

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI ZİRKONYA TAM SERAMİK SİSTEMLERİNİN
TRANSLUSENSİ VE RENK ÖZELLİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ

Protetik Diş Tedavisi Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

LEFKOŞA

2011

Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 13/05/2011

İmza

Jüri Başkanı

Prof.Dr.Mutahhar ULUSOY



Jüri

Prof.Dr.Hakan TERZİOĞLU



Jüri

Prof.Dr.Ayhan GÜRBÜZ



Jüri

Yrd.Doç.Dr. Oğuz OZAN



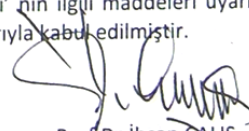
Jüri

Yrd.Doç.Dr. Gökçe MERİÇ



ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği' nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof.Dr.İhsan ÇALIŞ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, diş hekimliğine ve hayata dair engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimimdeki önemli katkılarından dolayı, başta Prof. Dr. A. Kevser AYDIN, Prof. Dr. A. Ersan ERSOY ve Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU olmak üzere, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD'daki değerli hocalarıma teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tez çalışmam ve eğitimimde büyük emeği olan Yrd. Doç. Dr. Oğuz OZAN'a; çok uzakta olmasına rağmen her zaman yanımda olan, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Burak YILMAZ'a çok teşekkür ederim.

Anlayışları ve yardımları için başta Simge TAŞAR ve Emre ŞEKER olmak üzere çalışma arkadaşlarıma; YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Laboratuvarı çalışanlarından Ahmet BÖLÜKKÜÇÜK, Önder AYTEN, İbrahim ÇİÇEK'e ve Diş-Mat A.Ş.'den Aksu TRAKYALI' ya teşekkür ederim.

On yıldır her zaman olduğu gibi, tez çalışmam sırasında da yanımda olan Dişhek. Esra CENGİZ'e dostluğu ve desteği için teşekkür ederim.

Hayatım boyunca attığım her adımı destekleyen, sevgi ve inançları ile her konuda yanımda olan aileme sonsuz teşekkür ederim.

Sevgisi, bilgisi, yardımı, anlayışı ve sabrı ile tez çalışmam süresince bana en büyük desteği sağlayan eşim Yrd. Doç. Dr. H. Güney YILMAZ' a tüm kalbimle teşekkür ederim.

Beni gururla izlediğini düşündüğüm annem Şehri KURTULMUŞ' un aziz anısına...

Bu tez Yakın Doğu Üniversitesi TC/KKTC Bilimsel Araştırma Projesi tarafından desteklenmiştir (Proje no: YDÜ/2010-1-06).

ÖZET

Kurtulmuş Yılmaz, S. Farklı Zirkonya Tam Seramik Sistemlerinin Translusensi ve Renk Özelliklerinin Karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2011.

İtiryum 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, Y-TZP alt yapılar farklı tekniklerle renklendirilerek ve translusensi özellikleri arttırılarak, daha estetik restorasyonlar oluşturulmaya çalışılmaktadır. Bu tez çalışmasının amacı, farklı zirkonya tam seramik sistemlerinin translusensi özelliklerini değerlendirmek, farklı alt yapı renklendirme tekniklerinin istenilen rengi elde etmedeki başarılarını ve birbirlerine göre üstünlükleri karşılaştırmaktır. Bu çalışmada 3 farklı Y-TZP sisteminin optik özellikleri lityum disilikat esaslı tam seramik sistemi (IPS e.max Press, kontrol grubu) ile kıyaslanmıştır. In-Ceram YZ (YZ), ICE Zirconia (ZZ) ve Katana (KTN) sistemlerinden ve kontrol grubundan, Vitapan Classical renk skalasına göre A1, A2, A3.5 renklerde ve 0.5 mm kalınlığında tablet şeklinde örnekler hazırlanmıştır (n=11). Alt yapı örneklerine sistemlerin önerdiği veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmıştır. Her aşamada yapılan renk ve translusensi ölçümleri, VITA Easyshade Compact spektrofotometre ile gerçekleştirilmiştir. Alt yapı örneklerinin translusensi değerlendirmeleri için kontrast oran ve translusensi parametresi yöntemleri kullanılmıştır. Renk ölçümleri için CIE L*a*b* parametreleri kaydedilmiş, hedeflenen rengi elde etmedeki başarının değerlendirilmesi için spektrofotometrenin restorasyon ölçüm modu kullanılmıştır. Veriler tek yön varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile istatistiksel olarak analiz edilmiş, renk farkları klinik kabul edilebilirlik tolerans değerlerine göre sınıflandırılmıştır. Değerlendirilen tüm Y-TZP alt yapı örnekleri kontrol grubundan daha düşük translusensi özelliği göstermişlerdir ($p<0.05$). ZZ sistemi en az translusent grup iken, YZ ve KTN sistemlerinin birbirlerine göre üstünlükleri bulunamamıştır ($p<0.05$). Veneer seramiği uygulandığında, A1 renkteki KTN ve YZ sistemleri ile kontrol grubu arasında translusensi farkı bulunamamıştır ancak A2 ve A3.5 renklerdeki örneklerin kontrol grubundan daha az translusent olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Bu çalışmanın sınırları dahilinde, farklı alt yapı renklendirme tekniklerinin birbirlerine göre üstünlükleri tespit

edilememiştir. Hedeflenen renk ile sonuç renk arasındaki fark değerlendirildiğinde, A1 renkteki KTN grubu hariç tüm renk farkları klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. Test edilen sistemler arasında en düşük Delta E değerleri YZ sistemine ait örneklerde tespit edilmiştir.

Anahtar kelimeler: Y-TZP, estetik, spektrofotometre, kontrast oran, translusensi parametresi

Destekleyen kurum: Yakın Doğu Üniversitesi TC/KKTC Bilimsel Araştırma Projesi (Proje No: YDÜ/2010-1-06)

ABSTRACT

Kurtulmuş Yılmaz, S. Comparison of the Translucency and Color Properties of Different Zirconia All-Ceramic Systems. Near East University Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, Lefkoşa, 2011.

Yttrium partially stabilized polycrystalline zirconia (Y-TZP) is the material of choice for all-ceramic restorations with its excellent mechanical properties. However, the polycrystalline content causes increased opacity that changes the optical properties of the material. Accordingly, in vitro and in vivo research studies have been performed to improve the optical properties of Y-TZP cores to achieve more esthetic restorations. The aim of this study was to evaluate and compare the translucency and color reproduction capability of different all-ceramic systems. The translucency of 3 different Y-TZP systems colored with different techniques was compared with a lithium disilicate glass-ceramic (IPS e.max Press, control group). Tablet shaped specimens with 0.5 mm thickness were fabricated from In-Ceram YZ (YZ), ICE Zirconia (ZZ) and Katana (KTN) systems in A1, A2 and A3.5 shades according to Vitapan Classical shade tab (n=11). Specimens were then veneered and glazed with corresponding layering porcelain recommended by each zirconia system manufacturer. The translucency and color coordinates of specimens were measured using VITA Easyshade Compact spectrophotometer after each stage. Contrast ratios and translucency parameters were used to assess the translucency of systems. For color evaluation, CIE L*a*b* color coordinates were recorded and the restoration mode of spectrophotometer was used to calculate the color difference between intended and reproduced color of specimens. Data were statistically analyzed with one-way analysis of variance and Tukey multiple comparison test. Color difference values were rated in terms of clinical acceptability thresholds. The control group was significantly more translucent than the Y-TZP systems ($p<0.05$). ZZ cores showed the least translucency ($p<0.05$). Neither YZ nor KTN systems were superior to each other in terms of translucency ($p<0.05$). Although there was no translucency difference among the veneered specimens of A1 shaded YZ, KTN systems and the control group, A2 and A3.5 shaded veneered Y-TZP specimens were less translucent ($p<0.05$) than the control group. Within the limitations of this study, it can be concluded that none of the coloring techniques were superior to the other in terms of translucency. All color difference values between the intended and

reproduced color were within clinically acceptable range except for KTN specimens in A1 shade. YZ specimens had the lowest Delta E values among the tested specimens.

Key words: Y-TZP, esthetics, spectrophotometer, contrast ratio, translucency parameter

Supported by Yakın Doğu Üniversitesi TC/KKTC Bilimsel Araştırma Projesi (Grant no: YDÜ/2010-1-06)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
TABLolar DİZİNİ	xix
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Dental Seramiğin Yapısı	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	4
2.1.2.1. Mikroyapılarına göre seramiklerin sınıflandırılması	6
2.1.2.1.1.Camsı seramikler	6
2.1.2.1.2.Partikül doldurucu ile güçlendirilmiş cam seramikler	6
2.1.2.1.3. Polikristalin seramikler	14
2.1.3. İtiryum Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP)	16
2.1.3.1. Y-TZP'nin yapısı ve özellikleri	16
2.1.3.2. Y-TZP tam seramik restorasyonların üretimi	18
2.1.3.2.1. Y-TZP bloklar	18

2.1.3.2.2. CAD/CAM sistemleri	20
2.1.3.2.3. Kopya freze sistemleri	28
2.2. Işık ve Renk	30
2.2.1. Munsell Renk Sistemi	32
2.2.2. CIE L*a*b* Sistemi	35
2.2.3. Renk ve Işıkla İlgili Terimler	39
2.2.3.1. Metamerizm	39
2.2.3.2. Translusensi ve opasite	39
2.2.3.3. Floresans özellik	41
2.2.3.4. Opelasans özellik	41
2.2.4. Dişlerin Optik Özellikleri	42
2.2.5. Renk Ölçüm Yöntemleri	43
2.2.5.1. Görsel Ölçüm	44
2.2.5.1.1. Renk skalaları	44
2.2.5.1.2. Işık kaynağı	47
2.2.5.1.3. Renk seçiminde çevresel faktörler	48
2.2.5.1.4. Görsel renk seçimi metodu	49
2.2.5.2. Renk ölçüm cihazları	50
2.2.5.2.1. Kolorimetre	52
2.2.5.2.2. Spektoradyometre	54
2.2.5.2.3. Spektrofotometre	54
2.2.5.2.4. Dijital kamera	57
3. GEREÇ ve YÖNTEM	60

3.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	60
3.1.1. In-Ceram YZ (YZ) Örneklerin Hazırlanması	60
3.1.2. ICE Zirconia (ZZ) Örneklerin Hazırlanması	62
3.1.3. Katana (KTN) Örneklerin Hazırlanması	64
3.2. IPS e.max Press (IPS) Örneklerin Hazırlanması	65
3.3. Alt Yapı Örneklerinin Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	68
3.3.1. Kontrast Oranın Belirlenmesi	68
3.3.2. Translusensi parametresinin belirlenmesi	69
3.4. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması	70
3.5. Alt Yapı Örneklerinin Renk Ölçümlerinin Yapılması	70
3.6. Alt Yapı Örneklerine Veneer Seramiği Uygulanması	71
3.7. Veneer Seramiği Uygulanmış Örneklerin Translusensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması	74
3.8. Veneer Seramiği Uygulanmış Örneklerle Glaze İşlemi Yapılması	75
3.9. Glaze İşlemi Yapılmış Örneklerin Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	76
3.10. Glaze İşlemi Yapılmış Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	76
3.11. Renk farkının (ΔE) Hesaplanması	77
3.12. Glaze İşlemi Uygulanmış Örneklerin Amaçlanan ve Sonuç Renk Değerleri Arasındaki Farkın Hesaplanması	77
3.13. Renk Farkının (ΔE) Yorumlanması	79
3.14. İstatistiksel Analiz	79
4.BULGULAR	80

4.1. Translusensi Bulguları	80
4.1.1. Kontrast Oran Yöntemi Bulguları	80
4.1.2. Translusensi Parametresi Yöntemi Bulguları	88
4.2. Renk Ölçümleri Bulguları	94
4.2.1. CIE L*a*b* Parametreleri	94
4.2.2. ΔE Değerleri	104
5.TARTIŞMA	107
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	127
KAYNAKLAR	129
YAYINLAR	149

SİMGELER VE KISALTMALAR

a^*	CIE renk sistemi kırmızı-yeşil koordinatı
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$Al_2O_3.SiO_2.2H_2O$	Alüminyum hidrat silikat
b^*	CIE renk sistemi sarı-mavi koordinatı
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
CIE LUV	Renk sistemi
CIE XYZ	Renk sistemi
CRI	Renk sunum indeksi
ΔE	Renk farkı değeri
Dk	Dakika
g/cm^3	Gram/santimetreküp
GPa	Gigapaskal
HSB/HSV	Renk tonu, renk doygunluğu ve parlaklık
HV	Sertlik değeri
IPS	IPS e.max Press tam seramik sistemi
ISO	Uluslararası standartlar organizasyonu
$^{\circ}K$	Kelvin
$K_2Mg_5SiO_2OF_4$	Tetrasilisik flormika
$K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$	Potasyum alüminyum silikat
KO	Kontrast oran

KTN	Katana tam seramik sistemi
L^*	CIE renk sistemi renk değeri koordinatı
LCD	Liquid Crystal Diode
Lch	Parlaklık, renk yoğunluğu, renk tonu
LED	Light Emitting Diode
$MgAl_2O_4$	Magnezyum spinel
μm	Mikrometre
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
nm	Nanometre
CIE RGB	Renk sistemi
$^{\circ}C$	Santigrat derece
SiO_2	Silisyum oksit, silika
SS	Standart sapma
TP	Translusensi parametresi
USB	Universal Standard Buss
$Wm K^{-1}$	Termal iletkenlik katsayısı
Y_2O_3	İtriyum oksit
Y-TZP	İtriyum ile kısmen stabilize edilmiş polikristalin zirkonya
Y_{xy}	Parlaklık ve renk koordinatları
YZ	In-Ceram YZ tam seramik sistemi
ZrO_2	Zirkonyum oksit, zirkonya
ZZ	ICE Zirconia tam seramik sistemi

ŞEKİLLER

2.1. Y-TZP' nin dönüşüm sertleşmesi	16
2.2. Elektromanyetik enerji spektrumu	30
2.3. Munsell'in renk tonu	32
2.4. Renk değeri	33
2.5. Renk yoğunluğu (kroma)	34
2.6. Renk değeri ve yoğunluğu	34
2.7 Munsell'in renk diagramları	35
2.8. Munsell'in renk diagramları	35
2.9. CIE L*a*b* koordinatları	36
2.10. CIE L*a*b* renk sistemi	36
2.11. Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü	40
2.12. Vitapan Classical renk skalası	45
2.13. Toothguide 3D-Master skalası	46
2.14. Linearguide 3D-Master skalası	47
2.15. CIE aydınlatma ve görüş geometrileri	50
2.16. ShadeEye NCC kolorimetre	53
2.17. VITA Easyshade spektrofotometre	56
2.18. VITA Easyshade Compact spektrofotometre	57
2.19. ShadeScan dijital görüntüleme ve renk analiz cihazı	58
2.20. ShadeRite Dental görüntüleme sistemi	59
3.1. YZ alt yapı örnekleri	61
3.2. Işıkla sertleşen hibrit kompozit rezin plaka, kesilen	62

örnekler ve polimerizasyon kutusu	
3.3. ZZ alt yapı örnekleri	63
3.4. KTN alt yapı örnekleri	64
3.5. Tijlenen mum örneklerin manşete yerleştirilmesi	65
3.6. Manşetten çıkarılmış IPS örnekler	66
3.7. IPS alt yapı örnekleri	67
3.8. Translusensi değerlendirmesi için örneklerin beyaz ve siyah arka plan üzerinde CIE L*, a* ve b* değerlerinin ölçülmesi	68
3.9. Renk ölçüm kutusu ve VITA Easyshade Compact	70
3.10. Nötral gri arka plan üzerinde renk ölçümlerinin yapılması	71
3.11. LL1 renkteki YZ alt yapıya A1 renkteki veneer seramiğinin uygulanması	72
3.12. KTN KT13 renkteki altyapı örneklerine A2 renkte uygulanmış olan veneer seramiği ve fırınlama sonrası görüntüsü	73
3.13. Örneklerin kalınlıkların dijital kumpasla kontrol edilmesi	74
3.14. Veneer seramiği uygulanmış ve kalınlıkları 1.5 mm olacak şekilde tesviye edilmiş KTN KT12 ve KT14 örnekler	74
3.15. Farklı renk ve sistemlere ait glaze işlemi uygulanmış örnekler	76
3.16. Spektrofotometrenin restorasyon ölçüm modunun seçilmesi ve kıyaslanmak istenen rengin Vitapan Classical skalasına göre kodunun girilmesi	78
3.17. Ölçüm sonucunun başarısının yıldızlarla ifade edilmesi ve ΔE değerinin belirlenmesi	78
4.1. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki alt yapı örneklerinin KO	81

değerleri arasındaki ilişki	
4.2. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki veneer seramiği uygulanmış örneklerinin KO değerleri arasındaki ilişki	82
4.3. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki glaze işlemi uygulanmış örneklerinin KO değerleri arasındaki ilişki	82
4.4. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki alt yapı örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki	89
4.5. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki veneer seramiği uygulanmış örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki	89
4.6. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki glaze işlemi uygulanmış örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki	90
4.7. Farklı sistem ve renklerdeki alt yapı örneklerinin CIE L* değerleri arasındaki ilişki	96
4.8. Farklı sistem ve renklerdeki alt yapı örneklerinin CIE a* değerleri arasındaki ilişki	96
4.9. Farklı sistem ve renklerdeki alt yapı örneklerinin CIE b* değerleri arasındaki ilişki	96
4.10. Farklı sistem ve renklerdeki alt yapı örneklerinin CIE L* değerleri arasındaki ilişki	98
4.11. Farklı sistem ve renklerdeki alt yapı örneklerinin CIE a* değerleri arasındaki ilişki	98
4.12. Farklı sistem ve renklerdeki alt yapı örneklerinin CIE b* değerleri arasındaki ilişki	98

4.13. Farklı sistem ve renklerdeki glaze işlemi uygulanmış örneklerin CIE L* değerleri arasındaki ilişki	100
4.14. Farklı sistem ve renklerdeki glaze işlemi uygulanmış örneklerin CIE a* değerleri arasındaki ilişki	100
4.15. Farklı sistem ve renklerdeki glaze işlemi uygulanmış örneklerin CIE b* değerleri arasındaki ilişki	100

TABLolar

2.1. Seramikler: bileşimleri, endikasyonları ve ticari örnekler	7
2.2. Y-TZP'nin özellikleri	17
2.3. Farklı CAD/CAM sistemlerinin tarayıcı özellikleri	22
2.4. Renk belirleme sistemleri	31
2.5. Algılanabilir ve kabul edilebilir renk farkı (ΔE^*) tolerans değerleri ile ilgili araştırmalar	38
2.6. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri	38
3.1. Alt yapı sistemlerinin önerdikleri veneer seramikleri	71
3.2. Veneer seramiklerinin I. dentin fırınlama özellikleri	73
3.3. Veneer seramiklerinin uyumlu oldukları glaze tozları	75
3.4. Veneer seramiği uygulanmış örneklerin glaze işlemi için fırınlama ısı ve süreleri	75
4.1. Ortalama KO değerleri ve SS'ları	81
4.2. Aynı renkte hazırlanmış olan farklı sistemlere ait örneklerin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	85
4.3. Aynı sisteme ait farklı renkteki alt yapı örneklerinin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	87
4.4. Aynı sisteme ait farklı renkteki veneer seramiği uygulanmış örneklerin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	87

4.5. Aynı sisteme ait farklı renkteki glaze işlemi uygulanmış örneklerin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	87
4.6. Ortalama TP değerleri ve SS'ları	88
4.7. Aynı renkte hazırlanmış olan farklı sistemlere ait örneklerin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	91
4.8. Aynı sisteme ait farklı renkteki alt yapı örneklerinin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	93
4.9. Aynı sisteme ait farklı renkteki veneer seramiği uygulanmış örneklerin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	93
4.10. Aynı sisteme ait farklı renkteki glaze işlemi uygulanmış örneklerin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri	93
4.11. Farklı renklerdeki alt yapı örneklerinin ortalama CIE $L^*a^*b^*$ parametreleri ve SS'ları	95
4.12. Veneer seramiği uygulanmış, farklı sistemlere ait farklı renklerdeki örneklerin ortalama CIE $L^*a^*b^*$ parametreleri ve SS'ları	97
4.13. Glaze işlemi uygulanmış, farklı sistemlere ait farklı renklerdeki örneklerin ortalama CIE $L^*a^*b^*$ parametreleri ve SS'ları	99
4.14. Farklı sistemlerin aynı renklerde hazırlanan alt yapı	101

- örneklerinin CIE L^* , a^* ve b^* değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri
- 4.15. Farklı sistemlerin aynı renklerde hazırlanan veneer seramiği uygulanmış örneklerinin CIE L^* , a^* ve b^* değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri 102
- 4.16. Farklı sistemlerin aynı renklerde hazırlanan glaze işlemi uygulanmış örneklerinin CIE L^* , a^* ve b^* değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri 103
- 4.17. Farklı sistemlere ait alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerinin CIE $L^*a^*b^*$ değerleri arasındaki ilişki 104
- 4.18. Farklı sistemlerin farklı renklerde hazırlanan örneklerinin hedeflenen renkle arasındaki ortalama renk farkı (ΔE) değerleri, SS'ları ve klinik renk eşleşme başarıları 105
- 4.19. Farklı sistemlere ait farklı renklerdeki alt yapı – veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örnekler arasındaki renk farkı 106

1.GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinde, materyal ve teknolojideki gelişmeler biyomekanik özelliklerin yanında estetik beklentileri de arttırmıştır. Doğru renk seçimi ve doğal diş ile seramik restorasyonlar arasındaki renk uyumunun sağlanması, estetiğin önem kazandığı son dönemlerde başarının anahtarı olmuştur.

Metal destekli restorasyonlar en yaygın olarak uygulanan sabit protetik restorasyonlar olmalarına rağmen, özellikle estetiğin ön plana çıktığı bölgelerde metal altyapıları nedeniyle beklentileri karşılamakta yetersiz kalabilmektedir (Al-Wahadni *et al.*, 2002; Zhang *et al.*, 2004). Tam seramik restorasyonlar ise metal destekli seramik restorasyonlardan farklı optik özelliklere sahip oldukları için, estetik açıdan daha üstündürler (Raptis *et al.*, 2006).

Metal içermeyen, estetik ve biyouyumlu restoratif bir materyal arayışında önemli bir basamak, 1965 yılında McLean' in fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla feldspatik porselen yapısına Al_2O_3 eklemesidir (Conrad *et al.*, 2007). Ancak bu materyalin kırılma direnci, gerilme ve aşınma direncinin düşük olması, marjinal uyumunun yetersizliği klinik kullanımını kısıtlamıştır (Sjögren *et al.*, 1999). Sonraki yıllarda tam seramik restorasyonlar üzerine çalışmalar hızlanmıştır. Cam infiltre alümina seramikler ve lityum disilikat cam seramiklerin geliştirilmesiyle, anterior bölgede üç üyeli tam seramik köprüler (Raigrodski, 2004); zirkonyum ile güçlendirilmiş cam infiltre alümina seramiklerin kullanıma girmesi ile de posterior üç üyeli köprüler yapılmaya başlanmıştır (Conrad *et al.*, 2007; Powers ve Sakaguchi, 2006, s.454).

Günümüzde, itriyum-stabilize tetragonal polikristalin zirkonyumun (Y-TZP) geliştirilmesi üç ve dört üyeli tam seramik köprülerin yapılmasına olanak vermiş (Raigrodski, 2004); direnç, dönüşüm sertleşmesi, optik özellikler, kimyasal ve yapısal stabilite gibi özellikler zirkonyumu tercih edilen bir alt yapı materyali haline getirmiştir (Denry ve Kelly, 2008). Bununla birlikte, alt yapının direncini arttırmak için ilave edilen polikristalin komponentlerin miktarı arttıkça, yapı daha opak bir hale gelmekte, translusensi azaldığı için estetik problemler ortaya çıkmaktadır (Kelly, 2004).

Tam seramik sistemlerde altyapının rengi ve translusensisi restorasyonun estetiğini önemli derecede etkilemektedir (Ilie ve Hickel, 2008). Zirkonya esaslı tam seramik sistemlerin renk özelliklerini geliştirmek amacıyla zirkonya alt yapılar renklendirilmektedir (Shah *et al.*, 2008). Renklendirme işlemleri yüksek sıcaklıklarda sinterlenmeden önce Y-TZP tozuna metal oksitlerin eklenmesi (Cales, 1998) veya freze edilmiş restorasyonların, sinterleme öncesindeki aşamada, eser elementlerin klorid solüsyonlarına infiltre edilmesi (Kulkarni *et al.*, 2001) şeklinde yapılmaktadır. Ancak literatür incelendiğinde, bu yöntemlerin zirkonya alt yapıların renk ve translusensi özellikleri üzerindeki etkileri ve farklı yöntemlerle renklendirilen sistemlerin birbirlerine göre üstünlükleri üzerine bilginin sınırlı olduğu görülmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı In-Ceram YZ (Vita), ICE Zirconia (Zirkonzahn) ve Katana (Noritake) zirkonya tam seramik sistemlerinin, estetik açıdan materyal seçiminde önemli bir etkisi olan translusensi özelliklerini IPS e.max Press (Ivoclar) sistemi ile kıyaslayarak değerlendirmek, farklı altyapı renklendirme tekniklerinin istenilen rengi elde etmedeki başarılarını ve birbirlerine göre üstünlükleri karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiğin Yapısı

Topraksı bir materyal olan seramik, genel olarak silikat yapısındadır ve ismini Yunanca' da yanık madde anlamına gelen "keramikos" kelimesinden almaktadır (Rosenblum ve Schulman, 1997). Seramik bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle oksijenle, yaptığı bir kombinasyondur (Zaimoğlu *et al.*, 1993, s. 355; Rosenblum ve Schulman, 1997). Büyük olan oksijen atomları bir matriks gibi görev yaparak, daha küçük metal atomlarını ve yarı metal silikon atomlarını iyonik ya da kovalent karakterdeki bağlarla sarmaktadır. Bu güçlü bağlar seramiklere stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlamaktadır. Ancak bu yapı, düşük ısı ve elektrik geçirgenliği ile kırılabilirlik gibi istenmeyen özelliklere de neden olmaktadır (Zaimoğlu *et al.*, 1993, s. 365-366).

Dental seramiğin bileşimi temel olarak feldspar, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır (O'Brien, 2002, s. 210; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 444; Zaimoğlu *et al.*, 1993, s. 355).

Feldspar, seramiğe doğal bir translusensi vermekte ve ana yapıyı oluşturmaktadır. Potasyum alüminyum silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve albit karışımıdır. Birleştirici özelliği ile fırınlama sırasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarmakta ve kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır (van Noort, 2007, s. 240; Zaimoğlu *et al.*, 1993, s. 355).

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapmaktadır. Fırınlama işlemi sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önleyerek kitleye stabilite sağlamaktadır. Erime ısısı çok yüksek olduğu için yüksek sıcaklıklarda restorasyonun şeklini korumasına yardım etmektedir (van Noort, 2007, s. 240; Zaimoğlu *et al.*, 1993, s. 355).

Çin kili olarak da isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Isıya oldukça dayanıklıdır ancak opak olduğu için çok az miktarda kullanılmaktadır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi yapmaktadır. Seramik hamuruna elastikiyet vererek elde işlenebilmesini de kolaylaştırmaktadır (van Noort, 2007, s. 240; Zaimoğlu *et al.*, 1993, s. 355).

Seramiğın bileşiminde, bu üç ana madde dışında, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da bulunabilmektedir (Anusavice, 2003, s. 670; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 446; Zaimoğlu *et al.*, 1993, s. 356).

2.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler pişirme ısılarına, kullanım yerlerine, mikroyapılarına ve üretim tekniklerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilirler.

Pişirme ısılarına göre (O'Brien, 2002, s. 210)

- Yüksek ısı seramikleri (1288°C - 1371°C)
- Orta ısı seramikleri (1093°C - 1260°C)
- Düşük ısı seramikleri (660°C - 1066°C)

Kullanım yerlerine göre (Anusavice, 2003, s. 663)

- Hareketli protez dişlerinin yapımında kullanılan seramikler
- Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
- Veneer seramikleri

Üretim tekniklerine göre

- Metal destekli seramik kronlar (O'Brien, 2002, s. 211-212)
 - Döküm metal üzerine hazırlanan seramikler
 - Platin veya altın folyo üzerine bitirilen seramikler
 - Elektroliz metal alt yapı üzerine hazırlanan seramikler
- Metal desteksiz seramik kronlar (Rosenblum ve Schulman; 1997)
 - Sinterlenen seramikler
 - Dökülebilir seramikler
 - Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilen seramikler
 - Cam infiltre seramikler
 - Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler
 - Kopya freze yöntemi ile üretilen seramikler

Mikroyapılarına göre (Anusavice, 2003, s. 663; Denry, 1996; Kelly, 2004)

- Camsı seramikler
- Partikül doldurucu ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - Flormika içeren cam seramikler
 - Alümina ile güçlendirilmiş cam seramikler

- Alümina ve magnezyum spinel ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Alümina ve zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Polikristalin seramikler
 - Alüminyum oksit polikristalin seramikler
 - Zirkonyum oksit polikristalin seramikler

2.1.2.1. Mikroyapılarına göre seramiklerin sınıflandırılması

2.1.2.1.1.Camsı seramikler

Mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi taklit eden dental seramikler camsı seramiklerdir. Camlar atomların üç boyutlu ağ yapısı oluşturmasıyla meydana gelmektedirler ve düzenli bir yapıları yoktur. Dental seramiklerdeki camlar feldspar adı verilen bir grup mineralden elde edilmiş ve silika (silikon oksit) ve alümina (alüminyum oksit) üzerine kurulmuşlardır. Bu nedenle feldspatik porselenler, alüminosilikat camların alt kümesidirler. Feldspar yapısındaki camlar fırınlama sırasında kristalizasyona (devitrifikasyon) dirençlidirler, uzun fırınlama ısı aralığına sahiptirler ve biyouyumludurlar. Camsı seramikler seramik altyapıların veneerlenmesinde, inley ve onleylerde, veneer kronlarda kullanılmaktadırlar (Tablo 2.1.) (Kelly, 2004).

2.1.2.1.2.Partikül doldurucu ile güçlendirilmiş cam seramikler

Doldurucu partiküller temel cam bileşimine mekanik özellikleri geliştirmek, renk ve opasite gibi optik efektleri kontrol etmek için eklenmektedirler. Bu doldurucular genellikle kristalindir fakat daha yüksek derecede eriyen camların partikülleri de olabilmektedirler (Tablo 2.1.) (Kelly, 2004).

Tablo 2.1. Seramikler: bileşimleri, endikasyonları ve ticari örnekler (Kelly, 2004).

	Temel	Doldurucular	Endikasyonları	Ticari örnekler
Camsı seramikler	Feldspatik cam	Boyayıcı maddeler, opaklaştırıcılar, yüksek derecede eriyen cam partikülleri	Seramik altyapılar için veneer olarak, inleyler, onleyler veneerler	Alpha, VM7 (Vita) Allceram (Degudent) Mark II (Vita)
Orta derecede doldurucu içeren cam seramikler	Feldspatik cam	Lösit (kütlece %17-25) boyayıcı maddeler, opaklaştırıcılar, yüksek derecede eriyen cam partikülleri	Metal altyapılar için veneer, inleyler, onleyler, veneerler	VMK- 95 (Vita) Omega 900 (Vita) Vita response (Vita) Ceramco II (Dentsply) Ceramco 3 (Dentsply) IPS d. SIGN (Ivoclar-Vivadent) Avante (Pentron)
Yüksek derecede doldurucu içeren cam seramikler	Feldspatik cam	Lösit (kütlece %40-55) boyayıcı maddeler, opaklaştırıcılar	Tek üye kronlar, inleyler, onleyler, veneerler	Empress (Ivoclar) OPC (Pentron) Finesse All-Ceramic (Dentsply)
	Feldspatik cam	Alüminyum oksit (kütlece %55)	Tek üye kronlar)	Vitadur-N (Vita)
	Lantan	Alüminyum oksit (hacimce %70)	Tek üye kronlar, anterior 3 üyeli köprüler	In-ceram Alumina (Vita)
	LABS	Alüminyum oksit (hacimce %50) Zirkonyum oksit (hacimce %20)	Tek üye kronlar, 3 üyeli köprüler	In-ceram Zirconia (Vita)

	Modifiye feldspatik cam	Lityum disilikat (hacimce %70)	Tek üye kronlar, anterior 3 üyeli köprüler	Empress 2 (Ivoclar) 3G (Pentron)
Polikristalin seramikler	Alüminyum oksit	(<kütlece %0.5)	Tek üye kronlar	Procera AllCeram (Nobel Biocare)
	Zirkonyum oksit	Yttrium oksit (kütlece %3-5)	Tek üye kronlar, 3 üyeli köprüler 4 üyeli köprüler	Procera AllZirkon (Nobel Biocare) Cercon (Dentsply) Lava (3M-ESPE) In-ceram YZ (Vita)

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler

Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu, lösit adı verilen, potasyum alümina silikat yapıdaki kristalin mineral partikülleridir (Anusavice, 2003, s. 684; Denry, 1996). Bu doldurucu, metal destekli seramik restorasyonlarda, seramiğin metal altyapı üzerine başarılı bir şekilde fırınlanmasını sağlamak amacıyla ilave edilmiştir. Feldspatik camlarla kıyaslandığında daha yüksek termal genleşme/büzülme katsayısına sahip olan lösitin %17-25 oranında eklenmesiyle, fırınlama sırasında dental alaşımlarla ısısal olarak uyumlu seramikler elde edilmektedir (Kelly, 2004).

Lösitin tam seramikler için kullanımı, 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde geliştirilen ve 1990 yılında piyasaya sunulan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi ile gerçekleşmiştir. Bu sistemin en önemli avantajı, materyalin içinde homojen olarak dağılan lösit

kristallerinin, mikroçatlakların oluşumuna neden olan gerilme stresine karşı koyan bir bariyer oluşturmaktadır (Dong *et al.*, 1992).

IPS Empress sisteminde üretilmek istenen restorasyonun mum modelajı hazırlanır, fosfat bağlı revetmana alınır ve kayıp mum tekniği ile negatifi elde edilir. Kütlece %35-55 oranında lösit içeren seramik tabletler fırına yerleştirilir, 1200°C ısıda ve basınç altında kalıbın içerisine sevk edilir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 452). Isı ve basıncın bir arada kullanılması, seramiğin büzülme miktarının azalmasını ve daha yüksek bir bükülme direncine sahip olmasını sağlamaktadır (El-Mowafy ve Brochu, 2002). Ancak 120 MPa bükülme direncine sahip olması (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 452), bu seramiğin kullanımını inley, onley ve tek üye kronlarla sınırlandırmıştır (Kelly, 2004). Literatürde, IPS Empress inley ve onleylerin 4.5-7 yıllık takiplerinde, klinik başarıları %91-96 olarak gösterilirken; tek üye kronların 3.5 yıllık takipleri %92-99 oranında klinik başarı göstermişlerdir (El-Mowafy ve Brochu, 2002).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

Tam seramik restorasyonlarda, alt yapıyı güçlendirmek için kullanılan dolduruculardan birisi de lityum disilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Lityum disilikatın mikroyapısı, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır (Anusavice, 2003, s. 685).

Feldspatik cam yapısına, hacimce %70 oranında lityum disilikat eklenmesiyle, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

sistemi geliştirilmiştir (Kelly, 2004). Bu sistemde de materyal, IPS Empress' de olduğu gibi ısı ve basınç altında enjeksiyon yöntemiyle kalıba sevk edilir. Elde edilen alt yapı termal genleşme katsayısı uyumlu olan bir seramikle veneerlenir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 453).

IPS Empress ve IPS Empress 2' nin mikroyapılarındaki farklılık, IPS Empress 2' nin daha yüksek bir bükülme direncine (360 MPa) ve translusensiye sahip olmasını sağlamıştır (Anusavice, 2003, s. 685; Höland *et al.*, 2000).

IPS Empress 2, tek üye kronlarda ve anterior 3 üye köprülerde kullanılabilmektedir (Höland *et al.*, 2000; Kelly, 2004; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 454). Marquart ve Strub (2006), IPS Empress 2 kron ve köprüleri 50 aylık kullanım sonrasında değerlendirmişler, tek kronlar için %100, üç üyeli köprüler için %70 klinik başarı oranı olduğunu belirtmişlerdir. Valenti ve Valenti (2009), 101 üye anterior ve 160 üye posterior IPS Empress 2 kronun 10 yıllık takibi sonucunda klinik başarı oranını %95.5 olarak bulgulamışlardır.

2005 yılında lityum disilikat ile güçlendirilmiş ve IPS Empress 2'ye göre fiziksel özellikleri geliştirilmiş, translusensisi arttırılmış olan **IPS e.max Press** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) piyasaya sunulmuştur (Conrad *et al.*, 2007). IPS e.max Press camı matriks içerisine gömülmüş, %70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir ve bu kristaller 3-6 µm uzunluğundadır (Ritter ve Rego, 2009). IPS Empress 2 ile kıyaslandığında, IPS e.max Press' in yapısında daha küçük kristaller mevcuttur ve bükülme direnci 400 MPa olarak bildirilmiştir (Wolfart *et al.*, 2009). IPS e.max Press inley, onley, veneer kron, anterior ve posterior kron, 3 üyeli anterior ve premolar bölgedeki köprüler ve implant üst yapısı yapımında kullanılmaktadır. Materyalin yapısındaki renk verici iyonların

cam yapının içine homojen bir şekilde dağılması, mikroyapı içindeki renk pigmenti hatalarını önlemektedir. Bunun dışında, yüksek ve düşük translusensi, yüksek ve orta derecede opasite gibi farklı translusensi seçenekleri sonuç restorasyonun estetik başarısını arttırmaktadır (Ritter, 2010).

Flormika içeren cam seramikler

Cam seramik yapının hacimce %55 tetrasilisik flormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) ile güçlendirilmesiyle elde edilen ve dökülebilir cam seramik olarak adlandırılan Dicor (Dentsply International Inc, York, PA) 1983 yılında geliştirilmiştir (Anusavice, 2003, s. 682).

Dicor tam seramik restorasyonların üretiminde kayıp mum tekniği kullanılmaktadır. Mum modelaj fosfat bağlı revetmana alınır ve mum uzaklaştırıldıktan sonra, flormika içeren cam tabletler $1380^{\circ}C$ ' de dökülerek cam bir yapı elde edilmektedir. Bu cam yapı $1070^{\circ}C$ ' de 6 saat boyunca ısıtılarak, kristal bir yapıya dönüşmesi sağlanır. Bu işleme seraming (*ceramming*) adı verilmektedir (Anusavice, 2003, s. 681; O'Brien, 2002, s. 217). Seraming işlemi yapının direncini, sertliğini ve kimyasal stabilitesini arttırırken, translusensisini azaltmaktadır. Dicor sistemi ile üretilen tam seramik restorasyonlar, fiziksel ve optik özelliklerinin yetersiz olmaları nedeniyle, günümüzde tercih edilmemektedir (Anusavice, 2003, s. 683).

Alümina ile güçlendirilmiş cam seramikler

Alümina, seramik yapısını güçlendirmek için ilk kez 1965 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Alüminöz seramik kütlece %40-50 oranında alümina içermektedir ve sinterleme yöntemiyle elde edilmektedir (O'Brien,

2002, s. 216). Alt yapı platin bir folyo üzerinde fırınlanmakta ve termal genişleme özellikleri uyumlu olan bir seramikle veneerlenmektedir. Bükülme direnci 139 MPa, makaslama direnci ise 145 MPa' dır (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 451).

1989 yılında cam infiltre seramik olan ve hacimce %70 oranında alümina içeren In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir (Conrad *et al.*, 2007; Kelly, 2004). In-Ceram Alumina tam seramik sisteminde, öncelikle çalışma modelinin bir duplikatı elde edilmektedir. Alümina süspansiyonu, refraktör day üzerine fırça ile sürülür ve bu işleme 'slip-casting' adı verilmektedir (Shillingburg, 1997, s. 434). Slip-casting yöntemi ile elde edilen poröz yapı, 1120°C' de fırınlanarak kısmen sinterlenmiş bir alt yapı elde edilmektedir (O'Brien, 2002, s. 218). Poröziteyi elimine etmek ve alt yapıyı dirençlendirmek için, kısmen sinterlenmiş yapıya 1100°C' de, 4 saat boyunca lantan içeren cam infiltre edilir (Anusavice, 2003, s. 686; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 454; O'Brien 2002, s. 218). Dirençli altyapı feldspatik seramiklerle veneerlenir (Shillingburg, 1997, s. 434). In-Ceram Alumina 450 MPa bükülme direncine sahiptir ve tek üye kronlarla birlikte, anterior 3 üye köprülerde kullanılabilir (Kelly, 2004; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 454).

In-Ceram Alumina blokların geliştirilmesi, bir CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing- Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemi olan CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sistemi ile de üretim yapılabilmesine olanak sağlamıştır (Bindl ve Mörmann, 2002).

Alümina ve magnezyum spinel ile güçlendirilmiş cam seramikler

In-Ceram Alumina'nın translusensisini arttırmak amacıyla, 1994 yılında In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya) piyasaya sunulmuştur (Conrad *et al.*, 2007). In-Ceram Spinell de cam infiltre seramiktir, kristalin yapısı magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) ve alümina karışımından oluşmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 454). Mikroyapıdaki bu farklılık, In-Ceram Spinell'in bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan daha düşük olmasına (350 MPa) neden olmaktadır ve kullanımı inley, onley, anterior tek üye kron ve veneerlerle sınırlıdır (Anusavice, 2003, s. 686).

In-Ceram Spinell tam seramik restorasyonlar, slip-casting yöntemi ile üretilebilecekleri gibi, geliştirilen bloklar ile CEREC sistemi kullanılarak da üretilebilmektedirler. Elde edilen alt yapı feldspatik seramikle veneerlenmektedir (Bindl ve Mörmann, 2002).

Alümina ve zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş cam seramikler

In-Ceram Alumina' nın direncinin artırılması amacıyla geliştirilen In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen, Almanya), kütlece %30 kısmen stabilize edilmiş zirkonyum oksit, %70 alüminadan oluşmaktadır (Anusavice, 2003, s. 690; Conrad *et al.*, 2007). In-Ceram Zirconia diğer cam infiltre seramiklerle karşılaştırıldığında yüksek bükülme direncine (600-700 MPa) sahip olsa da, kristal yapısının neden olduğu yüksek opasite, anterior bölgede kullanılmasını engellemektedir (Anusavice, 2003, s. 691; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 454).

Diğer cam infiltre seramiklerin üretiminde olduğu gibi, In-Ceram Zirconia restorasyonların üretiminde de slip-casting yöntemi uygulanabilmekte veya kısmen sinterlenmiş prefabrike bloklar CAD/CAM sistemleri ile şekillendirilebilmektedir (Raigrodski, 2004).

2.1.2.1.3. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğinde camı yapı bulunmamaktadır. Kristal atomları camı seramiklerle karşılaştırıldığında, daha düzenli ve yoğun bir yapı oluşturmaktadırlar. Bu nedenle, polikristalin seramikler camı seramiklerden daha sert ve dirençlidirler. Bununla birlikte, camı seramiklere göre daha opak yapıda olan polikristalin seramikler, tam seramik restorasyonlarda alt yapıda kullanılmakta ve camı seramiklerle veneerlenmektedirler (Kelly, 2004).

Alüminyum oksit polikristalin seramikler

Andersson ve Oden tarafından geliştirilen Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), %99.9 oranında yüksek saflıkta yoğun olarak sinterize edilmiş alüminyum oksit (Al_2O_3) kristali içermektedir (Anusavice, 2003, s. 692; Conrad *et al.*, 2007).

Procera AllCeram sisteminde, çalışma modeli safir bir uçla taranarak preparasyonun 3 boyutlu şekli elde edilmekte ve veri elektronik olarak Procera' nın İsveç' teki merkezine gönderilmektedir. Sinterleme sırasında oluşan büzülmeyi kompanse edebilmek için, model normalden yaklaşık olarak %20 daha büyük boyutlarda hazırlanmakta ve yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozları büyütülmüş day üzerine preslenmektedir. Daha

sonra 1550°C' de tam olarak sinterlenerek istenilen boyutlarda elde edilen altyapı, düşük ısı seramiği ile veneerlenmektedir (Anusavice, 2003, s. 692; Fradeani *et al.*, 2005).

Procera AllCeram tam seramik restorasyonların, yüksek bükülme direncine (~450 MPa) ve uygun translusensi ve opasite özelliklerine sahip olmaları (Fradeani *et al.*, 2005), anterior ve posterior tek üye kronlarda, inley, onley ve veneerlerde kullanılabilmelerini sağlamaktadır (Anusavice, 2003, s. 692).

Zirkonyum oksit polikristalin seramikler

Zirkonyum oksit (ZrO_2 -zirkonya) monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 farklı fazda bulunmaktadır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C' ye kadar bu fazda stabil kalmaktadır. Bu sıcaklığın üzerine çıktığında, tetragonal faza dönüşmeye başlamakta ve 2370°C' de kübik faza geçmektedir. Oda sıcaklığına tekrar soğutulduğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmektedir. Bu faz değişimi zirkonyada %3-5 oranında hacim artışına, internal streslerin ve kırıkların oluşmasına sebep olmaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999).

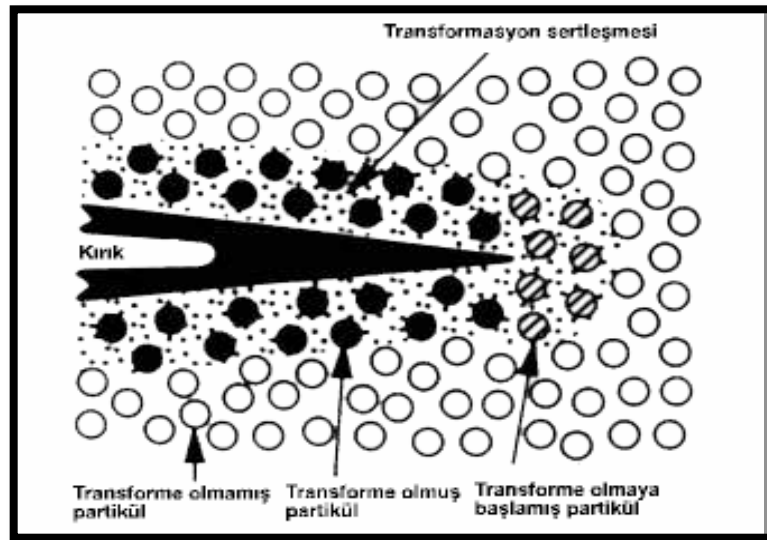
Zirkonyanın istenmeyen faz değişimi engelleyerek oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlamak ve genleşmesini önlemek için yapısına %3 mol itriyum oksit (Y_2O_3) eklenmektedir (Anusavice, 2003, s. 703; Piconi ve Maccauro, 1999; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 455). Bu yapıya itriyum tetragonal zirkonya polikristal (*Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystals-Y-TZP*) veya **itriyum ile kısmen stabilize edilmiş polikristalin zirkonya** adı verilmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999; Raigrodski, 2004).

2.1.3. İttriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP)

2.1.3.1. Y-TZP'nin yapısı ve özellikleri

Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP, günümüzde tam seramik restorasyonların alt yapısında en çok kullanılan materyaldir (Denry ve Kelly, 2008; Raigrodski, 2004).

Y-TZP kısmen stabilize olduğu için, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde, iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji bulunmaktadır (Kelly, 2004). Y-TZP gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak oluşmaya başlarsa, tetragonal kristaller monoklinik faza geçmeye başlamakta ve %3-5 oranında bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı sıkıştırıcı stresler oluşturarak çatlağın ilerlemesini engellemektedir. 'Dönüşüm sertleşmesi' (*transformation toughening*) (Şekil 2.1.) adı verilen bu durum Y-TZP' ye üstün mekanik özellikler sağlamaktadır (Anusavice, 2003, s. 703; Kelly, 2004; Piconi ve Maccauro, 1999) (Tablo 2.2.).



Şekil 2.1. Y-TZP' nin dönüşüm sertleşmesi (Piconi ve Maccauro, 1999).

Tablo 2.2. Y-TZP' nin özellikleri (Piconi ve Maccauro, 1999).

Y-TZP' nin Özellikleri	
Kimyasal bileşim	ZrO ₂ +%3mol Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g/cm ³
Porözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ⁻¹
Termal genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal iletkenlik	2 Wm K ⁻¹
Sertlik	1200 HV 0.1

Dönüşüm sertleşmesi dışında Y-TZP' nin mekanik özelliklerini etkileyen diğer bir faktör ise tanecik boyutudur. Taneciklerin belirli bir boyuttan daha büyük olması Y-TZP' nin kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine neden olmaktadır. Tanecik boyutu küçüldükçe (<1 µm) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Bununla birlikte, tanecik boyutunun 0.2 µm' den küçük olması dönüşüm olmasını engellemekte ve kırılma direncinin düşmesine neden olmaktadır. Sinterleme koşulları tanecik boyutunu belirlediği için, seramiğin stabilitesini ve mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Yüksek sinterleme sıcaklığı ve uzun sinterleme süresi tanecik boyutlarının büyümesine yol açmaktadır (Denry ve Kelly, 2008).

2.1.3.2. Y-TZP tam seramik restorasyonların üretimi

2.1.3.2.1. Y-TZP bloklar

Y-TZP tam seramik restorasyonların üretilmesi, yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş Y-TZP blokların CAD/CAM sistemleri ile şekillendirilmesiyle mümkün olmaktadır (Conrad *et al.*, 2007; Manicone *et al.*, 2007).

Son yıllarda giderek popülerite kazanan ve birçok üretici tarafından tavsiye edilen yarı sinterlenmiş (ön sinterleme yapılmış) Y-TZP bloklar, CAD/CAM sistemleri ile şekillendirildikten sonra yüksek sıcaklıklarda sinterlenmektedir. Restorasyonun day modeli veya mum modelajı CAD/CAM sisteminin tarayıcısı ile taranmakta ve sinterleme sırasında oluşan büzülme için kompanse edebilmek için, bilgisayar yazılımı (CAD) ile olması gerekenden daha büyük boyutlarda tasarlanmaktadır. Yarı sinterlenmiş blok bu tasarıma uygun şekilde frezelenmekte (CAM) ve yüksek sıcaklıkta sinterlenmektedir. Bu işlem, kullanılan CAD/CAM sisteminin tarama şekline ve Y-TZP bloğun sinterleme sırasında oluşan büzülmesine (~%25) bağlı olarak farklılık göstermektedir (Denry ve Kelly, 2008).

Yarı sinterlenmiş blokların üretiminde soğuk izostatik presleme (*cold isostatic pressing*) yöntemi kullanılmaktadır. Y-TZP tozlarının preslenebilmesi için yapıya bir bağlayıcı eklenmekte ve bu bağlayıcı ön sinterleme işlemi sırasında elimine edilmektedir. Ön sinterleme sırasında uygulanan ısı, sertliği ve işlenebilirliği etkilediği için son derece önemlidir. Blokların çok hızlı bir şekilde ısıtılması yapıda çatlakların oluşmasına yol açmaktadır. Bu nedenle yavaş ısıtma tercih edilmektedir (Denry ve Kelly, 2008).

CAD/CAM sistemi ile şekillendirilmiş olan altyapı sinterleme için özel olan programlanmış fırına yerleştirilmektedir. Sinterleme büzülmesi 1000°C’ de başlamaktadır. Her ürünün sinterleme koşulunun farklı olmasına bağlı olarak sinterleme sıcaklığı 1350-1550°C ‘ye ulaşmakta, süresi ise 2-5 saat arasında değişmektedir. Sinterleme sonrası rezidüel stresleri en aza indirmek için, restorasyon fırında 200°C’nin altındaki bir sıcaklığa kadar soğutulmaktadır (Denry ve Kelly, 2008).

Cercon Smart Zirconia (Dentsply International), Lava (3M ESPE), Procera AllZircon (Nobel Biocare), In-Ceram YZ (Vident), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) ve Everest ZS (Kavo) piyasada bulunan ve yaygın olarak kullanılan yarı sinterlenmiş bloklardır.

Tam sinterlenmiş Y-TZP bloklar, freze işlemi öncesinde, 1500°C’ nin altında sinterlenerek %95’lik yoğunluğa ulaşması sağlanmaktadır. Daha sonra bloklar, 1400-1500°C’ de ve yüksek basınç altında sıcak izostatik presleme (*hot isostatic pressing*) işlemine tabi tutulmakta ve yoğunluğun %99’ a ulaşması sağlanmaktadır. Tam sinterlenmiş bloklar özel olarak tasarlanmış cihazlarda freze edilmektedirler ancak yüksek sertlikleri şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır (Denry ve Kelly, 2008).

Tam sinterlenmiş blokların işlenmelerinin zor olması mekanik özelliklerini kötü yönde etkilemektedir. Bununla birlikte sinterleme büzülmesinin olmaması da bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (Manicone *et al.*, 2007).

DC Zircon (DCS Dental AG), Denzir (Cadesthetics AB), Digizon (Digident GmbH) ve Everest ZH (Kavo) piyasada bulunan tam sinterlenmiş bloklardır.

Kohorst *et al.* (2007), yarı sinterlenmiş (Cercon Smart Zirconia) ve tam sinterlenmiş (Digizon) Y-TZP bloklardan üretilen 4 üyeli posterior köprülerin kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Tam sinterlenmiş zirkonyadan elde edilen örneklerin daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini belirten araştırmacılar, her iki tipteki bloğun da 4 üyeli posterior köprü yapımında kullanılabilecek dirençte olduğunu bulgulamışlardır.

2.1.3.2.2. CAD/CAM sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri 1980li yılların başlarında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemlerin geliştirilmesindeki amaç, restorasyonların daha yüksek kalitede ve daha uygun bir maliyetle elde edilmesidir. Alümina ve zirkonya esaslı seramikler gibi yüksek dirence sahip seramiklerin sadece CAD/CAM sistemleri ile üretilmesi bu sistemlere olan ilgiyi arttırmıştır (Strub *et al.*, 2006). Y-TZP tam seramik restorasyonların üretiminde de CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır (Luthardt *et al.*, 2004).

Bütün CAD/CAM sistemleri 3 aşamada üretim yapmaktadır: yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimi (CAM) (Strub *et al.*, 2006).

Verilerin elde edilmesi

Yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi aşaması CAD/CAM sistemleri arasında farklılık göstermektedir (Ersu *et al.*, 2008; Strub *et al.*, 2006) (Tablo 2.3.). CEREC sisteminde (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) intraoral olarak dijital 3 boyutlu tarayıcı kullanılmaktadır. D4D Technologies (Richardson, Texas) tarafından

geliştirilmekte olan 4D sistemi de intraoral veri alınmasına izin vermektedir. Mevcut olan diğer CAD/CAM sistemlerinde ise veriler, çeşitli tipteki mekanik veya optik tarayıcıların modelleri taraması ile elde edilmektedir. Bu tarayıcılar yüksek hassasiyete sahip oldukları için ağız içinde kullanılmaları uygun olmamaktadır (Strub *et al.*, 2006).

Mekanik tarayıcılar ana modeli tarayarak prepare edilmiş dişin tüm yüzeyinin haritasını çıkarmaktadırlar. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın oluşturduğu en ufak hareket bile, verilerin hatalı kaydedilmesiyle sonuçlanabilmektedir. Hızlı ve yüksek çözünürlükte verilerin elde edilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (Strub *et al.*, 2006).

Tablo 2.3. Farklı CAD/CAM sistemlerinin tarayıcı özellikleri (Ersu *et al.*, 2008).

CAD/CAM Sistemi	Dijital okuma			
	Mekanik	Optik		
		Ekstraoral	İntraoral	Işık kaynağı
Lava®		+		Beyaz ışık
Bego Medifactoring		+		Beyaz ışık
ce. novation	+	+	+	Rastgele
Pro 50™. WaxPro™		+		Beyaz ışık
DCS Precident®		+		Lazer
DECIM		+		Lazer
Cercon® smart ceramics		+		Lazer
Perfactory®	+	+	+	Görünür ışık
Etkon		+		Lazer
GN-I		+		Lazer
diGident		+		Beyaz ışık
ZFN-Verfahren, Xawex Dentalsystem		+		Lazer
Everest®		+		Beyaz ışık
CELAY®	Kopyalama			
Procera®	+			
Triclone 90	+			
CEREC®		+	+	Beyaz ışık
EDC®		+		Lazer
WOL-CERAM		+		Lazer
ATLANTİS		+		Lazer

Restorasyonun tasarımı

Restorasyonun 3 boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlanmasına olanak veren birçok CAD yazılımı bulunmaktadır. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (Strub *et al.*, 2006).

Restorasyonun üretimi

CAM mekanizması ile restorasyonların üretilmesinde birçok farklı teknolojiler kullanılmaktadır. İlk geliştirilen CAD/CAM sistemlerinde, restorasyon, prefabrike blokların frezler veya elmas diskler yardımıyla kesilmesi ile oluşturulmaktadır. 'Subtraktif yöntem' olarak adlandırılan bu yöntemde oluşturulmak istenen restorasyonun üretimi, bloktan kesilerek çıkartma esasına dayanmaktadır ve bir restorasyonun oluşturulabilmesi için bloğun %90'ı boşa gitmektedir. Bu nedenle alternatif olarak, hızlı prototip üretimini de kapsayan, 'aditif yöntem' geliştirilmiştir. Aditif bir sistem olan seçici lazer sinterleme (Medi-facturing, Bego Medical AG, Bremen, Almanya; Hint ELs, Hint-ELs, Griesheim, Almanya) seramik veya metal restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımı, mevcut CAD/CAM sistemlerindeki kesme işlemine benzer bir yol oluşturmaktadır. Ancak, kesme işlemi yerine, seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilmektedir. Bu şekilde boşa harcanan, artık materyal kalmamaktadır (Strub *et al.*, 2006).

Aditif ve subtraktif üretim yaklaşımının kombinasyonu olan CAD/CAM sistemleri de mevcuttur. Bu sistemlerden biri olan Procera (Nobel Bio-Care, Göteborg, İsveç) sisteminde metal day, prepare edilmiş dişin 3 boyutlu verisine dayanarak olması gerekenden daha büyük boyutlarda, subtraktif yöntem kullanılarak frezelenmektedir. Büyütülmüş day, final restorasyon sinterlendikten sonra oluşacak olan büzülmeyle kompanse etmek amacıyla hazırlanmaktadır. Seramik tozu aditif yöntemle basınç altında metal day üzerine uygulanarak, büyütülmüş seramik blok elde edilmektedir. İstenilen restorasyon yapısının oluşturulabilmesi için seramik blok frezelenmekte ve sonrasında metal day uzaklaştırılmaktadır. Seramik yapının yoğunluğunu arttırmak ve istenilen boyutlardaki restorasyon elde etmek için sinterleme işlemi uygulanmaktadır (Strub *et al.*, 2006).

Güncel CAD/CAM Sistemleri

CEREC inLab sistem (Sirona Dental, Bensheim, Almanya)

CEREC (computer assisted CERamic REConstruction) sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir. 1983 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC 1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sistemi ile 1985 yılında ilk kez hasta başında inley restorasyonu yapılması mümkün kılınmıştır. 1994 yılında geliştirilerek CEREC 2 (Siemens, Münih, Almanya) adıyla piyasaya sunulan sistemde ise ağız içi kamera ile 3 boyutlu tarama yapılabilmüş ve inley, onley, veneer ve tam kronlar üretilmiştir. 2000 yılında Sirona firması tarafından üretilen CEREC 3 & inLab 3 üye köprülerin yapılmasına olanak vermektedir. Bu sistem de daha sonra geliştirilmiş ve 2 boyutlu olan yazılım sistemi 2005 yılından itibaren 3 boyutlu hale getirilmiştir. Günümüzde kullanılan yazılım

4 üye köprülerin üretilmesine ve antagonist diş ile olan oklüzal ilişkilerin sağlanmasına izin vermektedir (Mörmann, 2006).

CEREC sisteminin en önemli avantajlarından biri tek seansta restorasyonun tamamlanabilmesidir. Prepare edilen diş intraoral kamera ile ağız içinde taranabildiği gibi, CEREC inLab sisteminde modelden de tarama yapılabilmektedir. CEREC 3D CAD programı ile tasarım yapıldıktan sonra CAM ünitesi ile üretim yapılmaktadır (Mörmann ve Bindl, 2002).

CEREC inLab sisteminde alt yapı için 6 farklı renk ve 3 farklı translusensi seçeneği mevcuttur (Sirona Dental, t.y.a). CEREC inLab sistemi ile Y-TZP yapısındaki Vita In-Ceram YZ blok yanında, IPS e.max, IPS Empress CAD, Vita Triluxe ve CEREC Blocs gibi farklı seramik bloklarından üretim yapılabilmektedir (Sirona Dental, t.y.b).

Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera sistemi 1986 yılında titanyum alt yapının düşük ısı seramiği ile veneerlenerek sabit protetik restorasyonlarda kullanılması amacıyla geliştirilmiştir. Sonraki yıllarda seramik materyalindeki ilerlemelere paralel olarak bu sistem, Procera AllCeram kronların üretilmesinde kullanılmıştır (Andersson *et al.*, 1998; Russell *et al.*, 1995). Günümüzde Procera CAD/CAM sistemi ile alüminyum oksit (Procera AllCeram) ve zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) alt yapı restorasyonlar ve zirkonyum implant destekler üretmek mümkündür (Conrad *et al.*, 2007).

Procera sisteminde tarama işlemine başlamadan önce, prepare edilen dişin day modeli üzerinde, preparasyonun bitiş çizgisi belirlenmektedir. Elde edilen veriler sistemin CAD programına aktarılmakta ve restorasyonun tasarımı yapılmaktadır (Fradeani *et al.*, 2005; Russell *et al.*, 1995). Tasarım

bilgileri Procera'nın İsveç veya Amerika'daki merkezine elektronik olarak gönderilerek CAM ünitesine aktarılmakta ve üretim bu merkezlerde gerçekleştirilmektedir (Fradeani *et al.*, 2005).

Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

Yarı sinterlenmiş Y-TZP blokları kullanan Lava sistemi 2002 yılında piyasaya sunulmuştur. Sistem özel bir tarayıcı (Lava Scan), yazılım, bilgisayar destekli freze ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır (Piwowarczyk *et al.*, 2005).

Preparasyon yapıldıktan sonra elde edilen model Lava Scan ile taranmaktadır. Tarama işlemi kron preparasyonu için 5 dk, 3 üyeli bir sabit bölümlü protez için 12 dk sürmektedir. Lava CAD yazılımı ile olması gerekenden %20-25 daha büyük boyutlarda tasarım yapılmaktadır. Tasarım tek üye için yaklaşık 35 dk sürmektedir. CAM ünitesi ile tasarlanan yapı üretildikten sonra, 8 saat boyunca fırında sinterleme işlemi için bekletilmektedir. Alt yapı 7 farklı renk ile renklendirilebilmekte ve Lava Ceram ile veneerlenerek restorasyon elde edilmektedir (Piwowarczyk *et al.*, 2005).

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

Everest sistemi tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everest Energy), CAM cihazı (Everest Engine) ve sinterleme fırını (Everest Therm) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır. Model Everest Scan Pro'da taranmakta ve tek bir dayın tarama işlemi yaklaşık olarak 3 dk sürmektedir. Tasarım işlemi tarama ünitesinde gerçekleşmektedir. Everest Engine birçok CAD/CAM sisteminden farklı olarak rotasyonel akslara sahip, 5 akslı bir freze cihazıdır (Kavo Dental GmbH, t.y.a).

Everest sistemi yarı sinterlenmiş (Everest BIO ZS) ve tam sinterlenmiş (Everest BIO ZH) Y-TZP blokların yanında, lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve titanyum (Everest BIO T) blokları da şekillendirebilmektedir. Yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar Vita renklendirme likidi kullanılarak 5 farklı renk ile renklendirilebilirken, tam sinterlenmiş bloklarda renk seçeneği bulunmamaktadır (Kavo Dental GmbH, t.y.b).

Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)

Cercon sistemi diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak sadece CAM ünitesine sahiptir ve bilgisayar tasarımı yapılmamaktadır. Alt yapı konvansiyonel mum modelaj yöntemi ile oluşturulmakta ve sistemin tarama cihazı (Cercon Brain) tarafından taranmaktadır. Tarama işlemi tek üye için yaklaşık olarak 4 dk sürmektedir. Cercon sistemi yarı sinterlenmiş Y-TZP (Cercon Base) bloklar kullanmaktadır. Her bloğa sinterleme büzülmesi oranını belirtecek şekilde barkot numarası verilmiştir ve cihaz bu büzülme miktarını hesaplayarak daha büyük boyutlarda bir alt yapı üretmektedir. Yarı sinterlenmiş alt yapı sinterleme fırınında (Cercon Heat) 1350°C'de, 6 saat süreyle sinterlenmekte ve sonrasında Cercon Ceram düşük ısı seramiği ile veneerlenmektedir (Sundar ve Kennedy, t.y.).

DC Zircon sistemi (DCS Precident, DCS Dental, Allscwill, İsviçre)

DCS (Digitizing Computer System- Dijitalize Bilgisayar Sistemi) Precident sistemi 1990 yılında piyasaya sunulmuştur. Sistem 3 ana bölümden oluşmaktadır: tam otomatik bir lazer tarama cihazı (Preciscan), yazılım (DCS Dentform) ve freze makinesi (Precimill). Preciscan ile modelin tamamı tarandıktan sonra bilgiler yazılıma aktarılarak tasarım yapılmakta ve sonrasında tasarım bilgileri Precimill'e transfer edilmektedir. DCS Precident sistemi tam sinterlenmiş Y-TZP bloklar kullanmaktadır. Bu bloklarda

sinterleme işlemi yapılmadığından ve freze işlemi sonrasında herhangi bir büzülme gözlenmediğinden, tasarım orijinal boyutlarda hazırlanmaktadır. Freze işleminden sonra alt yapı VITA D (DCS Production, Allschwill, İsviçre) veneer seramiği ile veneerlenmektedir (Vult von Steyern *et al.*, 2005).

DCS Precident sistemi alümina ve zirkonya esaslı seramikler dışında metal alaşımları, kompozit ve akrilik materyallerini de freze edebilmektedir (Strub *et al.*, 2006).

Katana sistemi (Noritake Dental, Aichi, Japonya)

Katana sistemi tarama cihazı (SC-2), freze ünitesi (H-18) ve sinterleme fırınından oluşmaktadır. Sistem sadece sinterlenmemiş Y-TZP bloklarını işlemektedir. Freze ünitesinin 3 üyeli bir sabit bölümlü protezi üretmesi 30-45 dk sürmektedir. Sinterleme işlemi 1400°C'de gerçekleşmekte ve sonrasında %21 oranında sinterleme büzülmesi görülmektedir (Noritake Dental, t.y.).

Katana sistemi diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak renkli Y-TZP bloklar kullanmaktadır. 9 farklı renk seçeneği bulunan sistemin avantajı blokların renklendirilmesi için ek bir işlem gerektirmemesidir. Alt yapı hazırlandıktan sonra sistemin uyumlu olduğu Noritake CZR veya CZR Press seramikleriyle veneerlenmektedir (Noritake Dental, t.y.).

Kopya freze sistemleri

Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Ahrntal, İtalya)

Zirkonzahn sistemi 'Volksfraser' adı verilen bir pantografi cihazından oluşmaktadır. Bu sistemde alt yapı tasarımı bilgisayar ile değil, manüel olarak yapılmaktadır. Prepare edilmiş dişin daylı modeli elde edildikten

sonra, sisteme ait ışıkla sertleşen kompozit materyali ile modelajı yapılmaktadır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit rezinden oluşturulan tasarım freze cihazının okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, sinterlenmemiş Zirkonzahn blok (ICE Zirconia) ise freze işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Sinterleme işlemi sonrasında oluşan büzülmeyi kompanse edebilmesi amacıyla, aşındırıcı ucun hareket alanı okuyucu uçtan %25 oranında daha genişletilmiş olarak tasarlanmıştır. 1500°C’de gerçekleşen sinterleme işleminden sonra alt yapı istenen boyutlara ulaşmaktadır (Zirkonzahn GmbH, t.y.).

Alt yapı sisteme ait olan ve 16 farklı renkten oluşan renklendirici sıvı ile sinterleme işlemi öncesinde renklendirilebilmektedir. Veneerleme işlemi sisteme uyumlu bir düşük ısı seramiği (ICE Ceramic) ile gerçekleştirilmektedir (Zirkonzahn GmbH, t.y.).

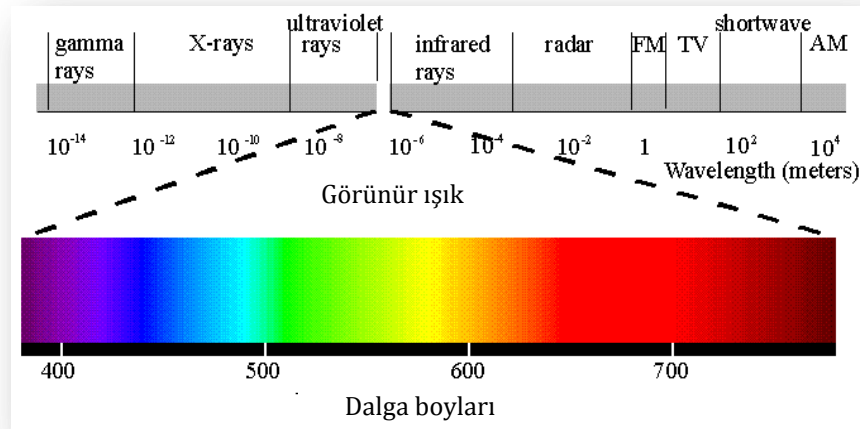
Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya)

Ceramill sistemi pantografi cihazı (Ceramill multi-x) ve sinterleme fırınından (Ceramill Therm) oluşmaktadır. Bu sistemde de alt yapı tasarımı manüel olarak yapılmaktadır. Bu amaçla sistemin kron ve gövde tasarımı için iki farklı akışkanlığa sahip jel şeklinde ışıkla sertleşen modelaj malzemeleri (Ceramill Gel ve Ceramill Pontic) bulunmaktadır. Alt yapı tasarımı bu jellerle yapıldıktan sonra sistemin özel ışık cihazı (Ceramill UV) ile sertleştirilmektedir. Freze işlemi okuyucu bir ucun hazırlanan altyapı tasarımını okuması ve buna uygun olarak aşındırıcı uçların yarı sinterlenmiş Y-TZP blokları (Ceramill Zi) şekillendirmesi şeklinde gerçekleşmektedir. Sinterleme işlemi 1450°C’de yapılmaktadır. 5 farklı renk ile renklendirilebilen

alt yapılar, mevcut bütün feldspatik seramiklerle veneerlebilmektedir (AmannGirrbach GmbH, t.y.).

2.2. Işık ve Renk

Işık, nanometreler ile ifade edilen dalga boylarının meydana getirdiği görülebilir elektromanyetik bir radyasyondur (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 713). Radyo dalgaları, x ışınları, ultraviyole ve kızılötesi radyasyon da elektromanyetik radyasyonun bölümleridir. Ancak insan gözü, 360-780 nm gibi çok dar bir dalga boyu aralığına duyarlıdır (Paravina ve Powers, 2004, s. 3) (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Elektromanyetik enerji spektrumu (Schome, t.y.).

Renk ise görme sisteminde cisimlerden yansıyan ışıklara cevap olarak ortaya çıkan, psikofiziksel bir algıdır (Paravina ve Powers, 2004, s. 3). Rengin görülebilmesi için, objeden yansıyan ışık, gözün retina tabakasındaki nöral sensörleri stimüle ederek beynin görme korteksine bir sinyal gönderilmesini ve orada yorumlanmasını sağlar (Brewer *et al.*, 2004). Bir cisim, renk spektrumunda bulunan renklerden kendi rengi dışındaki tüm renkleri emer,

kendi rengini ise yansıtır. Siyah renk, ışığın tüm dalga boylarını emerken, beyaz tümünü yansıtmaktadır. Cisim mavi ise, mavi dışındaki tüm dalga boylarını emer, sadece mavi renk dalga boyunu yansıtır (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 712).

Renk karmaşık bir kavramdır ve hem subjektif hem de objektif fenomenleri içermektedir. Rengin 3 boyutlu olduğunun 1611 yılında Sigfried Forsius tarafından tanımlanmasından beri, bu özelliği açıklamak için birçok sistem ve yaklaşım geliştirilmiştir (Sproull, 2001). Günümüzde birçok farklı renk belirleme sistemi bulunmaktadır (Tablo 2.4.) (Paravina ve Powers, 2004, s. 18). Ancak, uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve uygulama kolaylığı açısından en çok tercih edilen sistemler Munsell (Sproull, 2001) ve CIE L*a*b* renk sistemleridir (Brewer *et al.*, 2004).

Tablo 2.4. Renk belirleme sistemleri (Paravina ve Powers, 2004, s. 18).

Yıl	Sistem adı	Kurucu
1905	Munsell Sistemi	Munsell
1916	Ostwald Sistemi	Ostwald
1931	CIE XYZ Sistemi	Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)
1947	OSA-UCS	Amerika Optik Topluluğu (Optical Society of America)
1955	DIN Sistemi	Richter
1962	Coloroid Renk Sistemi	Nemcsics
1968	Natural Renk Sistemi (NCS)	Hard ve Sivik
1976	CIE L*a*b* (CIELAB) Sistemi	CIE

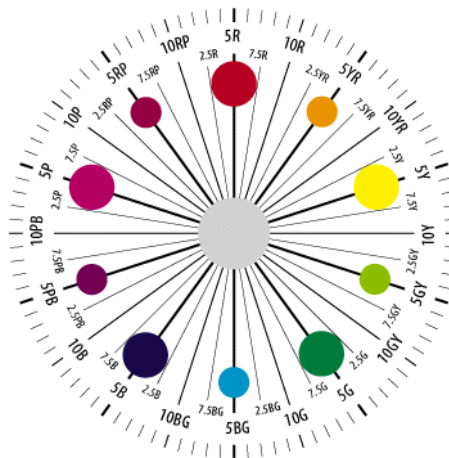
2.2.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiştir. En eski renk belirleme sistemidir ve birçok versiyonu üretilmiştir (Paravina ve Powers, 2004, s. 19). Munsell rengin 3 boyutunu *hue* (renk tonu), *value* (renk değeri) ve *chroma* (renk yoğunluğu) olarak tanımlamıştır (O'Brien, 2002, s. 27; Paravina ve Powers, 2004, s. 19; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 710).

Renk tonu (*Hue*)

Rengin başka bir renkten ayrılmasını sağlayan özelliğidir. Mavi, sarı ve kırmızı rengin tonunu tanımlamaktadır. Bu özellik yansıyan veya emilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenmektedir (Brewer *et al.*, 2004; Fondriest, 2003; O'Brien, 2002, s. 27; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 710). Renk tonu dalga boyu kısaldıkça spektrumun mor kısmına, dalga boyu uzadıkça ise spektrumun kırmızı kısmına yaklaşmaktadır (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 710).

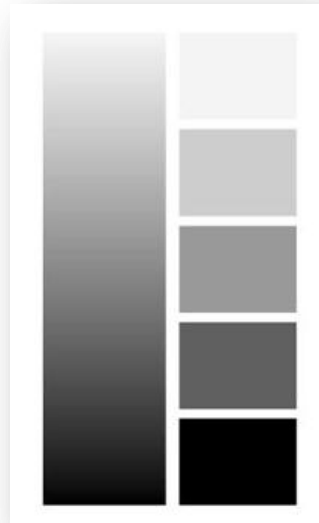
Munsell'in renk çemberinde 10 adet renk tonu bulunmaktadır. Bu renk tonları: Kırmızı (R), sarı-kırmızı (YR), sarı (Y), yeşil-sarı (GY), yeşil (G), mavi-yeşil (BG), mavi (B), mor-mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mordur (RP) (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 710; Sproull, 2001) (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. Munsell'in renk tonu (Appalachian State University, t.y.).

Renk değeri (*Value*)

Renk değeri, bir rengin açıklık-koyuluk derecesini veya bir cismin parlaklığını belirten özelliğidir (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 710). Munsell renk değerini beyaz-siyah skala ile tanımlamıştır (Fondriest, 2003). Renk değerleri 0' dan (siyah) 10'a (beyaz) doğru sıralanmaktadır. Siyahtan beyaza doğru olan gri tonları renk değerlerini oluşturmaktadır (Paravina ve Powers, 2004, s. 19). Parlak objeler daha az miktarda gri içerirken, düşük değere sahip objeler daha yüksek miktarda gri içermekte ve daha koyu görünmektedirler (Fondriest, 2003) (Şekil 2.4. ve 2.6.).



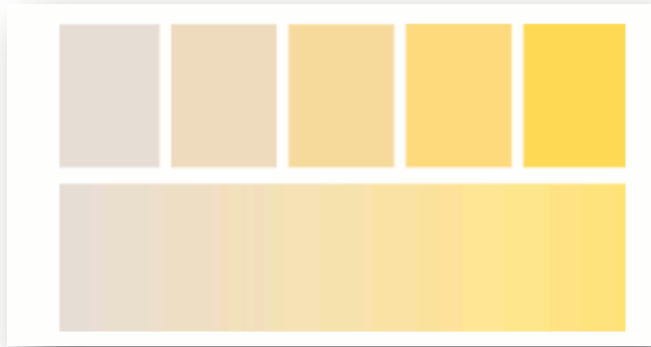
Şekil 2.4. Renk değeri (Color Academy, t.y.).

Renk yoğunluğu (*Kroma-Chroma*)

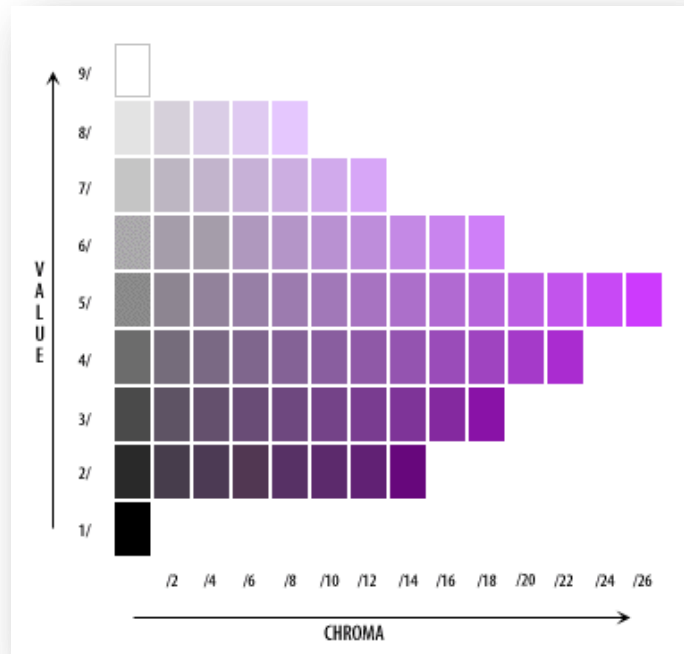
Rengin doygunluk derecesini gösteren bu özellik, kuvvetli bir rengin zayıf bir renkten ayrılmasını sağlamaktadır (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 710; Sproull, 2001). Kroma, bir rengin içindeki renk tonu miktarını tanımlamaktadır (Sproull, 2001) (Şekil 2.5. ve 2.6.).

Bir rengin içine gri eklenmesi kromayı azaltmakta fakat renk tonunu değiştirmemektedir. Orijinal rengin renk değerinin değişmesi, eklenen grinin

renk değeriine bağıdır. Eğer eklenen grinin renk değeri orijinal rengin renk değeriinden yüksekse, sonuçta oluşan rengin renk tonu aynı kalacak, kroması azalacak, renk değeri ise artacaktır. Eğer orijinal renk ile aynı renk değeriine sahip bir gri eklenirse sadece kroma etkilenecek; daha düşük renk değeriine sahip bir gri eklenirse kroma yine azalacak ancak bunun yanında renk değeri de azalacaktır (Sproull, 2001).

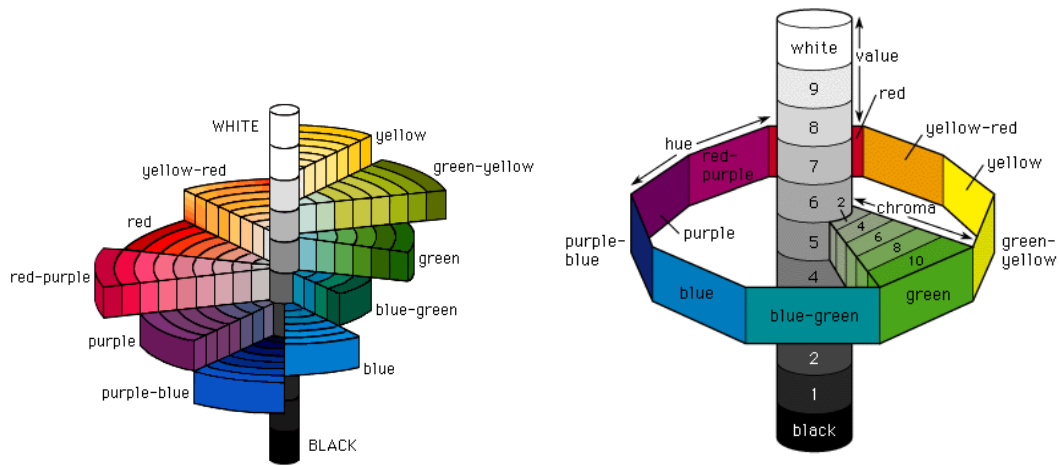


Şekil 2.5. Renk yoğunluğu (kroma) (Color Academy, t.y.).



Şekil 2.6. Renk değeri ve yoğunluğu (Appalachian State University, t.y.).

Munsell renk sistemi içi dolu bir küre ya da silindir özelliklerine sahip bir şekildir. Merkezde renksiz veya akromatik eksen bulunmaktadır. Eksenin en üstünde saf beyaz, en altında ise siyah yer almaktadır. Renk tonları eksen etrafında sıralanmakta ve her renk tonu kendi içinde renk değerine ve kromasına göre sıralanmaktadır. Silindirin üst kısmında açık renkler, alt kısmında ise koyu renkler bulunmaktadır. Silindirin en dış kısmında en saf renk tonları bulunmakta ve merkezine doğru yaklaştıkça renkler grileşmektedir (Sproull, 2001) (Şekil 2.7. ve 2.8.).



Şekil 2.7 ve 2.8. Munsell'in renk diagramları (Encyclopedia Britannica Inc., t.y.).

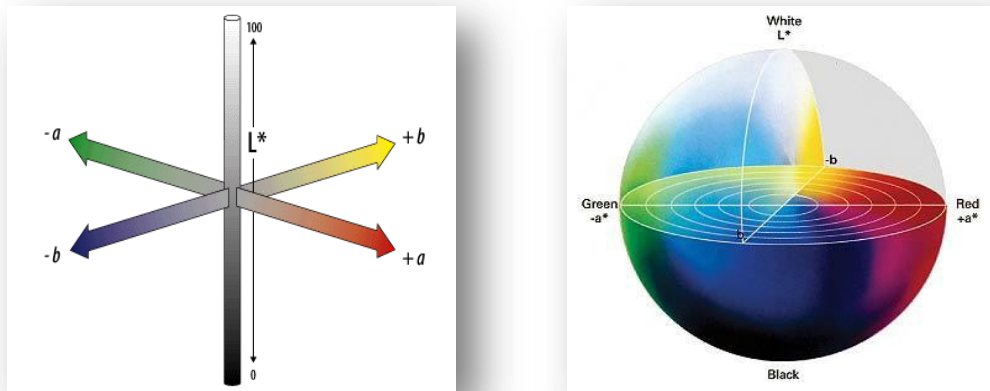
2.2.2.CIE L*a*b* Sistemi

En yaygın olarak kullanılan renk sistemi olan CIE sistemi, 'Commission Internationale de l'Eclairage' (CIE) tarafından sunulmuştur (Paravina ve Powers, 2004, s. 24; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 710). İlk olarak 1931 yılında tanıtılan CIE sistemi, rengin oluşturduğu spektral cevabın standart bir ışık kaynağı altında ve standart bir gözlemci tarafından tanımlanmasına dayanmaktadır (Brewer *et al.*, 2004; O'Brien, 2002, s. 28). 1976 yılında CIE

$L^*a^*b^*$ renk uzayı geliştirilmiştir. Bu sistem Munsell renk sistemi ile benzerlik göstermektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 25), ancak Munsell renk sistemine göre avantajı, klinik olarak yorumlanabilmesi, renk farklılıklarının tanımlanabilmesidir (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 711).

CIE $L^*a^*b^*$ sistemi rengi tanımlamak için L^* , a^* ve b^* olmak üzere 3 koordinat kullanmaktadır. L^* koordinatı, Munsell renk sistemindeki renk değerine (*value*) benzer olarak, rengin açıklık, koyuluk, parlaklık veya siyah/beyaz karakterini belirtmektedir. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 L^* değerini almaktadır. Açık renkteki cisimler daha yüksek L^* değerine sahipken, koyu renkteki cisimlerin L^* değerleri daha düşüktür (O'Brien, 2002, s. 28; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 711) (Şekil 2.9. ve 2.10.).

a^* ve b^* koordinatları rengin kromatik karakterini göstermektedir. a^* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını, b^* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir. a^* değeri pozitif ise kırmızılık, negatif ise yeşilliği; b^* değeri pozitif ise sarılığı, negatif ise maviliği belirtmektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 25; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 711-712).



Şekil 2.9. ve 2.10. CIE $L^*a^*b^*$ koordinatları ve renk sistemi (University of South Carolina, t.y.).

CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin belirlenebilmesidir. Renk değişim büyüklüğü ΔE ile ifade edilmekte ve hesaplanmasında Formül 2.1. kullanılmaktadır. Bu formüldeki ΔL^* , Δa^* ve Δb^* iki örneğin L^* , a^* ve b^* parametreleri arasındaki farktır (O'Brien, 2002, s. 28).

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad (2.1.)$$

ΔE^* değerlerinin yorumlanabilmesi için farklı materyaller üzerinde birçok araştırma yapılmış ve renk farkının algılanabilirlik (*perceptibility*) ve kabul edilebilirlik (*acceptability*) tolerans değerleri belirlenmeye çalışılmıştır (Tablo 2.5.) Kuehni ve Marcus (1979), ideal gözlem koşulları altında, gözlemcilerin yarısının 1' den büyük ΔE değerlerini algılayabildiklerini bulgulamışlardır. Seghi *et al.* (1989), monokromatik seramik disk örnekler üzerinde değerlendirme yapan gözlemcilerin tümünün 2' den büyük ΔE değerini algılayabildiklerini bildirmişlerdir. Kabul edilebilir renk farkı üzerine in vitro koşullarda yapılan araştırmalardan elde edilen bulgular, kabul edilebilir ΔE değerinin 1.7-3.3 arasında değiştiğini göstermektedir (Douglas ve Brewer, 1998; Ragain ve Johnston, 2000; Ruyter *et al.*, 1987). In vivo koşullar altında değerlendirme yapan Johnston ve Kao (1989) ise algılanabilirlik eşik ΔE değerini 3.7 olarak tespit etmişler; 6.8' den büyük ΔE değerinin ise ağız ortamında kabul edilebilir renk farkı için üst sınır olduğunu öne sürmüşlerdir. In vivo koşullarda araştırma yapan Douglas *et al.* (2007) ise algılanabilir ΔE değeri sınırını 2.6; kabul edilebilir sınırı ise 5.5 olarak bulgulamışlardır. (Tablo 2.5.). O' Brien (2002, s. 28) ise kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayarak, renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (Tablo 2.6.).

Tablo 2.5. Algılanabilir ve kabul edilebilir renk farkı (ΔE) tolerans değerleri ile ilgili araştırmalar.

Algılanabilir renk farkı ile ilgili araştırmalar		
Araştırmacı	ΔE^* değerleri	Araştırma tipi
Kuehni ve Marcus (1979)	1.0	In vitro
Seghi <i>et al.</i> (1989)	2.0	In vitro
Douglas <i>et al.</i> (2007)	2.6	In vivo
Johnston ve Kao (1989)	3.7	In vivo
Kabul edilebilir renk farkı ile ilgili araştırmalar		
Douglas ve Brewer (1998)	1.7	In vitro
Ragain ve Johnston (2000)	2.72	In vitro
Ruyter <i>et al.</i> (1987)	3.3	In vitro
Douglas <i>et al.</i> (2007)	5.5	In vivo
Johnston ve Kao (1989)	6.8	In vivo

Tablo 2.6. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien, 2002, s. 28)

Renk farkı (ΔE)	Klinik renk eşleşmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz eşleşme

2.2.3. Renk ve Işıkla İlgili Terimler

2.2.3.1. Metamerizm

Farklı spektral yansımaya sahip olmalarına rağmen belirli bir ışık kaynağı altında aynı görünen renklere metamer, bu fenomene de metamerizm adı verilmektedir (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 716). Metamerik renkler, ışık kaynağı değiştiğinde farklı görünmektedirler (O'Brien, 2002, s. 30; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 32; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 716). Örneğin, iki cisimden biri kırmızı rengi diğerine göre daha fazla yansıtmaktadır. Ancak eğer bu cisimlere kırmızı renk içermeyen ışık kaynağı altında bakılacak olursa, aynı görüneceklerdir. Kırmızı renk içeren ışık kaynağı altında bakıldığında ise farklı görüneceklerdir (Fondriest, 2003).

Dental materyal ve diş yapısının rengi akkor lamba, floresan ışık veya gün ışığı altında farklılık gösterebilmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 32). Bu nedenle metamerizmi önlemek için, renk belirleme sırasındaki aydınlanma koşullarının standardize edilmesi gerekmektedir (O'Brien, 2002, s. 30).

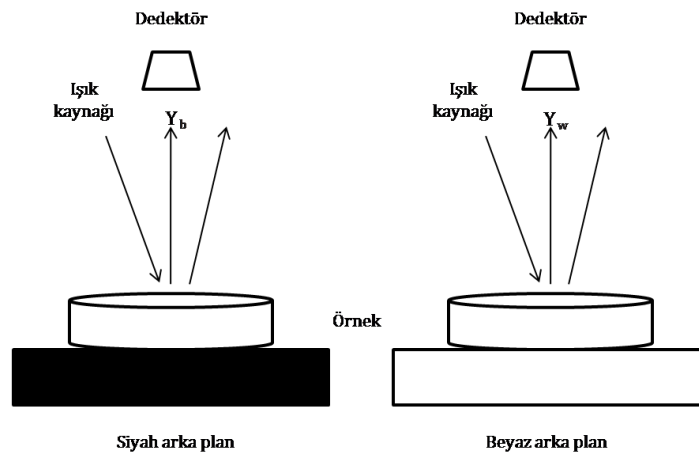
2.2.3.2. Translusensi ve opasite

Bir objenin rengi sadece renklendirici ajanın veya pigmentin renk ve yoğunluğunu değiştirerek değil, translusensi ve opasite özelliklerini değiştirerek de modifiye edilebilmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 32).

Translusensi bir materyal tarafından iletilen ve yayılan ışık miktarıdır (O'Brien, 2002, s. 30). Translusensi, transparanlık ve opasite arasındaki bir derece olarak tarif edilebilmektedir. Translusensiyi arttırmak renk değerini (*value*) azaltmaktadır, çünkü göze geri dönen ışık miktarı da azalmaktadır (Fondriest, 2003).

Opasite ise bir materyalin ışık geçişini engelleme özelliğidir. Bir cisimden, güneş ışığı gibi beyaz bir ışık kaynağı altında, spektrumdaki bütün renkler aynı yoğunlukta geri yansiyorsa, cisim beyaz renkte görünmektedir. Spektrumdaki tüm renkler eşit olarak absorbe ediliyorsa, cisim siyah görünmektedir. Opak bir materyal, az miktarda ışığı absorbe ederek büyük bir kısmını yansıtmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 32).

Translusensi genellikle kontrast oran (*contrast ratio*- KO) veya translusensi parametresi (TP) ile belirlenmektedir (Johnston *et al.*, 1995; Miyagawa *et al.*, 1981; Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 33). KO, bir cisimden siyah arka plan (*black*- b) üzerinde iken yansıyan ışık miktarının (Y_b) beyaz arka plan (*white*- w) üzerinde iken yansıyan ışık miktarına (Y_w) oranıdır (Y_b/Y_w) ve translusensi karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. KO opak materyaller için 1'e yaklaşırken, transparan materyaller için 0'a yaklaşmaktadır (Antonson ve Anusavice, 2001; Heffernan *et al.*, 2002a) (Şekil 2.11.).



Şekil 2.11. Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü (Heffernan *et al.*, 2002a).

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translusensinin görsel değerlendirmesi ile direkt uyusmaktadır. TP' nin hesaplanması için Formül 2.2. kullanılmaktadır (Johnston *et al.*, 1995).

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2} \quad (2.2.)$$

2.2.3.3. Floresans özellik

Floresans, ışığın bir materyal tarafından absorbe edilmesi ve daha uzun bir dalga boyunda spontan bir şekilde yayılmasıdır (Fondriest, 2003; Paravina ve Powers, 2004, s. 45). Doğal dişlerde, dentindeki yüksek organik materyal içeriği nedeniyle floresans özellik görülmektedir. Dentinin floresans özelliği arttıkça renk yoğunluğu (kroma) azalmaktadır (Fondriest, 2003). Dental seramikler de ultraviyole ışık altında floresans özellik göstermektedirler (O'Brien, 2002, s. 31). Doğal diş ve restorasyonun floresans özelliği arasında fark olursa renk uyumsuzluğu olabileceği bildirilmektedir ancak pratik uygulamalarda floresans özelliğin renk belirleme sırasında belirgin bir rolü yoktur (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 717).

2.2.3.4. Opelasans özellik

Opelasans özellik, bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yaymasıdır. Işık yayılmasının nedeni, materyalin içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyuna ve matriks materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip partiküllerin varlığıdır. Bu özellik materyale, yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz bir

görünüm; iletilen ışık altında ise turuncu-kahverengi bir görünüm vermektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 44).

Dişin mine tabakasındaki hidroksi apatit kristalleri diş opelasans özellik vermekte; bu özellik de diş derinlik ve canlılık kazandırmaktadır (Fondriest, 2003).

2.2.4. Dişlerin Optik Özellikleri

Bir dişin rengi optik özelliklerinin kombinasyonu ile tanımlanmaktadır. Dişlerin optik özelliklerinin anlaşılabilmesi için, dental dokuların ışık altındaki davranışlarının bilinmesi gerekmektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 53).

Dişin renginin belirlenmesinde dentin tabakasının önemli bir etkisi olmaktadır. Dentin tabakasında bulunan tübüller ve mine tabakasındaki hidroksi apatit kristalleri ışığın yansımaları sağlayarak rengi oluşturmaktadırlar (Paravina ve Powers, 2004, s. 55).

Yeni sürmüş bir dişteki mine tabakası çok opaktır. Bu görünümün nedeni mine tabakasının daha fazla organik içeriğe sahip olması, daha az mineralize olması ve mine kristalleri arasındaki mesafenin daha fazla olmasıdır. Zamanla mine tabakasının aşınması ile birlikte, opak görüntü de azalmaktadır. Genç bireylerdeki kalın mine tabakası dentini maskelemekte ve renk yoğunluğunu (kroma) da azaltmaktadır. Mine tabakasının kalınlığı insizal bölgede en fazla, servikal bölgede en azdır. Bu nedenle, renk yoğunluğu servikal bölgeden insizal bölgeye doğru azalmaktadır (Fondriest, 2003).

Doğal dişlerin renk tonu spektrumun sarı ve sarı-turuncu renk aralığında bulunmaktadır. Aynı arktaki dişler farklı renk tonuna sahip olabilmektedirler. Kanin dişi santral ve lateral dişlerden daha kırmızıdır. Anterior dişlerde servikal bölgedeki renk tonu, orta ve insizal üçlüdekine göre her zaman daha kırmızıdır. Daha yaşlı dişler mine tabakasının ve opasitenin azalmasına bağlı olarak daha kırmızı görünmektedirler (Goodkind ve Schawabacher, 1987).

Renk değerini (*value*) büyük ölçüde mine tabakasının kalınlığı belirlemektedir. Mine tabakası aşındığında translusensi artmakta, dentin tabakası daha çok görünür hale gelmekte ve dentin tabakasının renk yoğunluğu renk değerini daha çok etkilemeye başlamaktadır. Renk değeri servikal bölgede en düşük, dişin orta üçlüsünde en yüksektir (Fondriest, 2003). Anterior bölgede en yüksek renk değerine santral dişler sahipken, en düşük renk değeri de kanin dişlerinde görülmektedir (Goodkind ve Schawabacher, 1987).

Lateral dişler en fazla translusensiye sahip olan dişlerdir. Mamelonlarda ve interproksimal kontakt bölgelerinde opak dentin tabakası bulunmadığından, bu bölgeler en fazla opelasans özelliğın görüldüğü yerlerdir. Kanin dişleri çok az translusensiye sahiptirler (Fondriest, 2003).

2.2.5. Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü, görsel yöntem veya renk belirleme cihazları ile olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleştirilebilmektedir (Okubo *et al.*, 1998; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 712).

2.2.5.1. Görsel ölçüm

Görsel ölçüm renk ve translusensinin belirlenmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Ancak bu yöntem genellikle güvenilir olmayan ve tutarsız sonuçlar vermektedir (Okubo *et al.*, 1998; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 712). Görsel renk ölçümü, gözlemcinin radyant enerji stimülasyonuna olan fizyolojik ve psikolojik cevaplarına dayanmaktadır. Renk ölçümündeki tutarsızlıklar yorgunluk, yaşlanma, aydınlatılma koşulları, cismin ve ışığın pozisyonu ve metamerizm gibi kontrol edilemeyen faktörlerle ilişkilendirilebilmektedir (Okubo *et al.*, 1998).

2.2.5.1.1. Renk skalaları

Görsel renk ölçümünde renk skalaları kullanılmaktadır (Paravina ve Powers, 2004, s. 139; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 718). İlk renk skalası 1933 yılında Clark tarafından geliştirilmiştir. Sonraki yıllarda çok sayıda renk skalası piyasaya sunulmuştur ancak 1950'li yılların ortalarında geliştirilen 'Vitapan Classical' (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile büyük bir atılım gerçekleştirilmiştir (Paravina, 2009).

Vitapan Classical skalası, farklı renk tonlarına (*hue*) sahip 4 grup (A, B, C ve D) ve her grubun içinde farklı renk yoğunluklarına (*kroma*) sahip renkler olmak üzere 16 renkten oluşmaktadır (Şekil 2.12) (Paravina, 2009). A grubu kırmızımsı-kahverengi, B grubu kırmızımsı-sarı, C grubu gri ve D grubu kırmızımsı-gri renk tonlarına sahiptir. Grup içindeki renk sıralanması renk yoğunluğu artışına göre olmaktadır. A grubu 5 renkten (A1, A2, A3, A3.5, A4); B grubu 4 renkten (B1, B2, B3, B4); C grubu 4 renkten (C1, C2, C3, C4) ve D grubu 3 renkten (D2, D3 ve D4) oluşmaktadır. Vitapan Classical

skalası yıllar boyunca altın standart olarak kullanılmıştır (Paravina ve Powers, 2004, s. 140).



Şekil 2.12. Vitapan Classical renk skalası (Paravina, 2009).

Renk skalalarının gelişimindeki önemli bir basamak 1990'lı yılların sonunda '*Toothguide 3D-Master*' (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) skalasının tanıtılması ile gerçekleşmiştir (Paravina, 2009). 3D Master skalası renklerin açıklık değerlerine (*lightness*) göre 5 gruba ayrılan 26 renkten oluşmaktadır (Şekil 2.13.). Grup içinde renkler renk yoğunluklarına göre vertikal yönde, renk tonlarına göre de horizontal yönde sıralanmışlardır. İlk grup 2 renkten; ikinci, üçüncü ve dördüncü grup 7 renkten; beşinci grup ise 3 renkten oluşmaktadır. Skaladaki renkler şu şekilde kodlanmaktadır: harflerin önündeki rakamlar grup numarasını ve renk değerini (*value*) göstermektedir (1, 2, 3, 4, 5). Daha düşük rakam daha açık rengi belirtmektedir. Renk tonu kodlaması için, 'M', 'R' ve 'L' harfleri kullanılmaktadır. 'L' harfi daha sarı renk tonu için, 'R' harfi daha kırmızı renk tonu için, 'M' harfi ise sarı veya kırmızı tonlarının ortası için kullanılmaktadır. Kodlamada harften sonra gelen rakam ise renk yoğunluğunu (kroma) belirtmektedir (1, 1.5, 2, 2.5, 3).

Renk yoğunluğu yükseldikçe sayısal değer de artmaktadır (Paravina ve Powers, 2004 s. 141-142).



Şekil 2.13. Toothguide 3D-Master skalası (Paravina, 2009).

Vitapan Classical renk skalası ile Toothguide 3D-Master renk skalası karşılaştırıldığında, 3D- Master skalasının doğal diş rengi ile daha çok uyum göstermesi, daha geniş bir renk aralığına ve daha düzgün renk dağılımına sahip olması gibi avantajları vardır. Bunun yanında, daha az tecrübeye ve renk bilgisine sahip klinisyenler için renk değeri- renk tonu ve renk yoğunluğu konseptini anlamak ve uygulamak zordur (Paravina, 2009).

Toothguide 3D-Master skalasının yeni bir versiyonu olan '*Linearguide 3D-Master*' skalası da aynı renklerden oluşmaktadır, ancak daha kolaylaştırılmış bir şekilde sunulmakta ve renk seçimi iki basamaktan oluşmaktadır. İlk basamakta, 3D-Master skalasında bulunan 3 boyutlu sıralanmadan farklı olarak, 6 renkten oluşan bir skalada açıklık değeri belirlenmekte; ikinci basamakta ise diğer bütün renkler içinden seçim yapılmaktadır (Şekil 2.14.) (Paravina, 2009).



Şekil 2.14. Linearguide 3D-Master skalası (Paravina, 2009).

2.2.5.1.2. Işık kaynağı

Görsel renk ölçümü, uygun renk sıcaklığı (*color temperature*) ve renk sunum indeksine (*color rendering index- CRI*) sahip bir ışık kaynağı altında gerçekleştirilmelidir. 5500⁰K renk ısısına sahip ışık kaynağı görsel renk ölçümü için idealdir. CRI, belirli bir ışık kaynağının, spesifik standart ışık kaynağı ile karşılaştırıldığında ne kadar iyi renk sunabildiğini gösteren indekstir ve 0-100 değerleri içeren bir skalaya göre derecelendirilmektedir. Görsel renk ölçümü için ışık kaynağının CRI değerinin 90'ın üstünde olması gerekmektedir (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 713).

Gün ışığı renk seçimi için ilk başta ideal ışık kaynağı olarak düşünülse de, değişken olduğu için tavsiye edilmemektedir. Gün ışığı gün batımında kırmızı-turuncu, hava açık olduğunda ise mavi ışık vermektedir. Gün içinde havanın nemli veya bulutlu olmasına göre de ışığın rengi farklılık göstermektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 152; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 713). Gün ışığının renk ısısı da havanın durumuna ve saate bağlı olarak

1000°K ile 20000°K arasında değişebilmektedir (Brewer *et al.*, 2004; Paravina ve Powers, 2004, s. 152).

Görsel renk seçimi için ışık kaynağının gözü rahatsız etmemesi ve gözlemcinin rengi doğru ve rahatça algılayabilmesini sağlaması gerekmektedir. Klinik ve laboratuardaki ışık kaynağının aynı veya birbiriyle uyumlu olması önerilmektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 152).

Dental kliniklerde en yaygın olarak bulunan lambalar akkor lambalar ve floresan lambalardır. Ancak her iki tip lamba da renk ölçümü için ideal ışık kaynağı değildir. Akkor lambalar daha yüksek konsantrasyonlarda sarı ışık dalgaları yayarken, floresan lambalar yüksek konsantrasyonlarda mavi ışık dalgaları yaymaktadırlar. Görsel renk ölçümü için rengi düzeltilmiş (*color-corrected*) floresan lambalar kullanılmalıdır. Bu tip lambalar değişik firmalar tarafından piyasaya sunulmaktadır (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 714).

Dental ünit ışığı renk seçiminde kullanılmamalıdır. Çok parlak olduğu ve göz yorgunluğuna neden olabileceği için, renk seçimi operasyona başlamadan ve ünit ışığı açılmadan önce yapılmalıdır (Fondriest, 2003).

2.2.5.1.3. Renk seçiminde çevresel faktörler

Renk seçimi için kullanılan direkt veya indirekt ışık, aydınlattığı yapıya ulaşmadan önce çevredeki yüzeylerden yayılmakta ve yansımaktadır. Kliniğin rengi, hastanın ve hekimin giysilerinin rengi ve hasta örtüsünün rengi, hastanın dışından ve renk skalasından alınan rengi etkilemektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 154; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 714).

Renk seçimi için gerekli ışık kalitesini sağlayabilmek için ortamın renk yoğunluğu (kroma) kontrol edilmelidir. Duvarlar, yardımcı personelin

giysileri ve hasta örtüsü 4 veya daha az Munsell renk yoğunluğu değerine (nötral gri tonlarına) sahip olmalıdır. Ortamdaki diğer yansıtıcılar (duvarlar, camlı dolaplar, vb.) da en az 7 Munsell renk değerine (*value*), en fazla 4 Munsell renk yoğunluğuna (kroma) sahip olmalıdır (Paravina ve Powers, 2004, s. 154; Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 714).

2.2.5.1.4. Görsel renk seçimi metodu

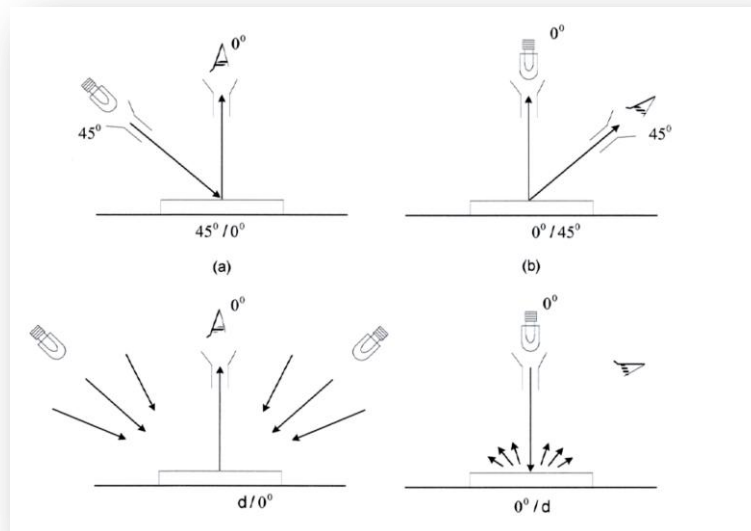
Renk seçimi sırasında hastanın ağzı hekimin göz seviyesinde olmalıdır. Hasta ruj sürmüştse silinmelidir. İntraoral dokuların renk algılamasını etkilememesi için dişlere nötral gri bir arka plan oluşturulmalı ve dil ekarte edilmelidir. Renk skalası dişler ile aynı düzlemde tutulmalıdır. Renk seçimi dişlerin dehidratasyonuna neden olabilecek herhangi bir prosedür öncesinde yapılmalıdır (Brewer *et al.*, 2004).

İlk önce renk değeri seçilmelidir. Gözler kısılarak bakılmalı ve göze giren ışık miktarı azaltılarak gözün açık-koyu rengi ayırt etmesi kolaylaştırılmalıdır. 5 saniyeden kısa süren renk yoğunluğu seçimi gözü yormayacağından, doğru bir seçim yapılmasını sağlayacaktır. Eğer daha uzun süre alacak olursa, gözün yorgunluğunu gidermek için nötral gri bir yüzeye bakılmalıdır. Renk tonu belirlenirken herhangi bir zorluk yaşanırsa, kanin dişi referans olarak alınmalıdır. Kanin dişinin renk yoğunluğu daha fazla olduğundan, baskın olan renk tonu daha rahat belirlenmektedir. Seçim yapıldıktan sonra, farklı ışık kaynakları altında ve farklı açılardan doğrulanmalıdır (Brewer *et al.*, 2004).

2.2.5.2. Renk ölçüm cihazları

Görsel renk ölçümü ile kıyaslandığında, renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılan renk ölçümünün objektif ve hassas olması, sayılarla ifade edilebilmesi ve ölçümlerin daha hızlı elde edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (Okubo *et al.*, 1998).

CIE, renk ölçüm cihazları ile yapılan ölçümlerde hassasiyet ve doğruluğu sağlamak için aydınlatma ve görüş koşulları ile ilgili bazı standartlar belirlemiştir. CIE yansıtan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılmasında dört aydınlatma ve görüş teorisinden birisinin kullanılmasını tavsiye etmektedir: $45^\circ/\text{normal}$ ($45^\circ/0^\circ$), $\text{normal}/45^\circ$ ($0^\circ/45^\circ$), $\text{diffüz}/\text{normal}$ ($d/0^\circ$) ve $\text{normal}/\text{diffüz}$ ($0^\circ/d$) (Johnston, 2009; Paravina ve Powers, 2004, s. 21; Seghi, 1990) (Şekil 2.15.). Seghi (1990), dört farklı tipteki aydınlatma geometrisinin renk ölçümüne etkisini incelemiş ve yüzey yapısındaki değişikliklerin renk üzerindeki etkisinin $45^\circ/0^\circ$ geometriye sahip bir aydınlatma ve görüş açısında en düşük seviyede olduğunu belirtmiştir.



Şekil 2.15. CIE aydınlatma ve görüş geometrileri (Seghi, 1990).

Renk ölçüm cihazları ile ölçümü etkileyen bir diğer faktör de '*edge loss*' dur. *Edge loss*, renk ölçüm cihazları ile translusent materyallerin renk ölçümleri sırasında, materyale gelen ışığın bir kısmının absorbe edilmeden kenarlardan yayılması ve bu kayıp ışığın tespit edilememesi fenomenidir (Bolt *et al.*, 1994). *Edge-loss* miktarı, translusent materyalin üzerinde bulunduğu arka plana, aydınlatma kaynağından gelen ışığın boyutuna ve doğrultusuna bağlıdır (Johnston *et al.*, 1996). Bolt *et al.* (1994) küçük açıklığa (*aperture*) sahip renk ölçüm cihazlarının translusent materyallerin ölçümlerinde yanlış sonuçlar verdiklerini ileri sürmüşlerdir. Gölgeleme oluşturmayacak bir eksternal ışık kaynağı ile büyük açıklığa sahip renk ölçüm cihazlarının kombine edilmesiyle, *edge loss*'un önlenilebileceği belirtilmiştir (Bolt *et al.*, 1994; Gozalo-Diaz *et al.*, 2007; Lee *et al.*, 2004).

Renk ölçüm cihazlarının tasarımı ve performansı da sonuç değerleri *edge loss* ve aydınlatma koşulları gibi etkileyebilmektedir. Cihazın tipine ve ölçüm yapılacak objeye bağlı olarak cihazların optik elementleri farklılık göstermektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 27). Bütün renk ölçüm cihazları detektör, sinyal düzeltici ve alınan sinyalin dental verilere dönüştürülebilmesi için gerekli olan yazılımdan oluşmaktadır. Bu elementler arasındaki karmaşık ilişki, doğru bir renk analizi yapılmasını güçleştirmektedir (Brewer *et al.*, 2004).

Renk ölçüm cihazlarının başarıları doğruluk, hassasiyet, tekrarlanabilirlik, yeniden üretilebilirlik ve güvenilirlik gibi bir takım ölçütlerle değerlendirilmektedir. Doğruluk (*accuracy*) bir cihazın belirlenmiş standart değerlere ne kadar yakın sonuç verdiği (Dozic *et al.*, 2007) ve kabul edilen referans seviyeden sapma miktarı ile ifade edilir (Karamouzou *et al.*, 2007). Cihazın kalibrasyon tekniği, ölçüm geometrisindeki varyasyonlar gibi faktörler kontrol edilmesi zor sistemik hatalara neden olabilmekte ve bu

sistemik hatalar da cihazın doğruluğunu etkileyebilmektedir (Douglas 1997; Seghi *et al.*, 1989). Hassasiyet (*precision*) ise cihazın defalarca aynı sonucu verme kapasitesidir; tekrarlanabilirlik (*repeatability*) ve yeniden üretilebilirlik (*reproducibility*) olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Karamouzos *et al.*, 2007). ISO tanımlamalarına göre, bir ölçüm cihazının tekrarlanan ölçümlerdeki tutarlılığı o cihazın tekrarlanabilirliğini gösterirken (Lagouvardos *et al.*, 2009), farklı ölçüm koşulları altında aynı sonuçların alınması da yeniden üretilebilirliği göstermektedir (Karamouzos *et al.*, 2007).

Farklı cihazların ölçüm sonuçlarının uyumu cihazlar arası güvenilirliktir (*interdevice reliability*) ve oldukça önem taşımaktadır. Klinisyen ve laboratuvar farklı ölçüm cihazları kullanıyorsa, istenilen diş renginin restorasyona tam olarak yansıtılması büyük olasılıkla mümkün olmayacaktır (Lagouvardos *et al.*, 2009).

2.2.5.2.1. Kolorimetre

Kolorimetre rengi, sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı altında sadece tristimulus değerleri olarak ölçmektedir. Renk kalitesini kontrol etmek amacıyla cisimler arasındaki renk farkının belirlenmesinde faydalı bir cihazdır. Kolorimetrenin yüzey renklerinin ölçümü ve kendisinden parlak renklerin ölçümü olmak üzere iki kullanım alanı vardır. Yüzey renklerinin ölçümü için bir ışık kaynağına ihtiyaç duyulurken, kendisinden parlak renklerin ölçümü için ışık kaynağı gerekmemektedir. Kolorimetrenin detektöründe insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer şekilde 3 farklı sensör bulunmaktadır. Bu sensörler CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç alabilmek için yerleştirilmişlerdir (Paravina ve Powers, 2004, s. 27).

Diş hekimliğinde renk değerlendirilmesi için tasarlanan ilk cihaz 1980'li yılların başlarında geliştirilen 'Chromascan' (Sterngold, Stamford, Conn) adlı kolorimetredir. Ancak kullanıcı ara yüzeyindeki zorluk ve verilerin doğruluğundaki sınırlılık nedeniyle çok başarılı bulunmamıştır (Paravina ve Powers, 2004, s. 167).

'ShadeEye NCC (Natural Color Concept) Chroma Meter' (Shofu Dental) modern dental kolorimetrelerin ikinci jenerasyonudur (Şekil 2.16.). Cihaz, dairesel 0/0 bir geometriye sahiptir ve diş yüzeyini aydınlatmak için ksenon flaş kullanmaktadır. Işık, dişle temasta olan 3 mm çapındaki plastikten bir prob yardımıyla, dairesel 0° açı ile iletilmektedir. Probun merkezi dişe iletilen ve yüzeyden yansıyan ışığı toplayarak ışık detektörüne yönlendirmektedir. Elde edilen veriler kızılötesi sinyallerle yerleştirme ünitesine gönderilmektedir. ShadeEye, Vintage Halo seramik sistemi (Shofu Dental) ile uyumlu olarak geliştirilmiş olsa da, yenilenen yazılım programları diğer seramik sistemlerle kullanılmasına olanak vermektedir (Brewer *et al.*, 2004).



Şekil 2.16. ShadeEye NCC kolorimetre (Brewer *et al.*, 2004).

Genel olarak kolorimetrelerin avantajları, kullanımlarının kolay olması ve diğer renk ölçüm cihazlarına göre fiyatlarının daha uygun olmasıdır. Bununla birlikte, detektörlerin kısa sürede eskimesi nedeniyle cihazın doğru ölçüm yapması ve ölçümlerin tekrarlanabilirliği zayıftır. Ayrıca kolorimetreler ile metamerizm belirlenmemektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 28).

2.2.5.2.2. Spektoradyometre

Spektoradyometreler, parlaklık (*irradiance*) ve ışıyım (*radiance*) gibi radyometrik değerlerin ölçümü için geliştirilmişlerdir. Radyometrik enerji görünür spektrumun 5, 10 veya 20nm aralıklarında ölçülmektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 28).

Telespektoradyometre renk üretimi uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Cihazın ana elementleri teleskop, monokromatör ve fotoreseptördür. Avantajı, materyale temas etmeden renk ölçümü yapmasıdır, böylece insan gözünün görme koşulları sağlanarak ölçüm yapılmaktadır. Bunun dışında cihaz hem yüzey renklerini hem de kendisinden parlak renkleri belirleyebilmektedir. Ancak, ölçüm pozisyonunda meydana gelebilecek ufak bir değişiklik bulgulara farklılık yaratacağından, ölçümler büyük bir dikkatle yapılmalıdır (Paravina ve Powers, 2004, s. 28-29).

2.2.5.2.3. Spektrofotometre

Spektrofotometreler yüzey renklerinin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bir cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir referanstan yansıyan ışığa oranını ölçmek için tasarlanmışlardır. Işık kaynağı,

monokromatör ve detektörden oluşmaktadırlar (Paravina ve Powers, 2004, s. 29).

Spektrofotometrelerin spektoradyometrelerden farkı sabit bir ışık kaynağı içermeleridir (Brewer *et al.*, 2004). Kolorimetrelerden farklı olarak metamerizmi de değerlendirebilmektedirler (Paravina ve Powers, 2004, s. 29).

2002 yılında kullanıma giren VITA Easyshade spektrofotometre (Lagouvardos *et al.*, 2009), fiberoptik kabloyla ana üniteye bağlanan bir el aparatından oluşmaktadır. Cihazın dış yüzeyi ile temasta olan probu yaklaşık 5 mm çapındadır (Şekil 2.17.). Prob 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet içermektedir. Ölçüm işlemi sırasında dış, probun etrafında bulunan halojen lamba tarafından dairesel 0° açılı bir geometri ile aydınlatılmaktadır. El aparatı ölçüm işlemi sırasında çok sayıda spektrometre kullanmaktadır. Spektrometrelerin bir kısmı ışık kaynağını görüntülemekte, diğer kısmı ise dişe giren ve iç kısmında yayılan ışık miktarını iki farklı noktadan ölçmektedir. Bu iki farklı noktadan yapılan ölçüm değeri yayılma, translusensi ve materyalin kalınlığı da göz önüne alınarak hesaplanmaktadır. Ölçüm yapılmadan önce ölçüm modu (dış, restorasyon veya renk skalası) seçilmelidir. Cihaz renk ölçümü sonucunu Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre vermektedir (Brewer *et al.*, 2004; Paravina ve Powers, 2004, s. 169)



Şekil 2.17. VITA Easyshade spektrofotometre (Brewer *et al.*, 2004).

2008 yılında piyasaya sunulan VITA Easyshade Compact, VITA Easyshade' in ikinci jenerasyonudur (Şekil 2.18.). Cihazın kablosuz ve mobil olması, klinik uygulamalarda kolaylık sağlamaktadır. Diş yüzeyinin aydınlatılmasında LED (*light emitting diode*) ışık kaynağı kullanan cihazın üreticileri, ölçümlerin aydınlatma koşullarından etkilenmeyeceğini öne sürmektedirler. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü verebilen cihaz, son 25 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir (Vita Zahnfabrik, 2009).



Şekil 2.18. VITA Easyshade Compact spektrofotometre (Vita Zahnfabrik, 2009).

2.2.5.2.4. Dijital kamera

Renk ölçümü için dijital kameraların kullanılması gittikçe popüler hale gelmektedir. Bu sistemin avantajı, objenin üzerindeki tek bir noktanın renginin ölçülmemesi, tüm objenin renk görünümünün imaj halinde elde edilebilmesidir (Paravina ve Powers, 2004, s. 30).

Dijital kamera, insan gözünde bulunan spektral duyarlılığa sahip olmadığından renk sinyalleri CIE XYZ değerlerine göre alınmamaktadır. Kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) renk sinyallerini alan kamera, bu değerleri CIE XYZ değerlerine çevirmektedir. Kameranın RGB değerlerinin CIE XYZ değerleri ile korelasyon göstermesine kamera karakterizasyonu (*camera characterization*) denilmektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 30).

Dijital kamera teknolojisinde, kolorimetrik ve multispektral olmak üzere iki yaklaşım vardır. Kolorimetrik yaklaşımı esas alan bir görüntüleme sisteminde dijital kamera, bilgisayar, renk sensörü ve aydınlatma kutusu bulunmaktadır. Bilgisayar yazılımı kamera karakterizasyonu, renk ölçümü

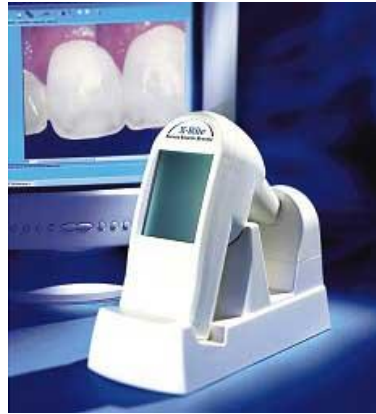
ve monitör karakterizasyonu gibi fonksiyonlara sahiptir. Dijital kamera aydınlatma kutusunun üzerine yerleştirilmekte ve kutunun içindeki objenin görüntüsünü almaktadır. Aydınlatma kutusu stabil ve uniform şekilde aydınlatılmış bir ortam sağladığından, doğru renkte görüntü elde edilebilmesi açısından önemlidir. Dijital kamera ile elde edilen görüntü bilgisayara aktarılmakta ve istenilen renk değerleri bilgisayar yazılımı ile elde edilmektedir (Paravina ve Powers, 2004, s. 31-32).

Dijital görüntüleme ile kolorimetrik analizi kombine eden ilk sistem olan ShadeScan (Cynovad, Montreal, Canada) LCD (*liquid crystal diode*) ekrana sahip bir el aparatıdır (Şekil 2.19.). Fiberoptik kablo ile aktarılan halojen ışık kaynağı diş yüzeyini 45° açı ile aydınlatmakta ve diştten yansıyan ışığı 0° ile toplamaktadır. LCD ekranla dişin görüntüsü elde edilmekte, görüntü ve sesli yorumlar hafıza kartına kaydedilmektedir. Hafıza kartındaki dijital bilgi bilgisayara yüklenerek, ShadeScan' in yazılımı ile dişin renk ve translusensi haritası çıkarılmaktadır. Renk ölçümleri Vitapan Classical skalasına göre elde edilebilmektedir. Veriler elektronik ortamda ve çıktı alınarak dental laboratuara iletilebilmektedir (Brewer *et al.*, 2004; Paravina ve Powers, 2004, s. 169).



Şekil 2.19. ShadeScan dijital görüntüleme ve renk analiz cihazı (Brewer *et al.*, 2004).

Dijital renk analizi ile kolorimetrik analizi kombine eden başka bir sistem olan ShadeRite Dental Vision System (X-Rite Inc, Grand Rapids, Michigan) kendi ışık kaynağına sahip bir el aparatı ve LCD ekrandan oluşmaktadır (Şekil 2.20.). ShadeScan'den farklı olarak, gaz-stabilize akkor ışık kaynağı kullanılmaktadır. Ölçümler, CIE standart gözlemci fonksiyonlarını simüle eden döner filtrelerden geçirilerek elde edilmektedir. Cihaz ana üniteye herhangi bir kablo ile bağlanmamaktadır. Ana üniteye kalibrasyon yapılmakta ve USB (*universal standard buss*) bağlantısı ile kolorimetrik veriler (CIE L*a*b*) bilgisayara aktarılmaktadır (Brewer *et al.*, 2004; Paravina ve Powers, 2004, s. 170).



Şekil 2.20. ShadeRite Dental görüntüleme sistemi (Brewer *et al.*, 2004).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Zirkonya tam seramik sistemlerinin translusensi ve renk özelliklerinin incelendiği araştırmamızda, 3 farklı sisteme ait zirkonya alt yapı ve bu sistemlerin uyumlu olduğu veneer seramikleri kullanılmıştır. Çalışmamızda In-Ceram YZ (YZ) (VITA, Bad Säckingen, Almanya), ICE Zirconia (ZZ) (Zirkonzahn GmbH, Ahrntal, İtalya) ve Katana (KTN) (Noritake Dental, Aichi, Japonya) sistemlerinin her birinden 33'er olmak üzere toplam 99 adet zirkonya esaslı alt yapı hazırlanmıştır. Çalışmada kontrol grubu olarak IPS e.max Press (IPS) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır. Her sisteme ait örnekler Vitapan Classical (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) skalasındaki A1, A2 ve A3.5 renklerde renklendirilmek üzere 3 eşit gruba ayrılmışlardır (n=11). Zirkonya alt yapıların ve kontrol grubunun translusensi ve renk ölçümleri spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, VitaZahnfabrik, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir. Alt yapının rengine uygun olarak A1, A2, A3.5 renklerde ve her sistemin uyumlu olduğu seramik ile veneerleme ve glaze işlemleri yapıldıktan sonra translusensi ve renk ölçümleri tekrarlanmış; veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

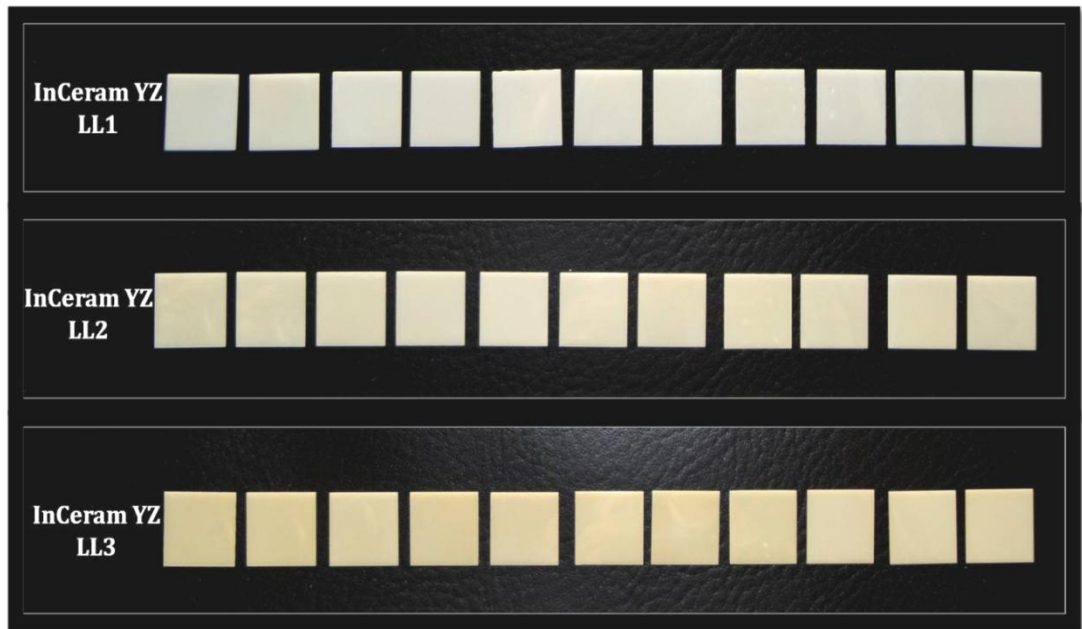
3.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

Zirkonya örneklerin boyutları bir kenarı 12 mm olan kare şeklinde; kalınlıkları ise sistemlerin önerdiği sınırlar içerisinde ve klinik uygulamalara uygun şekilde 0.5 mm olarak belirlenmiştir.

3.1.1. In-Ceram YZ (YZ) Örneklerin Hazırlanması

YZ örnekler VITA' nın Ar-Ge laboratuvarlarında (Almanya) hazırlanmıştır. In-Ceram YZ bloklardan (VITA In-Ceram 2000 YZ CUBES for

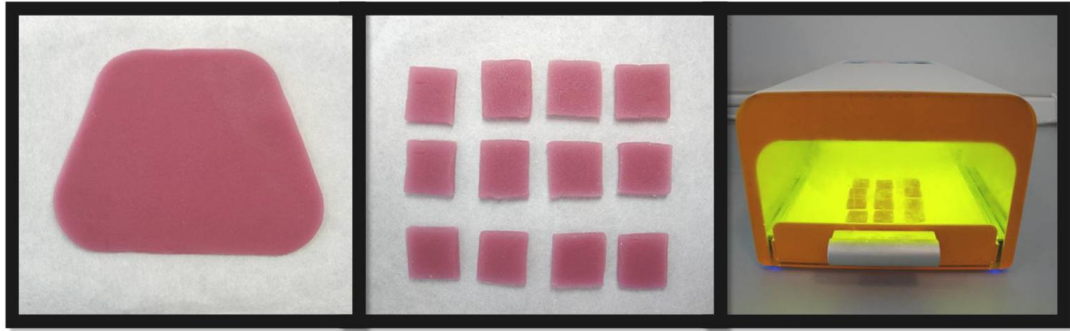
inLab, VITA, Bad Säckingen, Almanya) 12 mm x 12 mm x 0.5 mm boyutlarında toplam 33 adet örnek CAD/CAM sistemi ile freze edilmiştir. Örnekler her grupta 11' er olmak üzere 3 eşit gruba bölünmüş ve Vitapan Classical skalasındaki A1, A2 ve A3.5 renklerde olması istenen örnekler, sırasıyla LL1, LL2 ve LL3 renklerdeki renklendirme sıvılarında (Coloring Liquid for VITA In-Ceram 2000 YZ CUBES, VITA, Bad Säckingen, Almanya) 2 dakika süre ile bekletilmiştir. Daha sonra renklendirilmiş alt yapı örnekleri kurumaya bırakılmıştır. Saatte 600°C ısı artışına ayarlanmış olan sinterleme fırını (Thermo-Star GmbH, Aachen, Almanya) 1530°C' ye ulaştıktan sonra 2 saat bu sıcaklıkta beklenmiş ve sonrasında soğutulmaya başlanmıştır. Sinterleme işlemi toplam 8 saat sürmüştür. Örneklerin kalınlıkları 0.01 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip dijital kumpas (Max-Extra Professional Tools, Çin) ile 3 farklı bölgeden kontrol edilmiş ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. YZ alt yapı örnekleri.

3.1.2. ICE Zirconia (ZZ) Örneklerin Hazırlanması

Mekanik yöntemle üretim yapan ZZ sisteminde tarayıcı uca yerleştirilen kompozit rezin örnek Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Laboratuvarı'nda hazırlanmıştır. Bu amaçla şahsi kaşık yapımında kullanılan ışıkla sertleşen hibrit kompozit rezin (Plaque Photo, W+P Dental, Hamburg, Almanya) plaklardan 12 mm x 12 mm boyutlarında örnekler kesilmiş ve polimerize edilmiştir (Tray Lux, Ampac Dental, Rockdale, Avustralya) (Şekil 3.2.). Elde edilen örneklerin kalınlıkları dijital kumpas ile ölçülerek 0.5 mm olacak şekilde aşındırılmış, tesviye ve polisaj yapılmıştır.



Şekil 3.2. Işıkla sertleşen hibrit kompozit rezin plaka, kesilen örnekler ve polimerizasyon kutusu.

ZZ örneklerin üretimi Çağrı Dental Diş Protez Laboratuvarı (Ankara) tarafından gerçekleştirilmiştir. Kompozit rezin örnek makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, ICE Zirconia blok (Prettau Zirconia Blank 12, ZRAD0601) ise freze işleminin yapıldığı tarafa adapte edilmiş ve kompozit örneğin şekline bağlı olarak freze işlemi gerçekleştirilerek, sinterleme büzülmesi nedeniyle istenilen boyuttan %25 oranında daha büyük hazırlanan zirkonya alt yapı örnekleri elde edilmiştir. 33 adet zirkonya alt

yapı örneği 3 eşit gruba ayrılmış (n=11) ve A1, A2 ve A3.5 renklerdeki Zirkonzahn renklendirme sıvılarına (Color Liquid Prettau, Zirkonzahn, Bruneck, Almanya) daldırılarak renklendirilmişlerdir. Sinterlenmemiş örnekler sinterleme fırınında (Zirkonofen, Zirkonzahn, Bruneck, Almanya) 1500°C'de 16 saat süreyle sinterlenerek istenilen boyutlara ulaşması sağlanmıştır. Örneklerin yüzey bitirme işlemleri için su soğutmalı bir cihaz (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Almanya) ve farklı numaralardaki silikon karbid kağıtlar (English Abrasives, London, İngiltere) kullanılmıştır. Örneklerin kalınlıkları kumpas ile 3 farklı bölgeden kontrol edilerek 0.5 mm olması sağlanmıştır. Daha sonra, 3.5 bar basınç altında 120µ boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile kumlanmıştır. Son olarak %96 izopropil alkol içinde 3 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (Tchibo GmbH, Überseering, Hamburg, Almanya) bekletilmiş ve buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Almanya) ile temizlenmiştir (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. ZZ alt yapı örnekleri.

3.1.3. Katana (KTN) Örneklerin Hazırlanması

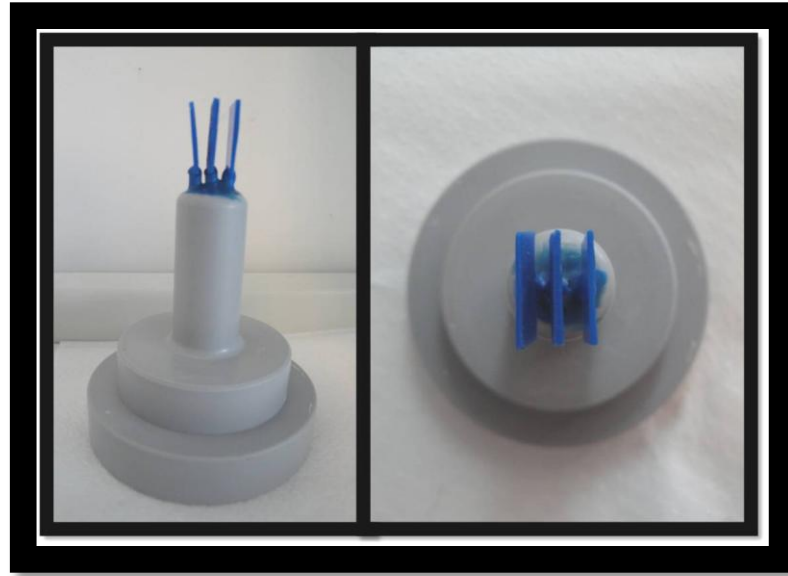
KTN örnekler Turkuaz Dental (İzmir)' de hazırlanmıştır. Sistemin sırasıyla A1, A2 ve A3.5 renklere denk gelen KT12, KT13 ve KT14 renkteki blokları (Zirconia Block, Noritake Dental, Aichi, Japonya) kullanılmıştır. Sistemin CAD programı olan 'DentalWings' programında (Dentalwings Inc., Montreal, Quebec, Kanada) istenilen boyutlardaki örneklerin yazılımı tamamlandıktan sonra bloklar CAM cihazında freze edilmiştir. Elde edilen sinterlenmemiş örnekler üreticinin talimatları doğrultusunda sinterlenmiştir. Oda sıcaklığındaki örnekler sinterleme fırınına yerleştirilmiş ve fırının ısısı 2 saat süre ile önce 500°C' ye daha sonra 1.5 saat süre ile 1410°C' ye yükseltilmiştir. 1410°C' de 1.5 saat bekletilen örnekler, 3 saat süre ile önce 500°C' ye daha sonra yine 3 saat süre ile oda sıcaklığına soğutulmuşlardır. Toplam 11 saat süren sinterleme işlemi sonrasında örneklerin kalınlıkları tekrar kontrol edilmiştir. Renk ve translusensi ölçümleri öncesinde örnekler buhar makinesi ile temizlenmiştir (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. KTN alt yapı örnekleri.

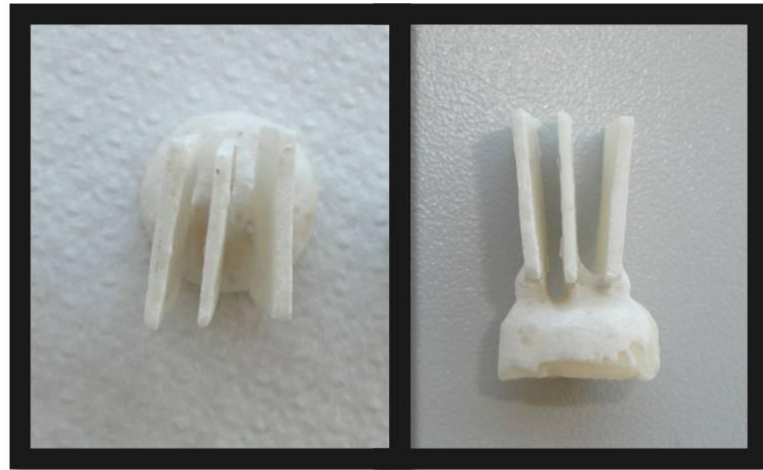
3.2. IPS e.max Press (IPS) Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kontrol grubu olarak kullanılan IPS örneklerin hazırlanmasında ZZ alt yapıların üretiminde kullanılan kompozit rezin örneklerden faydalanılmıştır. 12 mm x 12 mm x 0.5 mm boyutlarındaki örnekler yüksek vizkoziteye sahip silikon esaslı bir ölçü maddesine (Zetaplus, ZhermackSpa, İtalya) gömülerek model elde edilmiştir. Modelaj mumu (Kronenwachs, Bego, Bremen, Almanya) ısıtılarak hazırlanan modeldeki negatif boşluğa damlatılmıştır. Mum sertleştikten sonra bir bistüri yardımıyla yüzey düzeltilmiş ve silikon ölçü maddesi ile kenarı sıfırlanmıştır. Tamamen soğuduktan sonra modelden çıkarılan örnekler üretici talimatlarına uyularak ve her manşette 3 örnek olacak şekilde tijlenmiştir (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Tijlenen mum örneklerin manşete yerleştirilmesi.

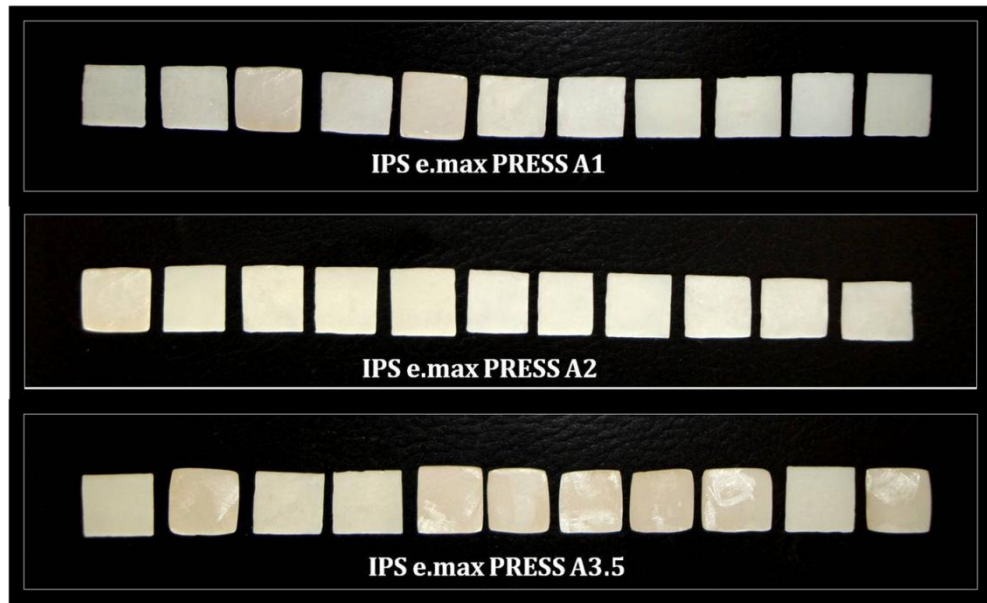
Örnekler sisteme ait özel silikon manşetlere (IPS Silicone Ring, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirildikten sonra, üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan revetman (IPS Press Vest Speed Investment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dökülmüş ve sertleşmesi için 45 dakika beklemeye bırakılmıştır. Kayıp mum tekniği için 850°C sıcaklığa sahip fırına yerleştirilen manşetler mum uzaklaştıktan sonra presleme fırınına (Ivoclar EP 600 Combi, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nakledilmiştir. Vitapan Classical skalasındaki A1 (MO1), A2 (MO2) ve A3.5 (MO3) renkler elde edilmek üzere orta derecede opasiteye sahip seramik ingotlar (IPS e.max Press Ingots, MO, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır. Üretici firma talimatları doğrultusunda, başlangıç ısı 700°C olan fırın 920°C 'ye ulaştığında, 25 dakika süreyle presleme yapılmıştır. Presleme işlemini takiben manşetler oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Manşetten çıkarılmış IPS örnekler.

Örneklerin üzerindeki revetman artıklarının temizlenmesi iki aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk olarak 4 bar basınç altında 50µ boyutundaki cam kum

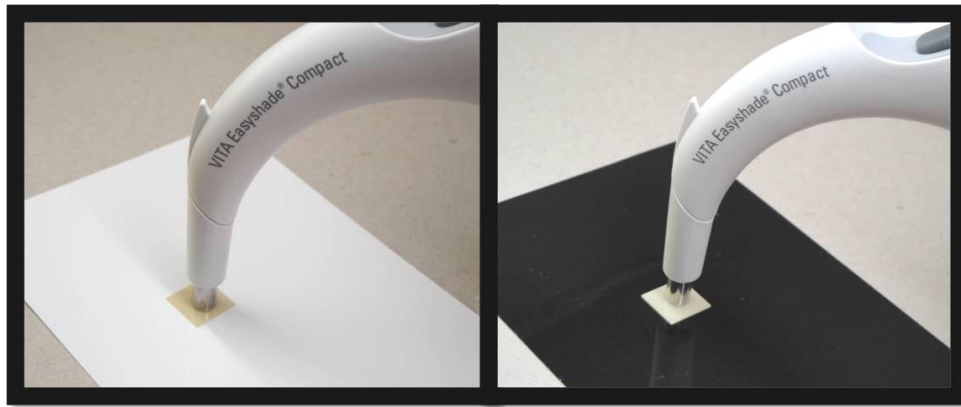
(Strahlmittel Abrasives, Rolloblast No:1594-1305) ile örnekler görününceye kadar kumlama yapılmış; daha sonra hassas temizleme için 2 bar basınç altında 50 μ boyutundaki cam kum uygulanmıştır. Örnekler, yüzeylerinin temizlenmesi için %1' den daha düşük miktarda hidroflorik ve fosforik asit içeren sıvı (IPS e.max Press Invex Liquid, Schaan Liechtenstein) içerisinde 10 dakika, daha sonra ultrasonik temizleyicide (Tchibo GmbH, Überseering, Hamburg, Almanya) 30 dakika bekletilmiştir. Solüsyondan çıkarıldıktan sonra distile su ile yıkanan örnekler, 100 μ boyutundaki Al₂O₃ tozu (Strahlmittel Abrasives, Rolloblast No:1583-1005) ile kumlanmıştır. İnce grenli bir elmas frez ile tijlerinden ayrılan örnekler son olarak buhar makinesinde temizlenmiştir. Örneklerin yüzey bitirme işlemleri için, yüzey aşındırma ve parlatma cihazı ile (Phoenix Beta, Buehler, Illinois, Amerika) farklı numaralardaki silikon karbid kağıtlar (Buehler Abrasives, Almanya) kullanılmıştır. Örneklerin kalınlıkları işlemler sırasında dijital kumpas ile 3 farklı bölgeden sürekli ölçülerek 0.5 mm olması sağlanmıştır. Son olarak örnekler buhar makinesi ile temizlenmiştir (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. IPS alt yapı örnekleri.

3.3. Alt Yapı Örneklerinin Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Translusensi ölçümleri sıcaklığı 24°C olan karanlık bir odada (Spink, 2009) gerçekleştirilmiştir. 132 adet örneğin siyah (b) ve beyaz (w) arka plan üzerindeki CIE $L^*a^*b^*$ değerleri VITA Easyshade Compact ile ölçülmüştür (Şekil 3.8.) Siyah arka planın L^* , a^* ve b^* değerleri $L^* = 8.9$, $a^* = -0.7$, $b^* = 1.2$; beyaz arka planın L^* , a^* ve b^* değerleri ise $L^* = 96.3$, $a^* = 0.1$, $b^* = 1.9$ dur. Ölçümler cihazın “*toothsingle*” tek ölçüm” modunda yapılmıştır ve her örnekten, her arka plan üzerinde 3'er kez ölçüm yapılarak ortalaması alınmıştır. Bütün ölçümler aynı kişi tarafından yapılmıştır. Tüm örnekler numaralandırılarak yapılan ölçümlerin sonraki ölçümler ile kıyaslanabilmesi sağlanmıştır.



Şekil 3.8. Translusensi değerlendirmesi için örneklerin beyaz ve siyah arka plan üzerinde CIE L^* , a^* ve b^* değerlerinin ölçülmesi.

3.3.1. Kontrast Oranın Belirlenmesi

KO, CIE Y_{xy} renk sistemindeki Y parametresi kullanılarak hesaplanmaktadır. Ancak VITA Easyshade Compact, CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre değerler vermektedir. CIE Y_{xy} sistemindeki “ Y ” parametresi ile CIE XYZ sistemindeki “ Y ” değeri birbirlerine eşit olduğundan (Ardu *et al.*, 2008),

Formül 3.1., Formül 3.2. ve Formül 3.3. kullanılarak CIE $L^*a^*b^*$ değerleri CIE XYZ sistemine çevrilmiştir (Ardu *et al.*, 2008; Paravina ve Powers, 2004, s. 24).

$$L^* = 116 f(Y/Y_n) - 16 \quad (3.1.)$$

$$a^* = 500 [f(X/X_n) - f(Y/Y_n)] \quad (3.2.)$$

$$b^* = 200 [f(Y/Y_n) - f(Z/Z_n)] \quad (3.3.)$$

$t > 0.008856$ için $f(t) = t^{1/3}$; diğer durumlarda $f(t) = 7.787 t + 16 / 116$ 'dır.

X_n , Y_n ve Z_n ideal bir ışık kaynağı altında referans alınan bir beyaz cismin CIE XYZ değerleridir. D65 ışık kaynağı altında Y_n değeri 100 olarak alınmaktadır (Paravina ve Powers, 2004, s. 25).

Y_w ve Y_b değerleri elde edildikten sonra Formül 3.4. kullanılarak örneklerin KO' ı hesaplanmıştır.

$$KO = Y_b / Y_w \quad (3.4.)$$

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Amerika) programında yapılmıştır.

3.3.2. Translusensi Parametresinin Belirlenmesi

TP' ni hesaplayabilmek için, beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerine yerleştirilen örneklerin VITA Easyshade Compact ile elde edilen L_w , a_w , b_w ve L_b , a_b , b_b değerleri, Formül 2.2.' e yerleştirilerek hesaplama yapılmıştır.

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2} \quad (2.2.)$$

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Amerika) programında yapılmıştır.

3.4. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması

Renk ölçümü sırasında çevre koşullarının standardize edilmesi ve ortamdaki ışığın renk ölçümlerinde hataya sebebiyet vermemesi amacıyla tüm renk ölçümleri, renk ölçüm kutusu içinde gerçekleştirilmiştir. Yakın Doğu Üniversitesi Atölyeleri'nde, 30 cm x 30 cm x 70 cm boyutlarında hazırlanan kutunun içi, nötral gri fon kartonu ile kaplanmıştır. Kutunun içine gün ışığını taklit edebilen, 6500°K renk ısısına sahip Master TL-D 90 De Luxe 18W/965 1SL (Philips, Eindhoven, Hollanda) lamba takılmıştır (Şekil 3.9.). Ölçümler karanlık bir odada, ölçüm kutusunun içinde ve gün ışığı lambanın ışığı altında yapılmıştır.



Şekil 3.9. Renk ölçüm kutusu ve VITA Easyshade Compact.

3.5. Alt Yapı Örneklerinin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Veneer seramik uygulaması öncesinde, numaralandırılmış olan 132 adet alt yapı örneğinin CIE L*a*b* değerleri VITA Easyshade Compact ile

ölçülmüştür. Spektrofotometre her ölçüm öncesinde üretici talimatlarına uygun şekilde kalibre edilmiştir. Ölçümler cihazın “*toothsingle*” tek ölçüm” modunda yapılmıştır. Her örnekten 3 ölçüm yapılmış ve bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Renk ölçümleri renk ölçüm kutusu içerisinde ve nötral gri ($L^* = 46.6$, $a^* = 2.5$, $b^* = -0.8$) bir arka plan (Luo ve Zhang, 2010; Shokry *et al.*, 2006) üzerinde gerçekleştirilmiştir (3.10.)



Şekil 3.10. Nötral gri arka plan üzerinde renk ölçümlerinin yapılması.

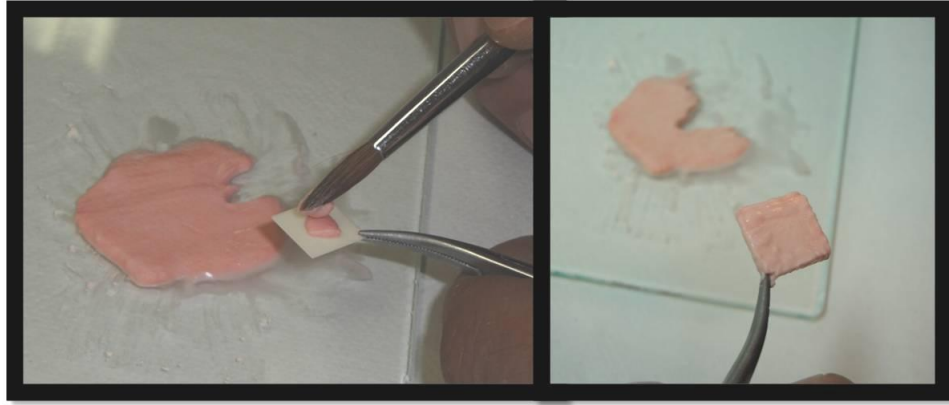
3.6. Alt Yapı Örneklerine Veneer Seramiği Uygulanması

Alt yapı örnekleri üzerine sistemlerin önerdikleri veneer seramikleri (Tablo 3.1.), Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Laboratuvarı’nda ve aynı dental teknisyen tarafından uygulanmıştır.

Tablo 3.1. Alt yapı sistemlerinin önerdikleri veneer seramikleri.

Alt yapı	Veneer seramiği / Üretici Firma
In-Ceram YZ	VM9 / Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
ICE Zirconia	ICE Ceramic / Steger, Ahrntal, İtalya
Katana	Cerabien ZR / Noritake Dental, Aichi, Japonya
IPS e.max Press	IPS e.max Ceram / Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Alt yapı örneklerinin renklerine uygun olarak, sistemlerin önerdikleri veneer seramiklerinin A1, A2 ve A3.5 renklerdeki dentin seramikleri üretici firmaların talimatları doğrultusunda ve 1 mm kalınlıkta olacak şekilde uygulanmışlardır (Şekil 3.11.)

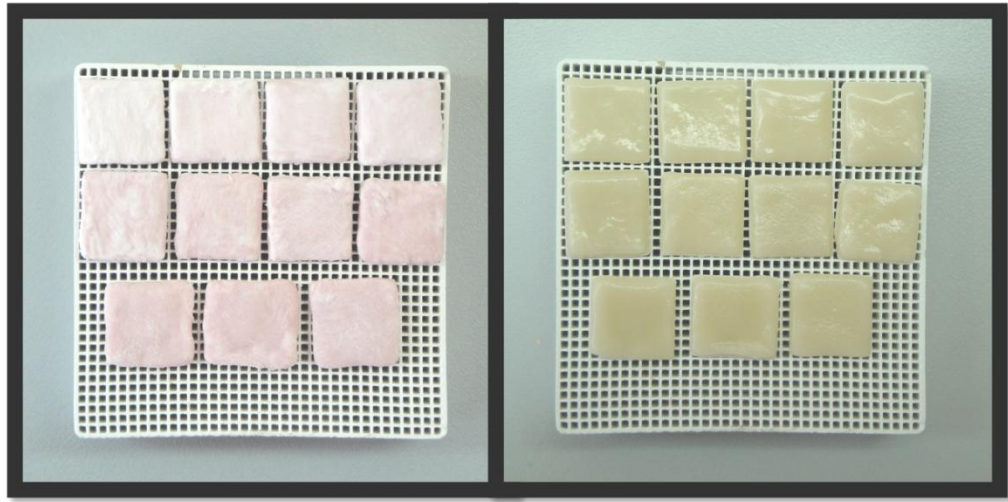


Şekil 3.11. LL1 renkteki YZ alt yapıya A1 renkteki veneer seramiğinin uygulanması.

Tüm örnekler Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Laboratuvarı'nda bulunan vakumlu porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), üreticilerin önerdikleri fırınlama ısı ve sürelerinde (Tablo 3.2.) pişirilmişlerdir. İkinci kez fırına girmesi gereken örnekler, üreticilerin önerdikleri şekilde, ilk pişirme ısısından 5-10°C daha düşük ısıda pişirilmişlerdir (Şekil 3.12).

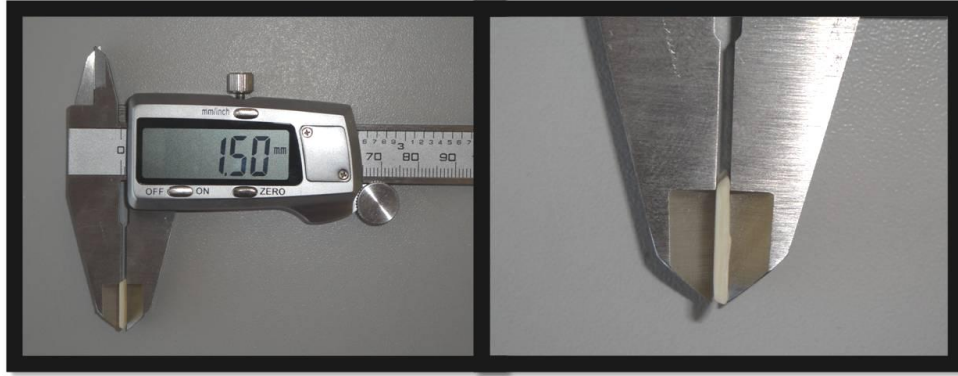
Tablo 3.2. Veneer seramiklerinin I. dentin fırınlama özellikleri (B: başlama ısısı, S: kurutma süresi, $t\uparrow$: fırının ısının 1 dakikadaki yükselme miktarı, T: pişirme ısısı, H: pişirme ısısında bekleme süresi).

Veneer seramiği	B (°C)	S (dk)	$t\uparrow$ (°C)	T (°C)	H (dk)
VM9	500	6	55	910	1
ICE Ceramic	400	2	55	820	1-2
Cerabien ZR	700	5	65	1090	1
IPS e.maxCeram	403	4	40	749	1

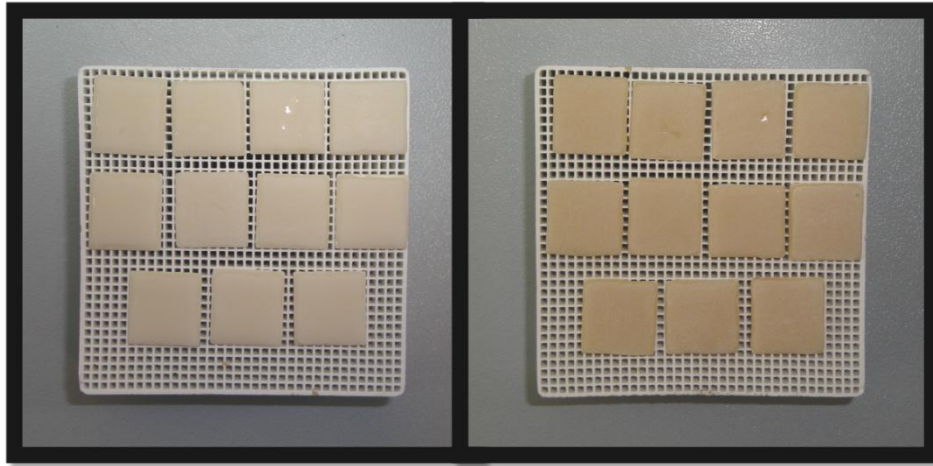


Şekil 3.12. KT13 renkteki KTN altyapı örneklerine A2 renkte uygulanmış olan veneer seramiği ve fırınlama sonrası görüntüsü.

Fırınlama işlemlerinden sonra örneklerin kalınlıkları dijital kumpas ile ölçülerek 1.5 mm olacak şekilde aşındırılmıştır (Şekil 3.13. ve 3.14.). Renk ölçümleri öncesinde buhar makinesinde yüzey temizliği yapılmıştır.



Şekil 3.13. Örneklerin kalınlıklarının dijital kumpasla kontrol edilmesi.



Şekil 3.14. Veneer seramiği uygulanmış ve kalınlıkları 1.5 mm olacak şekilde tesviye edilmiş KTN KT12 ve KT14 örnekler.

3.7. Veneer Seramiği Uygulanmış Örneklerin Translusensi ve Renk Ölçümlerinin Yapılması

Veneer seramiği uygulanmış örneklerin translusensi ve renk ölçümleri, alt yapı örneklerinde olduğu gibi yapılmış ve aynı formüller kullanılarak hesaplanmıştır.

3.8. Veneer Seramiği Uygulanmış Örneklerle Glaze İşlemi Yapılması

Veneer seramiği uygulanmış ve translusensi ve renk ölçümleri yapılmış örneklerle her sistemin uyumlu olduğu glaze tozu (Tablo 3.3.) ve likidi kullanılarak glaze işlemi yapılmıştır.

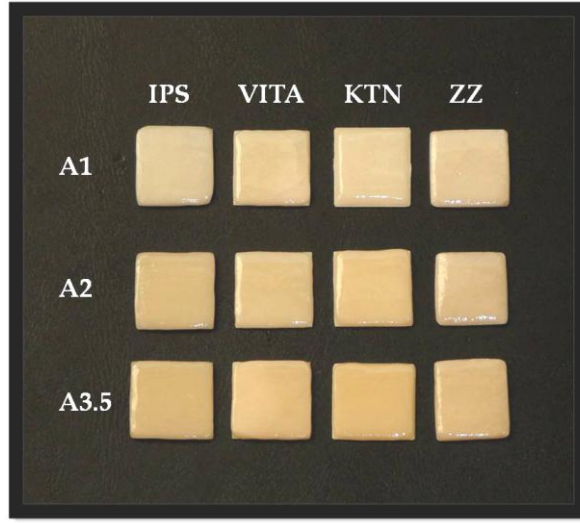
Tablo 3.3. Veneer seramiklerinin uyumlu oldukları glaze tozları.

Veneer Seramiği	Glaze tozu / Üretici Firma
VM9	Akzent Glaze/ Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
ICE Ceramic	Stain Colour Glaze Plus/ Steger, Ahrntal, İtalya
Cerabien ZR	Cerabien Glaze/ Noritake Dental, Aichi, Japonya
IPS e.max Ceram	Essence/ Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Örneklerle glaze işlemi uygulaması Yakın Doğu Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Klinik Laboratuvarı'nda aynı dental teknisyen tarafından yapılmıştır. Vakumlu porselen fırını (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) her sistem için üreticilerin önerdikleri ısı ve süreye (Tablo 3.4.) göre ayarlanmıştır (Şekil 3.15.).

Tablo 3.4. Veneer seramiği uygulanmış örneklerin glaze işlemi için fırınlama ısı ve süreleri (B: başlama ısısı, S: kurutma süresi, t[↑]: fırının ısının 1 dakikadaki yükselme miktarı, T: pişirme ısısı, H: pişirme ısısında bekleme süresi).

Glaze	B (°C)	S (dk)	t [↑] (°C)	T (°C)	H (dk)
VM9	500	0	80	900	1
ICE Ceramic	350	5	40	820	1
Cerabien ZR	600	5	50	930	0
IPS e.max Ceram	403	6	60	770	1



Şekil 3.15. Farklı renk ve sistemlere ait glaze işlemi uygulanmış örnekler.

3.9. Glaze İşlemi Yapılmış Örneklerin Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Glaze işlemi yapılan örneklerin translusensi ölçümleri alt yapı ve veneer seramiği uygulanmış örneklerde olduğu gibi yapılmış ve aynı formüller kullanılarak hesaplanmıştır.

3.10. Glaze İşlemi Yapılmış Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Glaze işlemi uygulanmış örneklerin renk ölçümleri, alt yapı ve veneer seramiği uygulanmış örneklerde olduğu gibi, ölçüm kutusu içerisinde ve nötral gri bir fon üzerinde gerçekleştirilmiştir. Her örnekten 3' er kez ölçüm yapılmış ve elde edilen L^* , a^* ve b^* değerlerinin ortalamaları alınmıştır. Bu değerler alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerin renk farkının (ΔE) hesaplanmasında kullanılmıştır.

3.11. Renk farkının (ΔE) Hesaplanması

Örneklere yapılan işlemlerin CIE L^* , a^* ve b^* değerleri üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla, aynı örneğin alt yapı, veneer seramiği uygulanmış ve glaze işlemi yapılmış hali arasındaki renk farkı Formül 2.1. kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad (2.1.)$$

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Amerika) programında yapılmıştır.

3.12. Glaze İşlemi Uygulanmış Örneklerin Amaçlanan ve Sonuç Renk Değerleri Arasındaki Farkın Hesaplanması

Vitapan Classical skalasına göre A1, A2 ve A3.5 renklerde olması hedeflenen örneklerin sonuç renkleri ile amaçlanan renkler arasındaki ΔE değerinin hesaplanmasında VITA Easyshade Compact' ın 'restorasyon' modu kullanılmıştır.

Restorasyon modu, amaçlanan renk ile restorasyonun sonuç rengi arasındaki renk farkını vermektedir. Bu ölçüm modunda, ilk olarak Vitapan Classical veya Toothguide 3D Master skalasına göre amaçlanan renk bilgisi spektrofotometreye girilmektedir (Şekil 3.16.) ve daha sonra restorasyondan renk ölçümü yapılmaktadır. Spektrofotometre renk farkını ΔE değeri olarak vermektedir (Şekil 3.17.).

Glaze işlemi uygulanmış örneklerin amaçlanan renkleri Vitapan Classical skalasına göre spektrofotometreye girilmiş, daha sonra renk ölçüm kutusu içerisinde ve nötr gri arka plan üzerinde renk ölçümü yapılmıştır.

Her örnekten 3' er ölçüm yapılarak elde edilen ΔE değerlerinin ortalamaları alınmıştır.



Şekil 3.16. Spektrofotometrenin restorasyon ölçüm modunun seçilmesi ve kıyaslanmak istenen rengin Vitapan Classical skalasına göre kodunun girilmesi.



Şekil 3.17. Ölçüm sonucunun başarısının yıldızlarla ifade edilmesi ve ΔE değerinin belirlenmesi.

3.13. Renk Farkının (ΔE) Yorumlanması

ΔE değerlerinin yorumlanmasında O'Brien (2002, s.28)' ın klinik tolerans eşik değerleri (Tablo 2.6.) referans alınmıştır.

3.14. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi tek yön varyans analizi (*1-way analysis of variance- ANOVA*) ile yapılmıştır. Gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunda, ikili karşılaştırmalar Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapılmıştır ($P<0.05$). Tüm istatistiksel analizler SPSS 10.0 (Statistical Product and Service Solutions, SPSS Inc., Chicago, Amerika).

4. BULGULAR

In-Ceram YZ (YZ), ICE Zirconia (ZZ) ve Katana (KTN) zirkonya tam seramik sisteminin translusensi ve renk özelliklerinin IPS e.max Press (IPS) tam seramik sistemi ile kıyaslanarak değerlendirildiği çalışmada, translusensi bulguları kontrast oran (KO) ve translusensi parametresi (TP) yöntemleri ile elde edilmiştir. Renk ölçümü değerlendirmeleri için, alt yapı örnekleri ile veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerin CIE $L^*a^*b^*$ parametreleri incelenmiştir. Hedeflenen renk ile örneklerin sonuç rengi arasındaki fark, ΔE değerleri kullanılarak değerlendirilmiştir.

4.1. Translusensi Bulguları

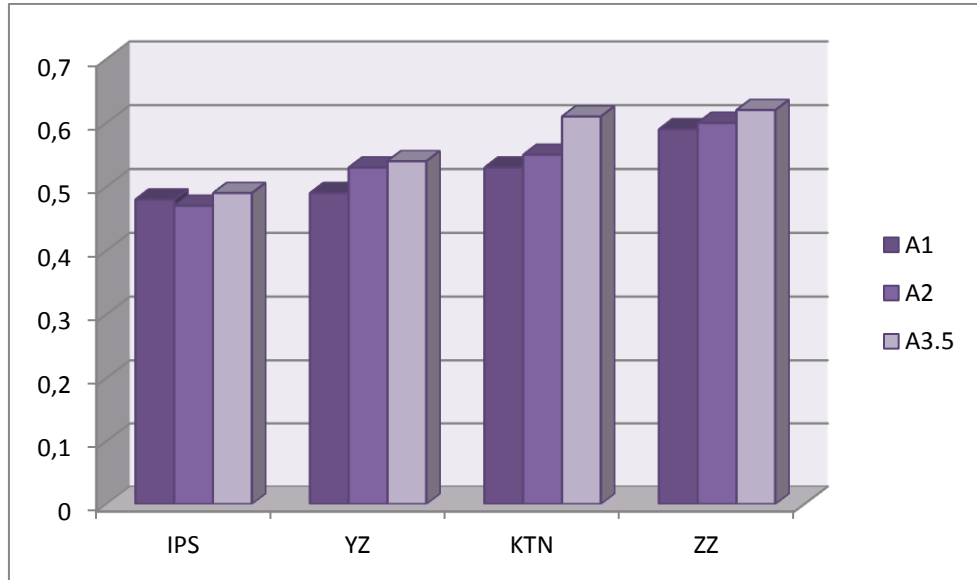
KO ve TP yöntemleri kullanılarak hesaplanan değerler istatistiksel olarak değerlendirildiklerinde farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu nedenle bulgular ayrı başlıklar altında incelenecektir.

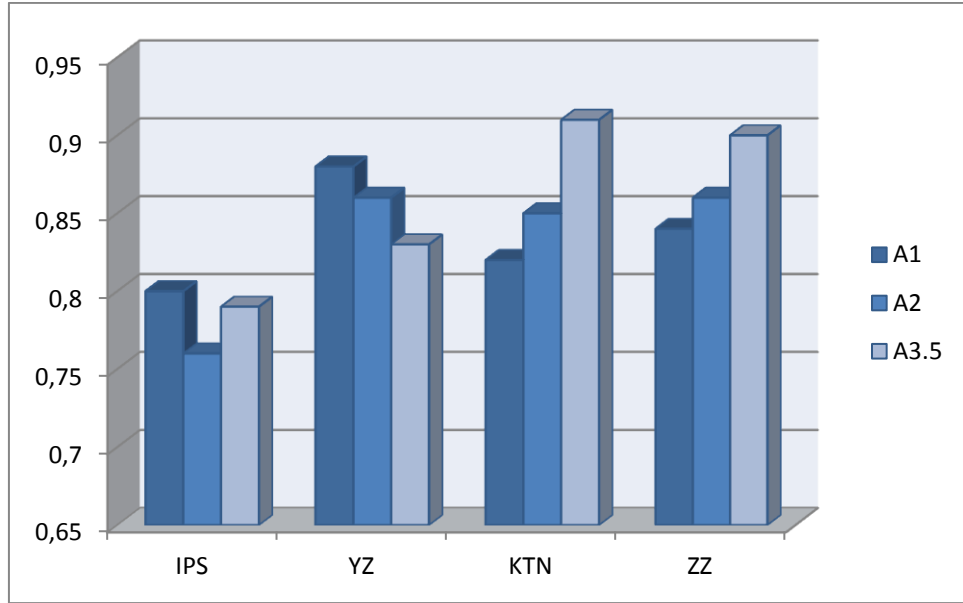
4.1.1. Kontrast Oran Yöntemi Bulguları

Tam seramik sistemlerin 3 farklı renkte hazırlanmış olan alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerinin KO değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları (SS) Tablo 4.1.' de görülmektedir. KO değerinin 0' a yaklaşması translusentliği, 1' e yaklaşması ise opasiteyi göstermektedir (Şekil 4.1., 4.2. ve 4.3.).

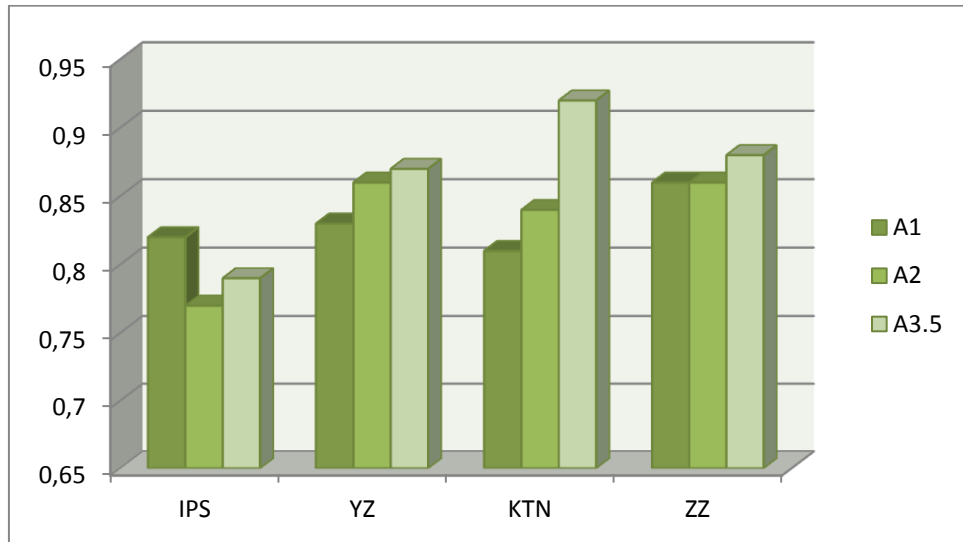
Tablo 4.1. Ortalama KO değerleri ve SS'ları.

Tam Seramik Sistemi	Renk	Alt yapı		Veneer		Glaze	
		Ortalama KO	SS	Ortalama KO	SS	Ortalama KO	SS
IPS	A1	0,48	0,021	0,80	0,017	0,82	0,023
	A2	0,47	0,016	0,76	0,020	0,77	0,016
	A3.5	0,49	0,022	0,79	0,021	0,79	0,026
YZ	A1	0,49	0,015	0,88	0,048	0,83	0,013
	A2	0,53	0,016	0,86	0,023	0,86	0,020
	A3.5	0,54	0,030	0,83	0,040	0,87	0,023
KTN	A1	0,53	0,025	0,82	0,016	0,81	0,009
	A2	0,55	0,056	0,85	0,023	0,84	0,027
	A3.5	0,61	0,079	0,91	0,019	0,92	0,000
ZZ	A1	0,59	0,024	0,84	0,035	0,86	0,051
	A2	0,60	0,042	0,86	0,051	0,86	0,019
	A3.5	0,62	0,046	0,90	0,025	0,88	0,020

Şekil 4.1. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki **alt yapı** örneklerinin KO değerleri arasındaki ilişki.



Şekil 4.2. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki **veneer** seramiği uygulanmış örneklerinin KO değerleri arasındaki ilişki.



Şekil 4.3. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki **glaze** işlemi uygulanmış örneklerinin KO değerleri arasındaki ilişki.

Farklı sistemlerin aynı renk kodunda hazırlanmış alt yapı örneklerinin KO değerleri tek yön ANOVA ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile analiz

edildiğinde, bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur (Tablo 4.2.). En düşük KO değerleri (en yüksek translusensi) kontrol grubu olan IPS sisteminde görülmüştür. Vitapan Classical skalasına göre A1 ve A3.5 renkte hazırlanan alt yapılar değerlendirildiğinde, IPS ile YZ arasında istatistiksel olarak fark bulunamazken ($P > 0.05$), A2 renkteki alt yapılarda fark bulunmuştur. Diğer tüm grupların tüm renklerinin KO değerleri kontrol grubundan istatistiksel olarak farklıdır ($P < 0.05$). Farklı sistemlere ait aynı renkteki zirkonya alt yapıların KO' ları arasındaki ilişki incelendiğinde, A1 renkteki alt yapılar için tüm sistemlerde anlamlı bir fark bulunmuştur. A2 renkteki alt yapılarda YZ ve KTN grupları arasında; A3.5 renkteki alt yapılarda ise KTN ve ZZ grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P > 0.05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır (Tablo 4.2.).

Veneer seramiği uygulanmış zirkonya örneklerin tüm renk gruplarının KO değerleri kontrol grubundan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Veneer seramiği uygulanmış zirkonya örneklerinin KO değerleri tüm renk grupları için ayrı ayrı karşılaştırıldığında ise, KTN ve ZZ grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bunun yanında, hem A1 hem de A3.5 renklerdeki YZ-KTN grupları arasında ve YZ-ZZ grupları arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir (Tablo 4.2.).

Glaze işlemi uygulanmış örneklerin istatistiksel analizinde ise A1 renkteki örneklerde YZ ve KTN grupları ile kontrol grubu arasında KO için fark bulunamamışken, ZZ grubu kontrol grubundan farklı bulunmuştur. A2 ve A3.5 renkteki glaze işlemi uygulanmış bütün zirkonya örnek grupları incelendiğinde, kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir. Farklı sistemlere ait A2 renkteki glaze'li örnekler KO açısından incelendiğinde, KTN, YZ ve ZZ grupları arasında istatistiksel bir

fark bulunamamıştır. A3.5 renkteki glaze'li örneklerde ise YZ ve ZZ grupları arasında fark bulunamamış, KTN grubu diğer gruplardan anlamlı bir farklılık göstermiş ve translusensisi en az olan grup olarak belirlenmiştir (Tablo 4.2.).

KO yöntemi ile elde edilen bulgular ışığında sistemlerin alt yapı örnekleri en translusentten en az translusente göre sıralanacak olursa, A1 renkteki alt yapılar için: IPS, YZ > KTN > ZZ ; A2 renkteki alt yapılar için: IPS > YZ, KTN > ZZ ; A3.5 renkteki alt yapılar için ise IPS, YZ > KTN, ZZ ' dir. Veneer seramiği uygulanmış A1 renkteki örnekler için IPS > KTN, ZZ > YZ ; A2 renkteki örnekler için IPS > KTN, YZ, ZZ ; A3.5 renkteki örnekler için ise IPS > YZ > ZZ, KTN 'dır. Glaze işlemi uygulanmış A1 renkteki örnekler için bu sıralama KTN, IPS, YZ > ZZ ; A2 renktekiler için IPS > KTN, YZ, ZZ ; A3.5 renktekiler için ise IPS > YZ , ZZ > KTN şeklindedir.

Tablo 4.2. Aynı renkte hazırlanmış olan farklı sistemlere ait örneklerin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri.

Sistem/ Renk	A1			A2			A3.5		
	Alt yapı	Veneer	Glaze	Alt yapı	Veneer	Glaze	Alt yapı	Veneer	Glaze
IPS-YZ	0,867	0,000*	0,607	0,003*	0,000*	0,000*	0,053	0,006*	0,000*
IPS-KTN	0,000*	0,000*	0,999	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
IPS-ZZ	0,000*	0,000*	0,006*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
YZ-KTN	0,003*	0,001*	0,517*	0,619	0,987	0,232	0,021*	0,000*	0,000*
YZ-ZZ	0,000*	0,050*	0,126	0,001*	0,987	1,000	0,009*	0,000*	0,725
KTN-ZZ	0,000*	0,428	0,004*	0,019*	0,910	0,232	0,986	0,655	0,000*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($P < 0.05$).

Farklı renklerin translusensi üzerine etkisinin değerlendirilmesi amacıyla, aynı sistemlerin farklı renklerinin KO değerleri tek yön ANOVA testi ile istatistiksel olarak incelenmiş, anlamlı farklar bulunduğu gruplar arası farklılık Tukey çoklu karşılaştırma testi yapılarak belirlenmiştir. Alt yapı örneklerinin (Tablo 4.3.), veneer seramiği uygulanmış örneklerin (Tablo 4.4.) ve glaze işlemi uygulanmış örneklerin (Tablo 4.5.) istatistiksel analiz sonucu elde edilen *P* değerleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir. Kontrol grubunun (IPS) farklı renk kodlarına göre hazırlanmış alt yapı örneklerinin arasında KO değerleri açısından istatistiksel bir fark bulunamamıştır (Tablo 4.3.). Ancak, kontrol grubunun alt yapı örneklerine veneer seramiği ve glaze işlemleri uygulandığında, bazı renk grupları arasında fark tespit edilmiştir (Tablo 4.4 ve 4.5.). ZZ grubunun alt yapı örneklerinde ve glaze işlemi uygulanmış örneklerde renk grupları arasında bir fark bulunamamış, veneer seramiği uygulanmış örneklerde ise sadece A1 ve A3.5 renkteki örnekler arasında KO farkı bulunmuştur. KTN grubunun alt yapı örnekleri incelendiğinde, sadece A1 ve A3.5 renkler arasında anlamlı bir KO farkı bulunurken; veneer seramiği ve glaze işlemleri uygulanmış örneklerde rengin KO'ı etkilemediği saptanmıştır. YZ grubunun A1 ve A3.5 renkteki alt yapı, veneer seramikli ve glaze'li örneklerinin tümünde istatistiksel olarak anlamlı bir KO farkı mevcuttur.

Tablo 4.3. Aynı sisteme ait farklı renkteki **alt yapı** örneklerinin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

	<i>P</i> değerleri			
Renk/Sistem	IPS	YZ	KTN	ZZ
A1 – A2	0,636	0,000*	0,445	0,863
A1 – A3.5	0,925	0,000*	0,009*	0,192
A2 – A3.5	0,420	0,230	0,113	0,398

Tablo 4.4. Aynı sisteme ait farklı renkteki **veneer** seramiği uygulanmış örneklerin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

	<i>P</i> değerleri			
Renk/Sistem	IPS	YZ	KTN	ZZ
A1 – A2	0,000*	0,259	0,005*	0,589
A1 – A3.5	0,000*	0,009*	0,000*	0,010*
A2 – A3.5	0,002*	0,268	0,000*	0,098

Tablo 4.5. Aynı sisteme ait farklı renkteki **glaze** işlemi uygulanmış örneklerin KO değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

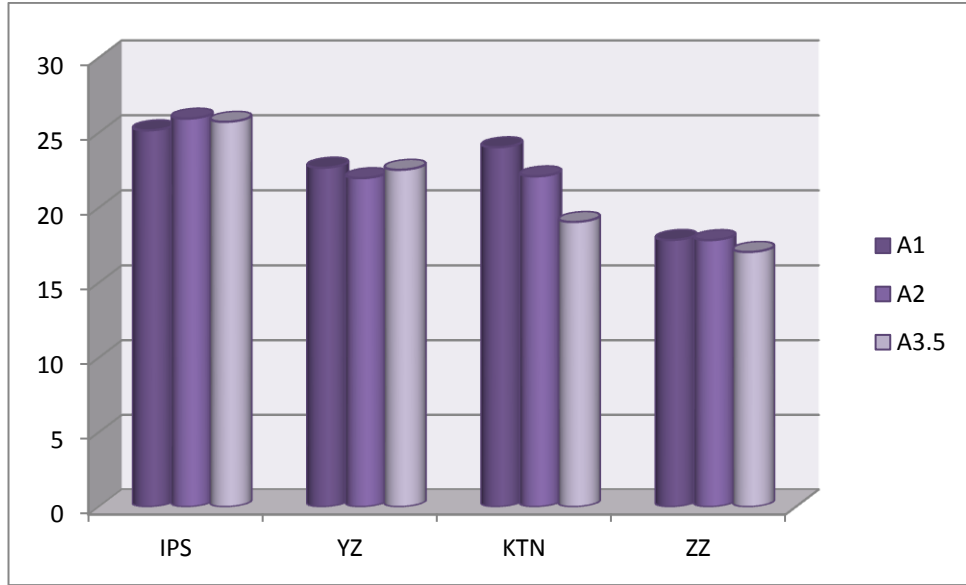
	<i>P</i> değerleri			
Renk/Sistem	IPS	YZ	KTN	ZZ
A1 – A2	0,000*	0,002*	0,004*	0,904
A1 – A3.5	0,001*	0,001*	0,000*	0,318
A2 – A3.5	0,729	0,407	0,000*	0,151

4.1.2. Translusensi Parametresi Yöntemi Bulguları

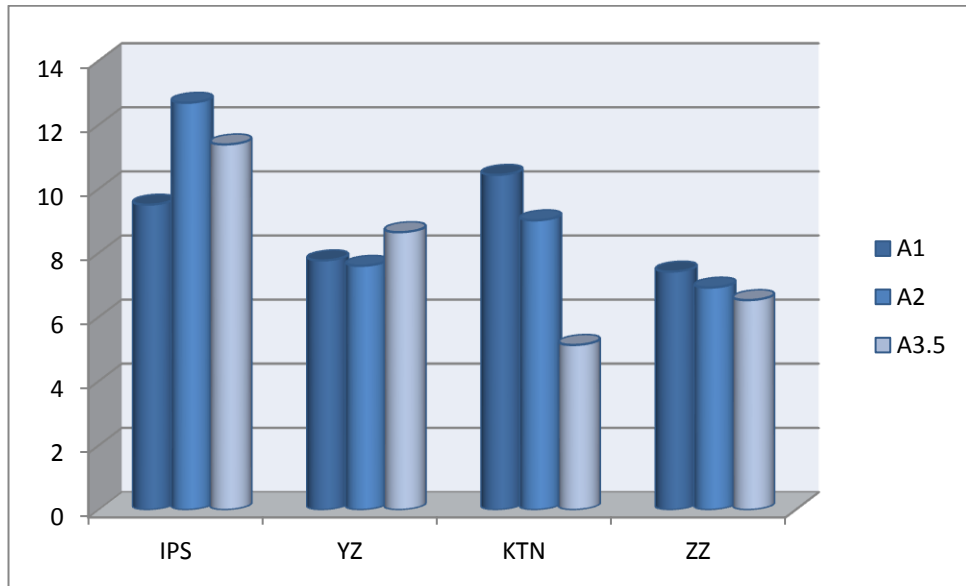
Tam seramik sistemlerin 3 farklı renkte hazırlanmış olan alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerinin TP değerlerini elde etmek için, örneklerin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki CIE L*a*b* parametreleri kullanılmıştır. Örneklerin ortalama TP değerleri ve SS'ları Tablo 4.6.' da görülmektedir. Daha yüksek TP değerleri daha yüksek translusensi olduğunu göstermektedir (Şekil 4.4., 4.5. ve 4.6.).

Tablo 4.6. Ortalama TP değerleri ve SS'ları.

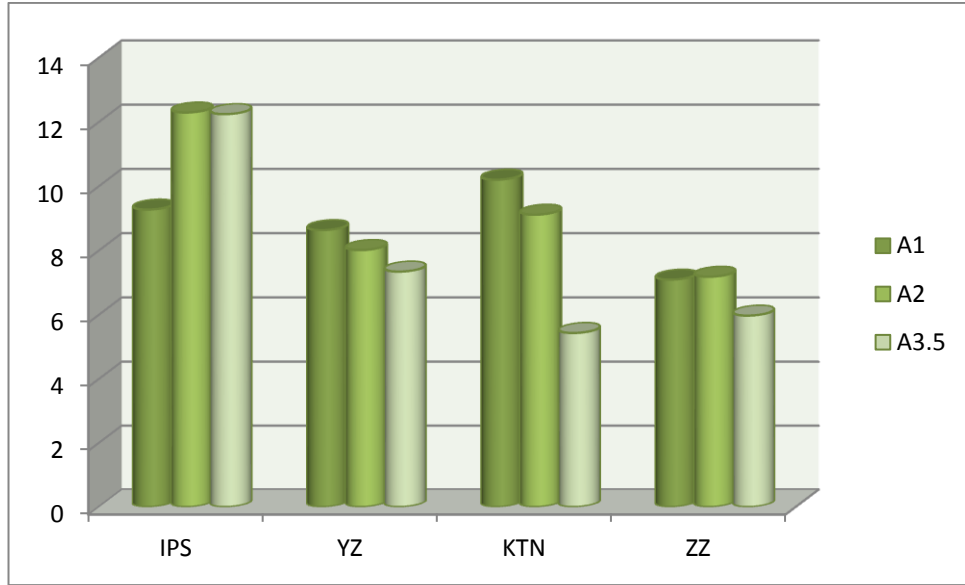
Tam Seramik Sistemi	Renk	Alt yapı		Veneer		Glaze	
		Ortalama TP	SS	Ortalama TP	SS	Ortalama TP	SS
IPS	A1	25,17	1,205	9,51	0,670	9,28	0,850
	A2	25,95	0,756	12,69	0,990	12,30	0,803
	A3.5	25,74	0,828	11,39	0,833	12,25	1,066
YZ	A1	22,68	0,577	7,77	1,341	8,64	0,647
	A2	21,98	1,076	7,60	1,376	8,02	0,693
	A3.5	22,54	0,815	8,65	0,805	7,35	1,085
KTN	A1	24,04	1,148	10,04	0,530	10,02	0,561
	A2	22,10	1,606	9,02	1,048	9,12	1,057
	A3.5	19,06	1,289	5,13	0,321	5,44	0,211
ZZ	A1	17,86	1,430	7,42	0,906	7,10	1,030
	A2	17,85	1,851	6,92	1,362	7,19	0,485
	A3.5	17,06	1,761	6,53	1,031	5,98	1,010



Şekil 4.4. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki **alt yapı** örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki.



Şekil 4.5. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki **veneer** seramiği uygulanmış örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki.



Şekil 4.6. Farklı sistemlerin farklı renklerdeki **glaze** işlemi uygulanmış örneklerinin TP değerleri arasındaki ilişki.

Farklı zirkonya tam seramik sistemlerin alt yapı örneklerinin TP değerleri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, tüm örneklerin kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az translusensiye sahip olduğu bulgulanmıştır. Veneer seramiği uygulanmış zirkonya örneklerden A1 renkteki KTN grubu ile kontrol grubunun eşit derecede translusensiye sahip olduğu tespit edilmiştir. Diğer tüm örneklerin TP değerleri kontrol grubundan anlamlı derecede farklıdır. Glaze işlemi uygulanmış örneklerde ise A1 renkteki YZ ve KTN grupları ile kontrol grubu arasında bir fark saptanamamış, diğer tüm renk ve zirkonya sistemlerinin kontrol grubundan daha az translusensiye sahip olduğu bulgulanmıştır (Tablo 4.6. ve 4.7.).

Tablo 4.7. Aynı renkte hazırlanmış olan farklı sistemlere ait örneklerin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen P değerleri.

Sistem/ Renk	A1			A2			A3.5		
	Alt yapı	Veneer	Glaze	Alt yapı	Veneer	Glaze	Alt yapı	Veneer	Glaze
IPS-YZ	0,000*	0,000*	0,238	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
IPS-KTN	0,034*	0,096	0,051	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
IPS-ZZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
YZ-KTN	0,006*	0,000*	0,238	0,999	0,043*	0,147	0,000*	0,000*	0,000*
YZ-ZZ	0,000*	0,812	0,000*	0,000*	0,554	0,000*	0,000*	0,000*	0,007*
KTN-ZZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*	0,006*	0,003*	0,000*	0,009*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($P < 0.05$).

TP değerleri arasındaki istatistiksel farklar esas alınarak sistemler arasında translusensi sıralaması yapılacak olursa, A1 renkteki örnekler için $IPS > KTN > YZ > ZZ$; A2 renkteki örnekler için $IPS > KTN, YZ > ZZ$ ve A3.5 renkteki alt yapı örnekleri için bu sıralama $IPS > YZ > KTN > ZZ$ olmaktadır. Veneer seramiği uygulanmış A1 renkteki örneklerde $IPS, KTN > YZ, ZZ$; A2 renktekilerde $IPS > KTN, YZ > ZZ$; A3.5 renktekilerde $IPS > YZ > ZZ > KTN$ şeklindedir. Glaze işlemi uygulanmış örneklerde ise bu sıralama A1 renktekiler için $KTN, IPS, YZ > ZZ$; A2 renktekiler için $IPS > KTN, YZ > ZZ$; A3.5 renkteki örnekler için ise $IPS > YZ > ZZ > KTN'$ dır.

Alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerin renk özelliklerinin translusensi üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, aynı sistemin farklı renk koduna sahip örneklerinin TP değerleri istatistiksel olarak analiz edilmiştir. KTN sisteminin alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerinin tümünde renk yoğunluğu arttıkça translusensi azalmaktadır (Tablo 4.8., 4.9. ve 4.10.). IPS, YZ ve ZZ sistemlerine ait alt yapı örneklerinin translusensi özellikleri renk yoğunluğundan etkilenmemiştir. Ancak kontrol grubunun alt yapı örneklerine veneer seramiği ve sonrasında glaze işlemi uygulandığında A1 renkteki örnekler diğer örneklerden daha düşük bir translusensi göstermişlerdir. Veneer seramiği uygulanmış YZ ve ZZ örneklerinin TP değerlerinde renk yoğunluğunun farklılık oluşturmadığı gözlenmiştir (Tablo 4.9.). Ancak bu sistemlerin örneklerine glaze işlemi uygulandıktan sonra A1 ve A3.5 renkteki örneklerin translusensileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmuştur (Tablo 4.10.)

Tablo 4.8. Aynı sisteme ait farklı renkteki **alt yapı** örneklerinin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

	<i>P</i> değerleri			
Renk/Sistem	IPS	YZ	KTN	ZZ
A1 – A2	0,160	0,284	0,044*	0,997
A1 – A3.5	0,352	0,777	0,000*	0,403
A2 – A3.5	0,913	0,697	0,001*	0,425

Tablo 4.9. Aynı sisteme ait farklı renkteki **veneer** seramiği uygulanmış örneklerin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

	<i>P</i> değerleri			
Renk/Sistem	IPS	YZ	KTN	ZZ
A1 – A2	0,000*	0,995	0,000*	0,804
A1 – A3.5	0,000*	0,267	0,000*	0,039
A2 – A3.5	0,003*	0,217	0,003*	0,126

Tablo 4.10. Aynı sisteme ait farklı renkteki **glaze** işlemi uygulanmış örneklerin TP değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

	<i>P</i> değerleri			
Renk/Sistem	IPS	YZ	KTN	ZZ
A1 – A2	0,000*	0,078	0,006*	0,972
A1 – A3.5	0,000*	0,003*	0,000*	0,015*
A2 – A3.5	0,993	0,362	0,000*	0,08

4.2. Renk Ölçümleri Bulguları

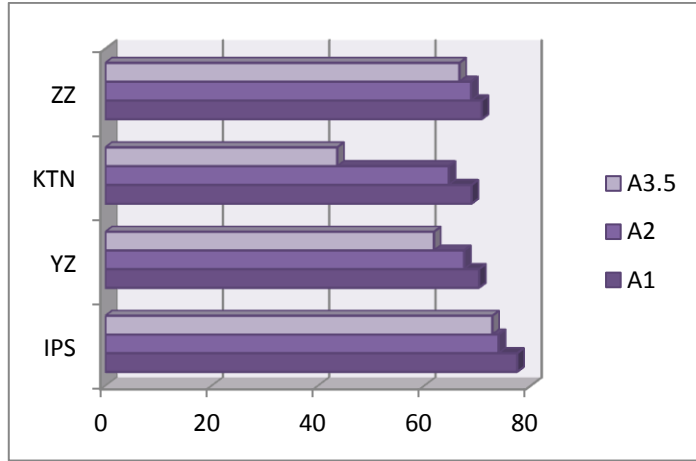
4.2.1. CIE L*a*b* Parametreleri

Farklı sistemlerin farklı renklerdeki örneklerinden nötral gri arka plan üzerinde spektrofotometre ile ölçüm yapılmış ve CIE L*a*b* parametreleri kaydedilmiştir. Tablo 4.11., 4.12. ve 4.13.' te sırasıyla alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerin ortalama CIE L*a*b* değerleri ve SS'ları görülmektedir.

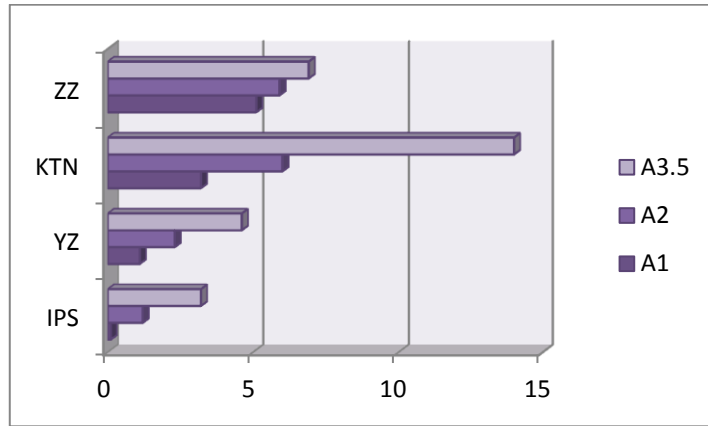
Tam seramik sistemlerin tümünde alt yapı örneklerinin (Tablo 4.11., Şekil 4.7., 4.8 ve 4.9.) ve glaze işlemi uygulanmış örneklerin (Tablo 4.13., Şekil 4.13., 4.14. ve 4.15.) renk yoğunluğu arttıkça L* değeri azalmakta, a* ve b* değerleri artmaktadır. Veneer seramiği uygulanan YZ sisteminde ise, diğer sistemlerden farklı olarak, L* değeri renk yoğunluğuyla birlikte azalmış, a* ve b* değerleri artmıştır (Tablo 4.12., Şekil 4.10., 4.11. ve 4.12.)

Tablo 4.11. Farklı renklerdeki **alt yapı** örneklerinin ortalama CIE L*a*b* parametreleri ve SS'ları.

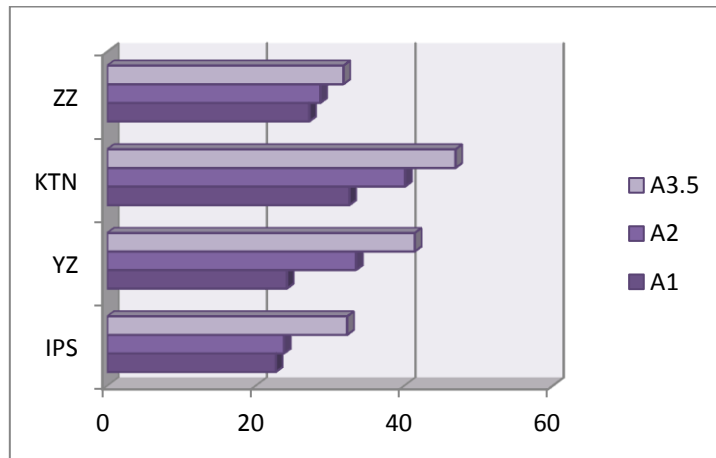
Renk		IPS			YZ			KTN			ZZ		
		L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
A1	ORT	77,5	0,1	22,7	70,3	1,1	24,2	68,9	3,2	32,6	70,8	5,1	27,2
	SS	0,224	0,140	0,272	2,264	0,178	1,068	0,897	0,338	1,229	1,263	0,518	1,965
A2	ORT	74,0	1,2	23,8	67,5	2,3	33,5	64,6	6,0	40,1	68,8	5,9	28,7
	SS	0,350	0,238	0,735	2,738	0,454	2,071	3,928	1,342	2,160	1,461	0,717	1,553
A3.5	ORT	72,8	3,2	32,3	61,8	4,6	41,4	43,6	14,0	46,9	66,6	6,9	31,8
	SS	0,857	0,119	0,911	2,308	0,527	2,134	7,197	0,369	0,744	1,958	1,018	2,180



Şekil 4.7. Farklı sistem ve renklerdeki **alt yapı** örneklerinin CIE L* değerleri arasındaki ilişki.



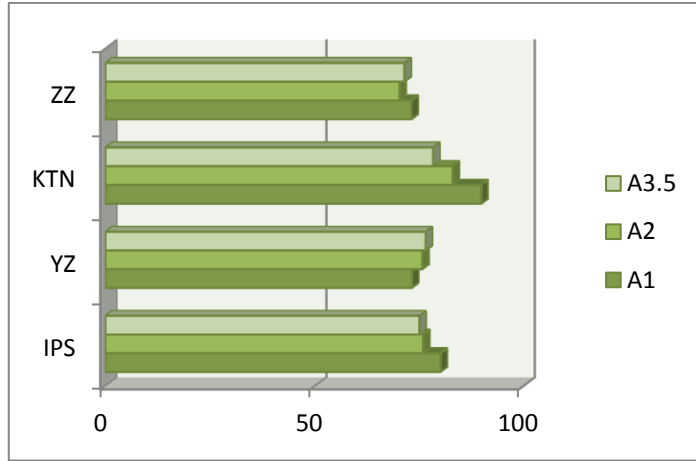
Şekil 4.8. Farklı sistem ve renklerdeki **alt yapı** örneklerinin CIE a* değerleri arasındaki ilişki.



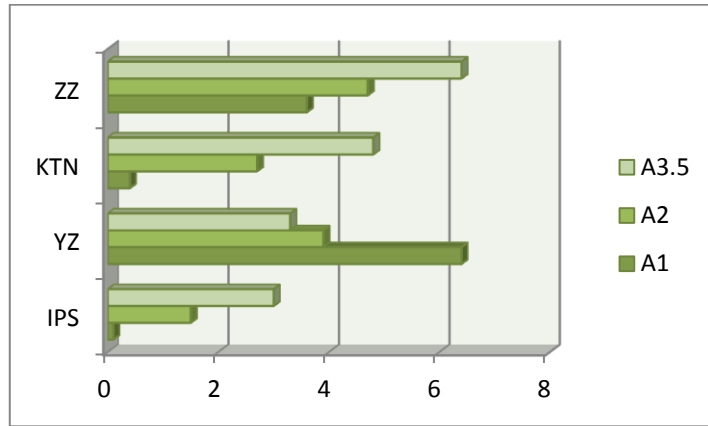
Şekil 4.9. Farklı sistem ve renklerdeki **alt yapı** örneklerinin CIE b* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 4.12. **Veneer** seramiği uygulanmış, farklı sistemlere ait farklı renklerdeki örneklerin ortalama CIE L*a*b* parametreleri ve SS'ları.

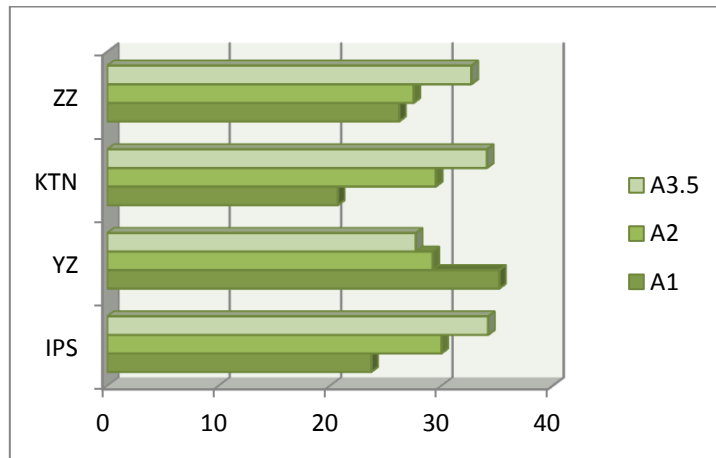
Renk		IPS			YZ			KTN			ZZ		
		L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
A1	ORT	80,0	0,1	23,7	73,1	6,4	35,2	89,8	0,4	20,7	73,0	3,6	26,2
	SS	0,504	0,050	0,313	2,853	1,149	1,559	0,762	0,134	0,186	2,261	0,467	0,778
A2	ORT	75,8	1,5	30,0	75,6	3,9	29,2	82,9	2,7	29,5	72,1	4,7	27,5
	SS	1,296	0,136	0,719	2,372	0,936	0,496	1,467	0,279	0,724	4,05	1,108	1,682
A3.5	ORT	74,9	3,0	34,2	76,4	3,3	27,7	78,2	4,8	34,1	71,3	6,4	32,7
	SS	1,611	0,356	0,710	3,335	0,643	0,785	0,699	0,137	0,399	1,168	0,556	0,576



Şekil 4.10. Farklı sistem ve renklerdeki **veneer** seramiği uygulanmış örneklerin CIE L* değerleri arasındaki ilişki.



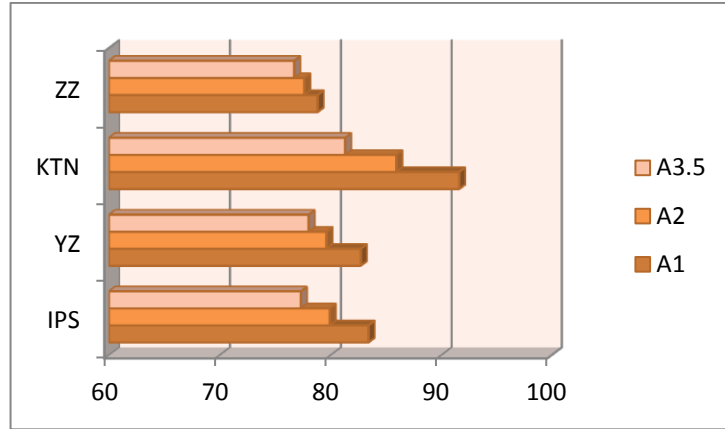
Şekil 4.11. Farklı sistem ve renklerdeki **veneer** seramiği uygulanmış örneklerin CIE a* değerleri arasındaki ilişki.



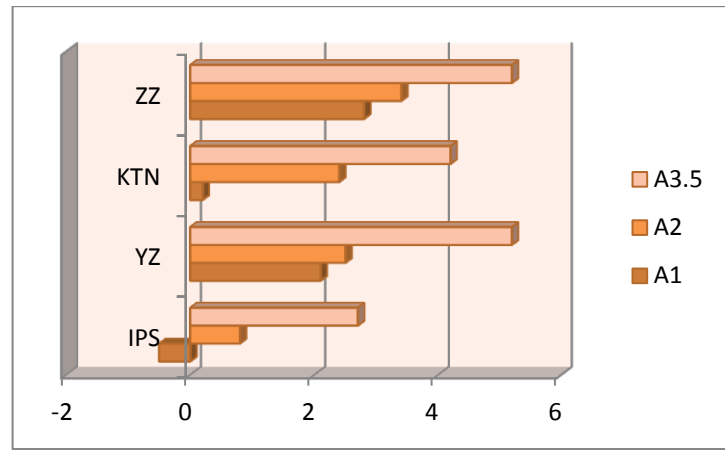
Şekil 4.12. Farklı sistem ve renklerdeki **veneer** seramiği uygulanmış örneklerin CIE b* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 4.13. **Glaze** işlemi uygulanmış, farklı sistemlere ait farklı renklerdeki örneklerin ortalama CIE L*a*b* parametreleri ve SS'ları.

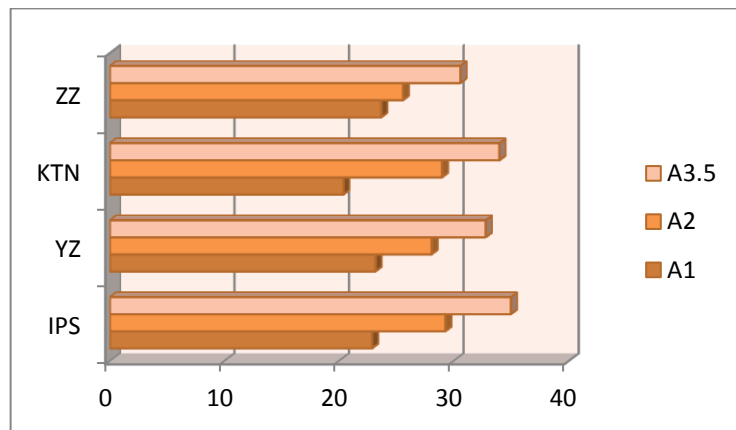
Renk		IPS			YZ			KTN			ZZ		
		L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
A1	ORT	83,4	-0,5	22,9	82,7	2,1	23,2	91,6	0,2	23,4	78,8	2,8	23,7
	SS	0,816	0,140	0,310	1,413	0,338	0,550	0,261	0,109	0,375	2,223	0,476	0,375
A2	ORT	79,9	0,8	29,3	79,6	2,5	28,1	85,9	2,4	29,0	77,6	3,4	25,6
	SS	0,384	0,137	0,556	1,191	0,361	0,501	0,816	0,220	0,495	0,854	0,327	0,802
A3.5	ORT	77,3	2,7	35,0	78,0	5,2	32,8	81,3	4,2	34,0	76,7	5,2	30,6
	SS	0,677	0,206	0,332	0,841	0,787	1,179	0,207	0,104	0,357	0,700	0,459	1,176



Şekil 4.13. Farklı sistem ve renklerdeki **glaze** işlemi uygulanmış örneklerin CIE L* değerleri arasındaki ilişki.



Şekil 4.14. Farklı sistem ve renklerdeki **glaze** işlemi uygulanmış örneklerin CIE a* değerleri arasındaki ilişki.



Şekil 4.15. Farklı sistem ve renklerdeki **glaze** işlemi uygulanmış örneklerin CIE b* değerleri arasındaki ilişki.

Tablo 4.14. Farklı sistemlerin aynı renklerde hazırlanan **alt yapı** örneklerinin CIE L*, a* ve b* değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

Tam Seramik Sistemi	A1			A2			A3.5		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
IPS-YZ	0,000*	0,767	0,855	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
IPS-KTN	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
IPS-ZZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,004*	0,000*	0,890
YZ-KTN	0,110	0,000*	0,000*	0,052	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
YZ-ZZ	0,806	0,000*	0,000*	0,611	0,000*	0,000*	0,032*	0,000*	0,000*
KTN-ZZ	0,013*	0,000*	0,000*	0,002*	0,911	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($P < 0.05$).

Tablo 4.15. Farklı sistemlerin aynı renklerde hazırlanan **veneer** seramiği uygulanmış örneklerinin CIE L*, a* ve b* değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

Tam Seramik Sistemi	A1			A2			A3.5		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
IPS-YZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,996	0,000*	0,315	0,312	0,317	0,000*
IPS-KTN	0,000*	0,756	0,000*	0,000*	0,003*	0,619	0,002*	0,000*	0,965
IPS-ZZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*	0,000*
YZ-KTN	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,003*	0,953	0,149	0,000*	0,000*
YZ-ZZ	0,999	0,000*	0,000*	0,000*	0,054	0,002*	0,000*	0,000*	0,000*
KTN-ZZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($P < 0.05$).

Tablo 4.16. Farklı sistemlerin aynı renklerde hazırlanan **glaze** işlemi uygulanmış örneklerinin CIE L*, a* ve b* değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu elde edilen *P* değerleri.

Tam Seramik Sistemi	A1			A2			A3.5		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
IPS-YZ	0,558	0,000*	0,309	0,796	0,000*	0,000*	0,040	0,000*	0,000*
IPS-KTN	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,003*	0,671	0,000*	0,000*	0,031*
IPS-ZZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,207	0,000*	0,000*
YZ-KTN	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,466	0,006*	0,000*	0,000*	0,012*
YZ-ZZ	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,977	0,000*
KTN-ZZ	0,000*	0,000*	1,000	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($P < 0.05$).

Tam seramik sistemlerin alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerinin CIE L*a*b* değerleri arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak analiz edildiğinde ortaya çıkan ilişkiler Tablo 4.17.' de görülmektedir.

Tablo 4.17. Farklı sistemlere ait alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örneklerinin CIE L*a*b* değerleri arasındaki ilişki.

		Alt yapı	Veneer	Glaze
A1	L*	IPS > ZZ, YZ, KTN	KTN> IPS> YZ, ZZ	KTN>IPS, YZ>ZZ
	a*	ZZ > KTN > IPS, YZ	YZ > ZZ > KTN, IPS	ZZ>YZ>KTN>IPS
	b*	KTN > ZZ > YZ, IPS	YZ > ZZ> IPS > KTN	ZZ, KTN >YZ, IPS
A2	L*	IPS > ZZ, YZ, KTN	KTN > IPS, YZ > ZZ	KTN>IPS, YZ >ZZ
	a*	KTN, ZZ > YZ > IPS	ZZ, YZ > KTN > IPS	ZZ>YZ, KTN> IPS
	b*	KTN > YZ > ZZ > IPS	IPS, KTN, YZ > ZZ	IPS, KTN>YZ>ZZ
A3.5	L*	IPS > ZZ > YZ > KTN	KTN, YZ, IPS > ZZ	KTN>YZ, IPS>ZZ
	a*	KTN > ZZ > YZ > IPS	ZZ > KTN > YZ, IPS	YZ, ZZ>KTN>IPS
	b*	KTN > YZ > IPS > ZZ	IPS, KTN > ZZ > YZ	IPS> KTN> YZ>ZZ

4.2.2. ΔE değerleri

Glaze işlemi uygulanmış örneklerin sonuç renkleri ile amaçlanan renk arasındaki farkın belirlenmesi için spektrofotometrenin restorasyon ölçüm seçeneği kullanılmıştır. Tablo 4.18.' de ortalama ΔE değerleri ve SS sapmaları görülmektedir. Elde edilen ortalama ΔE değerleri, O'Brien' ın (2002, s.28) klinik renk eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre sınıflandırılmıştır (Tablo 4.18.).

Tablo 4.18. Farklı sistemlerin farklı renklerde hazırlanan örneklerinin hedeflenen renkle arasındaki ortalama renk farkı (ΔE) değerleri, SS'ları ve klinik renk eşleşme başarıları.

Tam seramik sistemi	Renk	ΔE		Renk Eşleşmesi
		Ortalama	SS	
IPS	A1	1,5	0,257	İyi
	A2	1,7	0,279	İyi
	A3.5	1,8	0,216	İyi
YZ	A1	1,0	0,502	Mükemmel
	A2	1,5	0,500	İyi
	A3.5	1,7	0,581	İyi
KTN	A1	4,3	0,200	Uyumsuz
	A2	3,3	0,526	Klinik olarak kabul edilebilir
	A3.5	2,5	0,125	Klinik olarak kabul edilebilir
ZZ	A1	2,3	0,327	Klinik olarak kabul edilebilir
	A2	2,5	0,646	Klinik olarak kabul edilebilir
	A3.5	2,6	0,601	Klinik olarak kabul edilebilir

Alt yapı örneklerine yapılan veneer seramiği uygulanması ve glaze işleminin renk üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla alt yapı - veneer seramikli, alt yapı - glaze'li ve veneer seramikli – glaze'li örneklerin renk farkları (ΔE) CIE L*a*b* değerleri kullanılarak hesaplanmıştır. Ortalama ΔE değerleri ve SS'ları Tablo 4.19.' de görülmektedir.

Tablo 4.19. Farklı sistemlere ait farklı renklerdeki alt yapı – veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış örnekler arasındaki renk farkı.

Tam Seramik Sistemi	Renk	Alt yapı - Veneer		Alt yapı - Glaze		Veneer - Glaze	
		ORT	SS	ORT	SS	ORT	SS
IPS	A1	6,1	0,685	9,6	0,163	3,6	0,540
	A2	7,6	1,336	7,0	0,978	4,3	1,142
	A3.5	3,0	1,593	5,5	0,999	2,7	1,894
YZ	A1	13,3	1,042	12,6	2,888	16,1	2,730
	A2	9,6	2,937	13,0	2,981	4,3	1,509
	A3.5	20,4	2,711	18,6	1,893	6,5	1,642
KTN	A1	24,2	0,937	25,9	0,837	1,9	0,710
	A2	21,6	3,606	24,5	3,912	3,3	1,329
	A3.5	38,0	1,002	41,0	1,007	3,1	0,750
ZZ	A1	3,5	1,395	9,1	2,871	6,4	1,785
	A2	4,3	2,078	9,8	1,945	8,2	3,499
	A3.5	5,7	1,505	10,6	2,330	6,0	1,392

5. TARTIŞMA

Zirkonya mükemmel mekanik özellikleri ile tam seramik sistemler içinde eşsiz bir yere sahiptir (Denry ve Kelly, 2008). Ancak polikristalin mikroyapısı nedeniyle sahip olduğu opak beyaz renk (Hjerppe *et al.*, 2008; Okamura *et al.*, 2004; Shah *et al.*, 2008), veneer seramiği uygulanmış restorasyonun estetik görünümünü olumsuz yönde etkilemektedir (Okamura *et al.*, 2004). Bu nedenle veneer seramiği için uygun bir arka plan sağlamak ve zirkonya alt yapıların rengini maskelemek için farklı astar maddeleri kullanılmaktadır (Lee *et al.*, 2007). Ancak bu astar maddelerinin zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlantıyı zayıflattığı kanıtlanmıştır (Aboushelib *et al.*, 2006). Ayrıca astar materyali uygulaması ile veneerleme işlemi daha karmaşık bir hale gelmekte ve renk uyumunu etkileyebilecek yeni bir değişken daha ortaya çıkmaktadır (Aboushelib *et al.*, 2010).

Son yıllarda dental markette yerini alan renklendirilmiş zirkonya alt yapılar, özellikle gingival marjin ve sınırlı interoklüzal mesafe gibi, alt yapı materyali ve veneer seramiği için yeterli yer olmadığı durumlarda, amaçlanan rengi elde etmeyi kolaylaştırmaktadırlar (Aboushelib *et al.*, 2008). Buna ek olarak renkli zirkonya alt yapı kullanımı ile astar materyali uygulaması elimine edilmektedir (Aboushelib *et al.*, 2010).

Zirkonya alt yapıların renklendirilmesinde iki temel yaklaşım bulunmaktadır (Shah *et al.*, 2008). Bu yaklaşımlardan biri, yüksek sıcaklıklarda sinterlemeden önce Y-TZP tozuna metal oksitlerin eklenmesidir (Cales, 1998). Diğer yaklaşımda ise, freze edilmiş restorasyon sinterleme öncesindeki aşamada eser elementlerin klorid solüsyonlarına infiltre edilmektedir (Kulkarni *et al.*, 2001). Bu amaçla seryum, bizmut, demir veya

bu metal tuzlarının kombinasyonları kullanılmaktadır (Denry ve Kelly, 2008). Renklendirme işleminin zirkonya materyalinin mekanik ve fiziksel özelliklerine etkisi hakkında bilgi sınırlıdır (Ardlin, 2002; Hjerppe *et al.*, 2008; Pittayachawan *et al.*, 2007; Shah *et al.*, 2008).

Zirkonya alt yapıların translusensilerinin, veneer seramiğinin kalınlığı, rengi ve yüzey yapısından (Heffernan *et al.*, 2002b; Lee *et al.*, 2007), yapıştırma simanının opasite ve renginden (Chang *et al.*, 2009) etkilendiği bildirilmiştir. Bu faktörlerin dışında zirkonya alt yapıların translusensisini etkileyen bir diğer faktörün de alt yapı renklendirme teknikleri olduğu bulgulanmıştır (Crispin *et al.*, 1991; Hjerppe *et al.*, 2008; Shah *et al.*, 2008). Ancak iki farklı yöntemle yapılan renklendirme işlemlerinin birbirlerine göre üstünlükleri veya translusensi üzerine etkilerini değerlendiren bir araştırma bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasında farklı yöntemlerle renklendirilen zirkonya alt yapıların translusensi özellikleri IPS e.max Press ile karşılaştırılmış ve hedeflenen rengi oluşturmadaki başarıları değerlendirilmiştir.

Kelly *et al.* (1996), alt yapı translusensisinin estetiği sağlamadaki primer faktör olduğunu ve materyal seçiminde kritik bir önem taşıdığını belirtmişlerdir. Zirkonya esaslı seramik kronların translusensilerinin cam seramiklerden daha az olduğu bilinmektedir (Heffernan *et al.*, 2002a; Heffernan *et al.*, 2002b). Tam seramik restorasyonlarda, zirkonya seramikler dışında kullanılan alüminyum oksit polikristalin seramikler (Procera AllCeram) (Heffernan *et al.*, 2002a; Odman ve Andersson, 2001) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş camsı seramiklerin (IPS Empress 2) (Heffernan *et al.*, 2002a; Narcisi, 1999) optimal estetik sağladığı bildirilmiştir. Ancak, bu materyallerin bükülme dirençlerinin, sırasıyla 450 MPa (Fradeani *et al.*, 2005) ve 350-360 MPa (Höland *et al.*, 2000) olmaları endikasyonlarını

sınırlamaktadır. Mekanik özellikleri IPS Empress 2' ye göre geliştirilmiş olan IPS e.max Press ise farklı zirkonya sistemleri (Baldissara *et al.*, 2010) ve alümina esaslı seramikler (Edelhoff ve Sorensen, 2002) ile kıyaslandığında üstün translusensi göstermiştir. Bu nedenle bu araştırmada kontrol grubu olarak IPS e.max Press seçilmiştir.

Dental seramiklerin translusensilerinin değerlendirilmesinde üç geleneksel yöntem kullanılmaktadır: Direkt ışık geçişinin ölçülmesi, dağılan ışık da dahil olmak üzere total ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansımanın tespit edilmesi (Lim *et al.*, 2010). Bu çalışmada translusensi değerlendirmesi için kullanılan kontrast oran (KO) ve translusensi parametresi (TP) yöntemlerinde spektral yansıma tespit edilmektedir. KO translusensi değerlendirmeleri için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir ve literatürde dişlerin ve restoratif materyallerin translusensilerini karşılaştırmak için sıkça kullanıldığı görülmektedir (Antonson ve Anusavice, 2001; Ardu *et al.*, 2008; Chu *et al.*, 2007; Heffernan *et al.*, 2002a; Heffernan *et al.*, 2002b; Ilie ve Hickel, 2008; Lee *et al.*, 2004; Lee ve Powers, 2004; Liu *et al.*, 2010; Nakamura *et al.*, 2003; Nakamura *et al.*, 2004; Yu *et al.*, 2009; Zhang *et al.*, 2004).

TP de birçok çalışmada dental restoratif materyallerin translusensilerini değerlendirmek amaçlı kullanılmıştır (Ahn ve Lee, 2008; Barath *et al.*, 2003; Ikeda *et al.*, 2004; Johnston *et al.*, 1995; Kamishima *et al.*, 2005; Lee *et al.*, 2005; Lim *et al.*, 2010; Yu ve Lee, 2008; Yu *et al.*, 2009). İlk kez Johnston *et al.* (1995) tarafından tanıtılan yöntem, spektral yansıma yönteminin bir modifikasyonudur (Lim *et al.*, 2010). Johnston *et al.* (1995), translusensi kıyaslamaları için TP'nin kullanımı ile translusensi spektrumunun tek bir parametreye indirgenmesinin, KO ölçümlerine göre daha basit bir yöntem olduğunu ileri sürmektedir. KO' ın belirlenmesi için

CIE XYZ parametrelerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu araştırmada kullanılan VITA Easyshade Compact ise ölçüm sonuçlarını CIE L*a*b* değerlerine göre vermektedir. Bu nedenle KO' ı hesaplamak için CIE L*a*b* değerleri oldukça karmaşık bir formül kullanılarak CIE XYZ değerlerine çevrilmiştir. TP ise CIE L*a*b* değerleri ile hesaplanabilmektedir. Bu nedenle, CIE L*a*b* değerlerinin çevrilmesi sırasında hata payı olma ihtimaline karşı bu araştırmada hem KO hem de TP hesaplanmıştır.

KO ve TP yöntemleri ile elde edilen değerler istatistiksel olarak analiz edildiğinde, bazı bulguların birbirleriyle örtüşmediğı tespit edilmiştir. İstatistiksel analiz sonucunda bazı KO değerlerinin gruplar arasında farklılık göstermediğı bulgulanırken, aynı grupların TP değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olduğı belirlenmiştir. Bunun nedeninin TP yöntemi ile daha hassas sonuçların elde edilmesi olduğı düşünülmektedir. KO yöntemi ile elde edilen değerler 0-1 arasında değışirken, TP değerleri daha geniş bir aralığa sahiptir. Bu da daha hassas bir değerlendirme yapılmasına olanak vermektedir. Ayrıca bu çalışmada KO değerlerinin elde edilme yönteminin karmaşık olmasının da bu iki yöntemin sonuçlarının örtüşmesini etkilemiş olabileceğı düşünülmektedir. Bu nedenle bu çalışmada, TP yöntemi ile elde edilen bulgular tartışılacaktır.

Çalışmada değerlendirilen zirkonya alt yapıların tümünün kontrol grubu olan IPS e.max Press (IPS)' ten daha az translusensiye sahip oldukları bulgulanmıştır. ICE Zirconia (ZZ) sistemi en az translusent gruptur. A1 renkteki alt yapı örnekleri için Katana (KTN) sistemi In-Ceram YZ (YZ) sisteminden; A3.5 renkteki alt yapı örneklerinde ise YZ sistemi KTN sisteminden daha translusenttir. Ancak A2 renkteki alt yapılar için iki sistem arasında bir fark bulunamamıştır. Bu nedenle bu çalışmanın bulguları ışığında, iki farklı yöntemle renklendirilen YZ ve KTN sistemlerinin alt yapı

örneklerinin translusensi açısından birbirlerine olan üstünlüklerinden bahsedilememektedir.

Literatürde KTN ve ZZ sistemlerinin translusensi özelliklerini değerlendiren araştırma bulunmamaktadır. IPS sisteminin kontrol grubu olarak kullanıldığı ve ışık geçirgenliğinin %100 olarak kabul edildiği çalışmada Baldissara *et al.* (2010), 0.5 mm kalınlıkta hazırlanan YZ sisteminin ışık geçirgenliğini %52,4 olarak bulgulamışlardır. Aynı çalışmada test edilen diğer zirkonya sistemlerden Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon ve IPS e.max ZirCAD ile aralarında ışık geçirgenliği farkı saptanamayan YZ sistemi, Lava Frame' den daha opak; Cercon Base' den daha translusent bulunmuştur. Başka bir tez çalışmasında (Spink, 2009) ise, spektrometre ile yapılan ölçümler sonucu 0.5 mm kalınlıktaki YZ örneklerden ışık geçişi %67,52 olarak belirlenirken, örneklerin KO değerleri 0,89 olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızda ise farklı renklerdeki YZ alt yapıların ortalama KO değerleri 0,49-0,54 arasında değişmektedir. İki çalışmadan elde edilen değerler arasındaki bu farkın nedeninin, KO yönteminin göreceli bir translusensi değerlendirmesi sağlamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Örneklerin kalınlıkları aynı olmasına rağmen, ölçüm yapılan cihazın tipi, ölçümün yapıldığı ortam ve örneklerin üzerinde bulundukları arka plan elde edilen bulguları etkilemektedir. Bu nedenle sadece aynı standardizasyonda elde edilen KO değerleri karşılaştırılabilir.

Zirkonya alt yapıları renklendirmek için kullanılan solüsyonun konsantrasyonunun (Denry ve Kelly, 2008) ve solüsyonun içinde bekleme süresinin (Hjerppe *et al.*, 2008), alt yapıların özelliklerini önemli derecede etkileyebileceği bildirilmiştir. Bu yöntemle renklendirme yapıldığında standardizasyonun sağlanmasının zor olacağı düşünülerek bu çalışmanın

hipotezi, renkli bloklar kullanan tam seramik sistemlerinin TP değerlerinin, sinterleme öncesi renkli sıvılarla renklendirme yapan sistemlere göre daha düşük standart sapmaya (SS) sahip olacağı şeklinde kurulmuştur. Ancak TP değerlerinin SS'ları incelendiğinde (Tablo 4.6.), alt yapıların renkli sıvılarla renklendirildiği YZ sisteminin SS değerlerinin, renkli blok kullanan KTN sistemine göre daha düşük olduğu görülmektedir. Renkli sıvılarla renklendirilen ZZ sisteminin TP değerlerinin SS' nın diğer sistemlere göre daha fazla olmasının nedeninin manuel bir sistem olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. ZZ sisteminde CAD/CAM sistemlerindeki CAD yazılımının yaptığı tasarım dental teknisyen tarafından yapılmaktadır. YZ ve KTN sistemleri gibi CAD/CAM sistemlerine kıyasla örneklerin kalınlık ve şekillerinin daha az standardize olmasının translusensi ve SS farkına neden olduğu düşünülebilir.

Test edilen materyallerin translusensileri arasındaki farklılıklar, seramiklerin kimyasal yapılarındaki farklılıklardan, farklı freze ve işlemlerin seramiklerin kristalin yapılarında oluşturdukları etkilerden kaynaklanabilmektedir. Bir seramiğin translusent olabilmesi için, ışık dağılımının (*diffusion*) en az seviyede olması gerekmektedir (Baldissara *et al.*, 2010). Fazlar arasındaki düzensizlikler, tanecik sınırlarındaki defekt ve boşluklar, ışığın dalga boyundan daha büyük boyuttaki tanecikler, partiküllerin kimyasal yapısı ve kırılma indekslerinin farklılığı, polikristalin seramik materyallerde ışık dağılımına neden olan faktörlerdir (Baldissara *et al.*, 2010; Heffernan *et al.*, 2002a). Y-TZP' nin transparan ve translusent özelliklerini inceleyen Casolco *et al.* (2008), seramiğin yapısındaki kristallerin boyutlarının, görünür ışığın dalga boyundan belirgin derecede daha küçük olması durumunda, kristallerin ışıkla etkileşime girmeyeceklerini, buna bağlı

olarak ışık dağılımının en az seviyede olacağını ve seramiğin daha translusent görüneceğini bildirmiştir.

Baldissara *et al.* (2010), zirkonyanın tanecik boyutunun küçültülerek translusensisinin geliştirilmesinin mümkün olduğunu öne sürmektedir. Sinterleme süresi, ısısı ve basıncı gibi zirkonyanın sinterleme koşullarının modifiye edilmesi ile tanecik boyutu değiştirilebilir (Chevalier *et al.*, 2004; Denry ve Kelly, 2008). Ancak, 0.2µm tanecik boyutu için alt sınırdır çünkü daha küçük olduğu durumlarda zirkonyanın faz değişimi mümkün olmamaktadır (Denry ve Kelly, 2008). Tanecik boyutu dışında, sistemlerin translusensi derecelerini etkileyen diğer faktörler ise taneciklerin ve tanecik sınırlarının boyutsal, yapısal ve kimyasal farklılıklarıdır. Bu farklılıklar daha fazla ışık absorpsiyonuna ve dağılımına neden olabilmektedir (Casolco *et al.*, 2008).

Renk yoğunluğunun translusensi üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, aynı sistemin farklı renklerde hazırlanan alt yapı örneklerinin TP değerleri karşılaştırılmıştır. Kontrol grubu ile birlikte YZ ve ZZ sistemlerine ait örneklerin TP değerleri renk yoğunluğundan etkilenmemektedir. KTN sistemine ait örneklerin translusensileri ise renk yoğunluğu arttıkça azalmaktadır. Bunun nedeninin renkli bloklar kullanan KTN sisteminde blokları renklendirmek amacıyla yapıya ilave edilen elementlerin tipinin, miktarının ve ilave edilme yönteminin, translusensi özelliklerini etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Renk yoğunluğunun, veneer seramiği uygulanmış örneklerin translusensisi üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde, kontrol grubu ile KTN sisteminin kromadan etkilendiği görülmektedir. Kontrol grubunun farklı renkteki alt yapıları arasında translusensi farkı olmamasına rağmen, veneer seramiği uygulanması sonrasında fark oluşması, veneer seramiğinin etkisini göstermektedir. Glaze işlemi sonrasında tüm

sistemlerin A1 ve A3.5 renkteki örnekleri arasında translusensi farkı olduğu tespit edilmiştir. Glaze işlemiyle birlikte yüzey parlaklığının artmasının ve buna bağlı olarak yayılan ışık miktarının azalarak yansıyan ışık miktarının artmasının, kroma farkı nedeniyle oluşan translusensi farklılığının ortaya çıkmasını sağladığı düşünülmektedir.

Veneer seramiği uygulanmış örneklerde, A1 renkteki KTN grubu hariç, kontrol grubunun translusensisi zirkonya gruplarına göre daha fazladır (Tablo 4.6. ve 4.7.). Ancak zirkonya sistemlerinin farklı renklerdeki alt yapılarına uygulanan veneer seramikleri, alt yapılar için yapılan translusensi sıralamasını değiştirmiştir. Alt yapı örnekleri değerlendirildiğinde en az translusensiye sahip olan ZZ sisteminin veneer seramiği uygulanan A1 renkteki örneklerinin TP değerleri ile YZ grubu arasında bir fark bulunamamıştır. Ayrıca, A3.5 renkteki ZZ örneklerinin translusensisi KTN sisteminden daha fazla bulunmuştur. Veneer seramiklerinin renk yoğunlukları da aynı seramik sistemi içinde farklı translusensi bulguları elde edilmesine neden olmaktadır. KTN sisteminin A1 renkteki veneer seramikli örneklerinin translusensileri ile kontrol grubu arasında bir fark bulunamamıştır. Ancak A3.5 renkteki veneer seramikli KTN örnekleri diğer sistemlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük translusensi özelliği göstermişlerdir. Bu farklılıkların, veneer seramiğinin kristal içeriğinin seramik sistemleri ve renkler arasında farklılık göstermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu çalışmada kullanılan veneer seramiklerinin translusensi özellikleri alt yapılardan bağımsız olarak değerlendirilmemiştir. Alt yapı seramiklerinin translusensileri büyük önem taşımakla birlikte, üzerlerine uygulanan veneer seramiklerinin translusensileri de sonuç restorasyonun translusensi derecesini etkilemektedir (Lim *et al.*, 2010). Bu nedenle sonraki çalışmalarda, uygulanan

veneer seramiklerinin translusensi özellikleri de incelenerek veneer seramiğinin etkisi değerlendirilebilir ve farklı sistemlerin farklı renkleri karşılaştırılabilir.

Çalışmada değerlendirilen tüm tam seramik sistemlerinin translusensileri alt yapı örneklerine veneer seramiği uygulandığında önemli derecede azalmıştır (Tablo 4.6.). Bu bulgu önceden yapılmış benzer çalışmaların bulguları ile örtüşmektedir (Antonson ve Anusavice, 2001; Heffernan *et al.*, 2002b; Luo ve Zhang, 2010; Shokry *et al.*, 2006). Bu durumun muhtemel nedenleri, örnek kalınlığının artması, alt yapı ve veneer seramiği ara yüzeyindeki yansıma, tabakalar arasındaki porözite ve fırınlama işlemlerine bağlı olarak alt yapı materyallerinde oluşabilecek değişikliklerdir (Heffernan *et al.*, 2002b).

Glaze işlemi yapılan A2 ve A3.5 renkteki zirkonya örneklerinin tümünün kontrol grubundan daha az translusensiye sahip olduğu görülmüştür. Ancak A1 renkteki KTN ve YZ grupları ile kontrol grubu arasında bir fark tespit edilememiştir. Bu bulguların alt yapı örneklerinden elde edilen bulgulardan farklılık göstermesi, veneerleme ve glaze işlemlerinin translusensiyi etkilediğini ve zirkonya alt yapılara uygulanan veneer seramiklerinin seçiminin de önem taşıdığını göstermektedir.

Glaze işleminin veneer seramiği uygulanmış örneklerin translusensileri üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, test edilen tam seramik sistemlerin veneer seramikli örneklerinin TP değerleri ile glaze işlemi uygulanmış örneklerin TP değerleri karşılaştırılmıştır. Glaze işlemi ile birlikte bazı sistemlerin TP değerlerinin arttığı, bazılarının da azaldığı tespit edilmiştir. Ancak bu değişikliklerin hiçbiri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Heffernan *et al.* (2002b), farklı tam seramik sistemlerinin

translusensilerini inceledikleri çalışmalarında, veneer seramikli örneklerle glaze işlemi uygulandığında, bazı örneklerin translusensilerinin arttığını bulgulamışlardır. Araştırmacılar bu sonucu glaze işlemiyle birlikte veneer örneklerinin yüzey düzgünlüğünün artmasına ve ışığın yüzeyden yayılmasının azalmasına bağlamışlardır. Saraç *et al.* (2005)' ın farklı kalınlıklarda alt yapı ve veneer seramiğine sahip In-Ceram Alumina örneklerden ışık geçişini değerlendirdikleri çalışmada, glaze işlemi ile birlikte ışık geçişinin arttığı tespit edilmiştir. Araştırmacılar bu bulgunun nedeni olarak, glaze işlemi için örneklerin tekrar fırınlanmasıyla ilave bir ısı işlem oluşturarak seramiğin camsı özelliğini arttırdığını göstermişlerdir.

Translusensi, bir materyal tarafından iletilen ve yayılan ışık miktarıdır (O'Brien, 2002, s. 30) ve tam olarak spektrometre ile ölçülebilmektedir. KO ve TP ile ise göreceli translusensi (*relative translucency*) tespit edilebilmektedir (Spink, 2009) ve translusensi kıyaslamaları için kullanılmaktadır (Heffernan *et al.*, 2002a). Kubelka-Munk teorisine göre, opak bir materyal, ışığı yüksek derecede absorbe edebilir veya bir kısmını yansıtabilir (Paravina ve Powers, 2004, s. 40). Eğer bir materyal yüksek absorbe etme katsayısına sahip ise KO veya TP ile ışık geçirgenliğindeki küçük farklılıklar saptanamayabilir. Genellikle daha translusent materyaller daha hassas KO ölçümleri vermektedirler (Spink, 2009). Zirkonya gibi opasitesi yüksek materyallerde ise KO ve TP ile değerlendirilen translusensi, çok hassas sonuçlar vermeyebilir. Literatür incelendiğinde, CAD/CAM ile şekillendirilen seramiklerin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla, bu çalışmada olduğu gibi, standart kalınlıkta, düz yüzeylere sahip örneklerin ve KO yönteminin yaygın olarak kullanıldığı görülmektedir (Antonson ve Anusavice, 2001; Chen *et al.*, 2008; Heffernan *et al.*, 2002a; Heffernan *et al.*, 2002b; Ilie ve Hickel, 2008; Nakamura *et al.*, 2002). Baldissara

et al. (2010) ise tam seramik sistemlerinin translusensi özelliklerini incelemek için direkt ışık geçişi yöntemini kullanmışlardır. Bu yöntem disk veya tabletler yerine koping şeklindeki örneklerin incelenmesine olanak vermektedir. Ayrıca bu yöntem KO veya TP yönteminde olduğu gibi göreceli bir translusensi değerlendirmesi değil, direkt ışık geçişini vermektedir. Bu nedenle sonraki çalışmalarda bu araştırmada incelenen zirkonya sistemlerinin translusensi özellikleri spektoradyometre ile direkt ışık geçirgenliği açısından değerlendirilirse, daha yüksek translusensi değerleri gözlenebilir.

Tam seramik sistemlerin translusensi seviyeleri estetiğin sağlanmasında önemli bir rol oynamakla birlikte, yapıştırma ajanı seçimi açısından da önem taşımaktadır. Estetik özellikleri, ağız ortamındaki düşük çözünürlükleri, dış yapılarına yüksek bağlanma dirençleri ve üstün mekanik özellikleri ile seramiğe destek olmaları nedeniyle, tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanlar tercih edilmektedir (Rosenstiel *et al.*, 1998). Ancak, ışıkla ya da dual sertleşen rezin simanların mekanik ve kimyasal özelliklerinin optimum seviyede olması, seramik restorasyondan geçen ışık miktarının simanın polimerizasyonunu sağlayan komponentleri aktive edecek düzeyde olmasına bağlıdır (Peixoto *et al.*, 2007). Seramik restorasyonların kalınlığı ve rengi de polimerizasyon derecesini etkilemektedir. Işık geçişi, daha kalın ve koyu renkteki restorasyonlardan daha az miktarda olmaktadır (Myers *et al.*, 1994). Bu nedenle, siman tipinin ve renginin seçiminde tam seramik sistemlerin ışık geçirgenlikleri göz önünde bulundurulmalıdır.

Renk ölçümü için CIE L*a*b*, CIE LUV, XYZ, Lch, HSB/HSV, RGB gibi birçok farklı sistem kullanılmaktadır. Bu sistemler matematiksel olarak farklılık göstermektedirler ancak çeşitli formüller kullanılarak birbirlerine

çevrilebilirler. Bilimsel araştırmalarda en yaygın olarak kullanılan renk sistemi CIE L*a*b*'dir (Corciolani *et al.*, 2010). CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki obje arasındaki renk farkının ΔE değeri ile sayısal olarak tanımlanabilmesine olanak vermesidir (O'Brien, 2002, s. 28). Bu çalışmada hazırlanmış örneklerin hedeflenen renkleri ile sonuç renkleri arasındaki ΔE değerleri VITA Easyshade Compact' ın "restorasyon" ölçüm modu ile belirlenmiştir. Cihazın yazılımı sadece doğal dişlerden ölçüm yapıldığında CIE L*a*b* değerlerini vermek için programlanmıştır. Cihaz, farklı yapıdaki cisimlere farklı tarama metodu uyguladığı için, doğal diş veya seramik örneklerden yapılan ölçüm sonuçlarını farklı yorumlamaktadır. Bu nedenle seramiğin rengini değerlendirmek için restorasyon ölçüm modu seçildiğinde L*a*b* değerlerini vermemekte, cihazın veri tabanında bulunan değerlere göre mevcut renk ile hedeflenen renk arasındaki ΔE değerlerini vermektedir (Corciolani *et al.*, 2009). Diğer renk ve translusensi ölçümleri ise önceki çalışmalarda (Charisis *et al.*, 2006; Koutayas ve Charisis, 2008; Lehmann *et al.*, 2010; Öztürk *et al.*, 2008) olduğu gibi, "tek ölçüm" modunda yapılarak L*a*b* parametreleri kaydedilmiştir. Tek ölçüm modu, spektrofotometrenin doğal diş rengi tespiti için önerdiği ölçüm seçeneğidir. Ancak restorasyon ölçüm modu ile L*a*b* değerleri elde edilemediği için, bu çalışmada seramik örneklerin renk tespitinde de kullanılmıştır ve bu çalışmanın limitasyonlarından birisidir.

ΔE değerlerinin yorumlanmasına ilişkin araştırma sonuçlarına Tablo 2.5.' de yer verilmiştir. Bu çalışmada, elde edilen verilerin klinik olarak ifade edilebilmesini sağlamak için O'Brien' ın sınıflaması (Tablo 2.6.) kullanılmıştır. Spektrofotometrenin restorasyon ölçüm seçeneği kullanılarak elde edilen ΔE değerlerine göre, KTN sistemin glaze işlemi uygulanmış A1 renkteki örnekleri ($\Delta E = 4.3$) dışında tüm örneklerde klinik olarak kabul

edilebilir bir renk farkı ($\Delta E < 3.5$) tespit edilmiştir (Tablo 4.18.). Diğer örneklerle kıyaslandığında, A1 renkte hazırlanmış KTN örneklerin L^* değerleri oldukça yüksektir (Tablo 4.13. ve Şekil 4.13.). Renk farkının yüksek olmasının nedeni L^* değerinde belirlenen bu farklılıkla açıklanabilir. Seramik örnekler ile renk skalası arasındaki renk farkını inceleyen Douglas ve Przybylska (1999) da tespit edilen renk farkının %70' inin L^* değerlerindeki farklılıktan kaynaklandığını bulgulamışlardır. ΔE değerleri klinik renk eşleşme tolerans değerlerine göre sınıflandırıldığında, kontrol grubu da dahil olmak üzere, "kusursuz" renk eşleşmesi tespit edilememiştir. Kontrol grubu olan IPS sisteminin tüm örnekleri "iyi" derecede renk eşleşmesi, ZZ sisteminin tüm örnekleri "klinik olarak kabul edilebilir" seviyede renk eşleşmesi göstermişlerdir. YZ sisteminin A1 renkteki örnekleri ise "mükemmel" derecede, A2 ve A3.5 renkteki örnekleri "iyi" derecede renk eşleşmesi göstermişlerdir. YZ sisteminin diğer sistemlere göre daha üstün bir renk eşleşme başarısı göstermesinin, kullanılan spektrofotometre ile aynı üretici firmaya sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çünkü ΔE değerleri cihazın veri tabanındaki değerlere göre belirlenmiştir.

Bu çalışmada alt yapı örneklerine sadece dentin seramiği uygulanmış, dişin mine tabakasını taklit edecek bir seramik uygulanmamıştır. Ancak klinik koşullarda uygun rengi yakalamak için doğal dişin tüm tabakalarına uygun seramikler kullanılmaktadır. Bu nedenle test edilen tam seramik sistemlere farklı seramik tabakaları uygulandığında daha başarılı sonuçlar elde edilebilir.

Alt yapı örneklerine veneer seramiği uygulandığında ve sonrasında glaze işlemi yapıldığında hesaplanan ΔE değerleri 3.0 - 41.0 arasında değişmektedir (Tablo 4.19.). O'Brien ' a göre 3.5 'in üzerindeki ΔE değerleri uyumsuz eşleşme olarak tanımlanmaktadır. Johnston ve Kao (1989) ise klinik

olarak kabul edilebilir ΔE değerini 3.7; uyumsuz eşleşme için üst sınırı ise 6.8 olarak bulgulanmışlardır. Ancak doğru renk eşleşmesi ($\Delta E < 3.7$) ve kesinlikle hatalı renk eşleşmesi ($\Delta E = 6.8$) arasındaki değerler için herhangi bir tanımlama yapılmamıştır (Douglas ve Brewer, 2003). Bu nedenle bu çalışmada 3.5 ΔE değerinin üzerindeki tüm değerler uyumsuz eşleşme olarak kabul edilmiş ve sınıflandırılmamıştır.

Alt yapı, veneer seramiği ve glaze işlemleri uygulanmış örneklerin renk ölçümü değerlendirmeleri için L^* , a^* ve b^* parametreleri istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Alt yapı örneklerinin L^* değerleri incelendiğinde, kontrol grubunun L^* değerinin zirkonya alt yapılardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görölmektedir (Tablo 4.11. ve 4.14.). Bu sonucun muhtemel nedeni, IPS sisteminin zirkonya sistemlerden farklı olan mikroyapısıdır. Bir cisimden geri dönen ışık miktarı arttıkça L^* değeri de artmaktadır (Fondriest, 2003). IPS sisteminin yüksek derecede doldurucu ile birlikte camsı bir yapıya sahip olması yansıyan ışık miktarını arttırmaktadır. Tüm alt yapı örneklerinde, beklenildiği şekilde, renk yoğunluğu arttıkça L^* değeri azalmış; kromatik parametreler olan a^* ve b^* değerleri artmıştır.

Alt yapı örneklerine veneer seramiği uygulandığında, örneklerin toplam kalınlıkları artmasına rağmen L^* değerleri de artmıştır. Bu durumun muhtemel nedeni olarak polikristalin yapıdaki alt yapı materyalinin aksine, veneer seramiğinin camsı yapıda olması (Kelly, 2004) gösterilebilir. IPS sistemine ait alt yapı örneklerinde olduğu gibi, camsı yapı materyale gelen ışığın yansımalarını sağlayarak ışığın yapının içinde absorbe edilmesini engellemektedir. Önceki araştırmalarda (O'Brien *et al.*, 1994; Öztürk *et al.*, 2008; Shokry *et al.*, 2006; Son *et al.*, 2010; Terada *et al.*, 1989; Uludağ *et al.*, 2007), bu araştırmadan farklı olarak, kalınlık arttıkça L^* değerinin azaldığı bulgulanmıştır. Ancak bahsedilen araştırmalarda alt yapı rengi ayrıca

belirlenmemiş, sadece veneer seramiğinin kalınlığı arttırılarak veneer seramiğinin etkisine bakılmıştır. Ayrıca bu çalışmalardan bazılarında (O'Brien *et al.*, 1994; Terada *et al.*, 1989) metal destekli seramik restorasyonlar değerlendirilmiştir. Metal alt yapı üzerine uygulanan opak porseleninin L* değeri veneer seramiğinden daha yüksektir (O'Brien *et al.*, 1994). Bu nedenle veneer seramiği uygulamasıyla birlikte L* değerinin düşmesi normaldir.

Veneer seramiği uygulamasıyla birlikte bazı sistemlerin a* ve b* parametrelerinde artış gözlenirken, bazılarında azalma tespit edilmiştir. Wee *et al.* (2002), hedeflenen renk ile sonuç renk arasında oluşan farkın seramik sisteminin özelliklerine ve renk parametreleri arasındaki değişim miktarına bağlı olduğunu belirtmiştir. Bu parametrelerin değişiminin sistemler arasında farklılık göstermesi, alt yapı ve veneer seramiği kombinasyonunun renk üzerindeki etkisini göstermektedir. Bu nedenle alt yapı sistemlerinin önerdikleri veneer seramiklerinin kullanılması, hedeflenen rengi oluşturmak açısından önem taşımaktadır.

Veneer seramiğinin uygulama ve kondensasyon tekniklerinin (Luo ve Zhang, 2010; O'Brien *et al.*, 1991) ve fırınlama ısı derecelerinin (Hammad ve Stein, 1991) seramiklerin sonuç renk değerleri üzerine etkisi olduğu bulgulanmıştır. Luo ve Zhang (2010), IPS e.max ZirCAD alt yapı materyaline 3 farklı teknikle veneer seramiği uygulamış ve bu tekniklerin örneklerin renk ve translusensisini etkilediğini belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında olduğu gibi, geleneksel tabakalama (*layering*) yöntemi ile yapılan veneerleme işleminin bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Seramik tozu ile likit oranın ayarlanması, vibrasyon ve kondensasyon teknikleri ve fırınlama ısıları gibi faktörler kristallerin simetrik olmayan bir boyutta ve homojen olmayan bir şekilde dağılım göstermesine neden olmaktadır. Seramiğin yapısındaki kristallerin miktarı, dağılımı ve porözite ise ışık geçiş miktarını azaltmaktadır

(Luo ve Zhang, 2010). Bu tez çalışmasında standardizasyonu sağlamak amacıyla, tüm örneklerle veneer seramiği aynı kişi tarafından uygulanmış ve her sistemin veneer seramiği, sistemin önerdiği fırınlama ısılarında pişirilmiştir. Bununla beraber, seramiği uygulayan dental teknisyenin kullanılan seramik sistemlerinin tümü ile tecrübesi bulunmamaktadır. Ayrıca kullanılan porselen fırını sistemler ile uyum göstermemiş olabilir. Veneerleme işlemi ile ilgili bu iki faktörün, elde edilen veriler üzerinde etkili olmuş olabileceği düşünülmektedir ve bu tez çalışmasının sınırlamalarından biri olarak gösterilebilir.

Alt yapı örneklerine veneer seramiği uygulandığında oluşan renk farkları incelendiğinde, ΔE değerlerinin 3.0 – 38.0 arasında değiştiği görülmektedir (Tablo 4.19.). Luo ve Zhang (2010), veneer seramiği uygulamadan önce tespit edilen renk ile uygulama sonrası tespit edilen renk arasındaki farkın 23.78 – 25.78 ΔE değerleri arasında olmasının kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir. En yüksek ΔE değerleri KTN sisteminde tespit edilmiştir. Bu renk farkının, veneer seramiğinin uygulamasından sonra L^* değerlerinde oluşan artıştan kaynaklandığı düşünülmektedir. KTN sisteminde diğer sistemlere göre daha fazla renk farkı oluşması, sistemin önerdiği veneer seramiğinin diğer seramiklerden farklı bir yapıya sahip olması ile açıklanabilir.

Veneer seramikli örneklerle glaze işlemi yapıldığında oluşan renk farkları diğer aşamalara göre daha düşük olmakla beraber, ΔE değerlerinin büyük bir kısmı klinik kabul edilebilirlik sınırının üzerinde bulunmuştur (Tablo 4.19.). Genel olarak klinik uygulamalarda glaze işlemi tamamlanmadan renk değerlendirmesi yapılmaktadır. Ancak bu çalışmanın bulguları, test edilen tam seramik sistemler için glaze işleminin göz ardı edilemeyecek bir renk farkı oluşturduğunu ve glaze aşaması

tamamlanmayan restorasyonlar için renk eşleşmesinin değerlendirilemeyeceğini ortaya koymaktadır.

Bir alt yapı materyalinin kalınlığı, materyalin direncini ve optik özelliklerini etkilemektedir (Heffernan *et al.*, 2002a; Holloway ve Miller, 1997). Tam seramik restorasyonlarda yeterli direnci sağlamak için, üreticiler belirli bir alt yapı kalınlığının altına inilmemesini önermektedirler (Heffernan *et al.*, 2002a). Materyalin kalınlığı arttıkça ışığın materyal içinde aldığı yol artmaktadır. Bunun sonucunda ışık daha fazla absorbe edilmekte ve yayılmakta, materyalden geçen ışık miktarı azalmaktadır (Spink, 2009). Baldissara *et al.* (2010) aynı zirkonya tam seramik sisteminin (Lava, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) iki farklı kalınlıktaki (0.3 ve 0.5 mm) örneklerini değerlendiklerinde, daha ince olan örneklerin translusensilerinin daha fazla olduğunu belirlemişlerdir. Heffernan *et al.* (2002a) da farklı kalınlıklardaki IPS Empress ve IPS Empress 2 örneklerin KO' nı incelediklerinde, kalınlıkla birlikte opasitenin arttığını bulgulamışlardır. Bu nedenle bu tez çalışmasında, farklı alt yapı materyalleri arasında standardizasyonu sağlamak için ve üreticilerin önerileri doğrultusunda, bütün örnekler klinik şartlara uygun olarak 0.5 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Sonraki araştırmalarda farklı kalınlıklardaki alt yapı örneklerinin değerlendirilmesi bu çalışmada test edilen sistemler hakkında daha detaylı bulguların alınmasını sağlayacaktır.

Tam seramik restorasyonlar için önerilen diş preparasyon derinliği 1.5 mm'dir (Rosenstiel *et al.*, 2006, s. 774). Örneklerle uygulanacak olan veneer seramiğinin kalınlığı belirlenirken, tam seramik sistemlerin renk ve translusensi özelliklerini inceleyen diğer çalışmalar (Heffernan *et al.*, 2002b; Lee *et al.*, 2007; Lim *et al.*, 2010) da göz önünde bulundurularak örnekler, alt yapı ve veneer seramiğinin toplam kalınlığı 1.5 mm olacak şekilde

hazırlanmıştır. Test edilen sistemlerin optik özellikleri, alt yapı ve/veya veneer seramiği daha yüksek bir kalınlığa sahip olduğunda farklılık gösterebilir.

Renk ölçümü için kullanılan cihazlar kolorimetreler, spektrofotometreler, spektoradyometreler ve dijital kameralardır (Paravina ve Powers, 2004, s. 27). Bu cihazlar arasında, spektrofotometrelerin renk seçimi için en doğru ve kullanışlı cihazlar oldukları öne sürülmektedir (Paul *et al.*, 2004). Translusensinin cihazlarla tespitinde de genellikle spektrofotometreler kullanılmaktadır (Ahn ve Lee, 2008; Bolt *et al.*, 1994; Chen *et al.*, 2008; Li *et al.*, 2010; Lim *et al.*, 2010; Liu *et al.*, 2010; Ma *et al.*, 2009; Yu *et al.*, 2009). Bu araştırmada da renk ve translusensi ölçümleri için ağız içi bir spektrofotometre olan VITA Easyshade Compact kullanılmıştır.

VITA Easyshade Compact, VITA Easyshade' in 2008 yılında geliştirilen bir üst modelidir. VITA Easyshade' in güvenilirliğini, tekrarlanabilirliğini veya doğruluğunu değerlendiren in vivo ve in vitro araştırmalar mevcuttur (Dozic *et al.*, 2007; Khurana *et al.*, 2007; Kim-Pusateri *et al.*, 2009; Lagouvardos *et al.*, 2009). Dozic *et al.* (2007), 5 renk ölçüm cihazının (2 kolorimetre: ShadeEye, IdentaColor II; 1 spektrofotometre: VITA Easyshade; 2 dijital kamera: ShadeScan, Ikam) doğruluk ve hassasiyetini in vivo ve in vitro olarak değerlendirmişlerdir. VITA Easyshade klinik ve in vitro koşullarda en yüksek hassasiyet ve doğruluğu göstermiştir ve araştırmacılar tarafından güvenilirliği en yüksek cihaz olduğu vurgulanmıştır. Lagouvardos *et al.* (2009) VITA Easyshade ve ShadeEye' in tekrarlanabilirliklerini ve cihazlar arası güvenilirliği incelemişlerdir. VITA Easyshade' in tekrarlanabilirlik açısından daha üstün olduğunu ancak cihazlar arası güvenilirliğin düşük seviyede olduğunu bulgulamışlardır. Bununla birlikte VITA Easyshade 'in tekrarlanabilirliğinin klinik olarak

değerlendirildiği başka bir çalışmada Khurana *et al.* (2007), test edilen diğer renk ölçüm cihazlarını (1 spektrofotometre: Spectroshade Micro ve 1 kolorimetre: X- Rite ShadeVision) daha başarılı bulmuşlardır.

Kim-Pusateri *et al.* (2009) 4 renk ölçüm cihazının (2 spektrofotometre: SpectroShade ve VITA Easyshade; 2 dijital kamera: ShadeVision ve ShadeScan) güvenilirliğini ve doğruluğunu değerlendirmişlerdir. VITA Easyshade %96.4 oranında güvenilirlik göstermiş ve 4 cihaz arasında en yüksek doğruluk oranına (%92.6) sahip olduğu tespit edilmiştir. Araştırmacılar üretici firmanın talimatları doğrultusunda, VITA Easyshade ile ardışık iki aynı sonuç alınana kadar ölçüm yapmışlardır. Bu yöntemle doğru tespit yapma olasılığının arttığı belirtilmiş; cihazın yüksek başarısı da bu duruma bağlanmıştır. Bunun yanında diğer cihazlardan farklı olarak, VITA Easyshade' in 5 mm çapında ölçüm ucuna sahip olmasının ve ölçümün dişin merkezinden yapılmasının da doğruluğu arttıran bir diğer faktör olduğu öne sürülmüştür. Önceden yapılmış çalışmalar, dişin orta üçlüsünün renginin tüm diş yapısının renk özelliğini taşıdığını bulgulamışlardır (Hasegawa *et al.*, 2000; Winter, 1993).

Literatürde, son yıllarda geliştirilen VITA Easyshade Compact 'ın incelendiği sadece bir çalışma mevcuttur. Dört renk ölçüm cihazı (3 spektrofotometre: VITA Easyshade, VITA Easyshade Compact, Shadepilot; 1 dijital kamera: ShadeVision) ile yapılan ölçümleri spektrofotometrik referans sistemi ile karşılaştıran Lehmann *et al.* (2010), cihazların tekrarlanabilirliğini mükemmel olarak nitelendirmişlerdir.

Çevresel faktörler renk seçiminde kritik bir öneme sahiptir (Brewer *et al.*, 2004; Fondriest, 2003). Birçok araştırmada ışık kaynağı tipinin renk seçiminde etkisi olduğu belirlenmiştir (Curd *et al.*, 2006; Dagg *et al.*, 2004;

Jasinevicius *et al.*, 2009; Park *et al.*, 2006; Volpato *et al.*, 2009). VITA Easyshade Compact internal bir ışık kaynağı kullanmaktadır ve yapılan ölçümler çevrenin ışıklandırma koşullarından etkilenmemektedir (Corciolani *et al.*, 2010). Ancak çevre koşullarının standardize edilmesi amacıyla, çalışmamızda D65 ışık kaynağı (Park *et al.*, 2006) ile aydınlatılan renk ölçüm kutusu kullanılmış ve renk ölçümleri önerilen ışık kaynağı altında gerçekleştirilmiştir.

Arka planın renginin, seramik örneklerin görünümünü etkilediği bilinmektedir (Vichi *et al.*, 2000). Beyaz, gri ve siyah gibi renklerin renk tonu olmadığı için nötral renkler olarak tanımlanmaktadırlar. Arka plan renginin renk ölçümleri üzerindeki etkisini en az düzeye indirebilmek için (Shokry *et al.*, 2006), bu çalışmada renk ölçümleri nötral gri bir arka plan üzerinde gerçekleştirilmiştir (Çelik *et al.*, 2008; Şahin *et al.*, 2010; Shokry *et al.*, 2006). Böylece örneklerin sonuç renkleri değerlendirilirken sadece alt yapı renginin üzerine odaklanılması sağlanmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar ortaya çıkmaktadır:

1. VITA Easyshade Compact ile yapılan translusensi ölçümlerinde TP yöntemi kullanılması daha hassas bulguların elde edilmesini sağlamaktadır.

2. Çalışmada değerlendirilen zirkonya alt yapıların tümü kontrol grubundan daha düşük translusensi özelliği göstermiştir. ZZ sistemi en düşük translusensi özelliğine sahip olan sistemdir. YZ ve KTN sistemlerinin birbirlerine göre üstünlükleri bulunmamaktadır.

3. Veneer seramiği uygulaması tüm örneklerin translusensi derecelerini düşürmüştür. Veneer seramikli örnekler glaze işlemi uygulanmasının ise translusensi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir.

4. Örneklerin sonuç hallerinin translusensi özellikleri değerlendirildiğinde A1 renkteki YZ ve KTN sistemleri ile kontrol grubu arasında fark bulunamamıştır. A2 ve A3.5 renklerdeki örnekler ise kontrol grubundan daha opaklardır.

5. Renk yoğunluğu bütün aşamalarda KTN sistemine ait örneklerin translusensi özelliklerini etkilemiştir. Diğer sistemlere ait alt yapı örneklerinin translusensi derecelerinde renk yoğunluğunun bir etkisi bulunmamıştır. Ancak veneer seramiği ve glaze işlemi uygulanmış tüm A1 ve A3.5 renkteki örnekler arasında translusensi farkı mevcuttur.

6. Glaze işlemi uygulanmış tüm örneklerde renk yoğunluğu arttıkça L^* değeri azalmış; a^* ve b^* değerleri artmıştır.

7. Hedeflenen renk ile sonuç renk arasındaki en düşük ΔE değerleri YZ sistemine ait örneklerde tespit edilmiştir.

8. A1 renkteki KTN örnekleri hariç tüm örneklerin hedef ve sonuç renkleri arasındaki fark klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

9. Sonuç olarak farklı zirkonya alt yapı renklendirme tekniklerinin translusensi ve renk açısından birbirlerine göre üstünlükleri bulunamamıştır.

Bu çalışmada değerlendirilen zirkonya seramik sistemleri ile kontrol grubu olan lityum disilikat tam seramik sistemi arasında translusensi farkı bulunmuştur. Ancak bu farkın gözün tespit edebileceği seviyede olup olmadığı bilinmemektedir. Sonraki çalışmalarda gözün algılayabileceği translusensi farkı değerlerinin incelenmesi bulguların yorumlanması açısından yararlı olacaktır.

Bu çalışmada test edilen sistemlerin translusensi dereceleri göreceli translusensi değerlendirmesi veren KO ve TP yöntemleri ile yapılmıştır. Bu materyallerin direkt ışık geçirgenliklerini değerlendirmek, sonraki çalışma hedeflerimizden birini oluşturmaktadır.

Sonraki çalışmalarda, veneer seramiklerinin translusensi derecelerinin alt yapıdan bağımsız olarak değerlendirilmesi, farklı alt yapı ve veneer seramiği kalınlıklarına sahip örneklerin incelenmesi, dentin seramiğine ek olarak farklı veneer seramiği tabakalarının da uygulanması ve farklı renklerdeki konvansiyonel ve rezin simanların sonuç renk üzerindeki etkisinin araştırılması bu çalışmada değerlendirilen sistemlerin optik özellikleri hakkında daha detaylı bilgi sahibi olunmasını sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

- Aboushelib, M.N., Dozic, A. ve Liem, J.K. (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence International*, 41(5), e84-89.
- Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials*, 22(9), 857-863.
- Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 401-408.
- Ahn, J.S. ve Lee, Y.K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental Materials*, 24(11), 1539-1544.
- Al-Wahadni, A., Ajlouni, R., Al-Omari, Q., Cobb, D. ve Dawson, D. (2002). Shade-match perception of porcelain-fused-to-metal restorations: a comparison between dentist and patient. *Journal of American Dental Association*, 133(9), 1220-1225.
- AmannGirrbach GmbH. (t.y.). Ceramill System. Erişim: 19 Mart 2010, http://www.amanngirrbach.com/fileadmin/_agweb/media/downloads/Prospekte/Mall/Ceramill_Mall_GB.pdf

- Andersson, M., Razzoog, M.E., Odén, A., Hegenbarth, E.A. ve Lang, B.R. (1998). Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence International*, 29(5), 285-296.
- Antonson, S.A. ve Anusavice, K.J. (2001). Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *International Journal of Prosthodontics*, 14(4), 316-320.
- Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. (11th ed.). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Appalachian State University. (t.y.). Munsell System. Erişim: 24 Mart 2010, <http://www1.appstate.edu/~kms/classes/psy3203/Color/munsell.htm>
- Ardlin, B.L. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18(8), 590-595.
- Ardu, S., Feilzer, A.J., Devigus, A. ve Krejci, I. (2008). Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. *Dental Materials*, 24(3), 333-340.
- Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F.L. ve Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(1), 6-12.
- Barath, V.S., Faber, F.J., Westland, S. ve Niedermeier, W. (2003). Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Advances in Dental Research*, 17, 55-60.

- Bindl, A. ve Mörmann, W.H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 451-456.
- Bolt, R.A., Bosch, J.J. ve Coops, J.C. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine Biology*, 39(7), 1133-1142.
- Brewer, J.D., Wee, A. ve Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 341-358.
- Cales, B. (1998). Colored zirconia ceramics for dental application. *Bioceramics*, 11, 591-594.
- Casolco, S.R. Jr, Xu, J. ve Garay, J.E. (2008). Transparent/ translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. *Scripta Materialia*, 58, 516-519.
- Celik, G., Uludag, B., Usumez, A., Sahin, V., Ozturk, O. ve Goktug, G. (2008). The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3), 203-208.
- Chang, J., Da Silva, J.D., Sakai, M., Kristiansen, J. ve Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(12), 937-943.
- Charisis, D., Koutayas, S.O., Kamposiora, P. ve Doukoudakis, A. (2006). Spectrophotometric evaluation of the influence of different backgrounds on the color of glass-infiltrated ceramic veneers. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 1(2), 142-156.

- Chen, Y.M., Smales, R.J., Yip, K.H. ve Sung, W.J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*, 24(11), 1506-1511.
- Chevalier, J., Deville, S., Munch, E., Jullian, R. ve Lair, F. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25, 5539–5545.
- Chu, F.C., Chow, T.W. ve Chai, J. (2007). Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 359-364.
- Color Academy. (t.y.) Munsell System. Erişim: 23 Mart 2010, <http://www.coloracademy.co.uk/ColorAcademy%202006/subjects/munsell/page2.html>
- Conrad, H.J., Seong, W.J. ve Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
- Corciolani, G., Vichi, A., Goracci, C. ve Ferrari, M. (2009). Colour correspondence of a ceramic system in two different shade guides. *Journal of Dentistry*, 37(2), 98-101.
- Corciolani, G., Vichi, A., Louca, C. ve Ferrari, M. (2010). Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dental Materials*, 26(8), 737-742.
- Crispin, B.J., Okamoto, S.K. ve Globe, H. (1991). Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(2), 209-212.

- Curd, F.M., Jasinevicius, T.R., Graves, A., Cox, V. ve Sadan A. (2006). Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 391-396.
- Dagg, H., O'Connell, B., Claffey, N., Byrne, D. ve Gorman, C. (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(9), 900-904.
- Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7, 134-143.
- Denry, I.L. ve Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
- Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A. ve Schärer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International Journal of Prosthodontics*, 5(1), 9-16.
- Douglas, R.D. (1997). Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(5), 464-470.
- Douglas, R.D. ve Brewer, J.D. (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(3), 254-260.
- Douglas, R.D. ve Brewer, J.D. (2003). Variability of porcelain color reproduction by commercial laboratories. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(4), 339-346.
- Douglas, R.D. ve Przybylska, M. (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(2), 143-149.

- Douglas, R.D., Steinhauer, T.J. ve Wee, A.G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 200-208.
- Dozić, A., Kleverlaan, C.J., El-Zohairy, A., Feilzer, A.J. ve Khashayar, G. (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 93-100.
- Edelhoff, D. ve Sorensen, J. (March 2002). **Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations** [Poster]. IADR/AADR/CADR 80th General Session, San Diego.
- El-Mowafy, O. ve Brochu, J.F. (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *Journal of Canadian Dental Association*, 68(4), 233-237.
- Encyclopedia Britannica Inc. (t.y.). Munsell Color System. Erişim: 23 Mart 2010, <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/126658/colour/21842/Colour-atlases#ref=ref383861>
- Ersu, B., Yüzügüllü, B. ve Canay, Ş. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(2), 58-72.
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(5), 467-479.
- Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M. ve Corrado, M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence International*, 36(2), 105-113.

- Goodkind, R.J. ve Schwabacher, W.B. (1987). Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 58(5), 535-542.
- Gozalo-Diaz, D.J., Lindsey, D.T., Johnston, W.M. ve Wee, A.G. (2007). Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1), 45-53.
- Hammad, I.A. ve Stein, R.S. (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(2), 169-179.
- Hasegawa, A., Ikeda, I. ve Kawaguchi, S. (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 418-423.
- Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002a). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9.
- Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002b). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.
- Hjerppe, J., Närhi, T., Fröberg, K., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V. (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(5), 262-267.

- Holloway, J.A. ve Miller, R.B. (1997). The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 9(5), 567-574.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. ve Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297-303.
- Ikeda, T., Murata, Y. ve Sano, H. (2004). Translucency of opaque-shade resin composites. *American Journal of Dentistry*, 17(2), 127-130.
- Ilie, N. ve Hickel, R. (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*, 24(7), 908-914.
- Jasinevicius, T.R., Curd, F.M., Schilling, L. ve Sadan, A. (2009). Shade-matching abilities of dental laboratory technicians using a commercial light source. *Journal of Prosthodontics*, 18(1), 60-63.
- Johnston, W.M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37, Suppl 1:e2-6.
- Johnston, W.M., Hesse, N.S., Davis, B.K. ve Seghi, R.R. (1996). Analysis of edge-losses in reflectance measurements of pigmented maxillofacial elastomer. *Journal of Dental Research*, 75(2), 752-760.
- Johnston, W.M. ve Kao, E.C. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819-822.

- Johnston, W.M., Ma, T. ve Kienle, B.H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1), 79-86.
- Kamishima, N., Ikeda, T. ve Sano, H. (2005). Color and translucency of resin composites for layering techniques. *Dental Materials Journal*, 24(3), 428-432.
- Karamouzos, A., Papadopoulos, M.A., Kolokithas, G. ve Athanasiou, A.E. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 613-621.
- Kavo Dental GmbH. (t.y.a). Everest CAD/CAM system. Erişim: 17 Mart 2010, <http://www.kavo-everest.com/Default.aspx?navid=554107&oid=550&lid=en>
- Kavo Dental GmbH. (t.y.b). Everest CAD/CAM materials. Erişim: 17 Mart 2010, <http://www.kavo-everest.com/Default.aspx?navid=554080&oid=550&lid=en>
- Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513-530.
- Kelly, J.R., Nishimura, I. ve Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
- Khurana, R., Tredwin, C.J., Weisbloom, M. ve Moles, D.R. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203(12), 675-680.

- Kim-Pusateri, S., Brewer, J.D., Davis, E.L. ve Wee, A.G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 193-199.
- Kohorst, P., Herzog, T.J., Borchers, L. ve Stiesch-Scholz, M. (2007). Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *European Journal of Oral Sciences*, 115(2), 161-166.
- Koutayas, S.O. ve Charisis, D. (2008). Influence of the core material and the glass infiltration mode on the color of glass-infiltrated ceramic veneers over discolored backgrounds. A spectrophotometric evaluation. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 3(2), 160-173.
- Kuehni, R.G. ve Marcus, R.T. (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research & Application*, 4, 83-91.
- Kulkarni, N.K., Sampath, S. ve Venugopal, V. (2001). Studies on stabilised zirconia as host phase for the fixation of actinides, rare-earths and sodium. *Ceramics International*, 27(8), 839-846.
- Lagouvardos, P.E., Fougia, A.G., Diamantopoulou, S.A. ve Polyzois, G.L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(1), 40-45.
- Lee, Y.K., Cha, H.S. ve Ahn, J.S. (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(5), 279-286.
- Lee, Y.K., Lim, B.S. ve Kim, C.W. (2004). Influence of illuminating and viewing aperture size on the color of dental resin composites. *Dental Materials*, 20(2), 116-123.

- Lee, Y.K., Lim, B.S., Rhee, S.H., Yang, H.C. ve Powers, J.M. (2005). Color and translucency of A2 shade resin composites after curing, polishing and thermocycling. *Operative Dentistry*, 30(4), 436-442.
- Lee, Y.K. ve Powers, J.M. (2004). Calculation of colour resulting from composite/compomer layering techniques. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1102-1108.
- Lehmann, K.M., Igiel, C., Schmidtmann, I. ve Scheller, H. (2010). Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2, e65-70.
- Li, Q., Xu, B.T., Li, R. ve Wang, Y.N. (2010). Spectrophotometric comparison of translucent composites and natural enamel. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2, e117-22.
- Lim, H.N., Yu, B. ve Lee, Y.K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 239-246.
- Liu, M.C., Aquilino, S.A., Lund, P.S., Vargas, M.A., Diaz-Arnold, A.M., Gratton, D.G. ve Qian, F. (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *Journal of Prosthodontics*, 19(3), 187-193.
- Luo, X.P. ve Zhang, L. (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*, 19(6), 465-470.
- Luthardt, R.G., Holzhüter, M.S., Rudolph, H., Herold, V. ve Walter, M.H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655-662.

- Ma, X., Jiang, T., Sun, L., Wang, Z., Zhou, Y. ve Wang, Y. (2009). Effects of tooth bleaching on the color and translucency properties of enamel. *American Journal of Dentistry*, 22(6), 324-328.
- Manicone, P.F., Rossi-Iommetti, P. ve Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35(11), 819-826.
- Marquardt, P. ve 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 International*, 37(4), 253-259.
- Miyagawa, Y., Powers, J.M. ve O'Brien, W.J. (1981). Optical properties of direct restorative materials. *Journal of Dental Research*, 60(5), 890-894.
- Mörmann, W.H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of American Dental Association*, 137, Suppl:7S-13S.
- Mörmann, W.H. ve Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405-426.
- Myers, M.L., Caughman, W.F. ve Rueggeberg, F.A. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 3(3), 149-157.
- Nakamura, T., Saito, O., Mizuno, M. ve Tanaka, H. (2002). Changes in translucency and color of particulate filler composite resins. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 494-499.

- Nakamura, T., Saito, O., Mizuno, M., Kinuta, S. ve Ishigaki, S. (2003). Influence of abutment substrates on the colour of metal-free polymer crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 184-188.
- Nakamura, T., Tanaka, H., Kawamura, Y. ve Wakabayashi, K. (2004). Translucency of glass-fibre-reinforced composite materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(8), 817-821.
- Narcisi, E.M. (1999). Three-unit bridge construction in anterior single-pontic areas using a metal-free restorative. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20(2), 109-112.
- Noritake Dental. (t.y.). Katana CAD/CAM System. Erişim: 19 Mart 2010, http://www.noritake-dental.co.jp/katana/faq/faq_sys.html
- O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. (3rd ed.) Illinois: Quintessence Publishing.
- O'Brien, W.J., Boenke, K.M. ve Groh, C.L. (1994). Evaluation of some properties of an opaque porcelain fired simultaneously with the body porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(4), 414-419.
- O'Brien, W.J., Kay, K.S., Boenke, K.M. ve Groh, C.L. (1991). Sources of color variation on firing porcelain. *Dental Materials*, 7(3), 170-173.
- Odman, P. ve Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(6), 504-509.
- Okamura, M., Chen, K.K., Kakigawa, H. ve Kozono, Y. (2004). Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1

masking ability for discolored teeth. *Dental Materials Journal*, 23(2), 180-183.

Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W. ve Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648.

Ozturk, O., Uludag, B., Usumez, A., Sahin, V. ve Celik, G. (2008). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(2), 99-106.

Paravina, R.D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of Dentistry*, 37, Suppl 1:e15-20.

Paravina, R.D. ve Powers, J.M. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*. St. Louis: Elsevier Mosby.

Park, J.H., Lee, Y.K. ve Lim, B.S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 402-411.

Paul, S.J., Peter, A., Rodoni, L. Ve Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 24(3), 222-231.

Peixoto, R.T., Paulinelli, V.M., Sander, H.H., Lanza, M.D., Cury, L.A. ve Poletto, L.T. (2007). Light transmission through porcelain. *Dental Materials*, 23(11), 1363-1368.

- Piconi, C. ve Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A. ve Knowles, J.C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*, 23(8), 1018-1029.
- Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.C. ve Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics*, 14(1), 39-45.
- Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*. (12th ed.) St Louis: C.V. Mosby.
- Ragain, J.C. Jr ve Johnston, W.M. (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research & Application*, 25, 278-285.
- Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.
- Raptis, N.V., Michalakis, K.X. ve Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(1), 31-41.
- Ritter, R.G. (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(5), 332-341.
- Ritter, R.G. ve Rego, N.A. (2009). Material considerations for using lithium disilicate as a thin veneer option. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 25(3), 111-117.

- Rosenblum, M.A. ve Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, 128(3), 297-307.
- Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Crispin, B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280-301.
- Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (4th ed.) St. Louis: Mosby.
- Russell, M.M., Andersson, M., Dahlmo, K., Razzoog, M.E. ve Lang, B.R. (1995). A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International*, 26(11), 757-763.
- Ruyter, I.E., Nilner, K. ve Moller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, 3(5), 246-251.
- Sahin, V., Uludag, B., Usumez, A. ve Ozkir, S.E. (2010). The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(6), 372-378.
- Saraç, D., Saraç, Y.Ş., Külünk, T. ve Külünk, Ş. (2005). Farklı kor ve dentin kalınlıklarının tam seramik materyalinden ışık geçişi üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(3), 169-174.
- Schome. (t.y.). Visible light spectrum. Erişim: 12 Nisan 2010, <http://www.schome.ac.uk/wiki/Proposal>

- Seghi, R.R. (1990). Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 69(5), 1180-1183.
- Seghi, R.R., Johnston, W.M. ve O'Brien, W.J. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1755-1759.
- Shah, K., Holloway, J.A. ve Denry, I.L. (2008). Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 87 (2), 329–337.
- Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R. ve Brackett, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (3rd ed.) Chicago: Quintessence.
- Shokry, T.E., Shen, C., Elhosary, M.M. ve Elkhodary, A.M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 124-129.
- Sirona Dental. (t.y.a). Sirona inLab materials. Erişim: 17 Mart 2010, http://www.inlab.com/ecomaXL/index.php?site=Materials_CEREC_Block
- Sirona Dental. (t.y.b). Sirona inLab. Erişim: 12 Mart 2010, http://www.inlab.com/ecomaXL/index.php?site=inLab_main_page
- Sjögren, G., Lantto, R., Granberg, A., Sundström, B.O. ve Tillberg, A. (1999). Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 12(2), 122-128.

- Son, H.J., Kim, W.C., Jun, S.H., Kim, Y.S., Ju, S.W. ve Ahn, J.S. (2010). Influence of dentin porcelain thickness on layered all-ceramic restoration color. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2:e71-7.
- Spink, L. (2009). *A comparison of absolute translucency and relative translucency of dental ceramics*. Master tezi. University of Connecticut School of Dental Medicine, Connecticut.
- Sproull, R.C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453-457.
- Strub, J.R., Rekow, E.D. ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
- Sundar, V. ve Kennedy, C.R. (t.y.). Cercon Zirconia- A systems solution for reliable metal-free multi-unit restorations. Dentsply Ceramco R&D. Erişim: 18 Mart 2010, http://www.ceramco.com/pdf/cercon/cercon_css_systemsolutions.pdf
- Terada, Y., Maeyama, S. ve Hirayasu, R. (1989). The influence of different thicknesses of dentin porcelain on the color reflected from thin opaque porcelain fused to metal. *International Journal of Prosthodontics*, 2(4), 352-356.
- Uludag, B., Usume, A., Sahin, V., Eser, K. ve Ercoban, E. (2007). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1), 25-31.

- University of South Carolina. (t.y.). CIE Lab System. Erişim: 25 Mart 2010, http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/cielab.html
- Valenti, M. ve Valenti, A. (2009). Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence International*, 40(7), 573-579.
- Van Noort, R. (2007). *Introduction to Dental Materials*. (3rd ed.) St. Louis: Mosby.
- Vichi, A., Ferrari, M. ve Davidson, C.L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 412-417.
- VITA Zahnfabrik. (2009). VITA Easyshade Compact. Erişim: 9 Nisan 2010, http://www.vita-zahnfabrik.com/page/3000627/2/mjw2Mh7gbj-U6Fq2i7e04S0/en_EN/
- Volpato, C.A., Monteiro, S. Jr, de Andrada, M.C., Fredel, M.C. ve Petter, C.O. (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials*, 25(1), 87-93.
- Vult von Steyern, P., Carlson, P. ve Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 180-187.
- Wee, A.G., Monaghan, P. ve Johnston, W.M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 657-666.

- Winter, R. (1993). Visualizing the natural dentition. *Journal of Esthetic Dentistry*, 5(3), 102-117.
- Wolfart, S., Eschbach, S., Scherrer, S. ve Kern, M. (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dental Materials*, 25(9), e63-71.
- Yu, B. ve Lee, Y.K. (2008). Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *Journal of Dentistry*, 36(10), 840-846.
- Yu, B., Ahn, J.S. ve Lee, Y.K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E. ve Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Zhang, Y., Griggs, J.A. ve Benham, A.W. (2004). Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 128-135.
- Zirkonzahn GmbH. (t.y.). Working manual. Erişim: 19 Mart 2010, http://www.zirkonzahn.com/CustomerData/1/Files/Documents/ENArbeitsanleitungen_web.pdf

YAYINLAR

1. Uluslararası hakemli dergilerdeki (SCI ve SCI-expanded) yayınlar

Yilmaz, H.G., Cengiz, E., Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Leblebicioglu, B. (2011). Effectiveness of Er,Cr:YSGG laser on dentine hypersensitivity: a controlled clinical trial. *Journal of Clinical Periodontology*, 38(4), 341-346.

Yilmaz, H.G., Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Bayindir, H. ve Aykac, Y. (2011). Clinical evaluation of Er,Cr:YSGG and GaAlAs laser therapy for treating dentine hypersensitivity: A randomized controlled clinical trial. *Journal of Dentistry*, 39(3), 249-254.

2. Uluslararası hakemli dergilerdeki yayınlar

Yilmaz, H.G., Bayindir, H., Kusakci-Seker, B., Tasar, S. ve Kurtulmus-Yilmaz, S. (2010). Treatment of amalgam tattoo with an Er,Cr:YSGG laser. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 1, 50-54.

3. Ulusal hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

Kurtulmuş, S. ve Aydın, A.K. (2007). Dental Döküm Alaşımlarının Genotoksisite, Mutajenisite ve Karsinojenisitesi. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 16, 73-78.

Aydın, A.K. ve Kurtulmuş, S. (2008). Tekrarlanan Döküm İşleminin Dental Alaşımların Biyouyumluluğuna Etkisi. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 17, 155-163.

Kurtulmuş, S. ve Aydın, A.K. (2008). Tekrarlanan Döküm İşleminin Dental Alaşımların Mekanik Özelliklerine Etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 11(2), 132-139.

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Şeker, E., Ozan, O., Meriç, G. ve Yılmaz, B. (2011). Hekimlerin ve Dental Teknisyenlerin VITA Toothguide 3D-Master Skalası ile Renk Seçimi Başarılarının Değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 92-100.

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Şeker, E., Ozan, O., Meriç, G. ve Ulusoy, M. Genç Kuzey Kıbrıs Türk Popülasyonunun Doğal Diş Renginin Değerlendirilmesi: Pilot çalışma. *Cumhuriyet Dental Journal*, Baskıda.

Yılmaz, H.G., Cengiz, E., Kalender, A. ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. Skleroderma'lı Hastaya Multidisipliner Yaklaşım ve 2 Yıllık Takip: Olgu Raporu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, Baskıda.

Şeker, E., Kurtulmuş-Yılmaz, S., Meriç, G., Ozan, O. ve Kuşakcı-Şeker, B. Üst ve alt çenede yerleştirilmiş farklı boy ve çap değerlerine sahip implantların lokalizasyonlarına göre dağılımlarının değerlendirilmesi: Retrospektif Bir Çalışma. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Baskıda.

4. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Yılmaz, H.G., Kurtulmuş, S. ve Aykac, M.Y. (April 2007). **Immediate Implant Placement and Loading For Protection and Reconstruction of Interdental Papilla: A Case Report**. [Poster]. 12th Congress of the BASS, İstanbul.

Terzioğlu, H., Yılmaz, B. ve Kurtulmuş, S. (April 2007). **Clinical Management of Abrasion-Erosion by the Tools of Prosthodontic Approach-A Case Report.** [Poster]. 12th Congress of the BASS, İstanbul.

Yılmaz, H.G., Kurtulmuş, S., Yılmaz, B. ve Aykac, Y. (September 2007). **The Validity of Self-Reported Oral Health Status.** [Poster]. 42nd annual meeting of IADR-Continental European and Israeli Divisions, Thessaloniki.

Kurtulmuş, S., Yılmaz, H.G. ve Yılmaz, B. (September 2007). **An Interdisciplinary Approach for a Scleroderma Patient: A Case Report.** [Poster]. 42nd annual meeting of IADR-Continental European and Israeli Divisions, Thessaloniki.

Ersoy, A.E., Ozan, O. ve Kurtulmus-Yilmaz, S. (October 2009). **Rehabilitation of a Unilateral Partial Edentulism Patient with the Use of Stereolithographic Surgical Guide.** [Poster]. 4th International Congress of Computer Aided Implantology Academy, İstanbul.

Özkan, P., Kansu, G., Özak, S.T. ve Kurtulmus-Yilmaz, S. (July 2010). **Effect of Bleaching Agents on Dental Enamel Surface Roughness.** [Poster]. IADR General Session, Barcelona.

Ramoglu, S., Ozan, O., Meric, G., Kurtulmus-Yilmaz, S., Seker, E. ve Ulusoy, M.M. (April 2011). **Prevalence of Endodontic Posts in a Group of a Turkish Subpopulation.** [Oral Presentation]. 16th Congress of the BASS, Bucharest.

Tasar, S., Seker, E., Kurtulmus-Yilmaz, S., Kusakci-Seker, B., Ozan, O., Orhan, K. ve Ulusoy, M. **The Evaluation of Available Bone Height in**

Posterior Edentulous Maxillary Regions Using CBCT. [Poster]. 16th
Congress of the BASS, Bucharest.