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

ZİRKONYA ESASLI ALT YAPI SİSTEMLERİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN KUBELKA-MUNK ANALİZİNE GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Öğr. Gör. Dt. Elif Figen KOÇAK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Yurdanur UÇAR

ADANA 2014

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

ZİRKONYA ESASLI ALT YAPI SİSTEMLERİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN KUBELKA-MUNK ANALİZİNE GÖRE DEĞERLENDİRİLMESİ

Öğr. Gör. Dt. Elif Figen KOÇAK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Yurdanur UÇAR

Bu çalışma DHF2012D9 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

Tez No:……
ADANA 2014

KABUL VE ONAY

Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan **"Zirkonya Esasli Alt Yapi Sistemlerinin Optik Özelliklerinin Kubelka-Munk Analizine Göre Değerlendirilmesi"** adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 01 / 12 / 2014

TEZ SINAV JÜRİSİ

Doç. Dr. Yurdanur UÇAR
Çukurova Üniversitesi
Başkan

Prof. Dr. Özgür İNAN
Selçuk Üniversitesi
Üye

Prof. Dr. H. Oğuz YOLDAŞ
Çukurova Üniversitesi
Üye

Doç. Dr. Cem KURTOĞLU
Çukurova Üniversitesi
Üye

Yrd. Doç. Dr. Orhun EKREN
Çukurova Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun / / tarih ve sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şeref ERDOĞAN
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Akademisyenliği tam anlamıyla hisseden ve hissettiren, hedefe ulaştıran ve yeni hedefler oluşturmamı sağlayan, danışman hocam, ablam ve her zaman her konuda bana ışık tutacağına inandığım Doç. Dr. Yurdanur Uçar'a sonsuz teşekkür ederim.

İdeallerimi gerçekleştirmek yolunda ilk adımı atmamı sağlayan hocam, abim ve desteğini her zaman isteyeceğim Prof. Dr. Oğuz Yoldaş'a,

Deneyimlerini, bilgisini, projelerini benimle paylaşarak bana doktora eğitimimde destek olan, hocam, abim Doç. Dr. Cem Kurtoğlu'na,

Ohio State Üniversitesi'nde yaptığım renk ölçümleri sırasında bilgi ve deneyimleriyle çalışmama destek veren, her zaman bilgisine ihtiyaç duyacağım eşsiz bilim adamı Prof. Dr. William Jonston'a,

Disiplini, çalışması ve başarıları ile örnek aldığım, her koşulda yanımda olan ve her zaman yanımda olacaklarını bildiğim dostlarım, kardeşlerim Yrd. Doç. Dr. Şehnaz Yılmaz ve Ayşin Dumani'ye,

Ç.Ü Dişhekimliği Prostodonti kliniğindeki hocalarım ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Doktora eğitimimin son döneminde tanıdığım ve tanımaktan ve arkadaşım olmasından her zaman gurur ve mutluluk duyacağım Dt. Nihan Çerçi'ye,

Zorlukları benimle göğüsleyen destekçim, çalışma arkadaşım ve hep yanında olacağım Dt. Gözde Köseoğlu ve Öğr. Gör. Seçil Taylan'a,

Bugün bu noktada olmamı sağlayan, bana her zaman güç veren, cesaretlendiren, hayatımdaki tüm başarıları adadığım ve adayacağım AİLEM'e,

Hayatımı anlamlandıran, beni bütünleyen, canım, en büyük hazinem kızım Ece'ye,

ÇOK TEŞEKKÜR EDERiM.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY i
TEŞEKKÜR ii
İÇİNDEKİLER iii
ŞEKİLLER DİZİNİ v
ÇİZELGELER DİZİNİ vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ vii
ÖZET ix
ABSTRACT x
1. GİRİŞ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Renk kavramı 3
2.1.1. Renk Olgusu ve Algılama 4
2.2. Renk Sistemleri 6
2.2.1. Munsell renk sistemleri 6
2.2.1.1. Rengin Kendisi (Hue) 6
2.2.1.2. Rengin Parlaklığı (Value) 7
2.2.1.3. Rengin Yoğunluğu (Kroma) 7
2.2.2. CIE Renk Sistemi 8
2.3. Renk Ölçüm Aletleri 12
2.3.1. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları 14
2.4. Algılanabilirlik ve Kabul Edilebilirlik 15
2.5. Translusensi 17
2.6. Dişlerin Optik Özellikleri 19
2.6.1. Floresans Etkinin Diş Rengi Üzerinde Etkisi 20
2.7. Zirkonya Seramikler 21
2.7.1. Mikroyapılarına Göre Zirkonya 21
2.7.1.1. Dental Uygulamalarda Kullanılan Zirkonya Tipleri 22
2.7.1.1.1. 3Y-TZP 22
2.7.1.1.2. Cam İnfiltre Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina 23

2.8. Kubelka–Munk Teori 24
2.8.1. Işık ile Cisim Arasındaki Etkileşimler 24
2.9. Translusensi İle İlgili Yapılan Çalışmalar 31
3. GEREÇ VE YÖNTEM 35
3.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması 35
3.1.1. Rainbow ve Rainbow-Translusent Zirkonya Örneklerin Hazırlanması 36
3.1.2. Ice Zirkon ve Prettau zirkonya Örneklerin Hazırlanması 37
3.1.3. Lava Zirkonya Örneklerin Hazırlanması 37
3.2. Alt Yapı Örneklerine Veneer Seramiği Uygulanması 37
3.3. Renk Ölçümleri 39
3.4. İstatistiksel Analiz 41
4. BULGULAR 43
4.1. Translusensi Parametresi (TP) Bulguları 44
4.2. Renk Farkları (ΔE) Bulguları 50
5. TARTIŞMA 51
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 61
KAYNAKLAR DİZİNİ 62
ÖZGEÇMİŞ 71

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Cisim kendi rengi dışındaki tüm renkleri emer, kendi rengini yansıtır.	4
Şekil 2.2.	Munsell ve CIELAB renk sistemleri arasındaki paralellik.	9
Şekil 2.3.	Kontrast oran (Yb/Yw) ölçümü.	19
Şekil 2.4.	Kırılıma indisi şematize açıklaması.	25
Şekil 2.5.	Spekular yansıma ve ışık kırınımı.	26
Şekil 2.6.	Kubelka-Munk teorisine göre iki radyasyon akımının materyal içinde dağılımı.	27
Şekil 3.1.	Zirkonya seramik alt yapı sistemlere ait örnekler.	36
Şekil 3.2.	Veneer seramik uygulanmış zirkonya kor örnekler.	38
Şekil 3.3.	Polisaj cihazı (Model AP 50; Leco, St Joseph, MI).	39
Şekil 3.4.	Spektroradyometre cihazı.	40
Şekil 3.5.	Spektroradyometre cihazı ve ışık kaynağı.	40
Şekil 4.1.	İnternal yansıma değerlerine (IRC) ait hata spektrumunu (EMS) gösteren grafik.	43
Şekil 4.2.	Zirkonya kor yapılara ait TP1976 değerlerinin grafiksel gösterimi.	46
Şekil 4.3.	Zirkonya kor yapılara ait TP2000 değerlerinin grafiksel gösterimi.	47
Şekil 4.4.	Zirkonya sistemlere ait parlaklık değerlerinin (L) grafiksel gösterimi.	49

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Algılanabilir renk farkı ile ilgili araştırmalar. 16

Çizelge 2.2. O'Brien renk farkı klinik eşleşmesi. 17

Çizelge 2.3. Y-TZP'nin karakteristik özellikleri. 23

Çizelge 3.1. Zirkonya alt yapı örneklere yapılan kodlama. 35

Çizelge 3.2. İnterfasiyal yansıma düzeltme katsayıları. 41

Çizelge 4.1. Zirkonya altyapı örneklere ait translusensi değerleri. 52

Çizelge 4.2. Zirkonya altyapı örneklere ait ortalama±standard sapma. lightness (L) değerleri. ANOVA tablosu. 45

Çizelge 4.3. Veneer seramik ile kaplı zirkonya örneklerine ait renk farklılıkları değerleri. 48

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<	: Küçük
>	: Büyük
º	: Derece
%	: Yüzde
3-MPS	: 3-metakriloksipropil-trimetoksilan
ASTM	: American Standards for Testing Materials
a*	: CIE sistemi renk değeri (kırmızı-yeşil) koordinatı
b*	: CIE sistemi renk değeri (sarı-mavi) koordinatı
C	: Renk yoğunluğu (Chroma)
°C	: Derece santigrat (sıcaklık birimi)
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	: Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)
CIE	: Comission Internationale deI'Eclairage
CR	: Kontrast oran
cm	: Santimetre (uzunluk birimi)
ΔE	: Renk farkı
dk	: Dakika
H	: Renk tonu (Hue)
ISO	: International Standart of Organization
K	: Emilim katsayısı
KM	: Kubelka-munk teorisi
L*	: CIE sistemi renk değeri (aydınlık) koordinatı
LED	: Light Emitting Diode
mm	: Milimetre (uzunluk birimi)
MPa	: Megapaskal
Mg-PSZ	: Magnezyum katyonlu kısmen stabilize zirkonya
n	: Kırılma indisi
Nm	: Nanometre
PSZ	: Kısmi stabilize zirkonya

R : Reaktif yansıma

R_g : Destek malzemede reaktif yansıma

S : Saçılım katsayısı

sn : Saniye

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

TP : Translusensi parametresi

UDMA : Ürethan dimetakrilat

µ : Mikron

µm : Mikrometre

Ys : Siyah zemin üzerindeki yansıma

Yb : Beyaz zemin üzerindeki yansıma

Y_2O_3 : Yitrium oksit

Y-TZP : Yitria stabilize tetragonal zirkonya

Zr : Zirkonya

ZrO_2 : Zirkonyum oksit

$ZrSiO_4$: Zirkon

ZTA : Alumina katkılı zirkonya

3Y-TZP : Yitrium katyonlu zirkonya polikristaliti

V : Renk aydınlığı (Value)

ÖZET

Zirkonya Esaslı Alt Yapı Sistemlerinin Optik Özelliklerinin Kubelka-Munk Analizine Göre Değerlendirilmesi

Zirkonya seramikler yüksek mekanik özellikleri, biyouyumlulukları ve çiğneme güçlerine karşı gösterdikleri direnç ile günümüzde kullanılmaktadır. Diğer tam seramik sistemlerle karşılaştırıldığında alümina, spinell ve feldspatik porselenlere göre zirkonya alt yapıları daha opaktır. Alt yapı materyali üstün estetik sonuçlar için translusent olmalıdır.

Bu çalışmanın amacı; farklı zirkonya alt yapı sistemlerini renk ve translusensi özellikleri açısından karşılaştırmaktır. Çalışmada beş farklı zirkonya alt yapı sistemi; Rainbow, Rainbow-translucent, Ice Zirkon, Prettau ve Lava değerlendirilmiştir (n=16 her grup). 14 mm çapında ve 0,5 mm kalınlığında hazırlanan her gruba ait zirkonya örnekler rastgele iki gruba ayrılmıştır. Her sisteme ait örneklerin yarısı (n=8) kalınlığı 1 mm olan feldspatik porselen ile kaplanmıştır. Diğer yarısı ise (n=8) sadece altyapı olarak değerlendirilmiştir. Işık yansımasının değerlendirilmesinde PR705 spektroradyometre cihazı kullanılmıştır. Yansıma değerleri L*, a*, b* (CIELAB) değerlerine dönüştürülmüştür. Sonrasında renk ve translusensi özelliğini değerlendirmek için Kubelka-Munk teorisi kullanılmıştır. Sonuçların istatistiksel değerlendirmesinde tek yönlü ANOVA ve müteakiben ikili karşılaştırmalarda Ryan-Einot-Gabriel-Welsch-Q testi kullanılmıştır (α=0,5).

Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre veneer uygulanmamış altyapı materyalleri karşılaştırıldığında Rainbow-translusent zirkonya örnekleri en düşük translusensi değerini gösterirken Prettau zirkonya kor materyali en yüksek translusensi değerini göstermiştir. Benzer şekilde, porselen ile veneerlenmiş zirkonya kor materyalleri karşılaştırıldığı zaman, en düşük ve en yüksek ΔE değerleri sırasıyla Rainbow-translusent ve Prettau zirkonya gruplarında izlenmiştir.

Çalışmanın sınırları dâhilinde, Kubelka-Munk teorisinin translusensi parametresinin değerlendirilmesinde kullanılabileceği sonucuna varılmıştır. Ayrıca farklı zirkonya altyapı materyallerinin translusent özelliklerinde farklılıklar izlenmiştir. Klinik kullanımda; restorasyon yapılacak dişin yanındaki diş translusent ise veya translusent restorasyona ihtiyaç duyuluyorsa yüksek translusensi değerine sahip zirkonya seramik, buna karşın restorasyon yanındaki diş opak ise ya da altttaki renklenmiş dişi maskelemek için opak bir materyale ihtiyaç duyulursa düşük translusensi değeri gösteren zirkonya seramiklerin kullanımı uygun olarak değerlendirilmiştir.

Anahtar kelimeler: Kubelka-Munk teorisi, optik, translusensi, zirkonya.

ABSTRACT

Evaluation Of Optical Properties Of Zirconia Infrastructure Systems Using Kubelka-Munk Analyses

Zirconia ceramics are commonly used due to the high mechanical properties, biocompatibility and resistance against biting forces. When compared to other ceramic systems, the opacity of zirconia was greater than that of any of the alumina, spinell, and feldspathic ceramic materials studied. Substrate materials should be translucent in order to obtain maximum aesthetic results.

The aim of this study was to compare color and translucency properties of zirconia-based infrastructure systems. Five different zirconia based systems; Rainbow, Rainbow-translucent, Ice Zirkon, Prettau and Lava were evaluated in the present study (n=16/group). Discs within each group with 14 mm diameter and 0,5 mm thickness were randomly divided into two groups where half of the specimens (n=8) were veneered with 1mm thick feldspathic porcelain, while the other half (n=8) were left intact. A PR705 spectroradiometer was used to measure spectral reflectance. Reflectance spectra were converted to L*, a*, and b* (CIELAB) values. Kubelka-Munk theory was then used to determine the inherent color and translucency of each zirconia system. Data were statistically analyzed using one-way ANOVA followed by post-hoc Ryan-Einot-Gabriel-Welsch-Q test (α=0,5).

Results from the current study has shown that Rainbow-translucent zirconia core specimens showed the lowest translucency values while Prettau zirconia core specimens showed the highest. Similar to the unveneered specimens the the lowest and the highest ΔE values were obtained for Rainbow-translucent and Prettau zirconia groups, respectively.

Within the limitations of this study, it can be concluded that Kubelka-Munk theory can be used to determine the translucency parameter. Statistically significant differences were observed between translucencies of different zirconia core materials. For clinical applications; when the tooth adjacent to the restoration is translucent or translucent restoration is required higher translucency material can be preferred, whereas the tooth adjacent to the restoration is opaque or a restoration with high opasity is needed to mask the discolored structures, the lower translucency zirconia ceramics should be preferred.

Key words: Kubelka-Munk, optic, translucency, zirconia.

1. GİRİŞ

Teknolojik gelişmeler ve estetik gereksinimlerin artışı ile birlikte yıllardır kullanılan metal alt yapılı restorasyonlara alternatif sistemler geliştirilmiştir. Tam seramiklerin, metal destekli seramiklere göre; yapısı ve rengini oluşturan komponentlerinin doğal dişle daha çok uyuşması ve en önemlisi de yarı saydam özelliğinin ışık geçişine daha çok izin vermesi sayesinde, çok daha estetik restorasyonların yapılabilmesine olanak tanımaktadır[1-5].

Dental seramikler kimyasal stabiliteleri, düşük ısı iletkenliği, biyouyumluluğu, renk stabilitesi ve estetik başarılarından dolayı diş hekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır[6-8]. Özellikle estetiğin ön planda olduğu anterior bölgelerdeki restorasyonların yapımında, metal destekli seramiklere alternatif olabilecek pek çok tam seramik sistem geliştirilmiş ve bu konudaki araştırmalar doğal dişle benzer optik özellikler taşıyacak materyallerin üzerine odaklanmıştır[9-13].

Tam seramiklerin kırılgan olmaları ve gerilim kuvvetleri karşısında düşük dirence sahip olmaları kullanım alanlarının anterior bölge ile kısıtlanmasına sebep olmuştur. Günümüzde tam seramik sistemlerin geliştirilmesi ile posterior bölgelerde de kullanım alanı oluşturulmuştur. Diğer tam seramik sistemlere göre yüksek mekanik özellikleri, biyouyumlulukları ve gerilim kuvvetlerine direnci ile zirkonya posterior bölgelerde ve uzun köprülerde en uygun seramik materyali olarak kullanılmaktadır.

Zirkonya seramiklerin opak görünüme sahip olmaları estetik açıdan feldspatik porselenle venerlenme gereksinimini doğurmuştur. Ancak kor materyalinin opasitesi ışık geçirgenliğini dolayısıyla estetik görünümü etkilemektedir. Dental seramiklerde mükemmel estetik ve mukavemetin sağlanmasına yönelik çalışmalar uzun yıllardır yapılmaktadır. Tam seramik sistemlerde klinikte estetik açıdan tatmin edici sonuçlar yaşanmasına rağmen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere yeterli direnç sağlanamaması kor materyallerin kullanılmasını gerekli kılmaktadır.

Estetik ve doğal dişlerle renk uyumu sağlanmasında boyut, yüzey yapısı, renk ve translusensi gibi faktörler önem kazanmaktadır[14]. Optik özellikler ise kalınlık, kristalin yapı, fırınlama sayısı gibi birçok faktörden etkilenmektedir[15,16]. Seramik translusensisi, estetiğin kontrolünde, renk belirlemede ve materyal seçiminde ana faktörlerden biri

haline gelmiştir. Restorasyonun doğal bir görünümde olabilmesi için kor ve veneer seramiğinin belirli ölçülerde translusensi sergilemesi gerekmektedir.

Tam seramiklerin alt yapılarına ait yarı saydamlık özelliğinin, materyal seçimini direk etkileyen ve estetik seçimleri belirleyen bir faktör olduğu düşüncesiyle translusensi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır[9]. Yarı saydamlık özelliklerini belirlemeye yönelik çalışmalar arasında literatürde kubelka munk teorisini kullanarak yapılan bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; spektroradyometre cihazı ve Kubelka Munk teorisi kullanılarak veneer uygulanmış ve uygulanmamış beş farklı zirkonya altyapı materyallerinin translusent özelliklerini karşılaştırmaktır. Çalışmanın hipotezi, translusensi değeri ve veneer seramiğin rengine etkisi açısından sistemler arasında fark olmayacağıdır.

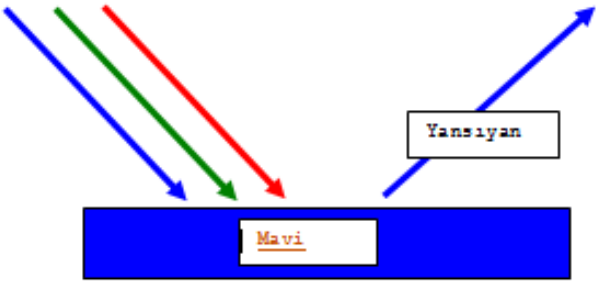
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Renk Kavramı

Renk, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının cisimden yansıması ve cisim tarafından absorbe edilmesi (geçme, transmisyon) ile algılanır. Renk olgusu, kişisel gözleme bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel bir cevaptır[17]. Siyah bir cisim görünür ışığın tüm dalga boylarını tamamen absorbe ederken, beyaz bir cisim görünür ışığın tüm dalga boylarını tamamen yansıtır.

İlluminant ışık kaynağıdır. İllüminasyon aydınlatma olarak ifade edilebilir. Aydınlatma renk sıcaklığıyla ile de tanımlanabilir. Bir cisim ısıtıldığında, aldığı ısıya bağlı olarak renk değişimine uğrar. Renkler arası geçişlerde sıcaklık değişimleri olduğundan her renge ait karakteristik bir renk sıcaklığı bulunabilir. Örneğin beyaz gün ışığı için ideal renk sıcaklığı 5500° Kelvin'dir. Renk sıcaklığı aynı zamanda ortamdaki ışığın ortalama dalga boyu olarak da ifade edilir. Beyaz gün ışığı üç ana rengin eşit oranda karışımıyla elde edildiğinden, birçok farklı dalga boylarına sahiptir. Suni aydınlatma beyaz ışığın renk sıcaklığına yaklaşsa da, değişik dalga boyu yelpazesinin tümünü içermez[18].

Işık spektrumundaki üç temel renk (kırmızı, yeşil ve mavi-menekşe) iken, opak (ışık geçirmez) pigmentlerin temel renkleri ise kırmızı, sarı ve mavidir. Herhangi bir cismin rengini belirleyen yansıttığı ışığın dalga boyudur. Bir başka deyişle cisim sadece yansıttığı ışığın renginde görünür. Diğer renkleri absorbe eder (Şekil 2.1). Bir cisim, renk spektrumunda bulunan renklerden kendi rengi dışındaki tüm renkleri emer, kendi rengini ise yansıtır. Siyah, ışığın tüm dalga boylarını emerken, beyaz tümünü yansıtmaktadır. Cisim mavi ise, mavi dışındaki tüm dalga boylarını emer, sadece mavi renk dalga boyunu yansıtır[19].



Şekil 2.1. Cisim kendi rengi dışındaki tüm renkleri emer, kendi rengini yansıtır.

2.1.1. Renk Olgusu ve Algılaması

Rengin görülebilmesi için, objeden yansıyan ışık; gözün retina tabakasındaki nöral sensörleri stimüle eder. Nöral sensörler, beynin görme korteksine sinyal gönderilmesini ve orada yorumlanmasını sağlar[20].

Diş hekimliğinde renk algısı ve doğal diş ile restorasyon arasındaki renk uyumunun sağlanması için, renk fiziğinin çok iyi bilinmesi gerekmektedir. Cisimden yansıyarak göze gelen uygun dalga boylarındaki ışık ışınları, öncelikle gözün mercek sistemi tarafından görme reseptörlerinin yoğun olarak bulunduğu gözün retina kısmına odaklanır. Buradan da göz sinirleri yoluyla beyindeki görme merkezine iletilir. Görme merkezi tarafından yorumlanan cismin rengi algılanmış ve görme olayı tamamlanmış olur[21].

Gözün retina tabakasında bulunan reseptör hücreleri başlıca iki ayrı grupta incelenirler. Birincisi; çubuk şeklinde olup gece görüşten, karanlığa ve aydınlığa adaptasyondan sorumlu olan "basil reseptörleri", ikincisi ise; koni şeklinde olup görme keskinliği ve renkli görmeden sorumlu olan "koni reseptörleri" dir. Düşük aydınlatma şartlarında görmeden sadece basil reseptörleri sorumludur ve bu reseptörler objelerin rengini değil koyuluk-açıklığının (Skotopik görme, siyah-beyaz görme) algılanmasını sağlar. Yüksek aydınlatma şartlarında ise renk algılanması koni reseptörlerince geçekleştirilir (fotopik görme, renkli görme). Koni reseptörleri, üç temel renk (kırmızı, mavi, yeşil) için özelleşmiş olan 3 çeşit hücreden oluşmaktadır. Pigmentlerde bulunan üç farklı konik hücre reseptörü (S, M ve L) görme alanının farklı kısımlarına yanıt verir[17,22]. S konisi, en çok görme alanındaki kısa dalga boylarına duyarlıdır. M konisi orta boy dalga boylarına, L konisi ise daha uzun dalga boyuna duyarlıdır. Son ölçümler,

S pigmentlerinin 420 nm civarı, M pigmentlerinin 530 nm, L pigmentlerinin de 560 nm civarındaki dalga boylarını absorbe ettigini göstermiştir[17]. Bu üç koni hücresinin ışık dalga boyu absorbsiyon eğrileri önemli ölçüde birbirlerini örterler. Bundan dolayı da görülebilir ışık dalga boyları birden fazla koniyi değişik oranlarda uyararak çok çeşitli renk tonlarının algılanmasını sağlar[21,23,24].

Rengin algılanması için gözde oluşan retinal uyarıların başarılı bir şekilde beyin korteksinin oksipital lobuna ulaştırılması gereklidir. Renk farklılıklarını algılayabilme yeteneği kişiden kişiye değişir[25].

Renk algılamasını etkileyen faktörler[26];

*Işık şiddeti
*Renk reseptörlerinin yorgunluğu
*Cinsiyet
*Yaş
*Hafiza ve kültürel geçmiş

Renk algılanmasını etkileyen üç faktör çok önemlidir ki bunlar; ışık kaynağı, cismin kendisi ve gözlemci olarak belirtilir[21]. Işık kaynağı, dalga boyu oranında radyant enerji yayar ve görülebilir dalga boyunda yayılan her bir enerji miktarı ile karakterize edilir. Görülebilir dalga boyundaki ışıkta çeşitli miktarda ışık yayan kaynaklar, cismin renginin algılanmasını sağlar[21].

İnsan gözünün görebildiği ışık, 400-700 nm dalga boyları arasındaki küçük bir elektromanyetik alandadır[22,27]. Tek bir dalga boyunun ışığı karakteristik bir renge sahiptir, farklı dalga boylarındaki ışığın karışımı zengin bir renk aralığı yaratır. Örneğin; mor renk, kısa ve uzun dalga boyundaki ışık karışımından meydana gelirken beyaz, tüm dalga boylarının karışımından oluşur. Yakın dalga boylarından gelen ışık monokromatik olarak adlandırılır.

Bir cismin rengi yalnızca retinal görüntüsündeki ışığın spektral bileşimine bağlı değildir. Koşullar ve çevre de önemlidir. Cismin görünümü, arka planın spektral bileşimine bağlı olarak değişebilir veya yansıyan ışık farklılıklarına rağmen aynı kalabilir. Cisimden spektral yansıma ya da iletim o cismin rengini belirler. Cismin spektral yansıma ya da iletim eğrisi grafiksel bir eğridir ve sayısal olarak o rengi

tanımlamanın bir yoludur[21]. Cisimlerin renk farklılıkları grafikteki absorbe edilen ya da yansıyan enerji ile tanımlanır. Örneğin, kırmızı bir cisim kırmızı dalga boyunu yeşil ya da maviden daha çok yansıttığı için öncelikle kırmızı görünür. Gözlemcinin görme ve beyin sistemi tüm renklerin algılanmasını etkiler[21,28].

Düşük ışık yoğunluklarında çubuk foto reseptörler konilerden daha baskın olduğu için renk algısı zayıflar. Parlaklık arttıkça renk değişir(Bezold- Brucke Etkisi)[29].

Beyaz bir zeminde kırmızı bir cisme uzun süre bakıldığında reseptör yorgunluğuna bağlı, yeşil ton görülür. Bu nedenle eğer hastaya yoğun renkli bir zeminde bakılıyorsa; seçilen ana renk, zemin renginin tamamlayıcı rengine kayar. Örneğin, mavi bir zemin seçimi sarıya, turuncu bir zemin ise mavi- yeşile kaydırır. Erkeklerde %8, bayanlarda % 0,5 oranında görülen renk körlüğü de renk algısında hataya neden olur. Bu kişiler yeşil ve kırmızıya hassas koni foto reseptörlerinin olmamasına bağlı kırmızıyı yeşilden ayırt edemezler[18,29].

2.2. Renk Sistemleri

2.2.1. Munsell Renk Sistemi

1905 yılında Albert H. Munsell tarafından tanımlanan en çok kullanılan renk sistemidir[17,30,31]. Munsell sisteminde; rengin kendisi, parlaklığı ve yoğunluğu düzenli basamaklarda sayısal değerler oluşturularak değerlendirilir. Görsel bir değerlendirmedir[18,21,25,32].

2.2.1.1. Rengin Kendisi (Hue)

Rengin kendisi sarı, mavi, kırmızı gibi ana rengin kendisi olarak da bilinir ve ışığın görülebilen tüm dalga boylarında değerlendirilebilir. Bu özellik yansıyan veya emilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenmektedir[18,19,20,25]. Munsell renk sisteminde saat yönünde sıralanmış olan 5 ana renk tanımlanmaktadır; kırmızı (R), sarı (Y), mavi (B), yeşil (G) ve mor (P). Ayrıca bu ana renklerin birleşiminden oluşan ve ana renk harfleriyle nitelendirilen 5 adet de birleşim renk bulunur; sarı-kırmızı (YR), yeşil-sarı (GY), mavi-yeşil (BG), mor-mavi (PB) ve kırmızı-mor (RP). Ana ve birleşim renkleri olmak üzere 10 farklı renk ve bu 10 farklı rengin her biri için de değişik parlaklık değerine sahip 10, toplamda da100 farklı renk (hue) bulunmaktadır[17,21,25].

Renk tonu dalga boyu kısaldıkça spektrumun mor kısmına, dalga boyu uzadıkça ise spektrumun kırmızı kısmına yaklaşmaktadır[19]. Beyaz, siyah ve gri renkleri için hue yoktur. Vita renk skalasında A, B, C, D harfleriyle gösterilir.

2.2.1.2. Rengin Parlaklığı (Value, Şiddet)

Parlaklık, bir cisimden yansıyan ışığın miktarıdır[17]. Munsell, parlaklığı siyah-beyaz bir skala olarak tarif etmiştir. En altta siyahtan en üstte beyaza doğru artar (0-10 veya 0-100). Parlak cisimler daha az miktarda griye sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür[25]. Parlaklığın azalması, aydınlatılan cisimden geri dönen ışığın azalması anlamındadır. Cisim tarafından daha fazla ışık absorbe edildiğinde parlaklık azalır. Ana renkler birbirlerinden farklı parlaklık değerlerine sahiptir ve bazı ana renkler, parlaklığı düşürülse bile kimliğini kaybetmez. Örneğin mavi renge gri ilave edilmesiyle mavi renk korunurken, sarı ve portakal rengine gri ilave edilmesi bu renklerin kendi ana renk özelliklerini kaybederek farklı renkte görünmelerine sebep olur.

Doğal dişlerin parlaklık değerleri 4-8 arasında değişmektedir. Pek çok araştırmacıya göre diş hekimliğinde renk seçiminin en önemli aşaması parlaklık değerinin tespitidir. Parlaklık değerinin hatalı tespit edildiği bir restorasyon, değer yüksek ise daha parlak ve opak, düşük ise daha gri ve cansız görülür. Özellikle yüksek parlaklık değerine sahip restorasyon doğal dişlerden daha kolay ayırt edilebilir ve estetik olarak daha fazla hataya neden olur. Öte yandan parlaklık değerinin doğru tespit edildiği bir restorasyonda, renk ve doygunluk değerlerinin hatalı tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar nispeten daha az fark edilebilir. Ancak renk ve doygunluktaki aşırı değişiklikler parlaklık değerini de düşürerek, restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olur[17,19,23,24,25].

2.2.1.3. Rengin Yoğunluğu (Kroma, Doygunluk)

Bir rengin doygunluğu belirler ve rengin içerdiği ana renk miktarını yani ana rengin yoğunluğunu ifade eder. Munsell tarafından kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak bildirilmiştir[21,33]. Bir bardak suyun içine bir damla kırmızı boya ilave ettiğimizi düşünelim ve zamanla aynı boyadan daha fazla ilave edelim. Bu durumda bardak içerisinde rengin yoğunluğu artar, fakat renk hala aynıdır, yani

kırmızıdır. Munsell renk sisteminde renklerin dizilimi bir küre şeklinde gösterilmiştir. Kürenin dikey ekseninde 10 basamağa bölünmüş olan parlaklık (value) düzeyleri izlenirken, dikey eksenin her basamağının etrafında yine 10 basamağa bölünmüş olan farklı doğrultularda birbirinden açılarla ayrılan yatay eksenler rengi (hue, ton) göstermektedir. Renk tonlarının yoğunluğu (chroma) eksenden dışa doğru uzanır[33-35].

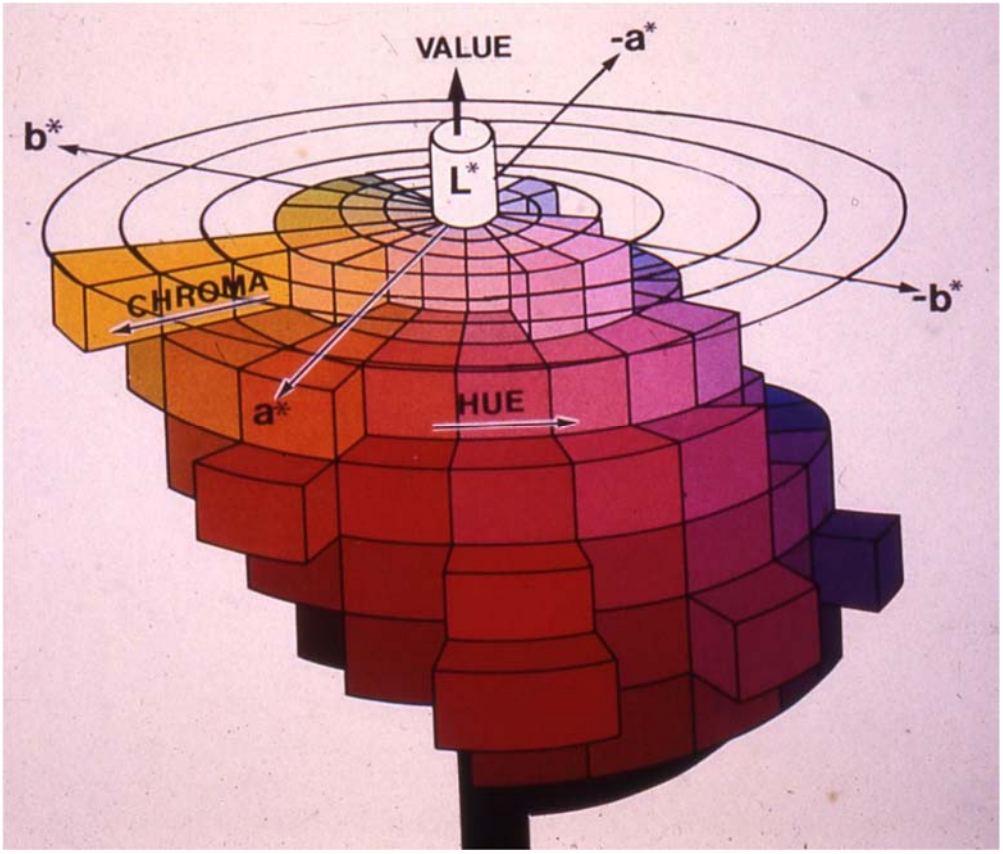
Yoğunluk ve parlaklık bir başka ifade ile kroma ve value arasında ters orantı vardır. Yoğunluk arttıkça parlaklık azalır[25]. Yoğunluk, Vita renk gösterge çizelgesinde numaralarla gösterilir.

2.2.2. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) Renk Sistemi

Renk ve görünüm konusundaki standartları belirlemek üzere kurulmuş bir organizasyon olan International Commission of Illumination veya Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) tarafından standart bir ışık kaynağı ve standart bir gözlemci tanımlanmış ve böylece insan gözünün verilen bir renge nasıl tepki verdiğini yansıtan üç uyaranlı (tristimulus) değerlerin hesaplanabilmesi sağlanmıştır[36]. Munsell renk sisteminde olduğu gibi rengin 3 parametresi olduğu kabul edilir. Munsell renk sistemine paralel olarak X, Y, Z düzlemlerinde renk değerlendirmesinin yapıldığı sistemdir. Bu amaçla L*, a*, b* parametreleri kullanılır (Şekil 2.2).

L* Munsell renk sistemindeki parlaklık ile eşdeğerdir. Siyah beyaz arasındaki bir çizelgede değerlendirilir ve renkteki parlaklığı belirtir.

a* ve b* koordinatları renklerle ilgili bileşenleri tanımlar. **a*** kırmızı ve yeşil arasında değişen değerleri, **b*** mavi ve sarı arasında değişen değerleri tanımlar.



Şekil 2.2. Munsell ve CIELAB renk sistemleri arasındaki paralellik Dr. Robert Seghi tarafından tanımlanmıştır.

Gözlemciler D65 standart aydınlatmada mavi, kırmızı ve yeşil üç ana rengi seçmek için 2º görüş etkinlik alanına sahip bir aparattan bakmışlardır. Standart gözlemci, normal bir gözlemciyi betimleyen numaralar listesiyle tanımlanmıştır. CIE standartlarına bağlı olarak bir rengi seçmek için 3 üç ana renge sayısal olarak dönüştürülen üç uyaranlı bir sistem (X, Y, Z) geliştirilmiştir[37,38].

1931 yılında, CIE tarafından gerçek denekler ile yapılan çalışmalar sonucunda, standart gözlemci kavramı tanımlanmıştır. 700 nm dalga boyundaki kırmızı, 546,1 nm dalga boyunda yeşil ve 435,8 nm dalga boyunda mavi birincil referans uyarıcılar kullanılmış ve bir görsel kolorimetre yardımıyla deneklerin monokromatik test lambasının rengini bu üç birincil kaynağın şiddetlerini değiştirmek suretiyle eşlemeleri istenmiştir[39].

Bu deneysel çalışmanın sonucunda, insan gözünün farklı dalga boylarındaki ışığa karşı davranışını ifade eden üç adet hassasiyet eğrisi elde edilmiştir ve deneklerin

2°'lik gözlem açısı ile çalışmış olmalarından dolayı da bu eğriler, 2° Standart Gözlemci veya CIE 1931 Gözlemcisi olarak tanımlanmıştır.

1976'da CIE L*a*b* (CIELAB) sistemi renk farklılıklarının tanımı için, CIE kromasite diagramı ile yapılamayan sayısal tanımlamalar geliştirmiştir. CIE L*a*b* renk uzayı X,Y,Z üç uyaranlı değerlerin üç yeni L*, a* ve b* referans değerine çevrilmesiyle oluşan tek biçimli, düzenli bir renk uzayıdır. Bu sistemde L* koordinatı rengin aydınlığını (Lightness), a* kırmızı-yeşil rengin miktarını, b* ise mavi-sarı rengin miktarını tanımlar. L* koordinatı 0'dan (mutlak siyah) 100'e (mutlak beyaz) değerler içeren vertikal eksenin üzerinde yer alır. a* ve b* koordinatları L*'nin etrafındaki eksenlerde döner. a* pozitif değer aldığında renk daha kırmızı, negatif değer aldığında ise yeşil hale gelir, b* pozitif değer aldığında renk sarı, negatif değer aldığında ise mavi hale gelir[21,40-52]. CIE L*a*b* sisteminin avantajı; görsel algı ve klinik olarak anlamlı bir şekilde renk farklılıklarını sayısal olarak ifade edebilmesidir[21].

Renk ölçümü yapılan malzemenin, kendi içerisindeki ya da farklı malzemeler arasındaki renk değeri farklılığının (ΔE) tespiti için CIE L*a*b* sistemi tarafından önerilen formül yaygın olarak kullanılmaktadır. Renk farkı formülü standart ortamda incelenen örnekler arasındaki renk farkını görsel algılama düzeyinde formüle eder.

L*a*b* renk aralığındaki, ΔE denkleminde Δ, renk parametrelerindeki değişimi göstermektedir[53]. Renk değişiminin hesaplamasında şu formül kullanılmaktadır (Denklem 2.1).

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

ΔE formülünde yer alan L_0*,a_0* ve b_0* ilk ölçüm değerleri iken, L_1*, a_1* ve b_1* ise ikinci ölçüm değerleridir. ΔE değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L*,a*,b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Değerin sıfır olması iki rengin aynı olduğu, ΔE değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE değeri sınırı konusu tam olarak netleşmemiştir. ΔE değerinin 1'in altında olduğu renk farklılıklarının görsel olarak fark edilemeyeceği, 1-2 arasında kısmen ve 2'den büyük olanların ise fark edilebileceği bildirilmiştir[17,48,54-58].

CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin sayısal olarak belirlenebilmesidir. Bu formüldeki ΔL*, Δa* ve Δb* iki örneğin L*, a* ve b* parametreleri arasındaki farktır[18]. CIE L*a*b* renk sisteminin diğer avantajı, renk farklılıklarının algılayıcı tarafından kolayca fark edilebilmesi ve klinik olarak anlamlılık arz etmesidir. Ayrıca CIE L*a*b* renk sistemi, tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlayarak, insan görsel algılamasındaki varyasyonları elimine eder. CIE L*a*b* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir[21,59]. İki renk uyarımı arasındaki renk farklılığı (ΔE), bu renklerin L*a*b* değerlerinin bu formül ile hesaplanması ile elde edilmektedir[17,48,60-64].

Yaşlanmanın ve renk değişiminin dental malzemeler üzerindeki etkisini değerlendirmede, renk ölçüm aletlerinin güvenilirliklerinin ve hassasiyetlerinin ölçülmesinde bu formül kullanılmıştır[55,65,66]. Ayrıca kabul edilebilirlik (acceptability), algılanabilirlik (perceptibility) ve translusensi parametresi hesaplanırken bu formül kullanılır[53,67,68].

Ardından Munsell tarafından geliştirlen rengin kendisi ve yoğunluğu kavramlarını vurgulamak ve kullanıma girdirmek amacıyla CIEDE 2000 (ΔE') formülü geliştirilmiştir (Denklem 2.2)

$$\Delta E' = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{\frac{1}{2}} \quad \text{……..(2.2)}$$

S_L, S_C, S_H ağırlık faktörleri olarak adlandırılır. Toplam renk farkının L, a, b koordinatlarındaki renk farkı noktalarına ayarlanması yapılarak L (lightness), C (chroma) ve H (hue) değerlerinin ağırlık faktörü katsayısı hesaplanır.

K_L, K_C, K_H parametrik faktörlerdir ve genelde bir olarak kabul edilmektedir.

R_T rotasyon fonksiyonu olarak adlandırılır. Mavi dalga boyunda renk ve rengin yoğunluğu arasındaki fark ilişkilendirilerek tesbit edilir.

2.3. Renk Ölçüm Aletleri

Kontrolsüz koşullarda görsel değerlendirmeler ve renk seçimi göreceli (kişisel) ve sıklıkla öngörülemeyen sonuçlar doğurmaktadır. Ayrıca renk algısı psikofizyolojik etkilere göre bir araştırmacıdan diğerine değişmektedir, bu durum görsel renk miktarının belirlenmesini imkânsız hale getirmektedir.

Renk ölçüm cihazları kolorimetre, spektrofotometre ve daha karmaşık dijital sistemler olarak farklılıklar gösterebilir. Renk aletlerinin hassasiyeti, doğruluğu önceden kabul edilmiş referans bir alet ile karşılaştırılarak değerlendirilmektedir. Çalışmanın hassasiyeti aynı örnekler veya standart örneklerin birkaç kez ölçülmesi ile kontrol edilmektedir. Renk ölçüm aletlerinin doğruluk ve hassasiyeti ise tek rengin üç renk parametresi ile değerlendirilmesiyle (L,a,b), ya da iki renk arasındaki renk farkının değerlendirilmesiyle ölçülür[69].

Kolorimetreler sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanılarak sadece tristimulus değerlerini ölçebilen aletlerdir. Kolorimetrelerde tristimulus değerleri malzemenin spektral enerji dağılımını vermez. Kolorimetrelerin kullanımı spektroradyometre ve spektrofotometrelerden daha kolay ve ucuzdur. Ayrıca klinik ortamında özellikle doğal diş ve yanındaki restorasyon arasındaki renk farkını karşılaştırmak için kullanılır[70,71]. Kolorimetreler düz yüzey üzerinde ölçüm yapacak şekilde tasarlanmışlardır, bu sebeple dişlerin proksimal yüzeylerine doğru olan kısımlarda morfolojik eğimlere bağlı olarak ölçüm sırasında kayıplar ortaya çıkmaktadır. Kenar kaybı efekti (Edge loss) olarak adlandırılan bu durum dezavantaj oluşturmaktadır[72,73].

Kenar kaybı, 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[73]. Kenar kaybı miktarı, translusent materyalin üzerinde bulunduğu arka plana, aydınlatma kaynağından gelen ışığın boyutuna ve doğrultusuna bağlıdır[30]. Bolt et al. (1994) küçük açıklığa (aperture) sahip renk ölçüm cihazlarının translusent materyallerin ölçümlerinde yanlış sonuçlar verdiklerini ileri sürmüşlerdir[73]. Gölgelenme oluşturmayacak bir eksternal ışık kaynağı ile büyük açıklığa sahip renk ölçüm cihazlarının kombine edilmesiyle, kenar kaybının önlenebileceği belirtilmiştir[73-75].

Spektrofotometreler renk karşılaştırması ve değerlendirmesinde en doğru ve faydalı araçlar olarak kabul edilir. Bu araçlar, ışığı yansıtma veya iletme modunda dalga boyu spektral analizi ile dalga boyunun tesbit edilmesini sağlar. Objeden yansıyan radyant enerjiyi ölçmede görünen ışık spektrumunda beyaz arka plan referans alınmıştır. Aydınlatma ve görüntüleme geometrisi 4 CIE önerilerinden birini takip etmelidir. Spektrofotometrelerden elde edilen ölçümlerin, diş uygulamalarında kullanılmak üzere tristimulus verilerine dönüştürülmesi gerekir. İnsan gözü veya geleneksel tekniklerle gözlemler ile karşılaştırıldığında, spektrofotometrelerin vakaların % 93,3 doğruluk içinde % 33 daha doğru ve daha objektif bir eşleşme sunduğu bulunmuştur[76]. Ölçüm aletleri içerisinde özellikle kolorimetreler ve spektrofotometreler dental ölçümlerde kullanılmaktadır.

Spektroradyometre ve temassız aydınlatma ölçüm sistemi; renk standartları kullanılarak değerlendirildiğinde geçerli ve güvenilir olarak kabul edilmiştir[74,77]. Bu tür sistemler aydınlatma/gözlem geometrisini 45/0 olarak kullanmaktadır. Ancak bir dezavantajı spektrofotometrelerdeki sapan ışınları kompanse eden çift ışın demeti aksine spektroradyometrelerde tek ışın demeti kullanılmasıdır. Spektroradyometre sadece radyant enerji ile ölçüm yapmaktadır, bu yüzden ölçüm için ayrı bir aydınlatma cihazı gereklidir.

Malzemeleri Test Etmek için Amerika Standartları (ASTM, American Stadards for Testing Materials) ve CIE tanımlarına göre ilk sayı daima aydınlatma açısını, "/" veya ":" işaretinden sonra gelen ikinci sayı da izleme açısını ifade eder. Böylece numune, düzlem normaline göre 45° açı ile duran bir ışık tarafından aydınlatılıyor ve detektör numuneyi üstünden görüntülüyorsa bu geometri 45/0 olarak ifade edilir. Bu geometri ucuz renk analizörleri ve kompakt reflektans ölçüm cihazlarında yaygındır. Eğer ışık kaynağı ve detektör yer değiştirirse geometri 0/45 olur. Cisim 0°'de aydınlatılıyor ve toplayıcı olarak 180° boyunca gerçekleşen bütün saçınımı toplamak üzere bütünleşmiş bir küre kullanılıyorsa geometri 0/D olarak tanımlanır. Tersi düşünüldüğünde yani küre, ışık kaynağı ile aydınlatılıyor ve numunenin görüş açısı normal ise D/0 olarak ifade edilir. Adı geçen geometriler renk ölçümünde yaygın olarak kullanılmaktadır. Translusensi parametresi siyah ve beyaz zemin üzerinde homojen kalınlıktaki malzemedeki renk farklılığıdır. Beyaz zemin yüksek yansımayı siyah zemin düşük yansımayı gösterir.

Li ve Wang (2009), kompozit korların tam seramik materyalleri üzerindeki optik etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, translusensi değerlendirmelerini spektroradyometre kullanarak saptamışlardır[78]. Heffernan ve arkadaşları (2002a, 2002b), farklı tam seramik materyallerinin translusensilerini spektrofotometre kullanarak kontrast oranı (CR) üzerinden değerlendirmişlerdir[14,15].

Maksilofasiyal malzemeler üzerinde ölçüm sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmada spektroradyometre ve temassız aydınlatma sistemlerinin, spektrofotometreye göre daha doğru sonuçlar verdiği bulunmuştur. Sistemler arasında farklı sonuçlar çıkmasının kenar kaybına bağlı olduğu düşünülmektedir[77]. Dijital fotoğraf makineleri kullanılabilirliği ve düşük maliyeti nedeniyle klinik araştırmalar için cazip hale gelmiştir. Doğru renk yönetimi için, dijital cihazlar arasında doğru ölçümleme ve renk ayarı gerekmektedir[79].

2.3.1. CIE'nin Önerdiği Standart Aydınlatma Koşulları

CIE'nin 1931 yılında önerdiği sistemde; parlak ışık (A), direkt güneş ışığı (B) ve ortalama gün ışığı (C) şeklinde üç farklı standart aydınlatma koşulu kullanılmaktadır. Ancak B ve C aydınlatıcıları floresan materyallerin ölçümünde başarısız bulunarak 1964 yılında sisteme bir dizi D (D65) aydınlatıcı eklenmiştir[17]. Günümüzde halen bazı C aydınlatıcılar kullanılsa da B aydınlatıcı tipi kullanılmamaktadır. 1964 yılında CIE Kelvin (°K) derecesi ile açıklanan renk ısılarıyla ilişkili standart aydınlatmanın spektral fonksiyonunu belirlemiştir. Bu, matematiksel bir standarttır. Fiziksel kaynaklar için geçerli değildir[80].

Halen kullanılan standart A tipi aydınlatıcı, ev tipi tipik tungsten aydınlatıcılardır ve 2856° K renk sıcaklığına sahiptir[17]. En sık kullanılan D aydınlatıcıları D65 ve D50' dir. D50 aydınlatma koşulları 5000° K renk sıcaklığına sahiptir ve yaklaşık olarak az bulutlu fakat açık bir günde öğle vakti doğal gün ışığına yakındır[17,29,80]. Renk sıcaklığı 6500° K olan D65 aydınlatıcı, ortalama gün ışığına karşılık gelir. Özel bir sebebi yoksa gün ışığında yapılan kolorimetrik ölçümlerin tümünde D65 aydınlatıcı kullanılmalıdır[81].

2.4. Algılanabilirlik ve Kabul Edilebilirlik

ΔE* değerlerinin yorumlanabilmesi için farklı materyaller üzerinde birçok araştırma yapılmış ve renk farkının algılanabilirlik (perceptibility) ve kabul edilebilirlik (acceptability) tolerans değerleri belirlenmeye çalışılmıştır.

Algılanabilirlik özellikle profesyonel bir gözlemci tarafından fark edilebilen minimum renk farkıdır. Standardize edilmiş bir ortamda dental restoratif materyalle yanındaki doğal diş arasındaki renk farkı değerlendirilir.

Dental literatürde algılanabilirlik için renk sınırı ΔE=1-2 arası kabul edilmektedir. Kuehni ve Marcus (1979) bu alanda sıklıkla başvurulan referans çalışmalardır[82]. Yaptıkları çalışmada gözlemcilerin yarısının renk farkı bir birim olduğunda renkteki farklılığı algılayabildiklerini bulmuşlardır. Bu çalışma geniş bir renk skalasında yapılmıştır, ayrıca gözlemciler kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik arasında ayırım yapamamışlardır.

Seghi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada translusent porselenleri kullanmışlardır. Renk farkı ikiden büyük olduğu zaman gözlemcilerin tamamının algılayabildiğini, 1-2 arasında olduğunda yanılmalar olduğunu bulmuşlardır[83].

Kabul edilebilirlik ise dental restoratif materyal ve yanındaki diş arasında tolere edilebilecek maksimum renk farkıdır. Dental literatürde ΔE=2,7 ve 3,3 arası kabul edilebilirlik sınırı olarak tanımlanmıştır. Johnson ve arkadaşlarının yaptığı in vivo çalışmada kabul edilebilirlik sınırının değerlendirilmesinde gözlemci ve kolorimetre cihazı kullanılmış, sınır 3,7 olarak bulunmuştur[70]. Ruyter ve arkadaşları ΔE yaklaşık olarak 3,3 olduğu zaman[84], Ragain ve arkadaşlarına göre ise 2,7 olduğu zaman gözlemcilerin yarısı tarafından kabul edilebilir olduğunu bulmuşlardır[53].

Kuehni ve Marcus (1979), ideal gözlem koşulları altında, gözlemcilerin yarısının 1'den büyük ΔE değerlerini algılayabildiklerini bulgulamışlardır[82]. Seghi ve ark. (1989), monokromatik seramik disk örnekler üzerinde değerlendirme yapan gözlemcilerin tümünün 2'den büyük ΔE değerini algılayabildiklerini bildirmişlerdir[55]. Kabul edilebilir renk farkı üzerine in vitro koşullarda yapılan araştırmalardan elde edilen bulgular, kabul edilebilir ΔE değerinin 1.7-3.3 arasında değiştiğini göstermektedir[53,84,85].

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[70].

In vivo koşullarda araştırma yapan Douglas ve ark. (2007) ise algılanabilir ΔE değeri sınırını 2.6; kabul edilebilir sınırı ise 5.5 olarak bulmuşlardır[86] (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Algılanabilir renk farkı ile ilgili araştırmalar.

Algılanabilir renk farkı ile ilgili araştırmalar		
Araştırmacı	**ΔE* değerleri**	**Araştırma tipi**
Kuehni ve Marcus (1979)	1.0	In vitro
Seghi *et al*. (1989)	2.0	In vitro
Douglas *et al*. (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 *et al*. (1987)	3.3	In vitro
Douglas *et al*. (2007)	5.5	In vivo
Johnston ve Kao (1989)	6.8	In vivo

O' Brien (2002) ise kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayarak, renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını sağlamıştır (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2. O'Brien renk farkı klinik eşleşmesi.

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

Araştırmacılar ΔE değerinin büyüklüğüne göre yapılan eşleştirmelerin niteliğini tanımlamaya çalışmışlardır.

Eğer bir materyale uygulanan test koşulları ardından renk farklılığı (ΔE=0) ise renk stabil olarak tanımlanmıştır[87].

ΔE değerinin 1'den küçük olması (ΔE<1), renk değişikliğinin gözlemcilerden sadece % 50'si tarafından algılanabilir olmasıdır ve klinik olarak algılanamaz renk değişikliğini tanımlamaktadır[43,4854,88-91].

ΔE değerinin 1 ile 2 (1≤ΔE≤2) arasında olması klinik olarak algılanabilir renk değişimini tanımlamaktadır[17,55,92].

ΔE değerinin 2'den büyük 3,7'den küçük olması (2<ΔE≤3,7) gözlemcilerin %100'ü tarafından algılanabilir ancak klinik olarak kabul edilebilir renk değişimini tanımlamaktadır[55,92].

Son olarak ΔE değerinin 3,7'den büyük olması (ΔE>3,7) klinik olarak kabul edilemez renk değişimi ve yetersiz uyum olarak tanımlanmaktadır[41,47,93-95].

2.5. Translusensi

Translusensi dental araştırmalarda renk ile birlikte değerlendirilen önemli bir terimdir. Tanımlamasında geçirgenlik, karşıtlık oranı ve translusensi parametresi ifadelerinden yararlanmak gerekecektir. Geçirgenlik; ışık belirli kalınlıkta bir malzemeye yansıtıldığında geçen ışığın gelen ışığa oranıdır.

Saydamlık; Işığın hiç eksilme olmadan tamamen materyal içinden geçmesidir[17]. Yüzey yapısı ve yüzeyin bitirilmesi rengin davranışını etkiler. Parlak yüzeyin yansıtıcı özelliği fazladır. Bunun yanında mat yüzey ışığı daha çok emer[95].

Çeşitli elmaslar, aşındırıcı lastik uçlar ve polisaj patlarını kullanarak diş hekimi, restorasyonun parlaklığını kontrol edebilir[96]. Sistemli bir polisaj uygulaması ile daha estetik yüzeyler elde edilmiş olur[97].

Translusensiyi arttırmak renk değerini (*value*) azaltmaktadır, çünkü göze geri dönen ışık miktarı da azalmaktadır[25]. Bir cisimden, güneş ışığı gibi beyaz bir ışık kaynağı altında, spektrumdaki bütün renkler aynı yoğunlukta geri yansıyorsa, 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[98].

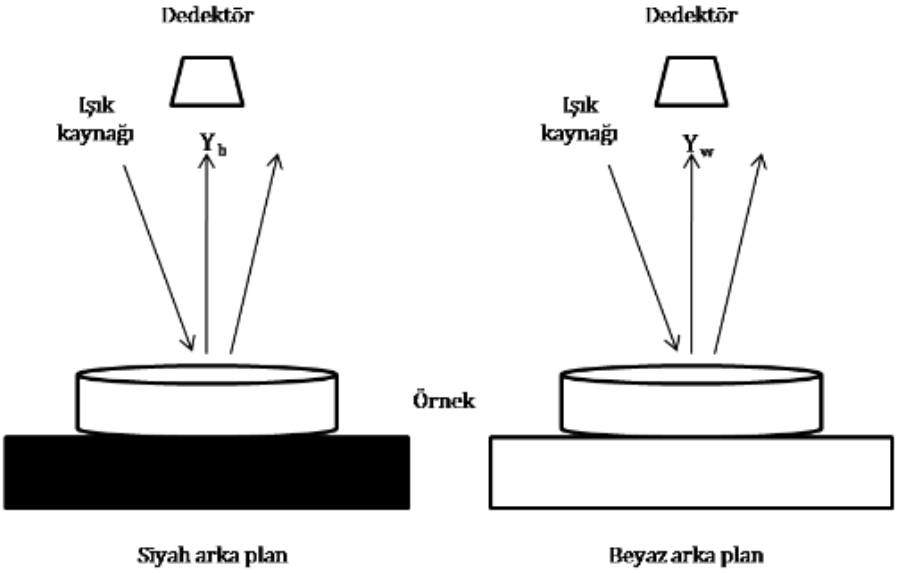
Translusensi genellikle karşıtlık oranı (*contrast ratio*-KO, CR) veya translusensi parametresi (TP) ile belirlenmektedir[98-100]. Karşıtlık oranı; spesifik kalınlıktaki test örneklerinin siyah zemin (düşük yansıma) ve beyaz zemin (yüksek yansıma) üzerindeki yansıma oranlarının karşılaştırılmasıdır[17].

KO = Yb/Yw

Yb: siyah zemin Yw: beyaz zemin

Kontrast oran tanımlanırken spektral ve tristimulus değerleri kullanılır.

Kontrast oran bir cisimden siyah arka plan (*black*-b) üzerinde iken yansıyan ışık miktarının (Yb) beyaz arka plan (*white*–w) üzerinde iken yansıyan ışık miktarına (Yw) oranıdır (Şekil 3.). (Yb/Yw) ve translusensi karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. KO opak materyaller için 1'e yaklaşırken, saydam materyaller için 0'a yaklaşmaktadır[14,101].



Şekil 2.3. Kontrast oran (Yb/Yw) ölçümü[14]

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translusensinin görsel değerlendirmesi ile direkt uyuşmaktadır. TP'nin hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılmaktadır[99] (Denklem 2.3).

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2} \quad \ldots\ldots(2.3)$$

Translusensi parametresi materyalin siyah ve beyaz zemin üzerindeki renk farkıdır. Bu parametre Kubelka-Munk teorisi ile hesaplanmıştır. Eğer materyal opak ise bu değer sıfırdır. TP değerinin yüksek olması malzemenin daha translusent olması ile doğru orantılıdır.

2.6. Dişlerin Optik Özellikleri

Renk gelen ışığın diş tarafından absorbe edilmesi ve ışığın dişten yansıması sonucu algılanmaktadır. Bu nedenle dişin ışığı absorbe etme katsayısı önemlidir. Ek olarak ışığın dalga boyu da saçılmaya bağlı olarak rengi etkilemektedir. Işığın materyal içinde izlediği çok sayıda yolu ve saçınımı vardır[102].

Dişin farklı bölgeleri farklı optik özellikler sergiler. Mine bölgesinin optik özellikleri iki nedenden dolayı araştırılmaktadır. Birincisi; erken çürük teşhisi minedeki

demineralizasyon ve gözenek derecesi ile ilişkilidir. Mine tabakasındaki mineral kaybı miktarı saçılma artışı ile doğru orantılıdır[103]. Ayrıca minedeki ışık etkileşimleri sonucu diş rengi belirlenmektedir. Diş rengi dentinden mineye doğru diffüz yansıma sonucu oluşmaktadır[104]. Bu nedenle bir restorasyon yapılırken alt tabaka dolayısıyla kor materyalin rengi önemlidir.

Özellikle mavi dalga boyunda minede ışığın saçılma kapasitesi yüksek iken ışığın absorbe edilme kapasitesi düşüktür[105]. Bosch ve Coops un yaptıkları çalışmaya göre mine üzerinde aydınlatma durumu ve saçılma katsayıları arasında zayıf bir ilişki vardır ve saçılma katsayısı aydınlatmayı etkilememektedir[102]. Bu çalışma mavi dalga boyunda; diş rengi üzerinde minenin küçük bir rol oynarken dentinin oldukça etkin olduğunu göstermektedir.

Diş rengi seçiminde dişin orta kısmı en güvenilir bölge olarak kabul edilir. Dişin insizal kısmı mine yoğunluğu ve arka plan olarak oral kavitenin olması sebebiyle, servikal kısmı ise bu bölgenin dişetinin etkisinde kalmasından dolayı tercih edilmez[106,107].

2.6.1. Floresan Etkinin Diş Rengi Üzerinde Etkisi

Gün ışığı ve floresan ışık aynı diş rengi ölçümünde karşılaştırılmış, gün ışığının gözlenen diş rengini etkilemediğini, floresan ışığın ise renkteki parlaklık derecesini arttırdığı bulunmuştur[102,108].

Genel olarak mine tabakası dentine göre daha translusenttir ve parlaklığı daha yüksektir[17]. Dentinin organik yapısı varyasyonlar göstermesine neden olur; dentin tübülleri, dentin içindeki onarıcı ve sklerotik kısımlar ışığın farklı emilimine ve yansımalarına yol açmaktadır[109].

Hasegawa ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada santral dişin labial yüzeyinde uzun eksen boyunca beş farklı bölgenin spektrofotometre ile renk ölçümlerini yapmışlar[110]. L*, a*, b* değerleri bakımından önemli farklılıklar bulmuşlardır. L* değerleri dişin merkez kısmında yüksek, servikal ve insizal kısmında anlamlı olarak düşük bulunmuştur. a* ve b* değerleri servikal bölgede yüksek bulunmuş insizal bölgeye doğru değerlerde anlamlı bir düşme görülmüştür. Doğal dişlerde translusensi değerleri ise insizal bölgeden servikal bölgeye doğru düşmektedir[110,111].

2.7. Zirkonya Seramikler

Zirkonyum, "Zr" sembolü ile ifade edilen, parlak, grimsi-beyaz renkli atom numarası 40 olan bir elementtir. Oda sıcaklığında katı formda bulunan zirkonyumun ergime noktası 1855 °C ve kaynama noktası 4409 °C'dir. Zirkonyum hegzagonal kristal yapıya sahiptir ve yoğunluğu 6,49'dur.

1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bulununan Zirkonyum oksit 1960'lı yıllarda biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak ortopedi alanında kullanılmaya başlanan zirkonyum, sertliği, aşınma direnci, mekanik ve ısısal değişimlere dayanıklılığı ve korozyon direnci sayesinde oldukça iyi sonuçlar vermiştir[112,113]. 1990'ların başlarında da yapısına Y (yitriyum) katılarak oda sıcaklığında stabilizasyonu sağlanan Y-TZP (yitriya tetragonal zirkonya) diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak endodontik post, implant üst yapısı ve ortodontik braket olarak kullanılan Y-TZP, tam seramik restorasyonlarda da alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır[112-115].

2.7.1. Mikroyapılarına Göre Zirkonya

Zirkonya; saf, kısmi stabilize ve tam stabilize olmak üzere üç farklı formda bulunmaktadır. Saf zirkonya doğada, oksit (ZrO_2) formunda ya da zirkon taşı ($ZrSiO_4$) formundadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya 1170°C'e kadar stabildir. Bu sıcaklığın üstüne çıkıldığında tetragonal forma, 2370°C'nin üzerinde ise kübik forma geçer. Soğuma işlemi sırasında ise 1070°C'ta tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşir. Bu değişim sırasında da %3-4'lük bir hacim büyümesi oluşur. Bu genleşme ile oluşan stres sonucu saf zirkonya içinde çatlaklar oluşur ve oda sıcaklığına düşürüldüğünde yapıyı parçalara ayırır. Bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkânsız hale getirmiştir[116].

Zirkonyanın diğer bir formu, kısmi stabil (PSZ) zirkonyadır. Kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO_2) ve yitriyum oksit (Y_2O_3) gibi yapıyı kararlı kılıcı (stabilize edici) oksitlerin saf zirkonya içerisine ilave edilmeleri faz dönüşümlerini engellemekte ve oda sıcaklığında çok fazlı sistemlerin oluşumuna izin vermektedir. Saf zirkonya, bu oksit stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine kadar ısıtıldığında tetrogonal faza geçmekte, ancak tekrar oda sıcaklığına düşürüldüğünde saf zirkonyadan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini almaktadır. Bu

ilaveler ile zirkonya yapı, ısıl işlemler sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ) halini almaktadır[116,117].

2.7.1.1. Dental Uygulamalarda Kullanılan Zirkonya Tipleri

Zirkonyum içeren birçok seramik sistemi dental kullanıma uygun olmasına rağmen bunlardan sadece üç tanesi diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlar; yitrium katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) ve magnezyum katyonlu kısmen stabilize zirkonyadır[118] (Mg-PSZ).

2.7.1.1.1. 3Y-TZP

Biyomedikal alanda kullanılan zirkonya, genellikle 3 mol% yitriya (Y_2O_3) ile stabilize edilmektedir. Stabilizasyon sırasında Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları katyonik tarafta rastgele dağılmıştır ve oksijen atomuyla tepkimeye girerek elektriksel olarak nötrleşmektedirler.

3Y-TZP diş hekimliğinde kron ve köprü yapımına uygun bir materyaldir. Restorasyonlar yarı sinterize blokların yumuşak işlenmesini takiben yüksek sıcaklıkta sinterize edilmesiyle veya tam sinterize blokların sert işlenmesiyle elde edilmektedir.

3Y-TZP'nin mekanik özelliklerinin iyi olması gren boyutuna bağlıdır. 3Y-TZP kritik gren boyutunun üzerinde ise daha az stabildir ve kendiliğinden gerçekleşen t→m dönüşümünden daha çok etkilenir ama gren boyutu 1 μm'den az olursa dönüşüm oranı azalır. Normal şartlarda da gren boyutu yaklaşık 0,2 μm'dir ve dönüşüm mümkün değildir bu da kırılma tokluğunun azalmasına neden olur. Sonuç olarak sinterleme koşulları son gren kalınlığını etkilediği için hem stabilite hem de mekanik özellikler üzerinde güçlü etkiye sahiptirler. Yüksek sinterleme sıcaklığı ve uzun sinterleme süresi büyük gren boyutlarına sebep olmaktadır[119,120].

Dental restorasyonlarda 3Y-TZP uygulanırken genellikle ilk olarak hafif makinede işlem gördükten sonra üretici firmanın talimatlarına göre 1350°C ve 1550 °C arasında değişen son sinterleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Dental uygulamalarda sinterleme sıcaklığı, 3Y-TZP'nin geç faz stabilizasyonu ve gren boyutuna etkisinden dolayı geniş bir aralığa sahiptir. Daha önceden de bahsedildiği gibi yumuşak işlenmeyle üretilen restorasyonlar form verme aşamasını takiben sinterlenmelidir. Böylece restorasyonda kumlama ve taşlama yapılmadığı sürece t→m transformasyonu

engellenmiş olacaktır. Bu şekilde, bitim yüzeyi hemen hemen monoklinik fazdan arındırılmış olmaktadır. Sert işleme yapılan tam sinterize 3Y-TZP bloklarda oldukça fazla miktarda monoklinik faz oluşmaktadır, bu da yüzeydeki mikro kırıklara ve düşük sıcaklık bozunmasına karşı duyarlılığın arttırmasına neden olmaktadır. Böyle bir durumda daha önce materyalin içinde mevcut olan defektler kırılma merkezleri olarak hareket edecektir[101,112,121].

Dental uygulamalarda kullanılan 3Y-TZP seramiklerin mikro yapıları uygulanan sinterleme derecesine göre 0,2 µm ile 0,5 µm arasında değişen grenlerden oluşmaktadır. 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri (800-1000 MPa bükülme dayanımı, 6-8 MPa.$m^{1/2}$ kırılma tokluğu) bilinen diğer dental seramiklerden daha üstündür.

Çizelge 2.3. Y-TZP'nin karakteristik özellikleri

Özellikler Y-TZP	
Kimyasal bileşim (%)	ZrO_2 + 3 mol Y_2O_3
Yoğunluk (g/cm3)	> 6
Porozite (%)	< 0,1
Eğme dayanımı (MPa)	900-1200
Basma dayanımı (MPa)	2000
Young modülü (GPa)	210
Kırılma tokluğu (MPa.$m^{1/2}$)	7-10
Isıl genleşme katsayısı (K^{-1})	$11x10^{-6}$
Isıl iletkenlik (W m K^{-1})	2

2.7.1.1.2. Cam İnfiltre Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyanın stres artırıcı transformasyonunu avantaja çevirebilmek için alümina matriksle kombine edilmesi de farklı bir yaklaşımdır. Dental kullanıma uygun ticari ürünlerden In-Ceram Zirconia® (VidentTM, Brea, CA)'nın hacmen %33'üne, %12mol ceria ile stabilize zirkonya eklenerek "Slip-Casting" tekniğiyle veya yumuşak işlemeyle elde edilebilmektedir. İlk olarak 1100°C'de 2 saat sinterize edilen bu pörözlü seramik yapıya daha sonra cam infiltre edilir, son üründe yaklaşık %23 cam faz bulunmaktadır.

Slip-casting sisteminde çok az büzülme görülmektedir ancak yapısında %8-11 arasında değişen ve sinterlenmiş 3Y-TZP'den çok daha fazla pörözite bulundurmaktadır. Bu durum In-Ceram Zirkonya ile 3Y-TZP karşılaştırıldığında In-Ceram Zirkonyanın daha düşük mekanik özelliklere sahip olmasını kısmen açıklamaktadır. Ce-TZP seramikler aynı termosiklus veya yaşlandırma şartları altında Y-TZP ye göre daha iyi termal stabilizasyon ve yaşlanmaya karşı direnç göstermektedir[112,118].

2.8. Kubelka-Munk Teorisi

Bu teori belli varsayımlara dayandırılarak uniform ve homojen opak bir destek üzerinden iki radyasyon akımının yansıması ve transferini içeren matematiksel bir modeldir. Bu varsayımlar;

1. Nesne sabit sonlu kalınlıkta olmalıdır.
2. Aydınlatma yaygın ve homojen olmalıdır.
3. Kenarlardaki optik etkilenmeler ihmal edilebilir.
4. Optik dağılım örnek kalınlığından daha küçük bir alanda ve homojen dağılım gösterir.
5. Translusent nesne yüzeyinde yansıma olmaz.

2.8.1. Işık ile Cisim Arasındaki Etkileşimler

Renkli bir materyalin yüzeyine ışık huzmesi düşürüldüğünde, ışık yüzeyle karşılaşır karşılaşmaz huzme kırılacak ve bir miktar ışık yansıyacaktır. Kırılan ışık huzmesi boyalı film tabakasına ulaştığında emilim ve saçınım oluşacak ve bu iki etkileşimin sonucunda renk görülecektir[39].

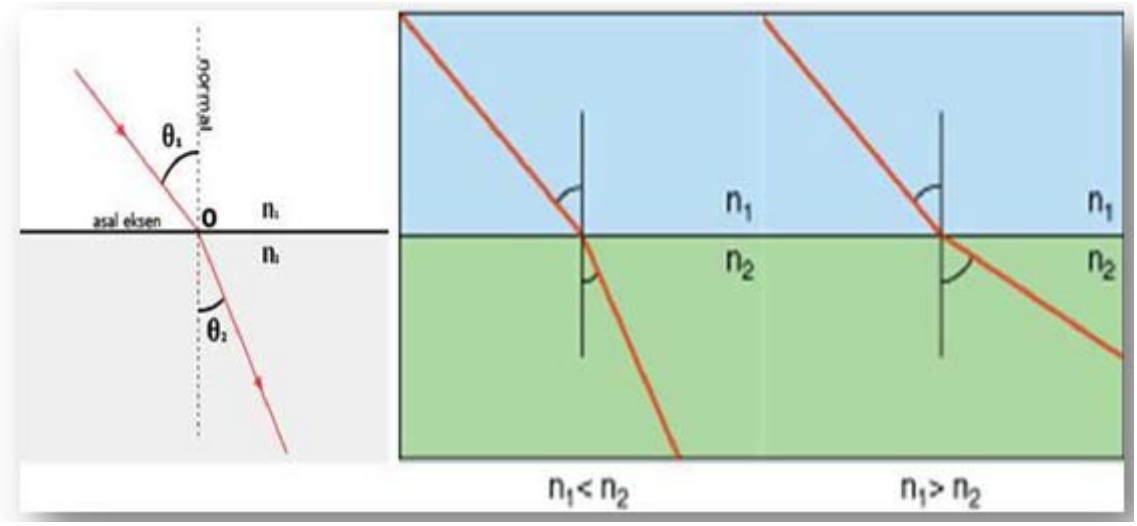
Yüzeyin görünüşünü etkileyen, renk, parlaklık ve doku özelliklerini de içeren optik faktörlerin değerlendirilmesi gerekir. Bunun içindir ki yüzey ile ışık huzmesi arasındaki ilişkiyi etkileyen kurallar incelenmelidir.

Işık ışınları saydam bir ortamdan farklı yoğunluğa sahip başka bir saydam ortama geçerken, ışık demetinin hızında ve yönünde değişiklik oluşur. Işığın hız değiştirmesinden kaynaklanan bu optik olaya kırılma denir. Işığın farklı yoğunluğu sahip ortamlardaki hız oranları ortamın kırılma indisini (n) verir. Kırılma indisi; cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini belirlemede kullanılır. Işık, saydam bir

ortamdan daha az yoğun saydam bir ortama geçtiğinde hızı artarak normalden uzaklaşır, daha yoğun saydam bir ortama geçtiğinde ise hızı azalarak normale yaklaşır. Işığın havadaki kırılma indisi 1 olarak kabul edilir[23,24,122].

Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren karmaşık prizmatik ve interprizmatik bir yapıya sahiptir. Bu yapı nedeniyle ışık prizmatik kristal yapılar arasında ilerlerken kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansıyarak dışarı doğru yönlendirilir. Restoratif materyallerin de doğal dişle aynı optik özelikler taşıyabilmesi için benzer kristal yapısında olması gerekmektedir[123].

Film tabakası içerisine doğru gerçekleşen kırılım, Snell kanununa göre değerlendirilir. Snell kanununa göre, n_1 refraktif indeksine sahip bir ortamda ilerleyen ışık hüzmesi, n_2 refraktif indeksine sahip bir ortamla karşılaştığında bir açı alma eğilimine girer (Şekil 2.4).



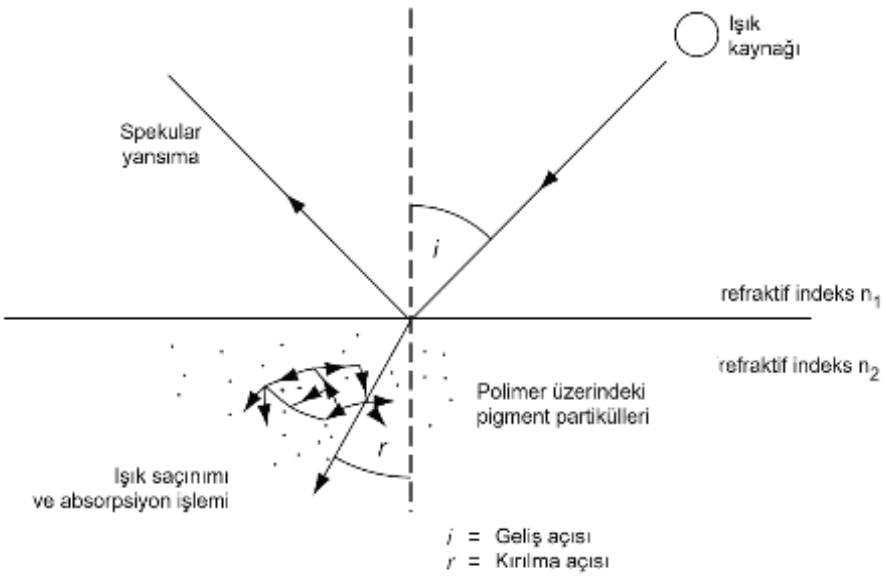
Şekil 2.4: Kırılıma indisi şematize açıklaması: Soldaki resimde iki farklı ortamdan geçen ışık ışını ve normalle yaptığı açılar, ortadaki resimde daha yoğun bir ortama giren ışık ışınının hızının azalarak normale yaklaşması, sağdaki resimde ise daha az yoğun ortama girerek normalden uzaklaşması görülmektedir.

Bir objenin rengi, sadece objenin yapısını oluşturan renklendirme maddesi ve tonu ile değil, aynı zamanda objenin üzerine gelen ışığı ne kadar yansıttığı veya kırdığıyla da alakalıdır. Buna göre obje ışık geçirgenliğine göre saydam (transparan),

yarı saydam (translusent) ve geçirimsiz (opak) özellikte olabilir. Diş ve dişi çevreleyen destek dokular yarı saydam dokulardır[124-126].

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, kompozit ve akrilik rezinler gibi pek çok malzeme, dişin doğal görünümünü yakalayabilmek için yarı saydam özellik taşır[17,24,126,127] .

Bir yüzeye veya refraktif indeksleri farklı iki ortam sınırına düşey olarak gelen bir ışık huzmesi, Fresnel kanununa göre, kısmi geri yansıma yapacaktır. Yüzeyden yansıtılan bu küçük miktardaki beyaz ışık görsel olarak algılanan rengi etkiler. Bu sebep ile cihaz ile ölçülen yansıma değerleri için geri yansımayı (spekular yansıma) içerip içermediği belirtilmelidir[39] (Şekil 2.5).



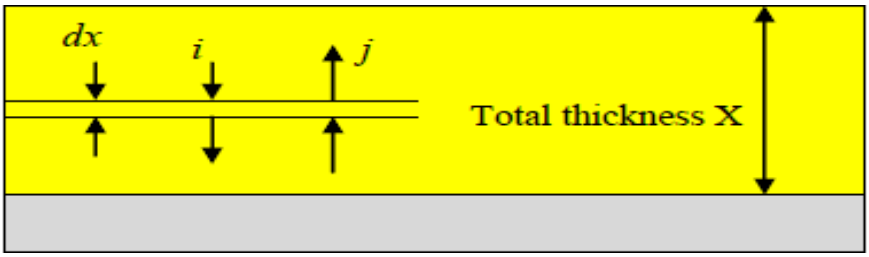
Şekil 2.5. Spekular yansıma ve ışık kırınımı.

Işık huzmesinin bir kısmı spekular olarak yansıtılmaz ve materyal tabakasının içine doğru kırılma yapar. Kırılan ışık onu bütün yönlerde saçınıma uğratacak olan pigment partikülleri ile karşılaşacaktır. Saçınımın miktarı, partikül büyüklüğüne ve yine Fresnel kanununa göre, pigment partikülleri ile partiküllerin yayılmış olduğu ortam arasındaki refraktif indeks farkına bağımlıdır[39] (Şekil 2.5).

Monokromatik ışığın transmisyonu iki yasa tarafından açıklanmaktadır:

a) Lambert veya Bouguer Yasası (1760): Aynı materyalin eşit kalınlıklarından oluşan tabakalarının, gelen ışığı aynı oranlarda geçirdiğini belirtmektedir.
b) Beer Yasası (1832): Işığın absorbsiyonunun, ışığın yolundaki absorblama yeteneğine sahip moleküllerin sayısı ile orantılı olduğunu, bu sebeple, verilen bir mesafe için çözünmüş ışık absorblayıcı madde konsantrasyonu arttıkça, geçirilen ışık miktarının oransal olarak azaldığını ifade etmektedir[39].

Absorpsiyon ve saçınımın bileşimi Kubelka-Munk analizi ile ifade edilir. Beyaz ışık ile aydınlatılmış renkli cisimlerin çoğu, ışık absorbsiyonu ve saçınımı süreçlerinin bileşimi ile diffüze olarak yansıtılmış renkli radyasyon üretirler. Çok ince, dx kalınlığında bir boya filminin pigmente edilmiş bir tabakasından düşey olarak bir ışık huzmesi geçtiği, gelen ışık huzmesinin aşağı ve yukarı (yansıyan) yöndeki bileşenlerinin ayrı olduğu göz önüne alınır. (Şekil 2.6) Emilim (absorbsiyon) katsayısının K, saçınım katsayısının S ile gösterildiği varsayılır[128].



Şekil 2.6. Kubelka-Munk teorisine göre iki radyasyon akımının materyal içinde dağılımı.

$$d\,i = -(S+K)\,i\,dx + S\,j\,dx \quad \text{.....(2.4)}$$

$$d\,j = -(S+K)\,j\,dx + S\,i\,dx \quad \text{.....(2.5)}$$

Denklem (2.4) ve (2.5) üzerindeki i ve j karşıt yönde hareket eden ışık vektörleridir. K ve S translusent malzeme için emilim ve saçılma katsayılarıdır. dx ışık vektörlerinin her iki yönde de hareket etmesini sağlayacak şekilde toplam kalınlık içerisinde alınmış daha küçük olan tabakadır. Temel tabakanın kalınlığı küçük ama sistemin saçılma partiküllerinin çapından daha büyüktür.

Aşağı yöndeki değişim (I şiddeti):

1. Emilim ile azalmaktadır = –KI dx
2. Saçınım ile azalmaktadır = –SI dx
3. Arka saçınım ile artmaktadır = +SJ dx (J yukarıya doğru olan radyasyondan gelen şiddeti göstermektedir).

Aynı anda yukarı yöndeki değişim (J şiddeti):

1. Emilim ile azalmaktadır = –KJ dx
2. Saçınım ile azalmaktadır = –SJ dx
3. Arka saçınım ile artmaktadır = +SI dx (aşağı doğru olan radyasyondan dolayı).

Bu diferansiyel denklemlerin çözümü, uygulanan sınırlı şartlara bağımlıdır ancak saçınımın olmayışı (S=0) aşağı yöndeki değişim için Lambert-Bouguer yasasına ulaştırmaktadır. Sonsuz kalınlıkta veya en az arka plandaki tabaka yansımasının önemsiz olduğu kalınlıktaki izotropik emilim ve saçınım olduğu durumlarda geniş çapta kullanılan Kubelka-Munk ifadesine ulaşılır (Denklem 2.6)

$$K/S = \frac{(1 - R_\infty)^2}{2R_\infty} \quad \text{.....(2.6)}$$

R∞ = J0 / I0 (Sonsuz kalınlıktaki numune için yüzeydeki yansıma faktörü)

$$a = \frac{(S+K)}{S}, \quad b = \sqrt{a^2 - 1}, \quad \text{.....(2.7)}$$

S ve K sırasıyla saçılma ve emilim katsayılarıdır (Deklem 2.7)

$$R = \frac{1 - R_g\left[a - b\ coth(bSX)\right]}{a - R_g + b\ coth(bSX)} \quad \text{……..(2.8)}$$

Denklem 2.8'de X yarısaydam malzemenin kalınlığı, Rg destek malzemenin yansıtma katsayısıdır. Ancak bu denklem ortam değişikliklerinden kaynaklanan refraktif indeks katsayısını dikkate almaz. Frensel kanunu iki farklı kırılma indisine sahip ortam arasındaki ışık davranışını tanımlar. Ara yüz yansımaları dışarıda meydana gelen yansımalar gibidir; gelen ışık havadan malzemeye geçmektedir aynı şekilde yansıyan ışık malzemeden havaya ulaşmaktadır.

Saunderson ve Duntley ön yüzeyde yansıma olduğu zaman malzemede meydana gelen refraktif yansımayı (R′) aşağıdaki şekilde göstermişlerdir (Denklem 2.9)

$$R' = k_1 + \frac{(1-k_1)(1-k_2)R}{1-k_2R} \quad \text{……..(2.9)}$$

k_1 gelen ışığın malzemeye girdikten sonra oluşan yansımasıdır, k_2 yansıyan ışığın malzemeden ayrılırken meydana getirdiği yansımasıdır. R ise ön yüzeyde olan iç (internal) yansımayı dikkate almadan oluşan yansımadır. Saunderson tarafından bu denklem iç yansıma olarak adlandırılmaktadır (Denklem 2.9).

Duntley ise denklemi gelen ışık yansımasını yarıya düşürerek tanımlamıştır (Denklem 2.10).

$$R' = \frac{k_1}{2} + \frac{(1-k_1)(1-k_2)R}{1-k_2R} \quad \text{……..……(2.10)}$$

45/0 geometri durumunda gelen yansıma kırılması ölçüme dâhil edilmez (Denklem 2.11).

$$R' = \frac{(1-k_1)(1-k_2)R}{1-k_2R} \quad \text{……(2.11)}$$

Bu durumda R;

$$R = \frac{R'}{(1-k_1)(1-k_2)+R'k_2}$$

Bu denklem beyaz, siyah ve gri arka planlar üzerinde uyarlandığında;

$$R_g = \frac{R'g}{(1-k_1)(1-k_2)+R'_g k_2}$$

Nonpolarize k_1 için kabul edilen denklem aşağıdaki gibidir [128](Denklem 2.12)

$$k_1 = \frac{(k_{||}+k_{\perp})}{2} \quad \text{.....(2.12)}$$

$$k_{||} = \left[\frac{\cos i - \sqrt{(n_2/n_1)^2 - \sin^2 i}}{\cos i + \sqrt{(n_2/n_1)^2 - \sin^2 i}}\right]^2$$

$$k_{\perp} = \left[\frac{(n_2/n_1)^2 \cos i - \sqrt{(n_2/n_1)^2 - \sin^2 i}}{(n_2/n_1)^2 \cos i + \sqrt{(n_2/n_1)^2 - \sin^2 i}}\right]^2$$

Bu denklemde n_1 hava için olan kırılma indisini göstermektedir ve yaklaşık olarak 1,0003 olarak kabul edilmektedir. Malzemenin kırılma indisi n_2 olarak ifade edilir ve zirkonya için bu değer yaklaşık 1,5 alınmaktadır.

İnternal yansıma katsayısı k_2 ilk olarak Richmond tarafından tanımlanmıştır. Vakum altında ortam yansıması değerlendirilmektedir[129] (Denklem 2.13).

$$k_2 = 1 - \frac{(1 - k_w)}{n^2} \quad \text{.....(2.13)}$$

Kw; Fresnel's kuralında olduğu gibi parlatılmış yüzeyde oluşan dış ortam yansımasıdır[130] (external yansıma faktörü) (Denklem 2.14).

$$k_w = \frac{1}{2} - \frac{(n-1)(3n+1)}{6(n+1)^2} + \frac{n^2\left(n^2-1\right)^2}{\left(n^2+1\right)^3}\ln\frac{(n-1)}{(n+1)} - \frac{2n^3\left(n^2+2n-1\right)(3n+1)}{\left(n^2+1\right)(n^4-1)} + \frac{8n^4\left(n^4+1\right)}{\left(n^2+1\right)\left(n^4-1\right)} \quad \text{...(2.14)}$$

Mudgett and Richards porselen gibi camsı opak materyallerde internal yansıma katsayısını aşağıdaki denklemde ifade etmişlerdir[131,132] (Denklem 2.15).

$$k_2 = 0.3201 + \frac{3.9779}{n} + \frac{8.9452}{n} + \frac{4.6952}{n} \quad \text{.....(2.15)}$$

2.9. Translusensi İle İlgili Yapılan Çalışmalar

Diş hekimliği tarihi boyunca diş renginde mineraller kullanılarak doğal ve estetik restorasyonlar üretmek için çabalanılmıştır. Dental malzemelerin doğal diş ile maksimum estetik ve uyum sağlayabilmesi için optik karakterlere ek olarak ışık geçiriminin etkisi üzerinde durulmuş ve çalışmalar yapılmıştır.

Metal destekli seramiklerin yerini alan cam seramikler estetik beklentiyi karşılamalarına rağmen bükülme direncine olan dayanıksızlıkları ile sınırlı kullanım alanına sahip olmuşlardır. Bu alanda beklentiyi karşılayan zirkonya seramikler; kristalin yapıları nedeniyle ışık geçişine izin vermemeleri ve bu durumun doğal görünümü etkilemesi sonucu bu alanda eksikliğin giderilmesi yönünde çalışmaların yapılmasını gerekli kılmıştır.

Vichi ve arkadaşları (2000), farklı seramik ve siman kalınlıklarının çeşitli opak postları maskelemedeki etkilerini spektrofotometre cihazı kullanarak incelemişlerdir. Seramik kalınlığının rengi etkilediğini, siman kalınlığı ve renginin sonucu fazla etkilemediğini bildirmişlerdir[133].

Ahn ve Lee (2008), A2 renginde kor seramiği ve A2 ve A3 renginde veneer seramiği uygulanmış kor seramiğin farklı ışık kaynakları altında spektrofotometre kullanarak translusensi farklılıklarını incelemişlerdir. Işık kaynakları olarak; CIE standard illuminant D(65), A ve F2 aydınlatma biçimlerini kullanmışlardır[134].

Heffernan ve arkadaşları (2002a, 2002b), IPS Empress dentin, IPS Empress 2 dentin, In-Ceram Alumina kor, In-Ceram Spinell kor, In-Ceram Zirkonia kor ve Procera tam seramik materyallerinin (kor ve veneerlenmiş olarak) translusensilerini spektrofotometre kullanarak kontrast oranı (CR) üzerinden değerlendirmişlerdir[14,15].

Antonson ve Anusavice (2001), farklı kalınlıklardaki veneer ve kor seramiklerinin translusensisini değerlendirdikleri çalışmalarında, kolorimetre cihazı ve kontrast oran üzerinden değerlendirme yapmışlardır. Kalınlık ve kontrast oran arasında bağlantı olduğu sonucuna varmışlardır[101].

Lim ve ark. (2010) A2 renginde kor seramiği ve A2 ve A3 renginde veneer seramiği uygulanmış kor seramiğin translusensi değerlerini spektrofotometre ve spektroradyometre kullanarak ölçmüşlerdir[135].

Baldissara ve ark. (2010) CAD/CAM ile hazırlanmış 8 farklı zirkonya alt yapı sistemlerini (Lava Frame 0.3 and 0.5, IPS e.max ZirCAD, VITA YZ, Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon, and Cercon Base) dijital fotoradyometre cihazı kullanarak translusensi değerleri açısından karşılaştırmışlardır[136].

Chu ve arkadaşları (2007), tam seramik sistemlerinin translusensi ve maskeleme özelliklerini hem kontrast oranı (CR), hem de ΔE değeri üzerinden spektrofotometre kullanarak saptamışlardır[137].

Lim ve ark. (2010), tam seramik sistemlerinin translusensilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, translusensi parametresi (TP) değeri üzerinden spektrofotometrik ve spektroradyometrik ölçümleri karşılaştırmışlardır. Translusensi parametresi değerlerini, diğer çalışmalarda sıklıkla kullanılan kontrast oranı (CR) değerlerine yakın bulmuşlardır. Sonuç olarak spektroradyometre ile elde edilen TP değerlerini, spektrofotometre ile elde edilen değerlerden daha yüksek bulmuşlardır. Bu sonucu daha fazla yansıyan ışıkla sonuçlanan daha geniş aydınlanan alana bağlamışlardır. Çalışmada translusensisi daha yüksek olan materyallerin TP değerleri, spektrofotometrik ve spektroradyometrik ölçümler sonucunda daha büyük farklar göstermiştir. Bu sonuç, spektroradyometrik ölçümlerde, translusent materyallerin daha

az translusent materyallere göre beyaz zeminde daha fazla ışık yansıtması ve spektrofotometrik ölçümlerde daha fazla kenar ışıma kaybı (edge loss) göstermeleri ile açıklamışlardır. Spektrofotometik ölçümlerin, aydınlanmanın bir açıklıktan sağlanması nedeniyle klinik kullanımda yanıltıcı olabileceğini; spektroradyometrik ölçümlerin ise aydınlanmanın sınırlanmaması nedeniyle insan görsel algısına daha yakın, klinik olarak daha güvenilir sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir[135].

Translusensi, bir materyal tarafından iletilen ve yayılan ışık miktarıdır ve tam olarak spektroradyometre ile ölçülebilmektedir. KO ve TP ile ise göreceli translusensi (relative translucency) tespit edilebilmektedir ve translusensi kıyaslamaları için kullanılmaktadır.

Kubelka-Munk teorisine göre, opak bir materyal, ışığı yüksek derecede absorbe edebilir veya bir kısmını yansıtabilir. Eğer bir materyal yüksek absorbe etme katsayısına sahip ise KO veya TP ile ışık geçirgenliğindeki küçük farklılıklar saptanamayabilir. Zirkonya gibi opasitesi yüksek materyallerde ise KO ve TP ile değerlendirilen translusensi, çok hassas sonuçlar vermeyebilir. Literatür incelendiğinde, CAD/CAM ile şekillendirilen zirkonya seramiklerin translusensi özelliklerinin spektroradyometre cihazı ve Kubelka Munk teorisi kullanılarak değerlendirildiği çalışmalara rastlanmamıştır. Yine aynı yöntemle alt yapı zirkonya seramiklerin translusensi değerlerinin üst yapı veneer seramikteki renk değişikliği üzerine etkisinin birlikte değerlendirildiği, karşılaştırmaların yapıldığı çalışma yoktur.

Seramik translusensi ve renk özellikleri, birçok çalışmada incelenmesine rağmen materyal ve uygulama çeşitliliği göz önüne alındığında, bu konuda klinik değerlendirmelerin yapılabileceği daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla birlikte; son dönemde estetik beklentiyi karşılamak için üretilen translusent zirkonya alt yapı seramiği ile ilgili çalışma olmadığı tespit edilmiştir.

Bu noktadan hareketle çalışmamız, farklı zirkonya alt yapı seramik materyallerinin translusensi değerlerinin irdelenmesi üzerine kurgulanmıştır.

AMAÇ;

Bu çalışmanın amacı beş farklı zirkonya alt yapı materyalinin renk analizini kor ve veneer kaplanmış şekilde karşılaştırmaktır. Analizde;

1. Spektroradyometre cihazı kullanılarak Kubelka-Munk yöntemi ile zirkonya kor materyallerinin translusensi değerleri karşılaştırılacaktır.
2. Veneer kaplanmış zirkonya kor materyallerinin translusensi değerlerini Kubelka-Munk analizine göre değerlendirilecektir.

Çalışmanın hipotezleri;

1. Beş farklı zirkonya alt yapı materyallerinin translusensi değerleri açısından gruplar arasında fark olmayacaktır,
2. Veneer uygulanmış beş farklı zirkonya alt yapı materyallerinin translusensi değerleri açısından gruplar arasında fark olmayacaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Zirkonya tam seramik sistemlerinin renk ve translusensi özelliklerinin incelendiği çalışmada 5 farklı sisteme ait zirkonya altyapı örnekleri ve uyumlu veneer seramikler kullanılmıştır. Çalışmamızda Rainbow (GenOss, Dentium, Seoul, Kore), Rainbow-translucent (GenOss, Dentium), Ice Zirkon (Zirkonzhan GmbH, Bruneck, Italya), Prettau (Zirkonzhan GmbH), Lava (3M ESPE Dental Products, St. Paul, ABD) sistemlerinin her birinden 16 adet olmak üzere toplam 80 adet zirkonya alt yapı örneği hazırlanmıştır. Sistemlere ait örneklerin yarısı veneer seramik ile kaplanmıştır (Çizelge 3.1). Örneklerin renk ve translusensi ölçümleri spektroradyometre cihazı (PR 705; Photo Research Inc, Chatsworth, CA) ile gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.1. Zirkonya alt yapı örneklere yapılan kodlama.

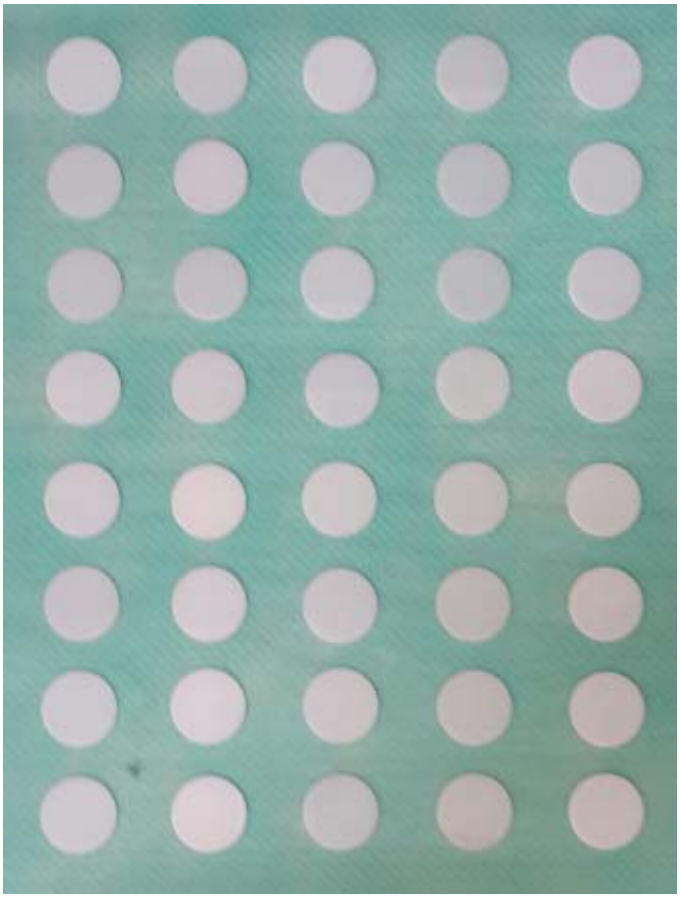
Zirkonya alt yapı örnekler	Kod	Kod kor+veneer seramik	Üretici firma
Rainbow	RS	RD	GenOss, Dentium, Kore
Rainbow-translucent	TS	TD	GenOss, under development of Dentium, Kore
Ice Zirkon	ZS	ZD	Zirkonzhan GmbH, Italya
Prettau	PS	PD	Zirkonzhan GmbH, Italya
Lava	LS	LD	3M ESPE, ABD

3.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada ISO 6872 standardına göre 14 mm çapında 0,5 mm kalınlığında disk şeklinde hazırlanmış zirkonya esaslı alt yapı örnekleri kullanıldı.

Alt yapı disklerinin oluşturulabilmesi için iç çapı 14 mm ve yüksekliği 0,5 mm olan içi boş metal halkalar oluşturuldu. Metal halka kalıbın içinde, ışıkla polimerize

olan Filtek™ LS Low Shrink Posterior Restorative System (3M ESPE) kompozit kullanılarak, 14 mm çapında ve 0,5 mm kalınlığında alt yapı diskleri hazırlandı. Bu alt yapı diskleri daha sonra hazırlanacak olan zirkonya disklerin üretilmesinde kullanıldı.



Şekil 3.1. Zirkonya seramik alt yapı sistemlere ait örnekler.

3.1.1. Rainbow ve Rainbow-Translucent Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Örnek model rainbow scan makinesinde (GenOss) tarandı. Sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacı ile %25 daha geniş hazırlandı. Rainbow bloklar rainbow mill makinesinde işlendi. Sıcaklık sinterleme fırınında dakikada 8ºC artacak şekilde 1500ºC'ye çıkartıldı. 2 saat 1500ºC'de bekletildi. Sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacı ile 200ºC'nin altında bir sıcaklığa kadar soğumaya bırakıldı.

3.1.2. Ice Zirkon ve Prettau Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

ZirkonZahn örnekler, ZirkonZahn makinesinde mekanik yöntemle üretildi ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı. Örneklerin şekillendirilebilmesi için kompozit rezin tasarımlar makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, ZirkonZahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi. Makinenin okuyucu ucu kompozit rezin tasarımlar üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun işlenmesi sağlandı. Frezleme işlemi teknisyen tarafından elle yapıldı. Hacimsel olarak %25 daha büyük frezlenen diskler 1600ºC'de 16 saat sinterlendi ve orjinal boyutlarına ulaşması sağlandı. Sinterleme sonrası rezidüel stresleri en aza indirgemek için, örnekler fırında 200ºC'nin altında bir sıcaklığa soğumaya bırakıldı.

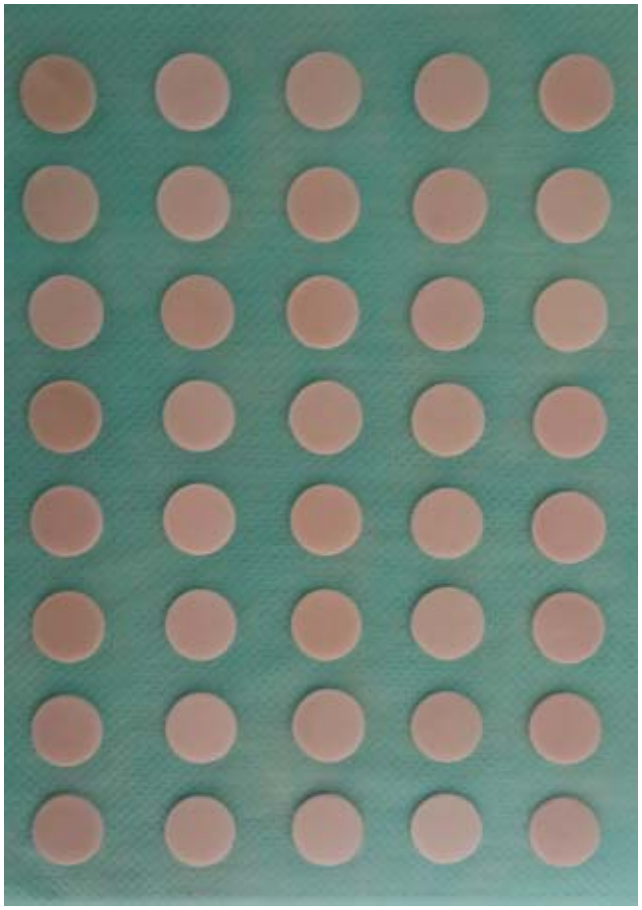
3.1.5. Lava Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Elimizdeki örnek model LavaScan-ST makinesinde tarandı. Tasarımı Lava Design programı ile gerçekleştirildi. Sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacı ile altyapı %20 geniş hazırlandı. Tasarım tamamlandığında Lava bloklar, LavaForm-CNC makinesinde işlendi. İşlem tamamlandıktan sonra tesviye edilip, LavaTerm sinterleme fırınına yerleştirildi. Fırında ön kurutma olarak oda sıcaklığında 3,5 saat bekletildi. Sonrasında, kademeli olarak, 2,5 saatte 1500ºC'ye çıkarıldı ve 2 saatte sinterleme işlem tamamlandı. Sinterleme sonrasında örnekler fırında 200ºC'nin altında bir sıcaklığa kadar soğumaya bırakıldı. Kalınlıklar 0,5 mm olacak şekilde düzenlendi.

3.2. Alt Yapı Örneklerine Veneer Seramiği Uygulanması

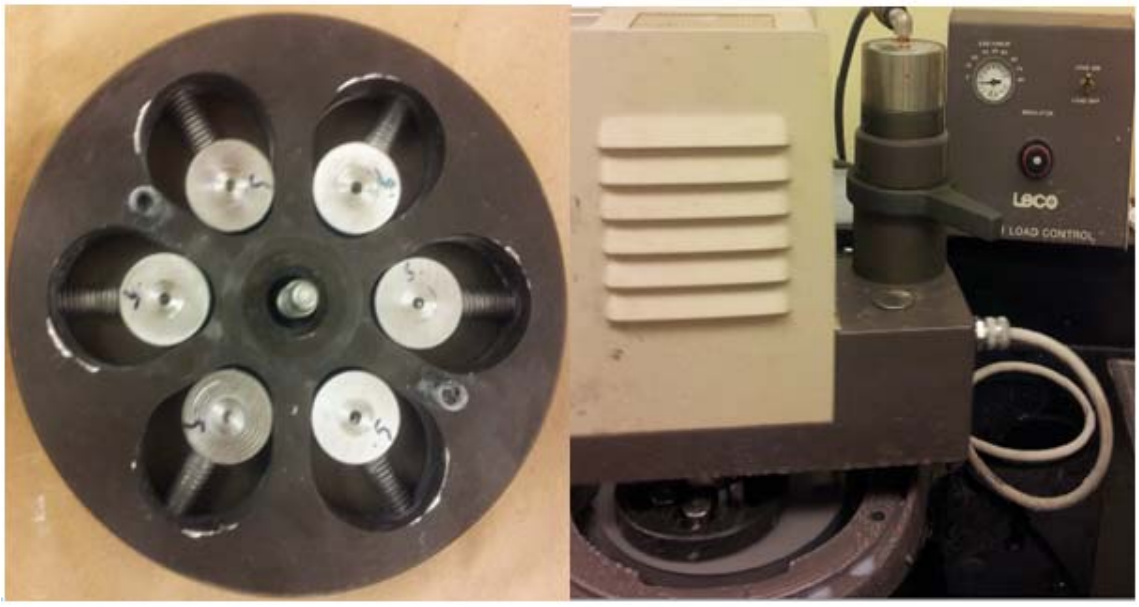
Tüm örnekler vakumlu porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), üreticilerin önerdikleri fırınlama sıcaklığı ve sürelerinde pişirilmişlerdir. İkinci kez fırına girmesi gereken örnekler, üreticilerin önerdikleri şekilde, ilk pişirme sıcaklığından 5-100°C daha düşük sıcaklıkta pişirilmişlerdir.

Elde edilen ve kalınlıkları ölçülen kor yapıların üzerine VITA (Zahnfabrik, Almanya) nano-flour-apatit tabakalama seramiği, 1mm yüksekliğinde ve 14 çapında hazırlanan aparey (fluoropolimer rezin matriks) yardımıyla uygulandı (Şekil 3.2). Veneer porseleni kondanse edildi, elle titreştirildi; fazla sıvı emici kâğıtla uzaklaştırıldı. Matriks dikkatli bir şekilde uzaklaştırıldı. Hazırlanan diskler 750°C'de pişirildi.



Şekil 3.2. Veneer seramik uygulanmış zirkonya kor örnekler.

Porselen veneer kalınlığı 1,0 mm ve örneklerin toplam kalınlığı 1,5 mm olacak şekilde ayarlandı. Seramik kalınlığı 1,5 mm den az olduğu zaman renk farkı sadece renk ölçüm aletleri ile ölçülebilmektedir; veneer kalınlığı 1,0 mm den az olduğu zaman alt yapı rengi farkı insan gözü ile fark edilebilmektedir[54,55]. Porselen yüzeyleri 320, 600 ve 1200 grit silikon karbit zımpara kağıdı ile otomatik polisaj cihazında (Model AP 50; Leco, St Joseph, MI, ABD) polisaj edildi ve final kalınlığa ulaştırıldı. (Şekil 3.3.) Elde edilen örneklerin boyutları 1'i merkezinden diğer dördü periferden olacak şekilde 5 yerden dijital kumpasla (Model number NB60; Mitutoyo American Corporation, Providence, RI, ABD) ölçüldü. Örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Biosonic JR, Whaledent Int NY, ABD) distile su içerisinde 10 dakika bekletildi.



Şekil 3.3. Polisaj cihazı (Model AP 50; Leco, St Joseph, MI)

3.3. Renk Ölçümleri

Spektroradyometre cihazı ve fiber optik ışık kablosu optik masaya (Mecom Inc, Rising Sun, Columbus, Ohio) sabitlendi. (Şekil 3.4.) Objeye 0 derecelik gözlem ve 45 derecelik aydınlatma sağlayacak şekilde spektroradyometre ve optik ışık kablosu yatay düzlem üzerinde aralarında 45 derecelik açı oluşturacak şekilde konumlandırılmıştır. Bu çalışmada tüm renk ölçümleri görünür ışık aralığı 380-780 nm aralığında yapılmıştır. Ölçümler her bir örnek için 2 nm dalga boyu aralıklarında (Spectrawin 2.0; Photo Research Inc) yani; 201 dalga boyu noktasında ve üçer kez yapılmıştır. Daha sonra D65 ışık kaynağı ve 2° gözlemci açısı kullanılarak CIELAB değerlerine çevrilmiştir. Spektroradyometre ölçüm yapılacak objeye 8 cm uzaklıkta ve ölçüm açıklığı 1 mm olacak şekilde standardize edilmiştir. (Şekil 3.5)



Şekil 3.4. Spektroradyometre cihazı.



Şekil 3.5. Spektroradyometre cihazı ve ışık kaynağı. Spektroradyometere ölçüm yapılacak objeye 8 cm uzaklıkta ve ölçüm açıklığı 1 mm olacak şekilde standardize edilmiştir.

Reflektans ölçümlerinin tam doğruluğunu sağlamak amacıyla, her örnekten ölçüm öncesi ve sonrasında, beyaz standart ile ölçüm yapılmıştır. Beyaz, gri ve siyah seramik arka fonlar üzerinde her örneğin ölçümü iki kez yapılmıştır. Örnekler ve arka fon arasına optik kontağı sağlamak için kırılma katsayısı yaklaşık 1,5 olan sukroz solüsyonu yerleştirilmiştir.

Nispi ışıma için (Relative radyans) (watts/sr/m2) 380-780 nm dalga boyu aralığında 2 nm aralıklarla her dalga boyunda ölçüm yapılmıştır. Nispi ışıma mutlak yansımaya (absolute reflectance) dönüştürülmüştür[68,71,74]. Mutlak yansıma Kubelka–Munk teorisine göre nonlinear regresyon analizi ile (no, op ve tr) üç interfasiyal yansıma aralıklarında değerlendirilmiştir. (Çizelge 3.2.)

Çizelge 3.2. İnterfasiyal yansıma düzeltme katsayıları.

IRC	No	Op	Tr
k_1	0.0	0.039	0.039
k_2	0.0	0.321	0.540

No; yüzey yansıması olmaması durumunu göstermektedir.

Op; Mudgett ve Richards tarafından ölçümlenen opak materyaller için k_2 internal yansıma katsayısını göstermektedir.

Tr; Richmond tarafından ölçümlenen translusent materyaller için hazırlanan k_2 internal yansıma katsayısını göstermektedir.

Opak ve translusent malzemeler için kullanılan k_1 yansıma katsayısı Fresnel Kanunu 45 derece illuminasyon denklemine göre değerlendirilmiştir.

3.4. İstatistiksel Analiz

Spektroradyometre ölçümleri sonucunda elde edilen sayısal değerlerin karşılaştırılmasında 5 farklı zirkonya grubu arasında fark olup olmamasını değerlendirmek için tek yönlü ANOVA, akabinde ikili karşılaştırmalar için Rein Eingot

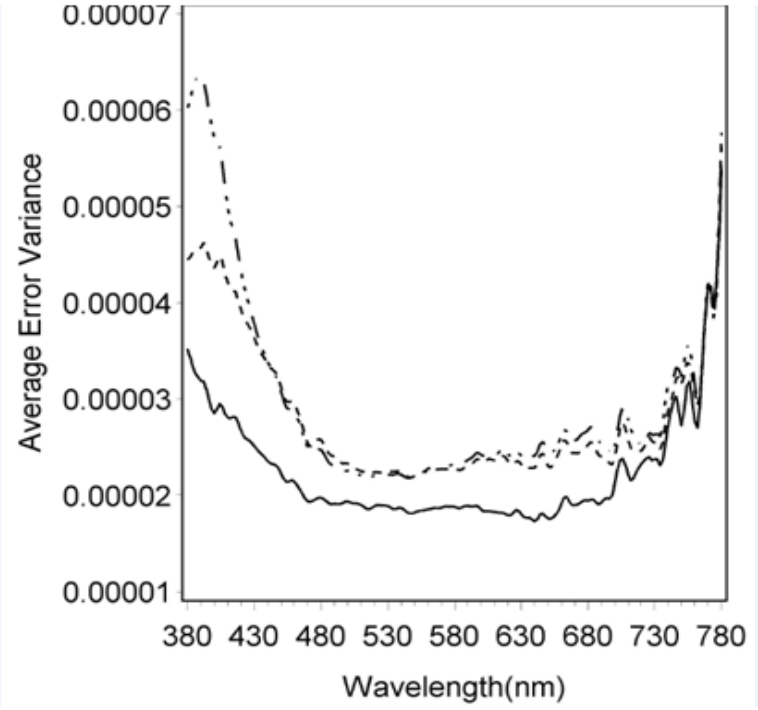
Gabriel Welch-Q (REGW-Q) testleri kullanılmıştır (α=0,05). Analizler için istatistiksel analiz yazılım programı olarak SAS (Procedure NLIN SAS Release 9,2 Edition, SAS Institute, Cary, NC) tercih edilmiştir.

4. BULGULAR

Mevcut çalışmada iki gruba ayrılan (kor ve veneerli) beş farklı zirkonya alt yapısına ait toplamda 80 adet örnekten, 201 dalga boyu noktasında beyaz, siyah ve gri zeminler kullanılarak üçer kez ölçüm yapılmıştır.

Tüm örneklerde yapılan ölçümler sonucunda 380-780 nm dalga boyu aralığında internal yansıma değerleri (IRC) metoduna ilişkin hata spektrumu (EMS) grafikte sunulmuştur (Şekil 4.1). Grafik incelendiğinde Opak-IRC ve No-IRC metotlarına ait değerlerin, düşük dalga boylarında opak çizgisinin yukarıda olmasına karşın, birbirine yakın olduğu görülmektedir. Tr çizgisi grafikte görüldüğü üzere anlamlı şekilde daha aşağıda yer almaktadır. Bu durum hata payının daha düşük olduğunu göstermektedir.

Translusent-IRC metoduna ait katsayılar, Kubelka-Munk analizine ait en doğru sonuçları saptayabilmek için kullanılmıştır. Böylece Kubelka-Munk yansıma analizine göre en doğru sonuçların değerlendirilmesi sağlanmıştır.



Şekil 4.1: İnternal yansıma değerlerine (IRC) ait hata spektrumunu (EMS) gösteren grafik; düz çizgi Tr-IRC; karışık uzun ve kısa kesikli çizgi No-IRC; kısa kesik çizgi OpIRC metoduna ait sonuçları göstermektedir.

4.1. Translusensi Parametresi (TP) Bulguları

Kubelka-Munk analizine göre Translusent-IRC yöntemine ait değerler kullanılarak her örnek için 201 dalgaboyu noktasında emilim ve yansıma (K ve S) katsayıları hesaplanmıştır. CIE tristimulus (X, Y, Z) verileri her örnek ve kalınlık için CIELAB renk parametreleri olan L*, a* ve b* değerlerine dönüştürülmüştür. Tüm bu verilere göre translusensi ve renk farklılıkları (ΔE) değerleri hesaplanmıştır.

Beş farklı sistemin aynı renk kodunda hazırlanmış alt yapı örneklerinin translusensi değerleri tek yönlü ANOVA analizine göre değerlendirildiğinde gruplar arasında istatiksiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0,001$).

Aynı kalınlıkta (0,5 mm) kor örnekleri arasında yapılan değerlendirmede (Çizelge 4.1., Şekil 4.2. ve 4.3.); Prettau zirkonya kor örnekleri; TP1976 (12,1±1,1) ve TP2000 (9,3±0,8) en yüksek translusensi değerlerini göstermektedir. Rainbow-translucent zirkonya kor örneklerinin ise TP1976 (4,1±3,3) ve TP2000 (3,1±2,4) ile en düşük translusensi değerlerine sahip olduğu görülmektedir. Prettau zirkonya ve Rainbow-translucent zirkonya alt yapı gruplarının birbirleriyle ve diğer gruplarla aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p <0,05$). Diğer üç grubun translusensi parametreleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

TP1976 değerlerine göre zirkonya alt yapı sistemler arasında azalan değerlere göre translusensi sıralaması yapıldığında Prettau zirkonya (12,1±1,1), Ice Zirkon zirkonya (8,2±0,8), Rainbow zirkonya (7,4±0,8), Lava zirkonya (6,7±1,4), Rainbow-translucent zirkonya (4,1±3,3) olmaktadır. Ancak; Ice zirkon, Rainbow ve Lava zirkonya alt yapı örnekleri arasındaki fark gerek TP1976 gerekse TP2000 kullanılarak karşılaştırıldığında translusensi değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). Rainbow translucent zirkonya grubunun diğer gruplardan farklı olarak standart deviasyonunun yüksek olduğu dikkat çekmektedir.

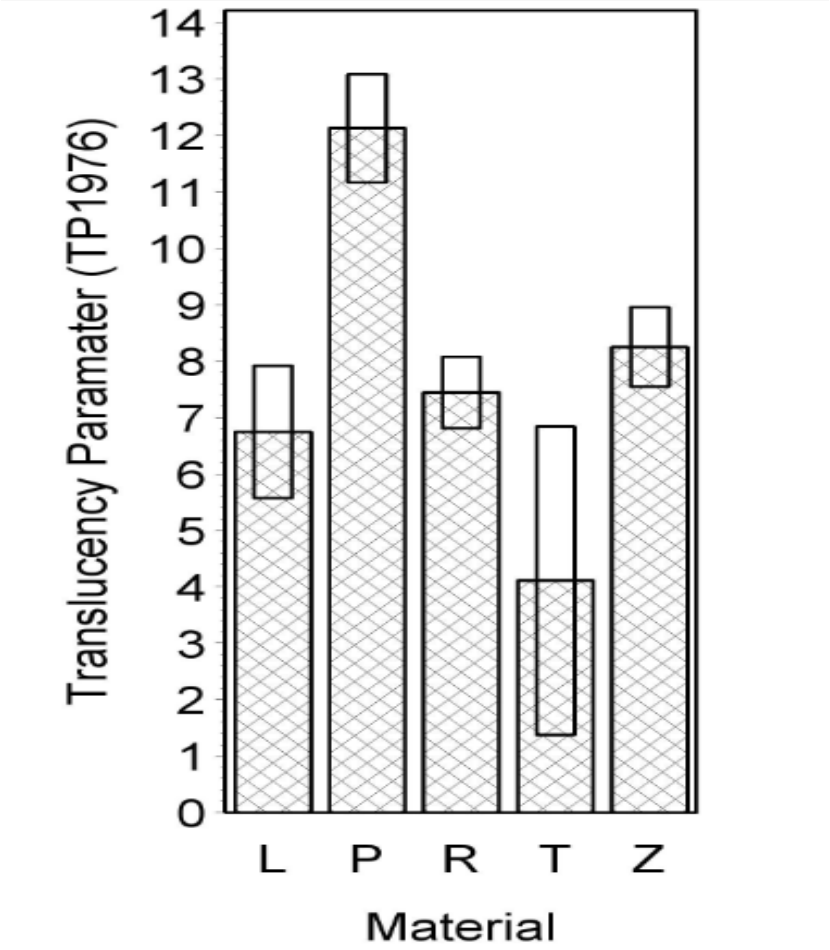
Analiz edilen TP1976 ve TP2000 değerleri çizelge 4.1.'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Zirkonya altyapı örneklere ait translusensi değerleri.

TP1976			**TP2000**	
Örnekler	Değer		Değer	
PS	12,1±1,1	A	9,3±0,8	A
ZS	8,2± 0,8	B	6,1±0,6	B
RS	7,4± 0,8	B	5,6±0,6	B
LS	6,7± 1,4	B	4,9±1,0	B
TS	4,1± 3,3	C	3,1±2,4	C

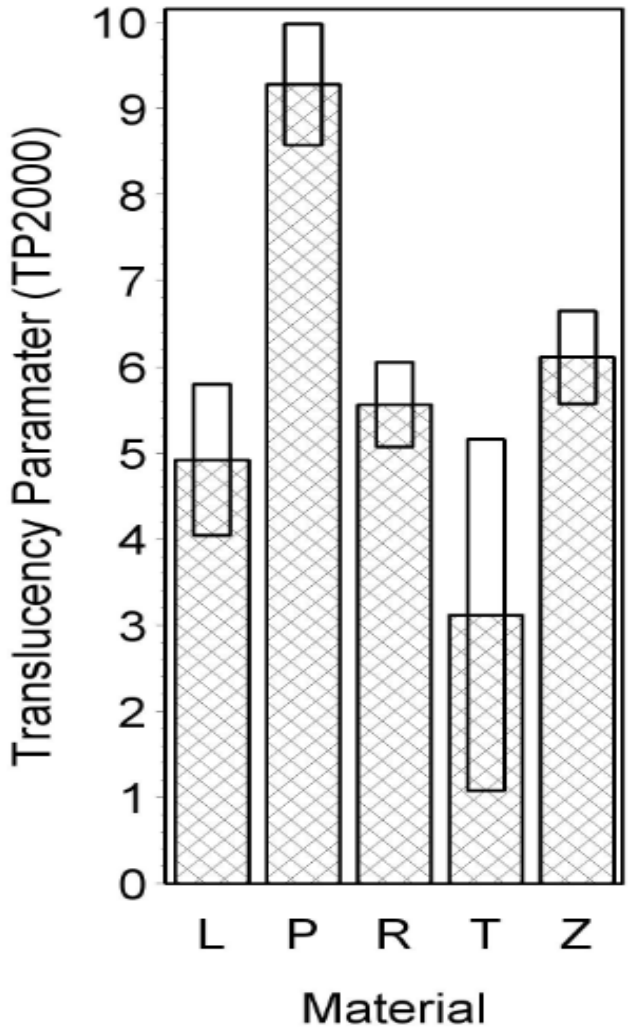
Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları simgelemektedir.

Bulguların grafiksel sunumu Şekil 4.2 ‘de görülmektedir.



Şekil 4.2. Zirkonya kor yapılara ait TP1976 değerlerinin grafiksel gösterimi.

TP2OOO analizine göre zirkonya alt yapı seramik örnekler arasındaki translusensi değerleri büyükten küçüğe sıralama yapıldığında; Prettau zirkonya (9,3±0,8), Ice zirkon zirkonya (6,1±0,6), Rainbow zirkonya (5,6±0,6), Lava zirkonya (4,9±1,0), Rainbow-translucent zirkonya (3,1±2,4) şeklinde olmaktadır (Çizelge 4.1). TP1976’daki sonuçlara benzer şekilde Prettau zirkonya ve Rainbow-translucent zirkonya grupları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır. Diğer 3 grup arasındaki TP farkı istatistiksel açıdan anlamlı değildir ($p > 0,05$).



Şekil 4.3 Zirkonya kor yapılara ait TP2000 değerlerinin grafiksel gösterimi.

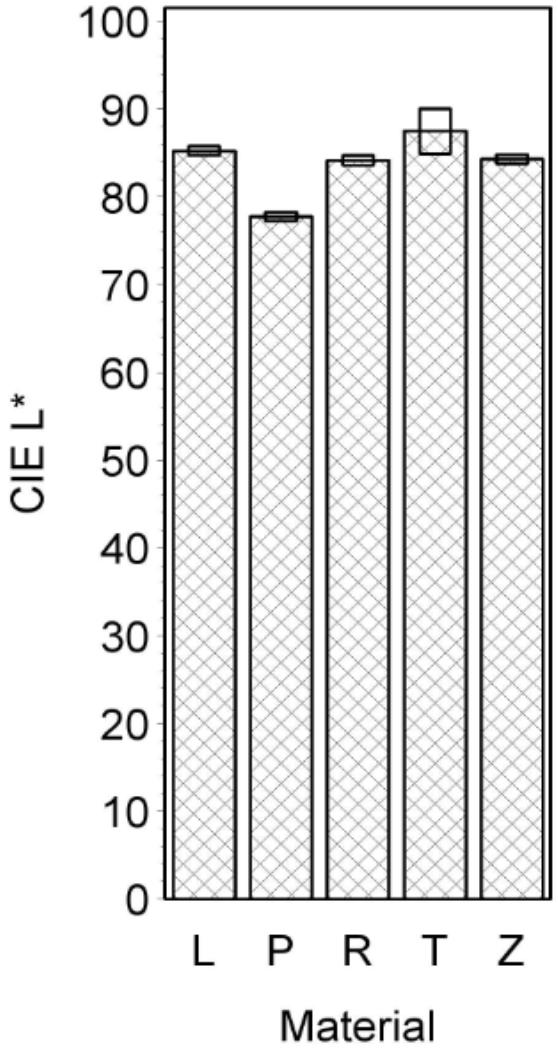
TP2000 parametresinin grafiksel gösteriminde de görüldüğü üzere, Prettau zirkonya (9,3±0,8) değeri ile en yüksek translusensi değerine sahiptir. Diğer dört grup ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.3).

Rainbow-translucent zirkonya (3,1±2,4) en düşük translusensi değerine sahiptir ve çalışmadaki diğer zirkonya alt yapı grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Lava zirkonya (L), Rainbow zirkonya (R), Ice zirkon zirkonya (Z) TP2000 translusensi değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştü ve bu 3 grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Şekil 4.3) ($p > 0,05$).

Çizelge 4.2. Zirkonya altyapı örneklere ait ortalama±standard sapma lightness (L) değerleri. ANOVA tablosu.

Kor tabaka L değerleri			Kor+veneer tabaka L değerleri		
Grup	Değer	.	Grup	Değer	
TS	87,5±3,0	A	TD	78,6±1,2	A
LS	85,2±0,6	B	PD	76,5±0,2	B
ZS	84,3±0,6	B	ZD	76,3±1,5	B,C
RS	84,1±0,7	B	LD	74,5±2,0	B,C
PS	77,7±0,6	C	RD	74,4±1,7	C

Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları simgelemektedir.



Şekil 4.4. Zirkonya sistemlere ait parlaklık değerlerinin (L) grafiksel gösterimi.

Farklı zirkonya sistemlerin alt yapı örnekleri ve veneer seramiği uygulanmış örneklerin parlaklık (L*) değerleri istatistiksel olarak analiz edildiğinde (Çizelge 4.2., Şekil 4.4) gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Kor materyaller analiz edildiğinde; Rainbow-translucent grubuna ait örnekler ortalama 87,5±3,0 ile en yüksek L* değerlerine, Prettau zirkonya grubuna ait örnekler ortalama 77,7±0,6 ile en düşük L* değerlerine sahiptir. Rainbow-translucent ve Prettau zirkonya gruplarının birbiriyle ve diğer gruplarla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Karşılaştırma yapılan diğer 3 zirkonya sistemlerine (Lava zirkonya, Ice zirkon ve Rainbow zirkonya) ait L* değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

Veneer seramik uygulanmış zirkonya örneklere ait L* değerleri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p < 0,05$). Veneerlenmiş Rainbow-translucent zirkonya grubuna ait örnekler ortalama 78,6±1,2 ile en yüksek L* değerini göstermektedir; veneerlenmiş Rainbow zirkonya grubunun Prettau zirkonya, Ice zirkon ve Lava zirkon grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

4.2. Renk Farkları (ΔE) Bulguları

Araştırma kapsamına alınan aynı veneer seramik ile kaplanan farklı zirkonya örneklerinin beyaz ve siyah zemin üzerinde üç aşamada yapılan ölçümlerine ait renk farkları (ΔE) değerleri Çizelge 4.3.'de gösterilmiştir. Veneerlenmiş Prettau zirkonya grubuna ait örnekler ΔE00=6,0±0,3 ve ΔEab=8,7±0,4 değerlerini; Ice zirkon grubuna ait örnekler ΔE00=5,4±0,5 ve ΔEab=7,8±0,7 değerlerini; Rainbow zirkonya grubuna ait örnekler ΔE00=5,0±0,7 ve ΔEab=7,1±1,1 değerlerini; Lava zirkonya grubuna ait örnekler ΔE00=4,9±1,1 ve ΔEab=6,9±1,7 değerlerini; Rainbow-translucent zirkonya grubuna ait örnekler ΔE00=4,0±1,4 ve ΔEab=5,8±2,1 değerlerini göstermektedir. Farklı harfler (Çizelge 4.3) istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları simgelemektedir. Prettau zirkonya grubunun; Lava zirkonya ve Rainbow-translucent zirkonya grubuyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,05$), Ice zirkon ve Rainbow zirkonya grubuyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

Çizelge 4.3. Veneer seramik ile kaplı zirkonya örneklerine ait renk farklılıkları değerleri.

ΔE00			**ΔEab**	
Grup	Değer		Değer	
PD	6,0±0,3	A	8,7±0,4	A
ZD	5,4±0,5	A, B	7,8±0,7	A, B
RD	5,0±0,7	A, B, C	7,1±1,1	A, B, C
LD	4,9±1,1	B, C	6,9±1,7	B, C
TD	4,0±1,4	C	5,8±2,1	C

Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel açıdan anlamlı farkı simgelemektedir.

5. TARTIŞMA

Beş farklı zirkonya alt yapı materyalinin translusensi değerlerinin kor ve veneer seramik kaplanmış şekilde incelendiği çalışmanın hipotezleri, elde edilen bulgular doğrultusunda reddedilmiştir.

Malzemelerin CIE L*a*b* ve CIE Yxy sistemine göre translusensi tespiti genellikle translusensi parametresi (TP) veya karşıtlık oranı (KO) ile yapılmaktadır. Araştırmalarda istenilen değerlerin belirlenmesinde farklı cihazlar kullanılmaktadır. Bu amaçla sıklıkla spektrofotometre ve kolorimetreler tercih edilmektedir. Spektroradyometreler de diş hekimliğinde alternatif renk ölçüm cihazları olarak sunulmuştur. Spektrofotometre, kolorimetre ve spektroradyometrelerin ışık konfigürasyonlarının farklılıklar göstermesi bulunan değerlerin de farklılık göstermesi ile sonuçlanmaktadır. Spektroradyometrik ölçümlerde, spektrofotometrik ve kolorimetrik ölçümlerde meydana gelen kenar ışıma kaybı (edge loss) problemi ortadan kalkmaktadır. Spektrofotometreler, renk çalışmalarında, diş ve renk skalalarının rengini belirlemek ve kor seramiklerinin translusensilerini değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Spektrofotometrik, kolorimetrik ve spektroradyometrik ölçümlerdeki translusensi değeri farkı, aydınlatma konfigürasyonu, aydınlatma ışığının yoğunluğu ve spektral güç dağılımından etkilenmektedir. Renk ölçüm mekanizması benzer olmasına rağmen spektroradyometrelerde aydınlanan alan daha geniştir. Spektrofotometrik ölçümlerde ise aydınlanan alandaki ışık yoğunluğu daha fazladır[135].

Chu ve arkadaşları (2004, 2007), Antonson ve Anusavice (2001) ile Chen ve arkadaşları (2008), Zhang ve arkadaşları (2004), Nakamura ve arkadaşları (2003) translusensiyi kolorimetre yardımıyla KO hesaplayarak belirlemişlerdir[137-143].

Çalışmamızda translusensi değerleri, ölçümleri spektroradyometre cihazı (PR 705; Photo Research Inc) aracılığı ile CIE L*a*b* koordinatları üzerinden, benzer çalışmaların çoğunda kullanılan siyah ve beyaz zemin üzerindeki translusensi parametresi (TP) değeriyle belirlenmiştir. Çalışmamızda araştırılan diğer bir faktör olan alt yapı translusensi ve optik özelliklerin üst yapı seramiğine etkisi CIEL*a*b* sistemine göre, siyah ve beyaz zemin üzerindeki renk farkları (ΔE) yardımıyla belirlenebilmektedir[137]. Kontrast oranı ve translusensi parametresi üzerinden

değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur[139,141]. Chu ve arkadaşları (2004, 2007) ve Okumura ve arkadaşları (2004), Kim ve arkadaşları (2009) çalışmalarında kolorimetre yardımıyla; Vichi ve arkadaşları (2000) ise spektrofotometre kullanarak, ΔE değeri üzerinden farklı seramiklerin maskeleme-yansıtma yeteneklerini değerlendirmişlerdir[133,137,143,144].

Biz de araştırmamızda kullandığımız farklı zirkonya altyapı seramik sistemlerinin translusensi değerlerinin üzerindeki veneer seramiğe etkisi ve renk değişimi özelliklerini, benzer çalışmaların çoğuyla örtüşecek şekilde spektroradyometre ile, CIEL*a*b* sistemi üzerinden, ΔE değerini saptayarak belirlemeyi amaçladık.

Diş hekimliğinde, renk çalışmalarında birçok ışık kaynağı kullanılmaktadır. Renk koordinatları ışık kaynağına göre farklılıklar göstermektedir. Farklı aydınlatmalarda, ışığın spektral güç dağılımı değişiklik gösterdiği için materyale bağlı olarak translusensi de farklılık göstermektedir. CIE standart aydınlatması D65, gün ışığını taklit eder ve yaklaşık 6500 °K'lik renk sıcaklığına sahiptir. A tipi aydınlatma, 2856 °K'lik sıcaklık ile ampül ışığını; F2 aydınlatma ise 4230 °K'lik orta renk sıcaklığı ile floresan ışığı temsil etmektedir[145]. Ahn ve Lee (2008), çalışmalarında farklı tam seramik sistemlerinin TP değerlerini, A ve F2 aydınlatmada, D65 aydınlatmadan daha büyük bulmuşlardır. Yani tam seramiklerin translusensisinin, gün ışığı ortamında, ampül ve floresan ışığı ortamına göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamız, önerilen D65 aydınlatmaya uygun gün ışığını taklit eden ortamda gerçekleştirilmiştir[145].

Seramik materyalinin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi genellikle bir arka planın üzerinde yapılmaktadır. Zemin olarak renklenmiş dişlerin kullanımı da mümkündür. Ancak bu dişlerde standardizasyon imkanı söz konusu olamayacağından, farklı çalışmaların sonuçlarını karşılaştırmada problemler ortaya çıkabilir. Translusensi belirlenirken farklı arka planlar kullanılabilmesine rağmen standart renklendirilmiş bir zemin bulunmamaktadır. Bu sebeple ΔE ve TP değerinin siyah ve beyaz zemin üzerinde belirlenmesi daha doğru olmaktadır[137]. Kim ve arkadaşları (2009), çalışmalarında arka plan olarak, siyah-beyaz zemin, C4 seramik ve opak rezin kullanmışlardır[144]. Chu ve arkadaşları (2004), maskeleme özelliklerini değerlendirmek için ölçümlerini hem tetrasiklin renkleşmesi gösteren anterior dişler hem de siyah-beyaz zemin üzerinde gerçekleştirmişlerdir[138]. Barath ve arkadaşları (2003), Okamura ve arkadaşları (2004), Chu ve arkadaşları (2004, 2007), Heffernan ve arkadaşları (2002a, 2002b), Chen ve

arkadaşları (2008) ve Baldissara ve arkadaşları (2010), arka plan olarak siyah-beyaz zemin kullanmışlardır[14,15,136-138,140,143,146]. Bizim çalışmamızda da arka plan olarak, benzer çalışmaların çoğunda kullanılan, siyah ve beyaz zemin tercih edilmiştir.

Örnek sayısı araştırmanın gücü açısından büyük önem taşımaktadır. Benzer çalışmalarda örnek sayısı genellikle 5 ile 10 arasında değişmektedir. Rasetto ve arkadaşları (2004), çalışmalarını, farklı kalınlıklarda ikişer adet Procera tam seramik sistemine ait toplam 6 örnek üzerinde tamamlamışlardır[147]. Chu ve arkadaşları (2004), 44 maksiller anterior diş için hazırladıkları, yüsek yoğunluklu alumina kor içeren toplam 44 adet veneer örnek üzerinde çalışmışlardır[138]. Yine Chu ve arkadaşları (2007), Procera, Empress 2 ve Vitadur Alpha tam seramik sistemlerinden sırasıyla 8, 8 ve 10 adet hazırlamışlar ve örnek sayısının eşit olmayışını örneklerin hazırlanışındaki zorluğa bağlamışlardır[137]. Heffernan ve arkadaşları (2002a) çalışmalarını, IPS Empress dentin, IPS Empress 2 dentin, In-Ceram Alumina kor, In-Ceram Spinell kor, In-Ceram Zirkonia kor ve Procera tam seramik kor örneklerden 5'er adet üzerinde tamamlamışlardır[14]. Bir sonraki çalışmalarında da (2002b), her gruptaki 5'er örneği veneerlemişler, örnek sayısını değiştirmemişlerdir[15]. Baldissara ve arkadaşları (2010), farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan 8 farklı zirkonyum içeren kopinglerden 5'er adet örnek üzerinde çalışmışlardır[136]. Çalışmamızda standardizasyonun sağlanabilmesi adına, araştırmanın gücü de değerlendirilerek her örnek grubundan 30 adet olmak üzere toplam 150 örnek hazırlanmıştır. Örneklerin yarısı veneerlenerek test edilmek için hazırlanmıştır. Örneklerin homojenitesi ve benzer çalışmalardaki örnek sayısı göz önüne alındığında hedeflenen örnek miktarının fazla olduğu gözlemlendiği için her gruptan 16 adet örnek kullanılarak 80 adet örnek test edilmiştir. Literatür incelendiğinde sağlıklı sonuçlar oluşturması açısından yeterli olduğu düşünülmektedir.

Benzer çalışmalarda örnekler farklı renklerde hazırlanmıştır. Baldissara ve arkadaşları (2010), farklı zirkon korlar üzerinde boya pigmentleri ve uygulama tekniklerinin translusensiyi etkileyeceğini düşünerek hiçbir renklendirme işlemi uygulamamışlardır[136]. Zhang ve arkadaşları (2004), renkleşmiş altyapılar üzerinde, yüksek yoğunlukta alumina kor (Procera) ve farklı renklerde (A1, A2 ve B4) 0,4 mm veneer porseleni içeren çift tabakalı seramik veneerlerin maskeleme yeteneklerini değerlendirmişlerdir[142]. Antonson ve arkadaşları (2001) örneklerini A3 renginde[139]; Heffernan ve arkadaşları (2002a, 2002b), Chu ve arkadaşları çalışmalarında (2004,

2007) örneklerini A2 renginde hazırlamışlardır[14,15,137,138]. Çalışmamızda tüm örnekler tek renkte; Vita Classic renk skalasına göre A1 renginde hazırlanmıştır. Seramik renginin translusensi ve maskelemeyi etkilediği düşünülmektedir. İleride yapılacak çalışmalarda farklı renklerin, tam seramik translusensi ve maskeleme yeteneklerine etkisinin değerlendirilmesinin klinik uygulamalara ışık tutacağı düşünülmektedir.

Örnek çapı, yapılacak ölçümlerin doğru sonuçlar vermesi açısından önem taşımaktadır. Kenar ışıma kaybı (edge loss), translusent örneklerde, yansıma ölçümleri sırasında, ışığın yansımadan örnek köşelerinden dağılması sonucunda genellikle spektrofotometrik ve kolorimetrik ölçümlerde hatalara sebep olan bir durumdur[135]. Bu sebeple yapılan çalışmalarda örnek çapının, ölçüm cihazının optik gözüne uygun olarak hazırlanmasının önemi vurgulanmaktadır. Eğer örnek çapı, ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte belirlenmezse, renk ölçümlerinde kenar ışıma kaybı meydana gelebilmektedir. Bu etkilenmeler, küçük pencere renk ölçümünde (spektrofotometrik, kolorimetrik ölçümler) açığa çıkan ışıma kaybına bağlı dalgaboyu ile açıklanabilmektedir[73]. Çalışmamıza benzer çalışmalarda çoğunlukla örnek çapları 8-14 mm'dir. Kim ve arkadaşları[144] (2009) ve Chu ve arkadaşları[137] (2007) örnek çapını 8 mm; Rasetto ve arkadaşları[147] (2004), 10 mm; Cho ve arkadaşları[148] (2006) 12 mm; Heffernan ve arkadaşları[14,15] (2002a, 2002b), 13 mm; Zhang ve arkadaşları[142] (2004), 14 mm olarak belirlemişlerdir. Çalışmamızda örnek çapı, 14 mm olarak belirlenmiştir. Spektroradyometre cihazı kullanıldığı için de kenar kaybından meydana gelen hatalar elimine edilmiştir.

Kor materyalinin kalınlığı direnci ile birlikte optik özelliklerini de etkilemektedir. Kor ve veneer seramiğinin kalınlığı ile translusensi arasında ters orantı olduğu bildirilmiştir[14,15,135]. Lund ve arkadaşları (1996), örneklerini kliniğe uygun kalınlıklarda üretmek yerine, standart 1,5 mm kalınlıkta hazırlanmışlardır[149]. Benzer şekilde Chen ve arkadaşları (2008), farklı kor materyallerinin translusensisini değerlendirdikleri çalışmada tüm kor örnekleri 0,5 mm olacak şekilde hazırlamışlardır[140]. Çalışma sonucunda materyalleri karşılaştırmışlar ancak klinik kullanım için değerlendirme yapamamışlardır.

Baldissara ve arkadaşları (2010), çalışmalarında 4 farklı zirkonyum kopingi tavsiye edilen farklı kalınlıklarda hazırlamışlardır[136]. Çalışmamızda klinik kalınlığı taklit edebilmesi açısından tüm altyapı örnekleri 0,5 mm olacak şekilde hazırlanmıştır.

Klinik karşılaştırmaların yapılabilmesi için örnekler klinik kullanımdaki kalınlıklara uygun hazırlanmalıdır[14,15,135,137]. Çalışmamızda bu konu üzerinde hassasiyet gösterilmiş olup gerek korlar gerekse veneer porselenleri gerçek klinik kullanımı taklit edecek şekilde hazırlanmıştır. Kor örnekler üretici firmanın tavsiye ettiği şekilde 0,5 mm hazırlanmış, klinik restorasyonu taklit edebilmek üzere sonuç kalınlıkları 1,5 mm olacak şekilde veneer seramiği ile tamamlanmıştır.

Rezin içerikli yapıştırma ajanları, tam seramik sistemler için sıklıkla önerilmektedir. Restorasyonun direncini ve klinik başarılarını artırması, translusensi ve minimum film kalınlıkları nedeniyle estetiğe katkıda bulunmaları gibi avantajlar sağlarlar. Çalışmamızda tam seramik sistemlerinin materyal olarak karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Bu nedenle sonuçlara etki edebilecek simantasyon gibi bir parametrenin bu araştırma kapsamı dışında tutularak daha sonraki çalışmalara dâhil edilmesi planlanmıştır.

Örnek ve zemin arasında kalan hava boşluğu, ışık saçılımına neden olurken optik temasın sağlanamamasına neden olmaktadır. Çok az çalışmada bu sorunun önüne geçebilmek için farklı kırılma indeksli solüsyonlar kullanılmıştır. Zhang ve arkadaşları (2004) çalışmalarında, örnekler ve zemin arasında optik bir sıvı kullanmışlardır[142]. Ahn ve Lee (2008) ile Lim ve arkadaşları (2010) örneklerini kor ve veneer seramiği olarak ayrı ayrı hazırlamışlar ve bu iki tabaka arasına optik bir sıvı uygulamışlardır[135,145]. Benzer şekilde Kim ve arkadaşları[144] (2009) ve Kamishima ve arkadaşları[150] (2005), kompozit örneklerle zemin arasına optik sıvılar yerleştirmişlerdir. Çalışmamızda örnekler ve arka fon arasına optik kontağı sağlamak için refraktif indeksi yaklaşık 1,5 olan sukroz solusyonu yerleştirilmiştir.

Kor translusensisi, restorasyonun estetiğinin sağlanmasında ve materyal seçiminde ana faktörlerdendir[151]. Işık saçılımıyla yakından ilişkilidir. Emilen, yansıtılan ve iletilen ışık miktarı, kor yapıdaki kristal miktarı, partikül büyüklüğü ve kimyasal yapıya bağlıdır. Saçılma miktarı partiküllerin yansıtma indeksi ve kimyasal yapısı ile değişkenlik gösterir. Maksimum saçılma ve opasite için matriks içine yayılmış farklı yansıtma indeksli, ışık dalga boyundan büyük partiküller gereklidir[152].

Chen ve arkadaşları (2008) 4 farklı kor seramiğinin translusensi ve biaksiyal esneme direncini değerlendirdikleri çalışmalarında, alumina ve zirkonyum oksit içeren materyallerin daha düşük translusensi sergilediğini; Empress 2 ve In-Ceram

Alumina'nın, In-Ceram Zirkonia ve Cercon'dan daha translusent olduğunu bildirmişlerdir. Zirkonyum içeren iki opak materyalin translusensisi arasında belirgin bir fark saptayamamışlardır. Empress 2 ve In-Ceram Alumina'nın genel kullanımda, In-Ceram Zirkonia ve Cercon'un ise renkleşmiş dişler ya da döküm metal post varlığı gibi opak kor kullanımı gerektiren durumlarda uygun olacağını savunmuşlardır. Empress 2'nin anterior ve premolar tek diş restorasyonlarda; In-Ceram Alumina'nın kısa anterior köprüler ve tek molar kronlarda; In-Ceram Zirkonia'nın daha az estetik olduğunu ve kısa posterior köprülerde; Cercon'un ise en az estetik başarı sağladığını ancak daha uzun anterior ve posterior köprülerde kullanımını tavsiye etmişlerdir. Zirkonyum içeren korların estetik alanlarda değil, yüksek direnç gerektiren alanlarda kullanımını önermişlerdir[140]. Çalışmamız da ince korların kullanıldığı zirkonya seramiklerle oluşturulmuş restorasyonların da anterior bölgede yeterli estetik için kullanımı değerlendirilmiştir.

Heffernan ve arkadaşları (2002a) yaptıkları çalışmada, farklı 6 tam seramik sistemine ait kor materyallerinin translusensisini karşılaştırmışlardır[14]. Kor yapılar aynı kalınlıkta hazırlandıklarında (0,5 mm) translusensi sonuçları: Empress>In-Ceram Spinell, Empress 2>Procera>In-Ceram Alumina>In-Ceram Zirkonia şeklinde; kor yapıları uygun klinik kalınlıklarda (Empress ve Empress 2; 0,8 mm, diğerleri 0,5 mm) hazırladıklarında ise sonuçları: In-Ceram Spinell>Empress, Procera, Empress 2>In-Ceram Alumina>In-Ceram Zirkonia şeklinde bildirmişlerdir. Hacimce %33 zirkonyum içeren aluminanın (In-Ceram Zirkonia) translusent olmadığını; In-Ceram Zirkonia örneklerin opasitesinin ise metal alaşıma benzer olduğunu savunmuşlardır.

Baldissara ve arkadaşları (2010), farklı CAD/CAM sistemleri ile hazırlanmış zirkonyum kopinglerin translusensisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, traslusensi değerlerini şu şekilde sıralamışlardır: IPS e.max Press>Lava 0,3 mm>Lava 0,5 mm, Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon, VITA YZ, IPS e.max ZirCAD>Cercon. IPS e.max Press örneklerin, zirkonyum içeren seramiklere göre; Lava 0,3 mm örneklerin diğer zirkon gruplara göre farklı biçimde daha translusent olduğunu ve Cercon örneklerin en yüksek opasiteyi sergilediğini saptamışlardır. En büyük standart sapmanın da Cercon örneklerde olduğunu bildirmişlerdir. Sebep olarak üretim sırasında kor yapıların mum modellerinin, CAD sistemi yerine teknisyenler tarafından yapılması sonucu hassasiyetin ve standardizasyonun sağlanamamasına bağlamışlardır. Zirkonyum

örneklerin ışık geçişine izin verdiğini savunmuşlardır. Örnek translusensileri arasındaki farklılıkları, seramik yapısındaki ve kimyasındaki farklılıklar, farklı üretim metotlarının kristalin yapıda meydana getirdiği değişim ve örnek kalınlıklarındaki farklılıktan kaynaklandığını belirtmişlerdir[136].

Günümüz tam seramik sistemleri, restorasyonun direncini sağlayan opak kor materyalleri içerirler ve veneerleme işlemine ihtiyaç duymaktadırlar. Restorasyonda veneer porselenin kullanılması, yüksek dirençli, opasitesi yüksek kor yapıya estetik kazandırma amacı taşımaktadır[153].

Çalışmamızda kullanılan kor yapılar da klinik uygulamada veneerlemeye gereksinim duymaktadır. Klinik uygulamayı yansıtacak şekilde kor materyali 0,5 mm, üst yapı materyali 1,5 mm olacak şekilde ayarlanmıştır.

Heffernan ve arkadaşları (2002b), birinci bölümünde 6 farklı tam seramik sisteminin korlarının translusensisini inceledikleri çalışmalarının ikinci bölümünde, kor örneklere uygun veneer seramiklerini uyguladıktan sonra tekrar translusensi değerlendirmesi yapmışlardır. Veneerlenmiş örneklerin translusensi değerlerini; Empress, Empress 2, In-Ceram Spinell>Procera>In-Ceram Alumina>In-Ceram Zirkonia şeklinde sıralamışlar ve In-Ceram Zirkonya'nın ışık geçimine izin vermediğini savunmuşlardır. Tüm kor örneklerinde opasitenin veneerleme işlemi ile arttığını belirtmişlerdir[15].

Porselen yüzeyine glaze işlemi uygulamak, tamamlanmış restorasyonun translusensi ve renk özelliklerinin değerlendirilmesi ve klinik olarak anlamlı değerlendirilmelerin yapılabilmesi için önem taşımaktadır. Glaze uygulamasın da teknisyenin yeteneğinin standardizasyonu etkilediği düşünülmektedir. Bu işlem sırasında üretici firma tavsiyelerine uyulmasına rağmen sonuçta göz algılamalarında farklar ortaya çıkabilmektedir. Heffernan ve arkadaşları (2002b), çalışmalarının ikinci kısmında örneklerine üretici firma önerileri doğrultusunda glaze işlemi uygulamışlardır. Glaze uygulamanın, tüm örneklerin KO değerinde önemli bir düşüşe sebep olduğunu; sadece In-Ceram Zirkonia'nın glaze uygulamasından etkilenmediğini bildirmişlerdir. Bu düşüşü, ışık saçılımındaki azalmaya bağlamışlardır[15]. Bu durum; pürüzlü yüzeyler daha fazla ışık saçılımına sebep olurken, glaze işleminin ışık saçılımını azaltması ile açıklanabilir.

Bu sebeple çalışmamız da veneer seramiklere glaze işlemi uygulamadan değerlendirilme yapılmıştır. Böylece glaze tabakasından kaynaklanan ışık saçılımı azalması değerlendirmeye dâhil edilmemiştir.

Maskeleme yeteneği, renklenmiş bir diş ya da metal bir post üzerine tam seramik restorasyon yapılacağında bulunması gereken bir özelliktir. Yüksek opasiteli seramikler, farklı arka planlarda en iyi renk stabilitesini göstermesinin yanı sıra yapay bir görüntü sergileme gibi bir dezavantaja sahiptirler. Kor kalınlığını arttırmak da maskelemenin daha başarılı olmasını sağlar. Ancak daha fazla diş dokusu uzaklaştırmayı ya da fazla konturlu restorasyonların yapımını gerektirebilmektedirler[138].

Koyu renkli arka planların maskelenmesi için genellikle üç yöntem kullanılmaktadır: Translusent tam seramik-opak siman kullanımı, opak tam seramik kullanımı ve restorasyonun kalınlığının artırılması. Translusent seramikler, opak simanlarla kullandıklarında sonuç renk tahmin edilebilse de tam olarak bilinemez. Opak seramikler kullanıldığında maskeleme işlemi daha etkili olurken final renk de önceden tahmin edilebilmektedir. Ancak opak yapılar doğal görünümden uzaktır. Koyu renkli zeminlerin varlığında, restorasyonun kalınlığının (kor ve veneer seramiği) arttırılması da bir yöntemdir. Ancak diş yapısında fazla madde kaybına neden olmaktadır[138,154].

Translusent zirkonya alt yapılar üretilerek hem maskeleme özelliğinin sağlanması hem de doğal görünümün elde edilmesi sağlanmak istenmiştir. Çalışmamız da translusent-zirkonya alt gruplar da kullanılarak etkinlikleri değerlendirilmiştir.

Kenar kaybı translusent malzemeler üzerinde küçük sınırlı pencere ile temas ölçümü sonucunda olur. Translusent bir malzeme içindeki saçılma; ölçüm açıklık boyutunun ötesinde malzeme içinde ışığın dağılmasından kaynaklanıyor olabilir. Bu durum materyal için yanlış optik veri vererek, ölçüm aracının yanlış değerlendirmesine sebep olabilir[132]. Işın boyutu ve örnek boyutu da kenar kaybında öneml rol oynamaktadır. Both ve arkadaşları yaptıkları çalışmada dişlerde dalgaboyuna bağlı kenar kaybı olduğunu göstermişlerdir[73]. Bu sebeple çalışmamızda 380nm-780 nm görülebilir dalga boyu aralıklarında 201 dalgaboyunda ölçüm yapılmıştır. Materyal mikro yapısından kaynaklanan saçılma ve absorbsiyonun da değerlendirilmesi için Kubelka-Munk analizi kullanılmıştır.

Geleneksel yaklaşım tarzını değiştirerek başarıyı farklı boyuta taşıyabilmek için dört temel prensibe ihtiyaç vardır. Bu ilkeler; translusens malzemeler için uygun optik

düzeneği içeren renk analiz sistemlerinin kullanılması, farklı gözlemciler için algılanabilirlik ve fark edilebilirlik renk farkı parametrelerinin iyi belirlenmiş olması, dişler için uygun bir renk farkı formülü bulunması ve dişler için de ortak kullanılabilecek uygun renk alanlarının araştırma sırasında kullanılmasıdır[155].

Klinisyen tarafından, dental restorasyonların klinik başarısında renk daha az önem arz etse de; özellikle psikolojik estetik açısından hasta da renk restorasyonun başarısında önemli rol almaktadır. Bu sebeple renk dental estetik açısından en önemli belirleyici haline gelmiştir[156].

Seghi ve ark. (1989) sistemli bir renk seçim işleminde karşılaştırma ve renk eşleme açısından renk standardizasyonu olması gerektiğini belirtmişlerdir[55]. Diş hekimliğinde halen bireysel renk algısına göre eşleşme yapılmaktadır. Diş rengi seçiminde renk skalası kılavuz olarak kullanılmaktadır. Rosenstiel ve Johnston tarafından yapılan bir spektrofotometrik çalışmada farklı marka porselenlerinin skalaya göre kabul edilen renk tonlarının birbirinden farklı olduğu bulunmuştur. Benzer şekilde Pizzamiglio; doğal dişler ile seramik restorasyonların renk eşleştirme işleminin bilim olmaktan çok bir sanat olarak kabul olduğu sonucuna varmıştır.

Translusensi parametresinin klinik anlamı, estetik restoratif malzemenin kullanım alanına bağlı olarak değişir. Arka plan kullanılan restoratif malzeme ile aynı olduğu zaman malzeme üzerindeki translusensi değişimleri fark edilemeyebilir. Buna karşın algılanabilir translusensi farklılıkları; malzeme farklı renge ait zeminlerde değerlendirildiğinde ve özellikle insizal ve interproksimal bölgelerde görülmektedir.

Translusensi parlaklığın üç boyutlu temsilidir ve en iyi parlaklık farkları ile temsil edilir. Yüksek oranda translusent dişler daha düşük parlaklıkta olmalıdır. Çünkü ışığın dişin içerisinden geçmesine izin verir ve ağız boşluğu ile çevrenin gölge ve karanlığını absorbe ederler. Daha opak dişler ışığın geçişine daha az izin verirler. Doğada daha yansıtıcıdırlar ve dolayısıyla daha parlak görünürler. Restoratif materyallerde doğal bir görünüm elde etmek ve cansız, opak görünümü engellemek için translusensi özelliği mevcut olmalıdır. Metal seramik kron ve köprülerde doğal dişlere oranla iletilen ışığın penetrasyonu daha zordur. Opak ve metal yapı doğal olmayan yansımalara sebep olur. Metal destekli kronlarda özellikle proksimal alanlarda istenmeyen koyu renkli alanlar gözlenir. Cam seramik veya diğer tüm tam seramik restorasyonlarda estetik bir artı olarak bu gözlenmez[157,158].

Tam seramik restorasyon uygulamalarında maskeleme özelliği, renklenmiş dişler ve metal postlar gibi restorasyonun final rengini etkileyecek durumların varlığında istenilen bir özelliktir. Opak materyaller arka zemini saklarken translusent materyaller arka zeminin renk geçişine izin verdikleri için zeminden daha fazla etkilenirler[137].

Seramik translusensisinin geliştirilmesi mümkün olabilmektedir. Birçok geleneksel seramik materyali, sinterlenen seramik granülleri nano boyuta getirildiğinde farklı optik özellikler sergilemektedir. Örneğin alumina seramiklerin granül büyüklüğü yeterli oranda küçültüldüğünde translusent hale gelmektedir. Zirkonyum granül boyutları, katkı maddeleri ve sinterleme koşulları değiştirilerek farklılaştırılabilmektedir. Ancak granül büyüklüğü, 2 μm'den küçük olduğunda faz geçişlerinin bozulduğu gözlenmiştir. Çalışmamızda kullanılan zirkonya seramiklerin mikroyapıları incelenebilir, partikül büyüklüğü ve faz geçişlerinin yarı saydamlık özelliklerine etkisi değerlendirilebilirdi. Örnek kalınlığının mekanik testlere uygun olmaması ve kullanılan bütçenin kısıtlı olması çalışmayı bu noktada sınırlandırmıştır.

Dental materyallerin renk değişimlerinin in vivo olarak incelenmesi uzun zaman gerektiren zor bir süreçtir. Renk değişiminin inceleneceği bir materyalin, klinik performansının değerlendirilebilmesi için en az 2-3 yıl klinik takip gerektiği bildirilmiştir. Spektroradyometre cihazının ağız içi kullanımı mümkün olmadığı için çalışmanın klinik olarak yapılması sınırlanmıştır.

Mevcut çalışma Kubelka-Munk teorisinin zirkonya seramik sistemlerde translusensi değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılan ilk çalışmadır. Ağız içi ölçümlere olanak sağlayan spektroradyometre cihazlarının geliştirilmesi ile daha anlamlı klinik çalışmalar yapılmasına referans olacağını düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dâhilinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Beş farklı zirkonya alt yapı seramik sistemlerinin translusensi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur.
2. Rainbow-translucent (GenOss, Seoul, Kore) seramiklerin en düşük translusensi değerine, Prettau (Zirkonzhan GmbH, Bruneck, Italya) seramiklerin en yüksek translusensi değerine sahip olduğu görülmüştür.
3. Zirkonya alt yapı seramik sistemlerinin parlaklık ve translusensi değerleri arasında ters ilişki bulunduğu saptanmıştır.
4. Alt yapı kor seramiğinin translusensi değerinin üst yapı veneer seramiğinin sonuç rengini ve maskeleme özelliğini etkilediği beyaz ve siyah zemin kullanılarak gösterilmiştir.
5. Renklenmiş dişlerin arka plan olarak kullanılacağı farklı renklerde tam seramik sistemlerin dâhil edileceği klinik çalışmalar yapılmalıdır.
6. Malzemelerin optik özelliklerini bir bütün olarak değerlendirip, malzemenin sadece rengini değil translusensisini de ölçebilen renk ölçüm cihazlarının geliştirilmesine büyük bir ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR DİZİNİ

1. **Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ.** Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent, **1998**; 80(3):280-301.

2. **Wee AG, Monaghan P, Johnston WM**. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent, **2002**; 87(6):657-666.

3. **Blatz MB, Sadan A, Kern M**. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent, **2003**;89(3):268-274.

4. **Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A**. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. J Dent, **2011**; 39(1):30-36.

5. **Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ.** Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent, **2007**; 98(5):389-404.

6. **Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM**. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. J Prosthet Dent, **2011**; 106(3):179-83.

7. **Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED**. Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. J Dent Res, **2002**; 81(6):433-438.

8. **Bayındır F, Uzun İH.** Tam seramik kron sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, **2007**; 17(2):33-42.

9. **Kelly JR, Nishumura I, Campbell SD**. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J. Prosthet. Dent, **1996**; 75(1):18-32.

10. **Yüksel G, Çekiç C, Özkan P**. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Ünv Diş Hek Fak Derg, **2000**; 10(2):79-88.

11. **Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E**. Tam Porselen Sistemleri. Gazi Ünv Diş Hek Fak Derg, **2005**; 22(1):41-8.

12. **Ahn JS, Lee YK.** Difference in the translucency of all ceramics by the illuminant. Dent Mater, **2008**; 24(11): 1539-44.

13. **Li Q, Yu H, Wang YN**. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. Dent Mater, **2009**; 25(2):158-165.

14. **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA.** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent, **2002**; 88(1):4-9.

15. **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA.** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials, J Prosthet Dent. **2002**; 88(1):10-15.

16. **Vichi A, Ferrari M, Davidson CL**. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. J Prosthet Dent, **2000**; 83(5):412-417.

17. **Paravina RD, Powers JM**. Esthetic Color Training in Dentistry, 4th Ed., Elsevier- Mosby, China, **2004**.

18. **O'Brien WJ.** Dental Materials and Their Selection, 3 rd Ed., Quintessence Publishing Corp, Canada, **2002**.

19. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J**. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th Ed., St. Louis: Mosby, **2006**.

20. **Brewer JD, Wee A, Seghi R**. Advances in color matching. Dent Clin Nort Am, **2004**; 48(2):341-358.

21. **Joiner A.** Tooth color: A review of the literature. Journal of Dentistry, **2004**; 32(1):3-12.

22. **Poynton C.** A guided tour of color space. In: New Foundations for Video Technology: SMPTE Advanced Television and Electronic Imaging Conference, San Francisco, **1995**.

23. **Bilmeyer FW, Saltzman M**. Principles of color technology. 3rd ed., New York; John Wiley & Sons, Inc.**1981**.

24. **Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A.** Fundamentalsof color shade matching and communication in esthetic dentistry. 11th ed., Illinois; Quint Pub. **2004**:1-99.

25. **Fondriest, J.** Shade matching in restorative dentistry: The science and Strategies. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, **2003**; 23(5):467-479.

26. **Anusavice KJ.** Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed., San Antonio: Saunders, **2003**.

27. **Ubassy, G.** Shape and Color: The Key to Successful Ceramic Restorations.First ed., Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago, **1993.**

28. **Knispel G.** Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. Quintessence International, **1991**; 22(7):525-531.

29. **Anusavice KJ.** Phillips' Science of Dental Materials, Tenth ed., WB Saunders Company, Philadelphia..**1996.**

30. **Seghi RR, Johnston WM.** O'Brien, W. J. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. The Journal of Prosthetic Dentistry, **1986**; 56(1):35-40.

31. **Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E.** The repeatability of an Intraoral Dental Colorimeter. The Journal of Prosthetic Dentistry, **2002**; 88(6):585-590.

32. **Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra RV, Matheson PB.** Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. The Journal of Prosthetic Dentistry, **2002**; 87:149-152.

33. **Sproull RC.** Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. J Prosthet Dent. **2001**; 86(5):453-457.

34. **Preston JD.** Communication, alienation, or confusion. J Prosthet Dent.**1982**; 48(5):599-609.

35. **Sproull, RC.** Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. The Journal of Prosthetic Dentistry, **2001**; 86(5):458-464.

36. **Bayındır F, Wee AG.** Diş Rengi Seçiminde Bilgisayar Destekli Sistemlerin Kullanımı. Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg, **2006;** 30(3):40-6.

37. **O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL**. Color distribution of three regions of extracted human teeth. Dental Materials, **1997**; 13(3):179-185.

38. **Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM.** Accelerated Aging Effects on Color and Translucency of Bleaching-Shade Composites. J Esthet Restor Dent, **2004**; 16(2):117-127.

39. **McDonald, R.** Editor: Colour Physics for Industry, Second Edition; Society of Dyers and Colourists, Bradford, England, **1997**.

40. **Douglas RD, Przybylska M.** Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. J Prosthet Dent, **1999**; 82(2):143-9.

41. **Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley TG.** Comparison of enamel changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. Eur J Orthod, **2001**; 23(1):85-90.

42. **Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW.** Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dent Mater, **2003**; 19(7):612-619.

43. **Patel SB; Gordon VV, Barrett AA, Shen C.** The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. JADA, **2004**; 13(5):587-594.

44. **Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DW.** Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent, **2005**; 93(1):70-75.

45. **Gupta R, Parkash H, Shan N, Jain V.** A spectrophotometric evaluation of color changes of various tooth colored materials after exposure to commonly consumed beverages. JIPS; **2005**; 5(2):72-79.

46. **Saraç D, Saraç YS, Külünk S, Ural C, Külünk T**. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. J Prosthet Dent, **2006**; 96(1):33-40.

47. **Cho BH, Lee YK.** A Shade Guide Model Based on the Color Distribution of Natural Teeth. Col Res Appl, **2007**; 32(4):278-283.

48. **Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithaz G, Athenasiou AE.** Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. J Oral Rehabil, **2007**; 34(8):613-621.

49. **Paravina RD, Majkic G, Imai FH, JM.** Powers. Optimization of Tooth Color and Shade Guide Design. J Prosthodont, **2007**; 16(4):269-276.

50. **Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Lim YK.** Changes in scattering and absorption properties of esthetic filling materials after aging. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. **2007**; 80(1):131-9.

51. **Ermiş RB, Temel UB, Kam Ö**. Florozisli DiĢlerde Yapılan Ağartma Tedavisinin L*a*b* Renk Aralık Sistemi ile Değerlendirilmesi: Olgu Raporu. H Diş Hek Fak Derg, **2007**; 31(1):36-41.

52. **Trakyalı G, Özdemir FI, Arun T.** Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives. Eur J Orthod, **2009**; 31(4):397-401.

53. **Ragain JC, Johnston WM.** Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. Color Res Appl, **2000**; 25(4):278-285.

54. **Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ.** Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent, **1986**; 56(1):35-40.

55. **Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ.** Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. J Dent Res, **1989**; 68(12):1755-9.

56. **Seghi RR.** Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. J Dent Res, **1990**; 69(5):1180-1183.

57. **Douglas RD.** Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent, **2000**; 83(2):166-170.

58. **Wee AG, Monaghan P, Johnston WM.** Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent, 2002; 87(6):657-666.

59. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J**. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed., St Louis; The Mosby Inc Co. **2001**.

60. **Güler AU, Kurt S, Külünk T.** Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. The Journal of Prosthetic Dentistry, **2005**a; 93(5):453-458.

61. **Güler AU, Yılmaz F, Külünk T, Güler E, Kurt S.** Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. The Journal of Prosthetic Dentistry, **2005**; 94(2):118-124.

62. **Uludağ B, Üşümez A, Sahin V, Eser K, Erçoban E.** The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study. J Prosthet Dent, **2007**; 97(1):25-31.

63. **De Azevedo Cubas GB, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T.** The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. Eur J Dent, **2011**; 5(3):245.

64. **Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G.** Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. J Prosthet Dent, **2011**; 105(2):83-90.

.

65. **Douglas RD.** Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. Journal of Prosthetic Dentistry. **1997**; 77(5):464-470.

66. **Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM.** Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. Dental Materials, **2006**; 22(6):553-559.

67. **Groh CL, O' Brien WJ, Boenke KM.** Differences in color between fired porcelain and shade guides. Int J Prosthodont., **1992;** 5(6):510-4.

68. **Lindsey D, Wee AG.** Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. Journal of Dentistry, **2007**; 35(7):593-599.

69. **Johnston WM.** Color measurement in dentistry. Journal of Dentistry, **2009**; 37(1):2-6.

70. **Johnston WM, Kao EC**. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. Journal Dental Research, **1989**; 68(5):819-822.

71. **Davis BK, Johnston WM, Saba RF**. Kubelka-Munk reflectance theory applied to porcelain veneer systems using a colorimeter. International Journal of Prosthodontics **1994**; 7(3):227-233.

72. **Van der burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmit WJ.** A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. Journal of Prosthetic Dentistry, **1990**; 63(2):155-162.

73. **Bolt RA, ten Bosch JJ, Coops JC.** Influence of window size in small-window color measurements, particularly of teeth. Physics in Medicine and Biology, **1994**; 39(7):1133-1142.

74. **Gozalo-Diaz DJ, Lindsey DT, Johnston WM, Wee AG**. Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. Journal of Prosthetic Dentistry, **2007**; 97(1):45-53.

75. **Lee YK, Lim BS, Kim CW.** Influence of illuminating and viewing aperture size on the color of dental resin composites. Dental Materials, **2004**; 20(2):116-123.

76. **Paul S, Peter A, Pietroban N, Hammerle CHF.** Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. Journal of Dental Research, **2002**; 81(8):578-582.

77. **Hu X, Johnston WM, Seghi RR.** Measuring the Color of Maxillofacial Prosthetic Material. Journal of Dental Research, **2010**; 89(12):1522-1527.

78. **Li Q, Wang H**. Spektrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. Dent. Mater, **2009**; 25(2):158-165.

79. **Hong GW, Luo MR, Rhodes PA**. A study of digital camera colorimetric characterization based on polynomial modeling. Color Research and Application, **2001**; 26(4):76-84.

80. **Braudaway, GW, Wong HP.** Color Calibration for the TDI Pro Scanner, IBM Research Report, **1993**. RC-19240.

81. ISO/ CIE. CIE Standard Illuminants for Colorimetry: ISO 10526: 1999/ CIE S005/ E- 1998 CIE Standard Illuminants for Colorimetry http://www.cie.co.at/publ/abst/s005.html, 22. 08. 2007.

82. **Kuehni RG, Marcus RT.** An experiment in visual scaling of small color differences. Color Research and Application, **1979**; 4:83-91.

83. **Seghi RR, Hewlett ER, Kim J.** Visual and instrument colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. Journal Dental Research, **1989**; 68(12):1760-1764.

84. **Ruyter IE, Niler K, Moller B**. Color stability of dental composite resin materials for crowns and bridge veneers. Dental Materials, **1987**; 3(5):246-251.

85. **Douglas RD, Brewer JD.** Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. J Prosthet Dent, **1998**; 79(3):254-260.

86. **Douglas RD., Steinhauer T.J, Wee A.G**. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. Journal of Prosthetic Dentistry, **2007**; 97(4):200-208.

87. **Miyasaka M, Miura H, Nagatomi H, Yoshimine M.** The effects of various finishing materials on the gloss and the color change of indirect prosthetic resin composites. J Med Dent Sci, **2008**; 55(1):1-6.

88. **Kim HS, Um CM.** Color differences between rezin composites and shade guides. Quintessence Int, **1996**; 27(8):559-567.

89. **Doray PG, Wang X, Powers JM, Burgess JO.** Accelerated aging affects color stability of provisional restorative materials. J Prosthodont, **1997**; 6(3):183-188.

90. **Douglas RD, Przybylska M.** Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. J Prosthet Dent, **1999**; 82(2):143-149.

91. **Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M.** Color Stability of Compomer after Immersion in Various Media. Esthet Dent, **2000**; 12(5):258-263.

92. **Lee YK, Cha HS, Ahn JS**. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. J Prosthet Dent, **2007**; 97(5):279-286.

93. **Powers JM, Bakus ER, Goldberg AJ.** In vitro color changes of posterior composites. Dent Mater, **1988**; 4(3):151-154.

94. **Eliades T, Gioka C, Heim M, Eliades G, Makouy M**. Color Stability of Orthodontic Adhesive Resins. Angle Orthod, **2004**; 74(3):391-393.

95. **Mayekar SM.** Shades of a color: Illusion or reality? Dental Clinics of North America, **2001**; 45(1):155-172.

96. **Ancowitz S, Torres T, Rostami H.** Texturing and polishing: The final attempt at value control. Dental Clinics of North America, **1998**; 42(4):607-612.

97. **Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD.** Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. The Journal of Prosthetic Dentistry, **1996**; 75(1):18-32.

98. **Powers JM, Sakaguchi RL.**. Craig's Restorative Dental Materials, Twelfthed., Mosby, USA. **2006.**

99. **Johnston WM, Ma T, Kienle BH.** Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. International Journal of Prosthodontics, **1995**; 8(1):79-86.

100. **Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ.** Optical properties of direct restorative materials. Journal of Dental Research, **1981**; 60(5):890-894.

101. **Antonson SA, Anusavice KJ**. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int. J. Prosthodont, **2001**; 14(4):316-320.

102. **ten Bosch JJ, Coops JC.** Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. Journal of Dental Research, **1995**; 74(1):374-380.

103. **Spitzer D, ten Bosch JJ.** Luminescence quantum yields of sound and carious dental enamel. Calcified Tissue Research, **1977**; 24(3):249-251.

104. **O'Brien WJ.** Fraunhofer diffraction of light by human enamel. Journal of Dental Research, **1988**; 67(2):484-486.

105. **Spitzer D, ten Bosch JJ.** The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. Calcified Tissue Research, **1975**; 17(2):129-137.

106. **Goodkind RJ, Schwabacher WB.** Use of a fiber-optic colorimeter for in-vivo color measurements of 2830 anterior teeth. Journal of Prosthetic Dentistry, **1987**; 58(5):535-542.

107. **Schwabacher WB, Goodkind RJ, Lua MJR.** Interdependence of the hue, value, and chroma in the middle site of anterior human teeth. Journal of Prosthodontics, **1994**; 3(4):188-192.

108. **Terry DA, Geller W, Tric O, Anderson MJ, Tourville M, Kobashigawa A.** Anatomical form defines color: function, form and aesthetics. Practical Procedures and Aesthetic Dentistry, **2002**; 14(1):59-67.

109. **Ragain JC, W.M. Johnston WM.** Accuracy of Kubelka-Munk reflectance theory applied to human dentin and enamel. Journal of Dental Research, **2001**; 80(2):449-452.

110. **Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S.** Color and translucency of in vivo natural central incisors. Journal of Prosthetic Dentistry, **2000**; 83(4):418-423.

111. **Hasegawa A, Motonomi A, Ikeda I, Kawaguchi S.** Color of natural tooth crown in Japanese people. Color Research and Application, **2000**; 25(2):43-48.

112. **Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J.** Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia, Int J Prosthodont, **2002**; 15(4):339-346.

113. **McLaren EA, Terry DA.** CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Compend Contin Educ Dent, **2002**; 23(7):637-641.

114. **Raigrodski AJ.** Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin N Am, **2004**; 48(2): 531-544.

115. **Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripotakis A, Strub JR.** Three-dimensional computerized stres analysis of commercially pure titanium and yttriumpartially stabilized zirconia implants. Int J Prosthodont, **2002**; 15(2):189-194.

116. **Piconi C, Maccauro G**. Zirconia as a ceramic biomaterial. Dent Mater, **1999**; 20(1):1-25.

117. **Rieth PH, Reed JS, Naumann AW**. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilised zirconia. Bull Am Ceram Soc, **1976**; 55:717-721.

118. **Denry I, Kelly R**. State of the art of zirconia for dental applications, Dent Mater, **2007**; 24(3):299-307.

119. **Becher PF.** Slow crack growth behavior in transformationtoughened Al2O3-ZrO2 (Y2O3) ceramics. J Am Ceram Soc. **1983**; 66:485-488.

120. **Casellas D, Ra´fols I, Llanes L, Anglada M.** Fracture toughness of zirconia-alumina composites. Int J Refract Met Hard Mater, **1999**; 17:11-20.

121. **Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ.** Structural reliability of alumina, felspar, leucite, mica and zirconia based ceramics. J Dent, **2000**; 28(7):529-535.

122. **Lee YK.** Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. Dent Mater. **2008**; 24(9):1243-7.

123. **Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J.** Contemporary Fixed Prosthodontic. 3rd Ed., st. Louis: C.V. Mosby. **2001**.

124. **Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S**. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. Dent Mater J, **2007**; 26(1):38-44.

125. **Craig RG.** Ceramic-metal systems. In: Craig RG, Powers JM, editors. Restorative dental materials. 11th ed., St Louis; Mosby Year Book Inc. **2002**; 575-92.

126. **Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y.** Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. Acta Odontol Scand, **2012**;70(5):362-367.

127. **Fischer J,Fischer C.** In: Materials science asprcts of ceramic fused to metak and full deramics. Esthtetics and prosthetics; an ınterdisciplinary consideration of the state of the art. Berlin; Quint Pub, **1999**;71-100.

128. **Moon P**. A table of Fresnel reflection. Journal of Mathematics and Physics, **1940**; 19:1-5.

129. **Richmond JC.** Relation of emittance to other optical properties. Journal Research of the National. Bureau of Standards, **1963**; 67:217-226.

130. **Billmeyer FW, Alman DH.** Exact calculation of Fresnel reflection coefficients for diffuse light. Journal of Color and Appearance, **1973**; 2:36-38.

131. **Mudgett PS, Richards LW.** Kubelka-Munk scattering and absorption coefficients for use with glossy, opaque objects. Journal of Painting Technology, **1973**; 45:44-53.

132. **Ma T, Johnston WM, Koran A.** The color accuracy of the Kubelka-Munk theory for various colorants in maxillofacial prosthetic material. Journal of Dental Research, **1987**; 66(9):1438-1444.

133. **Vichi A, Ferrari M, Davidson CL.** Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. J. Prosthet. Dent, **2000**; 83(4):412-417.

134. **Ahn JS, Lee YK.** Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. Dent. Mater, **2008**; 24(11):1539-1544.

135. **Lim HN, Yu B, Lee YK.** Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. J. Prosthet. Dent, **2010**; 104(4):239-246.

136. **Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FV, Scotti R.** Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J. Prosthet. Dent, **2010**; 104(1):6-12.

137. **Chu FCS, Chow TW, Chai J.** Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. J. Prosthet. Dent, **2007**; 98(5):359-364.

138. **Chu FCS, Sham ASK, Luk HWK, Andersson B, Chai J, Chow TW**. Threshould contrast ratio and masking ability of porceain veneers with high-density alumina cores. Int. J. Prosthodont, **2004**; 17(1):24-28.

139. **Antonson SA, Anusavice KJ.** Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int. J. Prosthodont, **2001**; 14(4):316-320.

140. **Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ.** Translucency and biaxial flexured strength of four ceramic core materials. Dent. Mater, **2008**; 24(11):1506-1511.

141. **Nakamura T, Saito O, Mizuno M, Kinuta S, Ishigaki S.** Influence of abutment substrates on the colour of metal-free polymer crowns. J. Oral Rehabil, **2003**; 30(2):184-188.

142. **Zhang Y, Griggs JA, Benham AW.** Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. J. Prosthet. Dent, **2004**; 91(2):128-135.

143. **Okumura M, Chen KK, Kakigawa H, Kozono Y.** Application alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. Dent. Mater. J, **2004**; 23(2):180-183.

144. **Kim SJ, Son HH, Cho BH, Lee IB, Um CM**. Translucency and masking ability of opaque-shade composite resins. J. Dent, **2009**; 37(2):102-107.

145. **Ahn JS, Lee YK.** Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. Dent. Mater, **2008**; 24(11):1539-1544.

146. **Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W**. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. Adv Dent Res, **2003**; 17:55-60.

147. **Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Fraunhofer JAV.** Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. J. Prosthet. Dent, **2004**; 91(5):441-446.

148. **Cho MS, Lee YK, Lim BS, Lim YJ.** Changes in optical properties of enamel porcelain after repeated external staining. J. Prosthet. Dent, **2006;** 95(6):437-443.

149. **Lund PS, Campell SD, Giordano RA.** Translucency of core and veneer materials for all-ceramic crowns. J. Dent. Res, **1996**; 75:285-286.

150. **Kamishima N, Ikeda T, Sano H.** Color and translucency of resin composites for layering techniques. Dent. Mater, **2005**; 24(3):428-432.
151. **Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD.** Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, **1996**;75(1):18-32.

152. **Clarke FJ.** Measurement of color of human teeth. Proceedings of the first International Symposium on Ceramics, Chicago. Quintessence, **1983**; 441-490.

153. **Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H.** Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. J. Prosthet. Dent, **1991**; 66(2):209-212.

154. **Spear F, Holloway J.** Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? J. Am. Dent. Assoc, **2008**; 139(Supplement):19-24.

155. **Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, Johnston WM**. Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. Prosthet Dent, **2007**; 98(2):101-109.

156. **Paravina RD, Powers JM, Fay RM.** Color comparison of two shade guides. Internatioal Journal of Prosthodontics, **2002**; 15(1):73-78.

157. **Mc Lean JW.** New dental ceramics and esthetics. J. Esthet. Dent, **1995**; 7:141-149.

158. **Gürel G.** Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. İstanbul: QuintessenceYayıncılık Ltd. Şti, **2004.**

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Adana'da doğdu. İlköğrenimini Adana Lütfiye Kısacık İlkokulu'nda, lise öğrenimini Adana Borsa Lisesi' nde tamamladı. 2001 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2007 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'nda öğretim görevlisi olarak çalışmaya başladı. 2010 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Doktora eğitimi süresince Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik, akademik ve eğitsel faaliyetlerde bulundu. Kendini ilime ve bilime adadı.