

T.C.

YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ZİRKONİA TAM SERAMİK  
SİSTEMLERİNİN TRANSLUSENSİ  
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. NAZLIHAN KOZ FAZLIOĞLU

MASTER TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

PROF. DR. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2014

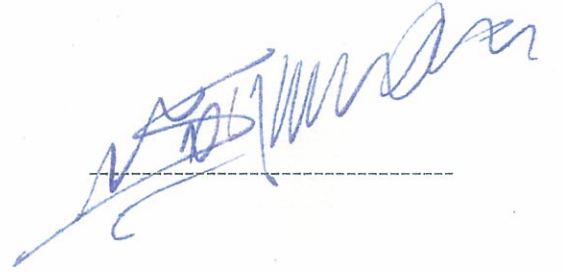
Yüksek Lisans (Master) öğrencisi Dt. Nazlıhan Koz Fazlıoğlu'nun çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Master tezi olarak uygun görülmüştür.

İMZA

Başkan : Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU (Danışman)  
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Mübin SOYMAN  
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. İdil DİKBAŞ  
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 23/12/2014 tarih ve 31-1 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

tarih ve 31-1

Prof. Dr. Bayram YILMAZ  
Müdür



T.C.  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ZİRKONİA TAM SERAMİK  
SİSTEMLERİNİN TRANSLUSENSİ  
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. NAZLIHAN KOZ FAZLIOĞLU

MASTER TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
PROF. DR. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2014

## ÖZET

**KOZ FAZLIOĞLU, N. Farklı Zirkonia Tam Seramik Sistemlerinin Translusensi Özelliklerinin Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Master Tezi, İstanbul 2014.** Yttrium ile kısmen stabilize edilmiş polikristalin zirkonia (Y-TZP), üstün mekanik özellikleri ile tam seramik restorasyonlarda tercih edilen alt yapı materyali haline gelmiştir. Ancak polikristalin içeriği nedeniyle opasitesinin fazla olması optik özelliklerini kısıtlamaktadır. Bu nedenle, Y-TZP alt yapıların üzerlerine veneerleme yapılarak renk ve translusensi özellikleri artırılarak daha estetik restorasyonlar oluşturulmaya çalışılmaktadır. Zirkonia seramiklerin estetik özelliklerini arttırmak ve veneer seramik zirkonia alt yapı birleşiminin olumsuz sonuçlarını engellemek amacı ile piyasaya veneerleme gerektirmeyen monolitik zirkonia materyalleri sürülmüş ve yüksek translusensi özellikleri ile de alt yapı - veneer sisteme alternatif olmuşlardır. Bu tez çalışmasının amacı, A2 renginde üretilmiş farklı zirkonia altyapı - veneer seramik sistemleri ile monolitik zirkonia sistemlerinin translusensi özelliklerini karşılaştırmaktır. Çalışmada 2 farklı Y-TZP sisteminin optik özellikleri, aynı firmalara ait 2 farklı monolitik sistemle kıyaslanmıştır. Ceramill ve Lava sistemlerinden A2 renginde ve 0.5 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır (n=10). Alt yapı örneklerine sistemlere uygun olan IPS e.max Ceram veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış ve kalınlık 1,5 mm olacak şekilde bitirilmiştir. Ceramill Zolid ve Lava Plus Yüksek Translüsens Zirkonia sistemlerinden de 1,5 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır (n=10) ve sistemlerin önerdiği boyama kitleri kullanılarak A2 renginde bitirilmiştir sonrasında da sistemlere uygun glaze materyali ile glazelenmiştir. Üç kez translusensi ölçümü yapılmış ve ölçümler spektrofotometre CM-2500d/2600d ile gerçekleştirilmiştir. Translusensi değerleri kontrast oran metodu kullanılarak hesaplanmıştır. Birinci ölçüm; Ceramill ve Lava sistemlerine ait 0.5 mm kalınlıktaki altyapı örneklerinde, ikinci ölçüm; altyapı örneklerine 1.0 mm kalınlığında veneer seramik materyali eklendikten sonra monolitik zirkonia grupları ile beraber 1.5 mm kalınlıkta glaze uygulamasından önce, üçüncü ölçümler ise; tüm gruplara glaze işlemi uygulandıktan sonra yapılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov- Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olmadığı saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların yanı sıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin dört grup arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı.

Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında ise Friedman testi ve Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Anlamlılık  $p<0.05$  düzeyinde değerlendirildi. Çalışmamızın sonucunda, Ceramill ve Lava 0.5 mm altyapıların translusensi ölçümlerinde Ceramill grubu örneklerin kontrast oran değeri Lava grubu örneklerin kontrast oran değerinden daha düşük çıkarak Ceramill altyapıların 0.5 mm kalınlıkta Lava örneklerden daha translusens oldukları bulunmuştur. Ceramill ve Lava altyapıların üzerine 1.0 mm kalınlıkta veneer seramik uygulamasından sonra her iki grubun da kontrast oran değerinin arttığı ve her iki grubun translusensliklerinin azalarak birbirlerine yakınlıştıkları görülmüştür. Veneerlenmiş klasik zirkonia grupları Ceramill ve Lava rnekleri ile monolitik zirkonia grupları Ceramill Zolid ve Lava Plus Yüksek Translusens zirkonia örnekler arasında 1.5 mm kalınlıkta glaze uygulamasından önce ve glaze uygulamasından sonra kontrast oran değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Tüm gruplarda glaze işleminden sonra kendi içlerinde kontrast oran değerlerinde anlamlı bir düşüş olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Translusensi, spektrofotometre, kontrast oran, monolitik, zirkonia

## SUMMARY

**KOZ FAZLIOGLU, N. Comparison of Translucency Properties of Different Zirconia All Ceramic Systems. Yeditepe University Health Sciences Institute, Msc Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul 2014.** Partially stabilized zirconia with yttrium (Y-TZP) has become the preferred core material in all ceramic restorations with superior mechanical properties. Due to its polycrystalline composition, it is more opaque that is limited its optical properties. For this reason, Y-TZP core materials have to be veneered for increasing their colour and translucency properties to obtain more estetic restorations. To increase estetic properties of zirconia ceramics and to eliminate the veneering failure could be a fabrication of monolithic zirconia which consists of a single zirconia material without any veneering. The monolithic zirconia material is to be an alternative to core-veneer system with their high translucency properties. The purpose of this study is to compare translucency properties of the different core- veneer ceramic systems to different monolithic systems these are made of A2 colour. In the study, optical properties of 2 different Y-TZP systems compare with the 2 different monolithic systems these are made by same manufacturers of Y-TZP systems. 10 disc- shaped specimens its thickness are 0.5 mm preperad for each Ceramill and Lava systems (n=10). On the core specimens are added IPS e.max Ceram veneer ceramic which is suitable to zirconia systems and finished final thickness is 1.5 mm. 10 disc shaped specimens its thickness are 1.5 mm preperad or each monolithic zirconia groups which are Ceramill Zolid and Lava Plus High Translusens zirconia (n=10) and finished in A2 colour by using colouring liquid which is advanced by systems. There transluceny measurements are made with the spectrophotometer CM- 2500d/2600d to use the contrast ratio method. First measurement was made between Ceramill and Lava core samples. Second was made after veneer ceramic materials added on the core specimens between Ceramill and Lava and also monolithic zirconia groups before glaze procedure. Third measurement was made between all groups after glaze procedure. In the end of the study, parameters were evaluated with the Kolmogorov-smirnov test and detected they are not suitable for normal distribution. When the datas of the study are evaluated, comparison of the parameters between four groups were performed Kruskal Wallis test. Comparison of two groups were performed Mann Whitney U test. And comparison of the parameters in groups were performed Friedman and Wilcoxon Sign tests. Significance  $p < 0.05$  level were evaluated. Results of the study, measurements of the Ceramill and Lava core samples showed values of contrast ratio of Ceramill groups are less than the values of Lava groups. So, Ceramill core specimens are found more translucent

than Lava core samples at the thickness 0.5 mm. After adding veneer ceramic, the contrast ratio values of Ceramill and Lava groups were closed to each other with decreasing. Between the classical zirconia groups are Ceramill and Lava samples and the monolithic zirconia groups are Ceramill Zolid and Lava Plus High Translusens zirconia samples were found no significant differences in the contrast ratio values before and after the glaze procedure at the thickness 1.5 mm. At all the groups after the glaze procedure the contrast ratio values decreased significantly.

Key words: translucency, spectrophotometer, contrast ratio, monolithic, zirconia



## TEŞEKKÜR

Tez çalışmalarım sırasında olduğu kadar eğitimim boyunca klinik ve teorik tüm bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, her zaman yol gösteren, sabrını, yardımını, deneyimini ve desteğini esirgemeyen, bu güzel ortamda çalışmama izin veren değerli hocam, danışmanım, ana bilim dalımızın başkanı **Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU**' na;

Bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen anabilim dalımızın öğretim üyesi sayın **Prof. Dr. Koray ORAL**' a;

Master eğitimim sırasında yapmış olduğum klinik çalışmalarımnda bilgi ve tecrübelerini içtenlikle paylaşan, varlığı ve desteğiyle bana hep güven veren, yakın ilgi ve desteğini her zaman hissettiğim **Dr. Dt. Burcu Bal KÜÇÜK**' e

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan **Aşkın Şahin** ve tüm **Optimal Diş Protez Laboratuvarı çalışanlarına**' na;

Lisansüstü eğitimim boyunca klinik ve teorik bilgileriyle bana her zaman yardımcı olup, yakın ilgilerini benden esirgemeyen özellikle **Doç. Dr. Pınar Kursoğlu** ve tüm **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine**;

Hayatım boyunca her zaman arkamda olan, maddi ve manevi her türlü desteği gösteren, beni bu günlere getiren sevgili anneme, babama ve desteklerini her zaman hissettiğim kardeşlerim Ferhan ve Ayşegül'e;

Ve tezimi yazarken göstermiş olduğu tüm yardımlarından ve anlayışından dolayı sevgili eşim Fatih Fazlıoğlu' na;

Sonsuz teşekkür ederim.



# İÇİNDEKİLER

SAYFA NO

İÇ KAPAK.....	I
ÖZET.....	II
SUMMARY.....	IV
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER.....	VII
KISALTMALAR LİSTESİ.....	XIII
RESİM LİSTESİ.....	XV
ŞEKİL LİSTESİ.....	XVI
TABLO LİSTESİ.....	XVII

1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
-----------------------	---

2. GENEL BİLGİLER.....	3
------------------------	---

2.1 DENTAL SERAMİKLER.....	3
----------------------------	---

2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ.....	3
--	---

2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI.....	4
---------------------------------------	---

2.1.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ.....	5
--	---

2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	6
--	---

2.2.1 CAM SERAMİKLER.....	7
---------------------------	---

2.2.1.1 Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler.....	7
--	---

2.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler.....	8
---	---

2.2.1.3 Feldspatik seramikler.....	8
------------------------------------	---

2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER.....	9
--------------------------------------	---

2.2.2.1 In-Ceram Alumina.....	9
-------------------------------	---

2.2.2.2 In-Ceram Spinell.....	10
-------------------------------	----

2.2.2.3 In-Ceram Zirkonia.....	10
2.2.2.4 Procera AllCeram.....	11
2.2.2.5 Synthoceram.....	11
<b>2.2.3 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....</b>	<b>12</b>
2.2.3.1 Lava.....	12
2.2.3.2 Procera AllZirkon.....	12
2.2.3.3 Everest.....	13
2.2.3.4 Hint-Els.....	13
2.2.3.5 Cercon.....	13
2.2.3.6 DC-Zirkon.....	14
2.2.3.7 Cerec InLab.....	15
2.2.3.8 Celay.....	15
2.2.3.9 ZENO Tec.....	16
2.2.3.10 Zirkozahn.....	16
2.2.3.11 Ceramill.....	16
2.2.3.12 Denzir.....	17
<b>2.3 CAD/CAM SİSTEMLERİ .....</b>	<b>17</b>
2.3.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ.....	17
2.3.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ .....	17
2.3.2.1 Tarayıcı.....	18
2.3.2.2 Yazılım.....	18
2.3.2.3 Donanım.....	18
2.3.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	18
2.3.4 CAD/CAM MATERYALLERİ.....	19
<b>2.4 ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER.....</b>	<b>19</b>
2.4.1 UYGULAMA ALANLARI.....	19
2.4.2 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ.....	20

2.4.2.1 Yapısı.....	21
2.4.3 ZİRKONYA MATERYALLERİ.....	22
2.4.3.1 Stabilize Zirkonia.....	22
2.4.3.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonia Polikristalleri.....	23
2.4.4 HIP VE NON-HIP ZİRKONYA.....	24
2.4.5 ZİRKONYANIN VENEERLENMESİ.....	25
2.4.5.1 Zirkonia Altyapı-veneer Bağlantısını Etkileyen Faktörler.....	26
2.4.5.1.1. Isı Genleşme Katsayısı.....	26
2.4.5.1.2. Zirkonia Kristallerinin Transformasyonu.....	27
2.4.5.1.3. Yapısal Defektlerin Varlığı.....	27
2.4.5.1.4. Zirkonianın Yüzey Bitim İşlemleri.....	28
2.4.5.1.5. Zirkonianın Tipi.....	29
2.4.5.1.6. Veneerleme Çeşidi.....	29
2.4.6. MONOLİTİK ZİRKONİA.....	30
<b>2.5. DENTAL RESTORASYONLARDA ESTETİK.....</b>	<b>31</b>
2.5.1. RENK .....	31
2.5.2. RENK SİSTEMLERİ.....	32
2.5.2.1. Munsell Renk Sistemleri.....	32
2.5.2.2. CIELab Renk Sistemi.....	33
2.5.3. RENK VE IŞIK TERİMLERİ.....	34
2.5.3.1. Metamerizm.....	34
2.5.3.2. Oposite.....	34
2.5.3.3. Saydamlık ( Transparency).....	34
2.5.3.4. Yarısaydamlık ( Translucency ).....	35
2.5.3.5. Işıma ( Fluorescence ).....	35
2.5.3.6. Kırılma ve Yansıtma ( Refraction, Reflection ).....	35
<b>2.6. DIŞ HEKİMLİĞİNDE RENK ÖLÇÜMÜ.....</b>	<b>36</b>

2.6.1. GÖRSEL YÖNTEM.....	36
2.6.2. CİHAZ KULLANILARAK YAPILAN ÖLÇÜMLER.....	37
2.6.2.1. Spektrofotometre.....	37
2.6.2.2. Spektroradyometre.....	38
2.6.2.3. Kolorimetre.....	38
2.6.3. DİJİTAL KAMERALAR.....	39
<b>2.7. RENK SKALALARI.....</b>	<b>39</b>
2.7.1. VİTA TOOTHGUIDE 3D MASTER SKALASI.....	40
<b>2.8. TRANSLUSENSLİK.....</b>	<b>42</b>
2.8.1. TRANSLUSENSLİĞİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER.....	42
2.8.1.1. Altyapı ( Kor ) Materyali.....	43
2.8.1.2. Altyapı ve Seramiğin Kalınlığı.....	43
2.8.1.3. Kristalin İçeriği.....	43
2.8.1.4. Partikül Büyüklüğü.....	44
2.8.1.5. Veneer Porselenin Etkisi.....	44
2.8.1.6. Kırılma İndeksi.....	44
2.8.1.7. Sinterleme İşlemi.....	44
2.8.1.8. Porların Varlığı .....	45
2.8.1.9. Veneerleme Tekniği.....	45
2.8.1.10. Fırınlama Sayısı.....	46
2.8.1.11. Tanecik Büyüklüğü .....	46
2.8.2. ZİRKONİANIN TRANSLUSENSLİĞİ.....	46
2.8.3. TRANSLUSENSLİK ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ.....	47
2.8.3.1. Direk Transmisyon.....	47
2.8.3.2. Translusensi Parametresi ( TP ).....	48
2.8.3.3. Kontrast Oran ( KO ).....	48

<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>49</b>
<b>3.1 ZİRKONİA ALTYAPI ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....</b>	<b>50</b>
3.1.1. LAVA ALTYAPI ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....	50
3.1.2. CERAMILL ALTYAPI ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....	51
<b>3.2. ALTYAPI ÖRNEKLERİNE VENEER SERAMİK MATERYALİ UYGULANMASI.....</b>	<b>52</b>
<b>3.3. MONOLİTİK ZİRKONİA GRUPLARININ HAZIRLANMASI.....</b>	<b>53</b>
3.3.1. LAVA™ PLUS YÜKSEK TRANSLUSENS ZİRKONİA.....	53
3.3.2. CERAMILL ZOLİD ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....	54
<b>3.4. ÖRNEKLERE GLAZE UYGULANMASI.....</b>	<b>55</b>
3.4.1. VENEER SERAMİĞİ UYGULANMIŞ ÖRNEKLERE GLAZE UYGULANMASI.....	55
3.4.2. MONOLİTİK ZİRKONİA ÖRNEKLERE GLAZE UYGULANMASI.....	55
<b>3.5 TRANSLUSENSİ ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI.....</b>	<b>56</b>
<b>3.6. KONTRAST ORANIN BELİRLENMESİ.....</b>	<b>57</b>
<b>3.7. İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....</b>	<b>57</b>
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>59</b>
<b>4.1. KONTRAST ORAN BULGULARI.....</b>	<b>59</b>
4.1.1 LAVA FRAME ÖRNEKLERİN KO BULGULARI.....	59
4.1.2 CERAMILL ÖRNEKLERİN KO BULGULARI.....	59
4.1.3 LAVA PLUS YÜKSEK TRANSLUSENS ÖRNEKLERİN KO BULGULARI..	60
4.1.4 CERAMILL ZOLİD ÖRNEKLERİN KO BULGULARI.....	60
<b>4.2 KLASİK ZİRKONİA GRUPLARININ ALTYAPI, ALTYAPI + VENEER SERAMİK (GLAZE ÖNCESİ) VE GLAZE SONRASI KO BULGULARININ İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ.....</b>	<b>61</b>
<b>4.3. TÜM ZİRKONİA GRUPLARININ GLAZE UYGULAMASINDAN ÖNCE VE GLAZE SONRAKİ KO BULGULARININ İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ.....</b>	<b>64</b>

<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>67</b>
<b>6. SONUÇLAR.....</b>	<b>76</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>76</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>91</b>



## KISALTMALARIN LİSTESİ

$Al_2O_3$	Aluminyum oksit, Alumina
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$	Hidrate alumina silikat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CIE	International Commission on Illumination
Hf	Hafniyum
HIP	Hot Isostatic Pressing
HV	Hardness Vickers
Lux	Lüks
$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Potasyum alumina silikat
KO	Kontrast Oran
m	Monoklinik
Mg	Magnezyum
$MgAl_2O_4$	Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
MgO	Magnezyum oksit
MPA	Megapaskal
$Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Sodyum alumina silikat
$SiO_2$	Silika
t	Tetragonal
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
TEK	Termal Ekspansiyon Katsayısı
TP	Translusensi Parametresi
TZP	Tetragonal Zirkonia Polikristalleri
$Y_2O_3$	Yttrium oksit
Y-TZP	Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonia Polikristalleri
Zr	Zirkonyum
$ZrO_2$	Zirkonia, Zirkonyum dioksit
$ZrSiO_4$	Zirkonyum silikat
$\mu m$	Mikrometre
mm	Milimetre

nm	Nanometre
x	Aritmetik ortalama
sd ±	Standart sapma
p	Anlamlılık
n	Örnek sayısı





## RESİMLERİN LİSTESİ

**Resim 1:** Vita 3D Master Skalası

**Resim 2:** Altyapı Örneklerinin Kalınlıklarının Ölçülmesi

**Resim 3:** Lava Zirkonia Altyapılar

**Resim 4:** Ceramill Altyapılar

**Resim 5:** Spektrofotometre CM- 2600d/ 2500d



## ŒEKİLLERİN LİSTESİ

**Œekil 1:** Klasik Zirkonia Sistemlerin Altyapı, Altyapı + Veneer Seramik (Glaze Öncesi) ve Glaze Sonrası KO Bulguları

**Œekil 2:** Tüm Zirkonia Gruplarının Glaze Uygulamasından Önce Ve Glaze Sonrası KO Bulguları



## TABLO LİSTESİ

**Tablo 1:** Y-TZP' nin Özellikleri

**Tablo 2:** İki Tabakalı Sistemlerde Görülen Başarısızlık Şekilleri

**Tablo 3:** Renk farklılığının klinik algısı

**Tablo 4:** Çalışmada kullanılan Altyapı ve Veneer Seramik Materyalleri

**Tablo 5:** Lava Zirkonia Blokların Mekanik Kimyasal ve Fiziksel Özellikleri

**Tablo 6:** Ceramill Blokların Sinterleme Sonrası Mekanik, Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

**Tablo 7:** Lava™ Plus Yüksek Translusens Zirkonia Blokların Özellikleri

**Tablo 8:** Ceramill Zolid Blokların Özellikleri

**Tablo 9:** Çalışmada Kullanılan Materyaller

**Tablo 10:** Translusensi Ölçümleri

**Tablo 11:** Tüm Zirkonia Sistemlerin Kontrast Oran Bulgularının Minimum, Maksimum, Ortalama, Standart Sapma ve Standart Hata Değerleri

**Tablo 12:** Ceramill ve Lava Örneklerinin; Altyapı, Altyapı + Veneer Seramik (Glaze Öncesi) ve Glaze Sonrası KO Bulgularının Değerlendirilmesi

**Tablo 13:** Tüm Zirkonia Gruplarının Glaze öncesi ve Glaze sonrası KO değerlerinin değerlendirilmesi

# 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Bir seramik kronun estetik değeri onun doğal dişle uyumuna dayanır. Memnun edici bir uyum için anahtar olan görsel faktörler; renk, yüzey özelliği ve translusensliktir. Alt yapı materyalinin optik özelliği seramik restorasyonun doğal dişle benzer görüntü sağlamasında önemli bir rol oynar. Birçok sistemde estetik için alt yapı materyalinin üzeri veneer seramik ile kaplanır, fakat alt yapı materyalinin translusensliği estetiği kontrol etmenin birincil faktörlerden birisidir ve restorasyonun tüm rengini etkiler (1). Altyapı-veneer sisteminin son translusensliği optimum estetik için önemlidir. Uygun transluseslik kombinasyonu ile iyi bir renk eşleşmesi, genellikle restorasyonun mükemmel estetiği ile sonuçlanır (2, 3, 4).

Metal destekli seramik restorasyonlar yüksek dirençleri, uzun ömürleri ve kabul edilebilir estetikleri sebebi ile diş hekimliğinde çok uzun zamandır kullanılmaktadırlar. Fakat, günümüzde estetik ihtiyaçların, hastaların ve dental profesyonellerin beklentilerinin artması metalsiz seramik sistemlerin gelişmesiyle sonuçlanmıştır. Seramik restorasyonların geniş kullanımı ile birlikte, tam seramik materyaller mükemmel biyouyumları ve superior optik özellikleri sebebi ile daha iyi bir seçenek olmuşlardır (5, 6). Metalsiz restorasyonlar doğal dişin görünümü ile daha iyi benzeşmektedir, fakat dayanıklılıklarının az olması bu sistemlerin kullanımını da dezavantaj oluşturmuştur.

1990' ların başında diş hekimliğine giren zirkonianın mekanik özellikleri dental seramikler için istenilen bir özellik olmuştur (7, 8). Y-TZP tam seramik restorasyonlar okluzal yüklere dayanabilecek kırılma direncine sahiptirler fakat estetik ihtiyaçları karşılama konusunda optik özellikleri hala tartışmalıdır.

Zayıf translusentliğe sahip zirkonia altyapıların, metal altyapılarla karşılaştırıldıklarında estetik olarak daha kabul edilebilir olmalarına rağmen, beyaz ve opak olmaları sebebiyle kabul edilebilir estetiğe ulaşabilmeleri için uygun bir veneer seramiği ile veneerlenmeleri gerekmektedir. Yapılan araştırmalarda zirkonia alt yapı

restorasyonlarda karşılaşılan en sık başarısızlığın veneer porselenin delaminasyonu olduğu bildirilmiştir (9, 10).

Tüm bu dezavantajlar göz önüne alınarak üretici firmalar son zamanlarda, dental zirkoniaların optik özelliklerini geliştirerek sabit bölümlü protezler için veneerleme gerektirmeyen monolitik zirkonia materyalleri üretmişlerdir. Monolitik bir restorasyonun kullanımı, porselenin ufak kırılmalarını elimine edecek ve kırılma direncini de arttıracaktır (11). Veneerleme prosedürünü ortadan kaldırması ve yüksek kırılma direnci avantajlarına rağmen bu yeni zirkonia materyallerinin translusenslikleri hakkında bilgiler henüz yeterli değildir.

Bu bilgiler ışığında planladığımız tez çalışmamızın amacı; monolitik zirkonia yapılar ile klasik kullanılan zirkonia alt yapı ve uygun veneer seramik kombinasyonu arasındaki translusensi farkını araştırmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 DENTAL SERAMİKLER

#### 2.1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ

Seramik, Yunanca ‘topraktan yapılmış’ anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türemiştir (12). Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından geliştirilerek kiremit, tuğla, fayans olarak ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmıştır. XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. Anadolu uygarlıklarında dekorasyon ve çinicilikte geniş bir uygulama alanı bulmuştur (13). Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve pöröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan porselen, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür porselenler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir (14).

Porselen, diş hekimliğinde 200 yıldan fazla bir zamandır kullanılmaktadır. İlk olarak 18. Yüzyılda tümü porselen olan bir protezde kullanılmıştır (1). 18. Yüzyılda eksik dişlerin tedavisinde kullanılan materyaller insan - hayvan dişleri, fildişi, mineral ya da porselen dişlerdi. 1723’te Piere Fauchard, diş ve gingival dokuların rengini taklit eden porselenlerle ilgili araştırmalarını başlatmıştır (15, 16). 1774’te Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant ilk başarılı porselen yapay dişleri üretmiştir. Porselen formülasyonunu geliştiren Nicholas Dubois de Chemant, Fransız ve İngiliz patentlerini almışlardır. 1808’de Paris’te, Giuseppangelo Fonzi, kişiye özel hazırlanan ve platin pinlerin gömüldüğü porselen dişleri üretmiştir. Bunların estetik ve mekanik özellikleri protetik diş hekimliğinde büyük avantaj sağlamıştır. 19. Yüzyılın sonlarında ‘jacket kuron’ adıyla adlandırılan tam seramik restorasyonlar, platin yaprak ile hazırlanmış güdükler üzerine feldspatik seramik materyalinin fırınlanması şeklinde üretilmiştir (16).

Estetik avantajlarına rağmen zayıf marjinal sızdırmazlık, düşük dayanım ve yüksek kırık oluşturma riski nedeniyle bu restorasyonlar başarısız olmuş ve zamanla popülaritesini kaybetmiştir (1, 15). İlk ticari porselen 1963'te Vita Zahnfabrik tarafından üretilmiştir. 1965 yılında da McLean ve Hughes, porseleni metal destek olmaksızın alumina ile kuvvetlendirerek yüksek dirence sahip porselenlerin gelişmesini başlattılar (16).

1972 yılında Southan ve Jorgensen'in 'refraktör day' materyalini geliştirmeleri ile diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (17). 1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniği ile platin folyoyu kron iç yüzeyinde bırakarak alümina seramik jaket kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır (6, 18). Kronun iç yüzeyinde kalan platin folyo gri bir renklenmeye sahip olduğu ve ışık geçirgenliğine negatif etkide bulunduğu için seramik restorasyonların estetik avantajlarını yok etmiştir (6, 18).

1970 ve 1980'ler boyunca metal destekli seramik restorasyonlar pek çok klinisyenin ilk tercihi olmuştur. 1980'lerde ve 90'ların başında hastaların daha fazla estetik sonuçlar talep etmeleri (19); o yıllardan günümüze kadar hem estetik hem de dayanıklılığı arttırılan tam seramik sistemleri üzerine çalışmaların yapılmasına ve pek çok sayıda tam seramik sistemlerin geliştirilmesine neden olmuştur (20).

### 2.1.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Günümüzde 'seramik', sinterleme işlemiyle stabilize edilen, metal olmayan tozlardan oluşan tüm materyaller için kullanılmaktadır (21). 1980 Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, bir ya da birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (22). Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı, seramiği kırılabilir bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir

durum oluşturur (23). Diş hekimliğinde kullanılan porselen % 12- 22 kuartz (silika, kum), % 3-5 kaolen (kil), % 75-85 feldspar'dan meydana gelir (24, 25, 26). Ayrıca porselene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır. Diş hekimliği porselenlerinde kil çok az oranda bulunur. Kaolen hidrate alumina silikat' tır. Porselene opaklık verir ve porselen hamurunun şekil almasını sağlar. Feldspar, potasyum alumina silikat ve sodyum alumina silikat karışımıdır (27). Porselene şeffaflık kazandıran bir eriticidir. Porselende en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir. Silika  $SiO_2$ ' dir. Porselen kitlesine stabilite kazandırır (14, 25). Porselen tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklenmeyi sağlar (25). Feldspatik porselenler % 69  $SiO_2$  (silika), % 8  $Al_2O_3$  (alümina), % 8-10  $K_2O$  (potas) ve  $Na_2O$  (soda), % 1  $B_2O_3$  (borik oksit), % 0.8  $CaO$  (kalsiyum oksit) (24) gibi çeşitli metal oksitler içerir.

Dental porselenlerde partiküllerin birleşmesi işlemine 'sinterleme' denir ve yüksek sıcaklıkta partiküller arasındaki, yoğun bir katı oluşturabilecek difüzyon olarak tanımlanır (27). Dental porselenler, 1288- 1371 °C 'de yüksek ısı, 1093- 1260 °C 'de orta ısı, 871- 1066 °C'de düşük ısı porseleni olarak fırınlanma ısılarına göre sınıflandırılırlar (26).

### 2.1.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ

Seramik sert, rijit ve kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Materyalin ışık absorbe etme ve dağıtma özellikleri vardır. Doğal diş tekstürü, rengi ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Isı genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır (28, 29).

Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif



materyaldir (30). Seramiğin başlıca olumsuz özelliği düşük gerilme direncidir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, basma streslerine karşı dirençli, gerilme streslerine karşı ise dirençsizdir. Gerilme direnci ortalama 20-60 MPa iken, basma direnci ortalama 350-550 MPa'dır. Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1'den fazla deformasyonlara kırık oluşturmadan dayanamazlar. Porselenin kırılabilirliği, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselen atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kaymaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikrostrüktürel çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (31).

## 2.2 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

Tam seramik sistemlerinin alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır (32):

### 2.2.1 CAM SERAMİKLER

#### 2.2.1.1 Lösit ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentroni Wallingford, Conn)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

#### 2.2.1.2 Lityum disilikat ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

#### 2.2.1.3 Feldspatik ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$ ) seramikler

- VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- VITA TriLuxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- VITABLOCS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

## 2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

- 2.2.2.1 In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- 2.2.2.2 In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- 2.2.2.3 Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)
- 2.2.2.4 In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- 2.2.2.5 Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

## 2.2.3 ZİRKONİA ESASLI SERAMİKLER

- 2.2.3.1 Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- 2.2.3.2 Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa)
- 2.2.3.3 DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland)
- 2.2.3.4 Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)
- 2.2.3.5 Procera (Nobel Biocare AB)
- 2.2.3.6 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- 2.2.3.7 Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Germany)
- 2.2.3.8 Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)
- 2.2.3.9 ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)
- 2.2.3.10 ZirkonZahn (ZirkonZahn GmbH, Bruneck, Almanya)
- 2.2.3.11 Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

## 2.2.1 CAM SERAMİKLER

### 2.2.1.1 Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany) lösitle güçlendirilmiş cam seramikleridir. Bu alt yapı materyallerinde cam seramik yapıyı güçlendirmek için kristal doldurucular kullanılmaktadır. Alt yapılar ısı ile presleme ya da CAD/CAM teknolojisi ile üretilbilirler. Estetik bir restorasyon için gereken translüsentliğe sahiptirler (33, 34).

Dolayısıyla renkleşmiş destek dişlerde, metal alt yapılarda ve metal implant abutmentlarda kullanımı tavsiye edilmemiştir. Bu alt yapı materyallerinin bükülme direnci ortalama 105- 120 MPa ve kırılma dayanımı 1,5- 1,7 MPa m<sup>1/2</sup> ' dir (35, 36).

Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı bağlanmaya bağlıdır ve bu sebeple adeziv teknikle simante edilmelidirler. Endikasyonları, anterior bölge kuron ve laminalarla sınırlıdır (37). IPS ProCAD ise IPS Empress' e benzer, ancak daha küçük partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (38).

#### 2.2.1.2 Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu gruba dahildir. IPS Empress' in geliştirilmiş halidir. Alt yapılar mum uçurma, ısı ile presleme ya da prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile üretilebilirler (39). Bükülme direnci 300- 400 MPa (Empress' in 3 katı) (40, 41), kırılma dayanımı 2,8- 3,5 MPa m<sup>1/2</sup> ' dir (40, 41, 42). Empress II ile yapılan restorasyonların direncini ve hizmet süresini arttırmak için adeziv simantasyon tavsiye edilmektedir. Alt yapı üzerine floroapatit bazlı bir veneer porselen olan IPS Eris uygulanır, böylece ışık geçirgenliği artmış yarı translusent bir restorasyon elde edilir (29, 43). Endikasyonu, Empress' lerde olduğu gibi sadece anterior kuronlarla sınırlı değildir. Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4- 5 mm, bukkolingual olarak minimum 3- 4 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (41, 44). İkinci premolara kadar uzanan ve maksimum bir premolar genişliğinde gövdeye sahip olan posterior köprülerin başarı oranı 2 yıl sonunda % 93' tür (45). IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat esaslı preslenebilen bir seramiktir. IPS Empress II' ye kıyasla fiziksel özellikleri ve translusentliği geliştirilmiştir (39).

#### 2.2.1.3 Feldspatik seramikler

Vitablocs Mark I feldspatik bir porselendir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzer.

Bükülme direnci 93 MPa'dır. Vitablocs Mark II 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezlenebilen feldspatik bir porselendir. Vitablocs Mark I' e kıyasla dayanıklılığı arttırılmış ve tanecik boyutu 4 µm' a küçültülmüştür. % 60- 64 SiO<sub>2</sub> ve % 20- 23 zıçerir. Adeziv simantasyon için mikro mekanik retansiyon elde etmek amacıyla hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir (38, 46). Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiğı arttırmak için renk seçeneğı daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir. Vita Triluxe Block 3 tabaka halindedir; En alttaki tabaka koyu opak, ortadaki tabaka nötral alan ve en dıştaki 3. tabaka translusent tabakadır (47). Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik porselenlerin işlenmesinde kullanılan diğere bir sistem Celay'dir. Bu kopya freze tekniğinde restorasyonların akrilik dizaynı Vita Triluxe bloklarından dublike edilir (32).

## 2.2.2 ALUMİNA ESASLI SERAMİKLER

### 2.2.2.1 In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Germany)

1989' da piyasaya çıkan In-Ceram Alumina, Sadoun tarafından geliştirilmiştir (32). Yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alumina alt yapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lanthanyum cam infiltre edilerek elde edilmiştir. Alt yapılar slip-cast tekniğı ya da CAD/CAM tekniğı ile üretilebilmektedir. Slip cast tekniğinde, 'slip' olarak adlandırılan, su içinde dağılmış ince grenli alumina partikülleri (1- 5 µm) alçı güdük üzerine sürülür. Pöröz güdük likiti absorbe eder ve alumina partikülleri güdüğe doğru yoğunlaşır. Slip 1120 °C' de 10 saat süreyle sinterlenir ve pöröz bir alt yapı oluşur. Lanthanyum cam bu alt yapı üzerine infiltre edilir ve ikinci bir fırınlama ile 1100 °C' de 4 saat süreyle sinterlenir (1). Böylece pörözite ortadan kalkar, dayanıklılık artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi olan bölgeler sınırlandırılmış olur. Alumina ve camın ısı genleşme katsayıları farkından dolayı baskı stresleri oluşur ve bu stresler de dayanıklılığı arttırır (48). Bunun dışında alt yapılar sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniğı ile de üretilebilirler (Vita In-Ceram alumina blokları, Bad Säckingen, Germany) (49). Bükülme direnci 236-600 MPa (50, 51) ve kırılma dayanımı 3,1- 4,61 MPa m<sup>1/2</sup> 'dir (35, 52).

Anterior, posterior kuronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir (41, 53, 54). Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (54). Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam transmisyonuna izin vermez ve sınırlı estetik sağlar (33, 34). Alt yapı feldspatik porselenle veneerlenir (54, 55, 56).

#### 2.2.2.2 In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany)

1994 yılında opak alt yapıya sahip In-Ceram Alumina' ya alternatif olarak üretilmiştir (33,34). Üretim teknikleri klasik In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O$ ) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilir. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük, ve 283- 377 Mpa arasında olduğu bildirilmiştir (40, 41, 57, 58). Transluserliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikedir (37). Bu materyal CEREC inLab (Sirona Dental Systems) sistemiyle de kullanılabilir. Sonrasında feldspatik porselenle veneerlenmektedir (54).

#### 2.2.2.3 In-Ceram Zirkonia (Vita, Bad Säckingen, Germany)

In-Ceram Zirkonia, In-Ceram Alumina sisteminin seramiği güçlendirmek amacıyla, yapıya % 35 parsiyel stabilize zirkonia oksit ilavesi yapılarak modifiye edilmiş halidir (51, 56, 59, 60). Bükülme direnci 421- 800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6- 8 MPa m 1/2 'dir (51, 56, 61). Alt yapı fabrikasyonu geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile yapılır ve feldspatik porselenle veneerlenir (29, 54, 62). Alt yapının yüksek opasitesi, uygulamaları sadece posterior köprülerle sınırlandırmaktadır (33, 34). Konnektörlerin okluzogingival olarak yüksekliği minimum 4- 5 mm, bukkolingual olarak minimum 3- 4 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (63).

#### 2.2.2.4 Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

Procera, titanyumu işleyebilmek için 1986'da bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından geliştirilmiştir. 1993'te yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99,9 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar, Procera AllCeram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. Procera AllCeram, en yüksek dayanıklılığa sahip alümina esaslı materyaldir ve dayanıklılığı sadece zirkoniadan düşüktür (64, 65). Bükülme direnci 500- 600 MPa (52, 66) ve kırılma dayanımı 4.48-6 MPa.m<sup>1/2</sup> 'dır (52). Çalışma modelini taramak ve preparasyonun 3 boyutlu şeklini tanımlamak için safir bir uç kullanılır (46). Veriler üreticiye elektronik ortamda gönderilir, üreticide % 20 büyütülmüş bir model elde edilir (37). Yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozu büyütülmüş model üzerinde mekanik olarak sıkıştırılır. Poroziteyi elimine etmek ve gerçek boyutlardaki alt yapıyı elde etmek için 1550 °C' de sinterlenir (67). Sinterlemeden sonra % 20 sinterleme büzülmesi meydana gelir (65). Alt yapı ısı genleşme kat sayısı alüminyum oksit ile uyumlu bir düşük ısı feldspatik porseleniyle veneerlenir (37). Konektörün okluzogingival yüksekliği 3 mm, bukkolingual genişliği ise 2 mm olmalıdır (62).

#### 2.2.2.5 Synthoceram (CICERO, Hoorn, Netherlands)

İlk olarak Denissen ve ark. tarafından tanıtılan bir sistemdir (68). CICERO (Computer Integrated CERamic RecOnstruction) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramiktir (69, 70). İnley, onley, kuron ve köprü yapımı için geliştirilmiştir (71). Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezleme ve sinterleme ile üretilmektedir (46, 69, 70, 71). Frezeleme ve fırınlama, merkez laboratuarda yapılır (71). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Netherlands) ile veneerlenmektedir (46).

## 2.2.3 ZİRKONİA ESASLI SERAMİKLER

### 2.2.3.1 Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Germany)

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM prosedürü ile üretim yapmaktadır. Sinterlenmemiş zirkonia blokları kullanılır. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form frezleme makinesi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunur. Laboratuarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezleme makinesine aktarılır. Alt yapılar meydana gelecek % 20- 25 sinterleme büzülmesini kompanse edecek şekilde büyük hazırlanır ve tam sinterlemeden sonra final boyutlara ulaşır (72). Sinterlenmemiş zirkonia bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır. Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C'de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anteriorda hem posteriorda kullanılabilir. Lava zirkonyum dioksit alt yapılar final sinterlemeden önce 7 farklı renk seçeneğiyle (Vita-Lumin Shade Guide, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) renklendirilebilirler (73). Lava alt yapıların veneralenmesinde zirkonyum dioksitin ısı genleşme kat sayısııyla uyumlu özel feldspatik porselen kullanılmaktadır (62).

### 2.2.3.2 Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

Procera diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM teknolojisinin öncülerinden biridir (74). Başlangıçta titanyumu işleyebilmek için 1986'da geliştirilmiştir (75). Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlamıştır. Bu sistemde, laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de, diğeri İsveç'tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonia için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılarak restorasyon bitirilir (76).

#### 2.2.3.3 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)

Everest sistemi 3 üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve dizayn programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranır ve aynı tarama ünitesinde alt yapı sanal ortamda dizayn edilir. Tarama ünitesi 5 eksen içerir. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonia blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonia blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500 °C' de sinterlenir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonia bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. Zirkoniadan başka lüsit ile güçlendirilmiş cam seramik (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum blokları (Kavo Everest T-Blank) da işlenebilmektedir (77).

#### 2.2.3.4 Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Germany)

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem de tam sinterlenmiş (HIP) zirkonia blokları kullanılabilir. Sistem ayrıca alumina, titanyum, metal ve plastik blokları da işleyebilmektedir. Hint-Els ile sinterlenmemiş bloklardan full ark bir köprü yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek krunun tam sinterlenmiş bloklardan frezlenmesi 2 saat, sinterlenmemiş bloklardan frezlenmesi ise 30 dakika sürmektedir. Sinterlenmemiş zirkonia alt yapılar renklendirilemez (78).

#### 2.2.3.5 Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Germany)

Cercon sistemi 1999 yılında geliştirilmiştir. Diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Y- TZP alt yapının dizaynı konvansiyonel mum modelaj ile hazırlanır ve mum modelaj, gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon



Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır (62). Alt yapı, sinterlenmemiş homojen zirkonia bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlenir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Frezleme işlemi bittikten sonra alt yapı ‘ Cercon brain ’ ünitesinden çıkartılır. Eğer gerekiyorsa manuel olarak final düzeltmeler tamamlanır. Büyütülmüş alt yapılar % 25- 30’ luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6- 8 saat 1350 °C’ de ‘Cercon heat’ fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutlar elde edilir. Sinterlenmemiş blokların frezlenmesi işlemi hızlıdır. Bu sistemlerde kullanılan aletler, tam sinterlenmiş blokların kullanıldığı aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır (79, 80, 81).

#### 2.2.3.6 DC-Zirkon Sistemi (DCS- President, DCS Dental AG, Allscwill, Switzerland)

DC-Zirkon materyali ve DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır: 1) Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), 2) DCS Dentform (yazılım) ve 3) Precimill (frezleme makinesi). Sistemde % 5 Y2O3 ile stabilize edilmiş % 95 zirkonia içeren tam sinterlenmiş DC Zirkon seramik kullanılmaktadır (60, 62, 82). Zirkonia dışında plastik ve titanyum bloklar da kazanabilmektedir. Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükları tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, dizayn yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonia bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir (83). Frezleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterlenme büzülmesi yoktur (84). Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken (85) , bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir (79).

### 2.2.3.7 Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

CEREC sistemi (CEramic REConstruction) (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) geliştirilen ilk CAD/CAM sistemlerinden biridir. CEREC sisteminin tarayıcısı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) fırını vardır. Dental markette 2 farklı tarayıcısı mevcuttur. İlki hekimlerin klinikte ölçü işlemini elimine edebilmesi için sistemle uyumlu ağız içi kamerası, ikincisi Cerec InLab'ın tarayıcısıdır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar dizayn edilir. Dizayn edilen alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonia bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat' ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık % 20 oranında bir büzölmeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşılır (86). Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkoniadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonia alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarından. Ancak Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz ve oklüzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir.

### 2.2.3.8 Vita Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Germany)

Celay sistemi bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987' de, kopyalama tekniğı esası ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteğı olmaksızın frezleme tekniğı ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonia bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir. Celay cihazı iki bölmeden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezlenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Kopyalama bölmesindeki aşındırma özelliğı olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj yüzeyinde dolaştırılırken, frezleme bölmesindeki aşındırma özelliğı olan frezler de zirkonia bloğı şekillendirmektedir. Aşındırılmış zirkonia alt yapı 1120 °C' de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C' de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha seramiğı kullanılarak restorasyon bitirilir (87).

#### 2.2.3.9 ZENO Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’ de dizaynı yapılır. Frezleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonia bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama % 20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonia bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (88).

#### 2.2.3.10 Zirkozahn sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

Zirkozahn sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezleme işlemi teknisyen tarafından manüel olarak gerçekleştirilir. Yeşil zirkonia olarak da bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonia blokları kullanılır. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkozahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonia bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak % 25 daha büyük frezlenen restorasyon yaklaşık 1500 °C’ de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutlarına ulaşır (89).

#### 2.2.3.11 Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

ZirkonZahn ile aynı çalışma prensibine sahiptir. Dizaynı manuel olarak modele edilen alt yapı, yaş zirkonia bloklarından yine manuel olarak kazınır. Elde edilen hacimli alt yapı 1450 °C’de sinterlendikten sonra gerçek boyutlarına ulaşır. Sistem Ceramill base zirkon frezeleme cihazı, Ceramill gel modelaj akriliği, Ceramill UV polimerizasyon lambası, Ceramill Zi bloklar, Ceramill color renklendirme solusyonu, Ceramill Thermo sinterleme fırını, AS400 toz emici aspiratör, Ceramill roto tarama ve

frezelem uçları ve istenirse Ceramill Aqua sulu frezeleme cihazı gibi ürünlerden oluşmaktadır (90).

#### 2.2.3.12 Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)

Bu sistemde ölçü işlemi Decim Reader ile gerçekleştirilmektedir. Restorasyonun dizaynı bilgisayarda Decim Designer denilen yazılım ile gerçekleştirilir. CAM ünitesinde ölçümler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra üretim Decim Producer tarafından gerçekleştirilir. Bu üniteler lokal bilgisayar ile birbirine bağlıdır. Decim sistemi ile seramik restorasyonlar üretilebilmektedir. Ayrıca Decim sistemi yttria ile stabilize zirkonia inley üretebilen tek sistemdir (59).

## 2.3 CAD/CAM SİSTEMLERİ

### 2.3.1 TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ

CAD/CAM, 'Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing' kelimelerinin kısaltılmış halidir. Çalışılan parçanın üç boyutlu planını bilgisayar ekranında dizayn eder ve bilgisayar kontrolündeki makine otomatik olarak üretim yapar (91). CAD/CAM ilk defa 1971 yılında Fransa'da Francois Duret, A.B.D.'de Bruce Altschuler ve İsviçre'de Werner Mormann ile Marco Brandestini tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır (92). CAD/CAM' in endüstriyel kullanımı ile istenilen sayıda ve birbirinin aynısı ürünler, daha kısa sürede ve daha az efor harcanarak üretilir. Ancak diş hekimliğinde bu filozofi geçerli değildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü dizayn edilir ve kişiseldir (91).

### 2.3.2 CAD/CAM KOMPONENTLERİ

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

### 2.3.2.1 Tarayıcı (Scanner)

Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve okluzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. İnleyler ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerin de taranması gerekir (91, 93). Dental kullanımlar için mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 tip 3-D tarayıcı cihazı bulunmaktadır.

### 2.3.2.2 Yazılım (Software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiye özgü adapte edilmiş restorasyonun dizaynına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (41, 94).

### 2.3.2.3 Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini içerir. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılır (91, 93).

## 2.3.3 AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ

Dental teknolojide kullanılan birçok CAD/CAM sistemi; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren kapalı sistemlerden oluşur. Restorasyonun üretiminde kod sistemiyle kullanılan materyaller de bu sistemin bir parçasıdır. Diğer yandan açık sistemde işleyen bazı CAD/ CAM teknolojileri de dental markette yerini almıştır. Bu sistemlerde dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu kullanılan

lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilmesine olanak tanır (41, 94).

#### 2.3.4 CAD/CAM MATERYALLERİ

CAD/ CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır (64);

- silikat seramikler
- cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum
- kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- dayanıklılığı artırılmış ve dökülebilir akrilikler

#### 2.4 ZİRKONİA ESASLI SERAMİKLER

##### 2.4.1. UYGULAMA ALANLARI

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. 1824 yılında Jons Berzelius tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir.

Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde, 80' li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (95). Ortopedide ilk kullanımı Christel' in zirkonia total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (96). Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı % 90 azalmıştır (95). Çünkü bu alanda kullanılan magnezyum ile stabilize zirkonianın tanecik çapı büyük (30-60 µm) ve pöröz bir yapıda olduğundan, aşınmalara neden olduğu görülmüştür (72).

Diş hekimliğinde ise ilk olarak ortodontik braket (97, 98, 99), endodontik post (100, 101, 102) ve implant abutmenti (103) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle, tam seramik kuron ve köprülerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (79, 104, 105, 106). Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır (107, 108).

Bunun dışında zirkonyum metali ısıtıcı elaman olarak, yakıt hücrelerinde, izolasyon malzemesi olarak, abraziv olarak kesici aletlerin üretiminde, refrakter malzeme olarak, katı elektrolit olarak oksijen sensör imalinde, oksitlenmeye karşı ve termal bariyer amacıyla yapılan seramik kaplamada ve korozyona dayanıklılığı nedeniyle birçok aletin yapımında (72) kullanılmaktadır.

#### 2.4.2 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir. 'Zargon' kelimesi ise Farsça dilinde 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinden oluşmuştur (72). Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Periyodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm<sup>3</sup>, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C' dir. Oda koşullarında gümüşsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir.

Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir (109). Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO<sub>4</sub>) ve zirkonyum oksittir (ZrO<sub>2</sub>)'tir. Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonia, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' tir (92). Zirkon (ZrSiO<sub>4</sub>) madenleri başlıca Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D' de bulunur (110).

Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman % 1- % 3 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir (110).

Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek floro bileşimleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez (111).

#### 2.4.2.1 Yapısı

Zirkonia (Zirkonyum dioksit,  $ZrO_2$ ), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ( $<0,5- 0,6\mu m$ ) (112). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz  $1170\text{ }^\circ C$ 'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz  $2370\text{ }^\circ C$ 'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan  $2680\text{ }^\circ C$ 'ye kadar ise kübik fazda bulunur (72, 113). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (114). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında  $t \rightarrow m$  faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3- 5' lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da,  $t \rightarrow m$  faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonianın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (115). Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum (72, 114), magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (72). Yttrium oksit, saf zirkoniayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonia materyalini oluşturur (72, 101, 104). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında 'metastable'dır. Faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (29, 114). Zirkonianın elastik modülüsü yaklaşık  $200\text{ MPa}$ ' dır. Vickers sertliği ise dental alaşımların 4- 5 katıdır ( $1000- 1300\text{ Vickers}$ ) (116). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonianın bükülme direnci ortalama  $900- 1200\text{ MPa}$  (58, 59, 109), kırılma dayanımı ise  $9- 10\text{ MPa m}^{1/2}$  (72, 117, 118) olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin 2 katı (72, 96) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (96).



Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonia esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (119). Ancak zirkonia, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, ‘düşük ısılarda bozulma’ (low temperature degradation) fenomenine sahiptir (120). 900-1000 °C’deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle veneer porselen fırınlanması sırasındaki olası m→t dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır (121).

Zirkonia yüksek bir biyouyumluluğa sahiptir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir (122, 123, 124). Ayrıca termal iletileri azdır, dolayısıyla potansiyel pulpa irritasyonlarını azaltırlar (125).

Zirkonianın biyomateryal olarak ilk kullanım alanı ortopedik kalça eklemi protezleridir (95). Bunun dışında oral implant materyali olarak da test edilmektedir. Akagawa ve ark.; köpekler üzerinde yaptıkları bir çalışmada, zirkonia implantların başarılı bir osseointegrasyon sağladığını ve histolojik olarak direk implant-kemik ara yüzü elde edildiğini bulmuşlardır (108). Yine aynı araştırmacı maymunlar üzerinde yaptığı çalışmada, zirkonia implantların iki yıl sonundaki osseointegrasyonlarını incelemiş ve uzun dönem stabil olduklarını bildirmişlerdir (107). Zirkonia alt yapılar metal benzeri bir radyopaklık gösterir ve böylece restorasyonun radyografik değerlendirilmesine izin verir (43).

## 2.4.3 ZİRKONİA MATERYALLERİ

### 2.4.3.1 Stabilize Zirkonia

Saf zirkoniaya CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (72, 96). Tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize zirkonia olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonia, zirkoniaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilavesi ile elde edilir. Kübik form içerir. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve de ateşe

dayanıklı bir ürün olarak kullanılabilir. Parsiyel stabilize zirkonia materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Multifaz formunda olup PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkoniadır (115). PSZ, saf zirkoniaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Oda sıcaklığında majör faz olarak genelde kübik faz içerir, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir (72). Ancak tanecik çapının, TZP (Tetragonal Zirkonia Polikristalleri) materyallerine göre büyük olması (30- 40 µm) ve dolayısıyla pörözitesinin ve sinterleme derecesinin daha yüksek olması, bunların kullanımını azaltmıştır. Bu özelliklerinden dolayı TZP materyallerine olan ilgi artmıştır.

#### 2.4.3.2 Yttrium-Tetragonal Zirkonia Polikristalleri (Y-TZP)

Oda sıcaklığında tetragonal fazdaki zirkonia ve stabilize edici oksit olarak % 2-3'lük  $Y_2O_3$  içerir (96). Zirkoniayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı,  $Y_2O_3$  içeriği ve tanecik boyutudur ve matriksin uyguladığı baskıdır (41, 126). Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (72). Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu 0,8 µm'den küçük olmalıdır (127). Kendiliğinden oluşan t→m faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için,  $Y_2O_3$  konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır ve faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken gerçekleşir. Bu dönüşüm, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olmaktadır (72). Y-TZP' nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1: Y-TZP' nin Özellikleri

Özellik	Y-TZP
Kimyasal Kompozisyon	ZrO <sub>2</sub> +3mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Yoğunluk	>6 g /cm <sup>3</sup>
Pörözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young Modulus	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m <sup>1/2</sup>
Isı genleşme katsayısı	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Termal iletkenlik	2 W m K <sup>-1</sup>
Sertlik	1200 HV

#### 2.4.4. HIP VE Non-HIP ZİR KONİA

HIP kelimesi 'Hot Isostatic Pressing' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkoniaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20' lik bir artış olur. HIP zirkonia özel ve farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonia ile aynıdır. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki eder. HIP zirkoniyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur (128).

Non-HIP zirkonianın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonia üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir. Bunun aksine HIP zirkonia ile üretilen restorasyonlarda zirkonia yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da

yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur (60).

#### 2.4.5 ZİRKONİANIN VENEERLENMESİ

Zirkonanın opak ve monokromatik rengi estetik için yeterli olmadığından günümüze kadar üzerine veneerleme yapılması gerekmektedir. Zirkonyum oksitinin gücü ile zayıf veneer seramiğinin estetiği kombine edilerek daha biyouyumlu ve daha güvenilir restorasyonlar elde edilmiştir. Yapılan araştırmalarda alt yapı-veneer tam seramik restorasyonlardaki en sık başarısızlığın veneer porselenin delaminasyonu olduğu bildirilmiştir (9, 10). Delaminasyon, veneer seramiğinin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir.

İki tabakalı sistemlerde görülen başarısızlık şekilleri 3 başlık altında sınıflandırılmaktadır (Tablo 2).

Tablo 2: İki Tabakalı Sistemlerde Görülen Başarısızlık Şekilleri

Adesiv başarısızlık	Veneer seramiğinin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması.
Kohesiv başarısızlık	Kırılmanın yalnızca veneer seramiğinin ya da alt yapı materyalinin içinde gerçekleşmesi.
Kombine başarısızlık	Adeziv ve kombine başarısızlığın beraber görülmesi

Restorasyonun yapısal bütünlüğünün korunması ve fonksiyonel stresler altında delaminasyonun ve veneer seramiğinin kırılmasının önlenmesi için alt yapı - veneer bağlantısının güçlü olması gerekmektedir (129). Klinik çalışmaların sonucuna göre, metal destekli restorasyonların 6 yıllık takibinde veneer seramiğinin hiç kırılmadığı (130) ya da 10 - 15 yıllık süre içinde % 2.7 - % 5.5 arasında değişen kırık oranı gözlemlendiği bildirilirken (131, 132) zirkonia destekli restorasyonlarda 2 yıl sonunda %15 (133), 31 ay sonunda %25 oranında (134) veneer seramikte kırık görüldüğü bildirilmiştir. Metal-seramik restorasyonların kırılmaya karşı dirençlerinin sağlanması için minimum 25 MPa bağlanma kuvvetine sahip olmaları yeterli görülmüştür (135, 136). Metal alt yapı ile zirkon alt yapının porselenle bağlantısını karşılaştıran birçok çalışmada zirkonia

gruplarının metal gruplarından anlamlı derecede daha düşük bağlantı kuvveti gösterdikleri (137, 138) ve metal alt yapıli restorasyonlarda adesiv başarısızlığın, zirkonia alt yapıli restorasyonlara göre daha az görüldüğü (137) bildirilmiştir.

#### 2.4.5.1. Zirkonia Altyapı-Veneer Seramik Bağlantısını Etkileyen Faktörler

Metal porselen bağlanma mekanizması; mikro-mekanik bağlantı, uyumlu ısıl genişleme katsayısı, van der Waals gücü, metalin uygun oksidasyonu ve metalle porselen arasındaki iyonların interdifüzyonuyla açıklanırken (139), zirkonia porselen bağlanma mekanizması henüz tam olarak açıklığa kavuşmamıştır. Araştırmacılar, zirkonia alt yapıli materyalinin veneer seramiği ile ıslanabilirliği ve bu iki tabaka arasındaki mikromekanik etkileşimin üzerinde durmaktadırlar (140). Zirkonia destekli veneer seramik restorasyonların kırılma sebebinin multifaktöriyel olduğu ve zirkon alt yapıli materyali ile veneer seramiğin bağlanma gücünü etkileyen birçok faktör olduğu bildirilmiştir (70). Bu faktörler tek başına veya kombine olarak alt yapıli-veneeri bağlantı gücünü ve dolayısıyla bu restorasyonların klinik başarısını etkilemektedir.

##### 2.4.5.1.1. Isıl Genleşme Katsayısı

Alt yapı ve veneer materyalleri arasındaki ısıl genişleme katsayısı farkının az olması tam seramik alt yapıli-veneeri restorasyonların başarısı için zorunludur (141). Eğer veneer materyalinin ısıl genişleme katsayısı alt yapıli materyalinden büyükse, veneerin delaminasyonu ve masif mikro çatlak oluşumu gözlenir (142). Aboushelib ve ark; cercon alt yapıli materyali üzerine ısıl genişleme katsayısı alt yapıdan yüksek bir üst yapı seramiği kullanıldığında ise bu seramiğin tabakalar halinde ayrıldığı ve büyük çatlakların oluştuğunu bildirmişlerdir (143).

Seramikler baskı streslerine dayanıklı olduğundan veneer tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur (144). Eğer veneer seramiğin ısıl genişleme katsayısı alt yapıdan bir miktar düşükse soğuma sırasında alt yapı, veneer seramikten daha fazla büzülme, porselende baskı stresleri oluşmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır (144)

#### 2.4.5.1.2. Zirkonia Kristallerinin Transformasyonu

Zirkonia üzerindeki veneer seramiğin birçok kez fırınlanması, zirkonianın tetragonal fazdan monoklinik faza (t-m) dönüşümüne ve residüel streslerin relaksasyonuna (121) ve bu da veneerin cam fazında mikroçatlaklara sebep olmaktadır (60). T-m dönüşümü sadece yapının gücünü değil alt yapı-veneer bağlantısını da etkilemektedir (143). T-m dönüşümü sonucu yüzeyde çukurluklar görülmektedir (145, 146). Eğer böyle yükselmeler oluşursa alt yapı- veneer bağlanma gücü azalabilmektedir (143). Altyapı-veneer ara yüzünde zirkonyum oksitinin monoklinik fazının bulunması yüzeyde mikro boşlukların bulunması için başka bir sebep olabilmektedir (142).

#### 2.4.5.1.3. Yapısal Defektlerin Varlığı

Alt yapı- veneer restorasyonların yapım aşamalarında materyalin içinde yapısal defektler oluşabilmektedir. Elle tabakalanan seramikler teknisyenlere istenen rengi ve formu sağlamak için yeterince kontrol sağlarken, maksimum dikkatle bile alt yapı - veneer arasındaki yüzeyde hava kabarcığı, çatlak, mikroboşluklar gibi yapısal defektler kaçınılmaz olmaktadır (147). Bu yapısal defektler strese maruz kaldığında çatlağı başlatıcı bölge olmakta, veneerin bu bölgede delaminasyonuna ve veneer seramikte kırılmalara sebep olmaktadır (142). Guessa ve ark (137) ; Cercon Base, Vita In-Ceram YZ Cubes, DC-Zirkon alt yapıların üzerine her alt yapı için önerilen tabakalanan veneer seramikleri (sırasıyla Cercon Ceram S, Vita VM9, IPS e.max Ceram) kullanarak yaptıkları çalışmalarında, tüm zirkonia gruplarında zirkon - veneer ara yüzünde porozite ve yapısal defekt gözlemlediklerini bildirmişlerdir.

Bu sorunun üstesinden gelmek için standart olarak kullanılan tabakalanan seramiğe alternatif olarak, zirkonia alt yapı materyalinin üzerine eritilerek preslenen yeni veneer seramikler geliştirilmiştir. Bu materyallerle zirkonia-veneer restorasyonunun klinik performansını iyileştirmek amaçlanmıştır. Veneer seramiğin presleme teknolojisi ile uygulanması elle tabakalamanın sınırlarının üstesinden gelmiş ve zirkonia alt yapıyla bağlantısını geliştirmiştir (142). Presleme sırasında, erimiş seramik taneleri zirkonia alt yapının üzerine basınç ve vakum altında uygulandığından temas alanını arttırarak zirkonianın ıslanabilirliğini geliştirmektedir (148).

#### 2.4.5.1.4. Alt Yapı Materyalinin Yüzey Bitim İşlemleri

Alt yapı materyalinin cilalama, kumlama ve liner uygulanması gibi yüzey bitim işlemleri alt yapı-veneer bağlantısını etkileyebilmektedir. Alt yapı materyalinin cilalanması zirkon-veneer bağlanma gücünü ne arttırmakta ne de azaltmaktadır (142). Fleming ve ark, daha pürüzsüz yüzeylere veneerlenen örneklerde bükme dayanımının arttığını bulmuşlardır (149).

Kor yüzeyinin kumlanmasının bağlanma gücünde ve başarısızlığın çeşidinde önemli etkisi olduğu bildirilmiştir (43). Zirkonia yüzeyinin kumlanması, adeziv başarısızlığı azaltmaktadır (150). Veneeri preslemeden önce liner materyalini kumlamak iki materyal arasındaki teması güçlendirmektedir (143).

Zirkonianın rengini maskelemek ve ıslanabilirliğini arttırmak amacıyla veneer seramikten önce liner uygulanması önerilmektedir. Liner uygulamasının alt yapı-veneer arasındaki bağlantıyı zayıflatmadığı, fakat başarısızlık tipini etkilediği ve adeziv başarısızlık oranını arttırdığı bildirilmiştir (142). Liner uygulanmasının, veneerin zirkonia ile bağlantısını geliştireceği tahmin edilmesine rağmen; liner materyalinin zirkonia yüzeyini ıslatabilirliğinin zayıf olduğu ve ara yüzdeki çatlakların özellikle bu tabakada lokalize olduğu görülmüş ve sonuç olarak linerin alt yapı - veneer bağlantısını geliştirmekte etkili olmadığı bulunmuştur (151).

Liner kullanılması, tabakalanan seramiklerde hem zirkonianın beyaz rengini maskelemekte hem de alt yapı - veneer arasındaki bağlantıyı geliştirmektedir (29). Aboushelib ve ark (142); Cercon sisteminde alt yapı üzerine liner uygulanmasının, bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığını ve  $16,9 \pm 4,8$  MPa' dan  $29,1 \pm 10,8$  MPa' ya yükselttiğini bulmuşlardır. Aboushelib ve ark (143); tek tip zirkonia alt yapı (Cercon) ve 7 farklı üst yapı seramiği (Cercon Ceram S, Cercon Ceram Express, Nobel Rondo Dentine, Nobel Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction ve deneysel preslenebilir seramik) arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Liner materyalini, tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiklerden Sakura Interaction, Ceram S ve Lava için tavsiye etmişler, preslenebilir üst yapı seramikleri olan Nobel Rondo Dentine ve Ceram Express için kullanıldığında ise bağlanma kuvvetini önemli

derecede zayıflattığını ve üst yapının tabaka halinde ayrılma riskini dramatik bir şekilde arttırdığını belirtmişlerdir.

Linerin preslenen seramiklerle beraber kullanılmasının bağlanma gücünü önemli derecede zayıflattığı, veneer seramiğin delaminasyonuna sebep olduğu başka çalışmalarda da bildirilmiştir (29). Veneeri preslemeden önce liner materyalini kumlamak ise iki materyal arasındaki teması güçlendirmektedir (143).

#### 2.4.5.1.2 Zirkonianın Tipi

Zirkonia tipinin ve renginin bağlanmada önemli etkisi olduğu ve renklendirilmiş zirkonia gruplarındaki bağlanma kuvvetinin, beyaz zirkoniaya göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür (150). Bunun sebebinin, renklendirici partiküllerin yüzdesinin artmasına bağlı olarak stabilize elementlerin yüzdesinin azalması sonucu tetragonal - monoklinik transformasyon yüzdesinin artması olduğu bildirilmiştir (112, 146). Mosharraf ve ark. nın (152) yaptıkları araştırmada ise zirkonia tipinin zirkonia alt yapı- veneer seramik arasındaki bağlantı kuvvetini etkilemediği fakat farklı zirkonia tiplerinin yüzey işlemlerinden farklı etkilendikleri ve aşındırmanın beyaz zirkonianın seramikle bağlantısını dramatik şekilde azalttığını bildirilmiştir.

#### 2.4.5.1.6. Veneerleme Çeşidi

Elle tabakalama yöntemi, uygulayan kişiye, değişen toz - likit oranına ve karıştırma kıvamına bağlı olduğundan yapısal defektin yüzdesini yani fırınlanan veneerin içindeki hava kabarcığı sayısını ve büyüklüğünü etkilemektedir (153). Preslenen seramikler tabakalanan seramiklere göre daha yüksek bağlanma kuvvetine sahiptir. Bu yüksek bağlanma kuvveti, presleme teknolojisinin birçok özelliğinden kaynaklanmaktadır. İşlemin vakum ve basınç altında gerçekleşmesi; yapısal defektlerin daha az olmasını, seramik materyalinin eritilerek alt yapı üzerine preslenmesi; zirkonia yüzeyinin ıslanabilirliğinin artmasını ve veneer seramikte daha az hava kabarcığı olmasını sağlar (143, 154). Preslenen seramiklerde başarısızlık veneerde kohesiv olarak gerçekleşirken, tabakalanan seramiklerde adeziv başarısızlığın daha fazla görüldüğü birçok araştırma ile



kanıtlanmıştır (129, 143, 147). Ayrıca, SEM’de preslenen seramiğin zirkonia ile daha iyi temas alanına sahip olduğu görülmüştür (143). Preslenen seramiklerde soğuma işleminin cam transformasyon ısısının altında ve ayrıca basınç altında gerçekleşmesi, soğuma stresi sonucu oluşan mikro boşlukların ve deformasyonun oluşma şansını azaltır (143).

Presleme sisteminin kolay uygulanması ve defektsiz yapılar elde edilmesi gibi avantajlarının yanında düşük estetik özelliği ve monokromatik rengi bu tekniğin estetik bölgelerde kullanımını kısıtlayarak posterior restorasyonlar için kullanılmasına sebep olmuştur. Bu kısıtlamanın üstesinden gelmek için çift veneerleme tekniği kullanılabilir (147). Bu teknikte, ya mum modelaj sırasında mine tabakası işlenmeden ya da preslenen mine tabakası aşındırılarak, üzerine tabakalanan seramik kullanılması ile istenen renk ve form elde edilebilir. Böylece tek bir restorasyonda tabakalanan ve preslenen seramiklerin ikisinin de avantajı kombine edilmiş olur (129).

#### 2.4.6. MONOLİTİK ZİRKONİA

Son zamanlarda, dental zirkoniaların; optik özellikleri geliştirilen sabit bölümlü protezler için üretilen veneerleme gerektirmeyen materyalleri seçenek olarak önerilmektedir. Monolitik bir restorasyonun kullanımı, porselenin ufak kırılmalarını elimine edecek ve kırılma direncinide arttıracaktır (11).

Monolitik zirkoniaların yüksek kırılma dirençleri sebebi ile 0,5 mm okluzal kalınlığın yüksek kuvvetlere dayanabileceği ve özellikle interokluzal mesafenin kısıtlı olduğu hastalarda kullanılabileceği önerilmektedir (155).

1.0 mm kalınlıktaki monolitik zirkonia örneklerin altın standart olan veneerlenen metal altyapılı örneklerle aynı kırılma direncini gösterdiği ve monolitik zirkonia 1.0 mm kalınlığının istenen özellikleri karşılayabileceği söylenmiştir. Aynı zamanda monolitik yapılarda gelen yüke karşı oluşan kırılmanın daha çok katastrofik olduğu gösterilirken tabakalı sistemlerde daha çok küçük kırılmaların yaşandığı gösterilmiştir (156).

Venerleme prosedürünü ortadan kaldırması ve yüksek kırılma direnci avantajlarına rağmen bu yeni zirkonia materyallerinin translusenslikleri hakkında bilgiler henüz yeterli değildir.

## **2.5. DENTAL RESTORASYONLARDA ESTETİK**

Bir seramik kronun estetik değeri onun doğal dişle uyumuna dayanır. Doğal minenin kendine has translusensliği olduğundan, seramik restorasyonların doğal dişin renk ve translusensliğini yansıtması önemlidir (157). Doğal parçalara benzeme kabiliyeti kronun boyutunun, şeklinin, yüzey özelliğinin, translusensliğinin ve renginin harmanlanmasından oluşur (158). Renk ve onun kısımları; örneğin, hue, value, chroma, translusensi, opasite, ışın geçişi ve dağılımı, metamerizm ve flurosens, bir dental restorasyonun estetiğini etkiler (159).

### **2.5.1. RENK**

Işık, dalga boylarından oluşan elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşturur. İnsan gözü bu spektrumun sadece 400-700 nm aralığındaki ışığı görebilir. Billmeyer ve Saltzman'a göre renk; göz tarafından algılanıp, beyin tarafından yorumlanan, renklendiriciler ile fiziksel değişime uğrayan ışıktır (160). Renk basit olarak bir maddeden geçen ve geriye yansıyan ışık dalgalarının görünebilir etkisidir (161). Renk orijinliğini ışık kaynağından alır. Işık olmadan renk olmayacağı için "renk ışıktır" diye tarif edilmektedir (162).

Renk algısını etkileyen üç faktör vardır; ışık kaynağı, izlenen obje ve objeyi izleyen birey. Renk olgusu, ışık enerjisinin obje ile olan etkileşimine karşılık, gözlemcinin öznel deneyimine bağlı psiko-fiziksel bir karşılıktır (163).

## 2.5.2 RENK SİSTEMLERİ

Renk dizilim sistemi, renklerin üç boyutlu uzayda düzenlenebilmeleri için gerekli sistemik bir yoldur. Günümüzde birçok renk ayırma ve belirleme sistemleri mevcuttur.

### 2.5.2.1. Munsell Renk Sistemleri

20. yüzyılın başlarında Prof. Albert H. Munsell, her rengin diğer tüm renklerle mantıksal bir ilişkide olduğunu belirtmiştir. Munsell sisteminde renkler; hue, value, ve chroma terimleri ile açıklanır. Munsell belirtmese de, rengin yönlerine estetik restorasyonlar için kritik bir faktör olan translusensliğin de katılması gerekmektedir (166).

#### a. Hue

Renk veya renk çeşidi anlamına gelir. retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renktir (mavi, yeşil, kırmızı gibi).

#### b. Value

Value (parlaklık), objeden dönen ışık miktarıdır. Bir cismin parlaklık veya matlık derecesidir. Munsell parlaklığı, beyazdan siyaha giden grilik dereceleri olarak tanımlamıştır. Parlak objeler, daha az miktarda grilik, düşük parlaklığa sahip objeler daha çok miktarda griliğe sahiptirler ve daha koyu görünürler. Parlaklığın azaltılması, aydınlanmış objeden dönen ışığın azaltılmasıdır, fazla ışık absorbe edilir, başka bir yere saçılır veya içinden iletilir (165). Diş rengi seçiminde en önemli faktör value değeridir. Beyaz, yüksek değeri ifade eder ve 10 ile gösterilir, siyah düşük değerdir ve 0 olarak kabul edilir (167). Fakat munsell sisteminde sadece 9 value değeri kullanılmıştır. Saf beyaz 10 ve saf siyah 0 ulaşılamaz dereceler olarak kabul edilmiştir.

### c. Chroma

Chroma (yoğunluk), rengin yoğunluğu, şiddeti veya gücüdür. Rengin içindeki hue'nun miktarını ifade eder. Aynı rengin yoğunluğunun artması, parlaklığının azalmasına neden olacaktır. Yoğunluk ile parlaklık ters orantılıdır (165, 168).

#### 2.5.2.2 CIELab Renk Sistemi

Commission Internationale de l'Eclairage (CIE, International Commission on Illumination) tarafından geliştirilen ve en çok kullanılan renk tanımlama sistemidir. CIE renk ölçümlerinde uluslararası bir standart olarak kabul edilir.

Tüm renkler, 3 farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içerisinde bulunurlar. Bu eksenler; "L" dikey eksen, rengin açıklık-koyuluk ölçüsünü belirler ve rengin parlaklığını 0 (koyu) - 100 (açık) arasında bir değerle karakterize eder. 0 değerli mükemmel siyahlığı, 100 değerli mükemmel beyazlığı ifade eder. L değeri arttıkça cismin açıklığı artar. "a" yatay eksen, nesnenin kırmızı (+) - yeşil (-) arası chroma (yoğunluk) koordinatlarını belirtir, arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile yaklaşır. "b" yatay eksen, cismin sarı (+) – mavi (-) arası chroma (yoğunluk) koordinatlarını gösterir. Arttıkça renk sarıya, azaldıkça maviye yaklaşır. Bu 3 koordinatın kesişim yeri rengin değerini gösterir.  $\Delta E$  değeri kullanılarak, iki renk arası renk değişimi ifade edilebilir (162, 169) (Formül 1).

Formül 1: İki Renk Arası Değişimin Hesaplanması

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$$

Yapılan birçok araştırmada,  $\Delta E$  değerinin 1'den küçük olmasının renk değişiminde görsel olarak fark edilemeyeceğini, 1 ve 2 arasında olmasının kısmen fark edilebileceğini, 2'den büyük olmasının görsel olarak da fark edilebileceğini ifade edilmiştir (170, 171). Bazı araştırmalarda ise, renk değişiminin klinik olarak fark edilebilmesi için  $\Delta E$  değerinin, 1 $\Delta E$  birimden (172, 173), bazıları 3 $\Delta E$  birimden (174, 175), bazıları 3.3 $\Delta E$  birimden (176), bazıları 3.7 $\Delta E$  birimden büyük olması (177, 178) gerektiğini ifade edilmektedir.

Renk farklılığının klinik olarak algılanması için belli değerler öngörölmüş ve Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3: Renk farklılığının klinik algısı (179);

Renk Farklılığı ( $\Delta E$ )	Klinik Renk Eşleşmesi
0	Mükemmel
0.5-1	Çok iyi (renk değişimi görsel olarak fark edilemez)
1-2	İyi (Renk değişimi kısmen %50 fark edilebilir)
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3.5	Uyumsuz

### 2.5.3. IŞIK VE RENK TERİMLERİ

#### 2.5.3.1. Metamerizm

Bir ışık kaynağında belirlenmiş bir cismin renginin diğer bir ışık kaynağı altında farklı görünmesidir (180). İdeal renk seçimi biri gün ışığı olmak üzere, iki ya da daha fazla farklı ışık kaynağı altında yapılmalıdır ve laboratuvar işlemleri de aynı aydınlatma koşullarında gerçekleştirilmelidir (181).

#### 2.5.3.2 Opasite

Materyalin maskeleyebilme gücünün ölçüsü olarak kabul edilmiştir. Başka bir deyişle, cismin ışığı geçirmesini engelleme özelliğidir (168). Opak materyaller ışığın bir bölümünü absorbe eder kalanını da yansıtırlar. Göze geri yansıtılan baskın dalga boyları, cismin algılanan rengidir (165). Eğer bir cisim, gelen ışınların hepsini yansıtıyorsa beyaz, hepsini absorbe ediyorsa siyah görünür.

#### 2.5.3.3. Saydamlık (Transparency)

Işığın hiç eksilme olmadan tamamen materyal içinden geçmesidir (182). İçinden bakıldığında bu cisimlerin ardındakiler görülebilir, şeffaflardır (162). Saydamlık, yüksek translüenslik değeridir (168).

#### 2.5.3.4 Yarısaydamlık (Translucency)

Cismin içerisinden ışık geçirebilme özelliğidir. Translüsenslik, saydamlık ve opaklık arasında bir derecedir (165). Cismin iletmediği ve saçtığı ışık miktarı olarak ifade edilir. Yüksek translüsenslik daha açık renkte bir görünüm sağlar. Daha translüsens bir cisim, arkasındaki rengi ve görüntüyü daha çok gösterir. Translüsenslik, cisim içinde artan saçılmayla azalır (164).

#### 2.5.3.5 Işıma (Fluorescence)

Floresanslık, cismin ultraviyole (UV) ışınlarını emmesi ve spontan olarak mavi spektrumdaki görünür ışığın yaymasıdır. Ayrıca, cisimler kısa dalga boylarında görünür ışığı absorbe edip, bunları uzun dalga boylarında görünür ışık olarak yayabilirler (168). UV ışınlar, restorasyonların canlı görünme derecelerinde çok önemli rol oynarlar (165). UV ışık doğal diş veya restorasyona çarptığında görülebilir radyasyon yayılır. Spektrumun mavi bölgesinde en büyük yoğunluğa sahip polikromatik mor ötesi ışınlar olması halinde doğal dişler floresans özellik gösterirler. Doğal dişler siyah ışık altında mavi beyaz floresansa sahiptirler (162).

#### 2.5.3.6 Kırılma ve Yansıtma (Refraction, Reflection)

Kırılma, ışığın bir ortamdan diğer bir ortama geçerken yönünü değiştirmesidir. Kırılma indisi cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini tayin etmede kullanılır. Kırılma indisi aynı materyallerden cisim saydam, kırılma indisleri arasında büyük farklılıklar materyallerden oluşan cisim ise opaktır.

Yansıtma, bir cismin yüzeyinden geri dönen ışık demeti olarak ifade edilir. Işık hiçbir zaman saydam veya yarı saydam bir cismin içinden tamamen geçmez, bir bölümü yüzeyinden yansır (183). Düz bir obje üzerine düşen paralel ışık demetinin bu yüzeye çarptığında ışığın gelme açısıyla eşit açıda yansıtması düzgün yansıtma. Dağınık yansıtma, ışık demeti düzgün olmayan bir yüzeye çarparsa değişik açılarda dağınık bir şekilde yansıtma gösterir. Başarılı dental restorasyonlarda ışığın uygun şekilde

yansıtılabilmesi, dikkat edilmesi gereken en önemli olaylardandır. Doğal dişlerde mine prizmaları ışığın dişe geçmesini ve içindeki renklerin tüm yönlerde yansımını sağlar. Bu nedenle restorasyonlarda dağınık yansıma tercih edilen bir yansıma türüdür (162).

## 2.6. DIŞ HEKİMLİĞİNDE RENK ÖLÇÜMÜ

Diş hekimliğinde renk ölçümü; hastanın mevcut olan doğal yapısını kullanarak, renk bilgisinin hızlı ve güvenilir bir şekilde sayılara dökülmesi, klinik uygulanan indirekt restorasyonların komşu diş ve yapılarla bir uyum içinde olmasını sağlar. Ayrıca, sayılarla ifade edilmiş renk bilgileri, rengin kabul edilebilir en düşük değişiklik sınırları içinde ve çeşitli aydınlatma koşulları altında aynı rengin elde edilmesini sağlayarak restorasyonun renk formülünün kolaylaştırılmasında kullanılabilir.

Diş hekimliğinde renk seçilmesi, görsel ve bilgisayar destekli cihazlar yardım ile olmak üzere iki kategoriye ayrılabilir. Görsel yöntem, hastanın dişi ile yapılacak olan restorasyonun renk seçiminin, renk skalası ile karşılaştırarak göz ile renk tespiti yapılan en yaygın metottur. Rengin algılanması esnasında kişiler arası algılama farklılıkları nedeniyle diş renginin gözle seçilmesindeki standardizasyon eksikliği, spektrofotometre, spektroradyometre, kolorimetre gibi cihazların kullanımı ve dijital fotoğraf yardımıyla geliştirilebilir (167).

### 2.6.1 GÖRSEL YÖNTEM

Renk eşleştirmedeki subjektiflik, insanların üstesinden gelmeye çalıştıkları bir olaydır. Hekimlerin renk eşleştirme görsel yöntemi kullanmaları halen en popüler klinik yöntemdir.

Renk seçimi genellikle homojen olarak renklendirilmiş cisimlerin eşleştirilmesi olarak görülse de, doğal dişler renk ve translüenslik açısından çeşitlilik göstermektedirler.

Renk algısı, bireyler arasında çeşitlik gösteren, subjektif ve psikofizyolojik bir olaydır (184). Ticari olarak üretilen renk skalaları, seçilecek olan diş rengi için standart

renkleri içerirler. Görsel renk eşleştirmede, değişken gözlemci yorumu ve çevresel etkiler yaşanan güçlüklerdendir. Ayrıca, renk skalaları, doğal dişlerin sahip oldukları geniş renk aralığını temsil edememektedirler (169).

## 2.6.2. CİHAZ KULLANILARAK YAPILAN ÖLÇÜMLER

Dental materyallerin renk ölçümlerinin görsel olarak yapılmasının yanı sıra, daha güvenilir şekilde çeşitli kolorimetra ve spektrofotometre cihazlarıyla da daha detaylı olarak yapılabilir (169).

### 2.6.2.1 Spektrofotometre

Cismin yansıttığı veya ilettiği görünür parlak enerji miktarının, tüm görünür spektrumun içinde olan value, chroma ve hue değerlerinin hepsini tek bir dalga boyu olarak ölçer ve kayıt eder. Spektrofotometre içine yerleştirilmiş küresel optik uçlar, ışığı çeşitli değişik açılar ve yönlerde ortaya çıkarır. Bu durum, cismin yansıma derecesi analizinin en doğru ve hassas şekilde elde edilmesini sağlar (166).

Spektrofotometreler çoğunlukla yüzey renk ölçümlerinde kullanılırlar. Cisimden yansıyan ışığın oranını ölçmek için dizayn edilmişlerdir. Yansıyan ışık, beyaz referans noktasından görünür spektruma, 5, 10 veya 20 nm aralığındadır. Ölçüm sonuçları spektral yansıma derecesi olarak açıklanır.

Spektrofotometrenin avantajları; objektif olması, standart koşullarda hatasız sonuç vermesi, tutarlı sonuç vermesi, metamerizmin değerlendirilebilir olması (168).

Spektrofotometrenin dezavantajları; pahalı olması, klinik kullanımı pratik değildir ve standardizasyonun sağlanması güçtür (185).



### 2.6.2.2 Spektrometre

Spektrometre, radyometrik değerlerin ölçümü için dizayn edilmiştir. Radyometrik enerji, görünür spektrum üzerinde 5, 10 veya 20 nm aralığında ölçülür. Telespektrometre, renk üretimi uygulamalarıyla sıklıkla kullanılır.

Avantajları; gözlemciyle aynı bakış pozisyonunda, cisme değmeden renk ölçümü yapılabilmesi ve ayrıca parlak olan cisimler ve yüzey renklerinin ölçümünü yapabilmesidir. Fakat, ölçüm yapılan pozisyonda ki ufak değişiklikler, sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden çok dikkatli çalışılması gerekmektedir (168).

### 2.6.2.3 Kolorimetre

Kolorimetreler, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan cihazlardır (139). Kolorimetreler doğal diş ve metal-seramik restorasyonların renklerini ölçmek için tasarlanmışlardır. Klasik Munsell renk tekerleği, kolorimetre diş modundayken basılı verilerin yorumlanması için kullanılabilir. Alet porselen modunda iken, renk, parlaklık ve ton özelliklerini yazdırır.

Diş yüzeyinin karakteristik özelliği ölçümleri etkilemektedir. Üretici firma düz yüzeylerde daha iyi sonuç alınacağını söylemiştir (186). Ayrıca, küçük çaplı başlığa sahip kolorimetreler, önemli kenar efektlerinin kaybolmasına meyillidirler (187).

Spektrofotometreye göre daha kolay kullanımlı ve daha ucuzdur. Dezavantajı olarak maliyetinin fazla olması, düz ve eğimli yüzeylerde uyumsuz sonuçlar verebilir. Ölçülecek materyalin yarı saydam olması ve kullanılan yöntemeye göre ölçümler materyalden ışık saçılmasından etkilenebilirler (139, 164, 188). İçinde bulundurduğu filtreler yaşlandığında tekrarlanan renk seçimlerinde hatalar ortaya çıkabilmektedir. Ayrıca metamerizmden etkilenebilirler (189).

### 2.6.3 DİJİTAL KAMERALAR

Diş hekimliğinde renk seçimi için kullanılan en yeni aletler dijital kamera teknolojisine dayanmaktadır. Işığın filme odaklanıp kimyasal reaksiyon yaratmak yerine, dijital kameralar CCD (Charge- Couple- Device) kullanarak resimleri yakalarlar. CCD' ler milyonlarca mikroskobik ışığa duyarlı elementler (photosite) içerirler. Her fotosit sadece kendi yüzeyine çarpan ışık gücüne karşılık verir. Tam renklerde resim elde etmek için, çoğu sensör kendi üç ana renkleriyle ışığa bakmak için filtrelemeyi kullanırlar. Dijital kameralarda resmin kaydı bir çok şekilde yapılabilir. Yüksek kaliteli kameralarda üç ayrı sensör vardır ve her birinde farklı filtreler vardır. Işık, kameranın içine yerleştirilmiş ışın dağıtıcıyla farklı filtre/ sensör kombinasyonlarına direkt gelir. Işın dağıtıcı, her detektörün eş zamanlı olarak resmi görmelerini sağlar. Bu yöntemin avantajı, kameranın her pikselinde, üç rengi de kaydeder (190).

### 2.7. RENK SKALALARI

İlk renk skalası 1929 yılında, doğal olarak gözlemlenen diş renklerinin epidemiyolojik dağılımına bağlı olarak yapılandırılmış olarak Vita firması tarafından piyasaya sürülmüştür. 1956 yılında Vita Lumin Vacuum skalasının tasarlanması, diş rengi karşılaştırılmasının evrensel standartlarda gelişmesi için önemli dönüm noktası olmuştur. Geniş klinik başarısına rağmen, bu skala hala bilimsel temelden ziyade görünüm prensibine dayanmaktadır. 1998 yılında geliştirilen Vita 3D Master skalası, Commision International edu l'Eclairage tarafından kanıtlanan  $L^*a^*b^*$  sistemini referans alarak geliştirilmiştir. Bu sistem, renk ölçümlerine uluslararası bir standardizasyon sağlamıştır (191).

Culpepper, çalışmasına katılan diş hekimlerinin doğal diş rengi eşleştirmelerinde tutarsızlıklarının olduğunu ve bazı diş hekimlerinde kendi renk seçimlerini farklı koşullarda tekrarlayamadıklarını bildirmiştir. Ayrıca kritik renk algılamalarının da hekimler arasında çeşitlilik gösterdiğini söylemiştir (192). Buna ek olarak, dişlerin mezial ve distal taraflarıyla merkezlerinin renk, şekil, yapısal özellik ve parlaklık açısından farklılık göstermesi, gözlemcinin farklı yorumlamasına sebep olabilmektedir (193).

1973 yılında Sproull 3 bölüm serisi halinde renk ile ilgili araştırmalarını yayınlamıştır. Bu yayınlarda, diş hekimleri value, hue ve chroma'nın tanımlarını ve birbirleriyle ilgi önemlerini anladıklarında renk eşleştirmede yaşadıkları problemleri çözebileceklerini söylemiştir (195, 196).

Preston, skalaların doğru renk eşleştirmeyi engelleyen özelliklerini şöyle sıralamıştır (197);

1. Skalalar, renk uzayında mantıklı bir düzelme ve yeterli bir dağılıma sahip değillerdir.

2. Skalalar birbirleriyle uyumsuzluk gösterirler.

3. Metal-seramik restorasyonlar en çok yaşanılan sorun, bitim restorasyonunda renkte meydana gelen farklılıklardır. Skalalar, metal-seramik için kullanılan feldspatik porselenden üretilmezler.

4. Opaker renginin maskelenebilmesi için gereksiz kalınlıkta gövde porselenin kullanılması. Fakat bu durum geliştirilen son yöntemlerle giderilmeye çalışılmıştır.

Renk skalaları hem kendi aralarında hem de restoratif materyallerle uyumsuzluk göstermektedirler. Doğal dişlere göre farklı yüzey özelliklerine ve yansıtma eğrilerine sahiplerdir (197). Diş rengi, skalada bulunan ve üst keser dişle gösterilen parçalar aracılığıyla eşleştirilir. Fakat bu durum arka bölge dişleri için hem morfolojik hem de optik özellikler açısından yetersizdir (198).

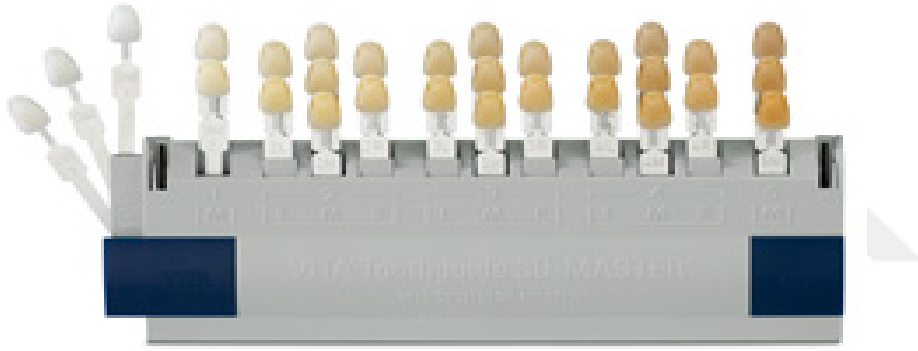
### 2.7.1 VİTA TOOTHGUIDE 3D MASTER SKALASI

1991 yılında Hall, renk eşleştirmedeki zorluklar, value, hue ve chroma değerlerinin rakamla belirtilmesiyle en aza indirilebileceğini belirtmiştir. Bu araştırma, Vita firması için 3D Master skalasının dizaynı için temel oluşturmuştur (199).

Üretici firma bu skalanın, görsel olarak var olan tüm doğal diş renklerini içinde bulunduran sistematik bir düzen sağladığını ve bu skalada bulunan renk ölçülerinin diziliminin yeterli olduğu söylemektedir (200). Doğal dişlerin spektrofotometrik

ölçümlerini temel alan bu sistem üç boyutlu doğal diş rengi uzayının akla uygun biçimde ve görsel olarak eşit uzaklıkta düzenlenmiştir. Vita Classical (Vita Zahnfabrik) ve Chromascop (Ivoclar Vivodent, Amherest, New York) skalaları hue (ton) göre gruplandırılmışlardır. 3D-Master ise value (parlaklık) göre düzenlenmiş birbirinden ayırt edilebilir 5 bölüme ayrılmıştır. Her bölümde bulunan renkler farklı ton ve yoğunlukları ifade etmektedirler. En açık parlaklık grubunun aynı tonda bulunan iki yoğunluk derecesi, en koyu parlaklık grubunda ise aynı tonda üç farklı yoğunluk derecesi vardır. 2., 3., ve 4. gruplarda ise üç farklı yoğunluk derecesi ve her yoğunluğun sarı ve kırmızı tonları bulunmaktadır. Renk seçim sırası; parlaklık, yoğunluk ve sonrasında ton şeklinde yapılır (190) (Resim 1).

Resim 1: Vita 3D Master Skalası



Yapılan birçok araştırma, 3D Master skalasının, Vita Classical skalasına göre doğal diş rengi eşleştirmede daha iyi, daha geniş renk aralığını içinde bulunduran ve renk dağılımının daha düzenli olduğunu söylemektedir (201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208). Tüm bu avantajlarına rağmen, tecrübesi az ve renk konusunda sınırlı bilgiye sahip olan diş hekimleri, 3D Master skalasının renk seçim methodunu anlamakta ve value-chroma-hue konseptini uygulamakta güçlük çekmektedirler. Buna ek olarak bazı kullanıcılar da, skalada bulunan bu renklerin kafa karıştırıcı olduğunu düşünmektedir (209).

## 2.8. TRANSLUSENSLİK

Translusenslik ve renk bir seramik kronun en çok ilişkili özelliklerindedir (210, 211). Uygun translusenslik kombinasyonu ile iyi bir renk eşleşmesi, genellikle restorasyonun mükemmel estetiği ile sonuçlanır (2, 3, 4).

Işının bir kısmı materyalin içinden geçerken dağılır, bir kısmı yansır ve bir kısmı da objenin içinden geçer. Objenin içinden geçen ışın miktarı ne kadar büyükse translusenslik o kadar fazladır. Eğer seramiğin içinden geçen ışının büyük bir kısmı dağılıyor ya da yansiyorsa materyal opaktır. Fakat ufak bir kısmı dağılıyor çoğunluğu materyalden geçiyorsa materyal translusenttir (212).

Diş, biyolojik bir dokudur ve yüzeyine ulaşan ışığı yansıtır, dağıtır, absorbe eder ve geçirir. Sert dental dokunun yerine konulan bir restorasyonun optik özelliğide buna benzer olmalıdır. Estetiği optimize etmek için, bir restorasyonun translusensliği kontrol edilmeli ve tahmin edilebilir olmalıdır. Restore edilen dişin rengi translusensliği sağlamada göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktördür.

### 2.8.1. TRANSLUSENSLİĞİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Bir seramik restorasyonun translusensliği ve rengi; kor ve veneer seramiğin değişik karakteristik özelliklerine bağlıdır (33).

Seramiklerin translusensliği; Kalınlığın (33, 213), kristallerin mikroyapısının (kristal hacmi ve kırılma indeksi, partikül boyu) (214), fırınlama sayısının (215) içinde bulunduğu birçok faktörden etkilenir.

Işının saçılması birçok faktör ile değişebilmektedir. Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir; seramik fazları arasındaki farklı kırılma indeksleri, (33) çatlak ve poroziteler, yüksek kristalin içeriği (34) kristal sayısı ve büyüklüğü (33), altyapı translusensliğinin etkisi, kalınlık, renk ve veneer seramiğin yüzey özellikleri (216, 34), alt yapı renklendirme yöntemi (217, 218, 219) ve yapıştırma simanının rengi (220).

#### 2.8.1.1. Altyapı Materyali

Alt yapı materyalinin optik özelliği seramik restorasyonun doğal dişe benzer görüntü sağlamasında önemli bir rol oynar. Kelly ve ark; alt yapının translusensliğinin estetiği ve yapay restorasyonun rengini büyük derecede etkileyen birincil faktörlerden biri olduğunu bildirmişlerdir (1).

Metal- seramik restorasyonların popülariteleri bilinen dayanıklılıklarının yanında istenilen estetiği de başarabilmelerindedir. Bu restorasyonların olumsuz tarafı; metal rengini maskelemek için ihtiyaç duyulan opak porselenin ışının yansımını artırmasıdır (221). Seramik materyaller opak alt yapıları olan metal seramik restorasyonlara göre estetik beklentileri daha memnun edici şekilde karşılarlar (222).

#### 2.8.1.2. Alt yapı ve Seramiğin Kalınlığı

Altyapı materyalinin kalınlığı onun kırılma direncini ve optik özelliklerini etkiler (223). Translusenslik ışının geçeceği seramik tabakanın kalınlığı ile ters orantılıdır (213), yani daha kalın materyal daha opaktır (212).

Aynı zamanda seramik veneerin kalınlığı da ışının geçişinde fazlaca etkilidir (224). Fakat dentin ve mine porseleninin kalınlığı sıklıkla opak tabakayı maskelemekte yetersiz olmakta ve doğal olmayan görünümle sonuçlanmaktadır (223).

#### 2.8.1.3. Kristalin içeriği

Hacimsel kristalin miktarı ve kristal büyüklükleri translusensiyi etkilemektedir. Kristalin içeriğinin artması materyalin direncini arttırırken, farklı kırılma indeksi ve kristallerin heterojenliği sebebi ile translusentliği azaltır ve daha yüksek bir opasiteyle sonuçlanır (1, 223, 225, 226).

Zirkonia ve alümina seramikler içerdikleri yüksek derecedeki kristalin içermeleri sebebi ile maksimum saçılma etkisine sahiptirler. Böylece, görünen ışıpta göreceli olarak opak görünürler.

#### 2.8.1.4. Partikül Büyüklüğü

Absorbe edilen, yansıyan ya da iletilen ışının miktarı alt yapı matriksteki partiküllerin boyunun verilen ışığın dalga boyuyla oranına bağlıdır. Partiküllerin büyüklüğü ışının dalga boyu ile yakınsa daha çok yansıtıcı etki olacaktır. Materyal küçük partiküllerden oluşuyorsa (yaklaşık 0.1 mikrometre çapında) daha az opak olacak yani görünen ışın doğruca geçecek, daha az yansıma ve absorpsiyon olacaktır.

Büyük partiküller (yaklaşık 10 mikrometre çapında) ışının yüzeyden yansımına ve absorpsiyonuna sebep olur (226). Fakat büyük partiküllü materyallerin birim hacim başına düşen partikül sayısını azaltılırsa daha az yansıma görülecek ve opasite düşecektir. Maksimum dağılma ve opasite için, dağınık partiküllerin ışının dalga boyundan az büyük olması ve matriksten farklı kırılma indeksine sahip olması gerekmektedir.

#### 2.8.1.5. Veneer Seramiğin Etkisi

Birçok altyapı sistemi estetik için üzeri veneer seramik ile kaplanır. Kor ve veneer sisteminin son translusensliği optimum estetik için önemlidir (1).

Tam seramik restorasyonların geniş kullanımı ile birlikte, tam seramik materyaller mükemmel biyoyumları ve superior optik özellikleri sebebi ile daha iyi bir seçenek olmuşlardır. (5,6)

#### 2.8.1.6. Kırılma indeksi

Partiküller ve matriks arasındaki kırılma indeksleri arasındaki önemli fark saçılma ile sonuçlanır (227).

#### 2.8.1.7. Sinterleme İşlemi

Sinterleme derecesi seramiklerin mikroyapısı ve kristalin fazlarını etkiler (7, 228). Sinterleme tanecikli bir materyalin arasındaki porları elimine edebilmektedir (229).

Sıcaklık arttıkça, partiküller birlikte sinterlenir ve porların sınırları küçülür. Tam bir yoğunluğun sağlanması porositeyi azaltarak translusensiyi büyük ölçüde artırır.

Sinterleme işleminde, son aşama porozitenin hızlı küçülmesine her zaman eşlik etmektedir. Dolayısı ile son derece neredeyse tamamen yoğunlaşmayı ve yüksek geçirgenliği başarmak için gereklidir.

Artan sıcaklık işleminde, yavaş hız ve yüksek sıcaklıkta yeterli bekleme zamanı tamamen partiküllerin transforme olmamasına yardımcı olur ve taneciklerin aşırı büyümesini önler.

#### 2.8.1.8. Porların varlığı

Porların ışığın saçılımında çok etkili olduğunu ve düşük porların seramiğin transparan olması için gerekli olduğunu vurgulanmıştır (227). Işık geçirgenliği başlıca relatif yoğunlukla bağlantılıdır. Bu şunu gösterir, porlar translusensiyi büyük ölçüde etkileyen temel faktör olabilir.

Kalan porların ya da porların büyüklüğünün azaltılması için sıcaklığın uygun olan bir değere yükseltilmesinin etkili bir yol olabileceği düşünülebilir. Küçük miktarda porozite varlığı bile oksit seramiklerin translusensiyini önemli derecede etkileyebilmektedir (230, 231).

#### 2.8.1.9. Veneerleme

Birçok seramik sistem için, alttaki göreceli olarak daha opak olan altyapı materyalinin restorasyonun tüm rengine etki edebileceğinden estetik için tabakalı veneer porselenleri ile veneerlenmesi gerekmektedir (218).

Veneer tekniğine bakılmaksızın ışın geçişinin veneerleme işleminden sonra düştüğü gösterilmiştir. Bu düşüşün muhtemel sebebi olarak; örnek kalınlığının artması (232), veneer materyalinin yapısı (çeşitli kristalin içeriği ve yüksek porozite hacmi) ve altyapı-veneer materyalleri arasında boşluğun yansımaları gösterilmiştir (34).



Tabakalama tekniğinin sınırları, örneğin toz/ likit oranı, vibrasyon ve kondensasyon tekniği ve fırınlama sıcaklığı, yetersiz tanecik büyüklüğü ile sonuçlanır, asimetrik büyüklüğe ve kristallerin heterojen şekilde dağılmasına ve yüksek por hacmine sebep olur.

#### 2.8.1.10. Fırınlama sayısı

Porselen fırınlama durumları da restorasyonun son hue ve translusensliğinde önemli etkiye sahiptir (225).

#### 2.8.1.11. Tanecik büyüklüğü

Taneciklerin görünen ışının dalga boyuyla (380-780 nm) aynı büyüklükte olması en yüksek saçılımı sağlar (233).

Daha küçük kristal boyutuna sahip olan polikristalin alümina daha büyük kristal boyutuna sahip olana göre daha translusenstir (225).

### 2.8.2. ZİRKONİANIN TRANSLUSENSLİĞİ

Alt yapı materyalleri arasında yarı stabilize zirkonianın, transformasyon sertliği sebebi ile diğer tam seramik alt yapı materyallerine göre daha iyi mekanik özelliği olduğu kanıtlanmış (60, 234, 235), fakat olumsuz optik özellikleri sebebi ile araştırmacılar optik özellikleri geliştirmeye çalışmaktadırlar (243).

Fabrikasyon prosedürlerindeki birçok faktör ytriumla stabilize edilmiş zirkonia kristallerinin translusentliğini etkilemektedir; partikül büyüklüğü, ısıtma oranı, sinterleme derecesi, sinterleme atmosferi gibi.

Zirkonia örneklerinin yoğunluğu teorik değer olan 1450- 1500°C'de % 98.5'un üzerinde olmuştur. Yüksek yoğunluğun sağlanması başarılı olduğunda, ışık geçirgenliği % 17' nin üzerinde artmıştır. Bu sonuçlar nanozirkoniyaların yoğunluğunun sağlanması için

son sinterleme derecesinin 1450-1500°C olduğunu göstermiştir. Mikroskopta görülen şekliyle de, sıcaklık 1450-1500°C yüksekliğine ulaştığında yüksek ısı hızlı tanecik büyümesine sebep olabilirken, poröz alanları da elimine edebilmektedir (234).

Zirkonianın kırılma indeksi yaklaşık 2.20 ve partiküllerinki 1.00 tam seramik kor materyalleri arasında en yükseği olması, porların zirkonia seramiğinin merkezinde büyük bir dağıtıma sebep olur (235).

Üreticiler ve klinik araştırmacıların önerileri zirkonia korunun kalınlığının kırılma direnci ve optik özellikleri karşılama açısından 0.3-0.5 mm olması gerektiğini söylemektedirler (229).

Dayanıklı zirkonia destekli seramik kronların translusensliği hakkında estetik sonuçları yayınlanmış (4, 32) alümina ve cam seramiklerden daha az olarak bildirilmiştir (33, 34). zirkonia kor materyalinin translusensliği spinell alümine ve feldspatik porselenden düşüktür.

### 2.8.3. TRANSLUSENSLİK ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Estetik restoratif materyallerin translusensi ve opasite değerlendirmeleri için rapor edilen metodlar; direk transmisyon (238), translusensi parametresi (239, 240, 241, 242, 243, 244) ve kontrast oran (33, 244, 245, 246) olarak ifade edilir. Fakat restoratif materyallerin translusensi değerlendirmeleri için standart bir metod veya konsensus yoktur (247).

#### 2.8.3.1 Direk Transmisyon

Direk ışık geçişinin ölçülmesi yöntemidir.

### 2.8.3.2. Translusensi Parametresi

Bir materyalin translusensliği translusentlik parametresi bulunarak belirlenebilir. TP, materyalin belirli bir kalınlıkta beyaz ve siyah zemin üzerinde renk farklılığı olarak tanımlanır (240).

TP değeri sıfırda materyalin tamamen opak olduğunu gösterir, daha yüksek TP değeri materyalin ne kadar translusens olduğunu gösterir.

Translusensi parametresi (TP) aynı örnek için siyah zeminle beyaz zemin arasındaki renk farklılığının aşağıdaki formüle göre hesaplanması ile bulunur (240) (Formül 2).

Formül 2: TP Değerinin Hesaplanması

$$TP = [(L * _b - L * _s)^2 + (a * _b - a * _s)^2 + (b * _b - b * _s)^2]^{1/2}$$

### 2.8.3.3. Kontrast Oran (KO)

Kontrast oran materyalin siyah zemin üzerindeki luminous yansımalarının aynı materyalin beyaz zemin üzerindeki luminous yansımasına oranı olarak tanımlanır. Bu tanımdaki luminous yansıma CIE tarafından tanımlanan yansımadaki koordinat değerindeki Y'dir (248) (Formül 3).

Formül 3: Kontrast Oranın Hesaplanması

$$KO = \frac{Y_s}{Y_b}$$

Bu oran 1 ile 0 arasında bir değerde olmakta ve yüksek KO değerleri düşük translusensliği ifade etmektedir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Zirkonia tam seramik sistemlerinin translusensi özelliklerinin karşılaştırılarak incelendiği araştırmamızda, 2 farklı sisteme ait zirkonia alt yapı ve bu sistemlerin uyumlu olduğu veneer seramikleri ile aynı sistemlere ait monolitik zirkonialar kullanılmıştır. Çalışmamızda zirkonia alt yapı olarak LAVA™ (3M ESPE GmbH, Seefeld, Almanya) ve CERAMILL (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya) sistemlerinin her birinden 10'ar tane olmak üzere toplam 20 adet zirkonia esaslı alt yapı hazırlanarak daha sonra IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) veneer sistemi kullanılarak veneerleme yapılmıştır. Çalışmamızda monolitik zirkonia grupları olarak LAVA™ PLUS Yüksek Translüsent Zirkonia (3M ESPE GmbH, Seefeld, Almanya) ve CERAMILL ZOLİD (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya) sistemleri kullanılmış ve her birinden 10'ar tane olmak üzere toplam 20 adet örnek hazırlanmıştır. Her sisteme ait örnekler Vitapan Classical (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) skalasındaki A2 renginde renklendirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan zirkonia ve veneer seramik sistemleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 4).

Alt yapıların veneerlenme işleminden önce kendi içlerinde daha sonra veneerlenerek hem kendi içlerinde hem de diğer monolitik zirkonia grupları ile glaze işleminden önce ve sonra translusensi ölçümleri yapılmış ve veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Translusensi ölçümleri spektrofotometre CM-2600d/2500d (Konica Minolta GmbH, Tokyo, Japonya) ile gerçekleştirilmiştir.

Tablo 4: Çalışmada kullanılan Altyapı ve Veneer Seramik Materyalleri

		ZİRKONİA + VENEER SERAMİK GRUPLARI		MONOLİTİK ZİRKONİA GRUPLARI	
		GRUP 1	GRUP 2	GRUP 3	GRUP 4
ZİRKONYA TAM SERAMİK SİSTEMLERİ	ALT YAPI	LAVA ZİRKONİA	CERAMILL ZİRKONİA	LAVA PLUS Yüksek Translüsens Zirkonia	CERAMILL ZOLID
	VENEER SİSTEM	IPS e.max Ceram	IPS e.max Ceram		

### 3.1 ZİRKONİA ALTYAPI ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Zirkonia örnekler spektrofotometrenin ölçüm yerinin çapına uygun olarak çapı 11 mm olan disk şeklinde; kalınlıkları ise üreticilerin önerdiği şekilde 0.5 mm olarak belirlenmiştir. Elektronik ölçüm cihazı ile tüm örneklerin kalınlığı tek tek ölçülmüştür (Resim 2).

Resim 2: Altyapı Örneklerinin Kalınlıklarının Ölçülmesi



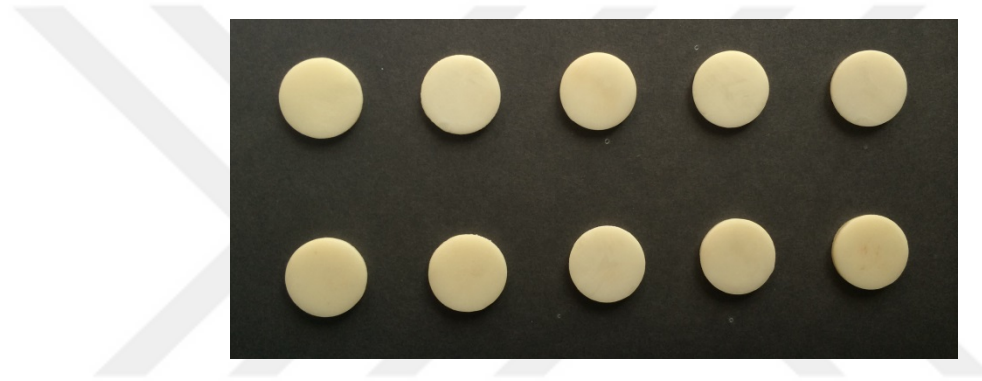
#### 3.1.1. LAVA™ ALTYAPI ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Lava altyapılar, lava frame zirkonyum oksit bloklarından çapı 11 mm, kalınlığı 0.5 mm olan disk şeklinde 10 adet olarak üretildiler. Örneklerin elde edilmesinde, Lava scan bilgisayarında tasarlanıp ve ardından yine bilgisayar tarafından frezeleme verileri hesaplanmıştır. Daha sonra hazır bloklar, Lava CNC 500 frezeleme makinesinde işlendi. Frezelenmiş altyapılar A2 rengine uygun olarak mevcut Lava renk likidi ile boyandıktan sonra sinterlenmiştir. Diskler % 20'lik sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 7,5 saat 1500 °C'de Lava Therm sinterleme fırınında sinterlendi ve istenilen final boyutlar elde edildi (Resim 3). Lava zirkonia blokların özellikleri Tablo 5'de gösterilmiştir.

Tablo 5: Lava Zirkonia Blokların Mekanik Kimyasal ve Fiziksel Özellikleri

YOĞUNLUK	6.08 g/cm <sup>3</sup>
KIRILMA SERTLİĞİ	5-10 Mpa m1/2
ELASTİKİYET MODÜLÜ	> 205 GPa
ERİME DERECEŚİ	2700°C
TANECİK BÜYÜKLÜĞÜ	0.5 µm
VİCKERS SERTLİĞİ	1250 HV10
BÜKÜLME DİRENCİ	> 1100 MPa

Resim 3: Lava Zirkonia Altyapılar



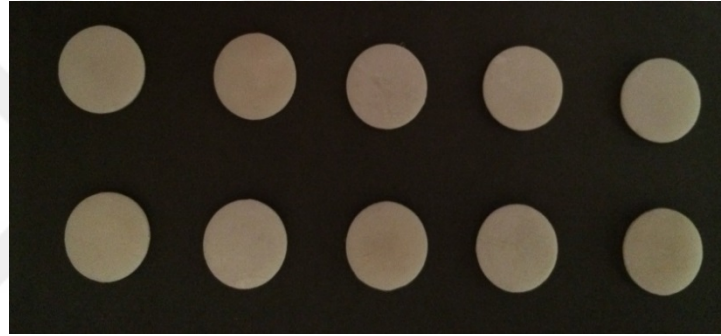
### 3.1.2. CERAMILL ALTYAPI ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Ceramill altyapı örnekleri Ceramill ZI 71 M zirkonyum oksit bloğundan çapı 11 mm, kalınlığı 0.5 mm olan disk şeklinde 10 adet olarak üretildiler. Zirkonyum oksit bloğu Ceramill motion makinesindeki yerine yerleştirildi. Blokların üzerindeki özel barkodlardaki bilgilere göre frezeleme işlemi başlatıldı. Frezelenmiş alt yapılar Ceramill likit dye solüsyonu ile A2 rengine uygun olarak boyandı. Daha sonra Ceramill Therm yüksek ısı fırınında 2 saat boyunca 1450°C’ de sinterlendi (Resim 4). Ceramill altyapı örneklerin sinterleme sonrası özellikleri Tablo 6’ da gösterilmiştir.

Tablo 6: Ceramill Blokların Sinterleme Sonrası Mekanik, Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

ORTALAMA TANECİK BÜYÜKLÜĞÜ	$\leq 0,6\mu\text{m}$
ELASİKİYET MODÜLÜ	$>200 \text{ GPa}$
YOĞUNLUK	$\geq 6,07 \text{ g/cm}^3$
VİCKERS SERTLİĞİ	$1300\pm 200 \text{ HV}10$
KİMYASAL ÇÖZÜNÜRLÜK	$< 5 \text{ Mg/cm}^2$
RADYOAKTİVİTE	$< 0,2 \text{ Bq/g}$
BÜKÜLME DİRENCİ	$1200\pm 200 \text{ MPa}$

Resim 4: Ceramill Altyapılar



### 3.2. ALTYAPI ÖRNEKLERİNE VENEER SERAMİK MATERYALİ

#### UYGULANMASI

Lava ve Ceramill alt yapı grupları firmaların önerdikleri özel bir veneer seramik materyali olmadığından zirkonyum altyapılar için hazırlanmış ısıl genişleme katsayıları uyumlu IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) veneer seramiği ile veneerlenmiştir. Veneer seramikleri ile beraber zirkonia disklerin son kalınlıkları 1.5 mm olacak şekilde bitirilmiştir.

Alt yapı örnekleri üzerine veneer seramik materyali laboratuvarında aynı dental teknisyen tarafından uygulanmıştır. Alt yapı örneklerinin renklerine uygun olarak, A2

renginde dentin ve mine seramikleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda ve 1.0 mm kalınlıkta olacak şekilde uygulanmışlardır.

Zirkonia alt yapılar zirliner uygulamasından önce akan su altında yıkanıp kurutulmuş ve daha sonra IPS e.max Ceram ZirLiner uygulanmış ve fırınlanmıştır. Daha sonra IPS e.max derin dentin ve dentin tabakaları eklenmiş ve fırınlanmıştır. Glaze işlemi yapılmadan önce translüsensi ölçümü yapılacağı için cila işlemi daha sonraya bırakılmıştır.

### **3.3. MONOLİTİK ZİRKONİA ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI**

Monolitik zirkonia örnekler, spektrofotometrenin ölçüm yerinin çapına uygun olarak çapı 11 mm olan disk şeklinde; kalınlıkları veneerlenmiş klasik zirkonia örnekler ile karşılaştırılması açısından 1.5 mm olarak belirlenmiştir. Elektronik ölçüm cihazı ile tüm örneklerin kalınlığı tek tek ölçülmüştür.

#### **3.3.1. LAVA PLUS YÜKSEK TRANSLÜSENS ZİRKONİA ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI**

Lava™ Plus Yüksek Translüsens Zirkonia %3 yitria ile parsiyel stabilize edilmiş tetragonal polikristallize zirconiadır. Lava Plus zirkoniyanın translüsenslik özelliklerini geliştirmek için alümine içeriği Lava™ Frame Zirconiaya' ya göre daha azdır. Çünkü alümina farklı kırılma indeksine sahiptir ve zirkonia materyalinin içinde farklı olarak dağılır ve bu da saçılmaya sebep olarak translüsensiyi düşürür. Bu düşük içeriğin yaşanmaya karşı stabiliteyi etkilememesi için alümina dağılımı geliştirilmiştir.

Örneklerin elde edilmesinde, Lava Plus Yüksek Translüsens Zirkonia blokları kullanılmıştır. Örnekler çapı 11 mm, kalınlığı 1.5mm olan disk şeklinde 10 adet olarak hazırlandı. Altyapılar, Lava Scan bilgisayarında tasarlanıp ve ardından yine bilgisayar tarafından frezeleme verileri hesaplanmıştır. Daha sonra hazır bloklar, Lava CNC 500 frezeleme makinesinde işlendi. Frezelenmiş altyapılar A2 rengine uygun olarak mevcut Lava™ Plus yüksek translüsens zirkonia boyama kitiyle boyandıktan sonra



sinterlenmiştir. Diskler % 20'lik sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 7,5 saat 1600°C' de Lava Therm sinterleme fırınında sinterlenmiş ve istenilen final boyutlar elde edilmiştir. Lava™ Plus Yüksek Translusens Zirkonia blokların özellikleri Tablo 7' de gösterilmiştir.

Tablo 7: Lava™ Plus Yüksek Translusens Zirkonia Blokların Özellikleri

BÜKÜLME DAYANIMI	>1100 MPa
ELASTİK MODULÜSÜ	210 Gpa
KIRILMA SERTLİĞİ	5-10 Mpa m <sup>1/2</sup>
VİCKERS SERTLİĞİ	>1200 HV10
ORTALAMA TANECİK BÜYÜKLÜĞÜ	0.4µm
YOĞUNLUK	6.08 g/cm <sup>3</sup>

### 3.3.2. CERAMILL ZOLID ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Ceramill Zolid örnekler için; Ceramill Zolid 71 S bloğu Ceramill Motion makinesindeki yerine yerleştirildi blokların üzerindeki özel barkodlardaki bilgilere göre örneklerin çapı 11 mm kalınlığı 1.5 mm olacak şekilde frezeleme işlemi başlatıldı. Frezelenmiş 10 adet altyapı 'Ceramill likit dye' solüsyonu ile A2 rengine uygun olarak boyandı. Boyanan örnekler sinterlemeden önce 80°C' de 45 dakika boyunca kurultuldu. Daha sonra Ceramill Therm yüksek ısı fırınında sadece Ceramill Zolid bloklar için olan sinterleme incilerinin olduğu ayrı bir sinterleme haznesine konuldu ve 2 saat boyunca 1450°C' de sinterlendi. Ceramill Zolid blokların özellikleri Tablo 8'de gösterilmiştir.

Tablo 8: Ceramill Zolid Blokların Özellikleri

BÜKÜLME DAYANIMI	>1000 Mpa
ELASTİK MODULÜSÜ	>200 GPa
ORTALAMA TANECİK BÜYÜKLÜĞÜ	≤0,6 µm
YOĞUNLUK	≥6.06 g/cm <sup>3</sup>
KİMYASAL ÇÖZÜNÜRLÜK	<5µm/cm <sup>2</sup>
RADYOAKTİVİTE	<0,2 Bq/g

### 3.4. ÖRNEKLERE GLAZE UYGULANMASI

#### 3.4.1. VENEER SERAMİĞİ UYGULANMIŞ ÖRNEKLERE GLAZE

##### UYGULANMASI

Veneer seramiği uygulanmış Lava™ Frame Zirkonia ve Ceramill Zirkonia alt yapılara sahip disklere son işlem olarak IPS e.max Ceram glaze materyali uygulanmış ve fırınlanmıştır.

Örneklere glaze işlemi uygulaması dış laboratuvarında aynı dental teknisyen tarafından yapılmıştır. Glaze işleminden sonra örneklerin son kez translüsensi ölçümleri yapılmıştır.

#### 3.4.2. MONOLİTİK ZİRKONİA ÖRNEKLERE GLAZE UYGULANMASI

Ceramill Zolid ve Lava™ Plus Yüksek Translüsens örneklere Ceramill monolitik zirkonialar için olan Ceramill glaze kiti uygulanmıştır.

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 9’da gösterilmiştir.

Tablo 9: Çalışmada Kullanılan Materyaller

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA
CERAMİLL ZİRKONİA	AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya
LAVA ZİRKONİA	3M ESPE GmbH, Seefeld, Almanya
CERAMİLL ZOLID	AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya
LAVA PLUS YÜKSEK TRANSLÜSENS ZİRKONİA	3M ESPE GmbH, Seefeld, Almanya
IPS e.max CERAM	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max GLAZE	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
CERAMİLL STAIN & GLAZE	AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya

### 3.5 TRANSLUSENSİ ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

Translusensi ölçümleri; Ceramill ve Lava altyapıların veneerleme işleminden önce 0.5 mm kalınlıkta daha sonra IPS e.max Ceram veneer seramiği ile veneerlendikten sonra ikinci kez, IPS e.max Ceram glaze uygulamasından sonra 1.5 mm kalınlıkta üçüncü kez yapılmıştır. Ceramill Zolid ve Lava Plus Yüksek Translusens monolitik zirkonia gruplarının ise sinterlemeden hemen sonra ve glaze uygulamasından sonra 1.5 mm kalınlıktaki translusensi ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm sayısı ve örneklerin ölçümlerdeki kalınlıkları Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10: Translusensi Ölçümleri

	ÖRNEK KALINLIĞI	GRUPLAR
1. ÖLÇÜM	0.5 mm	Ceramill ve Lava altyapılar
2. ÖLÇÜM	1.5 mm	Ceramill, Lava+ Veneer Seramik Ceramill Zolid, Lava Plus Yüksek Translusens (Glazeden Önce)
3. ÖLÇÜM	1.5 mm±0.01	Tüm gruplar (Glaze uygulamasından sonra)

Örneklerin siyah (s) ve beyaz (b) arka plan üzerindeki CIE L\*a\*b\* değerleri spektrofotometre CM- 2500d/ 2600d (Konica Minolta GmbH, Tokyo, Japonya) ile ölçülmüştür (Resim 5). Her örnekten, her arka plan üzerinde 3'er kez ölçüm yapılarak ortalaması alınmıştır. Bütün ölçümler aynı kişi tarafından yapılmıştır. Tüm örnekler numaralandırılarak yapılan ölçümlerin sonraki ölçümler ile kıyaslanabilmesi sağlanmıştır.

Resim 5: Spektrofotometre CM- 2600d/ 2500d



### 3.6. KONTRAST ORANIN BELİRLENMESİ

KO, CIE Y<sub>xy</sub> renk sistemindeki Y parametresi kullanılarak hesaplanmaktadır. Ancak spektrofotometre CM- 2500d/ 2600d, CIE L\*a\*b\* sistemine göre değerler vermektedir. CIE L\*a\*b\* sistemindeki L\* değeri formül ile Y değerine çevrilebilmektedir (Formül 4) (247, 249, 250).

Formül 4: Y Değerinin Hesaplanması

$$Y = \left( \frac{L+16}{116} \right)^3 \times Y_n$$

D65 ışık kaynağı altında Y<sub>n</sub> değeri 100 olarak alınmaktadır (251). Bu formül ile her örneğin hem siyah hem de beyaz zemindeki L\* değerleri Microsoft Office Excel 2010 programı ile Y değerine çevrilmiş ve daha sonra kontrast oran formülü ile her örnek için kontrast oran hesaplanmıştır. Kontrast oran materyalin siyah zemin üzerindeki Y değerinin beyaz zemin üzerindeki Y değerine oranı ile hesaplanmaktadır (247, 252, 253) (Formül 3).

Formül 3: Kontrast Oranın Hesaplanması

$$KO = \frac{Y_s}{Y_b}$$

Y<sub>s</sub> = Siyah zemin üzerindeki Y değeri

Y<sub>b</sub> = Beyaz zemin üzerindeki Y değeri

### 3.7. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov- Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olmadığı saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların yanı sıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin dört grup arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Parametrelerin grup içi

karşılaştırmalarında ise Friedman testi ve Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Anlamlılık  $p<0.05$  düzeyinde değerlendirildi.



## 4. BULGULAR

Lava™ ve Ceramill zirkonia sistemlerine ait örneklerin altyapı (0.5mm), IPS e.max Ceram veneer seramiği ile veneerlendikten sonra glaze öncesi ve IPS e.max Ceram Glaze uygulandıktan sonra glaze sonrası (1.5mm); Lava Yüksek Translusens ve Ceramill Zolid zirkonia tam seramik sistemlerine ait örneklerin sinterleme sonrası glazeden önce ve Ceramill glaze uygulandıktan (1,5mm) sonra translusensi özelliklerinin kıyaslanarak değerlendirildiği çalışmada, translusensi bulguları kontrast oran (KO) yöntemi ile elde edilmiştir.

### 4.1. KONTRAST ORAN BULGULARI

Ceramill ve Lava Frame zirkonia sistemlerinden hazırlanmış olan alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerin Lava Yüksek Translusens ve Ceramill Zolid zirkonia sistemlerinden de sinterlemeden sonra glaze öncesi ve sonrası yapılan ölçümleri sonucunda minimum ve maksimum KO değerleri, ortalamaları ve standart sapmaları ve standart hataları hesaplanmıştır. Hesaplanan tüm değerler Tablo 11’de gösterilmiştir. KO değerinin 0’ a yaklaşması translusensliği, 1’ e yaklaşması ise opasiteyi göstermektedir.

#### 4.1.1 LAVA FRAME ÖRNEKLERİN KO BULGULARI

Altyapıda 0.66 ile 0.68 arasında değişmekte olup, ortalaması  $\bar{X}=0.67$ , standart sapması  $std= \pm 0.01$ ’dir. Altyapıda 0,67 olan  $\bar{X}$  KO değeri veneer seramik uygulamasından sonra %’ 10’luk artışla 0,82, standart sapması  $std= \pm 0.02$  bulunmuştur. Glaze uygulamadan önce 0,82 olan  $\bar{X}$  KO değeri, glaze uygulamasından sonra % 2.4 azalarak 0.80, standart sapması  $std= \pm 0.02$  bulunmuştur (Tablo 11).

#### 4.1.2 CERAMILL ÖRNEKLERİN KO BULGULARI

Altyapıda 0.58 ile 0.65 arasında değişmekte olup, ortalaması  $\bar{X}=0.62$ , standart sapması  $std= \pm 0.03$ ’tür. Altyapıda 0,62 olan  $\bar{X}$  KO değeri veneer seramik

uygulamasından sonra %32.25' lik artışla 0,82, standart sapması  $std=\pm 0.03$  bulunmuştur. Glaze uygulamadan önce 0,82 olan  $\bar{X}$  KO değeri, glaze uygulamasından sonra % 4.8 azalarak 0.78, standart sapması  $std= \pm 0.02$  bulunmuştur (Tablo 11).

#### 4.1.3 LAVA PLUS YÜKSEK TRANSLUSENS ÖRNEKLERİN KO BULGULARI

Sinterlemeden hemen sonra glaze uygulamadan önce 0.80 ile 0.83 arasında değişmekte olup, ortalaması  $\bar{X}=0.81$ , standart sapması  $std= \pm 0.01$ 'dir. Glaze uygulamasından önce 0,81 olan  $\bar{X}$  KO değeri; örneklere glaze uygulandıktan sonra % 1.2 azalarak  $\bar{X}=0.80$ , standart sapması  $std= \pm 0.01$  bulunmuştur (Tablo 11).

#### 4.1.4 CERAMILL ZOLID ÖRNEKLERİN KO BULGULARI

Sinterlemeden hemen sonra glaze uygulamadan önce 0.79 ile 0.82 arasında değişmekte olup, ortalaması  $\bar{X}=0.81$ , standart sapması  $std= \pm 0.01$ 'dir. Glaze uygulamasından önce 0,81 olan  $\bar{X}$  KO değeri; örneklere glaze uygulandıktan sonra % 2.5 azalarak  $\bar{X}=0.79$ , standart sapması  $std= \pm 0.01$  bulunmuştur (Tablo 11).

Tablo 11: Tüm Zirkonia Sistemlerin Kontrast Oran Bulgularının Minimum, Maksimum, Ortalama, Standart Sapma ve Standart Hata Değerleri

		MİN-MAX	$\bar{X} \pm \text{STD}$	STD. HATA	MEDYAN
LAVA	1.Ölçüm	0,66-0,68	0,67±0,01	0,008	0,67
	2.Ölçüm	0,78-0,87	0,82±0,03	0,006	0,82
	3.Ölçüm	0,77-0,83	0,80±0,02	0,002	0,80
CERAMİLL	1.Ölçüm	0,58-0,65	0,62±0,03	0,008	0,64
	2.Ölçüm	0,79-0,88	0,82±0,03	0,008	0,81
	3.Ölçüm	0,72-0,81	0,78±0,02	0,010	0,79
LAVA PLUS YÜKSEK TRANSLUSENS		0,80-0,83	0,81±0,01	0,003	0,81
		0,79-0,81	0,80±0,01	0,002	0,80
CERAMİLL ZOLİD		0,79-0,82	0,81±0,01	0,003	0,81
		0,78-0,80	0,79±0,01	0,002	0,79

#### 4.2 KLASİK ZİRKONİA GRUPLARININ ALTYAPI, ALTYAPI + VENEER SERAMİK (GLAZE ÖNCESİ) VE GLAZE SONRASI KO BULGULARININ İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Ceramill ve Lava örneklerin altyapı (0.5 mm), veneer seramik uygulanmış glaze öncesi ve glaze sonrası KO değerleri Mann Whitney U test ile analiz edildiğinde altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken glaze öncesi ve glaze sonrası KO değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Ceramill altyapılar için ortalama KO değeri  $\bar{X} = 0,62$  iken, Lava altyapı örnekleri için  $\bar{X} = 0,67$  bulunmuş ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.001; p<0.01). Altyapılara veneer seramik uygulandıktan sonra glaze uygulamadan önce Ceramill örnekler için ortalama KO değeri  $\bar{X} = 0,82$  iken Lava örnekler için  $\bar{X} =$



0,82 olarak hesaplanmış aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Glaze işleminden sonra değerler Ceramill örnekler için  $\bar{X}= 0,78$  iken Lava örnekler için  $\bar{X}= 0,80$  olarak hesaplanmış ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ceramill grubunda altyapı örneklerinde ölçülen KO değerlerine göre veneer seramik uygulamasından sonra glaze öncesi KO değerlerinde görülen artış miktarı, Lava örneklerine göre anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.017$ ;  $p<0.05$ ). Altyapıya göre glaze uygulaması sonrası KO değerlerinde görülen artış miktarlarına göre Lava ve Ceramill materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 12). Ceramill ve Lava klasik zirkonia gruplarının bulunan tüm KO değerleri Şekil 1’de gösterilmiştir.

Ceramill ve Lava gruplarının kendi içlerinde altyapı-glaze öncesi, altyapı-glaze sonrası ve glaze öncesi ve glaze sonrası KO değerleri Friedman ve Wilcoxon Sign testleri ile analiz edilmiştir (Tablo 12).

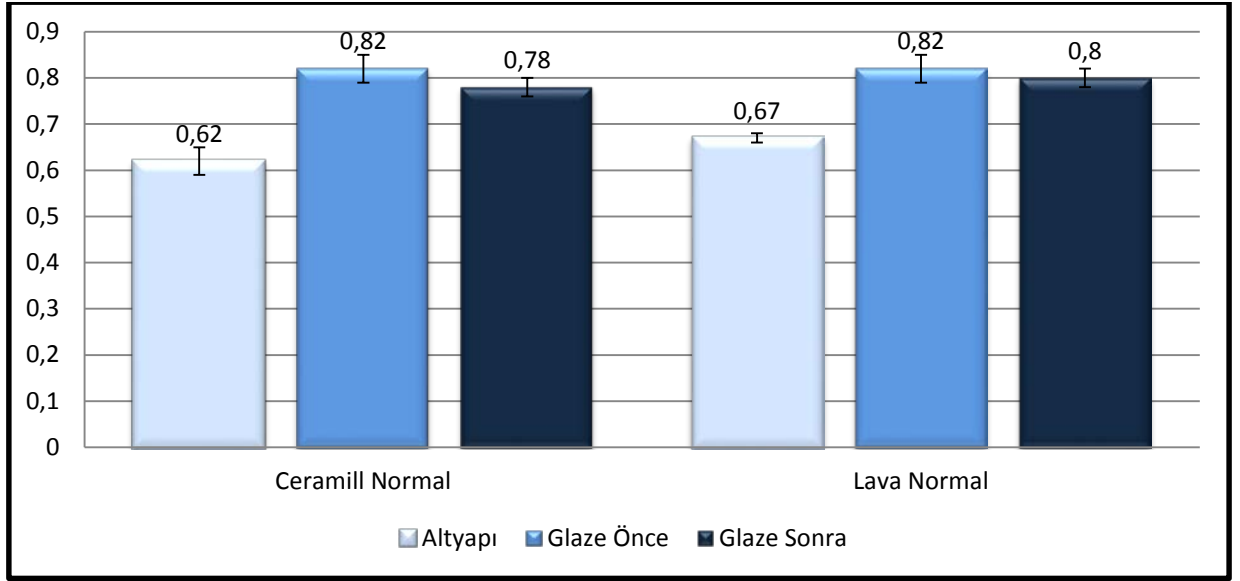
Ceramill örneklerin altyapı, altyapı+ veneer seramik (glaze uygulamadan önce) ve glaze uygulaması sonrası KO değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Alt yapıdaki KO değerine göre glaze öncesi KO değerinde görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p:0.008$ ;  $p<0.01$ ). Altyapıdaki KO değerine göre glaze sonrası KO değerinde görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p:0.005$ ;  $p<0.01$ ). Glaze öncesi KO değerine göre glaze sonrası KO değerinde görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p:0.005$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo 12).

Lava örneklerin; altyapı, glaze öncesi ve glaze sonrası KO değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Alt yapıdaki KO değerine göre glaze öncesi KO değerinde görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p:0.049$ ;  $p<0.05$ ). Altyapıdaki KO değerine göre glaze sonrası KO değerinde görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p:0.005$ ;  $p<0.01$ ). Glaze öncesi KO değerine göre glaze sonrası KO değerinde görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p:0.005$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo12).

Tablo 12: Ceramill ve Lava Örneklerinin; Altyapı, Altyapı + Veneer Seramik (Glaze Öncesi) ve Glaze Sonrası KO Bulgularının Değerlendirilmesi

	CERAMİLL $\bar{X} \pm \text{STD}$	LAVA $\bar{X} \pm \text{STD}$	MANN WHITNEY p
1.ÖLÇÜM (ALTYAPI)	0,62±0,03	0,67±0,01	<b>0,001</b>
2.ÖLÇÜM (ALTYAPI+VENEER SERAMİK) (GLAZEDEN ÖNCE)	0,82±0,03	0,82±0,03	0,702
3.ÖLÇÜM (GLAZEDEN SONRA)	0,78±0,02	0,80±0,02	0,121
1.ÖLÇÜM (ALTYAPI) - 2.ÖLÇÜM (ALTYAPI + VENEER SERAMİK) (GLAZEDEN ÖNCE)	0,20±0,05	0,15±0,03	<b>0,017</b>
1.ÖLÇÜM - 3.ÖLÇÜM (ALTYAPI- GLAZEDEN SONRA)	0,16±0,04	0,13±0,02	0,077
FRIEDMAN p	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	
1.ÖLÇÜM (ALTYAPI) - 2.ÖLÇÜM (GLAZEDEN ÖNCE) p	<b>0,008</b>	<b>0,049</b>	
1.ÖLÇÜM (ALTYAPI) - 3.ÖLÇÜM (GLAZEDEN SONRA) p	<b>0,005</b>	<b>0,005</b>	
2.ÖLÇÜM (GLAZEDEN ÖNCE) - 3.ÖLÇÜM (GLAZEDEN SONRA) p	<b>0,005</b>	<b>0,005</b>	
WILCOXON İŞARET			

Şekil 1: Klasik Zirkonia Sistemlerin Altyapı, Altyapı + Veneer Seramik (Glaze Öncesi) ve Glaze Sonrası KO Bulguları



#### 4.3. TÜM ZİRKONİA GRUPLARININ GLAZE UYGULAMASINDAN ÖNCE VE GLAZE SONRAKİ KO BULGULARININ İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

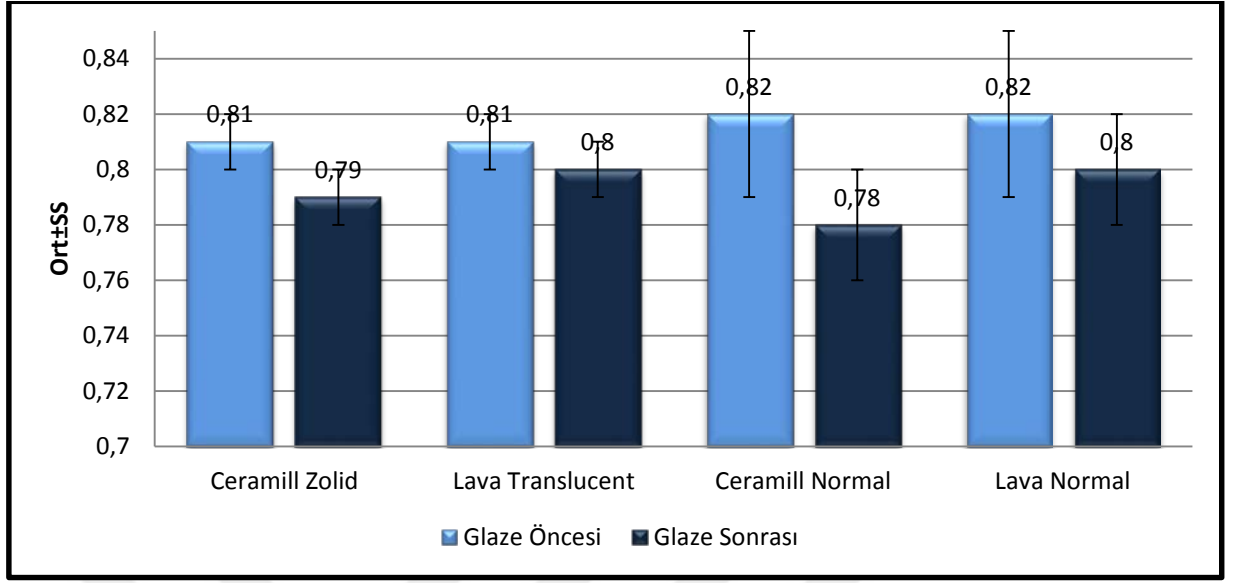
Tüm zirkonia sistemlerin glaze uygulamasından önce ve glazeden sonra KO değerleri *Kruskal Wallis* testi ile analiz edildiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Tablo 13). Geleneksel yöntemlerle veneerleme yapılan zirkonia altyapı veneer seramik kombinasyonu olan Ceramill ve Lava gruplarının glaze öncesindeki ortalama KO değerleri  $\bar{X}= 0,82$  ile yeni materyal olan monolitik zirkonia grupları Ceramill Zolid ve Lava Plus Yüksek Translusens gruplarına ait ortalama KO değerleri ise  $\bar{X}= 0,81$  ile birbirlerine eşit sonuçlar göstermiş ve 4 grup arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yine tüm grupların glaze sonrası KO değerleri karşılaştırıldığında ortalama KO değeri; Ceramill örnekler için 0,78, Lava örnekler 0,80, Ceramill Zolid örnekler için 0,79, Lava Yüksek Translusens Örnekler için 0,80 bulunmuş ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 13).

Tüm zirkonia sistemlerin glaze öncesi ve glaze sonrası grupların KO değerleri Wilcoxon sign testi ile analiz edildiğinde, grupların kendi içlerinde glaze öncesine göre glaze sonrası KO değerlerinde görülen azalma miktarları istatistiksel olarak anlamlıdır. Ceramill örneklerde glaze öncesi ortalama KO değeri  $\bar{X}= 0,82$  iken glaze sonrası  $\bar{X}= 0,78'$  e düşmüş ve görülen bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,008; p<0.01). Lava örneklerde glaze öncesi KO değeri 0,82 iken glaze sonrası 0,80 bulunmuş ve KO değerindeki bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.049; p<0.05). Ceramill Zolid örneklerde glaze öncesi değer 0,81 iken glaze sonrası KO değeri 0,79 bulunmuş ve görülen bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.006; p<0.01). Lava Yüksek Translusens örneklerinde glaze öncesi KO değeri 0,81 iken glaze sonrası KO değeri 0,80 bulunmuş ve görülen bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0,008; p<0.01) (Tablo 13 ) (Şekil 2).

Tablo 13: Tüm Zirkonia Gruplarının Glaze öncesi ve Glaze sonrası KO değerlerinin değerlendirilmesi

	CERAMİLL $\bar{X} \pm \text{STD}$	LAVA $\bar{X} \pm \text{STD}$	CERAMİLL ZOLİD $\bar{X} \pm \text{STD}$	LAVA PLUS YÜKSEK TRANSLUSENS $\bar{X} \pm \text{STD}$	KRUSKAL WALLIS P
2.ÖLÇÜM (GLAZEDEN ÖNCE)	0,82±0,03	0,82±0,03	0,81±0,01	0,81±0,01	0,565
3.ÖLÇÜM (GLAZEDEN SONRA)	0,78±0,02	0,80±0,02	0,79±0,01	0,80±0,01	0,117
FARK	-0,04±0,04	-0,02±0,03	-0,02±0,01	-0,01±0,01	0,243
WILCOXON İŞARET P	<b>0,008</b>	<b>0,049</b>	<b>0,006</b>	<b>0,008</b>	

Şekil 2: Tüm Zirkonia Gruplarının Glaze Uygulamasından Önce Ve Glaze Sonrası KO Bul



## 5. TARTIŞMA

Zirkonianın mekanik özellikleri dental klinisyenler için istenilen özellikte olsa da (7,8) estetik ihtiyaçları karşılama konusunda optik özellikleri hala tartışmalıdır. Zirkonia altyapıların beyaz ve opak olmaları sebebiyle kabul edilebilir estetiğe ulaşabilmeleri için uygun bir veneer seramiği ile veneerlenmeleri gerekmektedir. Zirkonyum oksitin gücü ile zayıf veneer seramiğin estetiği kombine edilerek daha biyouyumlu ve daha güvenilir restorasyonlar elde edilmiştir. Fakat yapılan araştırmalarda alt yapı - veneer tam seramik restorasyonlardaki en sık başarısızlığın veneer porselenin delaminasyonu olduğu bildirilmiştir (9, 10).

Zirkonia veneer seramik kombinasyonlu restorasyonlardaki bu başarısızlık araştırmacıların ilgisini monolitik materyallere yöneltmiştir. Translusensilerinin zirkonia esaslı seramik kronlardan daha iyi olduğu belirtilmiş cam seramikler, alüminyum oksit polikristalin seramikler (Procera AllCeram) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş camsı seramiklerin (IPS Empress 2) (33, 34) bükülme dayanımlarının yeterli olmayışı endikasyonlarını 3 üyeli restorasyonlar ile sınırlandırmaktadır. Bu sebeple son zamanlarda, dental zirkoniaların optik özellikleri geliştirilerek sabit bölümlü protezler için veneerleme gerektirmeyen monolitik zirkonia materyalleri üretilmiştir. Monolitik bir restorasyonun kullanımı, porselenin ufak kırılmalarını elimine edecek ve kırılma direncini de arttıracaktır (11). Veneerleme prosedürünü ortadan kaldırması ve yüksek kırılma direnci avantajlarına rağmen bu yeni zirkonia materyallerinin translusensilikleri hakkında bilgiler henüz yeterli değildir. Çalışmamızda bu yeni monolitik zirkonia yapılar ile aynı firmalara ait klasik kullanılan zirkonia alt yapı ve uygun veneer seramik kombinasyonu arasındaki translusensi farkını karşılaştırarak incelemeyi amaçladık.

Dental seramiklerin translusensilerinin değerlendirilmesinde üç geleneksel yöntem kullanılmaktadır: direkt transmisyon, translusensi parametresi ve kontrast oran. KO translusensi değerlendirmeleri için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir ve literatürde dişlerin ve restoratif materyallerin translusensilerini karşılaştırmak için sıkça kullanıldığı görülmektedir (11, 33, 34, 213, 237, 250). Çalışmamızda örneklerin translusensi değerlerini belirlemek için kontrast oran metodunu kullandık.

Bona ve ark, 4 farklı CAD/CAM materyalinde A1, A2, A3 renklerinde IPS e.max CAD HT ve LT, IPS Empress CAD HT and LT, Paradigm C, ve VITABLOCKS Mark II materyallerinden 1.0 mm kalınlığından örneklerin translusensliklerini hem kontrast oran (KO) hem translusensi parametresi (TP) ile ölçüp bu iki yöntem arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda KO ve TP değeri arasında kuvvetli bir ilişki olduğunu her örnek için TP değerinin artarken KO' nun düştüğünü söylemişlerdir (254).

Liu ve ark; insan gözünün kontrast orandaki farklılıkları algılamadaki eşik değerini belirlemek için yaptıkları çalışmalarında insan gözünün kontrast orandaki farklılığı algılaması için kontrast oran farkının 0,07' ye eşit veya daha büyük olması gerektiğini bulmuşlardır (255). Çalışmamızda 1.5 mm kalınlıkta glaze uygulamasından önce ve sonra hiçbir grup arasında 0,07'lik bir KO değeri farkı bulunmamıştır. Aynı zamanda istatistiksel olarak fark bulunan Ceramill ve Lava altyapı (0.5mm) örneklerindeki 0,05' lik KO değeri farkı 0,07' den küçük olduğundan iki grup arasında insan gözü ile fark edilebilecek bir translusensi farkı yoktur.

Baldissara ve ark; 8 farklı zirkonyum oksit sisteminin translusensliklerini direk transmisyon yöntemi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında Lava altyapılar için 0.3 ve 0.5 mm olacak şekilde farklı kalınlıklarda ölçümler yapmışlar. 0.3 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama translusenslikleri  $\bar{X} = 3.572 (\pm 0.18) \text{ Lux} \times 10^3$  bulunurken 0.5 mm kalınlıktaki Lava örneklerin ortalama translusenslikleri  $\bar{X} = 3.181 (\pm 0.14) \text{ Lux} \times 10^3$  bulunmuştur. Baldissara ve ark, materyalleri değerlendirdiklerinde, Lava altyapıların diğer Procera AllZirkon, Digizon, DC Zirkon, VITA YZ, IPS e.max ZirCAD ve Cercon Base gruplarına göre en translusens CAD/CAM zirkonia altyapı olduklarını bildirirken, Lava grupları arasındaki farklılığı da kalınlık farkı ile ilişkilendirmişlerdir. Fakat tüm örneklerin translusensliklerinin kontrol grubu olan 0.5 mm kalınlıktaki IPS e.max Press örneklerinden düşük olduğunu söylemişlerdir (256). Ölçüm yöntemlerinin farklı olması sebebi ile çalışmamızdaki Lava altyapıların translusensliklerini bu çalışma ile karşılaştıramamaktayız.

Heffernan ve ark, 6 altyapı materyalinin translusensliklerini kontrast oran kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında IPS Empress Dentin, IPS Empress II dentin, In-Ceram Alumina, In-ceram spinell altyapı, In-Ceram Zirconia altyapı ve Procera All Ceram materyallerinden 0,5 mm kalınlığında örnekleri incelemişlerdir. IPS Empress

gruplarından ayrıca 0,8 mm kalınlığında örnekleri de değerlendirdikleri çalışmalarında kontrol grubu olarak altın palladyum metal alaşımı kullanmışlardır. Vitadur Alpha opak dentini ise standart olarak seçmişlerdir. Ölçümler spektrofotometre ile yapılmış ve In-Ceram Alümina metal alaşım ile tamamen opaklığı ifade eden kontrast oran değeri 1'i gösterirken, In-Ceram Alümina 0,87, IPS Empress 2 (0,8mm) 0,74, Procera All Ceram 0,72, IPS Empress (0,8mm) 0,72, IPS Empress 2 (0,5mm) 0,68, In-Ceram Spinell 0,67, IPS Empress (0,5mm) 0,64, Vitadur alpha için 0,60 bulmuşlardır. Materyaller arasındaki bu farklılığı materyallerin farklı tanecik boyutuna ve kırılma indeksine bağlamışlardır, fakat farklı kalınlıklardaki IPS Empress gruplarının sonucunu ise kalınlığın translusensiyi etkilediği şeklinde yorumlamışlardır (33).

Heffernan ve ark, aynı çalışmanın devamında materyalleri Vitadur Alpha Dentin ile veneerlemişler ve son kalınlık 1,5 mm olacak şekilde örnekleri tamamlamışlardır. Pozitif kontrol olarak saf cam disk, negatif kontrol olarak ise de yine metal alaşımını Vitadur Omega Dentin ile veneerlemişlerdir. Renk olarak A2 renginde veneerleme yapmışlar ve kontrast oran ile değerlendirme yapmışlardır. Cam disk 0,27 , Vitadur Alpha 0,73, IPS Empress (0,8mm) 0,78, In-Ceram Spinell 0,78, IPS Empress 2 0,78, Procera All Ceram 0,83, In-Ceram Alümina 0,91, In-Ceram Zirconia ve metal alaşımı için 1 sonucunu bulmuşlardır. Glaze işleminden sonra kontrast oran bulgularında anlamlı derecede düşüş olduğunu var. Cam 0,06, Vitadur Alpha 0,71, IPS Empress 0,75, In-Ceram Spinell 0,76, Empress 2 0,77, Procera All Ceram 0,80, In-Ceram Alümina 0,90, In-Ceram Zirconia ve metal alaşımı için glaze sonrası kontrast oran değerini 1 bulmuşlardır. Bütün örneklerin veneerlendikten sonra opasiteleri artmıştır. Bunun olası sebebinin ise; veneer porselenin yapısı, artan örnek kalınlığı, altyapı ve veneer ara yüzündeki yansıma, tabakalar arasındaki porosite ve ilave fırınlama işlemlerine bağlı olabileceğini söylemişlerdir (34). Çalışmamızda Ceramill ve Lava altyapıların üzerine veneer seramik uygulamasından sonra translusensliğin anlamlı derecede azalmasının da Heffernan ve arkadaşlarının da kendi çalışmalarında belirttikleri gibi örnek kalınlığının artmasına, ilave fırınlama işlemlerine veneer ve altyapı arasındaki porozitelere bağlı olabileceğini düşünmekteyiz..

Jiang ve ark, sinterleme derecesinin ve partikül büyüklüğünün zirkonia seramiklerin translusensi özelliğine etkisini inceledikleri çalışmalarında, partikül boyutu 40 nm ve 90



nm olan TZ-3YB-E (Tosoh Corporation,Tokyo,Japan) materyallerden 0.5 mm kalınlıktaki diskleri 1350°C, 1400°C, 1450°C ve 1500°C farklı sinterleme derecelerinde sinterlemişlerdir. Translusensi ölçümleri direkt transmisyon yolu ile yapılan çalışmada sinterleme derecesi ve partikül büyüklüğünün ışık geçirgenliğini önemli derecede etkilediğini artan sinterleme derecesinin porların küçülmesini sağlayarak daha sıkı bir kristal yapıya sebep olduğunu söylemişlerdir. Sinterleme derecesi arttıkça translusensliğin de arttığını söylemişlerdir (257). Çalışmamızda Lava altyapılar için sinterleme derecesi 1500° C, Ceramill altyapılar için 1450°C' dir. Lava altyapıların daha yüksek sinterleme derecesine rağmen Ceramill altyapılardan anlamlı derecede yüksek kontrast oran değeri göstermesinin materyallerin kimyasal özelliklerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Luo ve Zhang; Y-TZP üzerine farklı tekniklerle veneerleme işleminin Y-TZP nin renk ve translusensi özelliklerine etkisini inceledikleri çalışmalarında IPS e.max ZirCAD altyapı materyalinin (0,5mm) üzerine 0,1 mm kalınlığında IPS e.max ZirLiner uygulamasından sonra 0.6 mm kalınlığında bir gruba IPS e.max ZirPress ısı ile preslenen veneer seramiği presleme tekniği ile, ikinci gruba IPS e.max Ceram veneer seramiği geleneksel tabakalama tekniği ile, diğer bir gruba ise (cutback tekniği) 0.3 mm kalınlığında IPS e.max ZirPress 0.3mm kalınlığında IPS e.max Ceram veneer materyali ile veneerleme yapmışlardır. Daha sonra grupların translusensi özellikleri direkt transmisyon yöntemi ile değerlendirilmiştir. En yüksek translusensi preslenen grupta, daha sonra tabakalanan, en düşük translusensi ise cutback tekniğinde bulmuşlardır. Tabakalama tekniğinin porselen likit oranı, vibrasyon kondansasyon tekniği ve fırınlama sıcaklığı gibi değişkenlerinin yetersiz tanecik büyüklüğüne kristallerin heterojen dağılımına ve büyük por hacmine sebep olabileceğini söylemişler çalışmalarında da kristallerin tekniklere göre farklı dağıldığını göstermişlerdir (258). Çalışmamızda her iki zirkonia altyapı grubuna da IPS e.max Ceram veneer seramiği tabakalama tekniği ile uygulanmıştır.

Chen ve ark; IPS Empress II dentin, VITA In-Ceram Alumina ve VITA In-Ceram Zirconia ve Cercon altyapıların 0.5 mm kalınlıktaki örneklerinin traanslusensliklerini relatif translusensi metodu ile karşılaştırmışlar. En yüksek translusensiyi IPS Empress 2 gösterirken (0,78), VITA In-Ceram Zirconia ve Cercon altyapıları tamamen opaklığı

ifade eden 1.00 değerini göstermiştir. VITA In-Ceram Alümina ise 0,94 bulunmuştur. Chen ve arkadaşları çalışmalarını tartışırken alüminyum ve zirkonyum oksit içeren kor materyallerinin düşük translusensiye sahip olduklarını fakat tüm seramik kor materyallerinin dentin ve mine materyalleri ile veneerlemeye ihtiyacı olduğunu böylelikle tam seramik restorasyonların estetik karakterlerinin değişebileceğini söylemişlerdir (259). Çalışmamızda; Chen ve arkadaşlarının söylemlerinin tersi olarak zirkonia altyapıların 0.5 mm kalınlığındaki örneklerinde Ceramill grubu için 0,62; Lava örnekler için 0,67 olan KO değerinin veneerlendikten sonra 0,82' ye yükseldiği ve translusensliklerinin daha da düştüğü görülmüştür.

Pecho ve ark, 0.5 mm kalınlıktaki insan ve sığır kesici diş dentini ile, IPS e.max ZirCAD materyalinden renklendirilmiş ve renklendirilmemiş, LAVA zirkonia materyalinden de renklendirilmiş ve renklendirilmemiş 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin translusensliklerini karşılaştırarak inceledikleri çalışmalarında A3 renginde örneklerle çalışmışlar ve spektrometre ile TP değerine bakmışlardır. IPS e.max ZirCAD en yüksek translusensi değerini gösterirken Lava zirconianın en düşük translusensliği gösterdiğini fakat bu değer insan ve sığır dentini ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını, yaklaşık aynı TP değerini gösterdiğini söylemişler. Sonuç olarak; Lava zirconianın insan dentinine daha yakın bir materyal olduğu sonucuna varmışlardır (239). Ölçüm yöntemlerimizin farklılığından çalışmamızdaki Lava zirkonaların translusensi değerlerini bu çalışma ile karşılaştıramamaktayız.

Zhang ve ark: toz ve likit karıştırma oranının dental porselenlerin rengine ve translusensliklerine etkisini inceledikleri çalışmalarında Eris mine ve dentin porseleni, LFC mine ve dentin porseleni olmak üzere 4 porseleni karşılaştırmışlar. 1.1 mm kalınlıkta örnekleri kontrast oran kullanarak değerlendirmişlerdir. Farklı toz ve likit oranının porosite miktarını etkilemesine rağmen kontrast oranı etkilemediğini fakat porselen tipinin KO' yu etkilediğini bulmuşlardır. Her iki mine porseleni de dentin porselenlerinden daha düşük kontrast oran değeri göstermişlerdir (237). Çalışmamızda her iki zirkonia altyapı grubu için aynı veneer seramiği üretici firmanın talimatları doğrultusunda aynı şekilde kullandığımızdan iki grup arasında veneer seramik materyalinden kaynaklanan bir fark olduğunu düşünmemekteyiz.

Kanchanavasita ve ark; farklı marka ve kalınlıktaki zirkonia dental seramiklerin translusensliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında 6 farklı markadan Zeno Translusens, Lava Plus Yüksek Translusens, InCoris TZI, Cercon Base, Zeno ZR ve Lava altyapılarından 0.3, 0.6, 0.9, 1.2, 1.5mm kalınlıkta A2 renginde örneklerin kontrast oranlarına bakmışlardır. Kalınlık ve markaların kontrast oranı önemli derecede etkilediğini, InCoris TZI materyalinin tüm kalınlıklarda en düşük KO değeri göstererek en yüksek translusensiye sahip olduğunu, InCoris TZI, Lava ve Lava Yüksek Translusens gruplarının diğer Cercon, Zeno ve Zeno Translusens gruplarından tüm kalınlıklarda önemli derecede düşük KO değeri gösterdiklerini bildirmişleridir. Bu çalışmada Lava örnekler için KO değerleri 0.3 mm için  $0.68\pm 0.01$ , 0.6 mm için  $0.76\pm 0.01$ , 0.9 mm için  $0.83\pm 0.01$ , 1.2 mm için  $0.88\pm 0.00$ , 1.5 mm için  $0.92\pm 0.01$  bulunurken, Lava Plus Yüksek Translusens örneklerinde; 0.3 mm için  $0.69\pm 0.01$ , 0.6mm için  $0.79\pm 0.01$ , 0.9 mm için  $0.85\pm 0.01$ , 1.2 mm için  $0.91\pm 0.01$ , 1.5 mm için  $0.93\pm 0.01$  bulunmuştur. Kendi çalışmamızda ise Lava 0.5 mm alt yapılar için ortalama KO değerimiz  $\bar{X} = 0.67\pm 0.01$  sonucu ile bu çalışmadaki 0.3 mm' deki örneklerin  $0.68\pm 0.01$  bulunan değerinden kalınlık farkına rağmen daha düşük değer göstermektedir. Çalışmamızda Lava Plus Yüksek Translusens 1.5 mm kalınlıktaki glaze uygulamadan önceki örneklerimiz için KO değeri  $0.81\pm 0.01$  bulunarak bu çalışmadaki 1.5 mm kalınlıktaki Lava Plus Yüksek Translusens örneklerin  $0.93\pm 0.01$  bulunan KO değerinden daha düşüktür. Fakat her iki çalışmada da klasik Lava zirkonia ile Lava Plus Yüksek Translusens grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Aynı şekilde diğer Zeno klasik zirkonia ve Zeno Translusens monolitik zirkonia grubu arasında da tüm kalınlıklarda anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kanchanavasita ve ark; çalışmalarının sonucunda monolitik bir restorasyon kullanmanın porselenin ufak kırılmalarını elimine edebileceği ve kırılma direncinin artması gibi avantajlarına rağmen hala karşı dişte aşınmaya sebep olup olmadığı, aşındırma, uygun kontur ve okluzyon gibi uyumlamalarının zorluğu ve kontakt ve okluzyondaki ufak kayıpların küçük düzeltmelerindeki zorlukların hala bir soru işareti olduğunu söylemişlerdir (260).

Ebeid ve ark; sinterleme derecesi ve zamanının zirkonia seramiklerin translusensliklerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında monolitik Bruxzir Translusens Zirkonia materyalinden 1 mm kalınlıkta A3 renginde örneklerin kontrast oran kullanarak translusensi ölçümlerini yapmışlardır.  $1460^{\circ}\text{C}$ ,  $1530^{\circ}\text{C}$  ve  $1600^{\circ}\text{C}$

derecelerde her sıcaklıkta 1, 2 ve 4 saat süre ile sinterleme sonrası yapılan ölçümlerin sonucunda: sıcaklık ve süre arttıkça zirkonia ortalama tanecik hacminin de arttığını bulmuşlardır. Zirkonianın sinterleme yoğunluğu arttıkça daha uniform kristal dağılımına sebep olduğu bunun da daha iyi spekulat yansımayaya ve ışın geçişine sebep olduğu sonucunu çıkarmışlardır (250).

Barizon ve ark; veneer porselenlerin translusensliklerini kolorimetre ile TP değerine bakarak karşılaştırdıkları çalışmalarında 0.7 mm kalınlığında 9 farklı seramik grubu ile çalışmışlar (VITA VM9, IPS Empress Esthetic, VITA PM, VITABLOCKS Mark II, Kavo Everest G-Blank, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, IPS e.max Press ve Lava Zirkonia) . A1 renkte elde ettikleri örneklerde en düşük TP değerini Lava örneklerde, en yüksek değeri ise VITA VM9 materyalinde bulmuşlardır. Araştırmacılar geleneksel feldspatik porselenlerin diğer gruplara göre daha yüksek translusensi gösterdiğini söylemişlerdir. Lava grubunu TP değeri  $10.43 \pm 0.14$  bulmuşlardır (261). Kendi çalışmamızdaki Lava zirkonia sonuçları ile translusensi ölçüm tekniklerimiz farklı olduğundan karşılaştırma yapamamaktayız.

Stawarczyk ve ark (262), 0.5 mm kalınlıkta Ceramill zirkonia örneklerle sinterleme derecesinin translusensiye etkisini inceledikleri çalışmalarında  $1300^{\circ}\text{C}$ ,  $1350^{\circ}\text{C}$ ,  $1400^{\circ}\text{C}$ ,  $1450^{\circ}\text{C}$ ,  $1500^{\circ}\text{C}$ ,  $1550^{\circ}\text{C}$ ,  $1600^{\circ}\text{C}$ ,  $1650^{\circ}\text{C}$  ve  $1700^{\circ}\text{C}$  derecede 2 saat sinterleme sonrası örneklerin spektrofotometre CM-2600d ile kontrast oranlarına bakmışlar ve kontrast oranının sinterleme derecesi arttıkça düştüğünü bulmuşlardır. Fakat en yüksek kırılma direncinin ise  $1400^{\circ}\text{C}$  ve  $1550^{\circ}\text{C}$  dereceler arasında görüldüğü  $1600^{\circ}\text{C}$  derece ve üstünde ise kırılma direncinin önemli derecede düştüğü gözlemlenmiştir. Ortalama KO değerleri  $1450^{\circ}\text{C}$  derecede  $0.77 \pm 0.01$  ve  $1500^{\circ}\text{C}$  derecede ise  $0.77 \pm 0.02$  bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise 0.5 mm Ceramill altyapılar için  $1450^{\circ}\text{C}$  de 2 saat sinterleme yapılmış ve KO değeri  $0.62 \pm 0.03$  bulunarak bu çalışmadan daha düşük bulunmuştur. Aradaki farklılığın translusensi ölçümü yapılan ortamın aydınlanma farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Kim ve ark; monolitik zirkonia materyali olan Bruxir materyalinden A2 rengine hazırlanmış örneklerde glaze ve polish gibi yüzey işlemlerinin ve sinterlemeden önce renklendirme likidi uygulama sayısının etkilerini inceledikleri çalışmalarında polish işleminden sonra fark edilir bir renk değişikliği olduğunu, polish işleminin parıldamayı

azalttığını aynı şekilde glaze işleminin de azalttığını fakat glaze işleminin monolitik zirkonianın sarılığını arttırdığını bulmuşlardır. Renklendirme likidinin uygulamasının artması ile monolitik zirkonianın daha koyu renge döndüğünü daha sarımsı olduğunu söylemişlerdir (263).

Wang ve ark; 8 farklı cam seramik IPS e.max Press HO, MO, LT, HT, IPS e.max CAD LT, MO, Avantez Dentin and Trans ve 5 zirkonia seramik Cercon Base, Zenotec Zr Bridge, Lava standart, Lava standard FS3, ve Lava Plus Yüksek Translusens örneklerinden farklı kalınlıklarda TP değerine bakmışlardır. Kalınlık azaldıkça tüm örneklerde TP' nin arttığını fakat asıl değişikliğin materyale bağlı olduğunu, genel olarak cam seramiklerin zirkonia seramiklerden daha yüksek translusensiye sahip olduğunu söylemişlerdir. Çalışmada yüksek translusens Lava zirkonianın diğer tüm zirkonia seramiklerden daha yüksek translusensiye sahip olduğunu bulmuşlardır (264). Çalışmamızda klasik Lava zirkonialar ve Lava Plus Yüksek Translusens grubu arasında kontrast oranda fark bulunamamıştır. Bu çalışmada Lava örneklere veneerleme yapılmamış bizim çalışmamızda ise veneer yapılan Lava klasik örneklerle Lava Plus karşılaştırılmıştır.

Vichi ve ark, çalışmalarında IPS e.max HT/ LT/ MO, ZirCAD, Empress HT/LT, VITA Mark II, VITA AL, VITA YZ, VITA In-Ceram Spinell/ Alumina/ Zirconia, Sirona InCoris AL;Sirona InCoris ZI/TZI. 0.5 mm ve 1.00 mm kalınlıkta örneklerin translusensliklerini değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda materyallerin seçiminde klinikte duruma göre karar verilmesi gerektiğini söylemişlerdir (265).

Barizon ve ark (244), 0.7 mm kalınlıkta 6 farklı seramik materyalinden VITA VM9, VITA PM9, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Lava Zirkonianın hem TP hem KO değerine bakmışlardır ve iki yöntem arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Tüm seramik gruplarında TP arttıkça KO' nun düştüğü aralarında negatif bir ilişkinin olduğunu söylemişlerdir. Lava örneklerin 0.7 mm kalınlıktaki KO değeri kolorimetre ile ölçmüşler A1 rengindeki örneklerde 0.73 bulunmuştur. En yüksek KO değeri Lava zirkoniada bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise 0.5 mm kalınlıktaki Lava örneklerde KO değeri  $0.67 \pm 0.01$  bulunmuştur.

Çalışmamızda monolitik ve diğer klasik altyapı - veneer seramik kombinasyonu olan zirkonia grupları arasında kontrast oran değerlerin de bir fark bulunmaması monolitik zirkonia materyallerinin tam seramik sistemlere alternatif olabileceğini gösterebilmektedir. Monolitik zirkonia materyallerinin veneerleme prosedürünü ortadan kaldırarak zirkonia altyapılı sistemlerde sıklıkla görülen veneer porselenin kırılması dezavantajını da ortadan kaldırabileceği düşünülebilir. Fakat monolitik zirkonia materyallerinin karşı dişte aşınmaya sebep olup olmadığı, aşındırma, uygun kontur ve okluzyon gibi uyumlamalardaki zorlukları hala araştırılması gereken konulardır.

Çalışmamızda monolitik zirkonia grupları için 1.5 mm örneklerde ölçümler yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda monolitik zirkonia gruplarının 1.0 mm kalınlığının metal seramik restorasyonlarla aynı kırılma dayanımını gösterdiği bulunduğu (156) daha ince monolitik zirkonia örneklerle çalışılarak translusenslik özelliği artırılabilir. Bileneceği söylenebilir.

Çalışmamızda tüm zirkonia gruplarında glaze uygulamasından sonra translusensliğin artması glaze işleminin materyallerin estetiği için gerekli olduğu söylenebilir.

Bir tam seramik restorasyonun son translusensliği; materyale bağlı faktörler dışında, ayrıca yapıştırma simanının rengi, translusensliği ve kalınlığından da etkilenmektedir (266). Dolayısıyla yapılan in vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin, deney düzeneğine yansıtılamamasına bağlı olarak, elde ettiğimiz translusensi değerlerinin değişebileceğini düşünmekteyiz.

## 6. SONUÇLAR

1. Çalışmamızın sonucunda Ceramill ve Lava 0.5 mm altyapıların translusensi ölçümlerinde Ceramill grubu örneklerin kontrast oran değeri **0,62±0.03** ile Lava grubu örneklerin **0,67±0.01** olan kontrast değerinden daha düşük çıkarak Ceramill altyapıların 0.5 mm kalınlıkta Lava örneklerden daha translusens oldukları bulunmuştur.
2. Ceramill ve Lava altyapıların üzerine 1.0 mm kalınlığında veneer seramik uygulamasından sonra her iki grubun da kontrast oran değerinin arttığı Ceramill grubu için **0,82±0,03** Lava grubu için **0,82±0,03** bulunarak translusensliklerin azaldığı ve her iki grubun birbirine yaklaştığı görülmüştür.
3. Ceramill ve Lava gruplarının veneer seramik uygulamasından sonra glaze işlemi sonucunda hesaplanan kontrast oran değerleri Ceramill grubu için **0,78±0,02** Lava grubu için **0,80±0,02** bulunarak kontrast orandaki bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
4. Monolitik zirkonia grupları Ceramill Zolid ve Lava Plus Yüksek Translusens zirkonia gruplarının 1.5 mm kalınlıkta olan örneklerin glaze uygulamasından önceki kontrast oran değerleri Ceramill Zolid grubu için **0,81±0,01** Lava Plus Yüksek Translusens grubu için **0,81±0,01** bulunarak aralarında farklılık saptanmamıştır.
5. Monolitik zirkonia grupları Ceramill Zolid ve Lava Plus Yüksek Translusens zirkonia gruplarının glaze uygulamasından sonra Ceramill Zolid grubu için **0,79±0,01** ve Lava Plus Yüksek Translusens grubu için **0,80±0,01** bulunarak kontrast orandaki bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
6. Tüm gruplar arasında 1,5 mm kalınlıkta glaze uygulamasından önce ve glaze uygulamasından sonra kontrast oran değerlerinde farklılık bulunmamıştır.

## KAYNAKLAR

1. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996; 75:18–32.
2. Powers JM. Restorative dental materials. 12th ed. St. Louis: Mosby; 2006. p. 35–42.
3. Pe´rez MM, Ghinea R, Ugarte-Alva’n LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *Journal of Dentistry* 2010;38(S):e110–e116.
4. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 2006;26:31–41.
5. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297–307.
6. Mclean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twenties century. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):61–6.
7. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 2008;24:299–307.
8. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 2011;56(Suppl):84–96.
9. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 349–355.
10. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74: 1253–1258.).
11. Kanchanavasita W. Triwatana P. Suputtamongkol K., Thanapitak A., Chatchaiganan M. Contrast Ratio of Six Zirconia-Based Dental Ceramics. *J. Prosth.* 2014;23:456-461.
12. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I.* Quint Pub, Chicago, pp 1- 13, 1997
13. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen (3. Baskı) İ.Ü Basımevi, İstanbul, pp 1- 14*
14. Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. (7.Baskı) İ.Ü Basımevi, İstanbul, pp 19, 64- 89, 1999*
15. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985; 29: 621- 644.
16. Anusavice KJ. *Phillips’ Science of Dental Materials. (11. Ed) Saunders, pp 660-663, 2003.*
17. Hondrum S. O. A Review of the strength properties of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent,* 67: 859-865, 1992.
18. Shillingburg RT. *Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd edition.* Quintessence Publishing Co Inc,1997.
19. Crispin BJ. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6 Esthetic ceamic restorative materials and techniques.* Quintessence Pub. Co. Inc. Tokyo.1994.
20. O’Brien W. J. *Dental Materials and Their Selection. 3rd ed.* Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 2002.
21. Claus H. The structural bases of dental porcelain. *Dental Labor,* 10: 1- 8



22. The glossary of prosthodontic terms. (8 Ed) Mosby, St Louis, pp 22, 2005.
23. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. (3.Baskı) İ.Ü Basımevi, İstanbul, pp 1- 30, 1990.
24. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler, 8. Bölüm, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayın No:24 pp.116- 117, 2004.
25. Craig RG. Restorative Dental Materials (10. Ed) Mosby, St Louis Chapter 17 pp. 467- 468, 1996.
26. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental Materials: Properties and Manipulation (8. Ed) Mosby, pp 296- 298, 2004
27. Anusavice KJ Dental Ceramics In: Phillips' Science of Dental Materials (11. Ed), Saunders pp 665- 719, 2003.
28. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence Int 1996; 27: 701- 706.
29. Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont 2001; 14: 231- 238.
30. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy? Contact Dermatitis 1994; 3: 144- 151.
31. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. Int J Prosthodont 1995; 8 (5): 413- 420.
32. Conrad HJ, Seong W, Pesun IJ. Current Ceramic Materials and systems with clinical recommendations: A systematic review J Prosthet Dent 98: 389- 404, 2007
33. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. J Prosthet Dent, 88: 4- 9, 2002
34. Heffernan M, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. J Prosthet Dent, 88: 10- 15, 2002
35. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 1995 Aug; 74(2):145- 150.
36. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995 May-Jun;8(3):239- 246.
37. Fradeani M, Redemagni M. An 11- year clinical evaluation of leucitire inforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. Quintessence Int, 33: 503- 510, 2002
38. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent 2002; 23: 911-6.
39. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partialcoverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. J Am Dent Assoc, 137: 514- 522, 2006
40. Schweiger MH, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress II: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. Quint Dent Technol 1999; 22: 143- 151.
41. In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006

42. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003 Nov; 19(7): 603- 611.
43. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review *Dent Clin North Am*, 48: 531- 544, 2006.
44. Sorensen J. The IPS Empress II system. Defining the possibilities. *Quint Dent Technol* 1999; 22: 153- 163
45. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004 Jul-Aug;17(4):469- 475
46. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84: 506- 513, 2000
47. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent*, 9: 69- 82, 2006
48. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002; 18: 216-20
49. Bindl A, Mörmann WH An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*, 15: 451- 456, 2002
50. Giordano RA 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995 May;73(5):411- 418.
51. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002 Jul-Aug;15(4):339- 346.
52. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76 (2): 140-144.
53. Sorensen JAK, Torres TJ. In Ceram alumina ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol* 1992; 15: 41- 46
54. Bindl A, Mörmann WH An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*, 15: 451- 456, 2002.
55. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83: 96- 401, 2000.
56. McLaren Edward A., Shane N. White Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial *J Prosthet Dent*, 83: 216-22, 2000
57. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19: 307- 312.
58. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*. 1997 Sep-Oct;10(5):459- 466.
59. Sundh A, Sjögren GA comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics , 31: 682- 688, 2004.
60. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20: 449- 456, 2004.

61. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont.* 2002 Mar-Apr;15(2):183- 188.
62. Raigrodski A.J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92: 557-562, 2004.
63. McLaren EA, White SN. Glass- infiltrated zirconia/ alumina- based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11: 985- 994.
64. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36: 105-13.
65. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 450-6.
66. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res*, 79: 1398- 1404, 2000
67. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown *J Prosthet Dent*, 80: 394- 404, 1998
68. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 395-400.
69. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 90: 563- 570, 2003.
70. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, 21: 242- 251, 2005
71. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns *J Prosthet Dent.* 85: 261- 267, 2001
72. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1- 25, 1999
73. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 14: 39- 45, 2005
74. Hegenbarth EA. Estetik ve Zirkonyumdiyoksit -Çelişki Mi? *Quintessence*, 7: 53- 66, 2007
75. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonia alt yapıların üretim teknikleri *Dentiss*, 3: 34- 38, 2007
76. Procera technical product profile.
77. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information.
78. Hint-Els technical product profile.
79. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 243- 262.
80. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 195- 206.

81. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89- 106.
82. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics *Biomaterials* 25: 5045- 5052, 2004
83. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999; 2: 197- 207.
84. Giordano R. CAD/CAM: An overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc* 2002; 51(1): 12- 5.
85. Luthardt RG, Holzner MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7):655- 662.
86. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays. A four year study. *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 1171- 1181.
87. Vita Celay Zirkonia Blanks working instructions. Brochure B.
88. Zeno-TEC technical product profile.
89. Zirkozahn technical product profile.
90. Ceramill technical product profile.
91. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004 Jan;7(1):25- 45).
92. Tosun T. Zirkonyum, Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları -I- Kuron ve Köprü Protezlerinde Zirkonyum *Dentalife* 2007
93. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137(9):1289-96.
94. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol* 2005; 1- 16
95. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989; 23: 45- 61.
96. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 605- 614.
97. Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia- based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108: 308- 315.
98. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 273- 278.
99. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; 27: 275-278.
100. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7: 73- 80.
101. Zalkind M, Hochman N. Direct core building using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 730- 732.

102. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004 May-Jun; 17(3):285-90.
103. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia- TZP and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999; 7: 113- 119.
104. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 195- 206.
105. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89- 106.
106. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: A clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 551- 558.
107. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 599- 604.
108. Lindemann W (2000). Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. *ZMK* 5: 280- 285.
109. Stevens R, Hennike D (1992). ZrO<sub>2</sub>-Keramik. In: Kriegsmann J (Hrsg.): Technische Keramische Werkstoffe. Grundwerk. Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1-101.
110. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 2007; 22: 18- 26.
111. Ardlin BI. Transformation- toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590- 595.
112. Subbarao EC. Zirconia- an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. *Science and Technology of Zirconia*. Advances in ceramics, vol. 3. Amsterdam: 68 Elsevier, 1981: 1- 24; In "Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24 (3): 289- 298.
113. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 513- 530.
114. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature (London)* 1975; 258: 703- 704.
115. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22: 195- 200.
116. Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; 78: 253- 261.
117. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glassinfiltrated alumina- reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004; 25: 2153- 2160.
118. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004; 26: 57- 67.

119. Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150- 2154.
120. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476- 482.
121. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 322- 326.
122. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20: 371- 376.
123. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003; 29: 8- 12.
124. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 520- 525.
125. Rieth PRJNA. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttrium-stabilized zirconia. *Bull Am Ceram Soc*: 717, 1976:
126. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992; 27: 4429- 4438.
127. 3M- ESPE Dental ürün kataloğu
128. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Bond Strength of Different Components of Core Veneered All-Ceramic Restorations. Part 3: Double Veneer Technique. *Journal of Prosthodontics* 2008; 17: 9–13.
129. Walter M, Reppel PD, Boning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 91–96.
130. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 338–342.
131. Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand* 1991; 49: 35–40.
132. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180–187.
133. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237–44.
134. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials 11th ed. Mosby; 2002.
135. ISO 9693 Metal-ceramic bond characterization (Schwickerath crack initiation test) Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 1999.
136. Guessa PC, Kulš A, Witkowski S, Wolkewitb M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater.* 2008; 24: 1556–1567.
137. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009; 1: 129-135.
138. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11th Ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 2003, 621-654.

139. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009; 1: 129-135
140. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *J Biomat* 2004; 25: 2447–2453.
141. Aboushelib MN, De-Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials* 2005; 21, 984–991.
142. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; 22: 857–863.
143. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1990 Jan; 63(1): 21-25.
144. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590-595
145. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004; 25: 5539–5545.
146. Aboushelib MN, De-Kler M, Van der Zel M, Feilzer AJ. Microtensile Bond Strength and Impact Energy of Fracture of CAD-Veneered Zirconia Restorations. *Journal of Prosthodontics* 2009; 18; 211–216.
147. Aboushelib MN, De Kler M, Van Der Zel J M, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int j prosthodont* 2008; 21: 237-240.
148. Fleming GJP, El-Lakwah SFA, Haris JJ, Marquis PM. The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent Mater* 2004;20:142-9
149. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *Journal of Prosthodontics* 2008: 17; 401–408
150. Comlekoglu ME, Dundar M, Ozcan M, Gungor MA, Gokce B, Artunc C. Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J Dent* 2008; 36: 822–827.
151. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2011 Dec; 3(4):221-228.
152. Sato T, Tsuji K, Kawashima N. Effect of defect size on fracture strength of dental low fusion porcelain. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2004; 38: 77-82.
153. Helvey GA: Press-to-zirconia: a case study utilizing cad/cam technology and the wax injection method. *Pract Proced Aesthet Dent* 2006; 18: 547-553. Sinmazisik G, Ovecoglu ML: Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dent Mater* 2006; 22: 735-745.
154. Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Eng* 2011;10:1556-60.
155. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Shuyuan M, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Beh Bio Mater*. 2014;35:93-101.

156. Anusavice KJ. Dental ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials, ed 10. Philadelphia: WB Saunders, 1996:595–596.
157. Judd DB, Wyszecki G. Color in business science and industry. 3rd ed. New York: John Wiley and Sons; 1975. p. 105-22.
158. Clark EB: Tooth color selection. J Am Dent Assoc 1933; 20:1065-1073
159. Billmeyer FM, Saltzman M. Principles of Color Technology. John Wiley and Sons, New York, 1996.
160. Ulusoy M., Toksavul S. : kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar., Ege Dişhek. Fak. Der. 13:29-36,1992.
161. Belli E, Kesim B. Dişhekimliğinde ışık, renk ve renk seçimi. S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 6: 48-55, 1996.
162. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent, 32: 3-12, 2004.
163. O'Brien W. J. Dental Materials And Their Selection 3rd ed., Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 2002.
164. Fondriest J. , Shade matching in restorative dentistry: Thescience and Strategies. Int J of Periodon. And Rest. Dent. 23(5),467-479,2003.
165. Chu SJ, Devigus A, Mielezsko AJ. Fundamentals Of Color: Shade Matching And Communication In Esthetic Dentistry. Quintessence Pub, New York, 1-17, 45. 2004.
166. Bayındır F, Wee AG. The use of computer aided systems in tooth shade-matching. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 30: 40-46, 2006.
167. Paravina RD, Powers JM, Esthetic Color Training in Dentistry. Elsevier Mosby 17-18, 20, 39, 45, 169, 29, 139-51, 2004.
168. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent, 80: 642-648, 1998.
169. Crispin BJ, Hewlett E, Seghi R. Relative color stability of ceramic stains subjected glazing temperatures. J Prosthet Dent, 66: 20-23, 1991.
170. Seghi RR. Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelain. J Dent Res, 69: 1180-1183, 1990.
171. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J prosthet Dent, 87: 657-66, 2002.
172. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent, 56:35-40, 1986.
173. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double layer porcelain veneers: Effect of layering on resulting color. J Prosthet Dent, 84: 425-431, 2000.
174. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. J Prosthet Dent, 82: 143-149, 1999.
175. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dent Mater, 19: 612-619, 2003.
176. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res, 68: 819-822, 1989.
177. Douglass RD. Color Stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent, 83: 166-170, 2000.
178. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. Dent Mater, 7: 170–173, 1991.



179. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental materials. 11th ed. St. Louis: Mosby. , P. 78-79, 2001., Watts A., Addy M. Tooth discolouration and staining: A review of the literature. British dental Journal, 190, 309-316, 2001.
180. Abadie FR. Porcelain surface characterization and staining in the office. J Prosthet Dent 51: 181-185, 1984.
181. Paravania rd. Powers jm. Esthetic Color Training in Dentistry, First ed. Elsevier-mosby, China, 2004.
182. Fisher J. Esthetic and prosthetics, an interdisciplinary consideration of the state of the art. Quintessence Publishing Co., Berlin, 1999.
183. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. J Prosthet Dent, 77: 464-470, 1997.
184. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber HP. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. J Prosthet Dent, 93: 129-137, 2005.
185. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent, 88: 585-590, 2002.
186. Cho BH, Lim YK, Lee YK. Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. Den Mater, 23: 1307-1312, 2007.
187. Hindle JP., Harrison A. Tooth color analysis by a new optoelectronic system European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry. 8(2), 57-61, 2000.
188. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent, 101: 193-199, 2009.
189. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. Dent Clin North Am, 48: 341-358, 2004.
190. Corciolani G, Vichi A, Goracci C, Ferrari M. Colour correspondence of a ceramic system in two different shade guides. J Dent, 37: 98-101, 2009.
191. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. J Prosthet Dent, 24: 166-173, 1970.
192. Bayındır F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG. Coverage Error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. J Prosthet Dent, 98: 175-185, 2007.
193. Sproull RC. Color matching in dentistry. II. Practical applications of the organization of color. J Prosthet Dent, 29: 556-66, 1973.
194. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent, 29: 416-424, 1973.
195. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part III. Color Control. J Prosthet Dent, 31: 146-154, 1974.
196. Preston JD. Current status of shade selection and color matching. Quintessence Int, 1: 47-58, 1985.
197. Sykora O. Esthetic considerations in the construction of a removable partial denture. Quintessence Int, 25: 757-762, 1994.
198. Marcucci B. A shade selection technique. J Prosthet Dent, 89: 518-521, 2003.
199. Vita. Vitapan 3D-Master, The Tooth Shade System That Makes Perfect Shade Matching Simple. Bad Sackingen, Germany: VITA Zahnfabrik; 1998.
200. Paravina RD, Powers JM, Fay RM. Color Comparison two shade guides. Int J Prosthodont, 15: 73-78, 2002.
201. Paravina RD, Powers JM, Fay RM. Dental color standards: shade tab arrangement. J Esthet Restor Dent, 13: 254-263, 2001.

- 202.Paravina RD, Johnston WM, Powers JM. New shade guide for evaluation of tooth whitening-colorimetric study. *J Esthet Restor Dent*, 19: 276–283, 2007.
- 203.Paravina RD, Majkic G, Imai FH, Powers JM. Optimization of tooth color and shade guide design. *J Prosthodont*, 16: 269–276, 2007.
- 204.Paravina RD. Critical appraisal. Color in dentistry: match me, match me not. *J Esthet Restor Dent*, 21: 133–139, 2009.
- 205.Paravina RD. Critical appraisal. Color in dentistry: improving the odds of correct shade selection. *J Esthet Restor Dent*, 21: 202-208, 2009.
- 206.Analoui M, Papkosta E, Cochran M, Matis B. Designing visually optimal shade guides. *J Prosthet Dent*, 92: 371–376, 2004.
- 207.Li Q, Yu H, Wang YN. In vivo spectroradiometric evaluation of color matching errors among five shade guides. *J Oral Rehabil*, 36: 65–70, 2009.
- 208.Paravina RD. Performance assessment of dental shade guides. *J Dent*, 37: 15-20, 2009.
- 209.O'Brien WJ. Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dent Clin North Am* 1985;29:667-72
- 210.Illie N., Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater* 2008;24:908-14.
- 211.Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. Introduction to ceramics. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons; 1976. p. 646-89.
- 212.Antonson SA, Anusavice KJ: Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont* 2001;14:316-320
- 213.Rochard VN: Introduction to Dental Materials (ed 2). St. Louis, Elsevier, 2002, pp. 235-236,
- 214.McLean JW: New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent* 1995;7:141-149
- 215.Lee YK, Cha HS, Ahn JS. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent* 2007;97:279-86.
- 216.Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:329-37.
- 217.Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H. Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. *J Prosthet Dent* 1991;66:209-12.
- 218.HJerrpe J, Narhi T, fröberg K, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand* 2008;66:262-7,
- 219.CHang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *J Dent* 2009;37:937-43.
- 220.McLean JW. The science and art of dental ceramics: aesthetics of dental porcelains. Monograph III. New Orleans: Louisiana State University School of Dentistry; 1976. p. 1-41.
- 221.Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11th ed. St. Louis:Elsevier Health Sciences ;2003. P. 655-719.
- 222.Holloway JA, Miller RB. The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997;9:567-74; quiz 576.
- 223.O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosthet Dent* 1991;66:434–438.

224. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffener O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11: 95-106; quiz 108.
225. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17:779-82, 784-6 passim; quiz 794.
226. Peelen JGJ, Metselaar R. Light scattering by pores in polycrystalline materials: transmission properties of alumina. *J Appl Phys.* 1974;45(1):216–20.
227. Rhodes WH. Controlled transient solid second phase sintering of yttria. *J Am Ceram Soc.* 1981;64(1):13–9.
228. Apetz R, van Bruggen MPB. Transparent alumina: a light-scattering model. *J Am Ceram Soc.* 2003;86:480–6.
229. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, et al: The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:563-570
230. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceram Soc.* 2009;29:207–21.
231. Fleming GJ, Shaini FJ, Marquis PM. An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi-axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implications for laboratory testing of porcelain specimens. *Dent Mater* 2000;16:114-9.
232. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 2008;44:3–21.
233. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc.* 2000;83: 461–87. Piconi C, Macauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1–25.
234. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18:1219–24.
235. Clarke FJ. Measurement of color of human teeth. In: McLean JW, editor. *Proceedings of the First International Symposium on Ceramics.* Chicago: Quintessence; 1983. p. 441-90.
236. Zhang YL, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent.* 2004;91:128–35.
237. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research* 1980;59:70–5.
238. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona Jde L, Paravina RD, Perez MM. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of Dentistry* 2012;40:e34–40.
239. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *The International Journal of Prosthodontics* 1995;8:79–86.
240. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dental Materials* 2009;25:158–65.

241. Perez MM, Ghinea R, Ugarte-Alvan LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *Journal of Dentistry* 2010;38:e110–6.
242. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry* 2013;41:e24–30.
243. Barizon KTL, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2013;110: 397–401.
244. Powers JM, Dennison JB, Lepeak PJ. Parameters that affect the color of direct restorative resins. *Journal of Dental Research* 1978;57:876–80.
245. Shono NN, Al Nahedh HN. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Operative Dentistry* 2012;37:406–16.
246. Nogueira AD, Della Bona A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD–CAM ceramics. *Journal of Dentistry* 2013;41:e18–23.
247. Commission Internationale de la’Eclairage (CIE, The International Commission on Illumination). *Colorimetry third edition. CIE 015:2004*. Vienna, Austria: CIE; 2004.
248. Brainard DH. Color appearance and color difference specification. In: Shevell SK, editor. *The science of color*. Oxford: Elsevier; 2003.
249. Ebeid K, willie S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent mater.*2014;30:12: 419-24.
250. Shanda J. *CIE colorimetry Colorimetry – understanding the CIE system, vol. 3*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2007. p. 62.
251. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2007;97:359–64.
252. Miyagawa Y, Powers JM, O’Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. *Journal of Dental Research* 1981;60:890–4
253. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD/CAM ceramic systems. *Journal of dentistry* 2014;42:1202-1204
254. Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton DG. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *J Prosth.* 2010;19:187-93.
255. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104:6-12.
256. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and partikül size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci: Mater Med.* 2011;22:2429-2435.
257. Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosth.*2010;19:465-470.
258. Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent mater.* 2008;24:1506-1511
259. Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia –based dental ceramics. *J of Prosthodont.*2014;23: 456- 461.

260. Barizon K, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldeli S. Ceramic materials for porcelain veneers: part I: effect of material, shade and thickness on translucency. *J Prosthet Dent*;2014;112:864-70.
261. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size and contrast ratio. *Clin oral Invest* 2013;17:269-274.
262. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont* 2013;;5:296-304.
263. wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 2013; 110;14-20.
264. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent* 2014;26;224-231
265. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 2003;17:55-60.

## ÖZGEÇMİŞ

Diş hekimi Nazlıhan KOZ FAZLIOĞLU 11 / 10 / 1985 tarihinde İstanbul’ da dünyaya geldi. İlkokulu Moda İlköğretim Okulu’ nda, ortaokul ve lise öğrenimini Üsküdar Anadolu Lisesi’ nde tamamladı. 2003 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ nde diş hekimliği eğitimine başladı ve 2009 Haziran ayında mezun oldu. 2010 yılı güz döneminde Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’ nda yüksek lisans eğitimine başladı.

