából eredeztethető tudományterület, melynek célja valamely anyag természetének megismerése úgy, hogy annak leggyakrabban elektromágneses sugárzással való kölcsönhatását elemzi. Az interakciót követően intenzitás-hullámhossz görbéket (spektrumokat) vesznek fel. (89)

A spektroszkópia módszerei tehát főleg analitikai célzatúak, kvalitatív vagy kvantitatív mérésekre alkalmasak, és a méréshez elektromágneses sugarakat használnak. Különböző spektroszkópokat ma az orvostudomány, fizika, kémia és csillagászat is használ. Kutatásunk során a spektroszkópiának egy specifikus területével, a spektrofotometriával foglalkozunk.

## **5.2. Spektrofotometria**

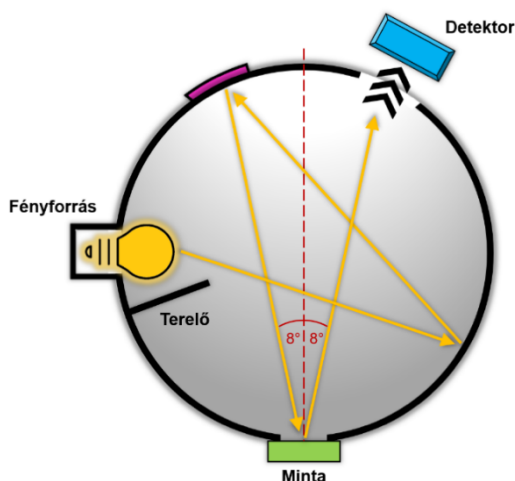
A spektrofotometria az elektromágneses spektroszkópia azon ága, amely kvantitatíve méri az adott tárgy reflexiójának vagy transzmissziójának mértékét a különböző megvilágító monokromatikus hullámhosszok függvényében. A mért adatokból a tárgy színéről kapunk információkat, tehát a spektrofotométer használható nagy pontosságú, precíz színmérő eszközként. A konvencionális spektrofotométerek alkalmazhatók UV-, látható és infravörös tartományban, a modernebbek azonban már az elektromágneses spektrum szélesebb tartományait is lefedik, pl. röntgen- és mikrohullámokkal is képesek méréseket végezni.

A mai általános orvoslásban a spektrofotométereket laboratóriumi tesztek során alkalmazzák különböző paraméterek (pl. emberi szövetek oxigénszaturációja, vérplazma

bilirubinszintje, hemoglobin-koncentráció) specifikus meghatározása céljából. Ezekben az esetekben olyan spektrofotométereket használnak, amelyek a mintaoldat abszorbanciáját mérik. A mérés elve az, hogy amennyiben az oldat csak egy olyan komponenssel rendelkezik, amely fényelnyelő, akkor, ha spektrofotométerrel meghatározzuk az oldat abszorbanciáját, abból következtetni tudunk a mérendő, fényelnyelő anyag koncentrációjára. Az abszorbancia-koncentráció közti összefüggést a Lambert-Beer törvény vagy a módosított Lambert-Beer törvény alapján határozzák meg. (90-92)

A spektrofotométerek az alábbi főbb elemekből épülnek fel: (1) fényforrás, (2) monokromátor, (3) mintatér, (4) integráló gömb, (5) detektor, (6) jel- és adatfeldolgozó számítógép. A műszerben végbemenő események a következők: a fényforrásból érkező fénysugár a monokromátorra vetül, majd színeire bomlik. A monokromátor forgásával biztosítja, hogy csak egy szűk tartományú sugár léphessen át a bevágással ellátott kijáratán. A kilépő, immáron monokromatikus fény az integráló gömbbe lép és megvilágítja a mintánkat, kölcsönhatásba lépnek. Az interakciót követően érzékelhető reflexiós fotondenzitást valamilyen elektromos fénydetektorral pl. fotodiódával érzékeljük. Számítógépünk regisztrálja az egyes hullámhossz értékeken detektált reflektanciát, amiket kalibrálás során regisztrált referenciaminta reflektancia értékeivel vet össze. (93)

Az integráló gömb belülről egy közel 100%-os reflektanciájú anyaggal (pl. bárium-szulfát) bevont üreg, amelynek kis méretű nyílásokkal ellátott a kilépő fénysugarak számára. (30. ábra) (94) Célja, hogy biztosítsa a minta diffúz, egységes megvilágítását. A gömbnek gyakran van egy változtatható állapotú, ún. spektrális nyílása. Ha a spektrális kapu nyitva van, akkor azok a fénysugarak, amelyek spektrális reflexió miatt ragyogó hatást eredményeznének, távoznak. Azaz nyitott spektrális réssel az anyag felszínének reflexiót befolyásoló szerepét határozhatjuk meg számszerűleg. Ha viszont a spektrális



30. ábra: Az integráló gömb működésének sémája. (94)



kapu zárt, akkor a reflexiós méréseink az anyag felszínétől függetlenek, csak az anyagtani tulajdonságból adódó reflexió mértékét határozzák meg. (95)

### **5.3. A fogszín-meghatározás módszerei**

Fogpótlások tervezésekor a tökéletes szín kiválasztása a kezdetek óta problémákat vet fel a fogorvosok körében. Már a XX. század elején megállapították, hogy a színek és színekülönbségek számszerű, objektív jellemzése lenne ideális. (96) Az eszközalapú színmeghatározó rendszerek megjelenéséig kizárólag vizuális módszerrel történt a fogszín-meghatározás. Erre a célra a gyártók különböző fogszínkulcsokat hoztak forgalomba, melyet szubjektív, összehasonlításos módszerrel alkalmaznak. Idővel a fogszínkulcsrendszerek korszerűsödtek, a VITA cég kifejlesztette az ún. 3D-Master színelméletet, mely tudományos alapokon nyugszik és igyekszik a fogszínkulcsokat az emberi színpercepcióra szabni, megkönnyítve ezzel a megfelelő árnyalat kiválasztását. (97)

Mára már számos fogszín-meghatározásra alkalmas, vagy annak meghatározását segítő eszközt találhatunk a piacon. Ezek döntő többsége spektrofotométer, koloriméter vagy digitális képalkotó eszköz valamelyike. A koloriméterek a vizsgálandó szín tristimulus értékeit határozzák meg. A különböző képalkotó eszközök digitális alapon, szoftverek segítségével, de ugyanezt határozzák meg. Korábban utaltunk rá, hogy a fogak színe igen összetett, ezért a tristimulus értékek megállapítása sok esetben nem szolgáltat számunkra kívánatos pontosságot a fogak és fogpótlások színét illetően. A legobjektívebb színmérő eszközök a spektrofotométerek. (98)

#### **5.3.1. Fogászati spektrofotométerek**

A fogászati spektrofotométerek használatának célja a színmeghatározás, így olyan műszereket alkalmazunk, amelyek a reflexió meghatározására is képesek. Korábban utaltunk rá, hogy a különböző tárgyak színét az azokra vetülő, relfektált, majd szemünkbe jutó fénysugarak hatására kialakuló színérzet határozza meg, ezért a célunk a reflexiós spektrum mérése.

A fogászati színmeghatározás során a műszer a látható fény tartományában minden hullámhosszon monokromatikusan megvilágítja a vizsgált fogat, majd a visszavert fény intenzitását méri, ezzel meghatározva a fogfelszín reflexiós spektrumát. A reflexió mérése tehát az adott felületről visszavert fénysugár fluxusának meghatározását jelenti.

A spektrum alapján az eszköz L, a, b értékeket kalkulál, amiket az előre betáplált, fogszínárnyalatoknak megfelelő L, a, b értékekkel vet össze, majd a legnagyobb egyezést mutató fogszínt adja meg eredményként. Ilyen, a klinikai gyakorlatban is használt spektrofotométer pl. a VITA Easyshade. (99) A standard mérést a műszer kalibrációja biztosítja, melyet leggyakrabban egy fehér etalonfelület megvilágításával végeznek. Az eszköz ezt 100%-os reflexiónak tekintve a további mért adatokat ehhez viszonyítja. (100)

A VITA Easyshade (31. ábra) sok esetben megkönnyíti a fogorvosi munkát a fogszínválasztás során, ennek ellenére a műszer limitációit fel kell ismernünk. (101) (102) A mérés standardizálhatóságát több tényező megkérdőjelezi, pl. a megvilágítás szöge, a megvilágított felület nagysága, a tárgyra érkező fény intenzitása, a háttér befolyásoló szerepe, a tárgy környezete stb. Emiatt a digitális fogszín-meghatározó eszközök használatát minden esetben javallott vizuális színmeghatározással kiegészíteni.



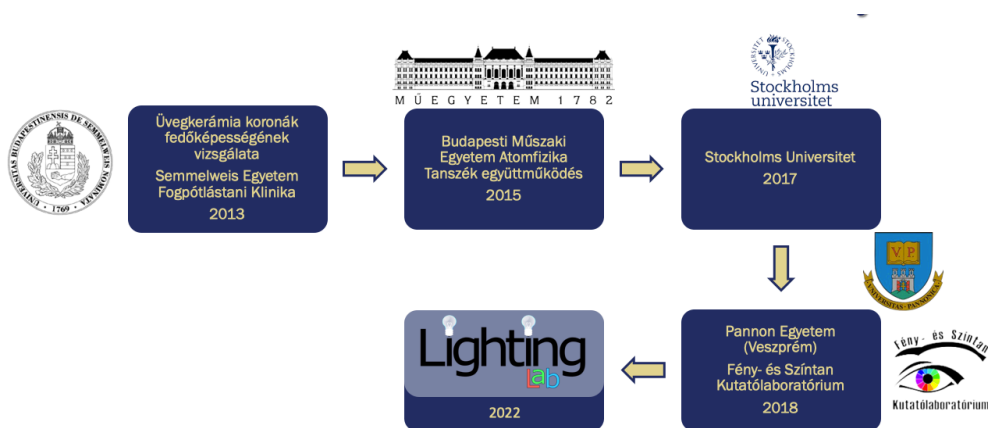
31. ábra: VITA Easyshade, a klinikai gyakorlatban is használt spektrofotométer. (102)

## 6. A kutatás előzményei

A Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinikájának munkatársai pontosan 10 éve vizsgálják a különböző fogászati kerámiák optikai tulajdonságait. Kutatásaik során tanulmányoztak többek között üvegkerámiákat és cirkónium-dioxid kerámiákat szoros együttműködésben több hazai (Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Pannon Egyetem) és külföldi társegyetemmel (Stockholm University) (32. ábra). Az *in vitro* mérések célja az volt, hogy információt szolgáltatassanak a teljes kerámia restaurátumok fedőképességéről, figyelembe véve a kerámia transzlucenciáját, rétegvastagságát, illetve a ragasztócement és a preparált csont színét.

A kutatásokhoz eleinte VITA Easyshade kézi spektrofotométert használtak, mely igen elterjedt a klinikai gyakorlatban. Azonban az eszköz adatszolgáltatása korlátozott, és az adatok reprodukálhatósága kérdéses, így a kutatócsoport 2015-ben megkezdte együttműködését a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Atomfizika Tanszékével. Az itt található PerkinElmer® LAMBDA 1050 UV/Vis/NIR spektrofotométer pontosabb, reprodukálható eredményeket ad rövidebb idő alatt, emellett jelentősen több adatot szolgáltat. A mérések végtelen számban ismételhetők, az emberi hiba lehetősége pedig közel nullára csökkenthető. (94, 103)

További fénydinamikai paraméterek vizsgálatához a kutatócsoport 2018-ban együttműködésbe kezdett a veszprémi Pannon Egyetem Fény- és Színtan Kutatólaboratóriumának munkatársaival. 2022 óta méréseinket a veszprémi LightingLab Kalibrálólaboratóriumban végezzük.



32. ábra: Kutatócsoportunk munkásságának előzményei sémásan ábrázolva. (saját ábra)

## **7. Célkitűzés**

*In vitro* kutatásunk célja a hibrid kerámiák fedőképességének vizsgálata a ma elérhető legkorszerűbb és legpontosabb eszközök segítségével. A kutatócsoportunk által kidolgozott standardizált mérési módszerrel a VITA Enamic hibrid kerámia fedőképességét vizsgáljuk különböző csonkanyagokon, figyelembe véve az anyag transzlucenciáját és rétegvastagságát.

Jelen kutatás során nyert mérési eredményeink segítségével a vizsgált hibrid kerámia használatára vonatkozó javaslatokat szeretnénk tenni gyakorló fogorvosok számára, ezzel is támogatva őket a tervezhető esztétika kivitelezésében.

Korábbi méréseink során nyert adatbázisunkat a hibrid kerámiák eredményeivel egészítenénk ki. A későbbiekben az adatainkból számítástechnikai háttérrel olyan rendszert alkotnánk meg, ami a fogorvosok számára elérhető lenne.

## 8. Módszerek

### 8.1. Kerámiaszeletek

Kutatásunkban 2M2 színárnyalatú, T és HT VITA Enamic blokkokból készítettünk 12x14 mm-es mintaszeleteket az alábbi rétegvastagságokban: 0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm és 2,5 mm. (33. ábra, 34. ábra) (95) A blokkok darabolása 0,6 mm vastag gyémántrács szeletelőgéppel történt. A minták felszínét SiC 800-as csiszolóporral kezeltük, majd 0,5 µm szemcseméretű cérium-oxid porral políroztuk (Tenzi Kft.). A folyamatok végeztével kerámiaszeleteink vastagságát Mitutoyo Digimatic (Mitutoyo, Kawasaki, Japan) digitális mérővel ellenőriztük vissza.



33. ábra: A különböző rétegvastagságú magas transzlucenciájú kerámiaszeletek. (95)



34. ábra: A különböző rétegvastagságú transzlucens kerámiaszeletek. (95)

## 8.2. Felhasznált csonkanyagok

A preparált csonkokat IPS Natural Die Material (Ivoclar Vivadent, Vienna, Austria) segítségével szimuláltuk. Ez egy speciális, fényre kötő kompozit, melyet az Ivoclar Vivadent cég hozott forgalomba. 9 féle árnyalatban elérhető (ND1 – fehérített fog, ND2, ND3, ND4, ND5, ND6 – szekunder dentin, ND7, ND8, ND9 – erősen elszíneződött, devitalizált fog), és segít megítélni, hogy a készülő kerámiapótlás képes lesz-e megfelelően elfedni az alatta fekvő fog színét. Használata megkönnyíti a fogorvos és a fogtechnikus közötti kommunikációt, csökkentve a hibalehetőségeket. Alkalmazása az alábbiak szerint történik: a fogorvos a termékhez mellékelt „csonkszínkulcs” segítségével megállapítja a preparált fog színét, ezt az információt megosztja a laborral, ahol a fogtechnikus az elkészült kerámiapótlás belsejét bekeni szeparáló folyadékkal (IPS Natural Die Material Separator), feltölti az adott színű csonkanyaggal, majd 1 percig polimerizálja, hogy a kompozit megkőssön. (94, 104)

Kutatásunkban az anyagból 20x20x8 mm-es blokkokat készítettünk, így a kerámiaszeletek könnyen elfértek rajta. (35. ábra) (95) Az öntőformát átlásztó szilikon lenyomatanyagból (Exaclear, GC, Tokyo, Japan) készítettük, majd a kompozittal való feltöltés után polimerizációs kamrába (EyeVolution, Dreve ProDiMed) helyeztük. Az anyag megkötése után a felszíneket a gyártói utasításoknak megfelelően políroztuk.



35. ábra: IPS Natural Die Material csonkanyagok mind a 9 árnyalatban. (95)

### 8.3. Próbacement

A kerámiaszeleteket a csonkanyagokon próbacement segítségével rögzítettük. Kutatásunkban Variolink Esthetic Try-In Paste-t (Ivoclar Vivadent, Vienna, Austria) használtunk, „neutral” árnyalatban. (36. ábra) (95) Ez egy vízoldékony, glicerinalapú anyag, mely a felületekről könnyen eltávolítható. A gyártó a próbacementet 5



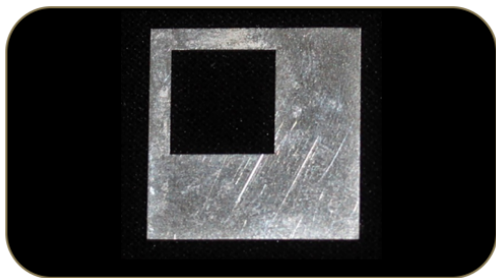
36. ábra: Variolink Esthetic Try-In Paste próbacement. (95)

különböző árnyalatban forgalmazza. A „light+” és „light” színek világosabbá, fehérebbé teszik a pótlást, míg a „warm” és a „warm+” sötétítenek, sárgás tónust adnak. Az általunk használt „neutral” árnyalat transzlucens, a restaurátum színét nem befolyásolja. (105) Ez számunkra azért volt fontos, mert kutatásunknak nem képezte tárgyát a cementszín befolyásoló hatásának vizsgálata.

A próbacementek színe és transzlucenciája megegyezik a ragasztócementekével, azok megkötött állapotában. (105) Több kutatás eredményei alapján a próba- és ragasztócementek között detektálható, de szemmel még nem érzékelhető színkülönbség van. (106-108) Azonban ember számára észlelhető eltérést okozhatnak az opak, illetve sötétebb (A3) színű cementek, de még elfogadható esztétikai eredménnyel. (106)

### 8.4. Helyfenntartó acéllemez

A megfelelő méretű cementrés biztosítása elengedhetetlen ahhoz, hogy a fogon elfogadhatóan rögzüljön a restaurátum. Ez az érték 100-160  $\mu\text{m}$  között mozog, így – korábbi tanulmányokkal egybehangzóan – kutatásunkban 100  $\mu\text{m}$  vastag cementréteget alkalmazva vizsgáltunk. (71, 109, 110)



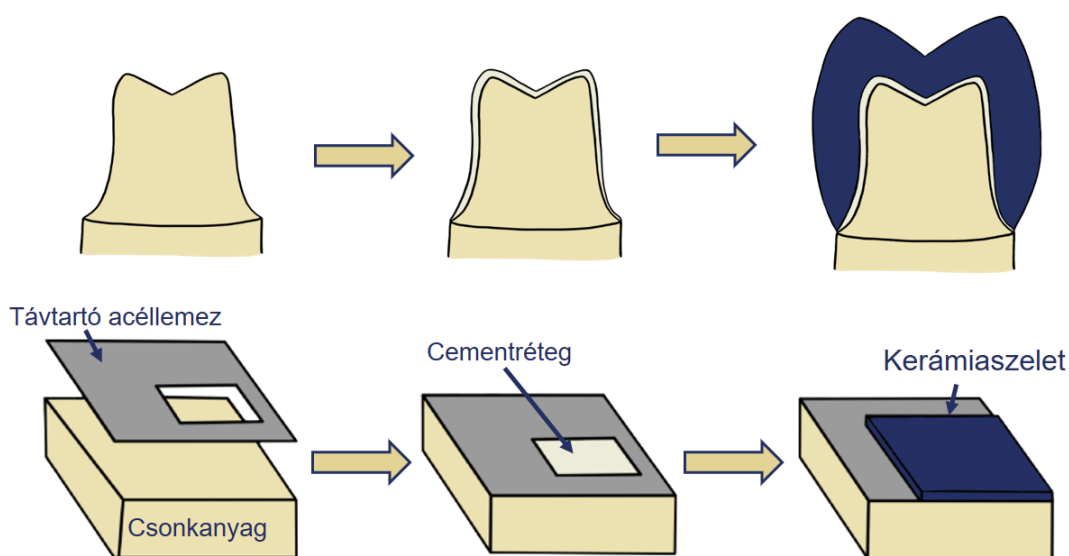
37. ábra: Helyfenntartó, 100  $\mu\text{m}$  vastag acéllemez. (95)

Az állandó, reprodukálható rétegvastagságot helyfenntartó lemezzel biztosítottuk a csonkanyag és a kerámiaszelet között. (37. ábra) (95) A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem dolgozóinak segítségével speciális lézervágóval készítettünk 100  $\mu\text{m}$  vastag, rozsdamentes acél

szeleteket, melyeknek közepébe négyzet alakú ablakot is vágunk. A kerámia-cement-csonkanyag minták összeállításakor a próbacementnek a helyfenntartó lemezen lévő részben biztosítottuk az előbbiekben említett vastagságú helyet.

### 8.5. Mintakészítés

A felhasznált anyagainkat a 38. ábra által jelzettek szerint állítottuk össze. Az ábra színekódja segítségével könnyen érthetővé válik, hogyan képeztük le a csonk, cement, kerámia egységet a spektrofotométer számára és értelmezhető mintákká.



38. ábra: A csonk, cement, kerámia egység leképezése. (saját ábra)

Egy mintánk az alábbiak szerint állt össze: adott csonkanyagra a távtartó acéllemezt helyeztük. A távtartó acéllemez négyzet alakú nyílásának megfelelően a csonkanyagra próbacementet fecskendeztünk. Erre az egységre a különböző vastagságú és transzlucenciájú VITA Enamic szeleteket helyeztük. Minden egyes VITA Enamic szelet esetén egy „új” lemerendő mintánk állt elő.

Összefoglalva: 9 csonkanyagot vizsgáltunk 1 próbacementtel, amelyekre 10 féle kerámiaszeletet helyeztünk. Összesen ( $9 \times 1 \times 10 =$ ) 90 féle mintát készítettünk.

### 8.6. Mérés

A Konica Minolta elektronikai cég különböző irodai kellékeket, orvosi képalotó és egyéb egészségügyi eszközöket, színmérőket, és egyéb fizikai paraméterek precíz meghatározására alkalmas magasminőségű eszközöket gyárt. (111)



A Konica Minolta Sensing Americas cég gyártja a színmérő eszközöket, a spektrofotométereket. (112) Színmeghatározáshoz találhatunk hordozható spektrofotométereket, asztalra helyezhető spektrofotométereket, kolorimétereket és színmeghatározáshoz szükséges szoftvereket is. (113)

Méréseinkhez Konica Minolta CM-3700d asztali spektrofotométert használtunk. (39. ábra) (114) Az eszköz a piacon elérhető egyik legmagasabb minőségű, kutatásokban gyakran alkalmazott színmérő készülék, amely a színméréssel kapcsolatos nemzetközi szabványoknak megfelel: CIE, ISO, ASTN, DIN, JIS. Mindezek miatt alkalmaztuk mi is ezt a mérőműszert kutatásunk során. (115)



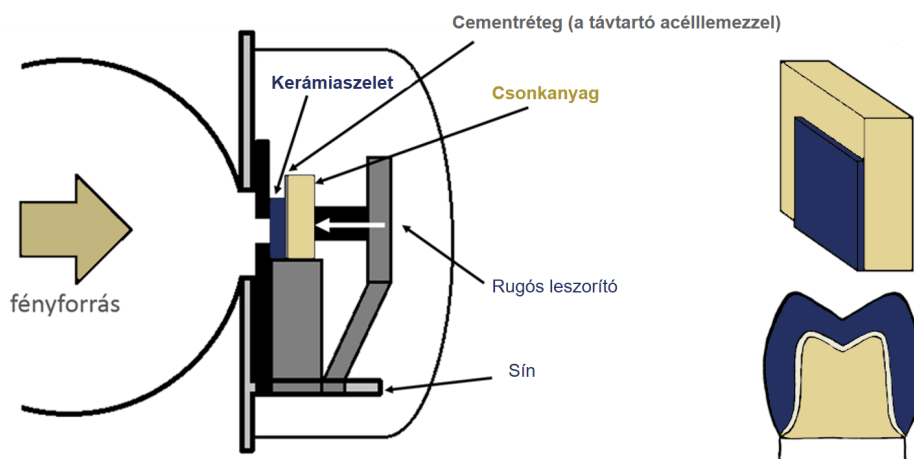
39. ábra: Konica Minolta CM-3700d. (114)

Méréseinket az előírásnak megfelelő D65, azaz 6500K színhőmérsékletű megvilágító fénnyel végeztük. Az eszköz a látható fénytartományban (360-740nm-ig) 10nm-es lépésközökkel végezte el méréseit.

A tényleges mérésünket kalibráció előzte meg. Két féle kalibrációt kellett végeznünk. A 100% reflektancia beállításához fehér etalon lemezt, a 0% reflektanciához pedig egy ún. fénycsapdát használtunk. Mindkét tartozékot a gyártó mellékelte a spektrofotométer

mellé.

A 40. ábra bemutatja, hogyan rögzítettük az összeállított mintáinkat a spektrofotométer apertúráján egy egyedi tervezésű rugós leszorító segítségével. Az ábra bal oldalán látható nyíl jelzi fénysugár megvilágításának irányát.



40. ábra: A mérés sematikus ábrája. (saját ábra)

Adott minta lemérését követően a mintáinkat szétszedtük, a vízőldékony próbacementet eltávolítottuk, majd újabb kerámiaszeletből álló mintát állítottunk össze. Ha az adott színű csonkanyagon az összes típusú kerámiaszeletet megmértük, csonkanyagot váltottunk és azon is elvégeztük az összes VITA Enamic szelettel a mérést. Ezt ismételtük addig, amíg végig nem értünk a csonkanyag tömbjeinken. Szeretnénk kiemelni, hogy a hibák elkerülése érdekében minden mérést háromszor végeztünk el. Összesen 90 féle mintát ( $3 \times 90 =$ ) 270-szer vizsgáltuk.

### 8.7. Színkülönbségek számszerűsítése

A Konica Minolta CM-3700d spektrofotométer minden minta esetén reflektancia értékeket mért, amit az adatfeldolgozó elektronikai egység reflexiós spektrumként foglalt össze nekünk. E reflexiós spektrum adatai alapján a számítógép minden minta L, a, b értéket számolta ki nekünk. Az L, a, b értékek segítségével egy szín egyértelműen jellemezhető és egy térbeli, három dimenziós koordináta rendszerben elhelyezhető. Ebben a koordináta rendszerben két pont, tehát két szín közti távolságot színekülönbségnek nevezünk, és ezt  $\Delta E$ -nek nevezzük.  $\Delta E$  értékét a 2000 óta érvényben lévő CIEDE2000 fénytechnikai szabványképlet segítségével pedig számszerűen

meghatározhatjuk. Tehát egy színt objektíven csak úgy tudunk meghatározni, ha azt egy referencia színhez viszonyítjuk. Emiatt a kutatásunkban nekünk is választani kellett referencia színt, pontosabban referencia mintát. Ez T és HT kerámiával való leplezés esetén is az adott anyag 12x14x18mm-es tömbje volt, hiszen mindkét esetben az az a szín, amit a szájüregben a fogpótlás elkészítését és adott színű csonkanyagra cementezését követően látni szeretnénk.

Összefoglalva: A minták reflektanciája alapján meghatározott L, a, b értékeket a referencia minta L,a,b értékeivel vetettük össze a CIEDE2000 képlet segítségével. A formulával meghatároztuk  $\Delta E$ -t, ami megadja nekünk, hogy az összeállított mintánk mennyire hasonlít a referencia mintához. Teoretikusan, ha a  $\Delta E$  értéke 0 lenne, a referencia és az összeállított minta tökéletesen azonos színű lenne. Ennek valószínűsége viszont rendkívül alacsony.

Sok kutatóban felmerült a kérdés, hogy mi az a  $\Delta E$  érték, amely szinte észlelhetetlen színekülönbséget eredményez, hol van az a pont, ahol már biztosan feltűnik az eltérés a két szín között, és mikortól számít elfogadhatatlannak az eltérés. Sok klinikai vizsgálatot követően meghatározták ezeket az értékeket és már az ISO szabványba is belefoglalták az észlelhetőségi és elfogadhatósági küszöb fogalmát. Észlelhetőségi küszöb  $\Delta E$  értéke 0,8. Ez azt jelenti, hogy ha adott számú embernek két olyan színt adnánk a kezébe, amelyek között mi tudjuk, hogy pontosan 0,8  $\Delta E$  a színekülönbség, majd megkérdeznénk tőlük, hogy észlelnek-e különbséget a kettő között, akkor a megkérdezettek több mint fele a kérdésre igen választ adna. Ennek ellenére ez az érzékelt eltérés saját bevallásuk esetén egyetlen esetben sem lesz számottevő. Az elfogadhatósági küszöb értéke 1,8  $\Delta E$ . Hasonlóan, a megkérdezettek több mint fele itt is érzékeli a színekülönbséget a referencia és a kérdéses minta között, ami azzal egészül ki, hogy az eltérés saját bevallásuk szerint akkora, hogy azt saját fogpótlásuk esetén elégtelen esztétikai eredménynek minősítenék.

A CIEDE2000 képlet hosszú utat járt be, mire elnyerte mai formáját. 1976-ban publikálták a CIELAB színrendszert, amely térbeli koordináta rendszerben helyezte el a színeket. Ez jelentős újításnak számított a korábbi síkbeli színtérábrázolásokhoz képest. Az 1976-os három dimenziós színtér lehetővé tette a színekülönbségek matematikai meghatározását is. Bevezetésre került  $\Delta E_{a,b}$ , és az akkori képlet (CIE76, 1. egyenlet) az alábbiak szerint alakult (77) (116):

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

1. egyenlet: CIE76 képlet. (116)

Azonban mérésekből kiderült, hogy a képlet nem szolgált kellően pontos eredményekkel a színkülönbségeket illetően, bár sokkal egységesebb eredményeket kaptak, mint a korábbi módszerek esetén.

Az új tudományos felfedezéseknek és az emberi színpercepció mélyebb megértése vezetett a képlet tovább fejlesztéséhez. 1976 után az első kiegészítése a  $\Delta E_{a,b}$  képletnek: CIE94 volt, de még ez sem szolgált kielégítően pontos eredménnyel. Így jutottunk el a 2000-es évek elejére, amikor is a CIEDE2000 képlet bemutatásra került, összefoglalva és kiigazítva az összes korábbi formula hátrányait (2. egyenlet) (116):

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

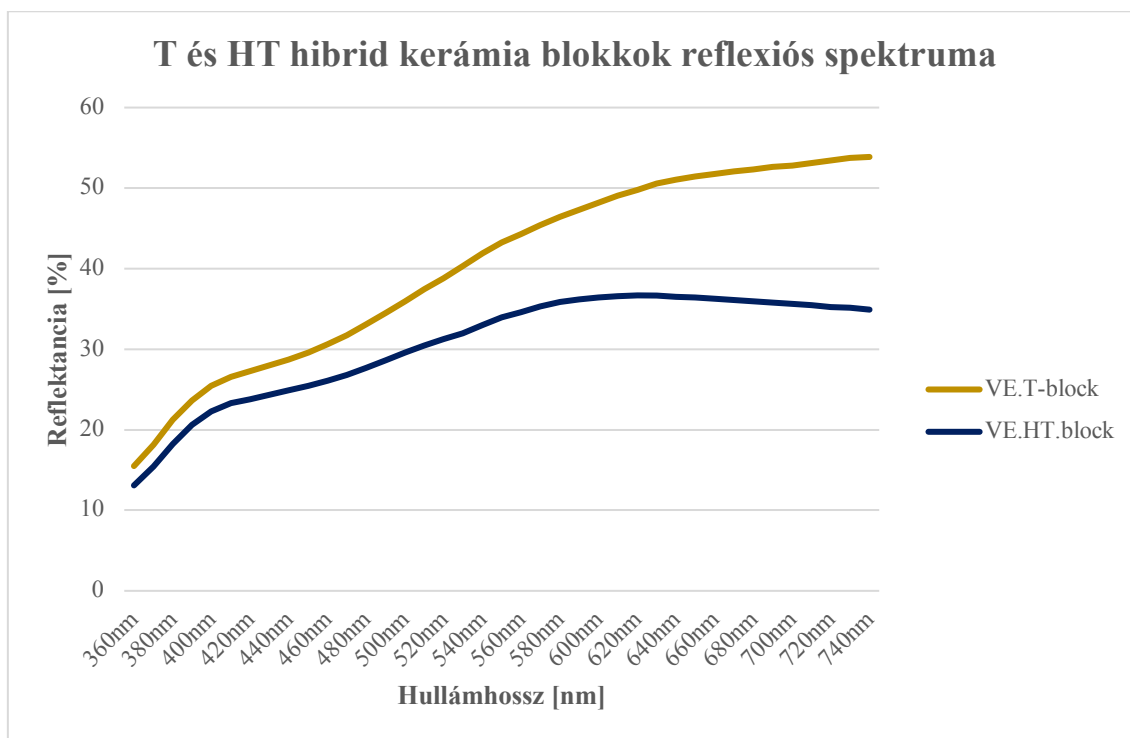
2. egyenlet: CIEDE2000 képlet. (116)

A képletben  $\Delta L'$ ,  $\Delta C'$ , és  $\Delta H'$  a vizsgált két szín világosság, telítettség és színezet közti eltérését jelenti, amelyet a színek CIELAB színtérben meghatározott  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  értékei alapján számolhatunk. Az gyökvonás alatti összeg negyedik tagja (amit  $\Delta R$ -ként foglalhatunk össze) a telítettség és színezet különbségek kék tartományban korrigálására használt szorzatképlet. A korábbi képletek ugyanis a kék tartományban túl nagy hibahatárral dolgoztak, így erre egy korrekciós képletet volt ajánlott bevezetni.  $S_L$ ,  $S_C$ ,  $S_H$  a megfelelő paraméterek súlyozására szolgál. Súlyozásra azért van szükség, hogy  $\Delta E$  érték számításakor a megfelelő komponens (világosság, telítettség és színezet) annyira legyen figyelembe véve, amennyire az az emberi színpercepciót is befolyásolja. A  $k_L$ ,  $k_C$  és  $k_H$  értéke az ún. parametrikus faktorok, amelyek a különböző megvilágítási paramétereknek (pl. textúra, háttér stb.) megfelelően kerülnek megállapításra. (117)

Kutatásunk során a CIEDE2000 képlet segítségével megállapított  $\Delta E$  értékek viszonyát vizsgáltuk az észlelhetőségi és elfogadhatósági küszöbhez.

## 9. Eredmények

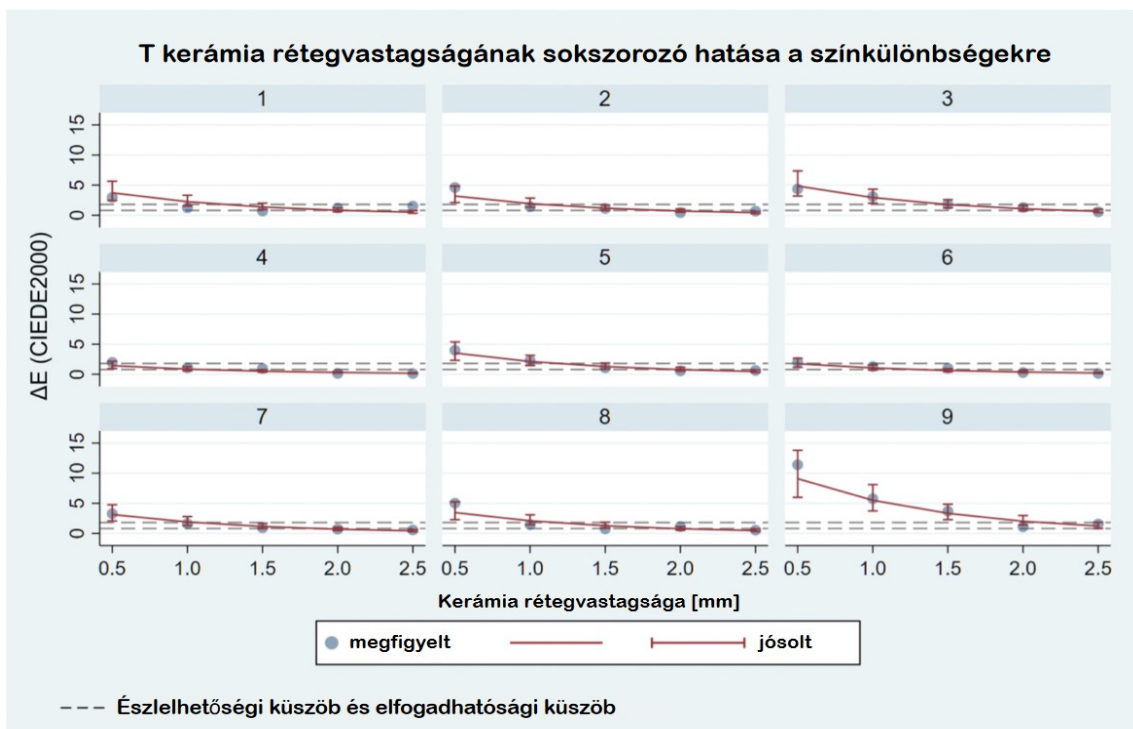
Bármely anyag optikai tulajdonságainak vizsgálata során elengedhetetlen annak reflexiós spektrumának meghatározása és részletes ismerete. Ez tekinthető az anyag optikai ujjlenyomatának. Emiatt mi is úgy kezdtük a vizsgálatainkat, hogy a referencia mintáink, tehát tisztán csak a kerámia tömbök reflexiós spektrumát vizsgáltuk meg (41. ábra).



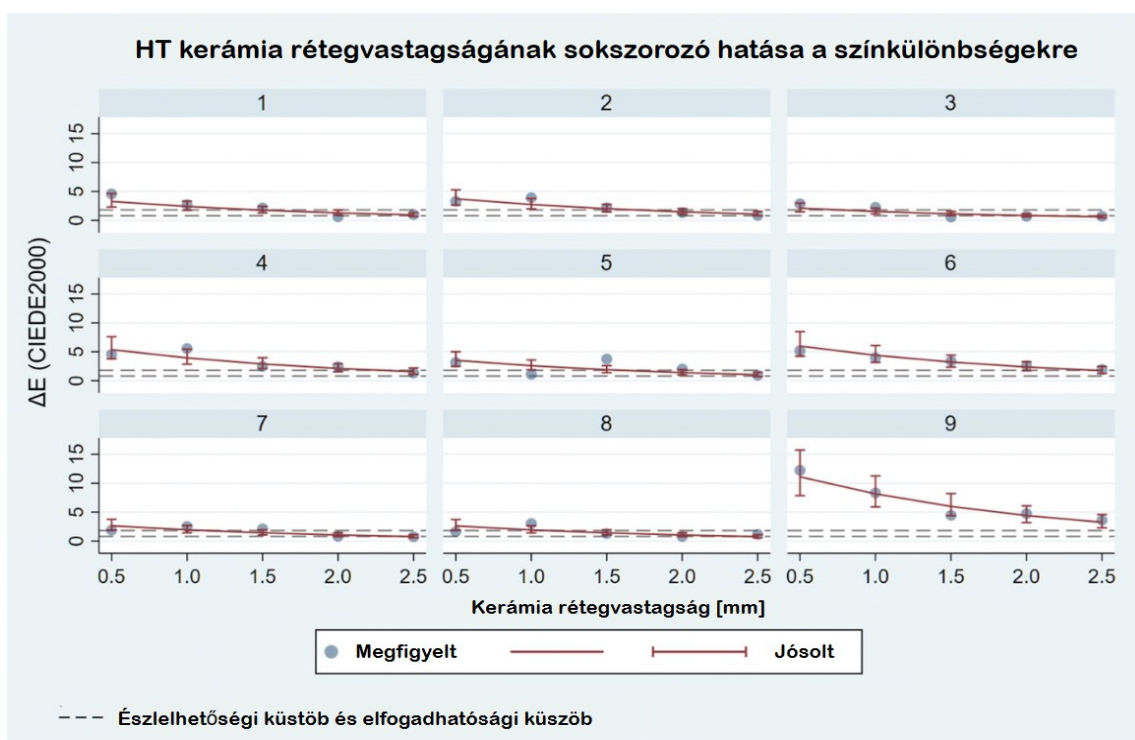
41. ábra: T és HT kerámia blokkok reflexiós spektruma. (saját ábra)

Az ábra függőleges tengelyén a reflektancia, vízszintes tengelyén pedig megvilágító fény balról jobbra növekvő hullámhossz értékeket ábrázoltunk. A kerámatömbök reflexiós spektrumait transzlucens tömb esetén „VE.T-block”, magas transzlucenciájú tömb esetén pedig „VE.HT-block” névvel jelöltük. Alacsony hullámhosszú, kék/ibolya színű megvilágítás esetén a blokkok reflektanciája között kisebb, magas hullámhossz esetén viszont nagyobb különbséget tapasztalhatunk.

A továbbiakban az összeállított minták eredményeit ismertetjük (42. ábra, 43. ábra).



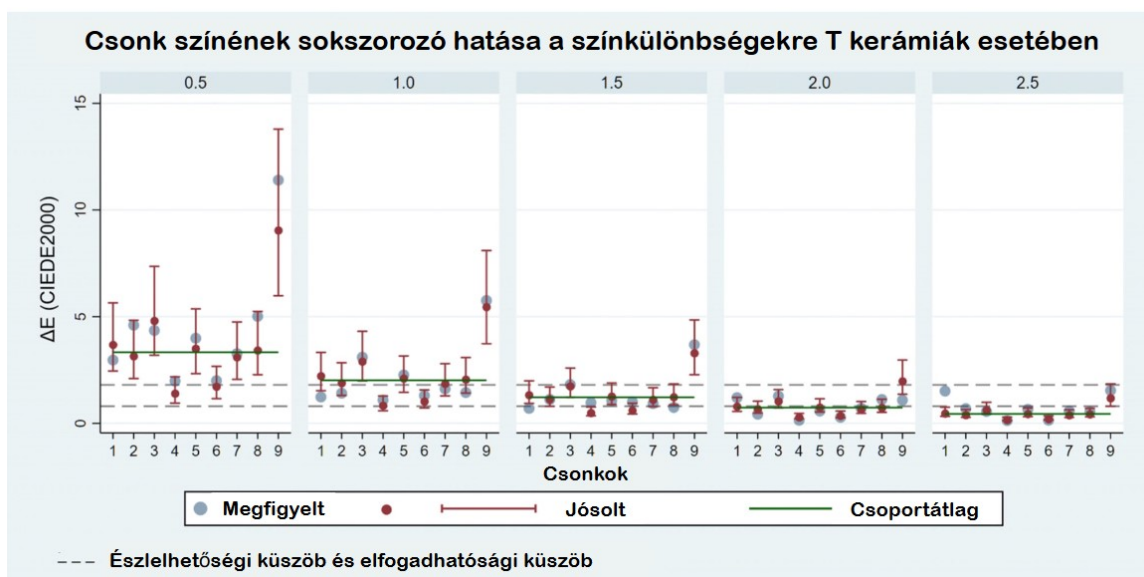
42. ábra: T kerámia rétegvastagságának sokszorozó hatása a színekülönbségekre. (saját ábra)



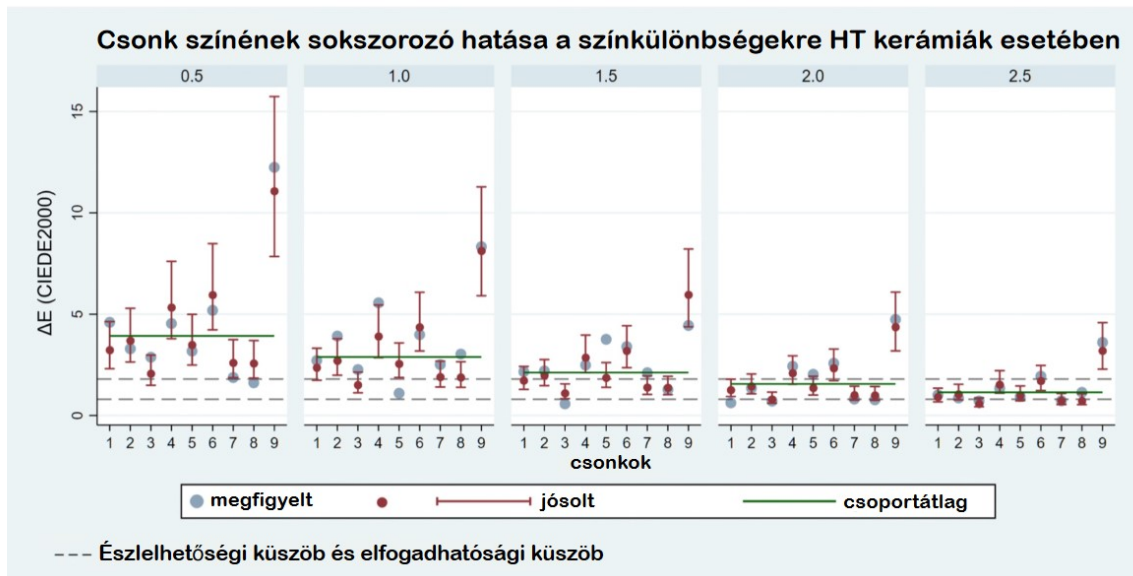
43. ábra: HT kerámia rétegvastagságának sokszorozó hatása a színekülönbségekre. (saját ábra)

A kilenc panel a kilenc csomaknak megfelelően mutatja a csökkenő  $\Delta E$  értékeket a leplezőkerámia növekvő rétegvastagságának függvényében. Hatás elemzés kimutatta, hogy kerámia rétegvastagságának növekedésével a referencia mintához képest mért színkülönbségek egy jó közelítéssel meghatározható konstans érték szerint csökkennek. HT szeletek esetén 0,5mm-el növelt rétegvastagság (ha egyéb tényezők pl. csomakanyag színe nem változik),  $\Delta E$  értékét 0,735-ed részére csökkenti, vagy ha úgy tetszik  $\Delta E$  a kiindulási érték 73,5%-ra csökken. Ez a tendencia minden minta esetén megfigyelhető volt, és szignifikáns volt (95%-os konfidencia intervalluma 0,682-0,791-ig terjedt). 1,5mm-es (3 x 0,5mm) rétegvastagság növekedés azonban a  $\Delta E$  0,735<sup>3</sup> mértékű csökkenését okozza, az összefüggés tehát exponenciális. Transzlucens szeletek esetén 0,5mm-es leplezés  $\Delta E$  60,5%-ra esését okozza (95%-os konfidencia intervalluma 0,553-0,661).

A panelek adatait elemezve egyértelműen látszik, hogy a kerámia rétegvastagságának növekedésével a színkülönbségek csökkennek, azaz egyre jobban közelítjük meg a referencia színünket.



44. ábra: A csomak színének sokszorozó hatása a színkülönbségekre T kerámiák esetében.(saját ábra)



45. ábra: A csont színének sokszorozó hatása a színekülönbségekre HT kerámiák esetében. (saját ábra)

A 44. ábra és 45. ábra a különböző rétegvastagságok szerint csoportosított  $\Delta E$  értékeket mutatja a 9 féle csontanyagon. Az adott rétegvastagságú kerámiára jellemző átlagos  $\Delta E$ -t zöld vonallal jelöltük. Az átlag értékek a kerámia rétegvastagsága szerint csökkennek. A pozitív vagy negatív kitérés az átlag értékről az adott összeállított minta esetén szignifikáns, ha a jóslt konfidencia intervallumok nem metszik a zöld vonalunkat. A két ábrát összehasonlítva megállapíthatjuk, hogy egyrészt a különböző csontanyagok ugyanazon leplezése a referenciától merőben eltérő végső színt eredményezhet, másrészt, ha ugyanazon vastagságait elemezzük a különböző transzlucenciájú kerámiáknak, akkor a T szeletek átlagos  $\Delta E$  értékei mindig alacsonyabban lesznek, mint a HT szeleteké.

Adataink felhasználásával azonban további megállapításokat is tehetünk. Megvizsgáltunk két, színben egymástól távol álló csontanyagot és arra voltunk kíváncsiak, hogy milyen vastag és milyen típusú kerámiát kell ahhoz alkalmaznunk, hogy a köztük lévő színekülönbséget elfedhessük. A 2. táblázat eredményeiből látjuk, ezzel az anyaggal nem tudtunk olyan esetet választani, ahol kielégítő eredményekre számíhattunk volna. A VITA Enamic tehát nem alkalmas ilyen mértékű színekülönbség elfedésére.



2. táblázat: Két, színben egymástól távol álló csonkanyag különböző leplezését követően mért  $\Delta E$  értékek. (saját ábra)

	Csonk 1	Csonk 2	$\Delta E^*_{00}$	
	ND1	ND9	22.87	
0.5 mm	VE.HT_0.5_N_1	VE.HT_0.5_N_9	15.73	☹️
	VE.T_0.5_N_1	VE.T_0.5_N_9	11.21	☹️
1.5 mm	VE.HT_1.5_N_1	VE.HT_1.5_N_9	6.52	☹️
	VE.T_1.5_N_1	VE.T_1.5_N_9	3.69	☹️
2.5 mm	VE.HT_2.5_N_1	VE.HT_2.5_N_9	4.59	☹️
	VE.T_2.5_N_1	VE.T_2.5_N_9	2.51	☹️

Ha két, színben egymáshoz közelebb álló csonkanyagot vizsgáltunk, több olyan eset is lehetségesnek mutatkozott, ahol elfogadható eredményre számíthattunk. Pl. 1,5mm vastag transzlucens kerámiával való leplezés esetén a mért  $\Delta E$  értékek alig haladták meg az észlelhetőségi küszöböt (3. táblázat).

3. táblázat: Két, színben egymáshoz közelebb álló csonkanyag különböző leplezését követően mért  $\Delta E$  értékek. (saját ábra)

	Csonk 1	Csonk 2	$\Delta E^*_{00}$	
	ND2	ND3	5.43	
0.5 mm	VE.HT_0.5_N_2	VE.HT_0.5_N_3	4.44	☹️
	VE.T_0.5_N_2	VE.T_0.5_N_3	1.54	😊
1.5 mm	VE.HT_1.5_N_2	VE.HT_1.5_N_3	1.98	☹️
	VE.T_1.5_N_2	VE.T_1.5_N_3	0.82	😊
2.5 mm	VE.HT_2.5_N_2	VE.HT_2.5_N_3	0.97	😊
	VE.T_2.5_N_2	VE.T_2.5_N_3	0.18	😊

## 10. Megbeszélés

A szakirodalom áttekintését követően megállapíthatjuk, hogy eredményeink a hasonló témájú kutatások megállapításaival összhangban vannak. Munkánkat azonban egyedülállóvá teszi, hogy képesek voltunk egy olyan numerikus modellt felállítani, ahol a kerámia fedőképességét befolyásoló tényezők módosító képességét a matematika nyelvén fejezhetjük ki.

A csonkanyag szignifikánsan befolyásolta a végső restaurátum színét. Ennek szerepét Alfouzan és társai szintén vizsgálták. Hibrid kerámiákat amalgámra, titánra és kompozit tömőanyagra helyeztek, és az anyag fedőképességét vizsgálták. Konklúziójuk alapján az alkalmazott anyag a minta színét nem módosította szignifikáns mértékben. (118) Porojan 3 féle kompozittal végzett hasonló mérést hibrid kerámiákkal, azonban ő már figyelemre méltó befolyásolószererepről nyilatkozott. (119)

A grafikonok adataiból látszik, hogy a növekvő rétegvastagság esetén mért  $\Delta E$  medián értékei csökkennek. Ruiz-López és társai magas transzlucenciájú, multi-color polimerinfiltrált hibrid kerámiákat vizsgálva arra jutottak, hogy minták világossága és telítettsége a kerámia rétegvastagságának növekedésével arányosan nő, de nem találtak ilyen összefüggést színezetük esetén. (120) Alfouzan eredményeiből tudjuk, hogy a kerámia típusától függetlenül a rétegvastagság korrelál fedőképességgel. (118) Pop-Ciutrla a leucit-erősítésű üvegkerámiákat, földpát kerámiákat, cirkónium erősítésű Li-diszilikát és polimerinfiltrált hibrid kerámiákat különböző rétegvastagságban vizsgált és megállapította, hogy minél vastagabb a kerámiaszelet, annál nagyobb a fedőképessége és annál kisebb a transzlucenciája. (121)

A kerámia fedőképességét annak transzlucenciája is számottevő mértékben befolyásolta. Erről egyetlen 2021-ben kiadott publikáció szólt csak. Pop-Ciutrla és társai T és HT hibrid kerámiákat vizsgáltak – hozzánk hasonlóan. Statisztikailag szignifikáns eltérésről nyilatkoztak, amikor adott árnyalatú és rétegvastagságú kerámiák különböző transzlucenciáit vizsgálták. Az eredmények jelen kutatás eredményeivel tehát ténylegesen összhangban vannak. (121)

Az utolsó kísérlet eredményeiből pedig megállapíthatjuk, hogy T hibrid kerámia akár már 1,5 mm rétegvastagságban, alkalmas lehet gyökérkezelést követően elszíneződött csonkok szinte tökéletes elfedésére.

Összességében tehát kijelenthető, hogy eredményeink konszenzusban állnak korábbi,

hibrid kerámiákat vizsgáló kutatások eredményeivel. Ugyanakkor ki kell emelnünk, hogy bár a szakirodalom bővelkedik a leggyakrabban használt kerámiatípusok fedőképességét befolyásoló tényezők leírásában és mérésében, a hibrid kerámiák esetén fellelhető adatok hiányosak, annak ellenére, hogy egyre gyakrabban választják a fogorvosok ezt az anyagtípust.

Végezetül kiemelendő, hogy mivel kutatásunk in vitro, így a szájüregi körülmények tökéletes modellezésére nem képes – vagyis az eredményeinket kellő kritikával kell értékelni. Szeretnénk azonban hangsúlyozni, hogy jelenleg nem létezik tökéletes módszer az in vivo körülmények modellezésére.

## 11. Következtetések

A diagramokról egyértelműen leolvasható, hogy T és HT kerámiák rétegvastagságának növelése szignifikánsan csökkenti a csoportok színkülönbségeinek medián értékeit, vagyis az anyag fedőképessége növekszik.

Megállapíthatjuk, hogy a hibrid kerámia fedőképességét szignifikánsan befolyásolja az alatta fekvő csonk színe is. Ez abból következik, hogy HT kerámiák esetében a különböző rétegvastagságokra jellemző átlagos  $\Delta E$  értéket ND1, ND2, ND4 és ND5 csonkszínekkel megközelítjük; ND6 és ND9 csonkszínekkel az átlagnál rosszabb, míg ND3, ND7 és ND8 csonkszínekkel az átlagnál jobb eredmény érhető el. T szeletek esetében ND1, ND2, ND3, ND5, ND7 és ND8 csonkszínekkel átlag közeli, ND9 színnel rosszabb, míg ND4 és ND6 csonkszínekkel jobb eredményt kaptunk.

A kapott eredményekből következik, hogy a transzlucencia minden bizonnyal hatással van a kerámia fedőképességére. 2 mm rétegvastagságú T kerámiát alkalmazva minden csonkszín esetében az elfogadhatósági küszöb alatti értéket érhetünk el, kivéve az ND9-es árnyalatot. HT kerámiák esetében ez még 2,5 mm-es rétegvastagsággal sem valósítható meg.

Összegezve tehát ezen kutatás eredményei szerint ezen kerámia típus fedőképessége exponenciálisan nő a rétegvastagság növekedésével; T kerámiák esetében 3 féle, míg HT kerámiák esetében 5 csonkszín jelentős mértékben befolyásolta a fedőképességet; valamint a T és HT kerámiák maszkolási képesség szignifikánsan különbözik.

## 12. Összefoglalás

Rektori Pályamunkánk során egy in vitro kutatás keretében arra a kérdésre kerestük a választ, mi és hogyan befolyásolja a manapság egyre nagyobb népszerűségnek örvendő hibrid kerámiák optikai tulajdonságait. A kérdés megválaszolására kidolgoztunk egy módszert, amellyel ez lehetővé vált számunkra. A méréseket és az adatok elemzését követően megállapítottuk, hogy a hibrid kerámiák fedőképességét szignifikánsan befolyásolta az anyag transzlucenciája, rétegvastagsága és a csonkszín. Megállapítottuk milyen matematikai reláció van az anyag rétegvastagsága és  $\Delta E$  érték között. A legvégén egy gondolkísérletben röviden arra is rámutattunk, hogy eredményeinknek milyen kiemelt jelentőségű klinikai relevanciája van és lehet még a későbbiekben.

Tervezünk a későbbiekben további kerámiatípusok hasonló vizsgálatát is. Hosszú távú célunk egy olyan adatbázis létrehozása, amely a mindennapi gyakorló fogorvos számára új távlatokat nyit az esztétikus pótlások készítése terén.

### 13. Köszönetnyilvánítás

- *Szeretnénk megköszönni Prof. Dr. Hermann Péternek PhD és Dr. Borbély Juditnak PhD kutatásunk támogatását.*
- *Külön köszönet illeti konzulenseinket és TDK-munkánk témavezetőit, Dr. Ábrám Emesét PhD és Dr. Saláta Józsefet akik a fáradhatatlanul segítettek és támogattak minket a kezdetektől fogva.*
- *Továbbá szeretnénk megköszönni a veszprémi Lighting Lab Kalibrálólaboratórium munkatársainak a mérőeszközök rendelkezésünkre bocsátását és mérések során nyújtott támogatását: Dr. Szabó Ferenc, Dr. Csuti Péter, Tóth Dávid Noel*

## 14. Irodalomjegyzék

1. Bergen SF. Color in esthetics. N Y State Dent J. 1985;51(8):470-1.
2. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am. 2011;55(3):559-70, ix.
3. Samorodnitzky-Naveh GR, Geiger SB, Levin L. Patients' satisfaction with dental esthetics. J Am Dent Assoc. 2007;138(6):805-8.
4. Akarslan ZZ, Sadik B, Erten H, Karabulut E. Dental esthetic satisfaction, received and desired dental treatments for improvement of esthetics. Indian J Dent Res. 2009;20(2):195-200.
5. McLaren EA, Culp L, White S. The evolution of digital dentistry and the digital dental team. Dent Today. 2008;27(9):112, 4, 6-7.
6. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. J Prosthet Dent. 2015;113(6):534-40.
7. Teljes kerámia korona [Available from: <https://www.davinci-dental.com/cosmetic-treatments/crowns/>].
8. Chaibabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. 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. 2011;105(2):83-90.
9. Borbély J, Hajdu Z, Whiteman Y, Gerlóczy P, McLaren E. Kerámia. In: Kóbor A. KP, Hermann P., editor. Fogpótlástani anyagtan és odontotechnológia. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2015. p. 107-38.
10. Giordano Ii R. Ceramics overview. Br Dent J. 2022;232(9):658-63.
11. Tölgyesi F, Derka I, Módos K. Kerámiák szerkezete. 2012. In: Fogorvosi anyagtan fizikai alapjai [Internet]. Budapest: Semmelweis Egyetem, Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet; [107-16].
12. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. J Dent Res. 2014;93(12):1232-4.
13. Borbély J, Ábrám E, Czigola A, Dankó M, Joós-Kovács G, Kispélyi B, et al. Digitális fogpótlástan. In: Hermann P, Kispélyi B, editors. Fogpótlástan. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2022. p. 1035-168.
14. Talibi M, Kaur K, Parmar H. Do you know your ceramics? Part 2: feldspathic ceramics. British Dental Journal. 2022;232(2):80-3.
15. VITABLOCS Mark II. [Available from: <https://www.straumann.com/digital/in/en/home/consumables/blocs/VITA-mark-ii.html>].
16. IPS Empress CAD [Available from: <https://www.uniteddental.com.tr/en/ips-empress-system/>].
17. IPS e.max CAD [Available from: [https://www.ivoclar.com/en\\_li/products/digital-processes/ips-e.max-cad](https://www.ivoclar.com/en_li/products/digital-processes/ips-e.max-cad)].
18. VITA Suprinity [Available from: <https://www.straumann.com/digital/sg/en/home/consumables/blocs/VITA-suprinity.html>].
19. VITA In Ceram [Available from: <https://vivi.clinic/dental/VITA-in-ceram-alumina>].
20. Alumínium-oxid kerámia fogpótlás [Available from: <http://www.excel-dental.com/product/6/>].
21. Dentsply Sirona [Available from: <https://www.dentsplysirona.com/en-us/discover/discover-by-category/restorative/cad-cam-materials-for-the-dental-practice.html>].
22. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). J Esthet Restor Dent. 2018;30(4):281-6.
23. Lava™ Ultimate [Available from: [https://caddent.de/fileadmin/user\\_upload/CADdent\\_R\\_-\\_3M\\_ESPE\\_Lava\\_TM\\_Ultimate\\_-\\_Technical\\_Product\\_Profile\\_ENG\\_.pdf](https://caddent.de/fileadmin/user_upload/CADdent_R_-_3M_ESPE_Lava_TM_Ultimate_-_Technical_Product_Profile_ENG_.pdf)].
24. VITA Enamic [Available from: [https://dentaltrade.hu/wp-content/uploads/2019/09/VITA\\_1982\\_1982U\\_ENAMICNeutral\\_VA\\_HU\\_V07\\_hu\\_compressed](https://dentaltrade.hu/wp-content/uploads/2019/09/VITA_1982_1982U_ENAMICNeutral_VA_HU_V07_hu_compressed)].

.pdf.

25. 3M ESPE Lava Ultimate [Available from: [https://www.3m.com/3M/en\\_US/p/d/b00008161/](https://www.3m.com/3M/en_US/p/d/b00008161/)].
26. VITA Enamic anyagszerkezet [Available from: [https://www.dmc-cologne.com/site/english/material\\_product\\_world/hybrid\\_ceramics/VITA-enamic\\_more\\_info/](https://www.dmc-cologne.com/site/english/material_product_world/hybrid_ceramics/VITA-enamic_more_info/)].
27. VITA Enamic Weibull modulusa [Available from: <https://enamic.hu/>].
28. VITA Enamic marható blokk és korong [Available from: <https://emeralddental.com/post/vitaVITA-enamic.html>].
29. VITA Enamic színspektrum [Available from: <https://emeralddental.com/post/VITA-enamic.html>].
30. VITA Enamic multiColor [Available from: <https://www.cerecdigest.net/2017/05/07/ids-2017-cadcam-materials-blocks/VITA-enamic-multicolor-hd/>  
<https://www.VITA-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>].
31. VITA Enamic festék- és lakk készlet [Available from: [https://www.VITA-zahnfabrik.com/en/VITA-AKZENT-LC-119817\\_27568.html](https://www.VITA-zahnfabrik.com/en/VITA-AKZENT-LC-119817_27568.html)].
32. VITA Enamic leplező kompozitok [Available from: <https://www.VITA-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>].
33. VITA Enamic adhezív rögzítő rendszer [Available from: [https://www.vitaVITA-zahnfabrik.com/en/VITAVITA-ADIVA-FULL-ADHESIVE-72075\\_27568.html](https://www.vitaVITA-zahnfabrik.com/en/VITAVITA-ADIVA-FULL-ADHESIVE-72075_27568.html)].
34. VITA Enamic polírozó készlet [Available from: [https://www.vitaVITA-zahnfabrik.com/interner\\_seiten\\_name\\_pdb\\_cc9c80c907\\_en\\_27568\\_186179.html](https://www.vitaVITA-zahnfabrik.com/interner_seiten_name_pdb_cc9c80c907_en_27568_186179.html)].
35. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. J Dent. 2009;37 Suppl 1:e57-63.
36. Basegio MM, Pecho OE, Ghinea R, Perez MM, Della Bona A. Masking ability of indirect restorative systems on tooth-colored resin substrates. Dent Mater. 2019;35(6):e122-e30.
37. Xing W, Chen X, Ren D, Zhan K, Wang Y. The effect of ceramic thickness and resin cement shades on the color matching of ceramic veneers in discolored teeth. Odontology. 2017;105(4):460-6.
38. Miura S, Tsukada S, Fujita T, Isogai T, Teshigawara D, Saito-Murakami K, et al. Effects of abutment tooth and luting agent colors on final color of high-translucent zirconia crowns. J Prosthodont Res. 2022;66(2):243-9.
39. Czigola A, Abram E, Kovacs ZI, Marton K, Hermann P, Borbely J. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. J Esthet Restor Dent. 2019;31(5):457-64.
40. Joiner A, Hopkinson I, Deng Y, Westland S. A review of tooth colour and whiteness. J Dent. 2008;36 Suppl 1:S2-7.
41. ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. J Dent Res. 1995;74(1):374-80.
42. Fondriest J. The Optical Characteristics of Natural Teeth. Inside Dentistry. 2012.
43. Witzel C, Gegenfurtner KR. Color Perception: Objects, Constancy, and Categories. Annu Rev Vis Sci. 2018;4:475-99.
44. JC R. A Review of Color Science in Dentistry: The Process of Color Vision. J Dent Oral Disord Ther. 2015;3(1):1-4.
45. Fried D, Glena RE, Featherstone JD, Seka W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. Appl Opt. 1995;34(7):1278-85.
46. Hoffmann L, Feraric M, Hoster E, Litzenburger F, Kunzelmann KH. Investigations of the optical properties of enamel and dentin for early caries detection. Clin Oral Investig. 2021;25(3):1281-9.
47. Spitzer D, Bosch JT. The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. Calcif Tissue Res. 1975;17(2):129-37.
48. Hassel AJ, Johanning M, Grill S, Schröder J, Wahl HW, Corcodel N, et al. Changes of



- tooth color in middle and old age: A longitudinal study over a decade. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(6):459-63.
49. Gómez-Polo C, Montero J, Gómez-Polo M, de Parga JA, Celemin-Viñuela A. Natural Tooth Color Estimation Based on Age and Gender. *J Prosthodont*. 2017;26(2):107-14.
  50. Demirel MG, Tuncdemir MT. Influence of age, gender, and educational background on tooth color. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(2):162-6.
  51. Odioso LL, Gibb RD, Gerlach RW. Impact of demographic, behavioral, and dental care utilization parameters on tooth color and personal satisfaction. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 2000(29):S35-41; quiz S3.
  52. Goodkind RJ, Schwabacher WB. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 1987;58(5):535-42.
  53. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):418-23.
  54. Orsós M, Moldvai J, Kivovics P, Németh O. [Oral health related quality of life of patients undergoing physical medicine and rehabilitation]. *Orv Hetil*. 2018;159(52):2202-6.
  55. Su Y, Xin M, Chen X, Xing W. Effect of CAD-CAM ceramic materials on the color match of veneer restorations. *J Prosthet Dent*. 2021;126(2):255.e1-e7.
  56. Koutayas SO, Kakaboura A, Hussein A, Strub JR. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(6):353-60; discussion 61.
  57. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater*. 2009;25(2):158-65.
  58. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):359-64.
  59. Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil*. 2002;29(9):805-9.
  60. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):412-7.
  61. Carrabba M, Vichi A, Tozzi G, Louca C, Ferrari M. Cement opacity and color as influencing factors on the final shade of metal-free ceramic restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2022;34(2):423-9.
  62. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Janowski GM. Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2012;107(5):300-8.
  63. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent*. 2011;39 Suppl 1:e30-6.
  64. Günel-Abduljalil B, Ulusoy MM. The effect of resin cement shade and restorative material type and thickness on the final color of resin-matrix ceramics. *J Prosthodont Res*. 2022;66(1):75-82.
  65. Sarıkaya I, Yerliyurt K, Hayran Y. Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):40.
  66. Begum Z, Chheda P, Shruthi CS, Sonika R. Effect of Ceramic Thickness and Luting Agent Shade on the Color Masking Ability of Laminate Veneers. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014;14(Suppl 1):46-50.
  67. Niu E, Agustin M, Douglas RD. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent*. 2014;111(1):42-50.
  68. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(6):456-61.
  69. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2007;97(1):25-31.

70. Duarte S, Sartori N, Phark J-H. Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. *Current Oral Health Reports*. 2016;3(3):198-202.
71. Öñöral Ö, Günal-Abduljalil B, Ongun S. Effect of color of the cement and the composite resin foundation on the resultant color of resin-matrix ceramics. *J Prosthet Dent*. 2021;125(2):351.e1-.e7.
72. Wu Z, Tian J, Wei D, Di P, Lin Y. Quantitative analysis of color accuracy and bias in 4 dental CAD-CAM monolithic restorative materials with different thicknesses: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2022;128(1):92.e1-.e7.
73. Spear FM, Kokich VG, Mathews DP. Interdisciplinary management of anterior dental esthetics. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(2):160-9.
74. Elektromágneses spektrum [Available from: [https://hu.wikipedia.org/wiki/F%C3%A9ny#/media/F%C3%A1jl:EM\\_spectrum\\_hu.svg](https://hu.wikipedia.org/wiki/F%C3%A9ny#/media/F%C3%A1jl:EM_spectrum_hu.svg).
75. Feketetest-sugárzás [Available from: <https://physics.nyu.edu/~physlab/Demos/equipment/blackbodyradiation.html>
76. S. J. L, J. S, W. M. Blackbody Radiation. 2016. In: *University Physics* [Internet]. Houston, Texas, United States: Rice University.
77. Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15 Suppl 1:S5-12.
78. Leow ME, Ng WK, Pereira BP, Kour AK, Pho RW. Metamerism in aesthetic prostheses under three standard illuminants--TL84, D65 and F. *Prosthet Orthot Int*. 1999;23(2):174-80.
79. Luo M, Cui G, Changjun I. Uniform colour spaces based on CIECAM02 colour appearance model. *Color Research & Application*. 2006;31:320-30.
80. Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent*. 2006;96(6):402-11.
81. Munsell-féle színrendszer [Available from: <https://cdn.britannica.com/34/2834-050-8758A9D8/tree-Munsell-system-colours-representation-scales-chroma.jpg>.
82. Smet K, David A, Whitehead L. Why Color Space Uniformity and Sample Set Spectral Uniformity Are Essential for Color Rendering Measures. *LEUKOS The Journal of the Illuminating Engineering Society of North America*. 2015;12.
83. Szél A, Röhlich P, Caffé AR, van Veen T. Distribution of cone photoreceptors in the mammalian retina. *Microsc Res Tech*. 1996;35(6):445-62.
84. M. A. K. CIELAB and Colour Difference. In: S. W, C. R, V. C, editors. *Computational Colour Science using MATLAB*. Second edition ed: A John Wiley & Sons, Ltd.; 2012. p. 49-74.
85. CIELAB [Available from: <https://www.fsw.cc/color-spaces/>
86. Prizma [Available from: <https://physics.nyu.edu/~physlab/Demos/optics.html>.
87. Isaac N. A letter of Mr. Isaac Newton, Professor of the Mathematicks in the University of Cambridge; containing his new theory about light and colors: sent by the author to the publisher from Cambridge, Febr. 6. 1671/72; in order to be communicated to the R. Society. *Phil Trans R Soc*. 1672;Volume 6(Issue 80).
88. Thomas NC. The early history of spectroscopy. *Journal of Chemical Education*. 1991;68(8):631.
89. Skoog DA, Holler FJ, Crouch SR. *Principles of Instrumental Analysis*: Thomson Brooks/Cole; 2007.
90. Ri Y-U, Pyon Y-H, Ri H-H, Sin K-R. Estimation of the hemoglobin concentration and the anatomic structure of muscle by analyzing the near infrared scattering images. *Biomed Signal Process Control*. 2020;61:102058.
91. Oshina I, Spigulis J. Beer-Lambert law for optical tissue diagnostics: current state of the art and the main limitations. *J Biomed Opt*. 2021;26(10).
92. Huong A, Gaik T, Ngu X. Towards Skin Tissue Oxygen Monitoring: An Investigation of Optimal Visible Spectral Range and Minimal Spectral Resolution. *Universal Journal of Electrical and Electronic Engineering*. 2019;6:49-54.
93. How does a spectrophotometer work? [Available from: <https://www.ncbionetwork.org/educational-resources/videos/how-does-spectrophotometer->

[work.](#)

94. Fehér D, Saláta J. Üvegkerámiák spektrofotometriai vizsgálata. Budapest: Semmelweis Egyetem; 2018.
95. Saláta J, Szabó F, Csuti P, Antal M, Márton P, Hermann P, et al. Effect of thickness, translucency, and substrates on the masking ability of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *J Esthet Restor Dent*. 2023;35(6):886-95.
96. Clark EB. An Analysis of Tooth Color. *The Journal of the American Dental Association* (1922). 1931;18(11):2093-103.
97. Paravina RD. Performance assessment of dental shade guides. *J Dent*. 2009;37 Suppl 1:e15-20.
98. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*. 2010;38 Suppl 2:e2-16.
99. Lehmann KM, Devigus A, Igiel C, Wentaschek S, Azar MS, Scheller H. Repeatability of color-measuring devices. *Eur J Esthet Dent*. 2011;6(4):428-35.
100. Ábrahám G, Wenzelné Gerőfy K, Antal Á, Kovács G. *Műszaki Optika*: BME MOGI; 2014.
101. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*. 2009;101(3):193-9.
102. VITA Easyshade [Available from: <https://www.dentcruise.com/vitaVITA-easyshade-advance-v/>].
103. Egyed P, Palaszkó D. *Üvegkerámia fogpótlások az esztétikai fogászatban*. Budapest: Semmelweis Egyetem; 2016.
104. IPS Natural Die Material Kit [Available from: [https://www.ivoclar.com/en\\_us/shop/p/allceramics/ipsnaturaldiematerialkit/p/597078](https://www.ivoclar.com/en_us/shop/p/allceramics/ipsnaturaldiematerialkit/p/597078)].
105. Ivoclar Vivadent Variolink Esthetic Try-In Paste User Manual [Available from: <https://www.manualsdir.com/manuals/773948/ivoclar-vivadent-variolink-esthetic-try-in-paste.html>].
106. Xu B, Chen X, Li R, Wang Y, Li Q. Agreement of try-in pastes and the corresponding luting composites on the final color of ceramic veneers. *J Prosthodont*. 2014;23(4):308-12.
107. Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, et al. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent*. 2010;38 Suppl 2:e87-94.
108. Vaz EC, Vaz MM, Rodrigues Gonçalves de Oliveira MB, Takano AE, de Carvalho Cardoso P, de Torres É M, et al. Try-in Pastes Versus Resin Cements: A Color Comparison. *Compend Contin Educ Dent*. 2016;37(5):e1-5.
109. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*. 2012;28(8):e99-109.
110. Kandil BSM, Hamdy AM, Aboelfadl AK, El-Anwar MI. Effect of ceramic translucency and luting cement shade on the color masking ability of laminate veneers. *Dent Res J (Isfahan)*. 2019;16(3):193-9.
111. Konica Minolta History [Available from: <https://www.konicaminolta.com/global-en/corporate/history.html>].
112. Konica Minolta Sensing Americas Company Profile [Available from: <https://sensing.konicaminolta.us/us/about-us/company-profile/>].
113. Konica Minolta Catalogue [Available from: <https://www.konicaminolta.com/instruments/download/catalog/index.html>].
114. Spectrophotometer CM-3700d [Available from: <https://www5.konicaminolta.eu/tr/oelcuem-cihazlari/ueruenler/renk-oelcuemue/ueretimi-durdurulan-ueruenler/cm-3700d.html>].
115. Konica Minolta CM-3700d [Available from: <https://www.yumpu.com/en/document/read/23196022/cm-3700d>].
116. Color difference [Available from: [https://en.wikipedia.org/wiki/Color\\_difference](https://en.wikipedia.org/wiki/Color_difference)].
117. Luo M, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula:

CIEDE2000. Color Research & Application. 2001;26:340-50.

118. Alfouzan AF, Alnafaiy SM, Alsaleh LS, Bawazir NH, Al-Otaibi HN, Taweel SMA, et al. Effects of background color and thickness on the optical properties of CAD-CAM resin-matrix ceramics. J Prosthet Dent. 2022;128(3):497.e1-.e9.

119. Porojan L, Vasiliu RD, Porojan SD. Masking Abilities of Dental Cad/Cam Resin Composite Materials Related to Substrate and Luting Material. Polymers (Basel). 2022;14(3).

120. Ruiz-López J, Espinar C, Lucena C, de la Cruz Cardona J, Pulgar R, Pérez MM. Effect of thickness on color and translucency of a multi-color polymer-infiltrated ceramic-network material. J Esthet Restor Dent. 2023;35(2):381-9.

121. Pop-Ciutrla IS, Ghinea R, Dudea D, Ruiz-López J, Pérez MM, Colosi H. The effects of thickness and shade on translucency parameters of contemporary, esthetic dental ceramics. J Esthet Restor Dent. 2021;33(5):795-806.

## 15. Ábrajegyzék

1. ábra: Hagyományos technológiával készített fémkerámia korona (bal), CAD/CAM technológiával készített monolitikus kerámia korona (jobb). (7)	4
2. ábra: Földpátkerámiából készült fogpótlás készítésének menete. Az anyagot ecsettel rétegzik a mintára. (14)	8
3. ábra: Leucittartalmú földpátüveg kerámiablokk (VITA Bloccs Mark II). (15)	9
4. ábra: Magas leucittartalmú üvegkerámia blokkok (Empress CAD). (16)	9
5. ábra: Lítium-diszilikát üvegkerámia (IPS e.max). (17)	10
6. ábra: Cirkónium erősített lítium-szilikát kerámia (VITA Suprinity). (18)	10
7. ábra: Infiltrációs kerámiatömbök: In Ceram Alumina (balra), In Ceram Spinell (középen), In Ceram Zirconia (jobbra). (19)	11
8. ábra: Alumínium-oxid kerámiából készült fogpótlás. (20)	12
9. ábra: Cirkónium-dioxid kerámiablokkok (Dentsply Sirona). (21)	12
10. ábra: Rezin nanokerámia (Lava Ultimate). (25)	14
11. ábra: Polimerinfiltrált hibridkerámia (VITA Enamic) szerkezete. (26)	15
12. ábra: A VITA Enamic Weibull modulusa más CAD/CAM kerámiákéval összehasonlítva. (27)	16
13. ábra: VITA Enamic: A termék kapható mind tömb, mind pedig korong formában. (28)	16
14. ábra: VITA Enamic hibrid kerámiából készített betét. (saját ábra)	17
15. ábra: A természetesebb hatás érdekében multiColor tömbből is marható fogpótlás. (30)	18
16. ábra: A VITA Enamic elérhető árnyalatai magas és normál transzlucenciában. (29)	18
17. ábra: Fényre kötő festék- és lakk készlet, mellyel teljes mértékben személyre szabott fogpótlás készíthető. (31)	19
18. ábra: A további individualizálás érdekében leplező kompozitokat is használhatunk. (32)	19
19. ábra: A restaurátum rögzítéséhez használhatjuk a termék hagyományos adhezív rendszerét (kép), de akár önadhezív rendszerét is (utóbbi kizárólag koronák rögzítésére alkalmas). (33)	20
20. ábra: Rendelői (balra), illetve laboratóriumi (jobbra) polírozó készlet. (34)	21
21. ábra: Holdudvar hatás vagy dicsfény hatás. A fény a zománcba való be- és kilépés során is megtörik, ez a frontfog éli részén egy világos sárga, fényes, opakabb gyűrűt eredményez (nyíl). (42)	23
22. ábra: A látható fény az elektromágneses sugárzás emberi szem által érzékelhető spektruma. (74)	30
23. ábra: Fémrudak fűtéskor az általuk kibocsátott sugárzás energiája és ezzel színük is változik. (75)	31
24. ábra: A sima felszínekre jellemző spektrális reflexió és az érdes felszínekre jellemző diffúz reflexió. (saját ábra)	32
25. ábra: Nyállal fedett fogfelszínek ragyogásának oka. (saját ábra)	33
26. ábra: Világosság, telítettség és színezet jelentésének szemléltetése. (saját ábra)	33
27. ábra: Munsell-féle színrendszer. A henger középvonalában a világosság, ettől radiálisan távolodva a telítettség, míg a kör kerülete mentén pedig a színezet értékek váltakoznak. (81)	34
28. ábra: CIELAB színtér. (85)	36
29. ábra: Elemeire felbontott fehér fénysugár. (86)	38
30. ábra: Az integráló gömb működésének sémája. (94)	40
31. ábra: VITA Easyshade, a klinikai gyakorlatban is használt spektrofotométer. (102)	42
32. ábra: Kutatócsoportunk munkásságának előzményei sémásan ábrázolva. (saját ábra)	43
33. ábra: A különböző rétegvastagságú magas transzlucenciájú kerámiaszletek. (95)	45
34. ábra: A különböző rétegvastagságú transzlucens kerámiaszletek. (95)	45
35. ábra: IPS Natural Die Material csonkanyagok mind a 9 árnyalatban. (95)	46
36. ábra: Variolink Esthetic Try-In Paste próbacement. (95)	47
37. ábra: Helyfenntartó, 100 µm vastag acéllemez. (95)	47
38. ábra: A csonk, cement, kerámia egység leképezése. (saját ábra)	48
39. ábra: Konica Minolta CM-3700d. (114)	49

40. ábra: A mérés sematikus ábrája.(saját ábra).....	50
41. ábra: T és HT kerámia blokkok reflexiós spektruma.(saját ábra).....	53
42. ábra: T kerámia rétegvastagságának sokszorozó hatása a színekülönbségekre.(saját ábra) ...	54
43. ábra: HT kerámia rétegvastagságának sokszorozó hatása a színekülönbségekre.(saját ábra)	54
44. ábra: A csonk színének sokszorozó hatása a színekülönbségekre T kerámiák esetében.(saját ábra) .....	55
45. ábra: A csonk színének sokszorozó hatása a színekülönbségekre HT kerámiák esetében.(saját ábra) .....	56
1. táblázat: CAD/CAM kerámiák csoportosítása. (13).....	7
2. táblázat: Két, színben egymástól távol álló csonkanyag különböző leplezését követően mért $\Delta E$ értékek. (saját ábra) .....	57
3. táblázat: Két, színben egymáshoz közelebb álló csonkanyag különböző leplezését követően mért $\Delta E$ értékek. (saját ábra).....	57
1. egyenlet: CIE76 képlet. (117) .....	52
2. egyenlet: CIEDE2000 képlet. (117) .....	52

## 16. Fogalomjegyzék, rövidítésjegyzék

CAD/CAM: Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing, számítógép által támogatott tervezés/számítógép által támogatott előállítás

PICN: polymer-infiltrated ceramic-network, polimerinfiltrált hibrid kerámia

T kerámia: transzlucens kerámia

HT: magas transzlucenciájú kerámia

$\Delta E$ ,  $\Delta E_{a,b}$ ,  $\Delta E^*_{00}$ : színekülönbség

CIE76, CIE94, CIEDE2000: adott évjáratanak megfelelő, színekülönbség számszerűsítésre használt képletek neve

$L^*$ : világosság (CIE76 képlet)

$a^*$ : vörös-zöld színtartalom (CIE76 képlet)

$b^*$ : kék-sárga színtartalom (CIE76 képlet)

$\Delta L'$ : világosság (CIEDE2000 képlet)

$\Delta C'$ : telítettség (CIEDE2000 képlet)

$\Delta H'$ : színezet (CIEDE2000 képlet)

$S_L$ ,  $S_C$ ,  $S_H$ : megfelelő tényező súlyozására használt együttható (CIEDE2000 képlet)

$k_L$ ,  $k_C$  és  $k_H$ : parametrikus faktorok (CIEDE2000 képlet)

$\Delta R$ : telítettség és színezet különbségek kék tartományban korrigálására használt szorzatképlet.