

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**LİNER UYGULAMASININ FARKLI VENEERLEME
TEKNİKLERİ İLE ÜRETİLEN ZİRKONYA
RESTORASYONLARIN RENGİNE VE OPASİTE
MASKELEMESİNE ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Başak Balekoğlu

Ankara, 2013

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**LİNER UYGULAMASININ FARKLI VENEERLEME
TEKNİKLERİ İLE ÜRETİLEN ZİRKONYA
RESTORASYONLARIN RENGİNE VE OPASİTE
MASKELEMESİNE ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Başak Balekoğlu

Danışman: Prof. Dr. Selim Erkut

Ankara, 2013

Bu çalışma D-DA12/02 proje numarası ile Başkent
Üniversitesi Araştırma Kurulu tarafından desteklenmiştir

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Dt. Başak Balekoğlu tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 19/07/2013

Tez Konusu: “Liner Uygulamasının Farklı Veneerleme Teknikleri ile Üretilen Zirkonya Restorasyonların Rengine ve Opasite Maskelemesine Etkisi”

TEZ DANIŞMANI: Prof. Dr. Selim ERKUT

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ

Prof. Dr. Doğan Derya ÖZTAŞ

Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU

Prof. Dr. Selim ERKUT

Doç. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ

ONAY: Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 25/07/2013 tarih, 106 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Rengin ERDAL
Müdür

TEŞEKKÜRLER

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, engin bilgi ve tecrübesinden fazlasıyla yararlandığım çok değerli hocam Prof. Dr. Selim Erku'ta, çalışmamızın şekillenmesindeki emekleri ve yardımlarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Burak Yılmaz'a, sağladığı teknik yardımlarından dolayı Prof. Dr. William M. Johnston'a, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine teşekkür ederim.

Doktora ve tez çalışmam boyunca ihtiyacım olduğu her an yardımını ve desteğini esirgemeyen Uzm. Dr. Özlem Acar, Boğaçhan İlhan, Erhan Demir, Gülistan Yiğidim ve Ongun Çelikkol'a teşekkür ederim.

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, karşılıksız sevgisini ve emeğini hiçbir zaman esirgemeyen, bana güç veren annem Olcay Balekoğlu'na sonsuz teşekkürler.

ÖZET

İtriyum ile kısmen stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (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 zirkonya altyapılara liner uygulaması yapılarak ve translusensi özellikleri artırılarak, daha estetik restorasyonlar oluşturulmaya çalışılmaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı, farklı veneerleme teknikleri ile üretilen zirkonya restorasyonların rengine ve opasite maskeleyişine liner uygulamasının etkisini incelemek, kullanılan materyal ve tekniklerin istenilen renk ve translusensi özelliklerini elde etmedeki başarılarını ve birbirlerine göre üstünlüklerini karşılaştırmaktır. Bu çalışmada kullanılan zirkonya grupların optik özellikleri lityum disilikat esaslı tam seramik sistemi (IPS e.max Press, kontrol grubu) ile kıyaslanmıştır. Lava (LV), Lava Plus (LVP) ve IPS e.max Press (IP) sistemlerinden, her grupta toplam 8 örnek olacak şekilde A₂ renginde 0.4 mm kalınlığında kare şeklinde örnekler hazırlanmıştır (n=8). Zirkonya örneklerin yarısına seramikler ile uyumlu olacak şekilde liner materyali uygulanmıştır. Alt yapı örneklerine toplam örnek kalınlığı 1 mm olacak şekilde sistemlerin önerdiği veneer seramiklerinden Lava Ceram veneer seramiği (LC) tabakalama tekniği ile IPS e.max ZirPress veneer seramiği (IPZP) ise presleme tekniği ile uygulanmıştır. Kontrol grubundaki örnekler ise IPS e.max Ceram veneer seramiği (IPC) ile veneerlenmiştir. Örnekler tekrar fırınlanmış ve kendinden glazeli olarak bırakılmıştır. Renk ve translusensi ölçümleri spektrometre ile gerçekleştirilmiştir. Örneklerin translusensi değerlendirmeleri için translusensi parametresi yöntemi kullanılmıştır. Renk ölçümleri için CIE *L*^a *b* parametreleri kaydedilmiş, hedeflenen rengi elde etmedeki başarının değerlendirilmesi için IPS e.max Press grubu ile zirkonya grupları arasındaki renk farkı (ΔE) değerleri belirlenmiştir. Klinik fark edilebilirlik değeri olarak $\Delta E=2.6$, klinik kabul edilebilirlik değeri olarak ise $\Delta E= 5.5$ esas alınmıştır. Veriler varyans analizi ve ikili karşılaştırmalar için t-testleri yapılarak istatistiksel olarak analiz edilmiş, renk

farkları klinik algılanabilirlik ve klinik kabul edilebilirlik değerlerine göre sınıflandırılmıştır.

Değerlendirilen zirkonya gruplar arasında kontrol grubu ile en düşük renk farkı değeri IPZP/LVP/L grubundan ölçülmüştür, en yüksek renk farkı değeri ise LC/LV/LS grubundan ölçülmüştür. Tüm değerler $\Delta E > 2.6$ olarak tespit edildiği için zirkonya grupların kontrol grubuyla olan renk farkları klinik olarak farkedilebilir olarak değerlendirilmiştir. LC/LV/LS grubunun kontrol grubuyla renk farkı $\Delta E = 5.5$ olarak belirlenmiştir. Diğer zirkonya gruplardan elde edilen renk farkı değerleri ise $\Delta E < 5.5$ olduğu için grupların renkleri klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir. Translusensi değerlendirmesinde ise en yüksek translusensi değerini IPZP/LVP/L grubu sergilemiştir ($p < 0.05$). IPZP/LV/L, IPZP/LVP/LS gruplarının translusensi değerleri de kontrol grubundan yüksek bulunmuştur ancak yapılan istatistiğe göre bu farklar anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). IPZP veneer seramiği kullanılarak hazırlanan gruplar, LC veneer seramiği ile hazırlanan gruplardan daha yüksek translusensi değerleri sergilemiştir ($p < 0.05$). LC veneer seramiği kullanılarak hazırlanan gruplar kontrol grubundan daha düşük translusensi değeri sergilemiştir ($p < 0.05$). Liner uygulanan ve liner uygulanmayan örnekler arasındaki renk farkı değerlendirildiğinde ise, örnekler arasındaki renk farkı değerleri $\Delta E < 2.6$ olduğu için liner uygulamasının klinik farkedilebilirliğe bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir. Bu değerlendirmede veneer ve altyapı olmak üzere 2 esas faktör gözönüne alınarak iki yönlü analiz yapılmıştır. Yapılan istatistiksel analize göre altyapılar arasındaki renk farkı ve veneer+altyapı kombine olarak değerlendirildiğinde gruplar arasındaki renk farkı anlamsız bulunurken ($p > 0.05$), iki veneer seramiği arasındaki renk farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde, liner uygulamasının, grupların renk ve translusensi özelliğinde gözle görülebilir bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir. Hedeflenen renk ile sonuç renk arasındaki fark değerlendirildiğinde ise tüm grupların rengi klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

Anahtar sözcükler: Spektrometre, renk, translusensi, liner, zirkonya

ABSTRACT

Partially stabilized yttrium polycrystalline zirconia (Y-TZP), has become a preferred core material for all ceramic restorations with superior mechanical properties. However, its opacity due to the polycrystalline content limits its optical characteristics. Therefore, it is aimed to develop more esthetic restorations by applying liner material over zirconia cores and to increase translucency.

The aim of this study was to evaluate the effect of liner application on the color and masking the opacities of zirconia restorations fabricated using different veneering techniques. Optical properties of zirconia groups used in this study were compared with a lithium disilicate based all ceramic system (IPS e.max Press, control group). Totally 8 specimens of A₂ colored square-shaped specimens (0.4 mm in height) were prepared using Lava (LV), Lava Plus (LVP) and IPS e.max Press (IP), (n = 8). Liner material compatible with the veneer ceramic was applied on half of the zirconia cores. Lava Ceram veneering ceramic (LC) was applied with layering technique and IPS e.max ZirPress veneer ceramic (IPZP) was applied with pressing technique so that the total specimen thickness was 1 mm. Specimens in the control group were also veneered with IPS e.max Ceram veneering ceramic. Specimens were then fired to achieve an auto-glaze. Color and translucency measurements were carried out with a spectroradiometer. Translucency parameter method was used to evaluate the translucency of all specimens. CIE L* a* b* parameters which were obtained from color measurements were recorded; the color difference (ΔE) values between the IPS e.max Press group and zirconia groups were determined for the evaluation of success in obtaining the targeted color. Clinical perceptibility and clinical acceptability values were based on respectively $\Delta E=2.6$ and $\Delta E=5.5$. Data were analyzed statistically performing variance analysis and t-tests for pairwise comparisons, the color differences were classified according to the values of the clinical perceptibility and clinical acceptability.

Between the assessed zirconia groups and control group the lowest color difference value was measured from IPZP/LVP/L group, while the highest color difference value was measured from LC/LV/LS group. For all values which were $\Delta E > 2.6$, color differences between the zirconia and control group were considered as clinically detectable. Color difference between the LC/LV/LS and control group was determined to be $\Delta E = 5.5$. As the color difference values obtained by the rest of the zirconia groups were $\Delta E < 5.5$, they were considered as clinically acceptable. As for translucency, IPZP/LVP/L group showed the highest translucency ($p < 0.05$). Translucency values of IPZP/LV/L and IPZP/LVP/LS groups were higher than the control group, but these differences were not statistically significant ($p > 0.05$). Groups prepared using IPZP veneer ceramic showed higher translucency values than groups prepared using LC veneer ceramic ($p < 0.05$). Groups prepared using LC veneer ceramic showed lower translucency than the control group ($p < 0.05$). In evaluating color difference of between groups applied liner or no-liner, color differences among groups were $\Delta E < 2.6$, so the liner application had no effect on clinical perceptibility. Two-way analysis was performed in this assessment considering two factors, including veneer and core materials. According to the statistical analysis, color difference among core materials and color difference among veneer/core assemblies were not found statistically significant ($p > 0.05$), color difference between two veneer materials was found to be statistically significant ($p < 0.05$).

Within the limitations of this in vitro study, it was determined that liner application had no detectable effect on color and translucency of zirconia cores. In evaluating the difference between the resulting color and the target color, colors of all groups had limits as clinically acceptable.

Keywords: Spectroradiometer, color, translucency, liner, zirconia

İÇİNDEKİLER

Teşekkürler	iii
Özet	iv
İngilizce Özet	vi
İçindekiler Dizini	viii
Kısaltmalar ve simgeler	xii
Şekiller dizini	xiv
Tablolar dizini	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tarihçe	3
2.2. Dental Seramikler	4
2.2.1. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	4
2.2.2. Dental Seramiklerin Özellikleri	5
2.2.3. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarını Arttırma Yöntemleri	6
2.2.3.1. Rezidüel Baskı Streslerinin Oluşturulması	6
2.2.3.2. Fırınlama İşlemi Sayılarının Azaltılması	6
2.2.3.3. Restorasyonun Optimum Dizaynı ile Gerilim Streslerinin Azaltılması	7
2.2.3.4. İyon Değişimi	7
2.2.3.5. Kontrollü Kristalizasyon	7
2.2.3.6. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması	8
2.2.3.7. Dönüşüm Doygunluğu	8
2.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	10
2.3.1. Cam Seramikler	11

2.3.1.1.	Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler	11
2.3.1.2.	Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler	11
2.3.1.3.	Feldspatik Seramikler	12
2.3.2.	Alumina Esaslı Tam Seramik Sistemler	13
2.3.2.1.	In-Ceram Alumina	13
2.3.2.2.	In-Ceram Spinell	13
2.3.2.3.	In-Ceram Zirkonya	14
2.3.2.4.	Procera AllCeram	14
2.3.2.5.	Synthoceram	15
2.3.3.	CAD/CAM Teknolojisi ile Hazırlanan Zirkonya Esaslı Seramik Sistemler	16
2.3.3.1.	Lava	16
2.3.3.2.	Procera	16
2.3.3.3.	Everest	17
2.3.3.4.	Hint-Els	18
2.3.3.5.	Cercon	18
2.3.3.6.	DCS Precident	19
2.3.3.7.	Cerec InLab	19
2.3.3.8.	Celay	20
2.3.3.9.	ZENO Tec	20
2.3.3.10.	Zirkonzahn	21
2.4.	Dental Seramiklerin Renk Özellikleri	21
2.4.1.	Ton	22
2.4.2.	Doygunluk	22
2.4.3.	Parlaklık	22
2.4.4.	Translusensi ve Opasite	23

2.4.5.	Floresans	25
2.4.6.	Opalesans	26
2.5.	Tam Seramik Sisteminin Seçimi	26
2.5.1.	Fonksiyonel Faktörler	26
2.5.2.	Estetik Faktörler	27
2.5.3.	Fizyolojik Faktörler	27
2.6.	Dental Seramiklerin Optik Özellikleri	28
2.6.1.	Temel Seramik Yapıların Optik Özelliklere Etkisi	28
2.6.1.1.	Opaklaştırıcılar	29
2.6.1.2.	Seramik Boyama Materyalleri	29
2.7.	Tam Seramik Restorasyonlarda Rengin ve Görünümün Taklit Edilmesi	30
2.7.1.	Güçlendirilmiş Altyapı İçeren Tam Seramiklerde Renk ve Görünümün Taklit Edilmesi	30
2.8.	Renk Analiz Sistemleri	31
2.8.1.	Munsell Sistemi	31
2.8.2.	CIE Sistemi	32
2.8.3.	CIELAB Renk Sistemleri	32
2.9.	Teknoloji Ürünü Renk Seçim Sistemleri	33
2.9.1.	Tristimulus Kolorimetreler	33
2.9.2.	Spektrofotometreler	34
2.9.3.	Spektroradyometreler	36
2.9.4.	Dijital Kameralar	38
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1.	Altyapı Seramiklerinin Hazırlanması	43
3.1.1.	3M Lava ve Lava Plus Altyapı Seramik Örneklerin	43

	Hazırlanması	
3.1.2.	IPS e.max Press Altyapı Seramik Örneklerin Hazırlanması	44
3.2.	Altyapı Seramiklerinin Veneerlenmesi	45
3.2.1.	3M Lava ve Lava Plus Altyapı Seramik Örneklerin Veneerlenmesi	45
3.2.1.1.	Zirkonya Örneklerin Tabakalama Tekniği ile Veneerlenmesi	46
3.2.1.2.	Zirkonya Örneklerin Presleme Tekniği ile Veneerlenmesi	47
3.2.2.	IPS e.max Press Altyapı Seramik Örneklerin Veneerlenmesi	48
3.3.	Örneklerin Renk Analizi	49
3.4.	İstatistiksel Değerlendirme	52
4. BULGULAR		53
4.1.	Linerlı ve Linersiz Örnekler Arasındaki Renk Farkları	53
4.2.	IPC/IP Grubuna Göre Renk Farkları	55
4.3.	Translusensi Parametresi Bulguları	59
5. TARTIŞMA		62
6. SONUÇ VE ÖNERİLER		80
7. KAYNAKLAR		82

KISALTMALAR VE SİMGELER

a^*	CIE sisteminde rengin kırmızı-yeşil eksenindeki koordinatı
Al_2O_3	Alumina
$Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$	Kaolin
b^*	CIE sisteminde rengin sarı-mavi eksenindeki koordinatı
C°	Santigrat derece (sıcaklık birimi)
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
Cd/m^2	Kandela bölü metrekare (aydınlanma yoğunluğu birimi)
$Cd/sr/m^2$	Lux (aydınlanma şiddeti)
CIE	Comission Internationale de l'Eclairage
CR	Kontrast oranı
D65	Gün ışığı
IP	IPS e.max Press
IPC	IPS e.max Ceram
IPZP	IPZP e.max ZirPress
K°	Kelvin (Sıcaklık birimi)
$K_2O.5Al_2O_3.6SiO_2$	Potasyum alüminyum silikat

L*	CIE sisteminde açıklık (Lightness)
L	Liner uygulaması yapılmış örnek
LC	Lava Ceram
LS	Liner uygulaması yapılmamış örnek
LV	Lava zirkonya altyapı
LVP	Lava Plus zirkonya altyapı
m	Monoklinik faz
mm	Milimetre uzunluk birimi
MgAl ₂ O ₄	Magnezyum alüminyum oksit
MPa	Megapaskal basınç birimi
MPa m ^½	Kırılma tokluğu birimi
nm	Nanometre (dalga boyu birimi)
Na ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Sodyum alüminyum silikat
SiO ₂	Silika
t	Tetragonal faz
TP	Translusensi parametresi
Ys	Siyah zemin üzerindeki yansımaya
Yb	Beyaz zemin üzerindeki yansımaya
°	Derece (açı birimi)
%	Yüzde
ΔE	Renk farkı
µm	Mikrometre (10 ⁻³ milimetre) (uzunluk birimi)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Camsı matrikste çatlak ilerlemesi	9
Şekil 2.2. Dönüşüm doygunluğu (Transformation toughening)	10
Şekil 2.3. Hue (ton), chroma (doygunluk), value (parlaklık) göstergeleri	23
Şekil 2.4. Munsell renk diyagramı	32
Şekil 2.5. CIE Lab renk sistemi	33
Şekil 2.6. Shofu ShadeEye-EX	35
Şekil 2.7. X-Rite ShadeVision sistemi	35
Şekil 2.8. ShadeScan	36
Şekil 2.9. SpectroShde	36
Şekil 2.10. VITA Easyshade	37
Şekil 2.11. Spektrometrenin çalışma prensibinin şematik hali	38
Şekil 2.12. Ölçülen yansıma değerlerinin bilgisayardaki grafiği	38
Şekil 2.13. İdeal aydınlanma/gözlem açısı	39
Şekil 3.1. Lava altyapılı örneklerin hazırlanması	45
Şekil 3.2. Lava Plus altyapılı örneklerin hazırlanması	45

Şekil 3.3.a,b,c,d. Tabakalama tekniği ile hazırlanan zirkonya örnekler	46
Şekil 3.4.a,b,c,d. Presleme tekniği ile hazırlanan zirkonya örnekler	47
Şekil 3.5. IPS Empress altyapılı örneklerin hazırlanması	48
Şekil 3.6. IPC/IP	48
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan spektrometre	49
Şekil 3.8. Ölçüm sırasında spektrometre ve örneğin pozisyonu	50
Şekil 3.9. Kare şeklinde hazırlanan örneğin beyaz arka plan üzerinde spektrometrik ölçümü	51
Şekil 4.1. Linerli-linersız zirkonya grupları arasındaki renk farkı (ΔE) değerlerinin grafiksel gösterimi	54
Şekil 4.2. Zirkonya gruplarının IPC/IP grubuna göre renk farkı değerlerinin grafiksel gösterimi	55
Şekil 4.3. Grupların izafi translusensi parametresi değerlerinin grafiksel gösterimi	59

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan veneer seramiği materyalleri	43
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan altyapı materyalleri	43
Tablo 4.1. Grupların L*, a*, b* değerleri	53
Tablo 4.2. Veneer ve altyapı faktörleri esas alınarak yapılan iki yönlü analizin istatistiksel anlamlılık değerleri	54
Tablo 4.3. Zirkonya grupların IPC/IP grubuna göre renk farkı değerleri	56
Tablo 4.4. Zirkonya gruplarının IPC/IP grubuna göre renk farkı kiyaslamaları ve renk farkının 3 yönlü analizinin istatistiksel anlamlılık değerleri	56
Tablo 4.5. Grupların translusensi parametresi değerleri	60
Tablo 4.6. Çalışmadaki grupların translusensi parametreleri arasındaki farkların değerleri ve translusensi farkının tek yönlü istatistiksel anlamlılık değerleri	60

1. GİRİŞ

Estetiğin günümüzde giderek daha fazla önem kazanması, çağdaş diş hekimliğinde doğal dişler, dişetleri, dudaklar ve yüz ile uyumlu bir diş dizisi hazırlamak amacıyla birçok yeni teknoloji ve materyal geliştirilmesine neden olmaktadır. Bununla birlikte, restorasyonun renginin doğru olarak belirlenmesi, dün olduğu gibi bugün de diş hekimlerinin önemli bir sorunu olmaya devam etmektedir.

Restoratif diş hekimliği, kaybolan diş dokusunun yerine ideal bir materyal bulma peşindedir. Dişlerin restorasyonlarında kullanılan, mine ve dentin görünümüne en yakın materyal olan seramikler üzerindeki çalışmalar devam etmektedir. Bir restorasyonun genel formu, yüzey yapısı, ışık geçirgenliği ve rengi estetik görünümü oluşturan komponentlerdir. Yapılan çalışmalar bu özellikler içinde güçlüğün en çok, renk uyumunun elde edilmesi sırasında ortaya çıktığını göstermiştir^{1,2}.

Tam seramik restorasyonların en ilgi çekici yönlerinden biri, eğitilmiş gözler için bile zor olan, restorasyonun görsel değerlendirmesini yaparak mevcut dentisyonun optik özelliklerinin yeniden oluşturulmasıdır. Tam seramik restorasyonun optik özelliklerini etkileyen birçok değişken vardır; bunlar, restorasyonun morfolojisi, kalınlığı, yüzeyi, translusensisi, opalesansı ve veneer seramiğinin uygulama tekniğidir³. Tam seramik restorasyonun komşu diş ile uyumunun sağlanmasında iki önemli optik özellik rol oynamaktadır. Bunlardan birincisi yeterli kalınlıktaki seramiklerin arka plan rengini maskeleyen kapasitesi veya opak maskeleyici liner uygulamasıdır, ikincisi ise veneer seramiğinin translusensi miktarı ve doğal görünüm sergilemesidir. Ancak korun veneerlendiği tam seramik restorasyonlarda olduğu gibi, özellikle kalınlığı belirtilmemiş farklı tabakaların birleştirildiği restorasyonların sonuçta alacağı renk tahmin edilememektedir⁴.

Eşsiz mekanik özellikleri olan kısmen stabilize zirkonyum dioksidin diş hekimliği alanında tanıtılması tam seramik restorasyonlara yeni tasarımlar ve uygulamalar getirmiştir. Günümüzde uzun köprüler ve kompleks tam seramik restorasyonlar ile yüksek güvenilirlik ve başarı oranı sağlamak mümkündür. Bu güçlü altyapı için gereken minimum kalınlık genellikle 0,5 mm'yi aşmamaktadır; geri kalan aralık veneer seramiği için kullanılmaktadır⁵. Alumina ve itriyum ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (Y-TZP) gibi polikristalin altyapıların, veneerlenmiş restorasyonların sonuçtaki estetik görünümünü negatif yönde etkileyen doğal beyaz renkleri vardır⁶. Bu nedenle, alttaki zirkonya altyapısının doğal rengini maskeleyen ve veneer seramiğin uygulanması için kabul edilebilir arka plan rengi sağlamak için farklı opak liner materyalleri uygulanmaktadır⁷. Ancak, liner materyali uygulamasının veneerleme işlemini güçleştirmekte olduğu ve rengi önemli derecede etkilediği iddia edilmektedir⁸.

Zirkonya altyapıların veneerleme işlemi tabakalama ve presleme teknikleri olmak üzere iki farklı teknik kullanılarak yapılabilmektedir. Bu iki farklı veneerleme tekniğinin translusensileri ve optik özellikleri konusunda literatürde çelişkili sonuçlar vardır⁸.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Seramik, Yunanca 'topraktan yapılmış' anlamına gelen 'keramikos' kelimesinden türemiştir^{9,10}. Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte yaygın bir uygulama alanı bulmuştur. Avrupa'ya ilk kez XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından getirilmiştir¹⁰. Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve poröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir¹⁰.

Seramik terimi genellikle yüksek ısıda pişirilerek işlenen, metal olmayan inorganik materyallerdir. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan seramik, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür seramikler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir¹¹. 'Dental seramikler' ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, 'dental porselenler' deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir. 'Porselen', İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen 'porcellana' kelimesinden türetilmiştir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matris içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır¹². Seramik, diş hekimliğinde 200 yıldan fazla bir zamandır kullanılmaktadır. İlk olarak 18. yüzyılda tümü seramik olan bir protezde kullanılmıştır¹³. 18. yüzyılda eksik dişlerin tedavisinde kullanılan materyaller insan- hayvan dişleri, fildişi, mineral ya da seramik dişlerdi. 1723'te Piere Fauchard, diş ve gingival dokuların rengini taklit eden seramiklerle ilgili araştırmalarını başlatmıştır^{14,15}. 1774'te Alexis

Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant ilk başarılı seramik yapay dişleri üretmiştir. Seramik formülasyonunu geliştiren Nicholas Dubois de Chemant, Fransız ve İngiliz patentlerini almıştır. 19. yüzyılın sonlarında 'jaket kron' adıyla adlandırılan tam seramik restorasyonlar, platin yaprak ile hazırlanmış day modeller üzerine feldspatik seramik materyalinin fırınlanması şeklinde üretilmiştir¹⁴. Bu restorasyonların estetik avantajlarına rağmen, zayıf marjinal sızdırmazlık, düşük dayanım ve yüksek kırık oluşturma riski nedeniyle başarısız olmuş ve zamanla popülaritesini kaybetmiştir^{13,15}. 1965 yılında da McLean ve Hughes, seramiği metal destek olmaksızın alumina ile kuvvetlendirerek yüksek dirence sahip seramiklerin gelişmesini başlatmışlardır¹⁶. Özellikle 1960'larda daha dayanıklı seramiklerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile seramik restorasyonların anterior bölgede kullanımında kabul edilebilir başarı sağlanmıştır¹⁷.

2.2. Dental Seramikler

Kaolin, kuartz ve feldspar'dan oluşan spesifik bir kompozisyonu olan ve yüksek derecelerde pişirilerek elde edilen seramiktir¹⁰.

2.2.1. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir¹⁸. 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 kırılğan bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir durum oluşturur¹⁰.

Diş hekimliğinde kullanılan seramik %12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolen (kil), %75-85 feldspar'dan meydana gelir^{19,20}. Ayrıca seramiğe renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır. Diş hekimliği seramiklerinde kil çok az oranda bulunur. Bu yüzden kullanılan

seramiğe 'cam' demek yanlış olmaz^{19,21}. Kaolen ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidrat alumina silikat'tır. Seramiğe opaklık verir ve seramik hamurunun şekil almasını sağlar. Feldspar, potasyum alumina silikat ($K_2O \cdot 5Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Seramiğe şeffaflık kazandıran bir eriticidir. Seramikte en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir. Silika SiO_2 'dir. Seramik kitlesine stabilite kazandırır¹⁹. Seramik tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklenmeyi sağlar²⁰.

2.2.2. Dental Seramiklerin Özellikleri

Seramik sert, rijit ve kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Doğal diş tekstürü, rengi ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Isısal genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır^{22,23}. Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler seramiklerde görülmemektedir²⁴.

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği düşük gerilme direncidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, basma streslerine karşı dirençli, gerilme streslerine karşı ise dirençsizdir. Gerilme direnci ortalama 20-60 MPa iken, basma direnci ortalama 350-550 MPa'dır²⁵. Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, %0,1'den fazla deformasyonlara kırık oluşturmadan dayanamazlar. Seramiğin kırılğanlığı, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında seramik atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikroyapısal çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır²⁵.

2.2.3. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarını Arttırma Yöntemleri

Seramiğin düşük gerilme direnci ve kırılma gibi olumsuz özellikleri, yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına neden olmuştur¹⁴. Seramiklerin dayanıklılığını arttırma yöntemleri şunlardır:

- 1.Rezidüel baskı streslerinin oluşturulması
- 2.Fırınlama işlemi sayılarının azaltılması
- 3.Restorasyonun optimum dizaynı ile gerilim streslerinin azaltılması
- 4.İyon değişimi
- 5.Kontrollü kristalizasyon
- 6.Camsı yapıya seramik kristallerinin katılması
- 7.Dönüşüm doygunluğu

2.2.3.1. Rezidüel Baskı Streslerinin Oluşturulması

Metal destekli seramik restorasyonlar, seramiğe uygun ısıl genişleme katsayısına sahip metal bir alt yapı ile desteklenmektedir. Dental seramiğin, dayanıklılığı yüksek seramik alt yapılar ile desteklenme mekanizması da bunlara benzer¹⁴. Tam seramiklerde direnci yüksek alt yapı materyalleri, daha zayıf olan veneer seramiğini desteklemektedir. Alt yapı materyalinin ısıl genişleme katsayısı veneer seramikten yüksek olmalıdır. Bu uyumsuzluk sayesinde, fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde, alt yapı materyali veneer materyalinden daha fazla büzülür. Böylece veneer seramiği baskı altında tutulur ve restorasyona ilave dayanıklılık sağlar¹⁴.

2.2.3.2. Fırınlama İşlemi Sayılarının Azaltılması

Fırınlama işlemi seramik tozundaki partikülleri eriterek yoğun bir şekilde birleştirir ve daha düzgün bir yüzey oluşturur¹⁴. Ayrıca seramik içindeki lösit kristallerinin konsantrasyonunu artırır. Bu da ısıl genişleme katsayısında artışa ve dolayısıyla alt yapı veneer materyali arasındaki ısıl genişleme katsayısı uyumsuzluğunun artışına neden olur. Bu uyumsuzluk, seramikte erken ya da geç dönem kırık oluşumuna yol açar²⁶⁻²⁸.

2.2.3.3. Restorasyonun Optimum Dizaynı ile Gerilim Streslerinin Azaltılması

Seramik içeren dental restorasyonlar, zayıf özelliklerini kompanse edecek şekilde tasarlanmalıdır. Restorasyonun tasarımı, seramiği yüksek gerilim streslerine maruz bırakmamalıdır. Kron restorasyonlarında bu gerilim stresleri, uygun kalınlıktaki dayanıklı alt yapı materyali ile azaltılabilir^{25,29-32}. Köprü restorasyonlarında ise, gerilim streslerinin yoğunlaştığı konnektör bölgelerinin, dişeti sağlığını bozmayacak şekilde ve kalınlıkta tasarlanması gerekmektedir³³.

2.2.3.4. İyon Değişimi

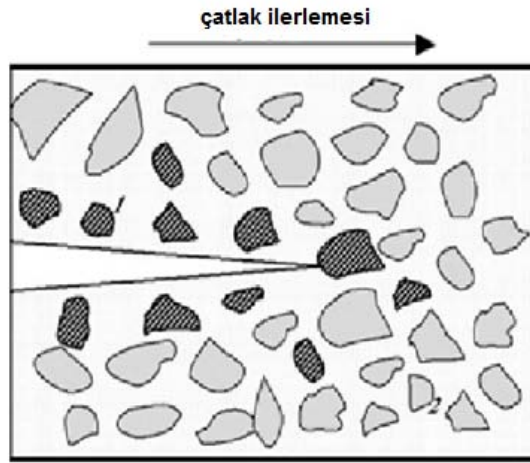
İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı direncine sahip ince bir tabaka oluşturulması işlemidir¹⁴. Dental seramikler potasyum nitrat tuz banyosuna batırıldıklarında, yüzeydeki küçük sodyum iyonları, büyük potasyum iyonları ile yer değiştirirler. Sodyum iyonlarından %35 daha büyük olan potasyum iyonları seramik yüzeyine yerleştiklerinde ısıl genişleme katsayısını azaltır. Isıya maruz kalan seramik yüzeyinde rezidüel baskı stresleri oluşturur. Yüzeyde yaklaşık 700 MPa'lık basma direnci meydana gelerek seramiğin kuvvetlenmesi sağlanır³⁴.

2.2.3.5. Kontrollü Kristalizasyon

Cam yapının kontrollü olarak kristalleştirilmesi yöntemi, camın bazı ısı derecelerinde sıvı halden katı hale geçerken süper soğutulmuş sıvı özelliği göstererek kristalleşmesi esasına dayanır. Cam yapı sıcak ve erimiş haldeyken hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşur. Bu hızlı soğutma, erimiş alt yapı çevresinde rijit bir cam yüzey oluşturur. Erimiş alt yapı katılaştıkça büzölmeye başlar fakat dış yüzeyi rijit kalmaya devam eder. Katılaştıran alt yapının büzölerek çekilmesi, alt yapı içinde rezidüel gerilim stresleri ve dış yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşturur. Böylece çatlak oluşumu ve ilerlemesi engellenmiş olur³⁵.

2.2.3.6. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması

Primer olarak camsı faz içeren dental seramikler, yüksek dayanıklılığa ve elastikiyete sahip seramik kristallerinin katılması ile güçlendirilebilir. Bu kristaller lösit, lityum disilikat, alumina, magnezya-alumina spinel ve zirkonya'dır¹⁶. Dayanıklı kristal bir materyal, camsı faza ilave edildiği zaman, camın dayanıklılığı ve direnci artar. Çünkü çatlak bu partiküllerden, camsı matrikste olduğu kadar kolaylıkla ilerleyemez (Şekil 2.1). Dayanıklılık miktarı kristalin tipine, boyutuna, hacmine, partikül arası boşluklara ve ısıl genişleme katsayısına bağlı olarak değişmektedir¹⁶.

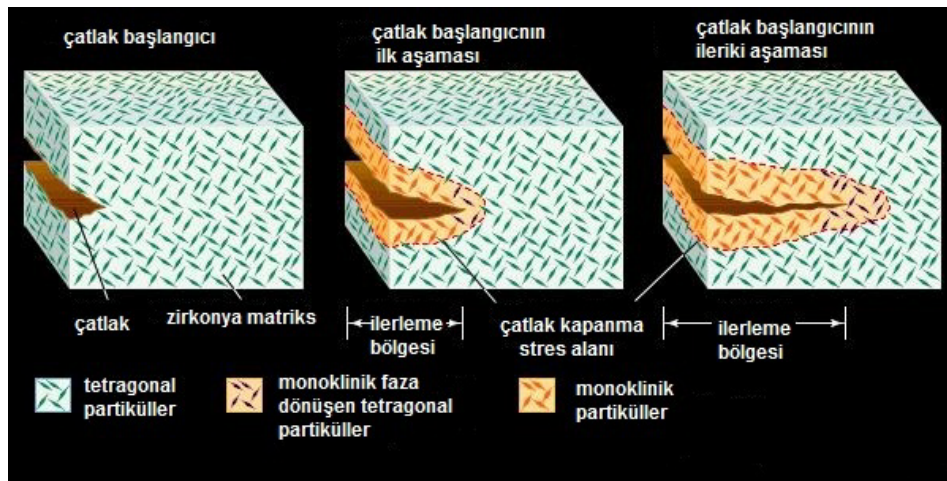


Şekil 2.1. Camsı matrikste çatlak ilerlemesi

2.2.3.7. Dönüşüm Doygunluğu (Transformation Toughening)

Doygunluk (toughening) genel anlamda, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin bir ölçüsü olarak tanımlanır. Dönüşüm doygunluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü esasına dayanan bir prosestir. Dönüşüm doygunluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır³⁶.

Bu mekanizma, zirkonyanın allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelmektedir. Bu fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır³⁷. Materyale kumlama ya da aşındırma işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, tetragonal taneciklerin bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür ($t \rightarrow m$)^{38,39}. Bu faz dönüşümü, materyal içinde %3-5'lik bir hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize baskı streslerin oluşmasını tetikler³⁸⁻⁴². Oluşan bu baskı stresleri, materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur^{23,33,43} ve seramiğin esneme direncini artırır^{44,45}. Bu fiziksel özelliğe “transformation toughening (dönüşüm doygunluğu)” adı verilmektedir (Şekil 2.2)^{36,40,45-47}. Materyal içinde t- ve m- taneciklerinin bir arada olmaları sonucu, temas noktalarında elektron yoğunluğu artar ve yüksek enerjili bölgeler oluşur. Yapıda var olan mikroçatlaklar, bu yüksek enerjili alanı aşamaz ve ilerleyemez. Zirkonyada adı geçen ‘çatlak durdurucu’ ya da ‘çatlak hapsedici’ mekanizma bu şekilde açıklanmaktadır. Bu mekanizma, çelikte görülen martensitik benzeri faz dönüşümü esasına dayanır ve başka hiçbir dental seramikte gözlenmez^{38,46,48,49}. İşte bu mekanizmadan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir^{36,39,46}.



Şekil 2.2. Dönüşüm doygunluğu (Transformation toughening)

2.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler üretim şekillerine göre şu şekilde sınıflandırılmaktadır²⁰:

1.Sinterlenen tam seramik materyaller

- Alumina esaslı seramikler (Procera Allceram/Nobel Biocare)
- Lösit esaslı seramikler (IPS Empress/Ivoclar Vivadent)
- Florapatit esaslı seramikler (IPS e.max Ceram/Ivoclar Vivadent)

2.İsıyla preslenen tam seramik materyaller

- Lösit esaslı seramikler (IPS Empress/Ivoclar Vivadent)
- Lityum disilikat esaslı seramikler (IPS e.max Press/Ivoclar Vivadent)
- Florapatit esaslı seramikler (IPS e.max ZirPress/Ivoclar Vivadent)

3.Slip-cast seramikler

- Alumina esaslı slip-cast seramikler (In-Ceram Alumina/Vident)
- Spinel esaslı slip-cast seramikler (In-Ceram Spinel/Vident)
- Zirkonya esaslı slip-cast seramikler (In-Ceram Zirkonya/Vident)

4.CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan tam seramik materyaller

a.Tornalanan tam seramik materyaller

- Lityum disilikat esaslı seramikler (IPS e.max CAD/Ivoclar Vivadent)
- Feldspar esaslı seramikler (Vita Mark II/Vident)
- Lösit esaslı seramikler (IPS Empress CAD/Ivoclar Vivadent)

b.Tornalanıp sinterlenen tam seramik materyaller

1. Cam içerikliler

- Alumina esaslı slip-cast seramikler (In-Ceram Alumina/Vident)
- Spinel esaslı slip-cast seramikler (In-Ceram Spinel/Vident)
- Zirkonya esaslı slip-cast seramikler (In-Ceram Zirkonya/Vident)

2. Cam içermeyenler

a.Zirkonya

- Cercon/Dentsply International
- Lava/3M ESPE
- IPS e.max ZirCAD/Ivoclar Vivadent
- In-Ceram YZ/Vident

b.Alumina

- Procera/Nobel Biocare
- In-Ceram AL/Vident

2.3.1. Cam Seramikler

2.3.1.1. L s t Kristalleri ile G clendirilmiŐ Seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya) bu gruba d hildir. Bu alt yapı materyallerinde cam seramik yapıyı g clendirmek için kristal doldurucular kullanılmaktadır. Alt yapılar ısı ile presleme ya da CAD/CAM teknolojisi ile  retilbilirler. Yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edebilmek için oldukça translusenttir^{50,51}. Dolayısıyla renkleŐmiŐ destek dişlerde, metal alt yapılarda ve metal implant abutmentlarda kullanımı tavsiye edilmemiŐtir. Bükülme direnci ortalama 105-120 MPa ve kırılma dayanımı 1,5-1,7 MPa m^{1/2}'dir^{52,53}. Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı baŐlanmaya baŐlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir. Endikasyonları, anterior bölge kron ve laminalarla sınırlıdır. 11 yıl sonundaki klinik başarı oranı %95'lere ulaŐmaktadır⁵⁴. IPS ProCAD ise IPS Empress'e benzer, ancak daha k c k partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde kullanılmak üzere tasarlanmıŐtır⁵⁵.

2.3.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile G clendirilmiŐ Seramikler

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu gruba dahildir. Camsı matriks içinde 4  m uzunluğunda ve 0,5  m çapındaki lityum disilikat kristalleri yoğun bir Şekilde dizilmiŐtir. Alt yapılar mum eliminasyonu, ısı ile presleme ya da prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile  retilbilirler. Bükülme direnci 300-400 MPa (Empress' in 3 katı)⁵⁶, kırılma dayanımı 2,8-3,5 MPa m^{1/2}'dir^{56,57}. Empress 2 ile yapılan restorasyonların direncini ve hizmet süresini arttırmak için adeziv simantasyon tavsiye edilmektedir. Alt yapı üzerine floroapatit içerikli bir veneer seramik olan IPS Eris uygulanır. Endikasyonu, Empress'lerde olduğu gibi sadece anterior kronlarla sınırlı değildir. Konnektör  apı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm, bukkolingual olarak minimum 3-4

mm olacak şekilde hazırlanmalıdır⁵⁸. İkinci premolara kadar uzanan ve maksimum bir premolar genişliğinde gövdeye sahip olan posterior köprülerin başarı oranı 2 yıl sonunda %93'tür⁵⁹. Tek kronların 5 yıl sonundaki başarı oranı %100 iken, ikinci premolara kadar olan köprülerde bu oran %70'tir⁶⁰. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat esaslı preslenebilen bir seramiktir. IPS Empress 2' ye kıyasla fiziksel özellikleri ve translüsentliği geliştirilmiştir⁶¹.

2.3.1.3. Feldspatik Seramikler

Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Almanya), feldspatik bir seramiktir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramiğe benzer. Bükülme direnci 93 MPa'dır⁶². Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Almanya), 1991 yılında Cerec 1 sisteminde (Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezlenebilen feldspatik bir seramiktir. Vitablocs Mark I' e kıyasla dayanıklılığı artırılmış ve tanecik boyutu 4 µm' a küçültülmüştür. %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ içerir. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlar ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Almanya) üretilmiştir⁶². Vita Triluxe Block 3 tabaka halindedir; 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3.tabaka ise translüsent tabakadır. Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik seramiklerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemidir. Bu kopya freze tekniğinde restorasyonların akrilik dizaynı Vita Triluxe bloklarından dublike edilir⁴⁹.

2.3.2. Alumina Esaslı Tam Seramik Sistemler

2.3.2.1. In-Ceram Alumina

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya), yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alumina alt yapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantanyum cam infiltre edilerek elde edilmiştir. Alt yapılar slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Slip cast tekniğinde, 'slip' olarak adlandırılan, su içinde dağılmış ince grenli alumina partikülleri (1-5 µm) alçı day üzerine sürülür. Pöröz day likiti absorbe eder ve alumina partikülleri güdüğe doğru yoğunlaşır. Slip 1120°C'de 10 saat süreyle sinterlenir ve pöröz bir alt yapı oluşur. Lantanyum cam bu alt yapı üzerine infiltre edilir ve ikinci bir fırınlama ile 1100°C'de 4 saat süreyle sinterlenir¹³. Böylece pörözite ortadan kalkar, dayanıklılık artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi olan bölgeler sınırlandırılmış olur. Alumina ve camın ısıl genişleme katsayıları farkından dolayı kompresif stresler oluşur ve bu stresler de dayanıklılığı artırır⁶³. Bunun dışında alt yapılar sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile de üretilebilirler (Vita In-Ceram alumina blokları, Bad Säckingen, Almanya). Bükülme direnci 236- 600 MPa^{64,65} ve kırılma dayanımı 3.1-4.61 MPa m^{1/2},dir^{52,66}. Anterior, posterior kronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir^{33,67}. Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır³³. Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam transmisyonuna izin vermez ve sınırlı estetik sağlar^{50,51}.

2.3.2.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya), opak alt yapıya sahip In-Ceram Alumina'ya alternatif olarak 1994 yılında üretilmiştir. Üretim teknikleri klasik In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) 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^{33,56,68}. Transluserliği ise iki kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikedir⁵⁴.

2.3.2.3. In-Ceram Zirkonya

In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Alumina' nın bir modifikasyonudur. %65 cam infiltre alumina ve %35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Bükülme direnci 421-800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6-8 MPa m^{1/2}'dir^{65,69,70}. Alt yapı fabrikasyonu geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile yapılır. Alt yapının yüksek opasitesi, uygulamaları sadece posterior köprülerle sınırlandırmaktadır^{50,51} ve başarılı kısa dönem sonuçlar göstermektedir⁷¹. Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm, bukkolingual olarak minimum 3-4 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır⁴³.

2.3.2.4. Procera AllCeram

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), titanyumu işleyebilmek için 1986'da bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından geliştirilmiştir. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. Procera sistemi ile uzun yıllar başarılı bir şekilde üretilen titanyum alt yapılar, zamanla yerini alümina esaslı alt yapılara bırakmıştır. 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 zirkonyadan düşüktür^{72,73}. Bükülme dayanımı 687 MPa'dır⁶⁶. İlk

yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de, diğeri İsveç'tedir. Sistemin iki farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı tasarlanır. Veri transferi internet aracılığı ile olur. Üretim bölümünde %20 genişletilmiş model elde edilir. Bu geniş modelin üzerine yüksek saflıktaki alümina tozları mekanik olarak sıkıştırılır, 1550°C'de sinterlenir ve gerçek boyutlardaki alt yapılar elde edilir⁷⁴. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine, alüminanın ısıl genişleme katsayısına uygun bir düşük ısı üst yapı seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir⁷².

2.3.2.5. Synthoceram

Synthoceram (CICERO, Hoorn, Hollanda), ilk olarak Denissen ve ark. tarafından tanıtılan bir sistemdir⁷⁵. CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramiktir. Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş kesimi, komşu ve karşıt dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak dijitalize edilir. Bilgisayarda tasarlanan alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezlenir ve sinterlenir⁷⁶. Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile veneerlenmektedir⁷⁷.

2.3.3. CAD/CAM Teknolojisi ile Hazırlanan Zirkonya Esaslı Seramik Sistemler

2.3.3.1. Lava

Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya), 2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM prosedürü ile üretim yapmaktadır. Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır ve %20'lik lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için daha geniş frezlenir. 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 tasarlanır. Bu bilgiler Lava Form frezleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500°C'de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anteriorda hem posteriorda kullanılabilir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir⁷⁸. Lava Plus zirkonya (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ise, Lava'nın yeni nesil zirkonyasıdır. Dayanıklılıktan ödün verilmeden translusensi özelliği geliştirilerek mükemmel estetik için tasarlanmıştır. Zirkonya materyallerin translusensilerinde alümina içeriği ve dağılımı önem taşımaktadır. Materyalin alümina içeriği ne kadar az ve dağılımı ne kadar homojen ise, materyal o kadar translusent özellik taşımaktadır. Lava Plus zirkonyada alümina içeriği ağırlık olarak %0.1 azaltılmış, dağılımı geliştirilerek translusent özellik arttırılmıştır⁷⁹.

2.3.3.2. Procera

Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ve Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) 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 iki farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı tasarlanır. Data transferi internet aracılığı ile olur. Köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit esaslı Procera AllZirkon blokları tercih edilmektedir. Procera AllZirkon kullanılarak kron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş üst yapı seramiği olan Nobel Rondo (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) kullanılarak restorasyon bitirilir⁸⁰.

2.3.3.3. Everest

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya), üç üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının tasarım aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500°C'de sinterlenir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle beş farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. Zirkonyadan başka lösitle güçlendirilmiş cam seramik (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum blokları (Kavo Everest T-Blank) da işlenebilmektedir⁸¹.

2.3.3.4. Hint-Els

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya), 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere üç farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir. Hint-Els ile sinterlenmemiş bloklardan full ark bir köprü yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek kronun tam sinterlenmiş bloklardan frezlenmesi 2 saat, sinterlenmemiş bloklardan frezlenmesi ise 30 dakika sürmektedir⁸².

2.3.3.5. Cercon

Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya), 1999 yılında geliştirilmiştir. Diş teknisyeninin manuel olarak hazırlamış olduğu mum modelaj tasarımı esas alınarak, CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır. Cercon brain ve Cercon heat bölümlerinden oluşur. Cercon brain lazer tarayıcı ve frezleme ünitesi içerir. Mum modelaj tasarımı lazer tarayıcı tarafından taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı, sinterlenmemiş homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlenir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar prefabrike olarak 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında üretilmiştir. 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 yıpranır⁸³⁻⁸⁵.

2.3.3.6. DCS President

DCS sistemi (DCS, Allscwill, İsviçre) 1993 yılında geliştirilmiştir. Sistemde DC-Zirkon materyali kullanılmaktadır. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır: 1) Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), 2) DCS Dentform (yazılım) ve 3) Precimill (frezleme makinesi). Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek dayları tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, tasarım yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konnektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir⁸⁶. Frezleme sonrası herhangi bir fırınlama işlemi ve sinterlenme büzülmesi yoktur⁸⁷. Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken⁸⁸, bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir⁸³.

2.3.3.7. Cerec InLab

Hekimlerin klinikte ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) vardır. Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar tasarlanır. Tasarlanan alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat' ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık %20 oranında bir büzülmeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşılır⁸⁹. Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya'dır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları

da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarından. Ancak Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz ve okluzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir⁸⁹.

2.3.3.8. Celay

Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya), bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987'de, kopyalama tekniği esas ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın frezleme tekniği 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 zirkonya 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 Zirkonya blok bulunmaktadır. Kopyalama bölmesindeki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj yüzeyinde dolaştırılırken, frezleme bölmesindeki aşındırma özelliği olan frezler de zirkonya bloğu şekillendirmektedir. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120°C'de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140°C'de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha (Vita, Bad Säckingen, Almanya) seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir⁹⁰.

2.3.3.9. ZENO Tec

ZENO TEC sisteminde (Wieland, Pforzheim, Almanya), 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 tasarımı yapılır. Frezleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama %20

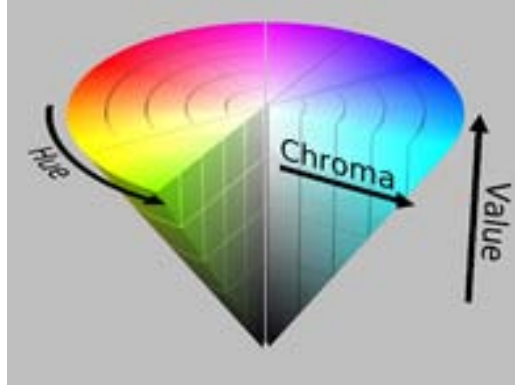
oranında daha hacimlidir. Alt yapı 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır⁹¹.

2.3.3.10. Zirkonzahn

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, İtalya), bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezleme işlemi teknisyen tarafından manüel olarak gerçekleştirilir. Yeşil zirkonya olarak da bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle tasarlanır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen yeşil zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak %25 daha büyük frezlenen restorasyon yaklaşık 1500°C'de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutlarına ulaşır⁹².

2.4. Dental Seramiklerin Renk Özellikleri

Rengi anlamak ton, doygunluk, parlaklık ve translusensi gibi renk boyutlarının anlaşılmasını gerektirir. Bir objenin gözlenen rengi fiziksel özelliklerinden, objeye gelen ışığın doğasından, diğer renklerdeki objelerle ilişkisinden ve gözlemcinin subjektif görüşünden etkilenir. Katı bir cisim fiziksel formun üç boyutu (uzunluk, genişlik, derinlik) ile anlatılabilir. Rengin açıklanabilmesi için ise üç nicelik (ton, doygunluk, parlaklık) vardır (Şekil 2.3). Bu nicelikler anlatılırken kullanılan renk sistemi göz önünde bulundurulmalıdır⁹³.



Şekil 2.3. Hue (ton), chroma (doygunluk), value (parlaklık) göstergeleri

2.4.1. Ton (Hue)

Rengin ismi olarak tanımlanır (Kırmızı, mavi, sarı vb.) Rengin tonu; gözlenen yansımış veya değiştirilmiş ışığın dalga boyu ile saptanabilir. En kısa dalgalar mor, en uzun dalgalar kırmızı olarak görülür. Bir dişin veya dental restorasyonun rengini tarif etmek için kullanılır⁹³.

2.4.2. Doygunluk (Chroma)

Doygunluk renk tonunun yoğunluğudur. Chroma ve doygunluk terimleri literatürde birbiri yerine kullanılmaktadır. Chroma sadece Hue'nun varlığında oluşur. Hue'nun yoğunluğu, konsantrasyonu ve kuvvetidir⁹³.

2.4.3. Parlaklık (Value)

Bir cismin, açıklık veya koyuluğunun ya da parlaklığının kıyaslanması olarak tanımlanır. Herhangi bir cismin parlaklığı, o cismin oluşturduğu ya da içinden geçirdiği ışık enerjisinin miktarının direkt bir sonucudur. Doğal dişler 5.5-8.5 arasında değişen parlaklık değeri gösterirler. Çok yüksek parlaklığa sahip bir restorasyon hemen fark edilir. Bu metal seramik restorasyonlarda yaygın olarak karşılaşılan estetik bir hatadır⁹³.

2.4.4. Translusensi ve Opasite

Rengin tonu, doygunluğu ve parlaklığı dışında önemli olan diğer bir özellik translusensidir. Dişler değişen translusens değerlerine göre karakterize edilir. Transparanlık yüksek translusensinin aşırı değeridir. Transparan materyal, ışığın eksilmemiş şekilde tamamen geçişine izin vermektedir. Opasite, materyalin ışık geçişini engelleme yeteneğidir. Translusensi ise, transparan ve opak arasında bir derece olarak tarif edilebilir. Translusensi ve opasitenin zıt doğaları gereği yüksek translusensi sergileyen yapılar, düşük opasite sergilerler⁹⁴.

Translusensi parlaklığın üç boyutlu temsilidir ve en iyi parlaklık farkları ile temsil edilir. Yüksek oranda translusent dişler daha düşük parlaklıkta olmalıdır. Çünkü ışığın dişin içerisinden geçmesine izin verir ve ağız boşluğu ile çevrenin gölge ve karanlığını absorbe ederler. Daha opak dişler ışığın geçişine daha az izin verirler. Doğada daha yansıtıcıdırlar ve dolayısıyla daha parlak görünürler. Restoratif materyallere doğal bir görünüm elde etmek ve cansız, opak görünümü engellemek için translusensi özelliği mevcut olmalıdır. Metal seramik restorasyonlarda opak ve metal yapı doğal olmayan yansımalara sebep olur ve ışığın penetrasyonu zordur. Cam seramik veya diğer tüm tam seramik restorasyonlarda bu problem gözlenmez⁹⁴.

Translusensi miktarı, ışık saçılımı ile yakından ilişkilidir. Absorbe edilen, yansıyan ve iletilen ışık miktarı ise; kor matrikstekki kristalin miktarına, partikül büyüklüğüne, kimyasal yapıya ve partiküllerin bağlı kırılma indekslerine bağlıdır. Işık dalga boyuna benzer büyüklükteki partiküller en çok saçılma etkisi gösterirler. Partiküllerin kimyasal yapıları ve bağlı kırılma indeksleri saçılma miktarını etkilemektedir. Küçük partiküllerden oluşan materyaller partikül sayısına da bağlı olarak daha az opaktırlar. Büyük partiküller ise yüzey yansımalarına sebep olurlar. Ancak büyük partiküllerden oluşan materyallerin hacim başına düşen

partikül sayısının daha az olması, saçılma ve opasiteyi azaltmaktadır. Maksimum saçılma ve opasite için, ışık dalga boyundan daha büyük ve matriksten farklı kırılma indeksine sahip partiküller gerekmektedir⁵⁰. Seramik translusensisi, kalınlık, kristalin yapı ve fırınlama sayısı gibi birçok faktörden etkilenmektedir⁵¹. Termal siklus translusensiyi azaltırken, gelen ışığın dalga boyunun artması translusensiyi arttırmaktadır⁹⁵. Aynı zamanda translusensi miktarı, seramik materyalinin artan renk doygunluğu ve parlaklığı ile azalmaktadır⁹⁶.

Renk seçiminde translusensi ve parlaklık en önemli özelliklerdir. Ton çok kolay tespit edilemez ve daha açık renklere doygunluk kaybı ortaya çıkar. Parlaklık farkının tespiti daha kolaydır çünkü insanın gözünün anatomisinde konlardan çok rodler mevcuttur. Doygunluk ve parlaklık arasında ters bir ilişki vardır. Artan doygunluk ile birlikte parlaklık azalmaktadır⁹⁶.

Materyalin translusensisi ışığın dalga boyuna dayanır. Işık iletimi ve kontrast oranı ölçümleri de spektral ölçülerdir. Renk ölçümlerinin yapılabildiği gibi translusensi de spektral bilginin tristimulus değerlerine çevrilmesi ile kolorimetrik ölçümler üzerinden değerlendirilebilmektedir. Dental materyallerin translusensi değerleri iki yaygın parametre olan kontrast oranı (CR) veya translusensi parametresi (TP) ile ölçülmektedir⁹⁴.

Kontrast oranı ile translusensi, siyah zemin üzerindeki objeden gelen yansımanın, beyaz zemin üzerindeki oranı ile ölçülmektedir. CR translusensi karşılaştırmaları için sık kullanılan yöntemdir. CR, Yxy renk aralığı sistem ölçümleri üzerinden yansıma oranları şeklinde hesaplanabilir. Materyalin siyah zemin üzerindeki yansımasının (Ys), beyaz zemin üzerindeki yansımasına (Yb) oranı, (Ys/Yb) şeklinde saptanabilmektedir. Tristimulus kolorimetreler, Y değerini ölçebilmektedir.

Spektrofotometrik ölçümlere dayanılarak, x değeri tonun (hue), y değeri doygunluğun (chroma), Y değeri ise aydınlanmanın (lightness) yoğunluk değerinin saptanmasını sağlamaktadır. CR azaldığında materyalin translusensisi artmaktadır⁹⁴. Tamamen transparan bir materyalin CR değeri 0 iken, tamamen opak bir materyalin CR değeri 1'dir⁹⁷.

TP'de ise, translusensi siyah ve beyaz arka planlar kullanıldığında aynı örnekteki renk farkı olarak belirlenmektedir ve translusensinin ortak bir görsel değerlendirmesidir. TP aşağıdaki formüle göre hesaplanır⁹⁸.

$$TP = [(L_s^* - L_b^*)^2 + (a_s^* - a_b^*)^2 + (b_s^* - b_b^*)^2]^{1/2}$$

2.4.5. Floresans

Floresans, ışığın bir materyal tarafından emilmesi ve uzun dalga boyunda spontan salınımıdır. Işık enerjisini absorbe etme ve onu dışteki parlaklığı yaratan farklı bir dalgaboyunda yayma kabiliyetidir. Floresans özellik sayesinde restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür. Bu nedenle, diş hekimliğinde seramiğin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilir. Diş minesini gibi floresant materyaller, radyant enerjiyi absorbe edilen frekanstan daha düşük olacak biçimde geri salırlar. Teoride eğer restorasyon doğal diştan farklı bir floresansa sahipse yanlış bir eşleştirme olabilir. Pratikte ise floresans renk seçiminde büyük bir rol oynamaz. Dişler ultraviyole ve gün ışığında bir miktar floresans göstermektedirler. Bu etki restorasyonda da yakalanırsa daha başarılı sonuçlar alınabilir⁹⁹.

2.4.6. Opalesans

Opalesans, görünür spektrumdaki ışığın, düşük dalga boylarının saçılımı ile oluşan optik bir özelliktir. Materyal, yansıyan ışık altında mavimsi, iletken ışık altında turuncu/kahverengi görünür. Bu ışık yansıması, translüsent materyal içinde dağılmış, görünür ışığın dalga boyundan daha küçük, materyal matrisinden daha büyük yansıtma indeksine sahip partiküller tarafından oluşturulmaktadır. Dişin göz tarafından algılanan üç boyutlu rengi, hafif bir floresans ve gelişmiş bir opalesanstan meydana gelmektedir⁹⁴.

2.5. Tam Seramik Sisteminin Seçimi

Tam seramik restorasyonlardan beklenen, elde edilebilecek en estetik sonuçtur. Ancak tek bir tam seramik sistemiyle tüm beklentiler karşılanamamaktadır. Tam seramik sistemine karar verirken; estetik, dayanıklılık, marjial uyum, biyouyumluluk, seramiğin diş ile bağlantısı, kor ile üzerindeki seramiğin bağlantısı, maliyet ve yapım kolaylığı gibi birçok kriter göz önünde bulundurulmalıdır¹⁰⁰. Tam seramik sisteminin seçiminde göz önüne alınabilecek faktörler şu şekildedir:

2.5.1. Fonksiyonel Faktörler

Fonksiyonel taleplerin artışıyla, tedavi yaklaşımı ve restorasyonun başarısı etkilenebilmektedir. Dayanıklılık, dental restorasyonların klinik başarısında yüksek bir etkisi olan önemli bir mekanik özelliktir. Tam seramik sistemlerin arasında dayanıklılık bakımından fark bulunduğundan ağız içindeki kullanım alanları da doğru orantılı olarak değişmektedir. En büyük risk altında olan durumlar, posterior bölge köprü sistemleridir çünkü posterior bölgelerde fonksiyonel yükler ön bölgeye oranla daha fazladır¹⁰⁰.

Parafonksiyonel aktivitenin ileri derecede olduğu bireylerde, posterior köprü yapılması gereken durumlar, okluzyonun uygun olmadığı, özellikle karşıt dişlerle arasında yeterli aralığın sağlanmadığı durumlarda, aşırı over-bite sahibi bireylerde restorasyonun fonksiyonel durumu iyi değerlendirilmelidir¹⁰⁰.

2.5.2. Estetik Faktörler

Dental estetiğin amaçları; dişlerin kendi içinde ve birbirleriyle uygun orantılarda bulunması ve diş dizisinin dişeti, dudaklar ve yüz ile uyumlu olmasıdır. Hastanın istekleri de göz önüne alınarak bu parametrelerin, doğru teşhis konulduktan sonra uygun tedavi seçenekleri ile uygulanması en estetik sonuçları sağlayacaktır. Yüksek görünürlükteki restorasyonlar için en estetik materyaller tercih edilmelidir¹⁰⁰. Özellikle ön bölgeye uygulanan restorasyonlarda komşu diş ile uyum sağlanmasında; komşu dişlerin translusensi miktarı ve restore edilecek dişlerin renkleşmeleri ile karakterizasyonları göz önünde bulundurulmalıdır¹⁰¹.

2.5.3. Fizyolojik Faktörler

Tam seramik sistemlerde kullanılan seramik materyallerin farklı aşındırma potansiyelleri bulunmaktadır. Özellikle parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda düşük aşındırıcı özelliği olan materyal kullanılmalıdır. Buna ek olarak periodontal sorunlu hastalarda supragingival marjin sonlanması, uygun kontur verilmesi, en az plak tutulumuna sahip seramiklerin tercih edilmesi, iyi yüzey bitirme ve cila işlemlerinin uygulanması gerekmektedir¹⁰².

2.6. Dental Seramiklerin Optik Özellikleri

Metal seramik restorasyonlarda genel olarak oksitlenmiş koyu renkli metal yapının maskelenmesi için iki ya da daha fazla farklı renk ve translusensideki seramiğe ihtiyaç duyulmaktadır. Tam seramik restorasyonlarda ise yapıştırma ajanı ve diş yapısı restorasyonun final rengini etkilemektedir. Dental seramiklerin optik özellikleri öncelikle şahsi optik karakterleri sonra estetik restorasyonlar elde edebilmek amacıyla bu karakterlerin kombine edildiği başka materyaller ile belirlenmektedir⁹⁴.

2.6.1. Temel Seramik Yapıların Optik Özelliklere Etkileri

Dental seramikler için seramiğin fiziksel özelliklerini etkileyen sinterleme, makine ile şekillendirme, slip-cast, ısı ile presleme gibi farklı üretim teknikleri ile farklı tip ve miktarda kristalin yapı içeren materyaller mevcuttur. Camsı ve kristalin yapı, kristalin yapının miktarı, şekli ve büyüklüğü seramiğin optik özellik ve görünümünü etkilemektedir. Bazı pigmentler ve yüzey bitirme işlemleri de final renk, translusensi ve parlaklık üzerinde etkili olmaktadır⁹⁴.

Diş hekimliğindeki tüm materyaller gibi, seramiklerin de final renk ve translusensileri hasta ihtiyaçlarına göre ayarlanmalıdır. Pigmentler eklenerek tam renk ve translusensi ayarının yapılabildiği ana materyalde, renksizlik ve transparanlık gerekli özelliklerdendir. Pigmentler aynı zamanda parlaklık, doygunluk ve tonun ayarlanmasında kullanılabilir. Genel olarak translusensiyi azaltma etkileri vardır⁹⁴.

Fırınlama aşamasında, final seramik yapıda boyutları birçok üretim değişkenine bağlı olan mikro boşluklar meydana gelmektedir. Seramik partiküllerinin orijinal boyutu, işlem esnasındaki vakum miktarı gibi faktörler üretim değişkenlerine örnek olarak verilebilir ve kontrol edilmelidir. Oluşan mikro boşluklar, ışık yansımaları ve emilimi ile optik özellikleri etkilemektedir⁹⁴.

2.6.1.1. Opaklaştırıcılar

Ana materyaline opaklaştırıcı eklemek fiziksel özellikleri etkilese de temel etki, translusensinin azalmasıyla sonuçlanan ışık saçılımının artmasıdır. Seramikler için yaygın opaklaştırıcılar, baryum oksit, kalay, titanyum, zirkonyum, alüminyum oksit ve magnezyum oksitleri içermektedir. Opaklaştırıcı ilavesi, aynı zamanda aydınlanmayı artırıp, doygunluk ve translusensiyi azaltmaktadır⁹⁴.

2.6.1.2. Seramik Boyama Materyalleri

Doğal dişlere uyumun sağlanabilmesi için seramiklere boyama işlemi uygulanabilmektedir. İç ve dış olmak üzere iki tip boyama uygulaması vardır. Dış boyama daha sık uygulanan bir yöntem olup translusensi üzerinde büyük etkisi bulunmaktadır. Uygulanan boya çeşidine ve miktarına bağlı olarak açıklık (lightness) artmakta, doygunluk azalmakta iken translusensi genellikle her zaman azalmaktadır¹⁰³.

Fırınlama derecesinin tavsiye edilen fırınlama derecesinden 30 derece fazla ya da eksik olması da seramiğin rengi üzerinde kısmen etkilidir. Glaze işleminin seramik boyalarının rengi üzerinde önemli etkileri olduğu düşünülmektedir⁹⁴.

2.7. Tam Seramik Restorasyonlarda Rengin ve Görünümün Taklit Edilmesi

Doğal görünümün başarılı bir şekilde taklit edilebilmesi şeklin yanında doğal dişteki katmanlamanın verilmesi ile sağlanır. Tam seramikler için konvansiyonel tabakalama, presleme ve milledme gibi farklı üretim tekniklerinde uygun estetiğin sağlanması büyük farklılıklar göstermekte ve farklı metotlar gerektirmektedir⁹⁴.

2.7.1. Güçlendirilmiş Altyapı İçeren Tam Seramiklerde Renk ve Görünümün Taklit Edilmesi

Güçlendirilmiş altyapılar, metallere göre daha az opak ancak konvansiyonel katmanlanan seramiklerden daha opaktırlar. Üretici firma tavsiyelerine göre güçlendirilmiş altyapı, ortalama 0.6-0.8 mm kalınlıkta olmalıdır ve metallere göre daha büyük konnektör kalınlığını zorunlu kılar. Bu boyutlar, estetiğin sağlanması için daha fazla dış kesimi gerektirmektedir. Ancak zirkonyum temelli altyapılar gibi yüksek dirençli olanlar minimal kalınlıklarda bile yeterli gücü sergilemektedir. Zirkonyanın bir miktar translusensi sergilemesine karşın, yüksek açıklığından (lightness) dolayı genellikle opak olarak nitelendirilmektedir⁹⁴.

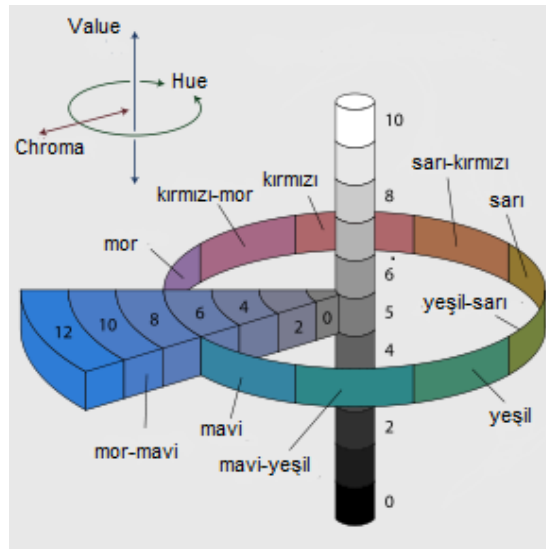
Liner uygulaması veya translusent olarak algılanan restorasyonun da temel rengini sağlayan kendinden renklendirilmiş zirkonya altyapıların kullanılması opasitenin azaltılmasında kullanılan yöntemlerdir⁸. Liner materyalinin yapısında feldspatik seramik ve selenyum bulunmaktadır. Linerin esas kullanım amacı zirkonyanın opasitesinin maskelenmesidir, bunun yanında alt yapı ile veneer tabakaları arasındaki bağlantı kuvvetini arttırmak için de kullanılmaktadır¹⁰⁴.

2.8. Renk Analiz Sistemleri

Munsell, CIE, Kubelka-Munk gibi birçok renk analiz sistemi mevcuttur⁹⁴.

2.8.1. Munsell Sistemi

1905'te Albert H. Munsell tarafından oluşturulan en eski renk sistemidir (Şekil 2.4). Bu renk sistemi rengin tonunu (hue), değerini (value) ve yoğunluğunu (chroma) esas alan esnekliği, basitliği, tutarlılığı ve evrensel olması nedeniyle en çok kabul gören sistemlerden biridir. Munsell sisteminde, value 0 (siyah) ile 10 (beyaz) arasında değerlendirilir. Chroma açık uçlu bir skaladır ve 0 akromatik renkleri ifade eder. Hue ise 5 ana hue'nun 100 basamağa bölünmesi ile tonun belirlenmesini sağlar⁹⁴.



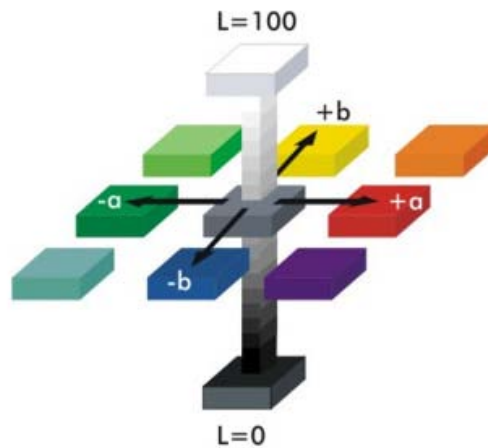
Şekil 2.4. Munsell renk diyagramı

2.8.2. CIE Sistemi

En sık kullanılan renk sistemidir. Commission Internationale de l'Eclairage (CIE, International Commission on Illumination) tarafından geliştirilmiştir. CIE sisteminde tristimulus koordinatı diye ifade edilen üç renk esastır. X kırmızı, Y yeşil, Z mavi rengin gösterimi için kullanılır⁹⁴.

2.8.3. CIELAB Renk Sistemleri

Commission Internationale de l'Eclairage tarafından 1976'da tanımlanmıştır. Farklı renk ölçümlerinin yapılabilmesi için en uygun sistemdir. Bu yöntemle renk değerlendirilmesi dental araştırmalarda kabul görmektedir. Munsell ve CIELAB renk sistemlerinde bir rengin lokasyonu 3 koordinatla belirlenir (Şekil 2.5). Munsell'de parlaklık, ton, doygunluk; CIELAB'da L^* , a^* , b^* olarak bildirilir. L^* aydınlanmayı (lightness) ifade eder ve 0 ile 100 arasında değer alır. Sistemde 0 siyahı, 100 beyazı temsil etmektedir. a^* kırmızı-yeşil ekseninde doygunluğu (chroma), b^* sarı-mavi ekseninde doygunluğu (chroma) ifade eder. CIELAB sisteminde iki örneğin renk parametre farkı $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ olarak ifade edilir. ΔE renk şerhi için toleransı belirleyebilir. Diş ile restorasyon arasındaki klinik renk eşleşmesi, ΔE değerlerine göre 0= kusursuz, 1=çok iyi, 2=iyi, 3=klinik olarak kabul edilebilir, 4=uyumsuz olarak sınıflandırılabilir⁹⁴.



Şekil 2.5. CIE Lab renk sistemi

2.9. Teknoloji Ürünü Renk Seçim Sistemleri

Tristimulus kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve digital fotoğraf makineleri olmak üzere 4 tip renk ölçüm cihazı bulunmaktadır. Bu cihazlar, farklı ışık kaynağı, dalgaboyu belirleyici ve fotoresptör gibi optik elemanlar içerirler. Renk ve renk farkları belirlenirken sonuçlar, cihazın tipi ve tasarımı ile yakından ilişkilidir.

2.9.1. Tristimulus Kolorimetreler

Kolorimetreler tristimulus direkt renk koordinatlarını matematiksel manüplasyon olmadan verirler. Bu, objeden yansıyan ışığın gözdeki renk reseptörlerinin görevini üstlenen üç renk filtresinden geçmesiyle sağlanır. Ölçümlerini CIELAB ünitelerinde yaparlar. Spektrofotometre ve spektrometrelerden daha kolay kullanımları vardır ve daha uygun fiyatlıdır. Shofu ShadeEye-EX (Shofu, Menlo Park, Kaliforniya), klinikte renk tespitinde kullanılan kolorimetredir (Şekil 2.6). Sadece Shofu seramik sistemiyle uyumlu olduğu için kullanım alanı sınırlıdır. En güvenilir kolorimetreler kontakt tipi olanlardır. Matematiksel analize izin verirler. Kolorimetrelerle translusent objelerin ölçümünün sonuçları değiştirebileceği düşünülmüştür¹⁰⁵. Kolorimetrelerde ışığın kırılarak dağılmasından dolayı translusent olmayan ve düz yüzeylerde kullanılmasının daha uygun olduğu görüşü de savunulmuştur¹⁰⁶.



Şekil 2.6. Shofu ShadeEye-EX

Klinikte kullanılabilen bir diğerkolorimetre ise X-Rite ShadeVision sistemidir (X Rite, Neu-lsenburg, Almanya) (Şekil 2.7). Ana renk, parlaklık ve doygunluk ölçümü yaparken kolorimetrik verileri kullanan kablosuz bir cihazdır.



Şekil 2.7. X-Rite ShadeVision sistemi

2.9.2. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, yüzey renklerinin belirlenmesinde kullanılırlar. Bir cismin yansıttığı veya geçirdiği görünebilir radyant enerji miktarını ölçen cihazlardır. Yansıyan ışık yoğunluğunu bütün görünür dalga boylarında ölçerler¹⁰⁷. İçerisinde beyaz ışığı 10-20 nm dalga boyları arasında bir spektruma ayıran prizma bulunur¹⁰⁸. Spektrofotometre ile ölçüm felsefesi, cihazın içerisine ölçüm yapılacak cismin yerleştirilmesi ve farklı açılardan ışınlar maruz bırakılması esasına dayanır. Ancak bu, klinik diş hekimliğinde mümkün olamamaktadır. Klinikte kullanılan yöntem ışınlama derecesinin 0°, gözlem derecesinin 45° olduğu yöntemdir¹⁰⁹.

Klinikte kullanılan spektrofotometrelere örnek olarak ShadeScan (Cynovad, Montreal, Kanada) (Şekil 2.8), SpectroShade (MHT International, Newton, Pensilvanya) (Şekil 2.9), Vita EasyShade (Vident, Bad Säckingen, Almanya) (Şekil 2.10) verilebilir.



Şekil 2.8. ShadeScan



Şekil 2.9. SpectroShade

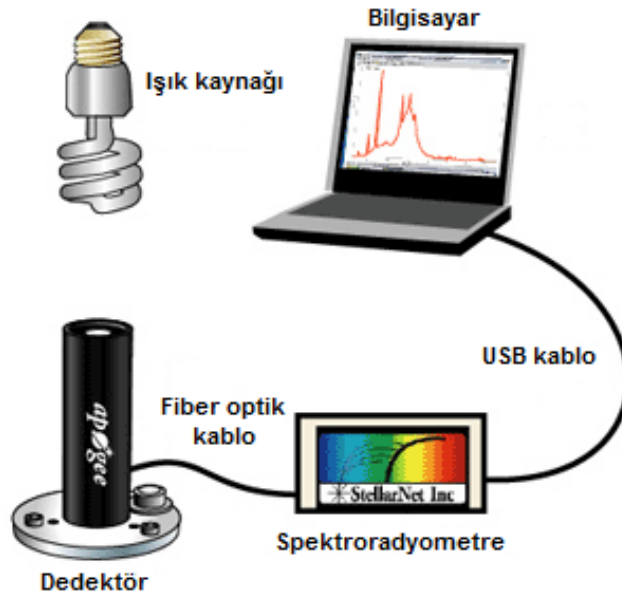


Şekil 2.10. VITA Easyshade

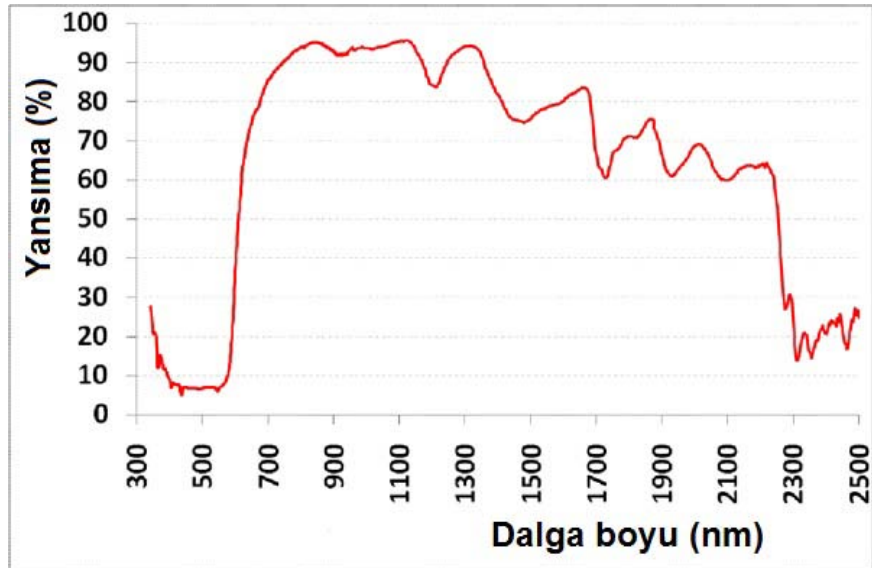
2.9.3. Spektrometreler

Spektrometreler, radyometrik niceliklerin ölçümünde kullanılırlar. Sonuçlar parlaklık (cd/m^2) ve aydınlanma (cd/sr/m^2) ile ifade edilir. 375-2500 nm dalga boylarında yansıma ölçümü yapabilen cihazlardır ve 700 nm de 3.5 nm spektral çözünürlüğe sahiptir. Her bir spektral adım 1.6 nm dir. Radyometrenin dalgaboyu doğruluğu ± 1 nm dir. Spektrometre 512 kanalda topladığı 16 bitlik analog veriyi sayısal hale dönüştürmektedir¹¹⁰.

Spektrometreler uydu ve diğer uzaktan algılama sensörlerinde olduğu gibi radyans, irradyans, reflektans ya da transmisyonun kantitatif ölçümlerine dayanırlar. Toplayıcı optikler, monokromatör, dedektör ve okuyucu olmak üzere dört ana bölümü vardır. Hedeften gelen ışınları, toplayıcı optik toplayarak monokromatör için uygun şekilde bir ışın demeti haline getirmektedir. Monokromatör, bu ışın demeti içerisinde dalga boylarının dar bir bandını seçmekte ve transferini yapmaktadır. Monokromatör içerisindeki dağıtıcı eleman olan prizma gelen ışın demetini karşılar ve farklı dalga boylarında, farklı açılarda dağıtır. Odaklayıcı optik, bu yayılan ışın demetini daraltarak dedektöre yollar. Dedektör, radyant gücü algılayarak okuyucuya elektriksel bir sinyal olarak transfer eder (Şekil 2.11). Spektrometrik yöntemlerde temel dayanak objelerin elektromanyetik bölgelerde kendine özgü yansıma değerlerinin bulunmasıdır. Yansıma değerleri bilgisayara aktarılarak grafik haline getirilir (Şekil 2.12). Bu yansıma değeri objeye renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özellikleri veren kimyasal yapısından kaynaklanmaktadır¹¹⁰.



Şekil 2.11. Spektroradyometrenin çalışma prensibinin şematik hali



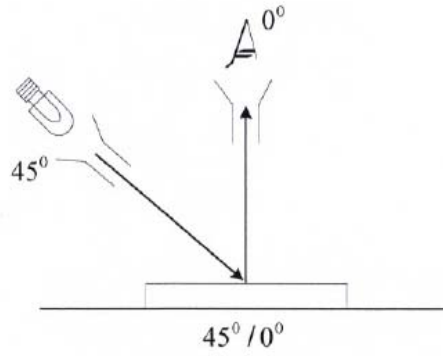
Şekil 2.12. Ölçülen yansıma değerlerinin bilgisayardaki grafiği

Cihazın avantajı, ölçüm sonuçlarının gerçek görüş koşullarına uyum göstermesidir. Rengin tüm biçimlerinin ölçümünde kullanılabilirler. Ancak ölçüm pozisyonuna çok dikkat edilmelidir. Pozisyondaki ufak değişim bile sonuçlarda büyük farklılıklara sebep olmaktadır¹¹⁰. Spektrometreler ile 'edge loss' (kenar kaybı) etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Çünkü bu sistemde ışık kaynağı, spektrometre ve obje arasında açıklık bulunmamaktadır¹¹¹. Spektrometre, bir adli tıp çalışmasında diş renginden yaş tespiti amacıyla kullanılmış ve bu alanda çok başarılı bulunmuştur¹¹². Diş hekimliğinde de son zamanlarda pek çok nedenle tercih edilen bir cihazdır. Dental araştırmalarda spektrometreler, diş renginin veya seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır¹¹³. Diş yüzeylerinin düz olmaması ve dişlerin translusent yapıları nedeniyle renk ölçümünde spektrometreler diğer cihazlara göre tercih nedenidir¹¹⁴.

2.9.4. Dijital kameralar

Dijital kameraların kullanımı renk ölçümünde ve hekim ile laboratuvar iletişimde son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Sistemin en önemli avantajı tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir. Bu yöntemde obje aydınlatma kutusuna koyulur ve dijital fotoğraf makinesi tarafından görüntülenir. Ölçüm sonuçları bilgisayar yazılımı yardımıyla CIE sistemine uygun hale getirilir¹¹⁵.

Diş hekimliğindeki renk çalışmalarında, örneklerin yüzey yapısındaki değişikliklerin renk üzerindeki etkisinin en düşük seviyede olduğu gözlem açısı olan $45^{\circ}/0^{\circ}$ (45° aydınlatma/ 0° görüntüleme) sistemi kullanılır (Şekil 2.13)¹¹⁶. Bu sistemde ölçüm alanı 45° 'lik bir açıyla aydınlatılır ve sadece ölçüm alanına yansıyan ışık ölçüm için kabul edilir. Eğer obje parlak ise, 45° ile gelen ışığın çoğu aynı açıyla geri yansıtılır. Böylece ölçüm için dikkate alınmaz. Ölçüm, sadece ölçüm alanının renk tabakasından dağınık olarak yansıyan ışık baz alınarak yapılır. Bu nedenle bu sistem seramik gibi boyanmış parlak yüzeyler için daha uygundur¹¹⁷.



Şekil 2.13. İdeal aydınlanma/gözlem açısı

Diş hekimi renk seçimi yaparken, renk değişimlerinin daha az olması nedeniyle dişin orta üçlüsüne odaklanmalıdır. Cihazla ölçüm yaparken ise pozisyonlandırıcı apareyler kullanılarak dişin en düz yüzeyinden değer alınmalıdır. Renk farklılıklarının ortaya çıkmaması için kullanılan cihazın standart sapması düşük olmalıdır⁹⁴.

Tam seramik materyallerinin renk özelliklerinin yanı sıra translusensi ve maskeleme yeteneklerini inceleyen birçok çalışma mevcuttur.

Antonson ve Anusavice¹¹⁸, farklı kalınlıklardaki veneer ve kor seramiklerinin translusensilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, materyallerin kontrast oranı değerleri arasında önemli farklılıklar bulmuşlardır. Kor materyalleri arasında tetrasilisik flormika cam seramiğin (Dicor) en translusent, sinterlenmiş aluminanın (Procera) en az translusent olduğunu; veneer materyalleri arasında, feldspatik seramiğin (Ceramco) en translusent, düşük-ısı seramiğinin (Duraceram LFC) en az translusent olduğunu belirtmişlerdir. Kalınlık ve kontrast oranının da doğru orantılı olduğunu bildirmişlerdir.

Procera, Empress 2 ve Vitadur Alpha'nın translusensi ve maskeleme özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada, Vitadur Alpha en yüksek translusensi ve en kötü maskelemeyi sergilerken, Procera ise Empress 2'ye göre belirgin biçimde düşük translusensi ancak önemsenmeyecek kadar yüksek maskeleme özelliği göstermiştir⁹⁵.

Yüksek yoğunluklu alumina kor içeren seramik veneerlerin maskeleme yetenekleri ve kontrast oranlarının değerlendirildiği bir çalışmada, yazarlar veneerlerin maskeleme yetenekleri ile opasiteleri arasındaki sıkı ilişkiye dikkat çekmişlerdir. Restorasyonun maskeleme yapabilmesi için eşik kontrast oranı değerinin 0.91 olması gerektiğini bildirmişlerdir¹¹⁹.

Farklı seramik ve siman kalınlıklarının çeşitli opak postları maskelemedeki etkilerinin incelendiği çalışmada, seramik kalınlığı 1 mm olduğunda maskelemenin gözle görünür oranda başarısız olduğu; 1.5 mm olduğunda renk farkının laboratuvar aletleri ile saptanabildiği, gözle fazla hissedilmediği; 2 mm olduğunda ise klinik olarak maskelemenin başarılı olduğu belirtilmiştir. Siman kalınlığı ve rengi ise test sonuçlarını önemli derecede etkilememiştir¹²⁰.

Heffernan ve ark.⁵⁰, 6 farklı tam seramik sisteminin kor yapılarının translusensi özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında translusensi özellikleri en azdan en fazlaya doğru In-Ceram Zirconia < In-Ceram Alumina < Empress, Procera, Empress 2 < In-Ceram Spinell < Vitadur Alpha olarak sıralanmıştır.

Heffernan ve ark.⁵¹, çalışmalarının ikinci kısmında aynı tam seramik sistemlerini veneerleme ve glaze işlemlerinden sonra translusensi değerlerine göre In-Ceram Zirkonya < In-Ceram Alumina < Procera < Empress 2 < In-Ceram Spinell < Empress < Vitadur Apha dentin şeklinde sıralamışlardır.

Literatürde liner materyalinin altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlantıya olan etkisini inceleyen çalışmalar mevcut iken, linerın esas uygulama amacı olan opasite maskeleymesi ve restorasyonun optik özelliklerine olan etkisini inceleyen çalışmalar oldukça sınırlıdır. Piyasaya son dönemlerde sunulan Lava Plus altyapısının restorasyonun optik özelliklerine olan etkisini inceleyen çalışma ise henüz mevcut değildir. Bu verilen literatür ve bilgiler ışığında gerçekleştirdiğimiz çalışmada, liner materyali uygulamasının farklı veneerleme teknikleri ile üretilen zirkonya restorasyonların rengine ve translusensisine etkisi incelenmiştir. Hazırlanan zirkonya örneklerin renk ve translusensi özellikleri, yapılan birçok çalışmada mükemmel optik özellikler sergileyen IPS e.max Press altyapılı örneklerle kıyaslanmıştır. Klinik kullanıma uygun olarak hazırlanan örnekler üzerinde değerlendirmeler yapılarak farklı tam seramik materyallerin renk ve translusensileri hakkında klinik kullanıma ışık tutacak bir sonuca varılması hedeflenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda liner materyali uygulamasının farklı veneerleme teknikleri ile üretilen zirkonya restorasyonların rengine ve translusensisine etkisi incelenmiştir. Bu amaçla liner uygulaması yapılarak ve yapılmadan tabakalama ve presleme teknikleriyle üretilmiş zirkonya örnekler hazırlanmıştır. Zirkonya gruplara ek olarak estetik olarak çok tatminkar sonuçlar veren IPS e max Press kullanılarak kontrol grubu elde edilmiştir.

İlk 5 grup şu şekildedir (n=8):

- 1.Grup: Lava Ceram ile veneerlenmiş Lava zirkonya örnekler
- 2.Grup: IPS emax ZirPress ile veneerlenmiş Lava zirkonya örnekler
- 3.Grup: Lava Ceram ile veneerlenmiş Lava Plus zirkonya örnekler
- 4.Grup: IPS emax ZirPress ile veneerlenmiş Lava Plus zirkonya örnekler
- 5.Grup: IPS emax Ceram ile veneerlenmiş IPS emax Press örnekler

Bu gruplara ek olarak aynı veneerleme teknikleri ve materyalleri kullanılarak hazırlanmış zirkonya örneklere liner uygulaması yapılarak hazırlanmış 4 test grubu bulunmaktadır. Çalışmada kullanılan veneer seramiği materyalleri Tablo 3.1.'de, kullanılan altyapı materyalleri Tablo 3.2.'de belirtilmiştir.

Çalışmamızda üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanan örneklerin kor kalınlığı 0.4 mm, toplam kalınlıkları 1 mm olacak şekilde oluşturulmuştur.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan veneer seramiği materyalleri

Gruplar (n=8)	Kullanılan sistem	Üretici Firma	Materyal
IPC	IPS e.max Ceram	Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lintenzsteyn	Florapatit cam
IPZP	IPS e.max ZirPress	Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lintenzsteyn	Florapatit cam
LC	Lava Ceram	3M ESPE AG, Seefeld, Almanya	Feldspatik

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan altyapı materyalleri

Gruplar (n=8)	Kullanılan sistem	Üretici Firma	Materyal
IP	IPS e.max Press	Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lintenzsteyn	Lityum disilikat
LV	Lava	3M ESPE AG, Seefeld, Almanya	Y-TZP
LVP	Lava Plus	3M ESPE AG, Seefeld, Almanya	Y-TZP

3.1. Altyapı Seramiklerinin Hazırlanması

3.1.1. 3M Lava ve Lava Plus Altyapı Seramik Örneklerin Hazırlanması

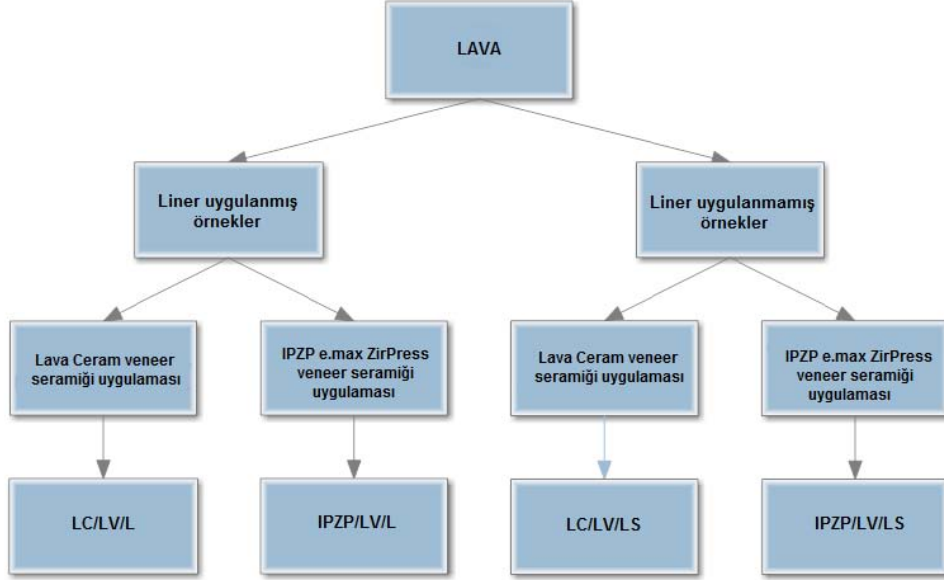
Çalışmamızda kullanılan zirkonya altyapılar, prefabrik Lava ve Lava Plus bloklardan (Lava/Lava Plus Zirconia Frame 60, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) elde edilmiştir. Örnekler kare şeklinde oldukları için şekillendirmede CAD/CAM cihazı kullanılmamıştır. Öncelikle bloklar mikrocut hassas kesim cihazı (Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak belirli kalınlıklarda inceltirilmiştir. Elde edilen örnekler, Vita Classic Renk Skalası'na göre A₂ renginde olması için 2 dakika süre ile Lava altyapı renklendirme FS 3 solüsyonunda (Lava Frame shade coloring liquid FS 3,3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) bekletilmiştir. Kuruma amaçlı 3.5 saat beklendikten sonra sinterleme işlemi Lava Therm fırınında (3M ESPE AG, Seefeld, Almanya), 5 saatte 1500°C'de uygulanmış ve sonrasında mikromotor yardımı ile örnek boyutları 10±2 mm kenar uzunluğunda kare şeklinde ve 0.4 mm kalınlıkta olacak şekilde düzenlenmiştir. 180 no'lu zımpara ile yüzeyler düzeltilmiştir. Örnek kalınlıkları dijital mikrometre (Mitutoyo Manufacturing Company Ltd, Kawasaki, Japonya) yardımıyla değerlendirilmiştir.

3.1.2. IPS e.max Press Altyapı Seramik Örneklerin Hazırlanması

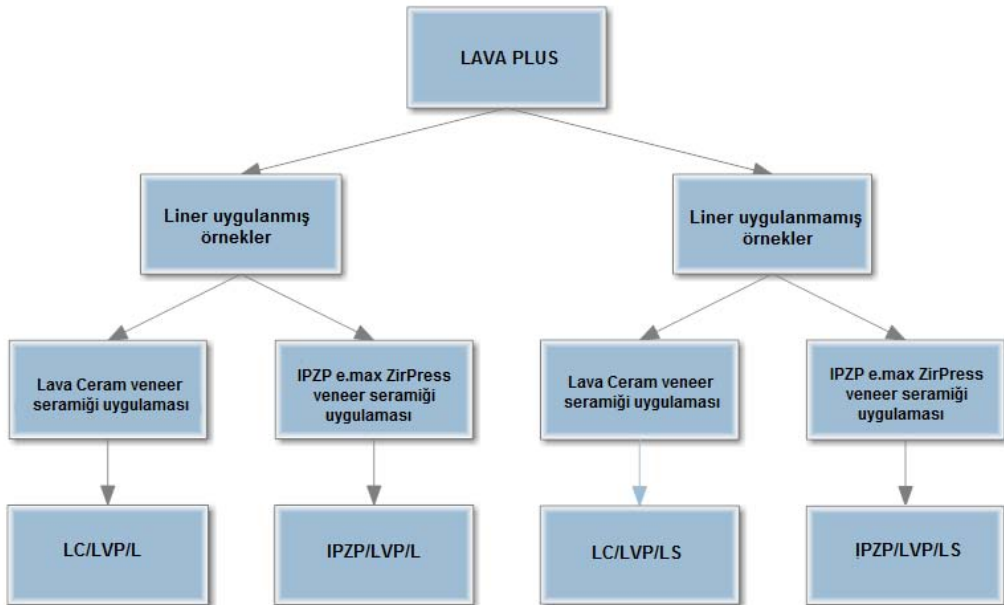
Çalışmamızda kullanılan IPS e.max Press altyapı örneklerin hazırlanması için önce IPS Empress özel mumu (Elastiwax, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lintenştayn) kullanılarak mum örnekler elde edilmiştir. Hazırlanan mum örnekler mufloya yerleştirildikten sonra, setin içinde bulunan özel revetman (IPS e.max Press revetmanı) üretici firmanın talimatlarına uygun biçimde hazırlanıp mufanın içine yerleştirilmiştir. Hazırlanan mufly, kullanılacak lityum disilikat içerikli seramik tablet ve itici ile birlikte soğuk haldeki ön ısıtma fırınına alınmıştır. Fırın sıcaklığı, oda sıcaklığında başlatılarak dakikada 3°C artacak şekilde, 250°C 'da 30 dakika, 850°C'de 90 dakika bekletilmiştir. Böylece ön ısıtma işlemi tamamlanarak mum eliminasyonu tamamlanmıştır. Daha sonra Empress 600 presleme fırınında 960°C'de (EP 600, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lintenştayn) Vita Classic Renk Skalası'na göre A₂ renginde korlar elde edilmiştir. IPS e.max Press örnekler presleme fırınından çıktıktan sonra 4 bar basınç altında 110µ Al₂O₃ kumu ile kabaca ve ardından da 2 bar basınç altında 50µ Al₂O₃ kumu ile tamamen temizlenmiştir. Dijital mikrometreyle kalınlık kontrolü yapıldıktan sonra 180 no'lu zımpara ile yüzeyleri düzeltilmiştir.

3.2. Altyapı Seramiklerinin Veneerlenmesi

3.2.1. 3M Lava ve Lava Plus Altyapı Seramik Örneklerin Veneerlenmesi



Şekil 3.1. Lava altyapılı örneklerin hazırlanması



Şekil 3.2. Lava Plus altyapılı örneklerin hazırlanması

3.2.1.1. Zirkonya Örneklerin Tabakalama Tekniği ile Veneerlenmesi

Liner uygulanacak gruptaki zirkonya örneklere veneerleme öncesinde MO A₂ renginde Lava Framework Modifier (Lava Framework Modifier 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) uygulandıktan sonra fırınlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Standardizasyon sağlanabilmesi için derinliği 1.4 mm, kenarları 10 mm kare şeklinde yuva içeren silikon bir kalıp hazırlanmıştır. Çalışmamızda Lava ve Lava Plus örnekler, Vita Classic Renk Skalası'na göre A₂ rengine uygun, Lava Ceram dentin (DA₂) seramiği kullanılarak üretici firma tavsiyelerine uygun şekilde tabakalama tekniği ile veneerlenmiştir (Şekil 3.1, Şekil 3.2). Tabakalama tekniği ile hazırlanan örnekler Şekil 3.3'de gösterilmektedir.



(a) LC/L/LN



(b) LC/L/NLN



(c) LC/LP/LN



(d) LC/LP/NLN

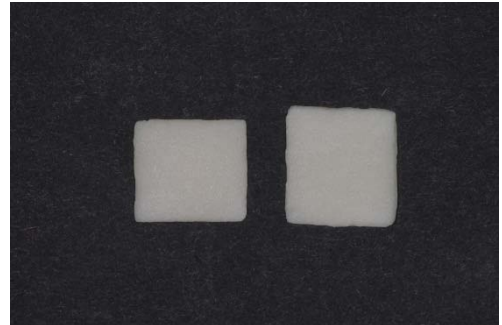
Şekil 3.3. Tabakalama tekniği ile hazırlanan zirkonya örnekler

3.2.1.2. Zirkonya Örneklerin Presleme Tekniği ile Veneerlenmesi

Liner uygulanacak zirkonya örneklere veneerleme öncesinde A₂ renginde IPS e.max ZirLiner uygulandıktan sonra fırınlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Vinilpolisiloksan putty kalıbın içerisinde zirkonya altyapıların üzerine 10 mm kenar uzunluklu, 1 mm kalınlıkta mum örnekler hazırlanmıştır. Mum örnekler sıcak presleme fırınında (EP500) üreticinin önerilerine uygun şekilde, HTA₂ IPS e.max Zir-Press ingotlar kullanılarak dökülmüştür. IPS e.max ZirPress seramiğiyle veneerlenmiş zirkonya örnekler presleme fırınından çıktıktan sonra 4 bar basınç altında 110µ Al₂O₃ kumu ile kabaca ve ardından da 2 bar basınç altında 50µ Al₂O₃ kumu ile tamamen rövetmandan temizlenmiş ve ultrasonik temizleme cihazına konulmuştur (Şekil 3.1, Şekil 3.2). Presleme tekniği ile hazırlanan örnekler Şekil 3.4'te gösterilmektedir.



(a) IPZP/L/LN



(b) IPZP/L/NLN



(c) IPZP/LP/LN

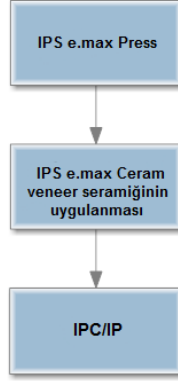


(d) IPZP/LP/NLN

Şekil 3.4. Presleme tekniği ile hazırlanan zirkonya örnekler

3.2.2. IPS e.max Press Altyapı Seramik Örneklerin Veneerlenmesi

IPS e.max Press örnekler, Vita Classic Renk Skalası'na göre A₂ renginde IPS e.max Ceram dentin seramiği kullanılarak, silikon kalıp yardımıyla tabakalama tekniği ile veneerlenmiştir (Şekil 3.5). Hazırlanan örnekler Şekil 3.6'da gösterilmektedir.



Şekil 3.5. IPS Empress altyapılı örneklerin hazırlanması



Şekil 3.6. IPC/IP

Kare şeklinde örnekler, 1 mm kalınlık (0.4 mm zirkonya, 0.6 mm seramik) elde edilene kadar önce su geçirmez P240 silisyum karbür zımpara kağıdı ile düzeltilmiş, P600 silisyum karbür zımpara kağıdı kullanılarak son kalınlığına ulaştırılmıştır. Yüksek yansıtıcı glaze tabakası eklenmesi renk ölçümünde hassasiyet kaybına sebep olduğu için, tüm veneerlenmiş örnekler tekrar fırınlama işlemine tabi tutulmuş ve kendinden glazeli olarak bırakılmıştır.

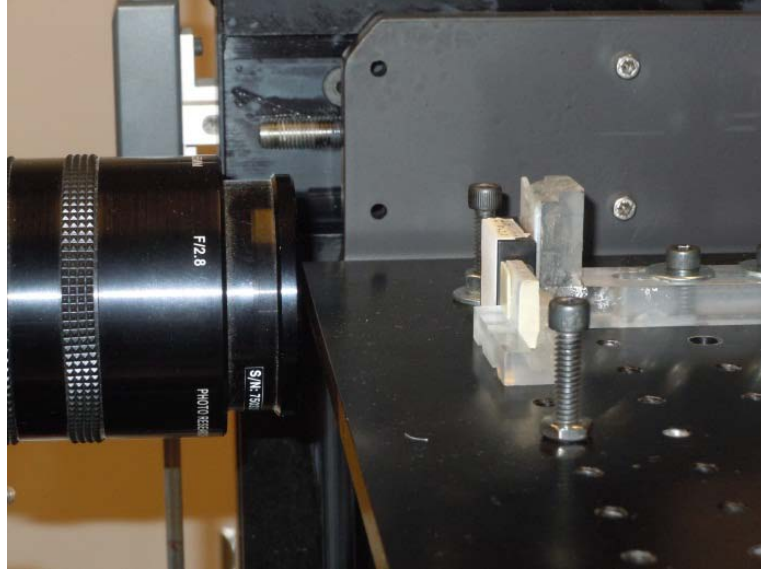
Tüm örnekler renk ölçümü öncesi 5 dakika boyunca ultrasonik banyoda bekletilmiştir ve sonrasında kurutulmuştur.

3.3. Örneklerin Renk Analizi

Renk ölçümünde spektrometre (PR 705; Photo Research Inc, Chatsworth, CA, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.7). Spektrometre ve 1 adet D-65 masaüstü lamba, 0°'lik gözlem açısı ve 45°'lik aydınlatma açısına sahip bir optik düzene göre yerleştirilmiştir. Bu çalışmada tüm renk ölçümleri için, spektral yansıma 2 nm aralık olacak şekilde 380-780 nm aralığından elde edilmiş ve daha sonra CIE LAB değerlerine (D65 aydınlatma ve 2° gözlemci) dönüştürülmüştür. Spektrometre ölçüm sırasında objektif açıklığı 1 mm olacak şekilde, ölçülecek örneğe 8 cm uzaklığa sahip olarak standardize edilmiştir (Şekil 3.8). Ölçümler 1.1 mm²'lik alan esas alınarak gerçekleştirilmiştir. Her örnekten 3'er kez ölçüm yapılmış ve değerlerin ortalamaları alınmıştır.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan spektrometre



Şekil 3.8. Ölçüm sırasında spektrometre ve örneğin pozisyonu

CIE LAB renk sisteminde üç farklı eksen vardır. L* siyah-beyaz olarak açıklığını ifade etmektedir, a* kırmızı-yeşil eksenidir ve pozitif değerler daha kırmızıdır, b* ise sarı-mavi eksenidir ve pozitif değer daha sarıdır. Örneklerin L*, a*, b* koordinatları spektrometre ile gri arka plan üzerinde ölçülmüştür. Örneklerin koordinatları, gruplar ve IPC/IP grubu arasındaki renk farklılıklarını belirlemek için aşağıdaki formül ile birlikte kullanılmıştır. IPC/IP grubuna en yakın rengi olan grupta kullanılan teknik (en düşük Delta E değeri) bu çalışmada test edilen zirkonya restorasyonlar için en başarılı renk elde edilen teknik olarak kabul edilmiştir.

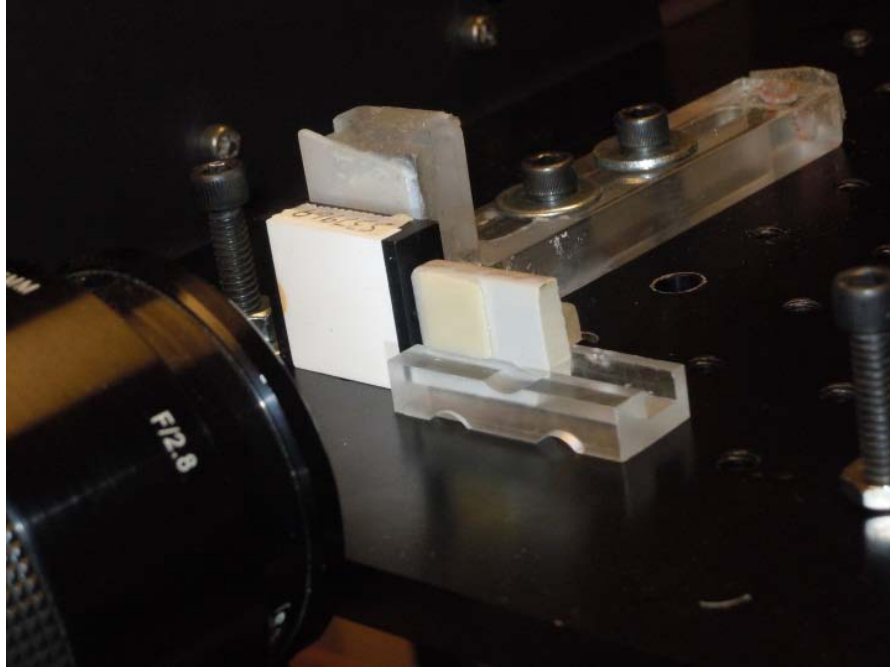
$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

Delta E değerleri klinik algılanabilirliği anlamlandırmak için kullanılır. Son olarak, bir in vitro çalışmada, algılanabilirlik sınırının $\Delta E=2.6$ ve kabul edilebilirliğin $\Delta E=5.5$ olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda da bu değer esas alınmıştır¹²¹.

Renk farklılık hesaplamalarına ek olarak, grupların translusensileri de değerlendirilmiştir. Translusensi ölçümleri siyah ve beyaz seramik arka planlarda spektrometre kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.9). Translusensi değerleri, ölçümler siyah ve beyaz arka planlar kullanıldığında aynı örnekteki renk farkı olarak hesaplanmıştır.

$$TP=[(Lb-Ls)^2 +(ab-as)^2 +(bb-bs)^2]^{1/2}$$

Eğer materyal opaksa translusensi değeri 0'dır, translusensi değeri ne kadar büyükse materyal o kadar translusenttir¹²².



Şekil 3.9. Kare şeklinde hazırlanan örneğin beyaz arka plan üzerinde spektrometrik ölçümü

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışma sonucunda ölçümlerden elde edilen tüm verilerin ve hesaplanan değerlerin analizi SAS 9.2 İstatistiksel Analiz Paket Programında 'Mixed Procedure' uygulanarak yapılmıştır. Linerlı ve linersız örnekler arasındaki renk farkının istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığının belirlenmesinde İki Yönlü Varyans Analizi kullanılmıştır. Grupların IPC/IP grubuna göre renk farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklik olup olmadığı Üç Yönlü Varyans Analizi ile araştırılmış olup Bonferroni düzeltmesi yapmak suretiyle, ikili karşılaştırmalar için t-testleri yapılmıştır. Grupların TP değerleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı ise Tek Yönlü Varyans Analizi ile incelenmiştir ve yine Bonferroni düzeltmesi yapmak suretiyle, ikili karşılaştırmalar için t-testleri yapılmıştır. Yapılan varyans analizlerindeki sonuçlara göre istatistiksel olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

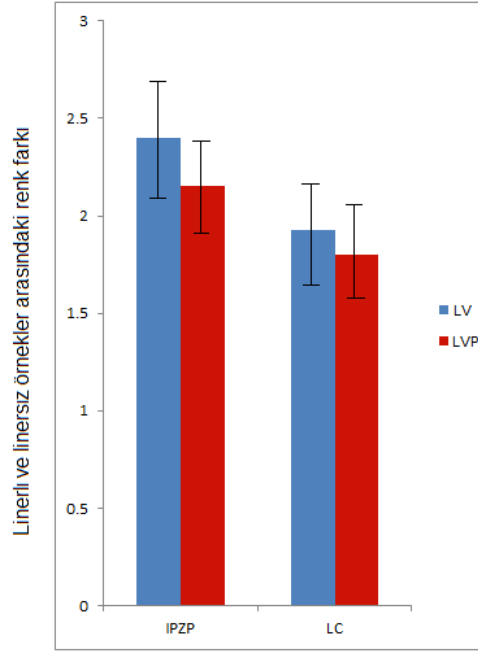
Spektroradyometre ile yapılan ölçümler sonucunda grupların L^* , a^* , b^* değerleri belirlenmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Grupların L^* , a^* ve b^* değerleri

Materyal	n	L^*	a^*	b^*
IPC/IP/LS	8	74.8996147	-0.4028454	11.9907029
IPZP/LV/L	8	78.3666495	-1.3265503	12.6686170
IPZP/LV/LS	8	78.0333490	-1.3349208	12.5436359
IPZP/LVP/L	8	76.4163765	-0.6498779	14.2643744
IPZP/LVP/LS	8	77.0486337	-0.4349314	13.5006745
LC/LV/L	8	79.1321925	-0.8587720	12.4310554
LC/LV/LS	8	80.1162072	-0.7798931	12.2183613
LC/LVP/L	8	76.7169750	-0.2011807	15.3563975
LC/LVP/LS	8	76.4415661	-0.1923907	15.2614801

4.1. Linerlı-Linersız Örnekler Arasındaki Renk Farkları

Çalışmada test edilen zirkonya gruplarındaki örneklerden liner uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasındaki renk farkı değerlerinin grafiksel sunumu Şekil 4.1'de görülmektedir.



Şekil 4.1. Linerli-linersız zirkonya grupları arasındaki renk farkı (ΔE) değerlerinin grafiksel gösterimi

Renk farklılığı eşik değerlerine göre, algılanabilirlik eşiği $\Delta E=2.6$ olduğundan, grafiğe göre linier uygulamasının klinik algılanabilirliğe bir etkisi bulunmamıştır ($p>0.05$).

Bu değerlendirmede veneer ve altyapı olmak üzere 2 esas faktör gözönüne alınarak İki Yönlü Analiz yapılmıştır (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Veneer ve altyapı faktörleri esas alınarak yapılan İki Yönlü Analizin istatistiksel anlamlılık değerleri

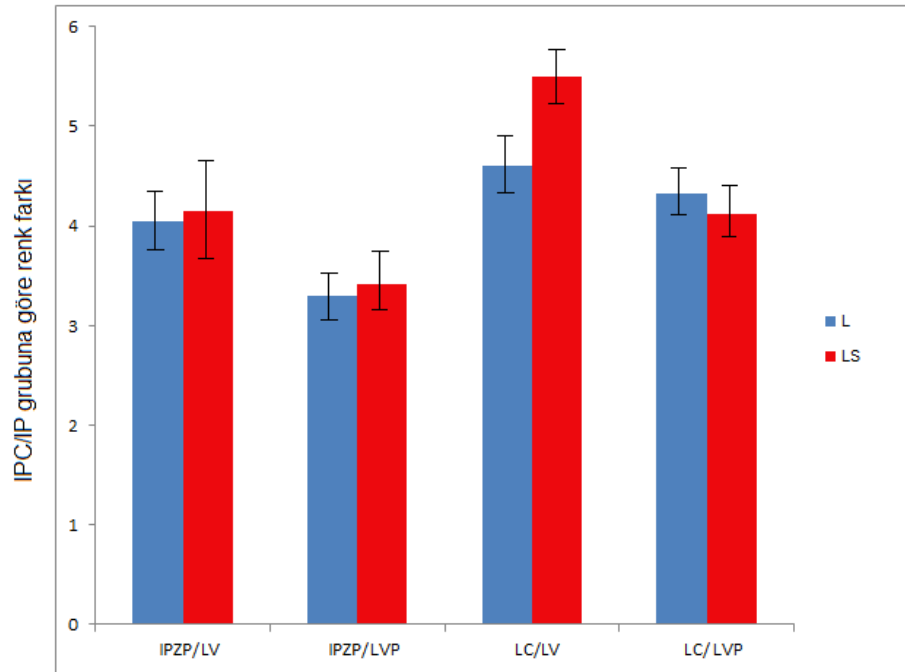
Esas faktör	p
Veneer*	0.0023
Altyapı	0.1587
Veneer+Altyapı	0.6565

* $p<0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi

Yapılan istatistiğe göre altyapılar arasındaki renk farkı ve veneer+altyapı birlikte değerlendirildiğinde gruplar arasındaki renk farkı anlamsız bulunurken ($p>0.05$), iki veneer arasındaki renk farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

4.2. IPC/IP Grubuna Göre Renk Farkları

Çalışmada test edilen zirkonya gruplarının IPC/IP grubuna göre renk farkı değerlerinin grafiksel sunumu Şekil 4.2'de görülmektedir.



Şekil 4.2. Zirkonya grupların IPC/IP grubuna göre renk farkı değerlerinin grafiksel gösterimi

Çalışmamızda kullanılan zirkonya grupların renklerinin kontrol grubuyla kıyaslanması sonucu elde edilen renk farkı (ΔE) değerleri Tablo 4.3'de belirtilmiştir.

Tablo 4.3. Zirkonya grupların IPC/IP grubuna göre renk farkı değerleri

veneer	altyapı	liner	ΔEab	Std. Dev.
IPZP	LV	L	4.049765	± 1.237795
IPZP	LV	LS	4.162002	± 1.895403
IPZP	LVP	L	3.321358	± 1.196101
IPZP	LVP	LS	3.426588	± 1.407294
LC	LV	L	4.609171	± 1.385279
LC	LV	LS	5.549938	± 1.595887
LC	LVP	L	4.360076	± 1.115296
LC	LVP	LS	4.158932	± 1.288149

Grupların kontrol grubuna göre renk farklarının istatistiksel değerlendirmesi yapılmıştır ve yapılan istatistiksel analize göre anlamlı çıkan sonuçlar Tablo 4.4'de belirtilmiştir.

Tablo 4.4. Zirkonya gruplarının IPC/IP grubuna göre renk farkı kıyaslamaları ve renk farkının Üç Yönlü Varyans Analizinin istatistiksel anlamlılık değerleri

veneer	altyapı	liner	veneer	altyapı	liner	ΔE	P
IPZP	LV	L	IPZP	LVP	L	0.7284	*0.0408
IPZP	LV	LS	IPZP	LVP	LS	0.7353	*0.0372
IPZP	LV	LS	LC	LV	LS	-1.3879	*0.0006
IPZP	LVP	L	LC	LVP	L	-1.0387	*0.0006
IPZP	LVP	LS	LC	LVP	LS	-0.7323	*0.0384
LC	LV	L	LC	LV	LS	-0.9408	*0.0024
LC	LV	LS	LC	LVP	LS	1.3910	*0.0006

*p<0.05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi

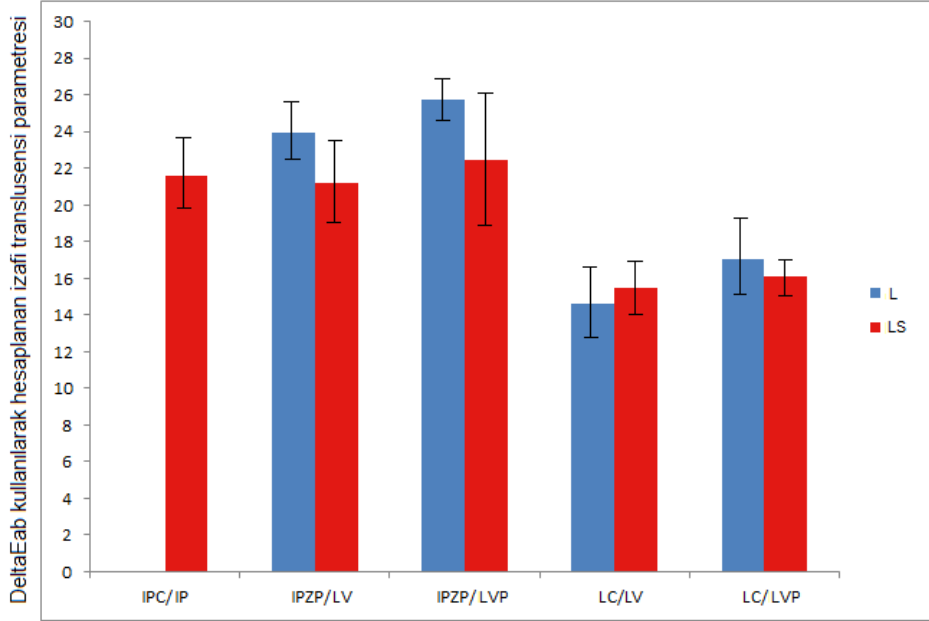
Her bir grubun ΔE değerleri kendi içinde değerlendirildiğinde;

- Kontrol grubu ile en az renk farkı görülen grup IPZP/LVP/L grubu iken, en çok renk farkı olan grup LC/LV/LS grubudur.
- Veneer seramiği olarak IPZP kullanılan ve liner uygulanan Lava altyapılı örneklerin (IPZP/LV/L) ΔE değerinin, Lava Plus altyapılı örneklerin (IPZP/LVP/L) ΔE değerinden daha yüksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).
- Veneer seramiği olarak IPZP kullanılan ve liner uygulanmayan Lava altyapılı örneklerin (IPZP/LV/LS) ΔE değerinin, Lava Plus altyapılı örneklerin (IPZP/LVP/LS) ΔE değerinden daha yüksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).
- Altyapı olarak Lava kullanılan ve liner uygulanmayan Lava Ceram seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (LC/LV/LS) ΔE değerinin, IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LV/LS) ΔE değerinden daha yüksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).
- Altyapı olarak Lava Plus kullanılan ve liner uygulanan Lava Ceram seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (LC/LVP/L) ΔE değerinin, IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LVP/L) ΔE değerinden daha yüksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

- Altyapı olarak Lava Plus kullanılan ve liner uygulanmayan Lava Ceram seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (LC/LVP/LS) ΔE değerinin, IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LVP/LS) ΔE dđerinden daha yksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).
- Altyapı olarak Lava kullanılan ve Lava Ceram seramiği ile veneerlenen liner uygulanmayan örneklerin (LC/LV/L) ΔE değerinin, liner uygulaması yapılmış örneklerin (LC/LV/LS) ΔE değerinden daha yksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).
- Veneer seramiği olarak Lava Ceram kullanılan ve liner uygulanmayan Lava altyapılı örneklerin (LC/LV/LS) ΔE değerinin, Lava Plus altyapılı örneklerin (LC/LVP/LS) ΔE değerinden yksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

4.3. Translusensi Parametresi Bulguları

Çalışmadaki grupların TP değerlerinin grafiksel sunumu Şekil 4.3'de görülmektedir.



Şekil 4.3. Grupların izafi TP değerlerinin grafiksel gösterimi

Çalışmadaki grupların TP değerleri Tablo 4.5'de belirtilmiştir. Grupların translusensi parametresi değerleri birbirleriyle kıyaslanmıştır ve yapılan istatistiksel analiz sonucu anlamlı çıkan sonuçlar Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

Tablo 4.5. Grupların translusensi parametresi değerleri

Materyal	n	TP	Std. Dev.
IPC/IP/LS	8	21.6140716	±2.3978731
IPZP/LV/L	8	23.9537520	±1.8974759
IPZP/LV/LS	8	21.1827533	±2.8999478
IPZP/LVP/L	8	25.7344567	± 1.1671858
IPZP/LVP/LS	8	22.4396821	± 4.4505620
LC/LV/L	8	14.6265950	±2.3992166
LC/LV/LS	8	15.4763896	±1.8455410
LC/LVP/L	8	17.6482156	±2.3718242
LC/LVP/LS	8	16.0848961	±1.2529560

Tablo 4.6. Çalışmadaki grupların translusensi parametreleri arasındaki farkların değerleri ve translusensi farkının Tek Yönlü Varyans Analizinin istatistiksel anlamlılık değerleri

veneer	altyapı	liner	veneer	altyapı	liner	TP farkı	p
IPC	IP	LS	IPZP	LVP	L	-4.1204	*0.014
IPC	IP	LS	LC	LV	L	6.9875	*0.001
IPC	IP	LS	LC	LV	LS	6.1377	*0.001
IPC	IP	LS	LC	LVP	L	4.5659	*0.004
IPC	IP	LS	LC	LVP	LS	5.5292	*0.001
IPZP	LV	L	LC	LV	L	9.3272	*0.001
IPZP	LV	LS	LC	LV	LS	5.7064	*0.001
IPZP	LVP	L	LC	LVP	L	8.6862	*0.001
IPZP	LVP	LS	LC	LVP	LS	6.3548	*0.001

*p<0.05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi

Herbir grubun translusensi parametresi değerleri kendi içinde değerlendirildiğinde;

- En yüksek translusensi değeri IPZP/LVP/L grubunda, en düşük translusensi değeri LC/LV/L grubunda ölçülmüştür.

- Altyapı olarak Lava Plus kullanılan ve liner uygulanan IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LVP/L) translusensi değerinin, kontrol grubundan (IPC/IP) daha y¼ksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).
- Lava Ceram ile hazırlanan grupların translusensi değerleri kontrol grubundan (IPC/IP) daha d¼ř¼k bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).
- Altyapı olarak Lava kullanılan ve liner uygulanan IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LV/L) translusensi değerinin, Lava Ceram seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (LC/LV/L) translusensi değerinden daha y¼ksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).
- Altyapı olarak Lava kullanılan ve liner uygulanmayan IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LV/LS) translusensi değerinin, Lava Ceram seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (LC/LV/LS) translusensi değerinden daha y¼ksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).
- Altyapı olarak Lava Plus kullanılan ve liner uygulanan IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LVP/L) translusensi değerinin, Lava Ceram seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (LC/LVP/L) translusensi değerinden daha y¼ksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).
- Altyapı olarak Lava Plus kullanılan ve liner uygulanmayan IPZP seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (IPZP/LVP/LS) translusensi değerinin, Lava Ceram seramiği ile veneerlenmiş örneklerin (LC/LVP/LS) translusensi değerinden daha y¼ksek olduğu sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

5. TARTIŞMA

Seramikler, mine ve dentinin optik özelliklerini taklit edebilmeleri, biyouyumlulukları ve kimyasal stabiliteleri nedeniyle diş hekimliğinde geniş kullanım alanı bulmaktadır. Günümüz tam seramik sistemleri, restorasyonların mükemmel estetiğinin sağlanması için en uygun materyallerdir. Estetik ve doğal dişlere uyum sağlanırken boyut, şekil, yüzey yapısı, renk ve translusensi gibi faktörler önem kazanmaktadır⁵⁰. Seramiğin renk ve translusensi özellikleri başarılı bir restorasyon hazırlanırken değerlendirilmesi gereken, göz ardı edildiğinde birtakım sorunları da beraberinde getiren iki önemli unsurdur⁵¹.

Seramiklerin renk ve translusensi özellikleri birçok çalışmada incelenmesine rağmen materyal ve uygulama çeşitliliği göz önüne alındığında, bu konuda klinik değerlendirmelerin yapılabileceği daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Veneer seramiği ve uygulama şekli, gelişen altyapı materyalleri kullanımı ve altyapı ile veneer tabakası arasına liner uygulaması, renk ve translusensiyi ideale yaklaştırma amacıyla yapılan işlemlerden birkaçıdır. Bu noktadan hareketle çalışmamız, liner uygulamasının farklı seramik materyallerin renk ve translusensi özellikleri üzerine etkisinin incelenmesi üzerine kurgulanmıştır. Çalışmamızda kullanılan zirkonya örneklerin renk ve translusensi özellikleri, tam seramik sistemlerin optik özelliklerini inceleyen birçok çalışmanın^{49,123,124} sonuçlarına göre mükemmel estetik özellik sergileyen IPS Empress tam seramik sistem ile kıyaslanmıştır. Çalışmamızdaki ilk zirkonya grubu olarak Lava sistemini seçmemizin sebebi diğer zirkonya sistemlere göre üstün optik özellikler sergilemesidir¹²⁴. Çalışmamızda incelenen diğer zirkonya grubu olarak daha translusent bir yapıya sahip olma iddiası ile son zamanlarda piyasaya sunulan Lava'nın yeni nesil zirkonyası, Lava Plus sistemi seçilmiştir. Araştırmamızda üstün optik özelliklere sahip olan bu zirkonya

grupların renk ve translusensi özelliklerinin, IPS Empress tam seramik sistemine yaklaşıp yaklaşmadığının ve liner uygulamasının kullanılan seramik sistemlerin bu özelliklerine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Heffernan ve ark.^{50,51}'lerinin yaptığı çalışmalarda zirkonya içerikli seramik sistemlerin translusensilerinin cam seramik içeren sistemlerden daha az olduğu belirtilmiştir. Mevcut seramik sistemlerin optik özelliklerini inceleyen çalışmalarda ise lityum disilikat kor materyaline sahip IPS e.max Press sisteminin mükemmel sonuçlar sergilediği bildirilmiştir^{49,123}. Baldissara ve ark.¹²⁴ farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan zirkonya kopinglerin translusensilerini değerlendirdikleri çalışmada kontrol grubu olarak IPS e.max Press örnekleri kullanmışlardır. Çalışmamızda da test edilen zirkonya içerikli tam seramik sistemlerin renk ve translusensileri, lityum disilikat esaslı tam seramik sistemi (IPS e.max Press) ile kıyaslanmıştır.

Örnek sayısı araştırmanın gücü açısından büyük önem taşımaktadır. Benzer çalışmalarda örnek sayısı genellikle 5 ile 10 arasında değişmektedir. Heffernan ve ark.⁵⁰, IPS Empress, IPS Empress 2, In-Ceram Alumina kor, In-Ceram Spinell kor, In-Ceram Zirkonya kor ve Procera tam seramik sistemlerinin translusensilerini değerlendirdikleri çalışmada her grupta 5 örnek üzerinde çalışmışlardır. Bu konu üzerindeki ikinci çalışmalarında ise yine aynı kor örnekleri veneerlemişlerdir ve örnek sayısını değiştirmemişlerdir. Rasetto ve ark.¹⁰¹ çalışmalarını, farklı kalınlıklarda ikişer adet hazırladıkları Procera tam seramik sistemine ait toplam 6 örnek üzerinde tamamlamışlardır. Baldissara ve ark.¹²⁴, farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan 8 farklı zirkonya içeren kopinglerden 5'er adet örnek üzerinde çalışmışlardır. Çalışmamızda sayısı hesaplamaları NCSS ve PASS 2000 istatistik paket programında yapılmıştır, gruplar arasında %85 güç ve %5 yanılma düzeyinde ideal örnek sayısı 8 olarak hesaplanmıştır. Çalışmamızda her örnek grubundan 8'er adet olmak üzere 72 örnek hazırlanmıştır.

Tam seramik sistemlerinin tavsiye edilen farklı üretim kalınlıkları bulunmaktadır. Üretici firmalar materyalin dayanıklılığını garanti altına alabilmek için kullanılması önerilen minimal kalınlıkları belirtmektedirler. Kor materyalinin kalınlığı, materyalin direncini ve optik özelliklerini etkilemektedir.

Lund ve ark.¹²⁵, çalışmadaki örnekleri standart olarak 1.5 mm kalınlıkta hazırlamışlardır.

Farklı kor materyallerinin translusensilerinin değerlendirildiği bir çalışmada tüm kor örnekler 0.5 mm olacak şekilde hazırlanmıştır¹²⁶.

Baldissara ve ark.¹²⁴, çalışmalarında 4 farklı zirkonya kopingi tavsiye edilen farklı kalınlıklarda hazırlamışlardır.

Lim ve ark.¹²⁷, çalışmalarında kullandıkları kor materyallerini tavsiye edilen minimal kalınlıklarda hazırlamışlardır. Örnek kalınlıklarını toplamda 1.5 mm olacak şekilde veneer seramiği ile tamamlamışlardır.

Okamura ve ark.⁶ çalışmalarını klinik kullanıma uygun, 0.25 ve 0.4 mm kopingler içeren 0.7 mm seramik veneer örnekler kullanarak gerçekleştirmişlerdir.

Premolar dişlere uygulanan tam seramik restorasyonların yorulma davranışlarının incelendiği çalışmada, IPS e.max Press kronların bukkal yüzleri 0.4, 0.6 ve 0.8 mm kalınlıkta hazırlanmıştır¹²⁸.

Farklı veneerleme tekniklerinin renk ve translusensiye etkisinin incelendiği bir çalışmada, 0.5 mm zirkonya koping ve 0.6 mm veneer seramik kalınlığına sahip örnekler kullanılmıştır¹²⁹.

Tam seramik restorasyonların renk ve translusensi özelliklerini değerlendirilirken, klinik karşılaştırmaların yapılabilmesi için örnekler klinik kullanımdaki kalınlıklara uygun hazırlanmalıdır. Çalışmamızda gerek altyapılar gerekse veneer seramikleri gerçek klinik kullanımı taklit edecek şekilde hazırlanmıştır. Altyapı kalınlıkları 0.4 mm olacak şekilde toplam örnek kalınlığı 1 mm olarak hazırlanmıştır.

Renk çalışmalarında glaze tabakasının uygulandığı^{4,130} veya uygulanmadığı^{8,129,131} farklı çalışmalar mevcuttur.

Heffernan ve ark.⁵¹'leri tarafından gerçekleştirilen ve örneklerin glazeli veya glazesiz olmasının CR üzerine etkisinin incelendiği çalışmada glaze uygulanmamış örneklerin kontrast oranları şu şekildedir: Vitadur Alpha (0.73), IPS Empress (0.78), In-Ceram Spinell (0.78), Procera (0.83). Glaze uygulanmış örneklerin kontrast oranları ise şu şekildedir: Vitadur Alpha (0.71), IPS Empress (0.75), In-Ceram Spinell (0.76), Procera (0.80). Yazarlar tarafından elde edilen bu sonuçlardan anlaşılacağı üzere aynı örneklere glaze uygulandıktan sonra CR değerlerinde çok yüksek oranda sapmalar görüldüğü bildirilmiştir ve bu sapmaların CR değerlendirmesinde yanıltıcı sonuçlara sebep olabileceğini vurgulamışlardır. Ek olarak yazarlar glaze tabakası miktarının her örnekte kontrol edilememesinin translusensi miktarını etkileyip yanıltıcı sonuçlara sebep olabileceğini belirtmişlerdir.

Farklı altyapı materyallerinin servikal bölgelerinin renklerinin incelendiği bir çalışmada 1 mm kalınlığında hazırlanmış örneklere glaze tabakası uygulanarak ölçüm yapılmıştır¹³⁰.

IPS Empress ve In-Ceram Spinell restorasyonların renk parametrelerine altyapı ve veneer tabaka kalınlıklarının etkisinin incelendiği bir çalışmada glaze tabakası uygulandıktan sonra kolorimetre ile ölçüm yapılmıştır⁴.

Veneerleme tekniğinin zirkonya restorasyonların rengine ve translusensisine etkisinin incelendiği çalışmada örneklere glaze tabakası uygulanmamıştır¹²⁹.

Zirkonya restorasyonların final rengine tabakalama tekniğinin ve altyapı renginin etkisinin incelendiği bir çalışmada örneklere glaze tabakası uygulanmamıştır. Yazarlar glaze tabakasının yüksek yansıtıcı özelliği nedeniyle renk ölçüm değerlerini değiştirdiğini belirtmişlerdir⁸.

5 farklı renk tonunda hazırlanan metal-seramik örneklerin skala ile renk uyumlarının incelendiği bir çalışmada ölçümler öncesinde örnekler glaze tabakası uygulanmamıştır¹³¹.

Görüldüğü üzere genelde benzer çalışmalarda glaze tabakası uygulanmamıştır. Gruplar arasında yüksek miktarda değişkenlik yaratan glaze tabakasının miktarının kontrolü de zordur. Glaze uygulanmasıyla yüzeydeki pürüzler kapatılır ve daha düz bir yüzey elde edilir ancak bu işlemle birlikte ayna yansıması artmaktadır⁹⁷. Çalışmamızda tam seramik sistemlerinin materyal olarak karşılaştırması amaçlanmaktadır. Buradan yola çıkarak seramiğin renk ölçüm değerleri ve translusensi özelliğini etkilemesi sebebiyle çalışmadaki örnekler glaze tabakası uygulanmamıştır. Sonuçlara etki edebilecek glaze işleminin bu araştırmanın kapsamı dışında tutularak daha sonraki çalışmalara dahil edilmesi planlanmıştır.

Dental seramiklerin translusensisinin belirlenmesinde 3 geleneksel yöntem uygulanmaktadır: direkt iletim, total iletim (ışık saçılmasını da içerir), spektral yansıma. Materyallerin CIE *L^a* b^{*} ve CIE Yxy sistemine göre translusensi tespiti genellikle TP veya CR ile yapılmaktadır. Araştırmalarda istenilen değerlerin belirlenmesinde spektrodymetre, spektrofotometre ve kolorimetre gibi farklı cihazlar kullanılmaktadır^{99,108,113}. Spektrodymetreler radyometrik özellikleri (ışınım ve parlaklık) ölçmek için tasarlanmış iken spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca örnekten yansıyan ışığın, beyaz arka plandan yansıyan ışığa oranını ölçmek amacıyla tasarlanmıştır⁹⁴. Tristimulus kolorimetreler ise rengi sadece sabit aydınlatıcı ve gözlemci koşulları altında, tristimulus değerlerine göre ölçebilmektedir⁹⁴. Spektrodymetre, spektrofotometre ve kolorimetrelerin ışık konfigürasyonları farklılık gösterdiği için bulunan değerler de farklılık göstermektedir. Spektrodymetrik ölçümlerde, dış ışık kaynağı ve obje arasında hiç açıklık olmadığı için spektrofotometrik ve kolorimetrik

ölçümlerde meydana gelen kenar ışımaya kaybı (edge loss) problemi ortadan kalkmaktadır⁹⁴.

Kompozit korların tam seramik materyaller üzerindeki optik etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, translusensi değerleri spektrofotometre kullanarak saptanmıştır¹³².

Heffernan ve ark.^{50,51}, farklı tam seramik materyallerin translusensilerini spektrofotometre kullanarak CR üzerinden değerlendirmişlerdir.

Bağış ve Turgut¹³³, farklı seramiklerle hazırlanmış laminate veneerlerin optik özelliklerini inceledikleri çalışmada, translusensi değerlendirmelerini kolorimetre kullanarak TP üzerinden hesaplamışlardır.

Farklı CAD/CAM teknikleri kullanılarak hazırlanan zirkonya kopinglerin translusensilerinin incelendiği bir çalışmada, translusensi spektrometre kullanarak TP üzerinden değerlendirilmiştir¹²⁴.

Lim ve ark.¹²⁷'lerinin kor ve veneerlerin translusensilerini ölçmede spektrometre ve spektrofotometreyi kıyasladığı çalışmada spektrometre ile ölçülen translusensi değerleri daha büyük bulunmuştur. Bu sonucu spektrometre ölçümlerinde daha geniş aydınlanma alanı kullanılması nedeniyle beyaz arka plandan daha fazla ışık yansımaya bağlamışlardır. Çalışmada translusensisi daha yüksek olan materyallerin TP değerleri, spektrometrik ve spektrofotometrik ölçümler sonucunda daha büyük farklar göstermiştir. Bu sonuç da spektrofotometrik ölçümlerde, translusent materyallerin daha az translusent materyallere göre beyaz zeminde daha fazla edge loss göstermeleri ile açıklanmıştır. Ayrıca spektrofotometrik ölçümlerin, aydınlanmanın bir açıklıktan sağlanması nedeniyle klinik kullanımda yanıltıcı olabileceğini, spektrometrik ölçümlerin ise aydınlatmanın

bir diyafram ile sınırlanmaması nedeniyle insan görsel algısına daha yakın, klinik olarak daha güvenilir sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda da translusensi değerleri, spektral yansıma esas kabul edilerek, spektrometre aracılığı ile CIE $L^* a^* b^*$ sistemine göre, benzer çalışmaların çoğunda kullanılan siyah ve beyaz seramik zeminler üzerinde aynı örnekteki renk farkı olarak hesaplanan TP değeriyle belirlenmiştir.

Seramik materyallerinin translusensi özelliğinin değerlendirilmesi genellikle bir arka planın üzerinde yapılmaktadır. Zemin olarak renklenmiş dişlerin kullanımı da mümkündür. Ancak bu dişlerde standardizasyon imkanı söz konusu olamayacağından, farklı çalışmaların sonuçlarını karşılaştırmada problemler ortaya çıkabilir. Translusensi belirlenirken farklı arka planlar kullanılabilmesine rağmen standart renklendirilmiş bir zemin bulunmamaktadır. Çalışmamızda translusensi ölçümleri sırasında benzer çalışmaların çoğunda kullanılan, siyah ve beyaz zemin tercih edilmiştir^{50,51,124}.

Çalışmamızda araştırılan diğer bir faktör olan gruplar arasındaki renk farkı hesaplamaları da yine spektrometre kullanılarak gri arka plan üzerinde CIE $L^* a^* b^*$ sistemi üzerinden ΔE değerini saptayarak gerçekleştirilmiştir. Renk ölçümü sırasında daha önceden yapılan çalışmalara benzer olarak gri arka plan kullanılmıştır.

Renk ölçümü sırasında arka plan renginin etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada; beyaz, pembe, yeşil ve gri olmak üzere 4 farklı arka plan rengi kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre en fazla ışık yansıması beyaz ve pembe arka planda görülürken, en az ışık yansıması gri arka planda görülmüştür. Ölçüm sırasında nötr bir renk olan grinin kullanımı ile daha az ışık yansıması sonucu daha doğru ölçümler elde edilebileceği belirtilmiştir¹³⁴.

Renk çalışmalarında ışık kaynağı seçimi, materyalin üzerine gelecek ışığın kalitesi ve yoğunluğu açısından oldukça önemlidir. Farklı aydınlatmalarda, ışığın spektral güç dağılımı değişiklik gösterdiği için materyale bağlı olarak translusensi de farklılık göstermektedir. Gün ışığı ve yapay ışık olmak üzere iki temel ışık kaynağı vardır¹³⁵. Gün ışığı sabah saat 10'da gözlemlenen kuzey ışığıdır. Genel olarak gün ışığı en ideal ışık kaynağı olarak kabul edilmiştir fakat bulut miktarı ve atmosferik durumun ışığın yoğunluğunu değiştirmesine bağlı olarak renk ısısının değişmesi birtakım değişimlerin meydana çıkmasına neden olmaktadır. Yapay ışık tipleri ise A tipi aydınlatma, F2 aydınlatma ve D65 aydınlatmadır. A tipi aydınlatma, 2856°K'lik ısı ile ampul ışığını; F2 aydınlatma 4230°K'lik orta renk ısı ile floresan ışığını temsil etmektedir. CIE standart aydınlatması olan D65 ise yaklaşık 6500°K'lik renk ısısına sahip, gün ışığını taklit eden aydınlatma tipidir¹³⁵. Çalışmamızda, P705 cihazı için önerilen D65 aydınlatma tipi kullanılmıştır.

Renk çalışmalarında algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırları belirlenmeden iki materyal arasındaki renk farkının tespit edilmesinin bir anlamı yoktur. Bu konuyla ilgili Johnston ve Kao¹³⁶'nın yaptığı çalışmanın sonucuna göre klinik koşullarda belirlenen renk farklarının algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırları, in vitro koşullarda belirlenen değerlerden daha fazladır.

Ragain ve Johnston¹³⁷ yaptıkları in vitro çalışmanın sonucunda renk farkının kabul edilebilirlik değeri $\Delta E = 2.7$ olduğunu ifade etmişlerdir.

Kompozit rezin örneklerin renginin incelendiği bir in vitro çalışmada ise kabul edilebilirlik değerinin $\Delta E = 3.3$ olduğu belirtilmiştir¹³⁸.

Kompozit rezin veneer restorasyonların komşu diş ile renk farkının değerlendirildiği bir in vivo çalışmanın sonucunda algılanabilirlik değerinin $\Delta E = 3.7$, kabul edilebilirlik değerinin ise $\Delta E = 6.8$ olduğu belirtilmiştir. Ancak bu çalışmada değerler regresyon analizine tabii tutulmamış,

sadece büyük standart sapmalar ile birlikte değerlerin ortalaması alınmıştır. Ek olarak renk farkı ölçümünde intraoral kullanıma uygun olmayan ve kenar ışımaya kaybına (edge loss) sebep olan kolorimetre cihazı kullanılmıştır¹³⁶.

Douglas ve ark.¹²¹'lerinin spektrometre kullanarak sol santral dişi değiştirilebilen bir total protezdeki iki santral diş arasındaki renk farkının belirlenmesi ile ilgili olan in vitro çalışmalarında ise algılanabilirlik değerinin $\Delta E=2.6$, kabul edilebilirlik değerinin ise $\Delta E=5.5$ olduğu ifade edilmiştir. Çalışmamızda da bu değerler esas alınmıştır.

Tam seramik restorasyonların veneerlenmesinde kullanılan 3 teknik vardır. Bunlar tabakalama, presleme ve dijital veneerleme teknikleridir. Dijital veneerleme tekniği son yıllarda geliştirilmiş bir sistemdir. Bu teknikte altyapı ve veneer seramiği kendi bloklarından CAD/CAM ünitesinde tornalanarak hazırlanmakta ve birbirlerine füzyon seramiği ile bağlanmaktadır. Daha yaygın olarak kullanılan sistemler tabakalama ve presleme teknikleridir. Presleme tekniğinin uygulama kolaylığı, hızlı olması ve daha homojen bir yapıda olması gibi avantajları vardır. Ayrıca presleme tekniği ile hazırlanan restorasyonlar presleme öncesinde mum modelajları ağızda herhangi bir distorsiyon görülmeden prova edilebilmektedir. Tabakalama tekniği ile ise teknisyen restorasyona karakteristik özellikleri verebilmektedir¹⁴.

Stawarczyk ve ark.¹³⁹'lerinin yaptığı çalışmada tabakalama ve presleme tekniği ile veneerlenen zirkonya örneklerine Universal test makinesinde örnekler kırılana kadar yük uygulanmıştır ve presleme tekniği ile hazırlanan örneklerin kırılma yükleri daha fazla bulunmuştur.

Preis ve ark.¹⁴⁰'lerinin tabakalama, presleme ve dijital veneerleme tekniklerinin molar zirkonya kronların kırılma dayanımları üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, tabakalama ve dijital veneerleme tekniklerinin aksine presleme tekniği ile hazırlanan örneklerde porselende soyulma gözlenmemiş ve başarı oranı %95.2 bulunmuştur. Bunun sebebinin,

presleme tekniğinde sistemin daha hassas olması ve pres seramiği olarak kullanılan IPS e.max ZirPress'in mikroyapısının farklı olması olduğu açıklanmıştır. IPS e.max ZirPress'in dayanıklılık ve kırılma dayanımı değerleri, yaygın olarak kullanılan feldspatik seramik olan Lava Ceram'dan daha yüksektir. Çalışmada buradan yola çıkarak daha dayanıklı olan lityum disilikat veneer materyallerinin kullanımıyla başarısızlık oranının düştüğu sonucuna varılmıştır.

Veneerleme tekniğinin zirkonya tam seramiklerin rengi ve translusensi üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada, presleme tekniği ile üretilen restorasyonların daha translusent ve daha parlak oldukları belirtilmiştir¹²⁹.

Çalışmamızda incelenen Lava ve Lava Plus altyapılar, tabakalama tekniği ile uygulanan Lava Ceram ve presleme tekniği ile uygulanan IPS e.max ZirPress seramikleri ile veneerlenmiştir.

Tam seramik restorasyonun komşu diş ile mükemmel uyumunun sağlanmasında iki önemli optik özellik rol oynamaktadır. Bunlar yeterli kalınlıkta uygulanan seramiğin arka plan rengini maskeleyen kapasitesi veya opak maskeleyici liner uygulaması ile veneer seramiğinin translusensi miktarı ve doğal görünüm sergilemesidir. Alumina ve zirkonya gibi polikristalin altyapıların, veneerlenmiş restorasyonların final estetik görünümünü negatif yönde etkileyen doğal beyaz renkleri vardır. Altta zirkonya altyapısının doğal rengini maskeleyen ve veneer seramiğin uygulanması için kabul edilebilir arka plan rengi sağlamak için altyapı ile veneer seramiği arasında liner materyali uygulanmaktadır.

Liner materyali, selenyum ve feldspatik seramik içermektedir. Liner materyali altyapı ile veneer tabakaları arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla kullanılmaktadır ancak esas kullanım amacı zirkonyanın içeriği sebebiyle oluşan opak renginin maskelenmesidir¹⁰⁴.

Aboushelib ve ark.¹⁰⁴ yaptıkları çalışmada, liner uygulamasının zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlanma dayanımını neredeyse iki kat arttırdığını bulmuşlardır.

Aboushelib ve ark.¹⁴¹'nin yaptıkları diğer bir çalışmada ise, liner materyalinin preslenebilir veneer seramikleri için kullanıldığında bağlanma dayanımını önemli derecede zayıflattığı ve veneer delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı belirtilmiştir.

Liner materyali uygulaması veneerleme işlemini güçleştirmekte ve rengi önemli derecede etkilemektedir⁸. Ancak liner uygulamasının seramik rengine ve translusensisine etkisini inceleyen çalışma sayısı yetersizdir. Çalışmamızdaki amaç da liner uygulamasının farklı veneerleme teknikleri ile üretilen zirkonya destekli seramik restorasyonların renk ve translusensi özelliklerine etkisini incelemektir.

Örneklerin renk ölçümleri değerlendirildiğinde;* değeri en fazla olan yani rengi en parlak olan grup LC/LV/LS grubu iken, test edilen grupların hepsinin parlaklığı kontrol grubu olan IPC/IP örneklerden fazla bulunmuştur. Örneklerin kırmızı-yeşil eksenindeki değerini gösteren a değerlerinin hepsi negatiftir, bu da örneklerin renginin yeşile daha yakın olduğunu ifade etmektedir. Örneklerin sarı-mavi eksenindeki değeri gösteren b değerleri incelendiğinde ise tüm zirkonya içerikli grupların renginin, kontrol grubundan daha sarımsı olduğu sonucuna varılmaktadır.

Abuhsaud ve ark.¹³⁰, farklı altyapı materyallerinin servikal bölge renklerini, kontrol grubu olarak aldıkları çekilmiş diş ile kıyaslamışlardır. Çalışmada 3 farklı altın alaşım, renklendirilmemiş Lava altyapı ve renklendirilmiş Lava altyapı olmak üzere 5 grup hazırlanmıştır. Kolorimetre ile yapılan renk ölçümleri sonuçlarına göre test edilen zirkonya gruplarının c değerleri, kontrol grubu ve metal alaşımlara göre daha yüksek bulunmuştur. Test edilen seramik sistemlerin d değerleri, kontrol grubu olan doğal diştan daha düşük iken, zirkonya gruplarının *a değerleri metal alaşım gruplarından daha fazla

bulunmuştur. En düşük a^* değerini ise renklendirilmiş zirkonya grubu göstermiştir. Bulgulara göre test edilen gruplar, istenilen rengin elde edilmesinde başarısız olmuştur. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda istenilen rengin elde edilmesi amacıyla veneerleme öncesinde metal altyapılarda opak, zirkonya altyapılarda liner uygulamasını önermişlerdir.

Feldspatik seramik, lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) ve zirkonya laminate veneer restorasyonların optik özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada zirkonya laminate veneerlerin L^* ve b^* değerleri, feldspatik ve lityum disilikat içerikli veneerlere göre daha yüksek çıkmıştır. Lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) veneerler feldspatik veneerlerle benzer parlaklık değeri göstermişlerdir ancak a^* ve b^* değerleri daha düşük bulunmuştur¹⁴².

Zirkonya örnek grupları renk açısından IPC/IP grubu ile karşılaştırıldığında en az renk farkı olan grup IPZP/LVP/L grubu iken, en fazla renk farkı olan grup LC/LV/LS grubudur. Bu değerlerden yola çıkarak IPZP/LVP/L grubunun istenilen rengi elde edilen en başarılı teknik olduğu söylenebilir. Grupların IPC/IP grubu ile aralarındaki renk farklarına bakıldığında; LC/LV/LS grubunun kontrol grubu ile olan renk farkı $\Delta E=5.5$, diğer grupların renk farkı değerleri $\Delta E < 5.5$ olarak bulunmuştur. Bu değerlerin klinik algılanabilirlik değeri olan $\Delta E=2.6$ değerinden büyük olması ve klinik kabul edilebilirlik değeri olan $\Delta E=5.5$ 'den yüksek olmaması, çalışmada araştırılan zirkonya gruplarının kontrol grubuna göre renk farklarının gözle algılanabilir olduğunu ancak klinik olarak kabul edilebilir olduklarını göstermektedir. Gruplar birbirleriyle kıyaslandığında liner uygulaması, altyapı olarak Lava Plus materyali ve veneer seramiği olarak IPZP materyali kullanımı ile rengin ideale yaklaştığı tespit edilmiştir. Sadece LC/LVP grubunda liner uygulaması yapılmamış grubun IPC/IP grubu ile olan renk farkı $\Delta E = 4.16$ iken, liner uygulaması yapılan grubun IPC/IP grubu ile olan renk farkı $\Delta E=4.36$ olarak belirlenmiştir. Ancak LC/LVP örneklerin linerlı ve linersız grupları arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

($p > 0.05$). Liner materyali, Lava Ceram veneer seramiği ve Lava Plus altyapı kombinasyonu ile birlikte kullanıldığında, örneklerin rengine IPC/IP grubunun renginden uzaklaşacak şekilde etki etmiş olabilir. Linerin bu kombinasyonun rengine olan negatif etkisinin olası sebeplerinin anlaşılabilmesi için ileri in vivo ve in vitro çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızda translusensi parametresi hesaplamalarında en yüksek translusensi değerini IPZP/LVP/L grubu göstermiştir. Tüm zirkonya gruplar birbirleriyle kıyaslandığında veneer seramiği olarak IPS e.max ZirPress kullanıldığında Lava Ceram veneer seramiğine göre translusenside belirgin bir artış görülmüştür. Kontrol grubunun translusensi değerlerinin ise Lava Ceram kullanılan tüm grupların translusensi değerlerinden büyük olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu bulgulardan Lava Ceram'ın IPS e.max ZirPress materyalinden daha opak olduğu sonucuna ulaşılabilir. IPS e.max ZirPress florapatit içerikli bir cam seramiktir. Florapatit kristallerinin kontrollü kristalizasyonu ile semitransludent bir materyal oluşturulmuş ve ışık geçişi artırılarak doğal diş yapısına yakın bir kompozisyon meydana getirilmiştir. Böylece IPS e.max ZirPress kullanımı ile doğal dişe benzer optik özellikler elde edilmektedir¹²³.

2010 yılında yapılan bir çalışmada¹²⁴ IPS e.max ZirCAD altyapı materyali tabakalama tekniği ile uygulanan IPS e.max Ceram ve presleme tekniği ile uygulanan IPS e.max ZirPress ile veneerlenerek veneerleme tekniğinin translusensi üzerine olan etkisi araştırılmıştır. Translusensi değerlendirmelerine bakıldığında; IPS e.max ZirPress materyali ile preslenerek veneerlenen grubun örnekleri yüksek translusensi özelliği göstermişlerdir. Araştırmacılar bu sonucu pres ingotunun daha homojen olmasına, presleme ile materyalin kristallerinin eşit bir şekilde dağılım göstermesine ve homojen dağılan kristallerin etkisiyle ışık geçişinin artışına bağlamışlardır¹²⁹.

Kor translusensisi, restorasyonun estetiğinin sağlanmasında ve materyal seçiminde ana faktörlerdendir¹³. Işık saçılımıyla yakından ilgilidir. Emilen, yansıtılan ve iletilen ışık miktarı, kor yapıdaki kristal miktarı, partikül büyüklüğü ve kimyasal yapıya bağlıdır. Saçılma miktarı partiküllerin yansıtma indeksi ve kimyasal yapısı ile değişkenlik gösterir. Maksimum saçılma ve opasite için matris içine yayılmış farklı yansıtma indeksli, ışık dalga boyundan büyük partiküller gereklidir¹⁴.

Heffernan ve ark.⁵⁰ yaptıkları çalışmada, farklı 6 tam seramik sistemine ait 0.5 mm kalınlıktaki kor materyallerinin translusensilerini karşılaştırmışlardır. Sonuçlar şu şekilde sıralanmıştır: Empress > In-Ceram Spinell, Empress 2 > Procera > In-Ceram Alumina > In-Ceram Zirkonya. Hacimce %33 oranında zirkonyum içeren alüminanın (In-Ceram Zirkonya) translusent olmadığını belirtmişlerdir.

Heffernan ve ark.⁵¹ çalışmalarının ikinci bölümünde kor veneerlere uygun veneer seramiklerini uyguladıktan sonra tekrar translusensi değerlendirmesi yapmışlardır. Veneerlenmiş örneklerin translusensi değerlerini şu şekilde sıralamışlardır: Empress, Empress 2, In-Ceram Spinell > Procera > In-Ceram Alumina > In-Ceram Zirkonya. Çalışmanın sonuçlarına göre In-Ceram Zirkonia'nın ışık geçirimine izin vermediğini savunmuşlardır.

Farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan zirkonya kopinglerin değerlendirildiği bir çalışmada IPS e.max ZirCAD, VITA YZ, Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon, Cercon Base ile 0.3 ve 0.5 mm kalınlıkta Lava altyapıların translusensileri, kontrol grubu olarak seçilen IPS e.max Press grubuyla kıyaslanmıştır. Çalışmanın sonucunda hesaplanan translusensi değerleri şu şekilde sıralanmıştır: IPS e.max Press > Lava 0.3 mm > Lava 0.5 mm > Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon, VITA YZ, IPS e.max ZirCAD > Cercon. IPS e.max Press örneklerin, zirkonyum içeren seramiklere göre; Lava 0.3 mm örneklerin diğer zirkonya gruplara göre farklı biçimde daha translusent olduğu ve Cercon örneklerin en yüksek opasiteyi sergilediği saptanmıştır. En büyük standart sapmanın ise

Cercon örneklerde olduğunu belirtilmiştir. Sebep olarak üretim sırasında kor yapıların mum modellerinin, CAD sistemi yerine teknisyenler tarafından yapılması sonucu hassasiyetin ve standardizasyonun sağlanamaması gösterilmiştir. Çalışmada zirkonya örneklerin ışık geçişine izin verdiği savunulmuştur. Örnek translusensileri arasındaki farklılıkların ise, seramik yapısındaki ve kimyasındaki farklılıklar, farklı üretim metotlarının kristalin yapıda meydana getirdiği değişim ve örnek kalınlıklarındaki farklılıktan kaynaklandığı belirtilmiştir¹²⁴.

Y-TZP, üstün mekanik özellikleri ile tam seramik restorasyonlarda tercih edilen altyapı materyali haline gelmiştir. Ancak polikristalin içeriği nedeniyle opasitesinin fazla olması optik özelliklerini kısıtlamaktadır. Çalışmamızda güncel bir tam seramik sistemi olan Lava'nın yaygın kullanılmakta olan Lava Frame altyapısı ve en son olarak piyasaya sürdüğü Lava Plus altyapısı kullanılmıştır. Lava Plus, Lava'nın yeni nesil zirkonyasıdır. Dayanıklılıktan ödün verilmeden translusensi özelliği geliştirilerek mükemmel estetik için tasarlanmıştır. Zirkonya materyallerin translusensilerinde alümina içeriği ve dağılımı önem taşımaktadır. Materyalin alümina içeriği ne kadar az ve dağılımı ne kadar homojen ise, materyal o kadar translusent özellik taşımaktadır. Lava Plus zirkonyada opasite artışına sebep olan alümina içeriği ağırlık olarak %0.1 azaltılmış, dağılımı geliştirilerek translusent özellik arttırılmıştır⁷⁹.

Çalışmamızda hesaplanan translusensi değerlerine göre; presleme yöntemiyle uygulanan IPZP veneer seramiği uygulanmış ve liner uygulanmamış Lava altyapılı örneklerin (IPZP/LV/LS) translusensi değeri 21.18 iken, aynı şekilde hazırlanmış Lava Plus altyapılı örneklerin (IPZP/LVP/LS) translusensi değeri 22.44 bulunmuştur. Lava Ceram ile veneerlenen ve liner uygulanmamış Lava altyapılı örneklerin (LC/LV/LS) translusensi değeri 15.48 iken, aynı şekilde hazırlanmış Lava Plus altyapılı örneklerin (LC/LVP/LS) translusensi değeri 16.1 bulunmuştur. Bu sonuçlara göre Lava Plus altyapı, Lava altyapıdan daha translusent bir materyaldir. Çalışmamızdaki bu sonuç içerikteki alümina oranının ve dağılımının değişmesiyle açıklanabilir.

Linerin tam seramik restorasyonların optik özelliklerine olan etkisini inceleyen çalışma sayısı yetersizdir. Aboushelib ve ark.¹⁰⁴larının tam seramik restorasyonlarda veneer ve altyapı arasındaki mikrogerilim bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada linerin uygulama amacının altyapı ve veneer tabakaları arasındaki bağlanma dayanımını artırmanın ötesinde esas amacının zirkonyanın içeriği sebebiyle gözlenen opasitesinin azaltılması, translusensinin artırılması olduğu vurgulanmıştır. Linerın translusensiye olan etkisi değerlendirildiğinde, LC/LV grubu hariç örneklerin translusensilerinin arttırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Çalışmamızdaki liner uygulaması yapılmış LC/LV grubunun translusensi değeri 14.6 iken, liner uygulanmamış grubun translusensi değeri 15.48 olarak tespit edilmiştir. Bu sonucun, altyapı ve veneer seramiği aralığında meydana gelen yansıma, tabakalar arasındaki porözite ve fırınlamalar sonrasında kullanılan materyallerin bileşenlerinde meydana gelen değişimlere bağlı olarak oluşabileceği düşünülebilir. Bununla beraber linerin çalışmadaki gruplarda yarattığı translusensi değişimleri yapılan analize göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Kim ve ark.¹⁴³ları, zirkonya kopinglerin floresans özelliğine, liner uygulamasının etkisini araştırdıkları çalışmada Lava altyapılı örnekler hazırlamışlardır. Floresans özellik spektrofotometre ile hesaplanmıştır. Liner materyali olarak veneer seramikleri ile uyumlu olacak şekilde ZirLiner (IPS e.max Ceram), Framework Modifier (Lava Ceram), Pastenliner (Cercon Kiss) kullanmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre zirkonya altyapı çok düşük floresans özellik göstermiştir. Örnekler liner uyguladıktan sonra ZirLiner ve Framework Modifier'ın floresans özelliği benzer şekilde arttırdıkları görülmüştür. Pastenliner'ın ise floresans özelliği etkilemediği belirtilmiştir.

Linerin çalışmadaki grupların rengine etkisi incelendiğinde linerlı ve linersız örnekler arasındaki renk farkı değerleri; IPZP/LV grubu için $\Delta E=2.4$, IPZP/LVP grubu için $\Delta E=2.15$, LC/LV grubu için $\Delta E=1.9$ ve LC/LVP grubu için $\Delta E=1.8$ olarak bulunmuştur. Bu değerler klinik algılanabilirlik sınırı olan $\Delta E=2.6$ değerinin altında olduğu için linerın gözle algılanabilir bir etkisinin olmadığı söylenebilir. Yapılan istatistiksel analizde de linerlı örnekler arasında renk farkı açısından anlamlı fark bulunmamıştır.

Liner uygulamasının A_1 renk solüsyonu ile renklendirilmiş ve renklendirilmemiş beyaz zirkonya restorasyonların rengine olan etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada Cercon Base altyapılı örnekleri IPS e.max Ceram ile veneerlerken, liner materyali olarak IPS e.max ZirLiner kullanılmıştır. Renk değerlendirmeleri VITA klasik skalasının A_1 rengine göre yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre skala rengine en yakın renk sergileyen grup liner uygulanmış renklendirilmiş zirkonya grubu iken, kabul edilebilir renk farkı olan diğer grup ise liner uygulanmamış beyaz zirkonya grubudur, ancak kontrol grubuna göre parlak ve daha az sarı renklidir. Yazarlar ideal renge ulaşmak amacıyla renklendirilmiş zirkonya restorasyonlarda veneerleme yapılmadan önce liner uygulanmasını tavsiye etmişlerdir⁸.

Veneer, altyapı ve iki faktörün kombinasyonunun rengine olan etkisi değerlendirildiğinde ise; veneer seramiğinin yarattığı fark gözönünde bulundurularak, gruplar arasında veneer seramiğinin renk açısından istatistiksel olarak belirgin farklılık yarattığı sonucuna ulaşılmıştır ($p<0.05$). Ancak altyapı ve iki faktörün kombinasyonu örneklerin renkleri açısından istatistiksel olarak belirgin bir farklılık yaratmamıştır ($p>0.05$).

Yaygın olarak kullanılan tam seramik sistemleri ile ilgili çalışmalar, klinik uygulamalara ışık tutmaktadır. Renk ve translusensi özelliklerinin, restorasyonun estetiğini belirleyen en önemli faktörlerden olduğu bilinmektedir. Birçok değişkenden etkilenen, tam seramik sistemlerinin renk ve translusensi özellikleri hakkında yeterli bilgiye sahip olabilmek için farklı yöntem ve materyallerin kullanıldığı daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmamızın sonuçlarına göre Lava Plus'ta sağlanan yeni partikül dağılımı ve alümina içeriğinin değişmesiyle translusensi değerleri açısından olumlu sonuç alınmıştır. Böyle yüksek dirence sahip aynı zamanda iyi translusensiye sahip materyallerin geliştirilmesi umut vadeci bir gelişmedir. Çalışmamızda IPS e.max Press materyalinin minimum altyapı kalınlığı olan 0.4 mm esas alınarak zirkonya altyapılar da 0.4 mm olarak hazırlanmıştır. Gerektiği durumlarda bu altyapı kalınlıklarının artmasıyla arada daha bariz bir translusensi ve renk farkı meydana gelebilir.

Çalışmamız tam seramik sistemleri ile ilgili birtakım sorulara cevap verirken yeni soru ve farklı düşünceleri de beraberinde getirdiğinden bu konuyu farklı yönlerden inceleyen ilave çalışmaların yapılması hedeflenmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı veneerleme teknikleri ile üretilmiş ve farklı altyapılara sahip zirkonya restorasyonların rengine ve translusensi özelliğine liner uygulamasının etkisini incelediğimiz çalışmamız dahilinde elde ettiğimiz sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

1. Çalışmamızda kullanılan altyapı materyalinin tipi (Lava/Lava Plus), veneer seramiğinin tipi (Lava Ceram/IPS e.max ZirPress) ve veneerleme tekniği (tabakalama/presleme), materyalin rengini ve translusensi özelliğini etkilemektedir.

2. Lava ve Lava Plus altyapılar üzerine presleme yöntemiyle uygulanan florapatit içerikli IPS e.max ZirPress seramiği, tabakalama yöntemiyle uygulanan feldspatik içerikli Lava Ceram seramiğinden daha translusent özellik gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0.05$).

3. Çalışmamızda Lava'nın yeni nesil zirkonyası olan Lava Plus materyalinin, Lava zirkonya altyapıdan daha translusent bir materyal olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

4. Liner uygulaması, grupların genelinde translusensi artışı ile sonuçlanmıştır. Sadece LC/LV grubunda liner uygulaması translusensi azalmasına sebep olmuştur. Linerın grupların translusensi değerlerinde yarattığı fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

5. Mükemmel optik özellikler sergileyen IPC/IP grubu ile kıyaslandığında en az renk farkı IPZP/LVP/L grubunda görülmüştür.

Buradan yola çıkarak IPZP veneer seramiği, Lava Plus altyapısı ve liner uygulaması ile rengin ideale yaklaştığı sonucuna varılmıştır.

6. Çalışmamızda kullanılan zirkonya grupların kontrol grubu ile olan renk farkı değerleri $\Delta E > 2.6$ olarak bulunduğu için zirkonya grupların kontrol grubuyla olan renk farkları klinik olarak algılanabilir olarak değerlendirilmiştir. LC/LV/LS grubunun kontrol grubuyla renk farkı $\Delta E = 5.5$ olarak belirlenmiştir. Diğer zirkonya gruplardan elde edilen renk farkı değerleri ise $\Delta E < 5.5$ olduğu için grupların renkleri klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir.

7. Linerlı ve linersız örnekler arasındaki renk farkları $\Delta E \leq 2.4$ olarak bulunmuştur. Bu değerler çalışmamızda referans alınan klinik algılanabilirlik sınırı olan $\Delta E = 2.6$ değerinin altında bulunduğu için, liner ın renge gözle algılanabilecek bir etkisi olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

8. Veneer ve altyapı olmak üzere 2 esas faktör gözönüne alınarak yapılan iki yönlü analizin sonucuna göre altyapılar arasındaki renk farkı ve veneer+altyapı kombine olarak değerlendirildiğinde gruplar arasındaki renk farkı anlamsız bulunurken ($p > 0.05$), iki veneer arasındaki renk farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

9. Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde test edilen IPS e.max ZirPress veneer seramiği, Lava Plus altyapı materyali ve liner materyali birlikte kullanılarak çok iyi optik özellikler sergileyen IPS e.max Press sisteminin estetiğine yaklaşıldığı sonucuna varılmıştır. Özellikle anterior restorasyonlarda bu kombinasyon ile oldukça başarılı sonuçlar alınacağı düşünülmektedir. Araştırmamızın daha farklı tam seramik sistemleri ve veneerleme teknikleri kullanılarak in vivo ve in vitro olarak yürütülmesi ileride yapılacak çalışmaların hedefini teşkil etmektedir.

KAYNAKLAR

1. PRESTON, J.D. (1982) Communication, alienation, or confusion. *J Prosthet Dent*, 48(5):599-609.
2. ROSENBLUM, M.A., SCHULMAN, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128(3):297-307.
3. AZER, S.S., AYASH, G.M., JOHNSTON, W.M., KHALIL, M.F., ROSENSTIEL, S.F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 96(6):397-401.
4. SHOKRY, T.E., SHEN, C., ELHOSARY, M.M., ELKHODARY, A.M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 95(2):124-9.
5. ABOUSHELIB, M.N., DE JAGER, N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2007). Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*, 23(8):952-9.
6. OKAMURA, M., CHEN, K.K., KAKIGAWA, H., KOZONO, Y. (2004). Application alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dent Mater*, 23:180-83.
7. LEE, Y.K., CHA, H.S., AHN, J.S. (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*, 97(5):279-86.
8. ABOUSHELIB, M.N., DOZIC, A., LIEM, J.K. (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence Int*, 41(5):84-9.
9. MC LEAN, J.W. (1997). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Vol. 1. Quintessence Publishing Company.
10. AKIN, E. (1990). *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul: İ.Ü Basımevi.
11. NAYIR, E. (1999). *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. İstanbul: İ.Ü Basımevi.
12. VAN DIJKEN, J.W. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 20(12):1115-24.
13. KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75(1):18-32.
14. ANUSAVICE, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th Ed. Saunders.
15. JONES, D.W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29(4):621-44.
16. MCLEAN, J.W., HUGHES, T.H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119(6):251-67.

17. GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., RINGER, S.P., SWAIN, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 20(5):441-8.
18. Glossary of prosthodontic term. (2005). St Louis: Mosby.
19. O'BREIN, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. 3th Ed. Quintessence Publishing Company.
20. CRAIG, R.G. (1996). *Restorative Dental Materials*. 10th Ed. St Louis: Mosby.
21. AKAYA, B., CANIKOGLU, M.B. (2001). Tam seramik sistemleri ve vaka sunumları. *Dişhekimiğinde Klinik Dergisi*, 14:22-28.
22. KAMPOSITORA, P., PAPAVALIIOU, G., BAYNE, S.C., FELTON, D.A. (1996). Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 27(10):701-6.
23. TINSCHER, J., NATT, G., MAUTSCH, W., AUGTHUN, M., SPIEKERMANN, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14(3):231-8.
24. BJORKNER, B., BRUZE, M., MOLLER, H. (1994). High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis*, 30(3):144-51.
25. WHITE, S.N., ZHAO, X.Y., ZHAOKUN, Y., LI, Z.C. (1995). Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 8(5):413-20.
26. FAIRHURST, C.W., ANUSAVICE, K.J., HASHINGER, D.T., RINGLE, R.D., TWIGGS, S.W. (1980). Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *J Biomed Mater Res*, 14(4):435-46.
27. FAIRHURST, C.W., LOCKWOOD, P.E., RINGLE, R.D., THOMPSON, W.O. (1992). The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater*, 8(3):203-7.
28. MACKERT, J.R., EVANS, A.L. (1991). Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res*, 70(2):137-9.
29. KELLY, J.R., CAMPBELL, S.D., BOWEN, H.K. (1989). Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 62(5):536-41.
30. ZENG, K., ODEN, A., ROWCLIFFE, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9(5):434-9.
31. LAWN, B.R., DENG, Y., THOMPSON, V.P. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*, 86(5):495-510.
32. WHITE, S.N., CAPUTO, A.A., VIDJAK, F.M., SEGHI, R.R. (1994). Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*, 10(1):52-8.
33. MCLAREN, E.A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19(3):307-8.

34. ANUSAVICE, K.J., SHEN, C., VERMOST, B., CHOW, B. (1992). Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. *Dent Mater*, 8(3):149-52.
35. DEHOFF, P.H., ANUSAVICE, K.J. (1992). Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *J Dent Res*, 71(5):1139-44.
36. GARVIE, R.C., HANNICK, R.H.J., PASCOE, R.T. (1975). Ceramic steel?. *Nature*, 258:703- 04.
37. RAUCHS, G., FETT, T., MUNZ, D., OBERACKER, R. (2001). Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂- stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc*, 21:2229- 41.
38. PICONI, C., MACCAURO, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1):1-25.
39. SWAIN, M.V. (1989). Toughening mechanisms for ceramics. *Materials Science Forum*, 13:237- 53.
40. LUTHARDT, R.G, SANDKUHL, O., REITZ, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 7(4):113-9.
41. CHEVALIER, J., OLAGNON, C., FANTOZZI, G. (1999). Subcritical crack propagation in 3Y- TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc*, 82:3128- 29.
42. LUTHARDT, R.G., HOLZHUTER, M., SANDKUHL, O., HEROLD, V., SCHNAPP, J.D., KUHLSCH, E. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*, 81(7):487-91.
43. MCLAREN, E.A., WHITE, S.N. (1999). Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 11(8):985-94.
44. GUAZZATO, M., QUACH, L., ALBAKRY, M., SWAIN, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33(1):9-18.
45. KOSMAC, T., OBLAK, C., JEVNIKAR, P., FUNDUK, N., MARION, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15(6):426-33.
46. DERAND, P., DERAND, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13(2):131-5.
47. GUPTA, T.K., LANGE, F.F., BECHTOLD, J.H. (1978). Effect of stress induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing tetragonal phase. *J Mater Sci*, 13:1464- 70.
48. EVANS, A.G., HEUER, A.H. (1980). Review- transformation toughening in ceramics: martensitic transformation in crack- tip stress fields. *J Am Ceram Soc*, 63:241- 48.
49. CONRAD, H.J., SEONG, W.J., PESUN, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98(5):389-404.

50. HEFFERNAN, M.J., AQUILINO, S.A., DIAZ-ARNOLD, A.M., HASELTON, D.R., STANFORD, C.M., VARGAS, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88(1):4-9.
51. HEFFERNAN, M.J., AQUILINO, S.A., DIAZ-ARNOLD, A.M., HASELTON, D.R., STANFORD, C.M., VARGAS, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88(1):10-5.
52. SEGHI, R.R., DENRY, I.L., ROSENSTIEL, S.F. (1995). Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 74(2):145-50.
53. SEGHI, R.R., SORENSEN, J.A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 8(3):239-46.
54. FRADEANI, M., REDEMAGNI, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33(7):503-10.
55. FASBINDER, D.J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23(10):911-6.
56. SCHWEIGER, M.H., HOLAND, W., FRANK, M., DRESCHER, H., RHEINBERGER, V. (1999). IPS Empress II: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quint Dent Technol*, 22:143- 51.
57. QUINN, J.B., SUNDAR, V., LLOYD, I.K. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*, 19(7):603-11.
58. SORENSEN, J. (1999). The IPS Empress II system. Defining the possibilities. *Quint Dent Technol*, 22:153- 63.
59. ESQUIVEL-UPSHAW, J.F., ANUSAVICE, K.J., YOUNG, H., JONES, J., GIBBS, C. (2004). Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, 17(4):469-75.
60. MARQUARDT, P., STRUB, J.R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int*, 37(4):253-9.
61. STAPPERT, C.F., ATT, W., GERDS, T., STRUB, J.R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 137(4):514-22.
62. VITA ZAHNFABRIK. Vita Blocs product information.
63. XIAO-PING, L., JIE-MO, T., YUN-IONG, Z., LING, W. (2002). Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*, 18(3):216-20.
64. GIORDANO, R.A., PELLETIER, L., CAMPBELL, S., POBER, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 73(5):411-8.

65. GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., SWAIN, M.V., IRONSIDE, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15(4):339-46.
66. WAGNER, W.C., CHU, T.M. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76(2):140-4.
67. SORENSEN, J., TORRES, T.J. (1992). In-Ceram alumina ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol*, 15:41- 46.
68. MAGNE, P., BELSER, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10(5):459-66.
69. MCLAREN, E.A., WHITE, S.N. (2000). Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*, 83(2):216-22.
70. CHONG, K.H., CHAI, J., TAKAHASHI, Y., WOZNIAK, W. (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15(2):183-8.
71. SUAREZ, M.J., LOZANO, J.F., PAZ SALIDO, M., MARTINEZ, F. (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, 17(1):35-8.
72. FRADEANI, M., D'AMELIO, M., REDEMAGNI, M., CORRADO, M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36(2):105-13.
73. ODEN, A., ANDERSSON, M., KRYSTEK-ONDRACEK, I., MAGNUSSON, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80(4):450-6.
74. MAY, K.B., RUSSELL, M.M., RAZZOOG, M.E., LANG, B.R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 80(4):394-404.
75. DENISSEN, H.W., VAN DER ZEL, J.M., VAN WAAS, M. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 12(5):395-400.
76. VAN DER ZEL, J.M., VLAAR, S., DE RUITER, W.J., DAVIDSON, C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85(2):61-7.
77. DENISSEN, H., DOZIC, A., VAN DER ZEL, J., VAN WAAS, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84(5):506-13.
78. 3M E. LAVA- technical product profile.
79. 3M E. LAVA PLUS technical product profile.
80. NOBEL B. Procera technical product profile.
81. KAVO. Everest CAD/CAM System Technical Information.
82. DIJIDENT. Hint-Els technical product profile.
83. BESIMO, C.E., SPIELMANN, H.P., ROHNER, H.P. (2001). Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 4(4):243-62.

84. SUTTOR, D., BUNKE, K., HOESCHELER, S., HAUPTMANN, H., HERTLEIN, G. (2001). LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*, 4(3):195-206.
85. FILSER, F., KOCHER, P., WEIBEL, F., LUTHY, H., SCHARER, P., GAUCKLER, L.J. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*, 4(2):89-106.
86. SJOLIN, R., SUNDH, A., BERGMAN, M. (1999). The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2(3):197-207.
87. GIORDANO, R.A. (2002). CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, 51(1):12-5.
88. LUTHARDT, R.G., HOLZHUTER, M.S., RUDOLPH, H., HEROLD, V., WALTER, M.H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20(7):655-62.
89. HEYMANN, H.O., BAYNE, S.C., STURDEVANT, J.R., WILDER, A.D., ROBERSON, T.M. (1996). The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*, 127(8):1171-81.
90. VITA ZAHNFABRIK. Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions. Brochure B.
91. WIELAND. Zeno-TEC technical product profile.
92. STEGER. Zirkonzahn technical product profile.
93. BELL, A.M., KURZEJA, R., GAMBERG, M.G. (1985). Ceramometal crowns and bridges. Focus on failures. *Dent Clin North Am*, 29(4):763-78.
94. PARAVINA, R.D., POWERS, J.M. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*. USA Ed. China Mosby.
95. CHU, F.C., CHOW, T.W., CHAI, J. (2007). Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent*, 98(5):359-64.
96. SHIRAIISHI, T., WOOD, D.J., SHINOZAKI, N., VAN NOORT, R. (2011). Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 27(2):165-72.
97. LIU, M.C. (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *Journal of Prosthodontics*, 19(3):187-93.
98. JOHNSTON, W.M., MA, T., KIENLE, B.H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*, 8(1):79-86.
99. FONDRIEST, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 23(5):467-79.
100. DONOVAN, T.E. (2008). Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 139:14-18.
101. RASETTO, F.H., DRISCOLL, C.F., PRESTIPINO, V., MASRI, R., VON FRAUNHOFER, J.A. (2004). Light transmission through all-

- ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 91(5):441-6.
102. ANDREANA, S. (2010). Restorative options for the periodontal patient. *Dent Clin North Am*, 54(1):157-61.
 103. CHO, M.S., LEE, Y.K., LIM, B.S., LIM, Y.J. (2006). Changes in optical properties of enamel porcelain after repeated external staining. *J Prosthet Dent*, 95(6):437-43.
 104. ABOUSHELIB, M.N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*, 22(9):857-63.
 105. SEGHI, R.R., JOHNSTON, W.M., O'BRIEN, W.J. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res*, 68(12):1755-9.
 106. SEGHI, R.R., HEWLETT, E.R., KIM, J. (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res*, 68(12):1760-4.
 107. LAGOUVARDOS, P.E., FOUZIA, A.G., DIAMANTOPOULOU, S.A., POLYZOIS, G.L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent*, 101(1):40-5.
 108. BERNS, R.S. (2000). *Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology*. 3th Ed. New York: Wiley.
 109. GOZALO-DIAZ, D.J., LINDSEY, D.T., JOHNSTON, W.M., WEE, A.G. (2007). Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. *J Prosthet Dent*, 97(1):45-53.
 110. HUNT, R.W.G. (2001). *Measuring Color*. 3th Ed. England: Fountain Press.
 111. KEYF, F., UZUN, G., ALTUNSOY, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 33(4):52-8.
 112. HERAS, S.M., VALENZUELA, A., BELLINI, R., SALAS, C., RUBINI, M., GARCIA, J.A. (2003). Objective measurement of dental colour for age estimation by spectroradiometry. *Forensic Sci. Int.*, 132:57-62.
 113. BREWER, J.D., WEE, A., SEGHI, R. (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 48(2):341-58.
 114. SCHMITTER, M., MUSSOTTER, K., HASSEL, A.J. (2008). Interexaminer reliability in the clinical measurement of L*C*h* values using a laminar spectrophotometer. *Int J Prosthodont*, 21(5):422-4.
 115. LATH, D.L., WILDGOOSE, D.G., GUAN, Y.H., LILLEY, T.H., SMITH, R.N., BROOK, A.H. (2007). A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *J Clin Dent*, 18(1):17-20.
 116. SEGHI, R.R. (1990). Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *J Dent Res*, 69(5):1180-3.

117. MINOLTA. (1994). Minolta Chroma Meters. Minolta Co.Ltd., Osaka 541-8556, Japan.
118. ANTONSON, S.A., ANUSAVICE, K.J. (2001). Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont*, 14(4):316-20.
119. CHU, F.C., SHAM, A.S., LUK, H.W., ANDERSSON, B., CHAI, J., CHOW, T.W. (2004). Threshold contrast ratio and masking ability of porcelain veneers with high-density alumina cores. *Int J Prosthodont*, 17(1):24-8.
120. VICHI, A., FERRARI, M., DAVIDSON, C.L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*, 83(4):412-7.
121. DOUGLAS, R.D., WEE, A.G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent*, 97:200-8.
122. PARAVINA, R.D., ONTIVEROS, J.C., POWERS, J.M. (2002). Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. *J Esthet Restor Dent*, 14(3):158-66.
123. RAPTIS, N.V., MICHALAKIS, K.X., HIRAYAMA, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26(1):31-41.
124. BALDISSARA, P., LLUKACEJ, A., CIOCCA, L., VALANDRO, F.L., SCOTTI, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, 104(1):6-12.
125. LUND, P.S., CAMPBELL, S.D., GIORDANO, R.A. (1996). Translucency of core and veneer materials for all-ceramic crowns. *J Dent. Res.*, 75:285.
126. CHEN, Y.M., SMALES, R.J., YIP, K.H., SUNG, W.J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater*, 24(11):1506-11.
127. LIM, H.N., YU, B., LEE, Y.K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 104(4):239-46.
128. STAPPERT, C.F., GUESS, P.C., GERDS, T., STRUB, J.R. (2005). All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent*, 18(4):275-80.
129. LUO, X.P., ZHANG, L. (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont*, 19(6):465-70.
130. ABUALSAUD, H., ZANDPARSA, R., HIRAYAMA, H., SADIG, W., ABOUSHELIB, M., SALAMEH, Z. (2011). Color management of the cervical region using different framework materials. *J Esthet Restor Dent*, 23(6):371-8.
131. YILMAZ, B., KARAAGACLIOGLU, L. (2010). In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations. *J Prosthet Dent*, 105:21-27

132. LI, Q., YU, H., WANG, Y.N. (2009). Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater*, 25(2):158-65.
133. BAGIS, B., TURGUT, S. (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 109(3):179-86.
134. SANDUSKY, C.L., HEATH, J.L. (1996). Effect of background color, sample thickness, and illuminant on the measurement of broiler meat color. *Poult Sci*, 75(11):1437-42.
135. AHN, J.S., LEE, Y.K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater*, 24(11):1539-44.
136. JOHNSTON, W.M., KAO, E.C. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res*, 68(5):819-22.
137. RAGAIN, J.C.J., JOHNSTON, W.M. (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Col Res Appl*, 25:278-85.
138. RUYTER, I.E., NILNER, K., MOLLER, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater*, 3(5):246-51.
139. STAWARCZYK, B., OZCAN, M., ROOS, M., TROTTMANN, A., SAILER, I., HAMMERLE, C.H. (2011). Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater*, 27(10):1045-53.
140. PREIS, V., LETSCH, C., HANDEL, G., BEHR, M., SCHNEIDER-FEYRER, S., ROSENTRITT, M. (2013). Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dent Mater*, 29(7):113-21.
141. ABOUSHELIB, M.N., DE JAGER, N., KLEVERLAAN, C.J., FEILZER, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21(10):984-91.
142. ALGHAZZAWI, T.F., LEMONS, J., LIU, P.R., ESSIG, M.E., JANOWSKI, G.M. (2012). Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*, 107(5):300-8.
143. KIM, S.T., PARK, J.A., BAIK, J., KWON, K.R., LEE, S.B., WOO, Y.H., CHOI, D.G., KIM, H.S. (2009). Fluorescent effect of zirconia liner on zirconia coping. *Dent Mater*, 25(5):41-42.