T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI ÜRETİM TEKNİKLERİNİN ZİRKONYA ESASLI RESTORASYONLARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Tuba YILMAZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Filiz AYKENT

KONYA-2015

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI ÜRETİM TEKNİKLERİNİN ZİRKONYA ESASLI RESTORASYONLARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Tuba YILMAZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Filiz AYKENT

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 13202040 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2015

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Tuba YILMAZ tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Yüksek Lisans / Doktora Tezi olarak oy birliği / oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	"Prof. Dr. Filiz KEYF" Hacettepe Üniversitesi	İmza
Danışman:	"Prof.Dr.Filiz AYKENT" Selçuk Üniversitesi	İmza
Üye:	"Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU" Hacettepe Üniversitesi	İmza
Üye:	"Prof. Dr. Bora ÖZTÜRK" Selçuk Üniversitesi	İmza
Üye:	"Doç. Dr. Serhan AKMAN" Selçuk Üniversitesi	İmza

ONAY:

Bu tez, Selçuk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmenliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu ..... tarih ve .....sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

İmza

Prof.Dr.Hasan Hüseyin DÖNMEZ

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince engin bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bana bir TÜBİTAK projesinde çalışma imkanı sağlayan, titiz ve özverili çalışma şeklini örnek aldığım sevgili danışman hocam Sayın Prof. Dr. Filiz AYKENT'e,

Doktora eğitimim süresince bana her zaman hoşgörü ile yaklaşan ve desteğini esirgemeyen sevgili hocam S.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Nilgün ÖZTÜRK'e,

Eğitim sürem boyunca bilgilerini benimle paylaşarak bugünlere gelmemde üzerimde emeği geçen ve bana mesleki bir duruş kazandıran bütün değerli S.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. Öğretim Üyelerine,

Huzurlu ve sıcak çalışma ortamı sağlayan sevgili asistan arkadaşlarıma,

Tez örneklerimin hazırlanmasına katkıda bulunan AS Dental Diş Laboratuvarı'na ve tüm çalışanlarına, tez örneklerimin CAD/CAM ile üretilmesi aşamasında hiçbir maddi destek beklemeden imkanlarını kullanmama izin veren ve yardımlarını esirgemeyen başta Sn. Barış AKALIN ve Sn. Melis KURTOĞLU olmak üzere tüm Sirona Ofisi çalışanlarına, renk ölçümlerinin gerçekleştirilmesinde hiçbir maddi destek beklemeden laboratuvarlarını ve cihazlarını kullanmama izin veren ve bana bir çalışma ortamı yaratan Sn. Sancaktar DURAK ve Sn. Esra BAYDAR'a

Sonsuz sevgisi ve sabrıyla beni her koşulda destekleyen, yanımda olan ve güç veren sevgili nişanlım Dt. Haluk SAVAŞ'a

Varlığını her zaman yanımda hissettiğim ve pozitif enerjisiyle bana hep destek olan biricik abim Tolga YILMAZ'a,

Doğduğum günden bu yana beni sevgiyle büyüten, benimle sevinip benimle üzülen, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim canım annem Nurigar YILMAZ ve canım babam Yusuf YILMAZ'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım…

İÇİNDEKİLER

SİMGELER ve KISALTMALAR vi

1. GİRİŞ 1

1. 1. Genel Bilgiler 4

1. 1. 1. Dental Seramikler 4

1. 2. Tam Seramikler 5

1. 2. 1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması 5

1. 3. CAD/CAM'in Yapısal Elemanları 13

1. 3. 1. Görüntü Alma (Tarama) 13

1. 3. 2. Restorasyonun Tasarımı 14

1. 3. 3. Restorasyonun Üretilmesi 14

1. 3. 3. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Konseptleri 16

1. 3. 4. CAD/CAM Teknolojisi İçin Kullanılan Materyaller 22

1. 3. 5. Zirkonyanın Kristal Yapısı ve Faz Dönüşümü 25

1. 3. 6. CAD/CAM ile Zirkonya Altyapılı Restorasyonların Üretilmesi 28

1. 3. 7. Zirkonyanın Mekanik Özellikleri 28

1. 4. Zirkonya Altyapıların Veneerlenmesi 29

1. 4. 1. Tabakalama teknigi (Layering) 29

1. 4. 2. Presleme Tekniği (Press-on / Over press) 30

1. 4. 3. Cut-back (Double Veneerleme) Tekniği 30

1. 4. 4. CAD-on (Sinterleme) Tekniği 30

1. 4. 5. Tam Kontur Zirkonya Tekniği 31

1. 5. Işık 31

1. 5. 1. Işığın Doğası 32

1. 6. Renk ve Renk Sistemleri 33

1. 6. 1. Munsell Renk Sistemi 33

1. 6. 2. CIE L*a*b* (Commision Internationale de l'Eclairage) Renk Sistemi. 34
1. 7. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar 36
1. 7. 1. Metamerizm 36
1. 7. 2. Translusensi (Yarı Saydamlık) ve Opasite 37
1. 7. 3. Opalesans 38
1. 7. 4. Floresans 40
1. 8. Dental Renk Ölçümü ve Sistemleri 41
1. 8. 1. Görsel Renk Ölçümü 41
1. 8. 2. Dijital Renk Ölçüm Sistemleri 42
1. 9. Tam Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler 44
2. GEREÇ ve YÖNTEM 46
2. 1. Deney Gruplarının Oluşturulması 47
2. 2. Zirkonya Altyapıların Hazırlanması 48
2. 2. 1. Zirkonya Altyapılara Liner Uygulanması 50
2. 3. Tabakalama Grubunun Hazırlanması 52
2. 4. Presleme Grubunun Hazırlanması 53
2. 5. Cut-back Grubunun Hazırlanması 56
2. 6. CAD-on (Sinterleme) Grubunun Hazırlanması 57
2. 7. Tam Kontur Zirkonya Grubunun Hazırlanması 61
2. 8. Örnek Yüzeylerinin Parlatılması 63
2. 9. Renk Ölçümleri 64
2. 9. 1. Renk Farkı Ölçümleri 65
2. 9. 2. Tranlusens Parametresi Ölçümleri 66
2. 9. 3. Opalesans Parametresi Ölçümleri 67
2. 9. 4. Floresans Ölçümleri 67
2.10. İstatistiksel Analiz 68

3. BULGULAR 69

3. 1. Renk Farkı Bulguları 72

3. 2. Translusens Parametresi Bulguları 74

3. 3. Opalesens Parametresi Bulguları 76

3. 4. Floresans Bulguları 78

4. TARTIŞMA 82

5. SONUÇ ve ÖNERİLER 110

6. KAYNAKLAR 112

7. EKLER 128

EK A: Etik Kurul Onayı 128

8. ÖZGEÇMİŞ 129

SİMGELER ve KISALTMALAR

°C: Santigrat derece

µm: Mikrometre

a*: Bir rengin kırmızılık-yeşillik derecesi

Al_2O_3: Alüminyum oksit

b*: Bir rengin sarılık-mavilik derecesi

CAD: Bilgisayar destekli tasarım

CAM: Bilgisayar destekli üretim

CaO: Kalsiyum oksit

CeO_2: Sezyum oksit

CIE L*a*b*: Commision Internationale de l'Eclairage renk sistemi

FL: Floresans değeri

HT: Yüksek translusensi (High translucency)

K_2O: Potas

KO: Kontrast oranı

L*: Bir rengin açıklığı-koyuluğu, parlaklığı

LT: Düşük translusensi (Low translucency)

MgO: Magnezyum okst

Mg-PSZ: Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya

mm: Milimetre

MO: Orta opasite (Medium Opacity)

MPa: Mega Pascal

N: Newton

Na_2O: Soda

nm: nanometre

OP: Opalesans parametresi

TP: Translusens parametresi

Y_2O_3: Yittriyum oksit

Y-TZP: Yittriya ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristali

ZrO_2: Zirkonyum oksit

ZTA: Cam infiltre edilmiş zirkonyayla güçlendirilmiş alümina

ΔE: Renk farkı

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Üretim Tekniklerinin Zirkonya Esaslı Restorasyonların Optik Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi

Tuba YILMAZ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2015

Bu in-vitro çalışmada dört farklı veneerleme tekniği ve tam kontur tekniğinin zirkonya esaslı seramiklerin renk, translusens, opalesans ve floresans özelliklerine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Altmış adet disk şeklindeki örnek (10 mm çap; 0,5±0,01 mm kalınlık) zirkonya bloklardan üretildi ve sinterlendi. Örnekler veneerleme tekniğine göre rastgele 4 gruba ayrıldı (n=15): Tabakalama (T), Presleme (P), Cut-back (CB), CO (CO). T, P ve CB grubundaki zirkonya altyapılara ZirLiner uygulandı. T grubundaki örnekler nano-florarapatit veneer seramiği ile veneerlendi. P grubundaki örnekler florarapatit cam seramik ingotlar ile ısı ve basınç altında preslendi. CB grubundaki örnekler önce presleme ingotları ısı ve basınç altında preslendi. Ardından mine seramiği ile kaplandı. CO grubu için veneer seramikleri lityum disilikat cam seramik bloklardan CAD/CAM ünitesi ile tasarlanarak frezelendi. Lityum disilikat veneer seramiği ile zirkonya altyapı bir cam füzyon seramiği ile birleştirildi ve kristalize edildi. Tam kontur zirkonya grubu (TK) örnekleri zirkonya bloklardan üretildi. Renklendirme likiti uygulandı ve ardından sinterlendi. Örneklerin renk parametreleri (L*a*b*) bir spektrofotometre ile ölçülerek; renk farkı (ΔE), translusens parametresi (TP), opalesans parametresi (OP) ve floresans değerleri hesaplandı. Sonuçların analiz edilmesi için tek-yönlü ANOVA ve Kruskal-Wallis testleri, Tukey HSD ve Bonferonni testleri çoklu karşılaştırma ile birlikte kullanıldı ($P<0,05$).

Grupların ΔE değerleri arasında önemli fark bulunmuştur ($P<0,05$). ΔE değerleri T, P, CB, CO ve TK grupları için sırasıyla 4,47; 2,11; 3,75; 2,86 ve 2,34 olarak tespit edilmiştir. T ve CB gruplarında renk farkı klinik olarak kabul edilemez düzeydedir ($\Delta E>3,7$). Grupların TP değerleri arasında önemli önemlidir ($P<0,05$) ve TP değerleri CO>P>CB>T>TK şeklinde sıralanmıştır. Grupların OP değerleri arasında önemli fark bulunmuştur ($P<0,05$) ve grupların OP değerleri P>CO>CB>T>TK şeklinde sıralanmıştır. TP değerleri ile OP değerleri arasında güçlü korelasyon bulunmuştur ($r^2=0,861$). Grupların floresans değerleri arasında önemli fark bulunmuştur ($P<0,05$) ve grupların floresans sıralaması TK>T>CO>P>CB şeklinde olmuştur. TP ile floresans değerleri arasında ($r^2= 0,151$) ve OP ile floresans değerleri arasında önemli korelasyonlar bulunmuştur ($r^2=0,227$).

Zirkonya esaslı tam seramiklerin optik özellikleri üretim tekniklerinden önemli derecede etkilenmektedir. Bu nedenle hastaların klinik durumuna uygun tekniğin ve seramik tipinin seçimi önemlidir.

Anahtar Sözcükler: Floresans, opalesans, renk, translusens, veneerleme teknikleri

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Investigation the Effect of Different Fabrication Techniques on Optical Properties of Zirconia-Based Restorations

Tuba YILMAZ
Department of Prosthodontics

PhD THESIS / KONYA-2015

The aim of this in-vitro study was to investigate the effect of four different veneering techniques and full-contour zirconia tecnique on the color, translucency, opalescence and fluorescence properties of zirconia-based systems.

Sixty disc-shaped specimens (10 mm diameter, 0,5±0,01 mm thickness) were fabricated from zirconia blocks and sintered. Specimens were randomly devided into 4 groups according to veneering techniques (n=15): Layering (L), Pressing (P), Cut-back (CB) and CAD-on (CO). ZirLiner was applied to the L, P and CB groups. Specimens in group L were veneered with nano-fluorapatite veneering ceramic. Specimens in group P were heat-pressed with fluorapatite glass-ceramic ingots. Specimens in group CB were heat-pressed with pressing ingots and than veneered with enamel veneering ceramic. In group CO the veneering ceramics were designed with and milled from lithium disilicate glass-ceramic blocks in CAD/CAM unit. Lithium disilicate veneering ceramics and zirconia frameworks were fused to each other by a glass-fusion ceramic and crystallized. Full-contour zirconia group (FZ) specimens were fabricated from zirconia blocks (10 mm diameter; 1,5±0,01 mm thickness). Coloring liqud was applied and than sintered. Color parameters (L*a*b*) were measured with a spectrophotometer and color difference (ΔE), translucency parameter (TP), opalescence parameter (OP) and fluorescence properties were calculated. The results were analyzed with One-way ANOVA and Kruskal-Wallis tests with Tukey HSD and Bonferonni multiple comprasison tests ($P<0,05$).

There were significant differences between the ΔE of the groups ($P<0,05$). ΔE values for groups L, P, CB, CO and FZ were 4,47; 2,11; 3,75; 2,86 and 2,34 respectively. There were unacceptable color differences in L and CB groups ($\Delta E>3,7$). There were significant differences between the TP values of the groups ($P<0,05$) and listed as CO>P>CB>L>FZ. There were significant differences between the OP values of the groups ($P<0,05$) and listed as P>CO>CB>L>FZ. There were strong correlastions between TP and OP values ($r^2=0,861$). There were significant differences between the flourescence values of the groups ($P<0,05$) and listed as FZ>L>CO>P>CB. There were significant correlations between TP and fluorescence values ($r^2= 0,151$) and between OP and fluorescence values ($r^2=0,227$).

Optical properties of the zirconia-based systems are greatly affected by the fabrication techniques. Therefore selection of appropriate technique and ceramic type is important for clinical conditions of the patients.

Keywords: Color, fluorescence, opalescence, translucency, veneering techniques

1. GİRİŞ

Metal destekli seramik restorasyonlar dayanıklılık ve estetikleri ile birlikte dental restoratif uygulamalarda uzun yıllar boyunca referans tedavi seçeneği olmuştur. Ancak metal altyapı ışık geçişine izin vermez. Bunun sonucu olarak doğal dişlerin optik özelliklerinin tamamı taklit edilemez (Li ve ark 2009).

Hastaların ve hekimlerin yüksek estetik beklentileri tam seramik restorasyonların gelişimini sağlamıştır. Tam seramik restorasyonlar üstün estetik özelliklere sahiptir. Çünkü seramikler ışık geçişine izin verirler. Aynı zamanda ışığı dağıtır ve yayarlar. Bu sayede yarı saydam bir derinlik oluşturarak doğal dişin rengini taklit ederler (Touati ve Miara 1993).

Estetik sınırlamaların üstesinden gelebilmek için çok sayıda metal desteksiz materyal ve CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) içeren teknik tanıtılmıştır. Son zamanlarda bu materyallerin klinik olarak yeterli performans sergiledikleri bilimsel olarak desteklenmektedir (Della Bona ve Kelly 2008, Fasbinder 2013).

Diş hekimleri ve diş teknisyenleri estetik olarak hastaların doğal dişlerine uygun seramik restorasyonlar üretebilmek için devamlı bir çaba sarf etmektedirler. Ancak sadece yapısal estetiğin sağlanması yeterli olmamakta, komşu dişlerle kıyaslandığında restorasyonların aynı renkte ve optik özellikte olması gerekmektedir. Renk ve optik özelliklerin bilimsel olarak anlaşılması ve teknisyenle uyumlu çalışma kritik faktörlerdir. Bu sayede teknisyene iletilen bilgiler doğru bir şekilde restorasyona yansıtılabilir (Preston 1985).

Doğal görünümlü seramik restorasyonlar üretmek amacıyla, seramik tabakasının opasitesi, rengi ve kalınlığı gibi hastanın doğal dentisyonuyla uyum içinde olan elementlerin doğru bir şekilde tasarlanması önemlidir (Kim ve ark 2014). Restorasyonların estetik sonuçlarını belirleyen elementler; kullanılan veneer seramiği, kalınlığı, rengi ve opasitenin kombinasyonudur. Aynı zamanda seramik tozunun üretici firması, seramiğin fırınlanma sayısı ve uygulanan kondensasyon tekniğinin de estetik sonuçta etkisi vardır (Seghi ve ark 1986, O'Brien ve ark 1991,

Dozić ve ark 2003). Bunların yanı sıra dental protezin estetik sonucunu diş teknisyenin bilgi ve tecrübesi de etkilemektedir (Kim ve ark 2014).

Tam seramik sistemlerde daha önceden kullanılan materyallerin bir kısmı zayıf mekanik özelliklerine bağlı olarak artık kullanılmamaktadır. Bu nedenle birçok materyalin kullanılabilirliği denenmiştir. Son zamanlarda zirkonya altyapılı restorasyonlar dikkat çekici olmuştur (Kim ve ark 2014). Tam seramik sistemlerde kullanılan diğer materyallerle kıyaslandığında zirkonya, yüksek kırılma ve bükülme dayanım özellikleri, aşınma direnci ve biyouyumluğu ile oldukça üstün bir materyaldir (Guazzato ve ark 2004b). Ancak, monolitik zirkonya ile tam seramik kronların kabul edilebilirliği hakkında soru işaretleri meydana gelmiştir. Bu soru işaretleri; zirkonyanın kazınması için gerekli zaman, tam sinterleme sonrasında meydana gelen boyutsal büzülme, opak rengi ve karşıt dişte oluşturduğu aşınmalardır. Bu eksiklerin üstesinden gelinebilmesi ve doğal dentisyonla uyumlu restorasyonlar elde edebilmek için zirkonya altyapı bir seramik tabakası ile kaplanmalıdır (Braga ve ark 2000).

Başarılı bir renk uyumu her estetik restorasyon için önemli bir beklentidir (Wee ve ark 2002). Doğal mine yarı saydam bir yapıdadır. Bu yüzden seramik restorasyonların aynı şekilde yarı saydam olması ve doğal dişin rengini taklit edebilmesi önemlidir (Brodbelt ve ark 1980). Ancak porselen kronlarla doğal dentisyon arasındaki renk uyumunun sağlanması biraz problemlidir (Wee ve ark 2002).

Doğal dentisyon ile restorasyon arasında doğru renk uyumu elde edilmesi iki özel prosedürü içinde barındırır. Bunlar; renk seçimi ve rengin yeniden üretilmesidir. Seramik üreticileri tarafından teknisyenlerin seçilen renk ile bitim restorasyonların renk uyumunu sağlamasını kolaylaştırmak için verdikleri bilgiler sınırlıdır ve bu bilgiler renk uyumsuzluğunun giderilmesi için yeterli değildir. Zirkonun beyaz rengi ve nispeten düşük translusensiye sahip olması sebebiyle, doğal diş görüntüsü yaratılabilmesi için feldspatik seramikle kaplanması (veneerlenmesi) gerekmektedir. Ancak zirkon altyapı üzerine tabakalama porselenlerinin estetik performanslarıyla ilgili veriler literatürde azdır (Vichi ve ark 2011).

Birçok tam seramik sistemi iki tabakanın kombinasyonu şeklindedir. Bunlar; güçlü seramik kor yapısı ve daha zayıf veneer seramiği tabakasıdır (Isgrò ve ark 2003). Farklı opasite, renk ve kalınlıkta üretilen bu restorasyonların doğal bir görünüm sergilemesi amaçlanmaktadır (McLean 1995, Dozić ve ark 2003). Metal altyapı olmadan üretilen tam seramik restorasyonlar restorasyonun içinden ışığın geçişine izin verdikleri için restorasyonun rengi doğal bir hale gelir ve translusensi artar. Bununla birlikte doğal diş renginde mükemmel estetik bir restorasyon tam olarak elde edilememektedir (Wee ve ark 2002).

Son zamanlarda doğal dişlerin ve dental restoratif materyallerin translusensileri üzerine vurgu yapılmaktadır (Villarroel ve ark 2011). Literatürde renkle ilgili çalışmalara bakıldığında translusensi ile ilgili ölçümler genellikle opasite ile belirtilmiştir. Ancak translusensi ve transparanlık kavramları opasitenin tersidir ve opasiteden ayrılarak değerlendirilmelidir (Johnston 2014).

Zirkonya altyapılar üzerine birçok veneerleme yöntemi bulunmaktadır. Bunlar geleneksel tabakalama yöntemi, ısı ile presleme yöntemi ve tabakalamayla presleme tekniğinin birlikte kullanıldığı cut-back tekniğidir (Luo ve Zhang 2010). Son zamanlarda zirkonya altyapı ve veneer seramiğinin CAD/CAM ile üretilip cam füzyon seramiği ile birleştirildiği yeni bir teknik olan sinterleme tekniği (CAD-on tekniği) tanıtılmıştır (Beuer ve ark 2009). Bu tekniğin zirkonya altyapı ve veneer seramiği arasında sıklıkla görülen bir problem olan veneer ufalanmasını ve teknisyene bağlı hataları elimine edebileceği rapor edilmiştir (Beuer ve ark 2009, Schmitter ve ark 2012, Kanat ve ark 2014).

Zirkonya altyapılı tam seramik sistemlerin yanı sıra, yakın zamanda CAD/CAM için hazırlanan translusent zirkonya bloklarla tam kontur zirkonya tekniği geliştirilmiştir. Bu teknikte veneer seramiği kullanılmadan restorasyon tam kontur olarak zirkonya bloklardan üretilmektedir. Bu tekniğin oklüzal mesafenin az olduğu vakalarda kullanılabileceği ve veneer seramiği kullanılmadığı için seramik ufalanmasının elimine edilebileceği söylenmiştir. Bu tekniğin anterior ve posterior bölgede dokuz üyeye (en fazla iki pontik) kadar kullanılabileceği ve oldukça translusent olduğu bildirilmiştir (Processing instructions InCoris TZI 2013).

Her bir teknik, zirkonya esaslı restorasyonların estetik özelliklerini geliştireceğini belirtmiştir. Ancak farklı veneerleme tekniklerinin ve tam kontur zirkonya tekniğinin tam seramik restorasyonların görünümü üzerinde aynı etkiye sahip olup olmadığı hakkında literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

1. 1. Genel Bilgiler

Seramikler silika yapısında topraksı materyallerdir. İsmini Yunanca'da topraktan yapılma anlamına gelen "keramikos" kelimesinden almaktadırlar. Seramikler, yapısı değiştirilerek farklı amaçlarla kullanılan en eski inorganik materyal olarak bilinmektedir. Seramik, M.Ö. 50 yıllarında Çin'de bulunmuş ve 16. yüzyılda Avrupa'ya getirilmiştir (Anusavice 1993).

Seramikler, ametal bir element olan oksijenin birden fazla metal veya yarı metal (silisyum gibi) atomunu, iyonik veya kovalent bağlarla sarmasıyla oluşmaktadır. Bu atomik bağlar seramiklere stabilite, sertlik, yüksek elastiklik modülü gibi özellikler kazandırarak kimyasal etkilere karsı direnç göstermelerini sağlamaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

1. 1. 1. Dental Seramikler

Dental porselenler; kaolin, feldspar ve kuartzın karışımı şeklinde olup pişmiş toprak ve taştan oldukça farklıdır. Kaolin hidrate alüminyum silikattır (Al_2O_3 $2SiO_2$ $2H_2O$) ve porselende bağlayıcı olarak rol oynar. Quartz pişirme esnasında değişmeden kalır ve güçlendirici ajan olarak görev alır. Feldspar, erimeyle oluşan camsı faz boyunca dağılmış ince kristalin olarak bulunmaktadır. Feldspar eridiğinde kaynaşır ve cam bir matriks meydana getirir. Feldsparlar potasyum alümino-silikat (K_2O Al_2O_3 $6SiO_2$) ve aynı zamanda albite olarak bilinen (Na_2O_3 Al_2O_3 $6SiO_2$) sodyum alümino-silikatın karışımından oluşur. Feldsparlar doğal olarak oluşan maddelerdir, bu yüzden içeriğindeki potas (K_2O) ve soda (Na_2O) biraz değişebilir. Bu da feldsparın özelliklerini etkiler. Soda erime ısısını düşürme eğilimindedir ve potas da erimiş camın vizkozitesini arttırır (Naert 2011). Dental porselenin kompozisyonu %63 silika, %17 alümina, %7 borik oksit, %7 potas ve %4 soda diğer oksitlerdir (Van Noort 2007).

Feldspatik porselenler kimyasal olarak çok stabildir ve zamanla bozulmaz. Isı iletkenlikleri ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentine yakındır. Böylece iyi bir kenar uyumu olduğunda, kenar sızıntısı görülme sorunu daha azdır. Feldspatik porselenlerin sıkışma dayanımları yüksek olmasına rağmen (350-550 MPa), gerilme dayanımı çok düşüktür (20-60 MPa). Materyal esasen camdır ve bu sebeple çok estetiktir ancak kırılma dayanımı düşüktür. Camlar yüzey mikroçatlaklarına karşı çok hassastır ve bu porselen kullanımındaki esas sorunlardan biridir. Bunun çözümü porselene güçlü bir dayanak sağlanmasıdır ve günümüzde farklı sistemler mevcuttur (Naert 2011).

1. 2. Tam Seramikler

Mclean ve Hughes 1960'ların ortalarında yaygın olarak alümina ile güçlendirilmiş jaket kron olarak adlandırılan, feldspatik porselenin alümina ile güçlendirildiği bir kor yapısı geliştirerek tam seramik sistemlerin temelini oluşturmuşlardır. Daha sonra diğer sistemler geliştirilmiştir. Cam seramiklerin geliştirilmesinde Dicor sistemi önemli bir katkıda bulunmuştur. 1980'lerde cam infiltre edilmiş yüksek dayanıklılıkta seramik korlar geliştirilmiş (In-Ceram Vita) ve 1990'larda saf alümina korlar (Procera) ilk kez kullanılmaya başlanmıştır. Son olarak yittria ile parsiyel stabilize zirkonya (Y-TZP), kron ve köprülerde altyapı olarak kullanılmak üzere tanıtılmıştır (Naert 2011).

1. 2. 1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Alimünyum oksitle (Al_2O_3) güçlendirilmiş feldspatik porselenlerin 1965 (McLean ve Hughes) yılında tanıtılmasından itibaren mekanik ve fiziksel özellikleri önemli derecede arttırılmış, tam seramik restorasyonlar için yeni materyaller ve yapım teknikleri geliştirilmiştir (Kelly ve ark 1996).

Benzer kompozisyona sahip seramikler farklı yapım teknikleri ile üretilebilmektedir (Griggs 2007). Günümüzde tam seramik restorasyonların yapımı için beş teknik bulunmaktadır. Bunlar; toz kondensasyonu, dökülebilir dental seramikler, ısı ve basınçla presleme, slip-casting ve yarı sinterlenmiş blokları kazıyan bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretimdir (CAD/CAM) (Denry 1996, Anusavice 2003b).

A. Toz kondensasyonu (Geleneksel feldspatik seramikler)

Bu yöntem, tam seramik bir restorasyon üretimi için geleneksel yöntem olarak bilinmektedir. Klasik porselen hamurunun özel fırçası yardımıyla refraktör day üzerine uygulanmasının ardından fazla nemi alınarak porselen sıkıştırılmaktadır. Sonrasında fırınlama sırasında vakum altında cam bileşenin viskoz akışı ile porselen pişirilmektedir (Griggs 2007). En büyük dezavantajı; restorasyon refraktör daydan çıktıktan sonra ilave gereksinimi olduğu zaman yapılan ilave pişirmeler, restorasyon kenarlarında yuvarlanma ve büzülmeye neden olabilmektedir (McLean 1979). Bu yöntemle hazırlanan seramiklerin translusensileri oldukça fazladır ve estetiktirler (Antonson ve Anusavice 2000). En çok lamina veneer, inley ve onley yapımında kullanılan bir tekniktir. Örnek olarak; Duceram LFC (Dentsply), Finesse low fusing (Dentsply), IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent), IPS Eris (Ivoclar Vivadent), Lava Ceram (3M ESPE), Vita D (Vita Zahnfabrik), Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik), Vita N (Vita Zahnfabrik) sayılabilir. Bu yöntemle sıklıkla feldspatik porselen türü kullanılmaktadır.

B. Dökülebilir tam seramikler

a) Dicor

Dicor, 1980'lerin başında geliştirilen dökülebilir cam seramiktir. Hacimsel olarak %45 cam, %55 tetrasilisilik mikadan oluşmaktadır. Yapısına eklenen bazı floritler ise estetik görünüm sağlamasına yardımcı olmaktadır (Van Noort 2002). Dicor restorasyonun yapımında, mum model fosfat bağlı revetmana alınır ve 1370°C'de santrifüj tekniğiyle dökülür. Daha sonra uygulanan ısısal işlem seramiğin kontrollü kristalizasyonunu sağlar (Qualtrough ve Piddock 1997, Shillingburg ve ark 1997). Dicor, yüksek translusens özelliği nedeniyle diş ve çevre dokuları ile üstün bir renk bütünlüğü gösterir ve bukalemun etki oluşturur (McLean 2001). Bukalemun etki, rengin komşu dokulardan, diş kökünden ve kesilmiş dişten gelerek yayılması olayıdır. Bu nedenle diğer seramik sistemlerine göre daha estetiktir (Alaçam ve ark 1998). Ancak, Dicor artık piyasada bulunmamaktadır. Çünkü düşük kırılma dayanımı oranları sebebiyle başarıları sınırlı kalmıştır (Malament ve Socransky 1999).

b) Cerapearl

1985 yılında, Hobo ve Iwata tarafından döküm apatit seramik olarak bilinen indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Bu sistemin tekniği Dicor cam seramik materyaline benzemektedir. Cerapearl sisteminde kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir. Işık kırma indeksi, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (Lang ve Starr 1992, Wall ve Cipra 1992).

c) OCC (Olympus Casted Ceramic)

Kimyasal içeriği Li_2O-Na_2O-MgO-ZnO-Al_2O_3-TiO_2-Si_2O-F olan dökülebilir bir dental seramiktir. Bu sistemle tek kronlar, inleyler ve veneerler yapılabilir (Pekkan 2005). Yapım tekniği bilinen dökülebilir dental seramiklerinkine benzerdir (Yücel 2005).

C. Slip-casting

Bu teknik, ince alümina tozunun hamur kıvamında hazırlanıp bir refraktör day üzerinde şekillendirilmesine dayanır ve "slip-casting" olarak bilinir. Bu teknikte, ağırlıkça %80 oranında Al_2O_3, $MgAl_2O_4$ ya da Al_2O_3 + ZrO_2 gibi metal oksit içeren yarı sıvı karışım hazırlanır ve refraktör bir day üzerinde şekillendirilir. Day kuruduktan sonra 10 saat boyunca 1120°C'de sinterlenir. Bu şekilde üretilen altyapı, sadece alümina partikülleri arasındaki temas noktaları tarafından bir arada tutulur ve elde edilen yapı pörözdür. Bu pöröz korun dayanımı sadece 6-10 MPa'dır. Pöröz yapı içerisine daha sonra düşük vizkoziteli lantanyum camı 1100°C'de 4-6 saat pişirilerek infiltre edilir (Naert 2011). Bu işlemlerle kor yapının bükülme ve yük taşıma kapasiteleri geliştirilir. İnfiltre edilen cam minik boşlukları doldurarak çatlakların başlamasını engeller ve kor yapısında oluşan fazla stresleri azaltır (Xiao-ping ve ark 2002). Eriyen cam, pöröz yapının içine nüfuz etme özelliğine sahiptir. Bu yüzden bu seramikler aynı zamanda cam infiltre yüksek dayanıklı seramikler olarak adlandırılmaktadır. Estetik ve fonksiyonel form, altyapının konvansiyonel feldspatik porselenle veneerleme işlemi ile elde edilir (Naert 2011). Bu yöntemle üretilmiş restorasyonlar az miktarda üretim kaynaklı defekt içerirler ve geleneksel feldspatik porselenden daha dayanıklıdır (Powers ve Sakaguchi 2006).

a) Hi-Ceram

Cam matriksin yapısına partikül ilave edilmesi ile seramik yapısının güçlendirilmesi ilk olarak 1972 yılında Hi-Ceram sisteminde kullanılmıştır. Hi-ceram (Vident) sisteminde ısıya dayanıklı day üzerinde alüminöz bir kor yapı fırınlanarak elde edilir. Bu kor yapı %70 Al_2O_3 içermesinden dolayı geleneksel porselenden %25 daha serttir. Daha sonra kor üzerine dentin ve mine porseleni bilinen yöntemlerle şekillendirilir. Sistem, diğer tam porselen sistemlerine göre daha fazla çalışma zamanı gerektirmektedir. Anterior ve posterior bölgelerde tek kron restorasyonlarda kullanılabilir. Bu sistem sonraki yıllarda In-ceram sistemin geliştirilmesinde önemli bir basamak oluşturmuştur (Wall ve Cipra 1992).

b) In-Ceram Alumina

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik) ilk kez 1989 yılında tanıtılmıştır ve anterior bölgede üç üyeli sabit parsiyel protez yapımına olanak sağlayan ilk sistemdir (Haselton ve ark 2000). In-Ceram Alumina; 350-500 MPa arasında bükülme dayanımına sahiptir (Giordano ve ark 1995, Wagner ve Chu 1996, McLaren ve White 2000, Guazzato ve ark 2002, Yilmaz ve ark 2007, Chen ve ark 2008). Yirmi yıldan daha uzun bir zaman piyasada yer almış, üstün mekanik özellikleri ve doğal estetik görünümleriyle klinisyenler tarafından kabul görmüştür. Çok yüksek bükülme dayanımları, bu kronları hem anterior hem de posterior bölge için uygun hale getirmektedir. Ancak ışık geçişine tam olarak izin vermediği için estetik bölgelerde kullanılması önerilmemektedir (Heffernan ve ark 2002a).

c) In-Ceram Spinell

Bu sistem ilk kez 1994 yılında In-Ceram Alümina'nın opasitesinin üstesinden gelebilmek için tanıtılmıştır. Kor yapı magnezya ve alümina ($MgAl_2O_4$) karışımından oluşmaktadır ve materyalin translusensisi geliştirilmiştir (Heffernan ve ark 2002b). In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik), In-Ceram alüminadan daha üstün estetik özellikler gösterir. Ancak bükülme dayanımları (yaklaşık 350 MPa) daha düşüktür ve anterior kron ve inleylerde önerilmektedir (Naert 2011).

d) In-Ceram Zirkonya

In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik), In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonudur ve seramiğin dayanıklılığını artırmak için yapıya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesiyle geliştirilmiştir (Sundh ve Sjogren 2004). Bu seramik sistemi geleneksel slip-cast tekniği kullanılarak hazırlanır (Conrad ve ark 2007). Slip-cast tekniği ile üretilen kor yapılar arasında en güçlü olandır ve bükülme dayanımı 700 MPa'dır (Anusavice 2003a). Bu materyal opaktır ve ışık geçirgenliği yeterli değildir. Bu sebeple kullanımı posterior kron ve köprülerle sınırlıdır (Raigrodski 2004b, Sundh ve Sjogren 2004).

D. Isı ve basınçla şekillendirilen tam seramik sistemler

Bu sistemde restorasyonlar, katı seramik bloklar şeklinde bulunmaktadır. Bloklar ısıda eritilip, kayıp mum tekniği kullanılarak hazırlanmış muflada preslenmektedir. Preslenmiş kor, tam kontur restorasyon olarak ya da konvansiyonel feldspatik restorasyona altyapı olarak kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004). Presleme için kullanılan ingotlar cam seramik formundadır. İngotlar, geleneksel porselenler ile aynı kompozisyona sahiptirler ancak daha az pörözdürler ve daha fazla kristalin içeriğe sahiptirler. İngotlar yüksek derecelerde ısıtılarak çok vizköz sıvı haline gelir ardından yavaşça şekillendirilmiş kalıba preslenmektedir. Bu tekniğin avantajı, laboratuvar teknisyenlerinin metal alaşımlarını üretirken kullanmış oldukları kayıp mum tekniğine oldukça aşina olmalarıdır (Sulaiman ve ark 1996, Yeo ve ark 2003). Bu gruptaki seramiklere örnek olarak Cerestore, IPS Empress, IPS Empress 2, IPS e.max Press ve IPS e.max ZirPress verilebilir.

a) Cerestore

Sozio ve Riley tarafından 1983 yılında geliştirilmiştir (Wall ve Cipra 1992). Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum alüminat (Mg Al_2O_3) oluşturur. Kor materyali olarak kullanılan Cerestore, yüksek alümina yapıdadır. Kor yapı, düşük genleşme gösteren alüminöz porselen ile kaplanmaktadır. Model üzerinde restorasyonun mum modelajı yapılır. Daha sonra mum eritilip oluşan boşluğa eritilmiş termoplastik kor materyali epoksi rezin day üzerine direkt enjeksiyon yöntemiyle uygulanır. Bu yöntem istenilen şekilde uyumlanabilen ve şekillendirilebilen bir koping elde etmeyi sağlar ve ısıtma

işlemi sırasında altyapının dayanıklılığı arttırılır (Nakamura ve ark 2003). Kor seramiğinin fırınlanması sırasındaki büzülmenin en aza indirilmiş olması avantajıdır. Fırınlama sırasında pörözite ve düzensizlikler oluşması dezavantajıdır (Sozio ve Riley 1985, Naylor ve Beatty 1992, Rosenstiel ve ark 2006). Cerestore, sonraki yıllarda All-ceram (Innotek Dental Corp) ticari ismiyle piyasaya sunulmuştur (Weaver ve ark 1991).

b) IPS Empress

Lösitle güçlendirilmiş (SiO_2–Al_2O_3–K_2O) cam seramik olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent) yirmi yıldan uzun bir süre kullanılmış ve olağanüstü bir estetik performans sergilemiştir (Ritter ve Baratieri 1999, Tinschert ve ark 2000, Cattell ve ark 2001, Raigrodski 2004a). IPS Empress seramik ingotlarının içinde bulunan birkaç µm büyüklüğündeki lösit kristalleri, cam matriks içerisine gömülmüştür. Restorasyonun mum hali revetmana alınarak mum atımı (burn-out) işlemi gerçekleştirilir, ardından yüksek sıcaklıkta cam seramik manşet içerisine preslenir (ısı ile presleme). Düşük bükülme dayanımları sebebiyle (yaklaşık 100-200 MPa) lösitle güçlendirilmiş bu seramikler sadece estetiğin önemli olduğu anterior bölgede tek kronlar ve laminalarda kullanıldılar.

c) IPS Empress 2

1990'larda Ivoclar Vivadent lityum disilikat cam seramiği (SiO_2–Li_2O) (IPS Empress 2) geliştirdi. Lityum disilikat cam seramiklerin tanıtılmasıyla klinik performansta önemli bir gelişme olmuştur. Kayıp mum ve ısı ile presleme tekniklerinin kombinasyonu ile kullanılmaktadır. İstenilen renkteki bir cam seramik ingot, 920°C'de yumuşatılarak revetman manşete vakum ve basınç altında preslenmektedir. IPS Empress 2'lerin bükülme dayanımları lösitle güçlendirilmiş cam seramik olan IPS Empress'ten üç kat daha fazladır ve anteriorda üç üyeli köprülerde kullanılabilmektedir (Naert 2011). Fiziksel özellikleri ve translusensisi farklı fırınlama işlemi nedeni ile IPS Empress'e göre daha iyidir (Stappert ve ark 2006).

IPS Empress 2 floroapatit esaslı seramiklerle kaplanan lityum disilikat esaslı cam seramikler, yüksek bükülme dayanımı (yaklaşık 350 MPa) ve yüksek

translusensi özelliğinde oldukları için kullanımları zirkonya esaslı seramiklerden daha uygun olabilmektedir (Raptis ve ark 2006, Chen ve ark 2008).

d) IPS e.max Press

2005 yılında IPS Empress 2'ye kıyasla geliştirilmiş özellikte olan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) yeni bir lityum disilikat pres-seramiği olarak tanıtıldı. (Naert 2011). IPS e.max Press'in mekanik ve optik özelliklerini geliştirmenin yanı sıra üretim aşamasındaki tekniklerde geliştirilmiştir (Stappert ve ark 2006). IPS e.max Press seramiği, daha farklı fırınlama aşamalarına tabi tutulmuştur. Bu şekilde materyalin içerisinde yüzey defekti oluşma riski önlenerek fiziksel özellikleri ve materyalin ışık geçirgenliği arttırılmıştır. Temel kristal faz olan lityum disilikat, 3 ila 6 μm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu kristaller (%70) cam matriks içine gömülmüş şekilde bulunur. Bu teknikte renk pigmentleri, erime ısısına ulaştığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar istenilen rengi elde etmek için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk veren iyonların seramik içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Farklı endikasyonlara yönelik olarak çeşitli opasitelerde ingotlar mevcuttur. Bunlar; MO (Medium opacity-orta opasite), LT (Low translucency-düşük translusensi), HO (Highly opaque-yüksek opasite) ve HT (High translucency-yüksek translusensi) ingotlardır (Bühler-Zemp ve ark 2011).

IPS e.max Press'in Empress 2'den farkı daha ufak partiküller içermesidir. Bükülme direnci 400 MPa'dır. Empress 2'den yaklaşık %10 daha yüksek dayanım gösterir (Stappert ve ark 2006). Bu sayede IPS e.max anterior ve posterior bölgede hem tek kron hem de tek diş eksikliği durumunda üç üyeli köprülerin yapımında kullanılabilmektedir (Bühler-Zemp ve ark 2011). Literatürde IPS e.max Press tek kronlarda 5 yılda %95 (Toksavul ve Toman 2007), %100'e kadar sağ kalım oranları rapor edilmiştir (Marquardt ve Strub 2006).

e) IPS e.max ZirPress

IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent) zirkonyum oksit üzerine preslenen bir florapatit cam-seramiktir. Florapatit kristalleri çeşitli boyutlarda olduğu için translusensi, opalesans ve parlaklık hedeflenen doğrultuda kontrol edilebilir ve daha

az translusent olan zirkonyum oksit (ZrO_2) altyapıların en iyi şekilde maskelenmesini sağlar. IPS e.max ZirPress, IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) tek kron ve çok üyeli köprü altyapıları ile ZrO_2 abutmentların üzerine preslenebilir. IPS e.max ZirPress ingotlar, Chromoscop skalası ile uyumlu A-D renklerinde üç farklı opasitede (HT, LT, MO) ve dört bleach BL (beyazlatma) renginde ingotlara sahiptir. Ayrıca iki farklı gingival rengi mevcuttur. IPS revetman sisteminde bir kaç ingot aynı anda preslenebildiği için ingotlar sadece tek bir boyda sunulmaktadır. İngotlar ile IPS e.max sistemindeki CAD/CAM blokların renkleri birbirleriyle uyumludur. Farklı derecelerde opasite ve translusensilere sahip ingotlar, hastanın klinik durumuna (kesilen dişin rengi, istenilen diş rengi) ve kullanılacak üretim tekniğine göre (tabakalama, cut-back, boyama) değişir. MO ingotlar IPS e.max Ceram ile tamamlanmadan önce çok iyi bir uyum sağlamak için restorasyonun kenar bölgesinde, köprü gövdelerinde ve servikal üçlüde kullanılır. Daha translusent olan HT ile LT ingotlar, cut-back ve boyama tekniği için uygundur. Endikasyonları tek kronlar, çok üyeli köprüler, implant üst yapıları, inley destekli köprüler ve laminalardır (Ivoclar Vivadent 2009).

E. Bilgisayar destekli tasarım - Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM)

CAD (computer-aided design) bilgisayar destekli tasarım için kısaltmadır ve CAM (computer-aided manufacturing) bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir (Beuer ve ark 2008).

Bütün CAD/CAM sistemleri üç yapısal eleman içerir (Beuer ve ark 2008). Bunlar;

1. Görüntü alma: Geometriyi dijital veri haline dönüştürerek bilgisayar tarafından işlenebilir hale getiren bir dijitalizasyon aracı/tarayıcı

2. Restorasyon tasarımı: Verileri işleyebilen ve uygulamaya bağlı olarak üretilecek ürün için veri seti üretebilen bir yazılım

3. Restorasyon üretilmesi: Veri setini arzu edilen ürüne çevirebilen bir üretim teknolojisi

1. 3. CAD/CAM'in Yapısal Elemanları

1. 3. 1. Görüntü Alma (Tarama)

Diş hekimliğinde tarayıcı denilince, çene ve diş yapılarını üç boyutlu olarak tarayıp elde edilen verileri dijital verilere çeviren cihaz akla gelmektedir. Temel olarak iki çeşit tarayıcı vardır:

- Optik tarayıcılar
- Mekanik tarayıcılar

Optik tarayıcılar

Bu tarayıcılar "üçgenselleştirme tekniği'' olarak isimlendirilen bir yöntem kullanırlar. Işık kaynağı (örn. lazer) ve reseptör ünitesi birbirleri ile belirli bir pozisyonda konumlandırılırlar. Bu konum, bilgisayarın reseptörden gelen görüntüleri üç boyutlu veriler haline dönüştürmesine imkan sağlar (Mehl ve ark 1997). Beyaz ışık veya lazer ışık kaynağı olarak kullanılabilmektedir. CAD/CAM ile optik ölçü alınarak ağzın tam bir modeli dijital ortama aktarılabilmektedir. Bu şekilde üretim kalitesi arttırılarak maliyet de düşmektedir. Bilgisayar yazılımlarındaki son gelişmeler sayesinde veriler dental laboratuvar veya üretim merkezlerine gönderilmeden önce, preparasyonun kalitesi son kez değerlendirilebilmektedir (Beuer ve ark 2008).

Mekanik tarayıcılar

Bu tip tarayıcılarda, ana model çizgisel alanlarla mekanik olarak okunur ve üç boyutlu yapının ölçümleri elde edilir. Diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcılara verilebilecek tek örnek Procera (Nobel Biocare, Sweden) tarayıcıdır. Bu tarama sistemi, tarayıcı uç çapının freze sisteminin en küçük grenine uyumlu olarak hazırlanması sayesinde ölçüm yaptığı her noktayı freze edebilme yeteneğine sahiptir. Bu özelliği Procera sistemine seçkin bir yer kazandırmıştır (Mehl ve ark 1997, May ve ark 1998, Raigrodski ve Chiche 2001, Webber ve ark 2003, Raigrodski 2005, Reich ve ark 2005). Bu teknikle veri elde etmenin problemleri arasında, aletlerin komplike olması ve optik sistemlere kıyasla uzun üretim süreleri ve parçaların pahalı olması sayılabilir (Şeker ve Ersoy 2010).

1. 3. 2. Restorasyonun Tasarımı

Bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarım yapabilme imkanına az sayıda CAD yazılımı sahiptir. Bu yazılımlardan sadece birkaçı, işin ehli teknisyenlerin yaptığına benzer tasarımlar yapabilmektedir. Farklı özelliklere sahip restorasyon çeşitleri oluşturmak için, çoğunlukla CAD/CAM kullanıcısının tasarım yapmasına gereksinim duyulmaz ve hazır restorasyon şablonları kullanılır. Bazı sistemlerde ise, kullanıcı restorasyona tamamen kendi istediği formu verme imkanına sahiptir (Strub ve ark 2006).

Özel yazılımlar, farklı tipteki dental restorasyonların üretimi için geliştirilmiştir. Bazı yazılımlarla kron ve köprü altyapıları elde edilebilirken, bazı yazılımlarla da tam anatomik kronlar, parsiyel kronlar, inleyler, inley tutuculu sabit protezler, adeziv köprüler ve teleskopik kronlar üretilebilmektedir (Reiss 2007).

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD programı sanal modeli belirli bir formata dönüştürür. CAD/CAM yazılımlarının yerini daha da geliştirilmiş modeller almakta ve bu güncelleme sürekli devam etmektedir. Buna bağlı olarak farklı tasarım programlarında tasarlanan yapı farklı formatlarda kaydedilebilmektedir (Mehl ve ark 1997).

1. 3. 3. Restorasyonun Üretilmesi

Dental restorasyonların üretilmesi amacı ile birçok teknoloji kullanılmaktadır (Strub ve ark 2006). İlk sunulan sistemlerde, restorasyon elmas frezler ve diskler yardımıyla prefabrik bir bloktan kesilerek üretilmektedir. Eksiltme metodu (Subtractive method) olarak adlandırılan bu yöntemde, oluşturulmak istenen restorasyon tek parça bloktan kesilerek, çıkartma esasına göre üretilmektedir (Şeker ve Ersoy 2010).

Eksiltme yöntemi

Tek parça restorasyonları oluşturmada oldukça başarılıdır ancak büyük miktarda madde kaybı meydana gelmektedir. Tipik bir restorasyon elde etmek için prefabrik bir bloğun ortalama olarak %90'ı kullanılmamaktadır (Witowski 2002). Eksiltme yöntemi kullanılarak üretim yapan sistemlerde iki farklı frezeleme sistemi kullanılmaktadır: kuru işleme ve sulu işleme.

a) Kuru işleme

Bu yöntemde, düşük ısıda yarı-sinterleme işlemine tabi tutulmuş zirkonyum oksit bloklar kullanılır. Frezeleme cihazının maliyetinin düşük olması ve zirkonyum oksit bloğunda su emilimi olmamasına bağlı olarak sinterleme öncesinde zirkonyum oksitin kurutulmasına gerek kalmaması, bu sayede zamandan tasarruf sağlanması bu yöntemin avantajlarıdır. Düşük ısıda gerçekleştirilen yarı-sinterlemenin altyapılarda yüksek oranda büzülmeye neden olması ise dezavantajıdır. Bazı firmalar kuru işleme yönteminde kullanılmak üzere rezin materyaller geliştirmişlerdir. Bunlara örnek olarak Zeno 4030 (Wieland Dental-Technik), Cercon (Degu-Dent) ve Lava Form (3M ESPE) verilebilir (Beuer ve ark 2008).

b) Sulu işleme

Bu yöntemde, soğuk su sprey mekanizması ile kazıma işleminde kullanılan elmas veya karbit frezlerin aşırı ısınması engellenir. Bu yöntem, özellikle kazıma işlemi sırasında ortaya çıkacak ısıdan zarar görebilecek olan cam seramikler ve tüm metal malzemeler için kullanılmaktadır. Yüksek sıcaklık derecesinde ön-sinterleme yapılmış olan bir zirkonyum oksit blok kullanılacaksa sulu işleme yöntemi tavsiye edilmektedir. Yarı-sinterleme derecesinin yüksek olması, sinterlemeye bağlı distorsiyon ve büzülme miktarında azalma sağlamaktadır. Bu sistemlere örnek olarak CEREC InLab (Sirona Dental Systems), Everest (KaVo), Zeno 8060 (Wieland Dental-Technik) verilebilir (Beuer ve ark 2008).

Ekleme yöntemi

Ekleme yöntemi (additive method), eksiltme yöntemine alternatif olarak dental CAD/CAM sistemlerde kullanılmaya başlanmıştır. Ekleme yönteminin kullanıldığı CAD/CAM sistemlerinde, bilgisayarda tasarlanan parça üzerinde, freze yoluna benzer rehber bir koordinat oluşturulur. Bu sistemde üretim, blok kesmek yerine oluşturulan rehber koordinat yardımıyla tasarlanan parça oluşuna kadar seramik veya metal tozu kullanılarak malzemenin sinterizasyonu şeklindedir. Ekleme yönteminde artık madde kalmaması avantajdır (Strub ve ark 2006).

Bazı CAD/CAM sistemleri, eksiltme ve ekleme yöntemlerini bir arada bulundururlar. Bu kombine sistemlerden biri olan Procera sisteminde preparasyonu

yapılan dişlerde üç boyutlu kayıtlar üzerinden eksiltme yöntemi kullanılarak genişletilmiş metal bir day modeli üretilir. Bu genişletme miktarı restorasyonun sinterlemeye bağlı boyutsal büzülme miktarı hesaplanarak belirlenmektedir. Restorasyonu oluşturacak seramik tozu ise ekleme yöntemi kullanılarak metal day üzerine yüksek basınç altında sıkıştırılarak adapte edilir ve son restorasyondan daha büyük bir yapı oluşturulur. Daha sonra dış konturlar oluşturulmak üzere restorasyon freze edilir. Normalden büyük boyutlarda elde edilen restorasyon dirençli hale gelmesi için sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Yüksek ısı sayesinde restorasyon boyutsal olarak küçülür ve orijinal boyutuna getirilir (Strub ve ark 2006).

1. 3. 3. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Konseptleri

CAD/CAM sistemlerinin bulunduğu konumlara bağlı olarak, diş hekimliğinde üç farklı üretim konsepti mevcuttur:

1. Hasta başında üretilen sistemler (chairside production)
2. Laboratuvarda üretilen sistemler
3. Bir merkezde üretim yapan sistemler (Beuer ve ark 2008).

Hasta başında üretilen sistemler

CAD/CAM sisteminin bütün parçaları klinikte bulunur. Labaratuvar üretimine gerek kalmadan bu yöntemle restorasyonlar koltukta hasta başında üretilebilmektedir. Dijitalizasyon aleti ağız içi kamera olan bu yöntemle elastomerik ölçülere gerek kalmamaktadır. Bu zamandan kazandırmakta ve hastalara bir seferde restorasyon takılabilmektedir. Bu sisteme örnek CEREC'tir (Sirona). CEREC sistemi su soğutması altında çalıştığından, cam seramiklerden yüksek dayanıklı okside seramiklere kadar geniş yelpazede materyaller kullanılabilmektedir. Bu sistem diş hekimliğindeki ilk CAD/CAM sistemidir (Naert 2011).

a) CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics)

CEREC sistemi CAD/CAM sistemlerden en çok kullanılandır. Bütün CAD/CAM sistemleri içerisinde hem klinikte hasta başında hem de laboratuvarda kullanıma sahip tek sistem CEREC'tir. 1987'de (Mörmann ve Brandestini), prepare

edilen dişin üç boyutlu görüntüsünü alabilen bir prototip makine geliştirdiler. Üç boyutlu dizayn yapan bir yazılımı restorasyon tasarımı için kullandılar ve estetik, cam dolduruculu solit bloklardan inleyler ve onleyleri bilgisayar destekli frezeleme cihazıyla ürettiler (CEREC I, önce Siemens Dental şimdi Sirona). Ardından 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 piyasaya sürülmüştür (Mörmann ve Brandestini 2006). 2005 yılında in-EOS (ExtraOral-Scanner), 2007 yılında CEREC AC, 3 boyutlu kamera CEREC Bluecam ve CEREC 3D yazılımı geliştirilmiştir. 2010 yılında CEREC Biogeneric özelliği ile tek tıklamayla daha doğal oklüzyon tasarımı yapılması amaçlanmıştır. 2011 yılında CEREC yazılım 4.0 güncellemesi ve MC XL freze ünitesi, 2012 yılında CEREC Omnicam görüntüleme sistemi tanıtılmış ve inLab 4 yazılımı geliştirilmiştir. 2014 yılında ise en güncel yazılım olan CEREC Software 4.3, in Eos X5 ağız dışı tarayıcı piyasaya sürülmüştür (Sirona 2015).

CEREC sistemi hekimlerin klinikte klasik ölçü alma işlemini ortadan kaldırarak cihazın ağız içi kamerası yardımıyla bu işlemin gerçekleştirmesine olanak sağlar. Sistemin sahip olduğu bilgisayar yazılımı sayesinde restorasyonun elde edilen görüntü üzerinde tasarımı yapılır. Uygun altyapı malzemesinin bilgisayar yazılımından seçilmesinin ardından, seçilen blok frezeleme ünitesine yerleştirilir (Mörmann ve Brandestini 2006). CEREC CAD/CAM sistemi (Sirona) diş hekimlerine seramik restorasyonları ölçü modele, geçici restorasyonlara veya laboratuvar desteğine ihtiyaç olmadan tek aşamada kendi kendilerine yapabilme imkanı sunmuştur (Mörmann ve Brandestini 1987).

Sirona firması tarafından geliştirilen CEREC Connect AC cihazı ile hastalardan sistemin özel kamerası ile dijital ölçüler alınabilmekte bu şekilde ölçü alınırken karşılaşılan hava kabarcığı, boşluklar, ölçü karıştırılması ve uygulama zamanına bağlı sorunlar, ölçülerin dezenfeksiyonu ve saklanmasına bağlı problemler ortadan kalkmaktadır. CEREC Connect ile alınan optik dijital ölçüler konvansiyonel ölçü yöntemlerine göre hassas ve yenilikçi bir alternatiftir. İntraoral dijital veriler üç boyutlu model oluşturmak üzere hesaplanır ve bu veriler seçilen bir diş laboratuvarına internet yoluyla doğrudan gönderilebilir. Bu geleneksel ölçü yöntemlerinden hoşlanmayan hastalar için iyi bir alternatiftir (Sirona 2012).

Hasta başında kullanılan CEREC sisteminin üç çeşit frezeleme sistemi

bulunmaktadır. CEREC MC ünitesi ile inley, onley, kron ve lamina; CEREC MC X ile inley, onley, lamina, köprü (4 üyeye kadar), abutment, cerrahi klavuz; CEREC MC XL ünitesi ile ise bunlara ilaveten tüm laboratuvar endikasyonları ve 14 üyeye kadar köprü üretilebilmektedir.

İlk üretilen CEREC sistemlerinin dezavantajları restorasyonların iyi olmayan marjinal uyumları (Giordano 2006) ve okluzal yüzeyin şekillendirilmesinde görülen başarısızlık idi (Rosenstiel ve ark 2001). CEREC 2 sistemi ile beraber bu problemler aşılmış CEREC ile yüksek bir başarı oranıyla restorasyonlar elde etmek mümkün olmuştur. Renk stabiliteleri ve aşınma oranları da klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir (Martin ve Jedynakiewicz 1999, Fasbinder 2005). Okluzal yüzeyi iyi bir şekilde cilalanmış ve glazelenmiş CEREC restorasyonları karşı diş minesinde doğal dişin yapacağı aşınmaya eşdeğer bir aşınma oranı gerçekleştirir (Giordano 2006). Ayrıca Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD/CAM sistemi CEREC'dir. Tek seansta restorasyonların elde edilmesi ile de postoperatif hassasiyet oranı da azalmaktadır (Fasbinder ve ark 2005).

CEREC sistemi üzerine yapılan klinik çalışmalar konusundaki literatürün sistematik analizi büyük oranda başarıya işaret etmektedir. CEREC teknolojisi çağdaş, koruyucu kavite preparasyon tasarımı ile uyumludur. Komplike restoratif işlemlerin tek seansta tamamlanmasına olanak vererek olası pulpal travma riskini minimuma indirger (Jedynakiewicz ve Martin 2001).

CEREC sistemi ile hem metal desteksiz kor yapılar hem de tam kontur monolitik restorasyonlar üretilebilmektedir. CEREC sistemi ve metalsiz restorasyonlar için farklı materyaller mevcuttur. Bu materyaller farklı mekanik ve optik özellikler göstermektedir ve klinik kullanımı ile ilişkili seçim kriteri zor olabilmektedir. Doğru bir seçim için, uzun ömür ve estetik ana parametreler olarak göz önünde bulundurulmalıdır (Vichi ve ark 2014). Genel olarak estetik ve uzun ömür ters orantılıdır çünkü daha güçlü materyal için kristalin miktarının artışı daha opak sonuçlara neden olur (Giordano 1996).

Laboratuvar üretimi

Bu yöntem geleneksel diş hekimi-teknisyen arasındaki süreç gibidir. Diş hekimi ölçüyü laboratuvara gönderir ve ilk olarak ana model elde edilir. Geriye kalan CAD/CAM basamakları laboratuvarda gerçekleştirilir. Tarayıcı yardımıyla, ana modelin üç boyutlu verisi elde edilir. Bu veriler çeşitli yazılımlarla işlenebilmektedir. CAD kısmının ardından, gerçek şekli üretmek üzere veri frezeleme ünitesine gönderilir. Ardından restorasyonun modele uyumlaması gerçekleştirilir. Son olarak diş teknisyeni altyapıların üzerine tabakalama veya presleme tekniğiyle veneerleme işlemini gerçekleştirir (May ve ark 1998, Raigrodski ve Chiche 2001, Luthy ve ark 2005, Raigrodski 2005).

a) CEREC InLab sistemi

İntraoral görüntülemeye alternatif olarak ölçüsü alınan preparasyon modeli in-EOS yardımıyla da görüntülenebilir. 2005 yılında laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Lazer tarayıcı (inEos Blue) ile çalışma modelin dijital görüntüsü alınır. Sistemin inEos Blue kısmı; tarayıcı, bilgisayar ve inLab 3D tarayıcı-tasarım yazılımını içermektedir. InEos Blue kısmının dışında frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde bulunmaktadır. Tasarım yazılımında bulunan patentli "biogeneric" özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyon yapılabilir. Bu şekilde yazılımda mevcut standart diş şekilleri değil, bireysel olarak her hastaya uygun morfolojide restorasyon yapılabilmektedir. Tasarım bittikten sonra inLab MCXL frezeleme cihazıyla restorasyon hazırlanır. Bu cihaz ± 25 μm hassasiyetle çalışmakta ve 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir. Sinterleme fırını olan inFire HTC Speed ile 5 üye köprü 90 dakikada sinterlenebilmektedir (Çelik ve ark 2012).

b) Cercon

CAD/CAM teknolojisine sahip sistem, frezeleme ve lazer tarayıcı içeren Cercon Brain ünitesi ve sisteme ait sinterleme fırını olan Cercon Heat ünitesinden oluşur (Besimo ve ark 2001). Bu sistem 2002 yılında piyasaya sürüldüğü zaman sadece CAM sistemi olarak çalışıyordu. 2005 yılında sisteme üç boyutlu optik tarayıcı (Cercon eye) ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı eklenmiştir. Her bir üye 10 μm hassasiyetle 20 saniyeden kısa bir sürede modelden taranabilmektedir.

Cercon Brain Expert ünitesi ile frezeleme, Cercon Heat Plus fırını ile sinterleme işlemi yapılmaktadır. Tek üyeden 9 üyeye kadar yarı sinterlenmiş zirkonya blokları freze edebilir (Çelik ve ark 2012).

c) DCS Preci-fit

DCS Preci-fit sistem, 1990 yılında kullanılmaya başlanılmıştır. Sistem tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı (Preciscan), yazılım (DCS Dentform) ve frezleme makinesi (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Alçı modelin optik tarayıcı ile taranmasının ardından yazılım cihazında altyapının tasarımı yapılır ve elde edilen bilgiler frezleme makinesine gönderilir. Altyapı, tam sinterlenmiş prefabrike zirkonya bloklardan, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir (Guazzato ve ark 2005). Metal, cam seramik ve güçlendirilmiş seramikleri frezeleyebilmesinin yanında restorasyon altyapılarını tam sinterlenmiş bloklardan (DC-Zirkon) ve titanyumdan (DC-Titan) hazırlayabilen az sayıda CAD/CAM sisteminden biridir (Liu ve Essig 2008).

d) Zenotec

Wieland firmasının 2005 yılında piyasaya çıkarttığı sistem, üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakumu içermektedir. Zirkonya blokların yanı sıra, titanyum ve Cr-Co köprü altyapıları da yapabilmektedir (Çelik ve ark 2012). Farklı boyutlarda olan kazıyıcı üniteler (Zeno 4820, Zeno 3020, Zeno 4030M1) alüminyum oksit, zirkonyum oksit ve kompozit ve titanyum blokları kazıyabilmektedir. Kazınacak materyale göre su soğutmalı veya kuru olarak çalışabilmektedir. Zenotec Select frezeleme ünitesi ile beş farklı yönde kazıma yapılırken işlem tamamen otomatik olarak gerçekleşmekte ve sistem çalışırken sekiz adet diskin de yerleştirilmesine izin vermektedir (Wieland-Dental 2015).

e) Everest

Everest sistemi (Kavo Dental), Everest Scan (tarayıcı ve tasarım programı), Everest Engine (kazıma ünitesi), Everest Therm (sinterleme fırını) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır. Elde edilen model, tarama ünitesinde taranır ve aynı tarama ünitesinde altyapı tasarlanır. Ardından kazıma ünitesinde altyapı oluşturulur (Giray

ve ark 2007). Everest sistemiyle inley, onley, anterior ve posterior kron, köprü yapılabilmektedir (Çelik ve ark 2012).

Merkezi üretim

CAD/CAM sistemlerinde üçüncü seçenek merkezi bir üretim sisteminde frezeleme işleminin gerçekleştirilmesidir. Bu üretim şeklinde, dental laboratuvar üretim merkezine internet yardımı ile bağlanır. Veri setleri dental laboratuvarda elde edilir ve üretim merkezinde bulunan CAD/CAM cihazında üretim gerçekleştirilir. Son olarak üretim merkezi restorasyonu ilgili laboratuvara gönderir. Böylece birinci ve ikinci üretim aşaması laboratuvarda gerçekleşirken üçüncü aşama üretim merkezinde gerçekleşir (May ve ark 1998, Reich ve ark 2005). Sonuç olarak, restorasyonun konfigürasyonu dental teknisyenin ellerine kalmaktadır.

CAM üretiminin dışardan sağlanmasının avantajı, az gereksinimle yani sadece djitalizasyon aleti ve yazılım satın alınarak yüksek kalitede üretim şekline sahip olunabilmesidir. Ek olarak belirli bir üretim teknolojisine bağlı olunmadığından (frezeleme teknolojisi gibi) daha bağımsız olunabilir. Hemen hemen bütün CAD/CAM sistemleri kendi içinde kapalı sistemlerdir. Diğer bir deyişle, eğer bir üreticiden bir tarayıcı alınmışsa sadece bu üreticinin frezeleme üniteleri kullanılabilmektedir. Ek olarak altyapılar başka bir yerde üretildiğinden laboratuvar için mali bir kayıp oluşturur. Birçok üretim merkezi, laboratuvarlara tarayıcı olmadan da hizmet sunabilmektedir. Ana model merkeze gönderilerek, altyapı üretimi gerçekleştirilmektedir. Altyapıların gerekli veneerleme işlemleri yine dental laboratuvarlarda gerçekleştirilmektedir (Beuer ve ark 2008).

a) Procera

Procera CAD/CAM sistemi ilk olarak 1986'da kron ve köprü restorasyonları için titanyum altyapılar üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Titanyumun dökümünün çok zor olması nedeni ile titanyum altyapı üretimi için döküm dışında bir yöntemin araştırılmasıyla ortaya çıkmıştır (Russell ve ark 1995). Seramik teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, Procera sistemi kullanılarak tamamı seramik sistemler için altyapılar üretilmeye başlanmıştır (Ottl ve ark 2000). 1993'te Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials iş birliği ile Procera All-Ceram sistemi geliştirilmiştir

(Denissen ve ark 2000). Avantajları cam infiltre seramiklere kıyasla daha translusens özellikleri ve artmış dayanımlarıdır. Sistem ölçüden bir day elde edilmesini, özel bir bilgisayar yazılımı kullanılarak arzu edilen geometrinin dijitalize edilmesini ve verilerin internet üzerinden New Jersey/ABD veya İsveç'te bulunan üretim merkezlerine gönderilmesini içerir. Özel bir yöntemle üretilen bu kor yapı, 1600-1700°C'de sinterlenen ve tamamen yoğunlaştırılmış %99,5 saf alüminadan meydana gelir. Kor, tekrar estetiğin sağlanması için feldspatik bir porselenle kaplanır (Naert 2011). Ayrıca zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi bu sistemde mümkündür (Ural 2011).

b) Lava

Lava tam seramik sistemi (3M ESPE) 2002 yılında piyasaya sunulmuştur. Sistemde yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), CAM ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır (Piwowarczyk ve ark 2005). İşlem, ölçüden elde edilen model yüzeyinin optik tarayıcı ile yüzeye temas etmeden taranması ile başlamaktadır. Bu tarama işlemi kron preparasyonları için yaklaşık 5 dakika, 3 üyeli bir köprü preparasyonu içinse yaklaşık 12 dakikadır. Okluzal ilişki ve daylar, tarayıcı ile üç boyutlu olarak bilgisayara aktarılır. Elde edilen veriler CAD/CAM teknolojisine sahip Lava Milling ünitesine altyapının oluşturulması için aktarılır ve altyapı sistem parametrelerine göre elde edilir. Bu sistemin tamamen CAD destekli olması, teknisyenin mum modelasyon yapmasını gerekli kılan sistemlere göre avantajıdır (Palin ve Burke 2005). Yarı-sinterlenmiş bloklar son sinterizasyon esnasında büzülme göstereceği için, altyapı büyütülmüş olarak hazırlanmaktadır. Bu büzülme miktarı %20 ile 25 arasında değişmektedir. Daha sonra sinterlenmiş altyapılar veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanmaktadır (Piwowarczyk ve ark 2005).

1. 3. 4. CAD/CAM Teknolojisi İçin Kullanılan Materyaller

a) Silika esaslı seramikler
b) İnfiltrasyon seramikleri
c) Yüksek performanslı oksit seramikler

Silika esaslı seramikler

Çeşitli CAD/CAM sistemleri inley, onley, veneer, parsiyel ve tam kron üretilmesi için silika esaslı seramiklerin kullanılmasını önermektedirler. Vitablocs Mark II (Vita), IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) monokromatik bloklara örnek olarak verilebilir. Bunlara alternatif olarak üreticiler multikromatik bloklar da sunmaktadır. Vitablocs TriLuxe (Vita), IPS Empress CAD Multi (Ivoclar Vivadent) multikromatik bloklara örnektir. Lityum disilikat bloklar bu grup içerisinde yüksek dayanım değerleri (360 MPa) ile önemli bir yere sahiptir ve posterior tek kron ve üç üyeli köprü yapımı için önerilmektedirler (Sorensen ve ark 1998b, Sorensen 1999, Tinschert ve ark 2001b, Taskonak ve ark 2006). Lityum disilikat bloğa IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) örnek olarak verilebilir. Oldukça sık kullanılmaktadır çünkü aşınmaya karşı direnci yüksek, üstün estetik özelliği ve renk stabilitesine sahiptir (Liu ve Essig 2008).

İnfiltrasyon seramikleri

CAD/CAM sistemleri için kullanılan infiltrasyon seramikleri kaynaklarını Vita In-Ceram sisteminden alır. Bu bloklar daha önceden bahsedilen In-Ceram Alümina, Spinell ve Zirkonya ile aynı kompozisyon ve klinik endikasyonlara sahiptir (Beuer ve ark 2008). Pöröz bloklar CAD/CAM ile frezelendikten sonra, %100 sertliğine ulaşması ve gerçek rengini alması için cam infiltrasyon işlemi gerçekleştirilir. Ardından veneer seramiği ile kaplanırlar (Giordano 2006). In-Ceram AL (Vita) alimünyum oksit bloklar; anterior ve posterior tek kronlar, üç üyeli anterior köprüler, teleskopik kronların iç yüzeylerinde kullanılabilmektedir (Raigrodski ve Chiche 2002). In-Ceram YZ (Vita) bloklar ile bunlara ek olarak iki gövdeli anterior ve posterior köprüler, kantilever köprüler (kantilever genişliği en fazla premolar boyutu kadar olmalıdır) üretilebilir (Beuer ve ark 2008).

Yüksek performanslı oksit seramikler

Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit bloklar CAD/CAM teknolojisinde kullanılabilir (Beuer ve ark 2008).

a) Alüminyum oksit

Yüksek performanslı oksit seramiklerdir. Anterior ve posterior kron ve üç üyeli anterior köprülerde kor yapı olarak kullanılabilir. In-Ceram AL Block (Vita) ve inCoris Al (Sirona) örnek olarak verilebilir (Beuer ve ark 2008).

b) Zirkonyum oksit

Zirkonyum elementi adını Arapça "Zargon" kelimesinden almaktadır ve "Altın renkli" anlamına gelmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyum doğada hiçbir zaman tek başına bulunmamaktadır. Hava ile temas etmesi halinde yüzeyinde hızla metal oksit tabakası oluşmaktadır. Zirkonyumun bilinen mineralleri zirkon ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2) (Malkoç ve Sevimay 2009). Zirkonyum oksit ya da zirkonya, 1789'da Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından zirkon taşının ısıtılmasıyla meydana gelen reaksiyon sonucu oluşan bir metal oksit olarak tanımlanmıştır ve zirkonyumun kristalin dioksit formudur. Mekanik özellikleri birçok metal ile benzerdir ve rengi diş rengine yakındır (Piconi ve Maccauro 1999). Garvie ve ark (1975), zirkonyanın üstün mekanik özelliklerini göstermek üzere bir model hazırlamıştır ve zirkonyayı "çelik seramik" olarak adlandırmıştır.

Zirkonya kimyasal olarak bir oksittir ve teknolojik olarak bir seramiktir (Lughi ve Sergo 2010). Üstün mekanik özelliklerine bağlı olarak bir biyomateryal olarak ilgi çekmiştir. Alümina (Al_2O_3) ile kıyaslandığında, kimyasal ve biyolojik olarak inert olması zirkonyum oksiti biyouyumlu yapmaktadır (Ferraris ve ark 2000). Suda çözünmemesi sitotoksik olmadığının kanıtıdır (Dion ve ark 1995, Torricelli ve ark 2001, Lohmann ve ark 2002). Titanyuma kıyasla bakteriyel adezyonu daha azdır. Bu hem in vitro hem de in vivo çalışmalarla kanıtlanmıştır (Rimondini ve ark 2002, Scarano ve ark 2004, Scotti ve ark 2007). Dahası, arzu edilen bir radyoopasiteye ve düşük korozyon potansiyeline sahiptir (Denry ve Kelly 2008).

Zirkonya seramiklerin esneme direnci 900-1200 MPa'dır (Zeng ve ark 1997). Yüksek kimyasal ve boyutsal stabilitesi, mekaniksel dayanıklılığı ve kırılma dayanımı restoratif diş hekimliği uygulamaları için caziptir (Aboushelib ve ark 2005). Altyapıların radyoopasitesi metaller ile kıyaslanabilir düzeydedir. Kenar uyumu kontrolü, fazla siman uzaklaştırılması ve sekonder çürük teşhisi mümkündür

(Raigrodski 2004a). Kısa dönemde, zirkonya-seramik köprüler metal-seramik köprülerle benzer 3 yıl sağ kalım oranları göstermişlerdir (Sailer ve ark 2009).

1. 3. 5. Zirkonyanın Kristal Yapısı ve Faz Dönüşümü

Saf, işlenmemiş zirkonya doğada polimorfik formda bulunur. Bunun anlamı farklı sıcaklıklarda kimyasında herhangi bir değişiklik olamadan farklı bir dengede (kararlı) kristal yapısı ortaya koyar. Üç farklı kristalin formda ortaya çıkar: oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik faz, 1170°C'den 2370°C'ye kadar tetragonal faz ve 2370°C'nin üzerinde kübik fazda bulunur (Subbarao 1981, Goff ve ark 1999, Lughi ve Sergo 2010).

Saf zirkonyada sinterizasyon işleminden sonra büyük miktarlarda ısı düşüşü ve hacminde önemli değişiklikler meydana gelir. Bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır (Kern ve Wegner 1998).

Isı düşüşünün ardından, tetragonal fazdan daha stabil monoklinik faza kendiliğinden bir dönüşüm gerçekleşir ve %4-5 hacimsel bir artış meydana gelir (Garvie ve Nicholson 1972, Heuer ve ark 1986). Bu faz değişimi materyalde güçlü sıkışma dayanımları oluşmasına neden olur. Yirmili yıllara kadar, dünya çapında geniş oranlarda zirkonyum bulunmasına rağmen, şiddetli çatlak oluştuğu için bu malzeme kullanılamamıştır (Lughi ve Sergo 2010).

Otuzlu yıllarda zirkonyanın bu dezavantajı, onun potansiyel ve olağanüstü bir özelliği olarak yorumlanmıştır (Ruff ve Ebert 1929, Passerini 1939). Yıllar boyunca, sezyum oksit (CeO_2), magnezya (MgO) ve yittria (Y_2O_3), minör faz olarak monoklinik ve tetragonal kısımlarla birlikte oda sıcaklığında esas olarak kübik fazda bulunan kısmen stabilize zirkonya bileşimleri oluşturmak için kullanılmıştır (Subbarao 1981).

Stabilizerler olarak adlandırılan MgO, CaO, Y_2O_3 ve CeO_2 bileşimleri ile faz dönüşümü engellenebilmekte, böylece zirkonyanın tetragonal ya da kübik kristalleri oda sıcaklığında termodinamik bir şekilde yarıstabil (metastabil) kalabilmektedir (Zarone ve ark 2011). Zirkonyanın bu özelliği son yıllarda bu materyal üzerinde biyomateryal araştırmaların yoğunlaşmasının nedenidir. Stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle "parsiyel stabilize zirkonya" olarak adlandırılan çok fazlı bir materyal

elde edilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Raigrodski 2004a). Parsiyel stabilize zirkonyaya dışardan bir yük uygulandığı esnada çatlak oluşup ilerlerken, çatlak ucunun yanında ve çevresinde tetragonal faz monoklinik faza dönüşebilir. Bu dönüşümle elde edilen hacim genişlemesi, çatlak ucunda sıkıştırıcı baskılara neden olur. Bu durum, aktif olarak çatlağın yayılmasını engeller çünkü çatlağın yayılmaya devam edebilmesi için daha fazla enerji gereklidir. Bu parsiyel stabilize zirkonların kırılma direncini arttırmaktadır (Thompson ve ark 2011). Bu mekanizma dönüşüm sertleşmesi veya faz dönüşümü sertleşmesi olarak adlandırılır (Garvie ve Nicholson 1972, Hannink ve ark 2000). Bu materyalin bu şekildeki gren boyutları, zirkonyanın diğer seramikler içinde neden en yüksek dayanımı ve kırılma tokluğuna sahip olduğunu açıklamaktadır (Zarone ve ark 2011).

Daha önce adı geçen üç kristalin yapısı da zirkonyum oksit kristalinin içinde mevcuttur. Zirkonya yüzeyinde meydana gelen kuvvete bağlı olarak farklı kristalin formasyonları arasında değişim meydana gelir (Manicone ve ark 2007).

Oda sıcaklığında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm tek yönlüdür. Bu şu anlama gelir; bir kez olduğunda tekrar tekrar çatlak sınırlandırma etkisi gösteremez. Aynen "yanmış kibritin yeniden alev alamaması gibi" (Lughi ve Sergo 2010). Oda sıcaklığındaki materyal 900-1000°C'ye kısa sürede ısıtılırsa, işlem geri alınabilir (Sundh ve ark 2005). Bu durumda, faz dönüşümü monoklinikten tekrar tetragonal faza olur, yüzeydeki avantajlı sıkışma streslerinde bir rahatlama oluşur ve bu materyalin sertliğini azaltır. Bu bakış açısından zirkonyanın feldspatik bir porselenle kaplanma (veneerleme) işlemi sırasında kullanılan yüksek sıcaklık sebebiyle böyle bir zararlı ters dönüşüm, muhtemel bir risk olarak dikkate alınmalıdır (Denry ve Kelly 2008).

Gren boyutları zirkonyanın mekanik davranışını önemli ölçüde etkiler. Yüksek sıcaklıklar ve uzun sinterleme süreleri daha geniş gren boyutları oluşumuna neden olur (Chevalier ve ark 2004).

Zirkonya esaslı seramikler

Birçok zirkonya esaslı seramik bulunmasına rağmen, günümüzde kullanılan zirkonya ihtiva eden sistemler şunlardır: Cam infiltre edilmiş zirkonyayla

güçlendirilmiş alümüna (ZTA), magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ). Üçünsüsü ise, en fazla kullanılan yittriya ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristalidir (Y-TZP) (Hannink ve ark 2000, Kelly ve Denry 2008).

a) Cam infiltre edilmiş zirkonyayla güçlendirilmiş alümüna (ZTA)

Yüksek dayanımlı korlar; ağırlıkça %67 alüminyum oksitten, %33'ü ise %12 mol seryum-yarı stabilize zirkonyum oksitten oluşur (Raigrodski 2004a). Alümina matriks içerisine gömülmüş olan zirkonya kristalleri bu sınıf içerisinde en fazla bükülme dayanımına sahip olan gruptur (400-800 MPa). Mikroçatlaklar, zirkonyumun dönüşüm sertleşmesini tetikleyebilir, bu nedenle çatlak ucu genellikle daha çok dönüşen kristaller çevresinde yer alan alümina matriks boyunca çoğalır (Heuer ve ark 1986, Denry ve Kelly 2008). ZTA iki yöntemle üretilebilir. Bunlar; yumuşak frezeleme ya da slip-casting. İkinci yöntem, hacimsel büzülmeyi sınırlandırdığı için daha avantajlı gibi gözükse de, en güçlü ve en sık kullanılan zirkonya esaslı seramik yittriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalinden daha fazla pörözite ve daha zayıf mekanik özellikler gösterir (Guazzato ve ark 2004a, b, Denry ve Kelly 2008). ZTA'nın, bir pontikli üç üyeli posterior köprülerde kullanılabileceği söylenmiştir ancak yoğun opasitesi ve düşük translusensisi (Chen ve ark 2008) sebebiyle, koyu renkli ve renklenmiş dişleri maskeleme özelliği olsa da estetiğin çok önemli olduğu bölgelerde kullanılmamalıdır (Zarone ve ark 2011). In-Ceram Zirkonya bu gruba örnektir.

b) Magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

Mg-PSZ'nin mikroyapısı, stabilize olan kübik bir zirkonya matriksi içerinde tetragonal kristallerin kümelenmesi ile oluşur. Eklenen stabilizer %8-10 mol MgO'dur. Dental uygulamalarda bazı ürünler hariç (Denzir M-Dentronic AB) bu materyaller çok kullanılmamaktadır. Sebepleri arasında belirgin pörözitesi, büyük gren boyutu (30-60 μ), düşük stabilitesi, altyapı aşınmasına yatkınlığı (Piconi ve Maccauro 1999) ve 3Y-TZP ile kıyaslandığında genel olarak zayıf kalan mekanik özellikleri sayılabilir (Sundh ve Sjogren 2006, Denry ve Kelly 2008).

c) Yittriyum ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)

Yitriya ile stabilize zirkonya, tetragonal zirkonya polikristali (TZP) olarak da bilinir, üzerinde en çok çalışılan bileşimdir (Gupta ve ark 1977). Bu tip zirkonya, dönüşebilen t-şekilli grenlerin %3 mol yittriyum oksit (Y_2O_3) ilavesiyle stabilize edilmesiyle elde edilir. Böyle bir materyal düşük pörözite ve yüksek yoğunluk gösterir (Hisbergues ve ark 2009).

Sinterlenmesi daha zor olmasına rağmen Y_2O_3 ile stabilize edilen zirkonyum oksit bileşimi diğer bileşimlerden daha üstün mekanik özelliklere sahiptir ve medikal kullanım için tercih edilir (Manicone ve ark 2007).

1. 3. 6. CAD/CAM ile Zirkonya Altyapılı Restorasyonların Üretilmesi

Zirkonya esaslı seramikler özellikle de Y-TZP, metal altyapılara klinik olarak alternatif olarak kullanılmaktadır (Denry ve Kelly 2008, Al-Amleh ve ark 2010). Y-TZP altyapılar, CAD/CAM kullanılarak katı bloklardan iki yolla üretilmektedir (Strub ve ark 2006):

İlk sistem, altyapıların CAD/CAM kullanılarak tam sinterize bloklardan final boyutlarda üretilmesidir. Bu sistem restorasyonun oturumu açısından uyumludur çünkü boyutsal bir büzülme olmamaktadır. Ancak kazımanın aletin aşınmasıyla ilişkili olması dezavantajdır. İkinci sistemde altyapılar CAD/CAM kullanılarak, kısmi sinterize ya da yeşil bloklardan büyütülmüş bir şekilde kazınır. Bu kazımayı, altyapının final boyutlarına ve dayanıklılığına ulaşması için gerçekleştirilen yüksek derecede sinterleme takip eder. Bu sistem günümüzde dental market içerisinde oldukça popülerdir. Bu sistemin avantajı alet aşınmadan kolay kazıma ve materyalin ufalanmasının önlenmesidir. Ancak, iyi bir oturum için materyalin büzülme oranı iyi hesaplanmalıdır (Miyazaki ve ark 2013).

1. 3. 7. Zirkonyanın Mekanik Özellikleri

Zirkonyanın mekanik özellikleri geniş bir şekilde hem tek kronlarda hem de 3 ve 4 üyeli köprülerde araştırılmıştır. Rapor edilen veriler, deney koşullarının ve ölçümlerin farklılığına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Zirkonyanın mekanik özellikleri dental alanda kullanılan diğer seramiklerden oldukça yüksektir. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa ve sıkışma dayanımı 2000 MPa'dır (Piconi ve

Maccauro 1999, Denry ve Kelly 2008, Abduo ve ark 2010). Zirkonya restorasyonlar için rapor edilen ortalama yük taşıma kapasitesi 755 N'dur. Kırılma dayanımları 706 N (Luthy ve ark 2005), 2000 N (Tinschert ve ark 2001a) ve 4100 N (Sundh ve ark 2005) arasında değişkenlik gösterir. Bütün çalışmalarda zirkonya, alümina ya da lityum disilikattan daha yüksek kırılma dayanımları sergilemektedir. Yapılan bir çalışmada, zirkonya köprülerin başarısızlık kuvvetlerinin 379 ila 501 MPa arasında değiştiği ve bunun ortalama insan ısırma kuvvetinden daha yüksek değerlerde olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu sonuç, zirkonya altyapıların tatmin edici bir hizmet sağladığını göstermektedir (Taskonak ve ark 2008).

1. 4. Zirkonya Altyapıların Veneerlenmesi

Zirkonyanın beyaz rengi ve nispeten düşük translusensiye sahip olması sebebiyle doğal diş görüntüsü yaratılabilmesi için veneer seramiği ile kaplanması gerekmektedir (Vichi ve ark 2011).

1. 4. 1. Tabakalama teknigi (Layering)

Ekonomik nedenlerden dolayı, kron ve köprü altyapılarının estetik ve fonksiyonel olarak tamamlanmasında geleneksel yöntemlere başvurulmaktadır. Bunlardan biri tabakalama tekniğidir. Tabakalama işlemleri için altyapı, model üzerine doğru pozisyonda yerleştirilmekte; kullanılacak seramik tozu kendi özel likiti ile karıştırılarak istenilen kıvama getirilmekte ve tabakalama şemasında belirtilen kalınlıkta uygulanmaktadır. Dentin tabakası yığma işlemi tamamlandıktan sonra restorasyon modelden dikkatlice çıkartılmakta ve temas noktaları tamamlanmaktadır (Beuer ve ark 2008). Tabakalama tekniği presleme tekniğiyle kıyaslandığında, fırça ile şekillendirme yapılması ve pişirme tekniği sebebiyle daha hassas çalışma gerektirmesi farklılığıdır (Holand ve ark 2000). Tabakalama tekniğinde kullanılan dentin porseleni doğal diştekine benzer nanoflorapatit kristalleri içerir. Bu kristaller ile doğal dişlerin rengi, yüzey şekilleri ve translusensileri restorasyonlara yansıtılabilir. Tabakalama tekniğindeki sınırlamalar; porselen toz ve likiti oranı, vibrasyon ve kondensasyon teknikleri ile pişirme derecesidir. Bu sınırlamalar istenilmeyen tanecik büyümesine, pörözite artışına, kristallerin asimetrik büyüklük ve homojen olmayan dağılımına sebep olabilmektedir (Luo ve Zhang 2010).

1. 4. 2. Presleme Tekniği (Press-on / Over press)

Bu teknikte zirkonya altyapı üzerine arzu edilen kron formu mum modelasyon ile şekillendirilir, burn-out fırınında mum atımı yapıldıktan sonra elde edilen veneer boşluğuna preslenebilen seramik gönderilir (Beuer ve ark 2008). Seramik ingotların elde edilme biçimlerine bağlı olarak, geliştirilmiş bir homojenite elde edilir. Farklı boyutlardaki florapatit kristalleri, restorasyonların translusensilerini, opalesanslarını ve parlaklıklarını kontrol eder. İngotların homojenitelerine bağlı olarak, presleme tekniğinde kristaller veneer içinde oransal olarak pöröz olmadan dağılırlar (Luo ve Zhang 2010).

Presleme tekniği, arzu edilen diş anatomisinin verilebilmesi ve fırınlama esnasında meydana gelen büzülmeyi önleyebilmek için tabakalama tekniğine tercih edilebilir (Holden ve ark 2009). Diğer taraftan bu tekniğin estetik ve optik özellikleri tabakalama tekniğine kıyasla daha zayıftır. Bu nedenle estetik bölgedeki kullanımları kısıtlıdır (Aboushelib ve ark 2008).

1. 4. 3. Cut-back (Double Veneerleme) Tekniği

Presleme ve tabakalama seramiklerinin bir restorasyonda birlikte kullanılmaları hem üstün bir bağlanma ve ara yüzey kalitesi sağlarken hem de estetiği geliştirir. Bu şekilde zirkonya restorasyonların performansı artar. Bu teknikte altyapı üzerine önce presleme tekniği ile veneer seramiği preslenir. Daha sonra tabakalama seramiği ile restorasyon bitirilir (Aboushelib ve ark 2008).

1. 4. 4. CAD-on (Sinterleme) Tekniği

Beuer ve ark (2009), CAD/CAM ile üretilebilen yeni bir zirkonya altyapılı tam seramik tekniği tanıtmışlardır. Bu teknikte, CAD/CAM ile üretilmiş kuvvetli zirkonya altyapıya karşılık gelen veneer seramiği de yine CAD/CAM kullanılarak lityum disilikat cam seramik bloklardan üretilmektedir. İki karşılıklı parça bir cam füzyon seramiği ile bir araya getirilerek tek fırınlama ile pişirilirler. Bu yeni tekniğin geleneksel tekniklere kıyasla veneer seramiğinin zayıf yapısından kaynaklanan seramik ufalanmasının önüne geçebileceği savunulmaktadır (Beuer ve ark 2009, Schmitter ve ark 2012, Kanat ve ark 2014).

Yeni veneer tekniğinin amacı hem insan üretimine bağlı eksikliklerin önüne geçmek hem de kaliteyi, güvenilirliği ve maliyet etkinliğini CAD/CAM ile üretilen zirkonya altyapılı restorasyonlarda arttırmaktır (Chaar ve ark 2013). Bu teknikle ilgili çalışmalar sınırlı sayıdadır ve genellikle tekniğin mekanik performansıyla ilgilidir. Ancak bu tekniğin diğer tekniklere kıyasla nasıl bir estetik performans sergilediği konusunda kesin bir bilgi bulunmamaktadır.

1. 4. 5. Tam Kontur Zirkonya Tekniği

Seramik ufalanmasının önüne geçebilmenin bir yöntemi de veneer seramiğinin hiç kullanılmamasıdır. Bu nedenle zirkonyanın estetik özellikleri geliştirilmiş, translusensileri arttırılmış ve monolitik tam kontur zirkonya tekniği geliştirilmiştir. Yeni geliştirilen CAD/CAM teknolojileri anatomik formda monolitik restorasyonlar üretilebilmesine izin vermektedir. Ancak bu tip restorasyonların karşıt mineyi aşındıracağına dair şüpheler bulunmaktadır çünkü zirkonya veneer seramiğine göre iki kat daha serttir (Guess ve ark 2013).

Ancak yeni yapılmış çalışmalara göre, polisajlanmış zirkonyanın yapay yaşlandırma sonrasında bile karşıt mineyi aşındırmadığı rapor edilmiştir (Preis ve ark 2011, Rosentritt ve ark 2012, Burgess ve ark 2014). Miyazaki ve ark (2013), tam kontur zirkonya restorasyonların cilalanma prosedürlerinin hem laboratuvarlarda hem de kliniklerde standardize edilmesi gerektiğini söylemişlerdir. Ayrıca bu tekniğin klinik olarak yaygın hale gelmesi için uzun dönem performansının gözlemlenmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

1. 5. Işık

Işık, elektoromanyetik enerjinin insan gözüne görülebilir formudur. Aynı zamanda bir nesnenin renginin algılanmasını sağlayan majör elementtir. Işık algısı sadece renge bağlı olarak oluşmaz, ayrıca elektromanyetik dalgaların doğasında olan fiziksel ve optik özellikler ile de oluşur. Bu özellikler direk olarak çevreye ve nesne üzerinde bulunan ışığa bağlıdır. Dental bölgeyi oluşturan dokular ışık iletme yeteneğine sahiptir. Işık diş yüzeyinde dağıldığı zaman; yansıyabilir, emilebilir, kırılabilir veya dağılabilir (Yamamoto 1989, Villarroel ve ark 2011).

1. 5. 1. Işığın Doğası

Restoratif materyallerin estetik özelliklerini nasıl sergilediklerini anlayabilmek için öncelikle ışığın karakteristiğinin ve fiziksel özelliklerinin iyi bir şekilde anlaşılması gereklidir (Villarroel ve ark 2011). Foton adı verilen parçacıklar, gördüğümüz ve deneyimlediğimiz "ışığı" kapsamaktadır. Bu parçacıklar farklı uzunluktaki elektromanyetik dalgalar ile temsil edilmektedir. İnsanın algıladığı ışığın dalga boyları 400 ve 700 nm arasındadır (Craig ve Power 2002).

Görünür ışık, farklı dalga boylarının karışımıdır ve beyaz ışık olarak adlandırılmaktadır. Tersine monokromatik ışık, kısa süreli dalga boylarının luminöz enerjisi tarafından üretilmektedir ve tek renk veya ışığın tek dalgası olarak görüntülenir (Chu 2001). Işık bir nesne ile çarpıştığı zaman, emilim, iletim veya yansıma gibi olgular meydana gelir. Maddeyle ışığın etkileşimi tipik olarak iki veya üç olgunun birleşmesi ile sonuçlanır (Craig ve Power 2002).

Madde ile etkileşen ışınların yönü normal, düffüz veya her ikisinin karışımı olabilir. Bu optik olgular oluştuğunda, ışınlar nesneyle etkileştiği zaman yön değiştirebilir. Bu yön, ışığın çarptığı yüzeyin tipine ve yüzeyin açısına bağlıdır (Touati ve ark 1999). Işık doğru açıyla düzgün yüzeye çarptığında yansıma meydana gelir. Işığın düzgün yüzeyden yansımasına spekular (aynasal) yansıma veya düzgün yansıma adı verilir. Sebebi, ışığın yüzeye çarpma açısıyla yansıma açısının aynı olmasıdır. Pürüzlü yüzeylerde, küçük yüzeyler dağınık bir şekilde dağılarak sonsuz yüzey gibi davranır ve ışınlar paralel bir grup gibi değil birçok farklı yönde yansır. Bu tip yansımaya ise dağınık yansıma adı verilir (Yamamoto 1989, Halliday ve ark 1993). Dağınık yansımanın sebebi, düzensiz yüzeye çarpan ışınların farklı açılarda seyretmesinden kaynaklanır. Karışık yansıma ise ışığın düzgün yüzeyde kırılıp faklı açılarda ancak yine de aynı yönde yansıması ile meydana gelir. Bu yansıma, düzgün ve dağınık yansımanın arasında bir yansıma tipidir (Halliday ve ark 1993).

Işığın kırılması, ışınların bir maddeden diğerine geçerken hızlarının, değerlerinin ve yönlerinin değişmesidir (Halliday ve ark 1993, Craig ve Power 2002). Eğer bir ışın demeti translusent bir ortamdan geçerse, ışığın bir kısmı yansır bir kısmı ise kırılır. Özellikle ışığın hareket yönü değişirken ışık translusent ortam içine nüfuz eder (Primus ve ark 2002).

1. 6. Renk ve Renk Sistemleri

Renk, ışık enerjisinin bir nesne ile fiziksel etkileşimine verilen psikofiziksel cevap ve gözlemcinin öznel cevabıdır (Bridgeman 1987). Renk algısı üç faktörden etkilenmektedir; bunlar ışık kaynağı, gözlenen nesne ve nesneyi gözlemleyen gözlemcidir. Işık kaynağı, bir dalga boyu aralığında ışık enerjisi yayar. Bu görülebilir spektrumda her dalga boyunda yayılan enerjinin göreceli miktarı ile karakterize edilir. Bir nesneyi aydınlatan ışık kaynağı, renk algısını etkiler (Joiner 2004).

Bir nesnenin ışığı yansıtması veya iletimi renk oluşumunu karakterize eder. Nesnenin spektral yansıma veya geçirgenlik eğrisi grafiksel olarak temsil edilebilir ve rengin sayısal olarak belirlenebilmesini sağlar. Nesnelerin renginin farklı olması, nesneden yansıyan veya iletilen enerjinin farklı olmasından kaynaklanır. Örneğin kırmızı bir nesne, öncelikli olarak kırmızı dalga boylarını, mavi ve yeşil dalga boylarından daha fazla yansıtır. Son olarak gözlemcinin görsel sistemi ve beyni, rengin algılanmasını etkiler (Hill 1987).

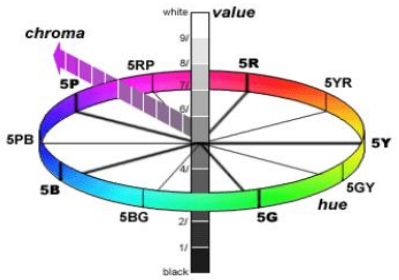
Literatürde insan gözünün renk farklarını algılamasının limitleri olduğuna ve bu limitin bireyden bireye değiştiğine dair anlaşmazlık vardır (O'Brien ve ark 1989, O'brien ve ark 1990, Knispel 1991, Kim ve Um 1996). Görsel renk algılanması radiant enerji stimülasyonuna verilen fiziksel ve psikolojik cevabın sonucudur (Johnston ve Kao 1989).

Başka insanlarla renkle ilgili iletişim kurmaya çalışılırken bir zorluk ortaya çıkmaktadır. Bu zorluk sebebiyle renk sistemleri geliştirilmiştir (Joiner 2004). Günümüzde farklı renk belirleme sistemleri bulunmaktadır (Powers ve Paravina 2004). Ancak güvenilirliği, uygulama kolaylığı ve uluslararası kabul edilebilirliği açısından en çok tercih edilen sistemler Munsell (Sproull 1973) ve CIE L*a*b* renk sistemleridir (Brewer ve ark 2004).

1. 6. 1. Munsell Renk Sistemi

Renk Munsell renk sisteminde; hue, value ve chroma olarak ifade edilir (McLaren 1987). Hue; bir rengi diğer renk ailelerinden ayırt eden özelliğidir. Örneğin kırmızılar, maviler ve yeşiller gibi. Value; bir rengin saf siyahtan saf beyaz

aralığında açıklığını ve koyuluğunu ifade eder. Chroma; bir rengin yoğunluk derecesidir ve rengin gücünü, şiddetini veya canlılığını ifade eder (Joiner 2004).

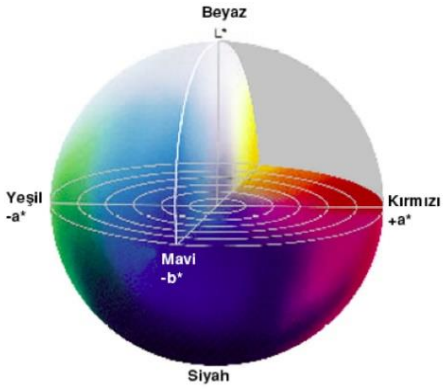


Şekil 1.1. Munsell renk sistemi (Anusavice 2003a).

1. 6. 2. CIE L*a*b* (Commision Internationale de l'Eclairage) Renk Sistemi

Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), renk ve görünüş gibi alanlarda standardizasyon sağlamak adına kurulmuş bir organizasyondur. Bu organizasyon, 1931 yılında standart bir ışık kaynağı ve standart bir gözlemci geliştirmiştir. Aynı zamanda insan görsel sisteminin renge karşı verdiği tristimulus değerlerin hesaplanmasını sağlamışlardır (McLaren 1987).

1976 yılında CIE yeni bir renk sistemi CIE L*a*b*'ı tanımlamıştır. Bu sistem, gözün içindeki üç farklı renk reseptörünü (kırmızı, yeşil ve mavi) temel alan teoriyi kabul eder ve en popüler renk sistemlerinden biridir. CIE L*a*b* sistemi, algılanan renk farklarına eşit olarak denk gelen eşit uzaklıkları ve uniform renk uzayını temsil eder. Bu üç boyutlu renk uzayındaki eksenler; L*, a* ve b* eksenleridir (Joiner 2004).



Şekil 1.2. CIE L*a*b* renk sistemi (Brewer ve ark 2004).

Dental materyallerin rengi genellikle L*a*b* koordinatlarıyla belirtilmektedir (CIE 1986). L* değeri bir nesnenin renginin açıklığını belirtir ve L* renk koordinatı 0 ile 100 arasında bir aralığa sahiptir. Renk skalasında mükemmel siyahın L* değeri sıfırdır ve mükemmel beyazın L* değeri 100'dür. a* değeri kırmızılığın (pozitif a*) veya yeşilliğin (negatif a*) ölçümüdür. a* renk koordinatı -90 ile 70 arasındadır. b* renk koordinatı ise -80 ile 100 arasındadır. b* değeri sarılığın (pozitif b*) veya maviliğin (negatif b*) ölçümüdür. a* ve b* koordinatları nötral renkler (beyaz, griler) için sıfıra yaklaşırken, daha doygun veya yoğun renklerde ise değeri artmaktadır. CIE L*a*b* sisteminin avantajı, renk farklılıklarının görsel algıyla ve klinik önemle ilişkilendirilebilen birimler olarak ifade edilebilmesidir (O'Brien ve ark 1997).

Munsell renk sistemine (hue, chroma, value) göre avantajı, CIE L*a*b* birimleri görsel algı açısından eşit aralıklı olduğundan, bu şekilde spektral okumalar subjektif gözlemlerle de ilişkilendirilebilir. CIE, renk farkı (ΔE) hesaplanması için CIE L*a*b renk parametrelerinin kullanılmasını tavsiye etmiştir (CIE 2004). ΔE değerleri ortalama renk değişimi değerlerinin insan gözü tarafından algılanıp algılanmadığını ortaya koyar.

Renkleri L*, a* ve b* ile ortaya konan 2 örnek arasındaki renk farkı (ΔE) bir formül ile bulunur:

$\Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ formülü kullanılarak hesaplanır (CIE 2004, Vichi ve ark 2011).

$\Delta L^* = L_2^* - L_1^*$

$\Delta a^* = a_2^* - a_1^*$

$\Delta b^* = b_2^* - b_1^*$

Enstrümental olarak belirlenen renk farkları (ΔE) dental araştırmalarda kullanılır. Örneğin Seghi ve ark (1986) tarafından porselen sistemleri arasındaki renk farkını, Douglas ve Brewer (1998) tarafından metal seramik kronlardaki renk belirlenmesinde gözlemci değerlendirmeleri ve enstrümental ölçüm arasındaki farkı

değerlendirmek için kullanılmıştır. ΔE değerleri ortalama renk değişimlerinin insan gözlemciler tarafından algılanıp algılanamadığını tanımlamak için kullanılır.

Renk farkının bu büyüklüğü insanın renk algısına dayanmaktadır; eğer ΔE farkı 1'den büyükse, gözlemcilerin %50'si tarafından görsel alarak algılanabilmektedir (Seghi ve ark 1986). Bununla birlikte, kontrol edilemeyen klinik koşullar altında renkteki değişimler fark edilemeyebilir. Çünkü 3,7'nin altındaki ortalama renk farklarının ağız ortamıyla uyum gösterdiği bulunmuştur (Ruyter ve ark 1987, Johnston ve Kao 1989).

Renk farklılıklarının klinik olarak algılanabilirliği birçok araştırmaya konu olmuştur. Yeterli seramik kalınlığı olduğunda bile klinik olarak renk uyumu elde etmek güçtür (Douglas ve ark 1999). Çünkü klinikte kullanılan seramik sistemlerin kor kalınlıklarının translusensleri geniş bir yelpazede karşımıza çıkar (Heffernan ve ark 2002a). Seramik tabakalarının kalınlığı ve birleşimi, yani kor, veneer ve diğer özel seramik materyalleri seramiğin sonuç görünümünü etkili hale getirdiği kanıtlanmıştır (Kingery ve ark 1976, Johnston ve Kao 1989, Antonson ve Anusavice 2000). Antonson ve Anusavice (2000), tabakalı kor-veneer seramiklerinin ışık geçirgenliğini belirlemede, kalınlığın fonksiyonunu belirlemenin önemli olduğunu vurgulamıştır. Heffernan ve ark (2002a, b) kor ve veneer seramiğinin kalınlığının ortalama translusensi üzerinde etkili olduğunu bulmuşlardır. Lee ve ark (2007b), veneer kombinasyonlarının ve çeşitli seramiklerin tabaka renklerinin, veneer seramiği kalınlığı 1,5 mm olduğunda bile seramik kor materyalinin tipine bağlı olarak farklı olduğunu ortaya koymuşlardır.

1. 7. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar

1. 7. 1. Metamerizm

Nesnelerin herhangi bir ışık kaynağı altında aynı renkte algılanmalarına rağmen değişik ışık kaynağı altında renklerinin farklı algılanmasına metamerizm denir (Craig ve Power 2002, Anusavice 2003a, Fondriest 2003). Bu etkiden dolayı diş ile restoratif materyal arasındaki ve restoratif materyallerin birbirleri arasındaki renk uyumu ışık kaynağına göre değişebilir (Kim ve ark 2007).

1. 7. 2. Translusensi (Yarı Saydamlık) ve Opasite

Translusensi, bir materyalden geçen ışığın büyük bir bölümünün saçılıma uğraması olarak tanımlanır (Hunter 1987). Dental porselenin translusensisi, büyük ölçüde ışık saçılımına bağlıdır (Brodbelt ve ark 1980). Eğer bir seramik içinden geçen ışık yoğun olarak dağıtılır ve yaygın şekilde yansıtılırsa, materyal daha opak olarak gözükür. Eğer ışığın sadece bir kısmı saçılıma uğrar, büyük çoğunluğu yaygın olarak geçirilirse, materyal daha translusens gözükür.

Bir seramik restorasyondan geçen ışığın büyük çoğunluğu yaygın olarak iletilir ve bunun sadece bir kısmı dağılır ise malzeme translusens olarak görünür (Kingery ve ark 1976). Yansıyan, geçen ve emilen ışığın miktarı, kor matriks içindeki kristallerin miktarına, kimyasal yapısına ve gelen ışığın dalga boyu ile kıyaslandığında parçacıkların büyüklüğü ile alakalıdır (Heffernan ve ark 2002a).

Kelly ve ark (1996), kor yapının translusensinin estetiğin kontrolünde ve materyal seçiminde primer rol oynadığını belirtmiştir. Bazı tam seramik kor materyalleri yüksek in vitro dayanıklılık değerlerine sahiptir (Seghi ve ark 1986, Wagner ve Chu 1996). Ancak daha fazla dayanım elde etmek için yapının içine ilave edilen kristal miktarı daha opak materyaller ile sonuçlanmaktadır (Giordano 1996, Kelly ve ark 1996, Sorensen 1999). Emilen, yansıtılan ve geçirilen ışık miktarı kor yapısının içindeki kristal içeriğine, kimyasal doğasına ve partiküllerin boyutuna bağlıdır (Brodbelt ve ark 1980). Ancak translusensinin her zaman pozitif bir etkisi olmadığı da unutulmamalıdır. Renklenmiş diş yapısının bulunması, amalgam ya da diğer renklendirici restorasyonların bulunması, metalik post ve korların ya da karbon fiber postların kullanılması durumunda translusens bir restorasyon ile arzu edilen estetik sonuca ulaşılması zorlaşabilir (Vichi ve ark 2000, Barath ve ark 2003, Chu ve ark 2007, Manicone ve ark 2007, Volpato ve ark 2009). Bu gibi durumlarda yüksek maskeleme etkisine sahip materyaller tercih sebebi olabilir (Manicone ve ark 2007). Bu sebeple Conrad ve ark (2007) belirttiği gibi, bütün klinik durumlarda kullanılabilecek tek bir seramik materyali bulunmamaktadır. Sadece zirkon kor yapıların translusensilerinin ölçülmesinin klinik koşullarda çok da doğru olmayacağı dikkate alınmalıdır. Çünkü klinikte zirkon altyapı üzerine veneer porseleni

uygulanmaktadır ve bu veneer materyali translusensiyi azaltabilmektedir (Volpato ve ark 2009, Luo ve Zhang 2010).

Doğal dokular gibi ışığın materyalin içinden geçmesi metal desteksiz restorasyonların önemli bir estetik avantajıdır. Altyapının translusensi estetiğin kontrol edilmesi için primer faktörlerden biridir ve materyal seçiminde kritik bir öneme sahiptir (Kelly ve ark 1996). Birçok araştırmacı dental seramiklerin ışık geçirgenliklerinin (translusensi) anlaşılması konusu üzerinde durmuştur. Tranlusensi ölçümleri hakkında herhangi bir ISO standardı bulunmamakla birlikte (Vichi ve ark 2014), genel olarak kontrast oranı (contrast ratio = CR) veya translusensi parametresi (TP) kullanılarak ölçülmektedir (Yu ve Lee 2009).

Kontrast oranı (KO); materyalin siyah arka plan ve beyaz arka plan üzerinde gösterdiği yansımanın oranıdır. KO = Y_s/ Y_b formülü ile ifade edilir. "Y_s" siyah fon üzerindeki yansıma, "Y_b" beyaz fon üzerindeki yansımadır. Opak materyallerde arka plana bağlı olmaksızın yansıyan ışık aynıdır. Diğer bir ifadeyle, Y_s değeri Y_b değeri ile eşittir ve kontrast oran değeri birdir. Transparan materyalde ise tüm ışık siyah arka plan tarafından emilir ve ışık yansıması olmaz. Bu durumda Y_s değeri sıfır olacağı için kontrast oran değeri sıfırdır (Yu ve ark 2009).

TP (translusensi parametresi); üniform kalınlıktaki materyalin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki renk farkının (ΔE) ölçülmesidir.

TP = $[(L^*_S - L^*_B)^2 + (a^*_S - a^*_B)^2 + (b^*_S - b^*_B)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanır (Choi ve ark 2006, Ilie ve Hickel 2008, Li ve ark 2009, Wang ve ark 2013, Kim ve Kim 2014).

"S" indisi siyah arka plan üzerindeki renk koordinatlarını, "B" indisi ise beyaz arka plan üzerindeki renk koordinatlarını göstermektedir. TP değeri sıfır olursa materyal tamamen opaktır. TP değeri arttıkça materyalin ışık geçirgenliği de artar (Wang ve ark 2013, Kim ve Kim 2014).

1. 7. 3. Opalesans

Opalesans optik bir özelliktir (Lee ve ark 2005c). Görünür spektrumun kısa dalga boylarındaki ışık saçılımının olduğu yerde doğal diş minesi opalesandır; bu da

yansıyan renkte dişe mavimsi renk ve iletilen renkte turuncu/kahverengi bir renk verir. Bu ışık saçılması, görünür ışığın dalga boylarından daha küçük partiküller sebebiyle olmaktadır. Bu partiküller düşük kırılma indisinde translusent bir materyalin tamamına dağılmıştır (Nassau 1997), bu da insizal bölgede açıkça görünür hale gelen yansıyan ışığın mavi-gri renk oluşturmasını sağlar (Vanini 1996). İki madde arasındaki kırılma indisi sabiti 1,1' aştığında, nesne opalesans parlak renklerini yayabilir (Egen ve ark 2004). Bir nesnenin opalesans özelliği çeşitli göstergeler ile ifade edilmiştir. Günümüzde opalesans parametresi (OP); yansıyan ve iletilen renkler arasındaki sarı-mavi renk koordinatlarındaki (CIE Δb*) ve kırmızı-yeşil renk koordinatlarındaki (CIE Δa*) farkların hesaplanması ile bulunur (Cho ve ark 2009).

$OP = (\Delta a^{*2} + \Delta^{*2})^{1/2}$ ayrıntılı olarak $OP = [(CIEa^*_T - CIEa^*_R)^2 + (CIEb^*_T - CIEb^*_R)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanır (Arimoto ve ark 2010, Schmeling ve ark 2012, Della Bona ve ark 2014, Kim ve Kim 2014)

Formüldeki T indisi iletilen renkleri, R yansıyan renkleri ifade etmektedir (Lee ve ark 2005c). Bu formül opalesans tanımını temel almıştır (Nassau 1997) ve önerilen yöntemdir (Kobashigawa ve Angeletakis 2001).

Bütün dişler doğal olarak opalesans özellik gösterirler. Bu özellik maksiller santral kesicilerin insizal sınırında mavimsi bölgede daha iyi gözlemlenir ve bu bölgeye opalesan hale adı verilir (Baratieri ve ark 2006, Duarte 2007). Opalesans tarafından kaynaklanan bir diğer optik fenomene karşı-opalesans adı verilir. Karşı-opalesans, anterior dişlerin mamelonlarının uçlarında meydana gelen turuncu görünümden sorumludur. Bu özellik normalde mine üzerinden iletilebilen en büyük dalga boylarının, onları geri yansıtabilen yapılarla karşılaştığı zaman oluşur. Işık ters yol yaptığında mine mavi dalga boylarını yansıtmaya devam eder ve daha büyük dalga boylarını geçirerek dentinin daha turuncu görünmesini sağlar (Baratieri ve ark 2006, Duarte 2007).

Yüksek OP değeri yüksek opalesansı göstermektedir. Dişin mine tabakasında bulunan hidroksi apatit kristalleri dişe opelasans özellik vermektedir. Bu özellik, dişe derinlik ve canlılık kazandırmaktadır (Fondriest 2003). Diş minesi opalesans olduğu için, ideal estetik restoratif materyaller de benzer özellikte olmalıdırlar. Genel olarak

benimsenen görüş, opalasans estetik materyallerin daha gelişmiş maskeleme etkisi olduğu yönündedir (Yamamoto 1989). Opalesans, seramik sistemlerde rengin tonuna ve translusensiye bağlı estetik problemlerin çözülebilmesinden sorumludur. Bu sayede yapay olduğu fark edilemeyen restorasyonlar üretilmesi mümkün olabilir (Yamamoto 1989, Ward ve ark 1994).

1. 7. 4. Floresans

Floresans, ışığın bir cisim tarafından emilimi ve en az 10^{-8} saniye boyunca büyük dalga boylu bir ışık kaynağı tarafından uyarıldıktan sonra ışığın spontan olarak yayılmasıdır (Nassau 1997). Diş hekimliğinde geleneksel floresans tanımı; madde tarafından bir miktar ultraviyole ışığının (UV-siyah ışık) emilimi ve mavimsi spektrumda görünür ışığın yayılması olduğu kabul edilmiştir. Aynı zamanda maddeler daha kısa dalga boylu görünür ışığı emebilir ve uzun dalga boylu görünür ışık olarak yayabilirler. Böylece floresansın birçok formda olması mümkündür (McLaren 1997).

Doğal dişler UV ışığının etkisi altında mavi floresan ışık yayar, bu da dişleri gün ışığında daha beyaz ve parlak yapar. İnsan dentini 365 nm ışık ile ışınlandığında, floresans 440 ± 10 nm 'de pik yaparak gözlemlenmektedir (Matsumoto ve ark 1999). Floresans doğal diş UV ışığına maruz kaldığında oluşan optik bir özelliktir (Monsénégo ve ark 1993). Floresans değeri (FL); ışığın UV bileşeni içermesine veya içermemesine göre renk farkı (ΔE) gibi hesaplanır:

$FL= [(L_{100}^* - L_0^*)^2 + (a_{100}^* - a_0^*)^2 + (b_{100}^* - b_0^*)^2]^{1/2}$ (Lee ve ark 2005b, Lee ve ark 2006b, a). CIE standart D65 aydınlatıcının %100 UV içermesi "100" indisiyle, %0 UV içermesi ise "0" indisi ile belirtilmiştir (Lee ve ark 2006b).

Dişin kendi içinden geliyor gibi görünen floresans özellik, dişleri gün ışığında daha parlak ve beyaz yaparak doğal dişe canlı bir görünüm kazandırır (Clark 1933, Burdairon 1981). Özellikle anterior restorasyonlarda (seramik, kompozit, estetik braketler) bu özellik olmazsa, restorasyonlar ister gün ışığında ister siyah ışık ortamlarında UV ışığına maruz kalırsa renkleri doğal dişlerden daha koyu gözükür. Bunun sonuncunda da estetik uyumsuzluk oluşur (Lopes Filho ve ark 2012).

Bir materyalin floresansının olması, materyale parlaklaştırıcı etki verir ve koyu renk dişleri translusensiye negatif olarak etki etmeden rengini aydınlatmada kullanılabilir (McLaren 1997). Optik netlik ile birlikte geliştirilmiş opalesans ve floresans; herhangi bir ışık kaynağında doğal ve estetik görünen, ışığa doğal diş yapısı ile aynı şekilde tepki veren, renk duyarlı bir seramikle sonuçlanır (Zena 2001).

1. 8. Dental Renk Ölçümü ve Sistemleri

Bir dişin rengi, dişin optik özelliklerinin bütünüyle belirlenir. Işık ile diş karşı karşıya geldiğinde, ışıkla dişin etkileşimi ile ilgili dört olgu vardır (Jahangiri ve ark 2002):

1. Dişin içinden geçen ışığın spekular iletimi
2. Diş yüzeyinde olan spekular yansıma
3. Diffüz ışık yansıması
4. Işığın diş dokuları içinde emilimi ya da saçılması

Günümüzde diş rengi seçiminde iki yöntem kullanılmaktadır. İlki görsel olarak çıplak göz ile renk seçimi, ikincisi enstrümental olarak spektrofotometre, kolorimetre, spektroradyometre gibi çeşitli cihazların kullanımıdır (Bayındır ve Bayındır 2010)

1. 8. 1. Görsel Renk Ölçümü

Dental renk skalaları renk seçimi için klinisyenlerin en çok tercih ettiği yöntemdir. Birçok renk skalasındaki renk grupları iyi bir şekilde organize olmuş olmasına rağmen bazı renk skalaları kullanışlı değildir çünkü renk grupları iyi bir şekilde organize edilmemiştir (Bhat ve ark 2011). Skalalardaki renklerin dizilişi renk seçimi üzerinde etkilidir. Tutarlılık için, renk skalasındaki renkler en açık renkten başlanıp artan renk farkına göre düzenlenmelidir. Renk skalalarındaki renk gruplarını azaltmak gereklidir. Renk grubu az olan skalalarla çalışmak daha kolaydır çünkü insandaki görme pigmentleri saniyeler içinde tükenir (hızla da rejenere olur). Tutarlı renk grupları elde etmek için en açık ve en koyu renkler arasındaki renk farkı (ΔE) eşit aralıklı segmentlere bölünmelidir (Paravina 2008).

En popüler renk skalaları; Vitapan Classical Shade Guide (Vita), Vita 3D Master (Vita) ve Chromascop (Ivoclar Vivadent) renk skalalarıdır. Vita Classical skalasında renkler "hue" ya göre düzenlenmişken, Chromascop'ta renkler beş belirgin "value" seviyesine göre dizilmiştir (Brewer ve ark 2004). Vitapan 1956 yılında tanıtılmıştır ve günümüzdeki ADA (American Dental Association)'nın diş beyazlatmasının izlenmesindeki altın standardıdır ve skalada soldan sağa renk açılmasına karşılık gelmelidir. Popüler renk skalalarında benzer tonlardaki (hue) renk kümeleri çeşitli harflerle adlandırılırlar. A (sarı-kırmızı), B (sarı), C (gri) , D (kırmızı-sarı-gri) ve chroma sayısal değerlerle belirlenir (örn. A1, A2 gibi) (Bhat ve ark 2011).

Rutin olarak restoratif materyallerin renk seçimi, renk skalaları ile görsel olarak yapılmaktadır (Okubo ve ark 1998, Bayindir ve ark 2007). Ancak bu sistem yeterli olmayabilir ve güvenilmeyen sonuçlara sebep olabilir (Culpepper 1970, Wyszecki ve Stiles 1982, Van der Burgt ve ark 1990). Görsel analiz ile renk seçimi oldukça subjektif ve zordur. Renk seçimi sırasında kullanılan ışığın tipi, rengi seçen kişinin deneyimi, göz yorgunluğu ve renk körlüğü gibi değişkenler yanlış sonuçlara sebep olabilir (Okubo ve ark 1998, Bayindir ve ark 2007).

1. 8. 2. Dijital Renk Ölçüm Sistemleri

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, bütün alanlarda ve diş hekimliğinde renk ölçümlerinde en doğru sonuçları veren (Hunter 1987), kullanışlı ve taşıması kolay sistemlerdir (Paul ve ark 2004). Spektrofotometreler, bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını, görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla ölçerler (Khurana ve ark 2007, Kielbassa ve ark 2009).

Bir spektrofotometre, optik ışık yayan bir kaynak, ışık dağıtıcı, ölçüm için bir optik sistem, dedektör, elde edilen ışığı analiz edip bir veriye çeviren bir araç ihtiva eder. Spektrofotometrelerden elde edilen veriler manipüle edilmeli ve dental uygulamalarda kullanışlı olabilecek forma çevrilmelidir (Chu ve ark 2010). Bu aletlerden elde edilen ölçümler sıklıkla dental renk skalalarına anahtar olurlar (Lagouvardos ve ark 2009). İnsan gözü veya geleneksel ölçümlerle kıyaslandığında,

spektrofotometreler %33 oranda daha doğru sonuç vermişlerdir ve vakaların %93,3'ünde daha objektif eşleşme olmuştur (Paul ve ark 2002). Dental alanda kullanılan spektrofotometrelere Crystaleye (Olympus), Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik), Shade-X (X-Rite), SpectroShade Micro (MHT Optic Research) örnek verilebilir (Chu ve ark 2010).

Kolorimetreler

Kolorimetre, tristimulus değerlerini ölçer ve görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarını süzer. Kolorimetreler spektral yansımayı ölçemezler ve spektrofotometrelerden daha az hassas sonuç verirler (filtrelerin yıpranması da hassasiyete etki edebilir) (Kim-Pusateri ve ark 2009). X-Rite Shade Vision System ve Shade NCC (Shofu) kalorimetrelere örnek olarak verilebilir. X-Rite Shade Vision'ın renk bilgisinin dental laboratuvarlara e-mail, disk veya yazıcı ile çıktı alınmış bir şekilde gönderebilmenin avantajını sunar (Bhat ve ark 2011).

Dijital kameralar

Bu tip ürünler çoğunlukla kırmızı, yeşil ve mavi bilgisi vererek renk görüntüsü oluşturan video ya da dijital kameralar ihtiva eder. RGB (red, green, blue) renk modeli; geniş bir renk dizisi oluşturmak amacıyla kırmızı, yeşil ve mavi ışıkların çeşitli yollarla birbirine eklendiği bir modeldir. Dijital kameralar, elektronik renk alınmasında en temel yaklaşımdır ve yine de insan gözünün subjektif renk seçimine kesin bir derece getirmesi gerekmektedir (Blaes 2002). Bu tarz verileri kullanışlı dental verilere dönüştürebilmek için pek çok yaklaşım kullanılmıştır (Chu ve ark 2010). Ayrıca bir bilgisayar yazılımı olan ClearMatch (Smart Technology) sistemi yüksek çözünürlüklü dijital resimleri kullanır ve görüntülenen dişin rengini bilinen renk sistemleri ile karşılaştırır (Ristić ve Paravina 2009).

Görsel ve enstrümental ölçümlerin karşılaştırılması çok ilgi çekici bir konudur ve iki yönteminde artıları ve eksileri vardır. Görsel renk seçimi subjektif bir yöntemdir ve birçok faktörden etkilenmektedir. Aslında bütün objektif ölçüm aletleri "standart gözlemcinin" görsel cevabını temel alır ve bu cevaplar eşleşirse iyi bir ölçüm yaparlar. Ek olarak, rakamsal olarak en küçük ΔE değeri her zaman en iyi renk eşleşmesi anlamına gelmez. Çünkü hue, value ve chroma değerlerine göz

hassasiyeti bireyden bireye farklılık gösterebilir. Bu nedenle dental renk seçiminde görsel yöntemin mi yoksa enstrümental yöntemin mi kullanılması gerektiğinin cevabı olarak; mümkün olduğunca iki yöntemin de birlikte kullanılması gerektiği sonucuna ulaşılabilir. Çünkü iki yöntemde birbirini tamamlar ve daha estetik sonuçların ortaya çıkmasını sağlar (Fondriest 2003, Ishikawa-Nagai ve ark 2010, Yoshida ve ark 2010).

1. 9. Tam Seramiklerin Rengini Etkileyen Faktörler

Bir seramik restorasyonun final rengi kullanılan seramiğin renginden ve kalınlığından etkilenmektedir. Eğer seramik yeteri kadar opak değilse altyapı materyalinin renginden de etkilenmektedir (Azer ve ark 2006, Shokry ve ark 2006, Chaiyabutr ve ark 2011). Bir restorasyonun rengi; seramiğin pişirme derecesinden, prepare edilen dişin renginden (Li ve ark 2009), veneer seramiğinin translusensi ve kalınlığından (Denissen ve ark 2007, Sailer ve ark 2007, Chen ve ark 2008, Ozturk ve ark 2008, Chaiyabutr ve ark 2011), yapıştırma ajanın tipinden (Denissen ve ark 2007, Li ve ark 2009), yüzey glazinden (Denissen ve ark 2007), tabakalama tekniğinden (Sailer ve ark 2007), pişirmeden (sıcaklık/zaman döngüsü) (Sailer ve ark 2007, Ozturk ve ark 2008), dış renklendiriciler ve yüzey yapısından (Wang ve ark 2011), yapıştırma ajanının kalınlığından (Dozic ve ark 2010) ve seramik altyapı tipinden etkilenmektedir (Lee ve ark 2007b, Uludag ve ark 2007, Chen ve ark 2008).

Porselen markası, porselen pişirme sayısı ve kondensasyon tekniği de porselenin son rengine etki eden diğer faktörler arasında sayılabilir (Barghi ve Richardson 1978, Jorgenson ve Goodkind 1979, Barghi 1982, Southan 1987). Seramik kalınlığı renk gelişiminde önemli olduğundan öngörülebilir ve tekrarlanabilir sonuçlar elde etmek için hassasiyet ve kontrol önemlidir. Ancak çeşitli porselen renkleriyle elle tabakalama tekniğinde bunu sağlamak oldukça zordur (Rosenstiel ve ark 1988). Seramik restorasyonların üretimindeki renk varyasyonlarını azaltmak için, CAD/CAM restorasyonları diş hekimliğine bir alternatif sunmaktadır.

CAD/CAM teknolojisi tam seramik restorasyonların altyapılarını elde etmek için kullanılırlar. Y-TZP bloklar CAD yazılımı ile tasarlanıp frezelenir. Sonra, yüksek derecede tamamen sinterlenen Y-TZP seramiğine yüksek bükülme ve kırılma

dayanımı gibi mekanik özellikleri kazandırılır. Böylece Y-TZP tam seramik restorasyonlar okluzal kuvvetler karşısında yüksek kırılma dayanımı gösterirler (Raigrodski ve ark 2006). Bununla birlikte, Y-TZP altyapısı renk özellikleri ve düşük ışık geçirgenliği sebebiyle bu restorasyonların estetik değerini artırmak için yüzeyinin veneer seramiği ile kaplanması gereklidir. Bir dental seramik restorasyonun estetiği, translusensi ve renkten etkilenmektedir (Uhlmann ve ark 1976). Kor yapının translusensi ya da opasitesi estetiği kontrol eden primer faktörlerden biri olarak tanımlanmıştır ve bu materyallerin seçimi kritik düzeyde önem taşımaktadır (Brodbelt ve ark 1980, Miller 1987). Veneerlenmiş seramik restorasyonların rengi kor kalınlığından, veneer kalınlığından ve iki tabakanın etkileşiminden etkilenmektedir (Shokry ve ark 2006).

Tam seramik restorasyonlar kron içinden ışık geçişine izin verdiği için bir restorasyonun renk ve ışık geçirgenliğini geliştirirler (Chiche ve Pinault 1994). Seramik korların dayanıklılığı ve veneer porselenin estetiğinin karışımı ve veneerleme tekniklerinin kullanılması dental laboratuvar teknisyenlerinin de bireysel karakterlere sahip estetik restorasyonlar üretebilmesine imkan tanımıştır (Deng ve ark 2003).

Renkten ayrı olarak, doğal bir dişe canlı görünümünü veren optik özellikler translusens, opalesans ve floresanstır. Doğal dişlerle uygun bir renk uyumunun elde edilebilmesi için restoratif materyallerin bu özelliklere sahip olması ve bu özelliklerini ağız ortamında devam ettirebilmesi gereklidir (Lee ve ark 2010b).

Bu çalışmanın amacı; zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda farklı veneerleme tekniklerinin (tabakalama, presleme, cut-back, CAD-on) ve tam kontur zirkonya tekniğinin renk, translusens, opalesans ve floresans özelliklerine etkisinin incelenmesidir.

Çalışmanın sıfır hipotezi; zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda farklı veneerleme tekniklerinin (tabakalama, presleme, cut-back, CAD-on) ve tam kontur zirkonya tekniğinin renk, translusens, opalesans ve floresansı arasında bir fark olmayacağıdır.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu projenin Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 05.09.2013 tarihinde yapılan 2013/09 sayılı toplantısında bilimsel etik açısından uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir (Bkz. EK-A).

Bu in vitro çalışmada; farklı veneerleme tekniklerinin (tabakalama, presleme, cut-back, CAD-on) ve tam kontur zirkonya tekniğinin bir zirkonya esaslı tam seramik restorasyonun renk, translusens, opalesans ve florasens özelliklerine etkisi araştırılmıştır.

Çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Laboratuvarı, Sirona Merkez Ofisi, As Dental Diş Laboratuvarı ve PAKPEN Ar-Ge Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 2.1'de, altyapı ve veneer materyallerin kimyasal içeriği ve mekanik özellikleri ise Çizelge 2.2'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları ve lot numaraları.

Malzemenin Adı	Üretici Firma	Lot No.
IPS e.max ZirCAD InLab Blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	S01015
IPS e.max ZirPress İngot	Ivoclar Vivadent	S12983
IPS e.max CAD InLab Blok	Ivoclar Vivadent	T00028
IPS e.max CAD Crystall/Connect	Ivoclar Vivadent	T12915
IPS e.max Ceram Dentin	Ivoclar Vivadent	S15574
IPS e.max Ceram Transparan Insizal	Ivoclar Vivadent	S38026
IPS e.max Ceram ZirLiner Clear	Ivoclar Vivadent	J01798
In-Coris TZI Zirkonya Blok	Sirona Dental GmbH, Benscheim, Germany	2013277464
In-Coris TZI Renklendirme Likiti	Sirona Dental	A2 85213

Çizelge 2.2. Zirkonya blokların ve veneer materyallerin kimyasal içeriği ile mekanik özellikleri.

Materyal	İçeriği	TEK (100-400°C) (10^{-6} K^{-1})	Bükülme Dayanımı (MPa)
IPS e.max ZirCAD	ZrO_2, Y_2O_3, HfO_2 Al_2O_3	10,75± 0,25	900 ± 50
IPS e.max Ceram	SiO_2, Al_2O_3, ZnO_2, Na_2O, K_2O, ZrO, CaO, P_2O_5, fluoride ve pigmentler	9,5	90
IPS e.max ZirPress	SiO_2, Li_2O, Na_2O, K_2O, MgO, Al_2O_3, CaO, ZrO_2, P_2O_5 diğer oksitler	9,8	110
IPS e.max CAD	SiO_2, Li_2O, K_2O, P_2O_5, ZrO_2, ZnO, diğer renklendirici oksitler	10,2	360
IPS e.max ZirLiner	SiO_2, Al_2O_3, Na_2O, K_2O, diğer oksitler pigmentler	9,8	90
IPS e.max CAD Crystall Connect	Oksitler, su, bütandiol ve klorit	9,5	160
In-Coris TZI	ZrO_2, HfO_2, Y_2O_3, Al_2O_3, Fe_2O_3 ve diğer oksitler	10,4	>900 MPa

2. 1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Deney grupları, Çizelge 2.3'te yer almaktadır. Zirkonya esaslı tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre beş gruba ayrıldı. Her grupta 15 adet olmak üzere toplam 75 adet örnek hazırlandı. Bütün seramik materyalleri A2 renkte seçildi. Zirkonya altyapılar için önceden renklendirilmiş ve sinterleme sonrası rengi A2 renk ile uyumlu IPS e.max ZirCAD MO1 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar kullanıldı. Tabakalama tekniğinde üreticinin önerdiği IPS e.max Ceram

Dentin A2 (Ivoclar Vivadent) veneer seramiği kullanıldı. CAD-on tekniğinde üretici firmanın tavsiye ettiği IPS e.max CAD A2 High Translusent-HT (Ivoclar Vivadent) renkteki bloklar kullanıldı. Buna istinaden presleme seramikleri için de IPS e.max ZirPress A2 HT (Ivoclar Vivadent) ingotlar tercih edildi. Cut-Back tekniği için IPS e.max ZirPress A2 HT (Ivoclar Vivadent) ingot ve üretici firmanın A2 ile uyumlu olarak tavsiye ettiği translusent mine seramiği olan IPS e.max Ceram Tl1 (Ivoclar Vivadent) kullanıldı. Tam kontur tekniğinde translusent zirkonya blok In-Coris TZI (Sirona, Benscheim, Germany) ve üretici talimatları doğrultusunda A2 renklendirme solüsyonu In-Coris TZI Coloring Liquid A2 (Sirona) kullanıldı. Tüm örneklerin çapı 10 ± 0,1 mm ve kalınlıkları 1,5 ± 0,1 mm olacak şekilde hazırlandı.

Çizelge 2.3. Deney grupları.

Grup	Zirkonya Altyapı	Veneer Seramiği
Tabakalama (T)	IPS e.max ZirCAD MO1	IPS e.max Ceram Dentin A2
Presleme (P)	IPS e.max ZirCAD MO1	IPS e.max ZirPress HT A2
Cut-back (CB)	IPS e.max ZirCAD MO1	IPS e.max ZirPress HT A2 IPS e.max Ceram Tl1
CAD-on (CO)	IPS e.max ZirCAD MO1	IPS e.max CAD HT A2
Tam Kontur (TK)	In-Coris TZI	-

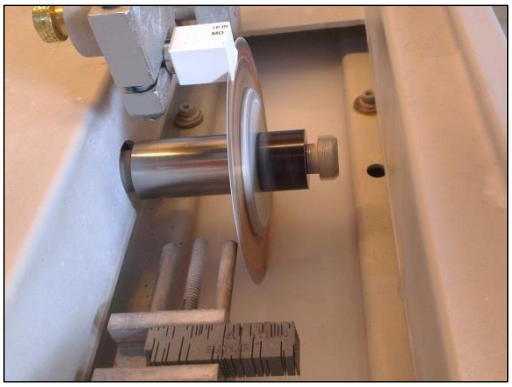
2. 2. Zirkonya Altyapıların Hazırlanması

Tabakalama (T), Presleme (P), Cut-back (CB) ve CAD-on (CO) gruplarının altyapıları için IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) Y-TZP esaslı presinterize zirkonya bloklar kullanıldı (Şekil 2.1). IPS e.max ZirCAD zirkonya bloklar 0,65 mm kalınlığında olacak şekilde düşük hızda su soğutması altında çalışan kesim cihazında

(Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) elmas separe ile (Isomet Diamond Wafering Blade, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) kesildi (Şekil 2.2). Ardından dikdörtgen şeklindeki örnekler düşük devirli mikromotor (K-Powergrip Handstück 4941, KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve elmas frezlerle 10000 rpm devirde 12,5 mm çapında disk şekline getirildi.

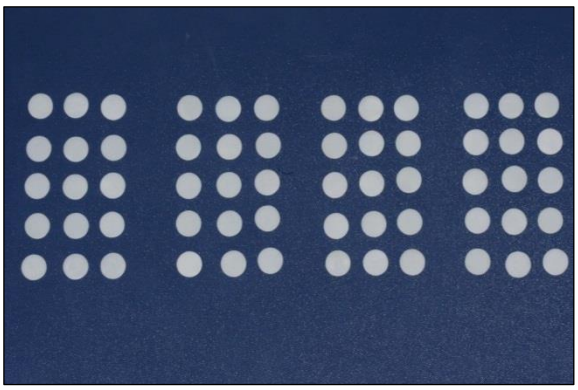


Şekil 2.1. IPS e.max ZirCAD bloklar.



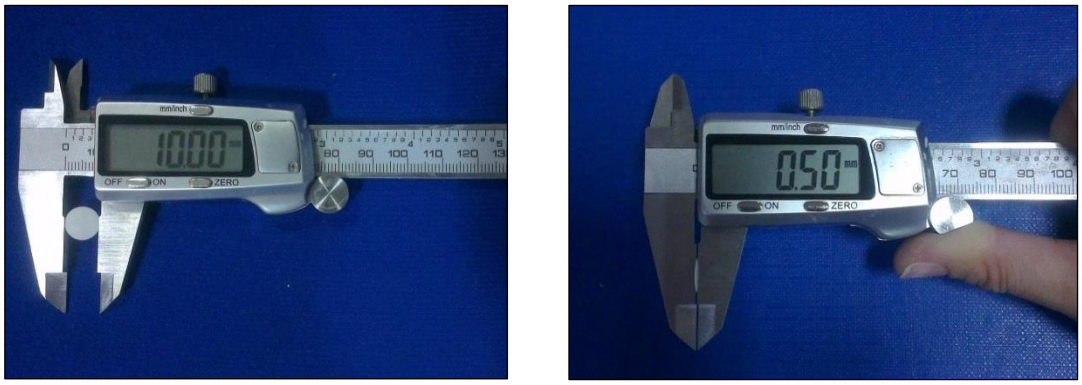
Şekil 2.2. Zirkonya blokların Isomet ile kesilmesi.

Disk şeklindeki örnekler sırasıyla 400, 600, 800, 1000, 1200 ve 1500 grenli silikon karbit kağıtlarla (3M Wetordry TriMite, Minnesota, ABD) su altında aynı araştırmacı tarafından zımparalandı ve kalınlıklar sık sık kontrol edildi. Örneklerin boyutları sinterleme sonrası %20-25 hacimsel küçülmesi göz önüne alınarak (çapı 12,5 mm, kalınlığı 0,625 mm) 60 adet presinterize zirkonya altyapı hazırlandı (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. IPS e.max ZirCAD presinterize altyapılar.

Örnekler üretici firma talimatları doğrultusunda sinterleme fırınında (Sintramat, Ivoclar Vivadent) 1500°C'de 7 saat sinterlendi. Örneklerin sinterleme sonrası boyutları dijital bir kumpas yardımıyla (Max Extra 150 mm Digital Caliper, China) kontrol edildi. IPS e.max ZirCAD altyapıların sinterleme sonrası boyutları 0,5 ± 0,01 x 10 ± 0,01 mm'dir (Şekil 2.4)



Şekil 2.4. Zirkonya altyapıların sinterleme sonrası çapı ve kalınlığı.

Sinterlenen zirkonya altyapılar rastgele 4 gruba ayrıldı (T, P, CB ve CO). Üretici firma talimatları doğrultusunda T, P ve CB gruplarına ait altyapılara liner uygulanırken CO grubunda kullanılacak altyapılara liner uygulanmadı. Bütün zirkonya altyapılar veneerleme işlemine geçilmeden ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int. NY, USA) distile suda 10 dakika süre ile temizlendi.

2. 2. 1. Zirkonya Altyapılara Liner Uygulanması

T, P ve CB grupları için IPS e.max ZirCAD altyapı yüzeyine liner uygulamasına geçildi. Bunun için üreticinin A2 renk ile kullanılmasını tavsiye ettiği IPS e.max ZirLiner Clear (Ivoclar Vivadent) tozu ve IPS e.max ZirLiner Build-up Liquid (Ivoclar Vivadent) kullanıldı (Şekil 2.5). Liner toz ve likiti siman camı üzerinde üretici talimatları doğrultusunda karıştırıldı (Şekil 2.6).

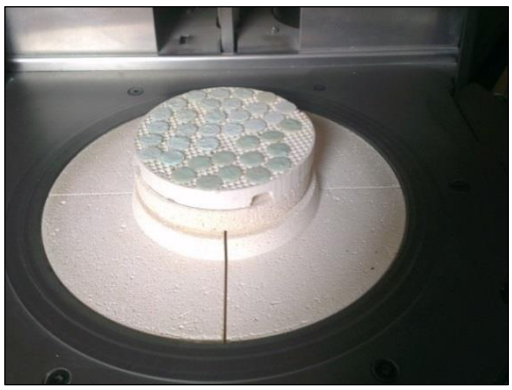


Şekil 2.5. IPS e.max ZirLiner.



Şekil 2.6. ZirLiner'ın uygulanması

Liner, 45 adet zirkonya altyapı yüzeyine 0,1 mm olacak şekilde ince bir tabaka halinde uygulandı ve vibrasyon yapılarak tüm yüzeye homojen bir şekilde yayılması sağlandı. Ardından Programmat P300 (Ivoclar Vivadent) fırınında üretici talimatları doğrultusunda pişirildi (Şekil 2.7). Fırınlama prosedürü Çizelge 2.4'te verilmiştir.



Şekil 2.7. ZirLiner'ın fırınlanması.

Çizelge 2.4. ZirLiner fırınlama prosedürü.

	B °C/°F	S Dak.	t °C/°F/dak	T °C/°F	H Dak.	V_1 °C/°F	V_2 C/°F
ZirLiner Fırınlanması	403/ 757	4:00	40/72	960/ 1760	1:00	450/ 842	959/ 1758

B: Hazırlık sıcaklığı, S: Fırının kapanış süresi, t: Porselen fırın sıcaklığının 1 dakikada yükselme derecesi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, V_1: Vakumun açık olduğu sıcaklık derecesi, V_2: Vakumun kapalı olduğu sıcaklık derecesi.

2. 3. Tabakalama Grubunun Hazırlanması

Liner uygulandıktan sonra veneer seramiği uygulama aşamasına geçildi. Bütün örneklerin (n=15) veneer seramiğinin standart olarak hazırlanabilmesi için, zirkonya altyapının oturduğu 0,5 mm derinlik ve 10 mm çapta iç yüzey ve toplam derinliği 1,5 mm olan metal ve teflondan oluşan 4 parçadan oluşan bir kalıp kullanıldı (Şekil 2.8).

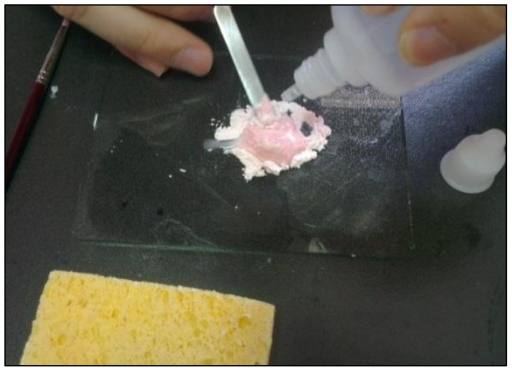


Şekil 2.8. Metal ve teflondan oluşan özel kalıp.

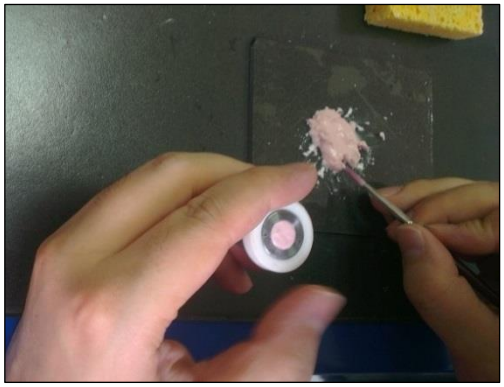
A2 renkteki IPS e.max Ceram Dentin (Ivoclar Vivadent) toz ve likiti (IPS e.max Ceram Build-up Liquid, Ivoclar Vivadent) (Şekil 2.9) bir siman camının üzerinde üretici talimatlarına göre karıştırıldı (Şekil 2.10). Hazırlanan porselen hamuru, özel kalıp yardımıyla zirkon altyapılar üzerine bir fırça yardımıyla uygulandı (Şekil 2.11). Fazla nem bir peçete yardımıyla uzaklaştırılarak pişirilmeye hazır hale getirildi. Ardından üretici firma talimatlarına göre (Çizelge 2.5), Programmat P300 (Ivoclar Vivadent) fırınında pişirildi (Şekil 2.12).



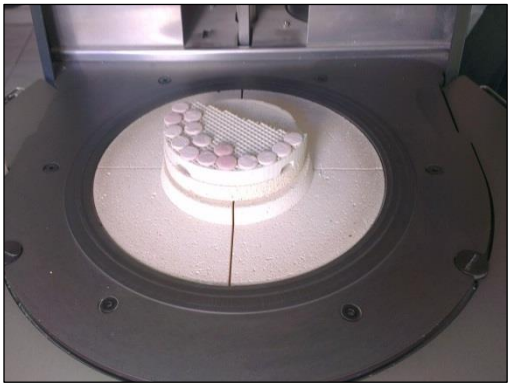
Şekil 2.9. IPS e.max Ceram Dentin.



Şekil 2.10. Toz ve likitin karıştırılması.



Şekil 2.11. Seramiğin uygulanması.



Şekil 2.12. T grubunun pişirilmesi

Birinci pişirmeden sonra veneer porseleninde meydana gelen büzülmeden dolayı örnekler üzerine tekrar porselen hamuru uygulanarak ikinci bir pişirme gerçekleştirildi. Böylece örneklerin istenen boyutlarda hazırlanması sağlanmış oldu.

Çizelge 2.5. IPS e.max Ceram fırınlama prosedürü.

	B °C/°F	S Dak.	t °C/°F	T °C/°F	H Dak.	V_1 °C/°F	V_2 °C/°F
Wash fırınlama	403/757	04:00	40/72	750/1382	01:00	450/842	749/1380
1.Dentin/ İnsizal fırınlama	403/757	04:00	40/72	750/1382	01:00	450/842	749/1380
2.Dentin/ insizal fırınlama	403/757	04:00	40/72	750/1382	01:00	450/842	749/1380

B: Hazırlık sıcaklığı, S: Fırının kapanış süresi, t: Porselen fırın sıcaklığının 1 dakikada yükselme derecesi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, V_1: Vakumun açık olduğu sıcaklık derecesi, V_2: Vakumun kapalı olduğu sıcaklık derecesi.

2. 4. Presleme Grubunun Hazırlanması

Presleme grubu için ZirLiner tabakası uygulanan örneklerden 15 tanesi, mum modelasyonları yapılmak üzere ayrıldı. Zirkonya altyapılar daha önceden hazırlanan metal kalıba yerleştirildi. Eritilen mum, metal kalıbın içine damlatılarak soğuması beklenildi. Mum tabakası soğuduktan sonra yüzeyi metal kalıba sıfırlandı, böylece

toplam kalınlığın 1,5 mm olması sağlandı (Şekil 2.13). Metal kalıptan çıkarılan zirkon-mum yapının üzerine döküm yolları bağlandı ve özel manşetinin içine yerleştirildi (Şekil 2.14).



Şekil 2.13. Mum örnekler.



Şekil 2.14. Örneklerin manşete alınması.

Örneklerin revetmana alınma işlemi için üretici firmanın önerdiği özel fosfat bağlı revetman tozu (IPS Pressvest Speed Invetsment Material, Ivoclar Vivadent) ve likiti (IPS Pressvest Speed Invetsment Liqui d) kullanıldı (Şekil 2.15). Özel revetman tozu ve likiti hava kabarcığı oluşmasını önlemek için bir karıştırıcı yardımıyla üretici firma talimatları oranında karıştırıldı (Şekil 2.16).

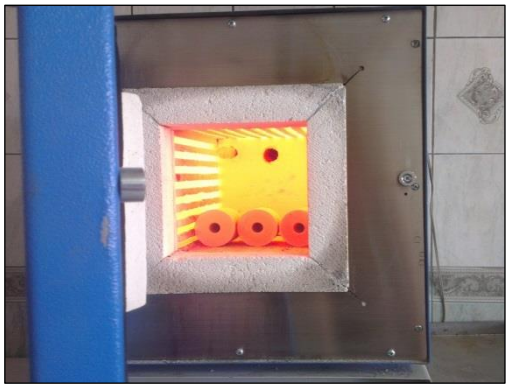


Şekil 2.15. Revetman toz ve likiti.



Şekil 2.16. Revetmanın karıştırılması.

Kayıp mum tekniği yöntemiyle (burn-out) örneklerin mumları uzaklaştırıldıktan sonra (Şekil 2.17), EP Empress 600 (Ivoclar Vivadent) fırınında, IPS e.max ZirPress HT A2 (Ivoclar Vivadent) ingotlar (Şekil 2.18) üretici firma talimatlarına göre (Çizelge 2.6) ısı ve basınç altında preslendi (2.19).



Şekil 2.17. Burn-out fırını.



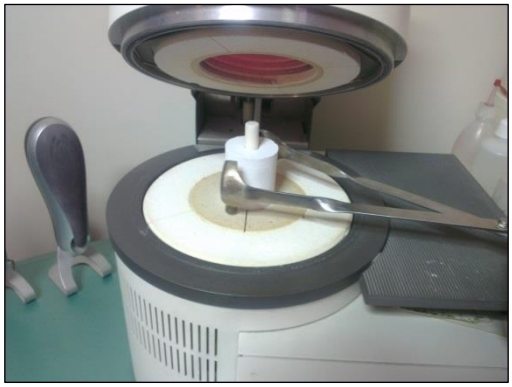
Şekil 2.18. IPS e.max ZirPress ingotlar.

Çizelge 2.6. IPS e.max ZirPress ısı ile presleme prosedürü.

	B °C/°F	t °C/°F	T °C/°F	H Dak.	V_1 °C/°F	V_2 °C/°F
IPS e.max ZirPress	700/1292	60/108	900/1652	15:00	500/932	900/1652

B: Hazırlık sıcaklığı, t: Porselen fırın sıcaklığının 1 dakikada yükselme derecesi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, V_1: Vakumun açık olduğu sıcaklık derecesi, V_2: Vakumun kapalı olduğu sıcaklık derecesi.

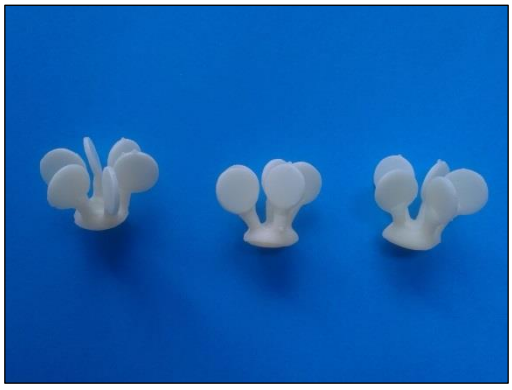
Manşetten çıkartılan örnekler öncelikle 4 bar basınç altında 110 µm'luk Al_2O_3 kumu ile daha sonra 2 bar basınçla 50 µm'luk Al_2O_3 kumu ile revetman artıklardan tamamen temizlendi (Şekil 2.20). Şekil 2.21'de revetman artıklarından kumlanarak temizlenmiş pres grubu örnekleri görülmektedir. Kumlamanın ardından döküm yolları (tij) elmas frez yardımı ile kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 2.22).



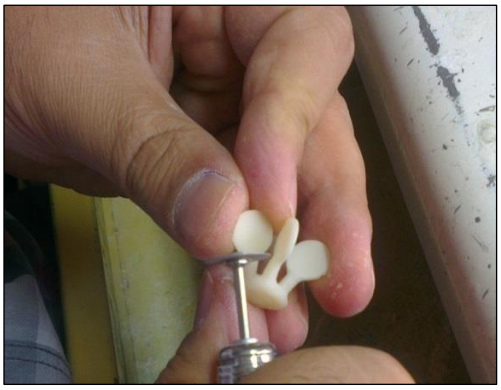
Şekil 2.19. Örneklerin preslenmesi.



Şekil 2.20. Kumlama.



Şekil 2.21. Preslenmiş örnekler.



Şekil 2.22. Tijlerinin kesilmesi.

2. 5. Cut-back Grubunun Hazırlanması

CB grubu için, T ve P gruplarındakine benzer ancak derinliği 1,2 mm olan metal ve teflondan oluşan bir kalıp hazırlandı. Zirkonya örnekler (n=15) metal kalıbın içerisine yerleştirildi ve ZirLiner uygulanmış yüzeye eritilmiş mum damlatılarak örneklerin toplam kalınlığı 1,2 mm olacak şekilde metal yüzeye sıfırlandı. Döküm yolları, revetmana alma, mum atımı, ısı ve basınçla presleme işlemi presleme grubundaki ile aynı işlemler uygulanarak gerçekleştirildi. Presleme için IPS e.max ZirPress HT A2 (Ivoclar Vivadent) ingotlar kullanıldı. Aynı şekilde revetman artıkları kumlanarak temizlendi ve döküm yolları elmas separe ile uzaklaştırıldı.

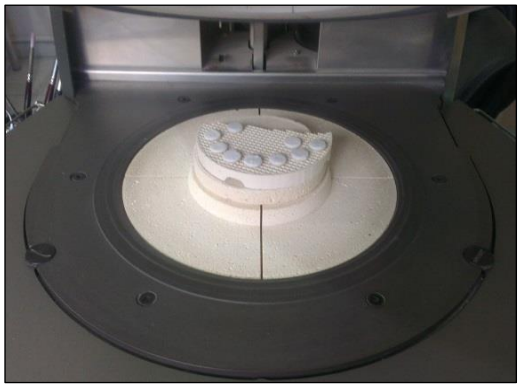


Şekil 2.23. IPS e.max Ceram Transparan Incisal toz ve likiti.

Presleme işleminin ardından translusent mine seramiği uygulanması işlemine geçildi. Bunun için preslenen örnekler derinliği 1,5 mm olan metal kalıba yerleştirildi. IPS e.max Ceram Transparan Incisal 1 (Ivoclar Vivadent) (Şekil 2.23) mine seramik toz ve likiti üretici talimatları doğrultusunda bir siman camı üzerinde karıştırıldı. Örneklerin veneer seramiği yüzeyine kalınlığı 0,3 mm olacak şekilde bir fırça ile uygulandı ve fazla nem peçete yardımı ile uzaklaştırıldı (Şekil 2.24). Örnekler Programmat P300 fırınında pişirildi. Birinci pişirmeden sonra veneer seramiğinde meydana gelen büzülmeden dolayı örnekler üzerine tekrar seramik hamuru uygulanarak ikinci bir pişirme gerçekleştirildi (Şekil 2.25).



Şekil 2.24. Mine seramiğinin uygulanması.



Şekil 2.25. Mine seramiğinin pişirilmesi.

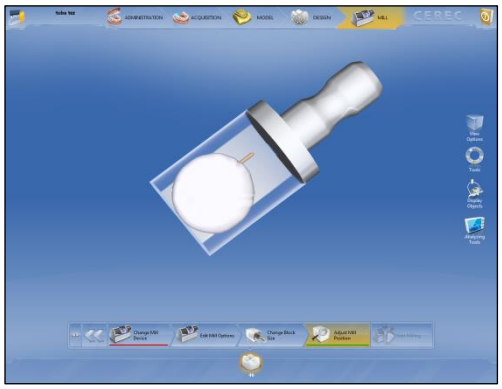
2. 6. CAD-on (Sinterleme) Grubunun Hazırlanması

CO grubunun veneer seramiğinin hazırlanması için T, P ve CB grubunda kullanılan metal kalıp kullanılarak 0,9 mm kalınlığında 10 mm çapında bir mum örnek hazırlandı. Ardından mum örneğin yerleştirilmesi için silikon ölçü

materyalinden (Zetaplus, Zhermack, Italy) bir kaide hazırlandı. Mum örnek kaideye yerleştirildi ve üzerine titanyum dioksit esaslı sprey (CEREC Optispray, Sirona, Almanya) sıkıldı (Şekil 2.26). Sprey sıkılan mum örneğin optik ölçüsü, 112S161 No.'lu TÜBİTAK projesi tarafından sağlanan CEREC Connect AC Bluecam kamerası (Sirona) ile alındı. CEREC Connect SW 4.3.1 (Sirona) yazılımı ile örneğin tasarımı yapıldı (Şekil 2.27). Tasarımı yapılan örnekler, CEREC MC XL (Sirona) frezeleme ünitesinde (Şekil 2.29) IPS e.max CAD HT A2 (Ivoclar Vivadent) lityum disilikat bloklardan (Şekil 2.28) frezelendi. Örneklerin tijleri bir elmas separe yardımıyla kesildi ve fazlalıklar elmas frezler yardımıyla düşük devirde uzaklaştırıldı.



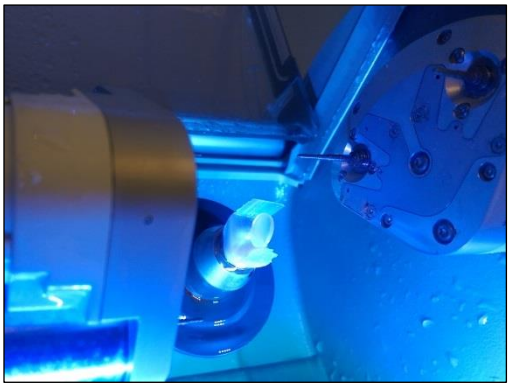
Şekil 2.26. CEREC Optispray.



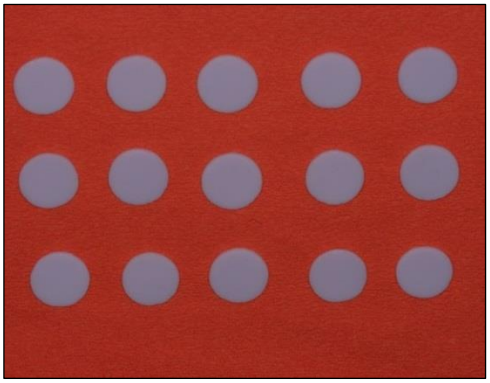
Şekil 2.27. Örneğin dijital tasarımı.



Şekil 2.28. IPS e.max CAD bloklar.



Şekil 2.29. Örneğin CEREC MC XL ile kazınması.



Şekil 2.30. IPS e.max CAD veneer seramikleri.

Şekil 2.30'da lityum disilikat veneer seramikleri görülmektedir. Veneer seramiklerinin elde edilmesinin ardından zirkonya altyapıyla birleştirilme işlemine geçildi. Birleştirme işleminden önce zirkonya altyapılar ve veneer seramikleri ultrasonik temizleyicide distile suda 5 dakika süre ile temizlendi. Sistemin A2 renk için önerdiği IPS e.max Crystall/Connect 4 (Ivoclar Vivadent) cam füzyon seramiği kullanıldı (Şekil 2.31). Bu seramik tiksotropik yapılı olup vibrasyon ve basınçla sıvı hale gelmekte, basınç kalktığı anda katılaşmaktadır. Bu nedenle bu seramiğin uygulanabilmesi için, vibrasyon yaparak cam füzyon seramiğinin karışmasını sağlayan Ivomiks (Ivoclar Vivadent) aletinin kullanılması gereklidir. Cam füzyon seramik kapsülleri Ivomiks (Ivoclar Vivadent) aleti (TÜBİTAK 112S161 nolu proje ile temin edilmiştir) yardımıyla sıvı hale getirildi ve bir spatül yardımıyla zirkonya altyapı üzerine uygulandı (Şekil 2.32). Füzyon seramiği üzerine veneer seramiği hafif parmak basıncıyla yerleştirildi ve örneğe tekrar Ivomiks aletinde vibrasyon yapıldı. Fazla cam füzyon seramiğinin örneğin kenarlarından taşması ve örneğin bütün yüzeyine homojen bir şekilde dağılması sağlandı.

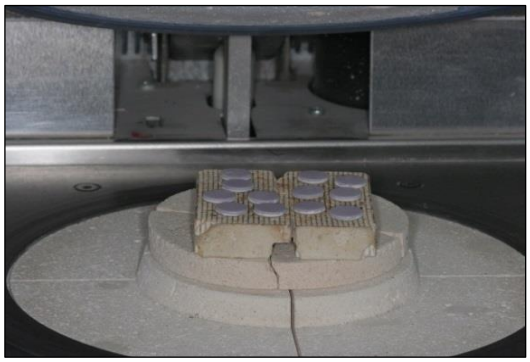


Şekil 2.31. Cam füzyon seramiği.



Şekil 2.32. Zirkonya altyapı ile veneer seramiğinin Ivomiks ile birleştirilmesi.

Taşan füzyon seramiği bir fırça yardımıyla nazikçe temizlendi. Hazırlanan CO grubu (n=15) lityum disilikat veneer seramiklerinin kristalizasyonu ve zirkonya altyapı ile füzyonunun gerçekleşmesi için Programmat P300 fırınında üretici talimatları doğrultusunda pişirildi (Şekil 2.33, 2.34). Kristalizasyon/füzyon fırınlama prosedürü Çizelge 2.7'de gösterilmiştir.



Şekil 2.33. Kristalizasyon/füzyon öncesi.



Şekil 2.33. Kristalizasyon/füzyon sonrası.

Çizelge 2.7. IPS e.max CAD-on tekniği Kristalizasyon/Füzyon prosedürü.

	B °C/°F	S Dak.	t_1 °C/°F	T_1 °C/°F	H_1 Dak.
Ön kurutma	403/757	02:00	30/54	820/1508	02:00

t_2 °C/°F	T_2 °C/°F	H_2 Dak.	$V1_1/V1_2$ °C/°F	$V2_1/V2_2$ °C/°F	L °C/°F
30/54	840/1544	07:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1544	600/1112

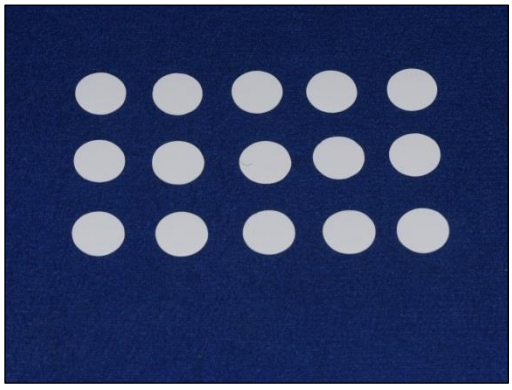
B: Hazırlık sıcaklığı, S: Fırının kapanış süresi, t: Porselen fırın sıcaklığının 1 dakikada yükselme derecesi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, V_1: Vakumun açık olduğu sıcaklık derecesi, V_2: Vakumun kapalı olduğu sıcaklık derecesi, L: Uzun süreli soğutma.

2. 7. Tam Kontur Zirkonya Grubunun Hazırlanması

Tam kontur (TK) zirkonya tekniği için örnekler, InCoris TZI (Sirona) translusent Y-TZP esaslı presinterize zirkonya bloklardan (Şekil 2.35) IPS e.max ZirCAD bloklarda uygulanan yöntem kullanılarak su soğutması altında elmas separe ile 1,8 mm kalınlığında Isomet cihazında kesildi (n=15). Şekil 2.36'da sinterleme ve renklendirme öncesindeki TK grubu örnekleri görülmektedir.



Şekil 2.35. InCoris TZI presinterize zirkonya bloklar.



Şekil 2.36. Sinterleme öncesi TK grubu.

Ardından örneklere üretici talimatları doğrultusunda renklendirme işlemi uygulandı. Bunun için plastik bir kaba bir miktar A2 renk veren solüsyon (InCoris

Coloring Liquid A2) konuldu ve zirkonya örnekler daldırma yöntemiyle 5 dakika boyunca bekletildi (Şekil 2.37).



Şekil 2.37. Renklendirme solüsyonu ve TK grubunun renklendirilmesi.



Şekil 2.38. Örneklerin kurutulması.

Daha sonra örnekler plastik bir presel yardımıyla kaptan alındı ve kızıl ötesi lamba (Zirkonlampe 250, Zirkonzahn) altında üretici talimatları doğrultusunda 30 dakika boyunca kurutuldu (Şekil 2.38) Ardından üretici talimatları doğrultusunda inFire HTC (Sirona) fırınında 1510°C'de 2 saat süre ile sinterlendi (Şekil 2.39).



Şekil 2.39. TK grubunun sinterlenmesi.

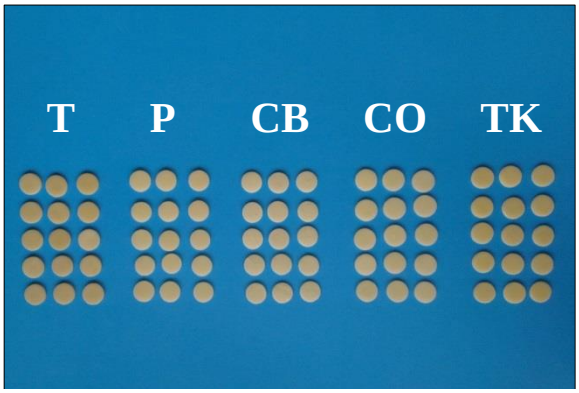
2. 8. Örnek Yüzeylerinin Parlatılması

Bütün örneklerin veneer yüzeyleri ve TK grubu örnekleri sırasıyla 400, 600, 800, 1000, 1200 ve 1500 gritlik silikon karbit aşındırıcı kağıtlar (3M Wetordry TriMite, Minnesota, ABD) kullanılarak aynı araştırmacı tarafından su altında zımparalandı ve kalınlıklar sık sık kontrol edildi. Ardından porselen polisaj lastikleri (Ceramiste Polishers, Shofu, Japan) ile düşük devirli mikromotor ve anguldruva (L-Motor 181 DBN, KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) kullanılarak 10000 rpm devirde su soğutması altında parlatıldı (Şekil 2.40).



Şekil 2.40. Seramik polisaj lastikleri ve örneklerin polisajının yapılması.

Örneklerin son kalınlıkları 1,5 ± 0,01 mm'dir. Polisaj işleminin ardından bütün örnekler 5 dakika süre ile ultrasonik temizleyicide distile suda temizlendi. Şekil 2.41'de tamamlanmış deney grupları görülmektedir.



Şekil 2.41. Tamamlanmış deney grupları.

2. 9. Renk Ölçümleri

Örneklerin renk ölçümleri PAKPEN Ar-Ge Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Renk ölçümleri için özel hazırlanmış ışık almayan karanlık bir odada kalibre edilmiş bir spektrofotometre (CM-2600d, Konica Minolta, Osaka, Japan) yardımıyla yapıldı (Şekil 2.43). Ölçümler spektrofotometrenin "Specular Component Excluded (SCE)" ve CIE 1964 10° standart gözlemci modunda, 10 nm aralıklarla, görünür spektrumun 360-740 nm dalga boyu aralığında, standart D65 ışık kaynağı altında (Gretagmacbeth Spectralight III, X-Rite Inc., USA) yapıldı (Şekil 2.42). Veriler CIE 1976 L*a*b* renk sistemine göre (CIEL*a*b*) elde edildi.

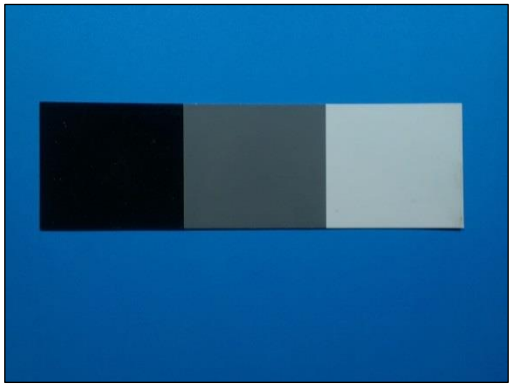


Şekil 2.42. Ölçüm yapılan karanlık oda ve D65 cihazı.

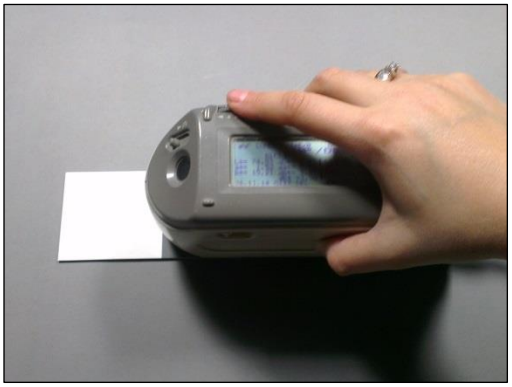


Şekil 2.43. Spektrofotometre.

Spektrofotometrenin ölçüm yüzeyi 3 mm çapındadır ve ölçümler örneklerin bu yüzeyin tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilmesiyle yapılmıştır. Spektrofotometrenin ultraviyole (UV) filtresi %100 konumuna getirilmiş ve bu şekilde nötral gri (L*=50, a*=0, b*=0), beyaz (L*=96, a*=0, b=1) ve siyah (L*=8, a*=1, b*=-1) arka plan (GC3, Danes Picta, Prag, Çek Cumhuriyeti) üzerinde üç farklı ölçüm yapılmıştır (Şekil 2.44). Ardından spektrofotometrenin UV filtresi %0 konumuna getirilerek örneklerin beyaz arka plan üzerinde tekrar ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Her örnekten bütün ölçüm modlarında ayrı ayrı üç ölçüm yapılarak bunların ortalama değerleri kaydedilmiştir. Böylece her örnekten 12 kez ölçüm yapılmıştır (Şekil 2.45).



Şekil 2.44. Nötral gri, beyaz ve siyah arka plan.



Şekil 2.45. Renk ölçümü.

2. 9. 1. Renk Farkı Ölçümleri

Elde edilen örneklerin renk skalasındaki A2 rengine uyumlu olup olmadığının değerlendirilmesi için üretici firmanın önerdiği Chromascop (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) skalası kullanıldı. Skalada yer alan A2 renk tabletinin rengi nötral gri zemin üzerinde, tabletin orta üçlüsünden üç kez ölçülmüş ve L*a*b* değerlerinin ortalaması alınmıştır. Bütün örneklerin rengi nötral gri zemin üzerinde üçer kez ölçülmüş (Şekil 2.46) ve L*a*b* değerlerinin ortalaması alınmıştır. Örneklerin renk skalasındaki A2 rengiyle farklarının bulunması için ΔE formülü kullanılarak hesaplandı.

$$\Delta E= [(L_2-L_1)^2+(a_2-a_1)^2+(b_2-b_1)^2]^{1/2}$$

L^*_2 = Örneğin L* değeri

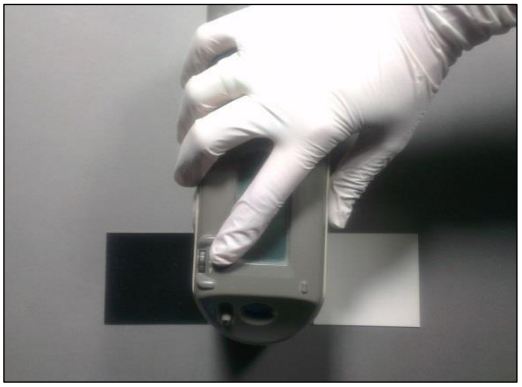
L^*_1 = Skalanın L* değeri

a^*_2 = Örneğin a* değeri

a^*_1 = Skalanın a* değeri

b^*_2 = Örneğin b* değeri

b^*_1 = Skalanın b* değeri



Şekil 2.46. Gri arka planda renk ölçümü.

2. 9. 2. Tranlusens Parametresi Ölçümleri

Translusens ölçümleri spektrofotometrenin (CM-2600d) SCE ve UV %100 modunda D65 ışık kaynağı altında yapılmıştır. Bütün örneklerden üçer kez ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınmıştır. Translusens parametresi (TP) bir örneğin beyaz arka plan ile siyah arka plan üzerinden yansıyan renklerinin arasındaki farkın hesaplanmasıyla elde edilmektedir (Şekil 2.47, 2.48). Translusens parametresi değerleri TP formülü kullanılarak hesaplandı.

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

L^*_S = Siyah arka plan üzerindeki L* değeri

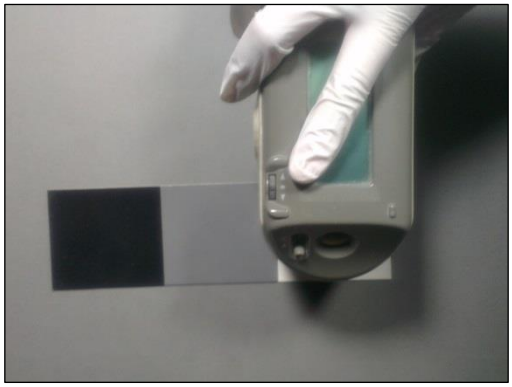
L^*_B = Beyaz arka plan üzerindeki L* değeri

a^*_S = Siyah arka plan üzerindeki a* değeri

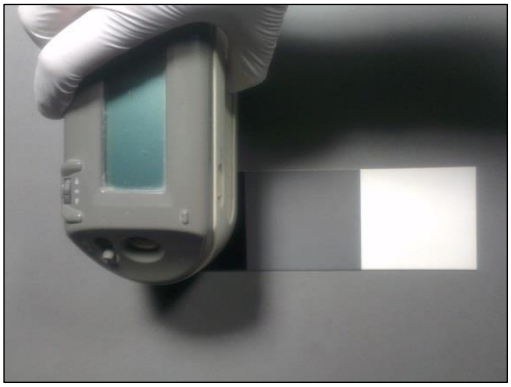
a^*_B = Beyaz arka plan üzerindeki a* değeri

b^*_S = Siyah arka plan üzerindeki b* değeri

b^*_B = Beyaz arka plan üzerindeki b* değeri



Şekil 2.47. Beyaz arka planda ölçüm.



Şekil 2.48. Siyah arka planda ölçümü.

2. 9. 3. Opalesans Parametresi Ölçümleri

Opalesans ölçümleri spektrofotometrenin (CM-2600d) SCE ve UV %100 modunda D65 ışık kaynağı altında yapılmıştır. Bütün örneklerden üçer kez ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınmıştır. Opalesans parametresi (OP) bir örneğin beyaz arka plan ile siyah arka plan üzerinde yapılan ölçümlerden elde edilen a* ve b* renk koordinatları arasındaki farkın hesaplanmasıyla elde edilmektedir (Şekil 2.47, 2.48).

Opalesens parametresi değerleri $OP = [(a^*_S - a^*_B) + (b^*_S - b^*_B)]^{1/2}$ formülü kullanılarak hesaplandı.

a^*_S = Siyah arka plan üzerindeki a* değeri

a^*_B = Beyaz arka plan üzerindeki a* değeri

b^*_S = Siyah arka plan üzerindeki b* değeri

b^*_B = Beyaz arka plan üzerindeki b* değeri

2. 9. 4. Floresans Ölçümleri

Floresans ölçümleri spektrofotometrenin (CM-2600d) SCE ve UV %100 ve UV %0 modlarında D65 ışık kaynağı altında yapılmıştır. Bütün örneklerden üçer kez ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınmıştır. Floresans değerleri (FL) bir örneğin beyaz arka plan üzerinde %100 UV içeren ve %0 UV içeren konumda elde edilen L*a*b* renk koordinatları arasındaki farkın hesaplanmasıyla elde edilmektedir (Şekil 2.47). Örneklerin floresans değerleri, floresans formülü kullanılarak hesaplandı.

$$FL= [(L_{100}* - L_0*)^2 + (a_{100}* - a_0*)^2 + (b*_{100}* - b_0*)^2]^{1/2}$$

$L*_{100}$ = UV %100 modunda L* değeri

$L*_0$ = UV %0 modunda L* değeri

$a*_{100}$ = UV %100 modunda a* değeri

$a*_0$ = UV %0 modunda a* değeri

$b*_{100}$ = UV %100 modunda b* değeri

$b*_0$ = UV %0 modunda b* değeri

2.10. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi parametrik dağılım sağlayan verilerde Tek Yönlü Varyans Analizi (One-way ANOVA), sağlamayan gruplarda nonparametrik testlerden Kruskal-Wallis test yöntemiyle yapıldı. Sonuçlar $P<0,05$ düzeyinde anlamlı kabul edildi. Çoklu karşılaştırma testleri parametrik dağılım gösteren verilerde Tukey HSD testleri ile nonparametrik verilerde ise Bonferronni çoklu karşılaştırma testleri (Dunn's testi) ile gerçekleştirildi. Sonuçlar $P<0,05$ düzeyinde anlamlı kabul edildi. İncelenen parametreler arasında ilişki olup olmadığının anlaşılması için Pearson Korelasyon testi yapıldı. Aralarında önemli korelasyon (r) bulunan parametrelerin regresyon analizleri (r^2) yapıldı. Sonuçlar $P<0,01$ düzeyinde anlamlı kabul edildi. İstatistiksel analizler SPSS paket programı (SPSS/PC, Version 15.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) ve MS Excel 2010 (Microsoft, Seattle, Washington, USA) programları kullanılarak gerçekleştirildi.

3. BULGULAR

Beş faklı teknikle üretilen zirkonyum oksit altyapılı tam seramik sistemine ait örneklerin renk, translusens, opalesans ve floresans değerleri hesaplanmıştır. Skaladaki A2 rengine göre herbir örnekteki renk farkı, nötral gri zemin üzerinde ölçülmüştür. Translusens parametresi ve opalesans parametresinin hesaplanmasında kullanılan değerler siyah ve beyaz zemin üzerinde spektrofotometre ile ölçülmüştür. Floresans değerlerinin hesaplanması için ölçümler beyaz zemin üzerinde ve spektrofotometrenin UV filtresi %100 ve %0 konumlarında yapılmıştır. Her bir zemin üzerindeki ölçümler üçer kez tekrarlanmış, böylece her örnek için 12 ölçüm ve toplamda 900 ölçüm yapılmıştır. Toplamda 2700 adet L*a*b* değeri elde edilmiştir.

Test gruplarının nötral gri, beyaz ve siyah arka plan üzerinde ölçümlerinden elde edilen ortalama L*a*b* değerleri Çizelge 3.1'de yer almaktadır.

Çizelge 3.1. Grupların nötral gri, beyaz ve siyah arka plan üzerindeki ortalama L*a*b* değerleri ve standart sapmaları.

Grup	Gri Arka Plan			Beyaz Arka Plan			Siyah Arka Plan		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
T	71,8^{a} (0,45)	0,96^{a} (0,14)	16,69^{a} (0,37)	76,61^{a} (0,54)	2,63^{a} (0,17)	22,18^{a} (0,51)	71,15^{a} (0,56)	0,77^{a} (0,19)	16,01^{a} (0,57)
P	71,31^{a} (0,8)	-0,86^{b} (0,12)	11,34^{b} (0,5)	77,38^{b} (0,75)	0,34^{b} (0,15)	17,48^{b} (0,58)	70,55^{ab} (0,9)	-0,97^{b} (0,11)	10,54^{b} (0,55)
CB	71,16^{a} (0,65)	-1,07^{b} (0,18)	9,12^{c} (0,35)	77,25^{ab} (0,78)	-0,17^{c} (0,22)	14,88^{c} (0,65)	70,18^{be} (0,62)	-1,15^{b} (0,15)	8,4^{c} (0,34)
CO	69,29^{b} (0,45)	-0,38^{c} (0,35)	11,45^{b} (0,4)	75,4^{c} (0,67)	0,87^{d} (0,35)	17,49^{b} (0,62)	68,28^{d} (0,57)	-0,57^{c} (0,27)	10,7^{bd} (0,55)
TK	70,21^{c} (0,83)	-0,35^{c} (0,23)	12,01^{b} (1,27)	72,98^{d} (0,86)	1,55^{e} (0,3)	15,61^{c} (1,37)	69,73^{e} (0,82)	-0,59^{c} (0,2)	11,41^{d} (1,29)

* Aynı sütunda P<0,05 güven aralığında çoklu karşılaştırma testleri sonuçlarına göre aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz, farklı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir. T=Tabakalama, P=Presleme, CB=Cut-back, CO=CAD-on, TK=Tam Kontur.

Gri, beyaz ve siyah arka planda ölçülen L* değerlerinin normal dağılım ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağladığı Kolmogorov-Smirnov testi ile kontrol edilmiştir. Yapılan Tek Yönlü ANOVA (One-Way ANOVA) testine göre gri, beyaz ve siyah arka planlarda L* değerleri ortalamaları arasında fark vardır (P=0,00; P<0,05). Gri arka plan L* değerleri için Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre CO grubu en düşük L* ortalamasına (69,29 ± 0,45) sahip gruptur ve diğer dört gruptan farkı istatistiksel olarak önemlidir (P<0,05). CO grubunu TK grubu (70,21 ± 0,83) izlemektedir ve L* değeri diğer gruplardan anlamlı derecede fark göstermiştir (P<0,05). CB (71,16 ± 0,65), T (71,8 ± 0,45) ve P (71,31 ± 0,8) gruplarının L* değerleri arasında fark yoktur (P>0,05).

Beyaz arka plan L* değerleri için Tukey HSD çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre TK grubu en düşük L* ortalamasına (72,98 ± 0,86) sahip gruptur ve diğer dört gruptan farkı istatistiksel olarak önemlidir (P<0,05). TK grubunu CO grubu (75,4 ± 0,67) izlemektedir ve L* değeri diğer gruplardan anlamlı derecede fark göstermiştir (P<0,05). Ardından T (76,61 ± 0,54) ve CB (77,25 ± 0,78) grupları gelmektedir ve aralarında fark yoktur (P<0,05). En yüksek L* değeri P grubunda (77,38 ± 0,75) elde edilirken, P ve CB grupları arasında fark yoktur (P>0,05).

Siyah arka plan L* değerleri için Tukey HSD çoklu karşılaştırma sonuçlarına en düşük ortalamaya sahip grup CO grubudur (68,28 ± 0,57) ve diğer dört gruptan farkı istatistiksel olarak önemlidir (P<0,05). CO grubunu TK grubu (69,73 ± 0,82) ve CB (70,18 ± 0,62) izlemektedir. TK grubu ile CB grubu arasında fark bulunmazken (P>0,05), diğer gruplar ile arasında anlamlı derecede fark vardır (P<0,05). CB grubu (70,18 ± 0,62) ve P grubu (70,55 ± 0,9) arasında anlamlı fark yoktur (P<0,05). Siyah arka planda en yüksek L* ortalamasına sahip grup T grubudur (71,15 ± 0,56) ve P grubu dışında (P<0,05) diğer gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur (P<0,05).

Gri, beyaz ve siyah arka planda ölçülen a* değerlerinin normal dağılım ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağladığı Kolmogorov-Smirnov testi ile kontrol edilmiştir. Gri ve beyaz arka planda elde edilen a* değerleri normal dağılım sağlamadığı için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır ve gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,05). Beyaz arka planda ölçülen a* değerleri normal dağılım gösterdiğinden, gruplar arasında fark olup olmadığının

anlaşılması için Tek Yönlü ANOVA testi yapılmış ve sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,05). Normal dağılım gösteren gruplarda çoklu karşılaştırma testi olarak Tukey HSD testi, normal dağılım göstermeyen gruplarda ise çoklu karşılaştırma testi olarak Bonferroni testi kullanılmıştır.

Gri arka plan a* değerleri için Bonferroni testine göre en düşük ortalama CB grubunda (-1,07 ± 0,18) olmuştur. P grubu (-0,86 ± 0,12) ile CB grubu a* değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken (P>0,05) diğer gruplar ile aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (P<0,05). CO grubu (-0,38 ± 0,35) ile TK grubu arasında (-0,35 ± 0,23) anlamlı fark bulunmazken (P>0,05) bu iki grup ile diğer gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur (P<0,05). Gri arka planda en yüksek a* değeri ortalamasına sahip grup T grubudur (0,96 ± 0,14) ve diğer 4 grup ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (P<0,05).

Beyaz arka plan a* değerleri için Tukey HSD çoklu karşılaştırma tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark vardır (P<0,05). En düşük ortalamaya CB grubunda (-0,17 ± 0,22) gözlenmiştir. Ardından P grubu (0,34 ± 0,15), CO grubu (0,87 ± 0,35) ve TK grubunda (1,55 ± 0,3) artarak devam etmiştir. Beyaz arka planda en yüksek a* değeri ortalaması T grubunda (2,63 ± 0,17) elde edilmiştir.

Siyah arka plan a* değerleri için Bonferroni Testine göre en düşük ortalama CB grubunda (-1,15 ± 0,15) ardından P grubunda (-0,97 ± 0,11) olmuştur ve bu iki grup arasında fark yoktur (P>0,05). Ancak diğer gruplarla aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (P<0,05). Bu iki grubu TK grubu (-0,59 ± 0,2) ve CO grubu (-0,57 ± 0,27) takip etmektedir. Bu iki grup arasında fark yoktur (P>0,05) ancak diğer 3 grupla aralarındaki fark önemlidir (P<0,05). En yüksek ortalama ise T grubunda (0,77 ± 0,19) olup diğer 4 grupla arasında istatistiksel fark vardır (P<0,05).

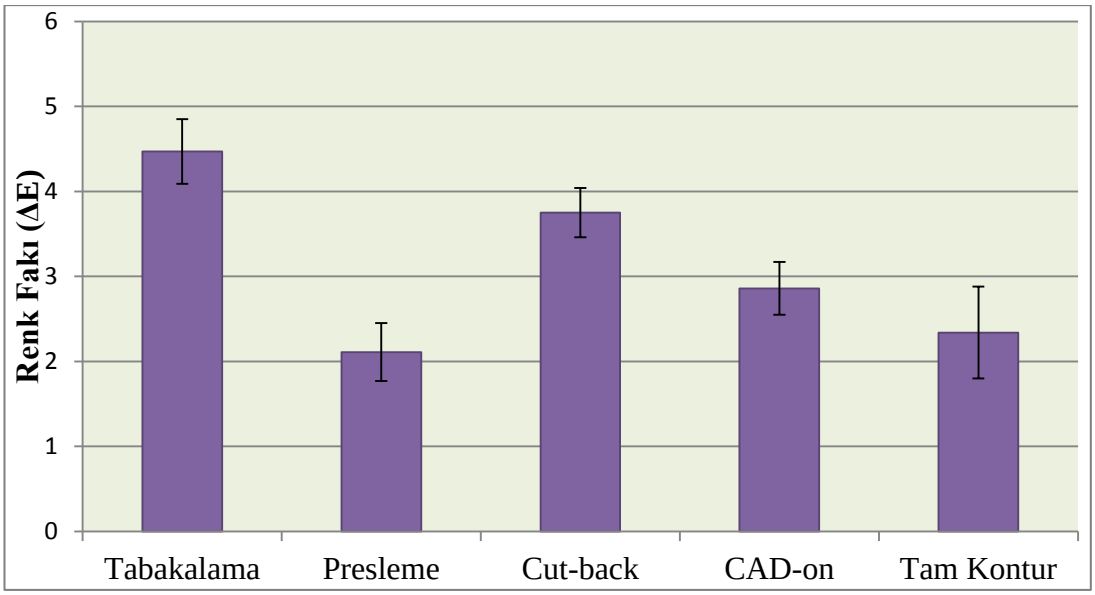
Gri arka plan b* değerleri için Bonferroni testine göre en düşük ortalama CB grubundadır (9,12 ± 0,35) ve diğer 4 grup ile arasında fark vardır (P<0,05). CB grubunu artarak P grubu (11,34 ± 0,5), CO grubu (11,45 ± 0,4) ve TK grubu (12,01 ± 1,27) takip etmektedir. Bu 3 grup arasında istatistiksel fark yoktur (P>0,05). En yüksek ortalama ise T grubunda (16,69 ± 0,37) olmuştur diğer gruplar ile arasında istatistiksel fark bulunmuştur (P<0,05).

Beyaz arka plan b* değerleri için yapılan Bonferroni testine göre en düşük ortalama CB grubunda (14,88 ± 0,65) ve ardından TK grubundadır (15,61 ± 1,37). Bu iki grup arasında anlamlı fark bulunmazken (P>0,05), diğer 3 grup ile arasında önemli fark bulunmuştur (P<0,05). CB grubunu artarak P grubu (17,48 ± 0,58) ve CO grubu (17,49 ± 0,62) izlemektedir ve bu iki grup arasında istatistiksel fark yoktur (P>0,05). Ancak diğer gruplarla aralarındaki fark önemlidir (P<0,05). En yüksek ortalama ise T grubunda (22,18 ± 0,51) olmuştur diğer gruplar ile arasında istatistiksel fark vardır (P<0,05).

Siyah arka plan b* değeri için yapılan Bonferroni testlerine göre, en düşük ortalama CB grubundadır (8,4 ± 0,34) ve tüm gruplardan istatistiksel olarak farklıdır (P<0,05). CB grubunu, P grubu (10,54 ± 0,55) ve CO grubu (10,7 ± 0,55) artarak izlemektedir ve bu iki grup arasında istatistiksel fark yoktur (P>0,05). CO grubunu TK grubu (11,41 ± 1,29) izlemektedir ve bu iki grup arasında da fark bulunamamıştır (P>0,05). En yüksek ortalama T grubunda (16,01 ± 0,57) olup tüm gruplar ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,05).

3. 1. Renk Farkı Bulguları

Chromoscop skalasında yer alan A2 renk tabletinin orta üçlüsünden gri zemin üzerinde üç kez ölçüm yapılmış ve ortalaması alınmıştır. Skaladaki A2 renk tabletinin L*a*b* değerleri; L*=71,69; a*=0,79; b*=12,25'dir. Her örneğin skaladaki A2 rengiyle farkı tek tek hesaplanmıştır. Grupların referans olarak alınan A2 rengi ile arasında olan renk farkları (ΔE) ortalamaları Şekil 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3.1. Ortalama renk farkları (ΔE) ve standart sapmaları.

Renk farkı verileri Kolmogorov-Smirnov testine göre normal dağılım varsayımını sağlamaktadır (P=0,358 ve P>0,05). Levene varyans testine göre P=0,776 ve P>0,05 olduğundan varyansların homojenliği varsayımı da sağlanmaktadır. Bu yüzden renk farkları için parametrik bir test olan Tek Yönlü ANOVA testi kullanılmıştır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Tek Yönlü ANOVA sonuçları.

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar Arası	58,598	4	14,649	102,988	0,000
Gruplar İçi	9,957	70	0,142		
Toplam	68,555	74			

SD: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması, F: Gruplar arası kareler ortalamasının gruplar içi kareler ortalamasına bölünmesi ile elde edilen değer, P: Sigma.

P=0,00 ve P<0,05 olduğundan yapım tekniklerine göre ΔE ortalamaları arasında istatistiksel fark vardır. Bu farkın hangi gruplar arasında olduğunun belirlenmesi için çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey HSD testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.3. Grupların ortalama ΔE değerleri, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerleri.

Grup	N	Ortalama ΔE	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Tukey HSD*
T	15	4,47	0,38	3,95	5,12	a
P	15	2,11	0,34	1,59	2,88	b
CB	15	3,75	0,29	3,39	4,25	c
CO	15	2,86	0,31	2,30	3,31	d
TK	15	2,34	0,54	1,60	3,57	b

* P<0,05 güven aralığında Tukey HSD testi sonuçlarına göre aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz, farklı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir.

Çizelge 3.3'te grupların ortalama ΔE değerleri, standart sapmaları, minimum ve maksimum değerleri yer almaktadır. En yüksek ΔE ortalaması 4,47 ± 0,38 değeri ile T grubunda gözlemlendi. T grubunu sırasıyla 3,75 ± 0,29 ile CB grubu, 2,86 ± 0,31 ile CO grubu ve 2,34 ± 0,54 TK grubu izlemektedir. En düşük ortalama ΔE değeri ise 2,11 ± 0,34 ile P grubunda olmuştur. En düşük (min.) ΔE değeri 1,59 ile P grubunda elde edilirken en yüksek (max.) ΔE değeri 5,12 ile T grubunda olmuştur (Çizelge 3.3, Şekil 3.1).

Tukey HSD sonuçlarına göre P ve TK grupları arasında istatistiksel açıdan fark yoktur (P=0,460). Ancak diğer bütün grupların ortalama ΔE değerleri birbirlerinden istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (P<0,05).

3. 2. Translusens Parametresi Bulguları

Örneklerin siyah ve beyaz zemin üzerindeki L*a*b* değerleri ile ilgili formülünden hesaplanan TP değerleri için Kolmogorov-Smirnov testi sonucu P=0,014; P<0,05'dir ve TP değerleri normal dağılım varsayımını sağlamamaktadır. Bu nedenle gruplar arasında fark olup olmadığını anlamak için non-parametrik testlerden Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4. TP için Kruskal-Wallis testi.

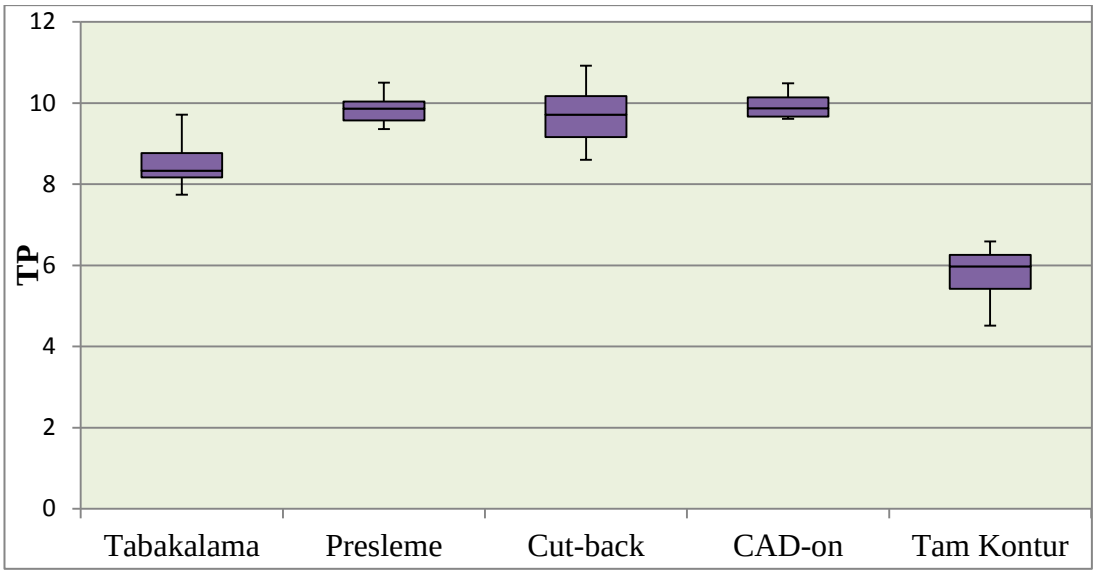
Ki-Kare	Serbestlik Derecesi (SD)	P
54,927	4	0,000

Yapım tekniklerine göre grupların translusens parametreleri arasında fark vardır (P=0,000; P<0.05). Bu farkın nedenini belirlemek için çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.5. Ortalama TP değerleri, medyan, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerleri.

Grup	N	Ort. TP	Medyan	Std. Sapma	Min.	Maks.	Bonferroni *
T	15	8,47	8,33	0,5	7,74	9,71	a
P	15	9,85	9,86	0,33	9,36	10,50	b
CB	15	9,64	9,71	0,68	8,60	10,92	b
CO	15	9,95	9,87	0,3	9,61	10,49	b
TK	15	5,77	5,97	0,6	4,51	6,59	c

* P<0,05 güven aralığında Bonferroni testi sonuçlarına göre aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz, farklı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir.



Şekil 3.2. Test gruplarının minimum, maksimum ve medyan TP değerleri**.**

En yüksek ortalama TP değerlerini 9,95 ± 0,3 ile CO grubu göstermiştir. CO grubunu 9,85 ± 0,33 ile P grubu ve 9,64 ± 0,68 ile CB grubu izlemiştir. En düşük ortalama TP değerlerini ise 5,77 ± 0,6 ile TK grubu göstermiştir. En düşük TP değeri (4,51) TK grubunda, en yüksek TP değeri ise (10,92) CB grubunda elde edilmiştir.

Bonferroni çoklu karşılaştırma testlerine göre P, CB, CO gruplarının ortalama TP değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (P>0,05). Ancak bu gruplar ile T ve TK grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,05). Ayrıca T ve TK grupları arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (P<0,05) (Çizelge 3.5).

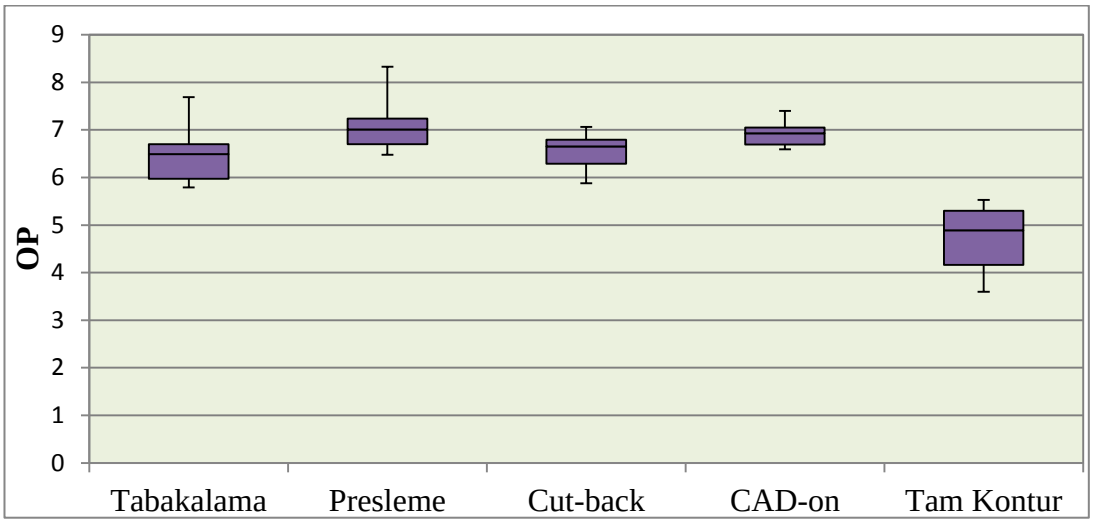
3. 3. Opalesens Parametresi Bulguları

Örneklerin siyah ve beyaz zemin üzerindeki a* ve b* değerleri, ilgili formülünden hesaplanan OP değerleri için Kolmogorov-Smirnov testi sonucu P=0,005; P<0,05'dir ve OP değerleri normal dağılım varsayımını sağlamamaktadır. Bu nedenle gruplar arasında fark olup olmadığını anlamak için non-parametrik testlerden Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.6. TP için Kruskal-Wallis testi.

Ki-Kare	Serbestlik Derecesi (SD)	P
48,872	4	0,000

Yapım tekniklerine göre grupların opalesans parametreleri (OP) arasında fark vardır (P=0,000; P<0.05). Bu farkın nedenini belirlemek için çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni testi uygulanmıştır (Çizelge 3.7).



Şekil 3.3. Grupların minimum, maksimum ve medyan OP değerleri.

Çizelge 3.7 Ortalama OP değerleri, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerleri.

Grup	N	Ort. OP	Medyan	Std. Sapma	Min.	Maks.	Bonferroni *
T	15	6,45	6,49	0,48	5,79	7,69	a
P	15	7,07	7,01	0,45	6,48	8,33	c
CB	15	6,55	6,65	0,37	5,88	7,06	ab
CO	15	6,94	6,93	0,26	6,59	7,40	bc
TK	15	4,72	4,89	0,64	3,60	5,53	d

* P<0,05 güven aralığında Bonferroni testi sonuçlarına göre aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz, farklı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir.

En yüksek ortalama OP değerlerini 7,07 ± 0,45 ile P grubu göstermiştir. P grubunu 6,94 ± 0,26 ile CO grubu; 6,55 ± 0,37 ile CB grubu ve 6,45 ± 0,48 ile T grubu izlemiştir. En düşük ortalama OP değerini ise 4,72 ± 0,64 ile TK grubu göstermiştir (Şekil 3.3). En düşük OP değeri (3,60) TK grubunda, en yüksek OP değeri ise (8,33) P grubunda elde edilmiştir.

Bonferroni çoklu karşılaştırma testlerine göre TK grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak fark anlamlıdır (P<0,05). T grubu ile CB grubu arasında istatistiksel olarak bir fark olmamasına rağmen (P>0,05), diğer gruplar ile arasında fark vardır (P<0.05). P grubu ile CO grubu arasında fark bulunmazken (P>0,05), P grubu ile diğer gruplar arasında fark vardır (P<0,05) (Çizelge 3.7).

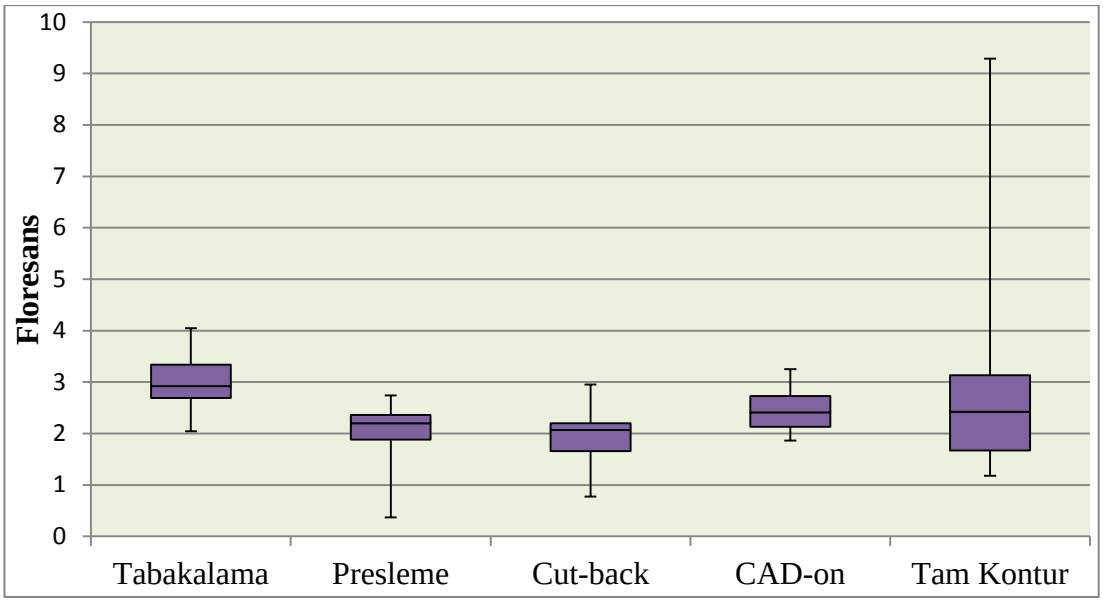
3. 4. Floresans Bulguları

Örneklerin beyaz zemin üzerinde UV %100 ve UV %0 konumunda ölçülen L*a*b* değerlerinin ilgili formülünden hesaplanan floresans değerleri için Kolmogorov-Smirnov testi sonucu P=0,014; P<0,05'dir ve floresans değerleri normal dağılım varsayımını sağlamamaktadır. Bu nedenle gruplar arasında fark olup olmadığını anlamak için non-parametrik testlerden Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.8. Floresans değerleri için Kruskal-Wallis testi.

Ki-Kare	Serbestlik Derecesi (SD)	P
20,737	4	0,000

Kruskal-Wallis testi, yapım tekniklerine göre grupların floresans değerleri arasında fark olduğunu göstermiştir (P=0,000; P<0,05) (Çizelge 3.8). Bu farkın nedenini belirlemek için çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni testi uygulanmıştır.



Şekil 3.4. Grupların minimum, maksimum ve medyan floresans değerleri.

Çizelge 3.9. Ortalama floreasans değerleri, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerler.

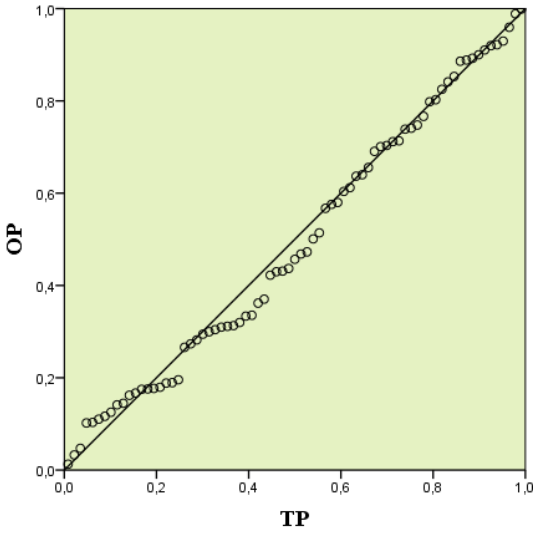
Grup	N	Ort. FL	Medyan	Std. Sapma	Min.	Maks.	Bonferroni *
T	15	2,92	2,92	0,54	2,04	4,05	ab
P	15	2,09	2,2	0,57	0,37	2,74	ab
CB	15	1,93	2,07	0,56	0,77	2,95	a
CO	15	2,45	2,41	0,39	1,86	3,25	ab
TK	15	3,14	2,42	2,22	1,18	9,29	b

* P<0,05 güven aralığında Bonferroni testi sonuçlarına göre aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz, farklı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir.

En yüksek ortalama floresans değeri 3,14 ± 2,22 ile TK grubunda elde edilmiştir. TK grubunu 2,92 ± 0,54 ile T grubu, 2,45 ± 0,39 ile CO grubu ve 2,09 ± 0,57 ile P grubu izlemiştir (Şekil 3.4). En düşük floresans ortalaması 1,93 ± 0,56 ile CB grubunda gözlenmiştir (Şekil 3.4). En yüksek floresans değeri (9,29) TK grubunda, en düşük floresans değeri ise (0,37) P grubunda ölçülmüştür (Çizelge 3.9).

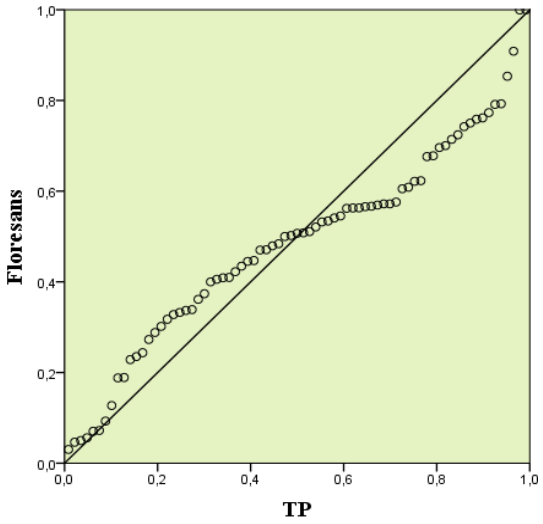
Bonferroni çoklu karşılaştırma testlerine göre TK grubu ile CB grubu arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (P<0,05). Ancak TK grubu ile T, P, CO grupları arasında istatistiksel olarak bir fark yoktur (P>0,05). Aynı şekilde CB grubu ile T, P ve CO grupları arasında istatistiksel olarak bir fark yoktur (P>0,05) (Çizelge 3.9).

Grupların ΔE, TP, OP ve floresans değerleri arasında ilişki olup olmadığının anlaşılması için P<0,01 güven aralığında Pearson Korelasyon testi uygulanmıştır. Bu testin sonuçlarına göre TP ile OP değerleri arasındaki korelasyon istatistiksel olarak önemlidir (P=0,00) ve TP ile OP arasında pozitif yönde %92,8'lik güçlü bir ilişki vardır (r =0,928). TP ile OP arasındaki regresyon katsayıs r^2=0,861'dir ve regresyon eşitliği OP= 1,67 + 0,535TP şeklindedir (Şekil 3.5).



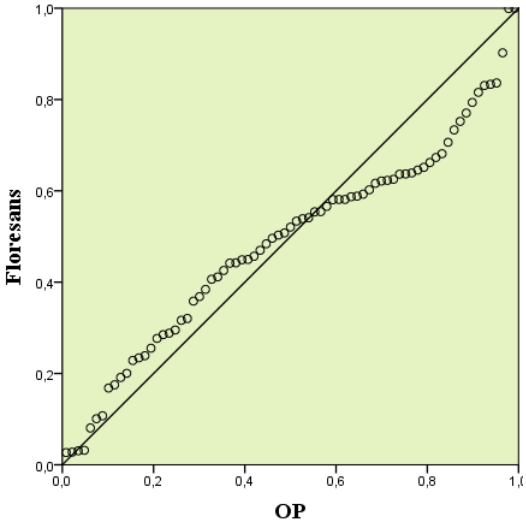
Şekil 3.5. OP ile TP değerleri arasındaki linear regresyon grafiği.

TP ile floresans değerleri arasındaki korelasyon istatistiksel olarak önemlidir (P=0,001) ve negatif (zıt) yönde %38,8'lik bir ilişki bulunmuştur (r =-0,338). TP ile floresans değerleri arasındaki regresyon katsayısı r^2= 0,151'dir ve regresyon eşitliği Floresans= 4,871 – 0,271TP şeklindedir (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. Floresans değerleri ile TP değerleri arasındaki linear regresyon grafiği.

Floresans değerleri ile OP arasındaki korelayon istatistiksel olarak önemlidir (P=0,00). İki değer arasında negatif (zıt) yönde %47,6'lık bir ilişki vardır (r =-476). Floresans değerleri ile OP değerleri arasındaki regresyon katsayısı r^2=0,227'dir ve aralarındaki regresyon eşitliği ise Floresans=6,154 - 0,576OP şeklindedir (Şekil 3.7).



Şekil 3.6. Floresans değerleri ile TP değerleri arasındaki linear regresyon grafiği.

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada incelenen zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda farklı veneerleme tekniklerinin (tabakalama, presleme, cut-back, CAD-on) ve tam kontur zirkonya tekniğinin restorasyonların renk, translusens, opalesans ve floresans özellikleri arasında önemli farklar olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle veneerleme tekniğinin zirkonya altyapılı restorasyonlarda renk, translusens, opalesans ve floresans üzerinde etkisi olmayacağı hipotezi reddedilmiştir.

Doğal dişlerle uyumlu bir estetik rehabilitasyon yapılabilmesi için, tam seramik restorasyonların doğal dişlerin renk, translusens, floresans ve opalesans gibi optik özellikleri ile benzer özelliklere sahip olması gerekmektedir. Dahası, laboratuvar ile doğru iletişim indirekt seramik restorasyonların başarısında ve biyouyumunda anahtar rol oynamaktadır (Monteiro ve ark 2012).

Diş rengi; mine, dentin ve pulpanın kalınlığına göre her bireyde farklılık gösterir. Son zamanlarda estetik için artan talep sonucunda doğal dişlere ve diğer biyolojik özelliklere benzer şekilde restorasyonlar üretilmesi için fazlaca çaba harcanmaktadır. Ancak dental porselenlerin, doğal dişlerin rengi de dahil olmak üzere optik özelliklerini temsil eden hala çözülmemiş birçok sorunu vardır (Preston 1985).

Bir restorasyonun estetik özelliklerini renk, rengin parlaklığı, rengin yoğunluğu, translusens özelliği, opasitesi, ışık iletimi-yansıması, metamerizm ve floresans gibi renk ve rengin elementleri etkilemektedir (Clark 1933). Restorasyonların üretilmesinde bazı sınırlamalar vardır. Çünkü bahsi geçen bu özellikler, doğal diş içerisinde uyumlu bir şekildedir. Doğal bir dişin rengini tanımlamak ve doğala benzer şekilde üretmek oldukça zordur çünkü diş kendi içinde bile farklı renklerde olabilmektedir. Ayrıca doğal dişler ile seramiklerin ışığı emme ve yansıtma özellikleri birbirinden farklıdır (Kim ve ark 2014).

Doğala yakın restoratif materyal arayışı birçok tam seramik sistemin geliştirilmesini sağlamıştır. Tam seramik restorasyonlar gittikçe gelişmekte olmalarına rağmen, zirkonya şüphesiz bunların arasında kimyasal stabilitesi, üstün mekanik ve fiziksel özellikleri CAD/CAM teknolojisi ile birleştirildiğinde, sabit dental protezler için iyi bir seçim haline gelmiştir (Tinschert ve ark 2001a, Guazzato

ve ark 2004b, Miyazaki ve ark 2013). Zirkonyanın radyoopasitesi metaller ile kıyaslanabilir düzeydedir. Kenar uyumu kontrolü, fazla siman uzaklaştırılması ve sekonder çürük teşhisi mümkündür (Raigrodski 2004b). Metal seramiklerle kıyaslandıklarında daha doğal bir yumuşak doku görüntüsü verebilmeleri de bir diğer avantajlarıdır (Jung ve ark 2007, Denry ve Kelly 2008).

Estetik açıdan zirkonya metal alaşımlarından tamamen ayrılmaktadır. Doğal zirkonya beyazdır ve metal destekli sabit restorasyonlarda dişeti kenarında ortaya çıkan ve hastalar tarafında "siyah çizgi" olarak tabir edilen sorun oluşmaz (Christensen 2007). Zirkonyayı metal alaşımlarından ayıran bir diğer özellik, translusens olmasıdır. Translusensi, restoratif materyallerle doğal dişler arasında renk uyumu sağlanmasında önemli etkenlerden bir tanesi olarak göz önünde bulundurulmalıdır (Brodbelt ve ark 1980, Watts ve Cash 1994, Ten Bosch ve Coops 1995).

Raigrodski (2004b), farklı tam seramik sistemleri incelemiş ve güçlendirilmiş seramiklerin sadece anterior bölgede tek kronlarda ya da en fazla üç üyeli köprülerde kullanılması gerektiği sonucuna ulaşmıştır. Aksine, zirkonya altyapılı restorasyonların molarlar bölgesinde, köprüler dahil olmak üzere geniş bir kullanım alanları vardır.

Tam seramik restorasyonlar mükemmel estetik ve fiziksel özellikler sağlanması için kor materyali ve veneer seramiğinden oluşmaktadır (Luo ve Zhang 2010). Ytrriya-stabilize zirkonya seramikler tam seramik restorasyonlar içerisinde yüksek bükülme ve kırılma kuvvetleri ile üstün kırılma dayanımları sergilese de, Y-TZP'nin beyaz rengi restorasyonun estetiğini etkilemektedir (Raigrodski 2004b). Bu nedenle restorasyonda estetik etki sağlanabilmesi için veneerleme gereklidir (Leinfelder 2000, McLean 2001). Bu sayede restorasyona bireysel optik özellikler kazandırılarak doğal dentisyondan zor ayırt edilebilen restorasyonlar elde edilir (Sundh ve ark 2005).

Zirkonyanın veneerlenmesi için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Geleneksel tabakalama tekniğinde karıştırılmış seramik tozu ve likiti zirkonya kor üzerine pişirme büzülmesi de göz önüne alınarak büyükçe hazırlanır (Ishibe ve ark 2011, Stawarczyk ve ark 2011). Presleme tekniğinde, restorasyonun bitmiş konturlarında

mum model zirkonya kor üzerinde hazırlanır ve basınç altında ısı ile preslenir (Ishibe ve ark 2011). Bu tekniklere ek olarak yeni bir teknik olarak tanıtılan "CAD-on" tekniğinde zirkonya altyapı ve dayanıklı üst yapı CAD/CAM ile üretilerek füzyon seramiği ile birleştirilir (Beuer ve ark 2009, Schmitter ve ark 2012).

Veneer seramiğinin fırçayla uygulanmasının, birden fazla fırınlama gerektirmesinin zaman alıcı olduğu ve ekonomik olmadığı düşünülmektedir (Beuer ve ark 2012). Lityum disilikat seramikten zirkonya için üretilen veneer seramiğinin yüksek mekanik stabilitesi olduğu rapor edilmiştir (Beuer ve ark 2009). Maliyet-etkinlik beklentisinin getirdiği diğer bir üretim şekli monobloklardan endüstriyel olarak restorasyonun tamamının CAD/CAM ile üretilmesidir (Bindl ve ark 2006). Ancak bu monoblok (tek parça, tam kontur) restorayonlar cam-seramik, bloklardan üretilirse, zirkonya altyapılı restorasyonlardan daha dayanıksız olmaktadır. Bu nedenle kullanım alanı tek kronlar veya kısa köprülerle sınırdır (Tinschert ve ark 2001a, Bindl ve ark 2006). Monoblok restorasyonların saf zirkonyadan üretilmesi mekanik stabiliteyi arttırır ve endikasyon aralığını genişletir. Ancak zirkonya beyaz ve opak olarak bilindiğinden (Baldissara ve ark 2010), klinikte kullanılmasından önce tam kontur zirkonya restorasyonların in vitro koşullarda uygunluğunun araştırılması gereklidir (Beuer ve ark 2012).

Eğitimi yetersiz diş teknisyenleri, porselen tozlarındaki sınırlamalara bağlı olarak, doğal dişlerin karmaşık renklerini uyumlu bir şekilde üretemezler. Geleneksel yöntemlerle doğal diş renginin üretilmesi diş teknisyenlerinin deneyimlerine ve bireysel yeteneklerine bağlıdır (Knispel 1991). Bu nedenle son zamanlarda tabakalama tekniğine kıyasla, ısı ile presleme tekniği ve sinterleme (dijital veneerleme tekniği) tekniğine karşı artan bir ilgi vardır. Bu tekniklerin tabakalama tekniğinin dezavantajlarını telafi edebileceği düşünülmektedir. Özellikle sinterleme tekniği ile yüksek kalitede protezlerin insan kuvvetine en az şekilde ihtiyaç duyularak endüstriyel olarak üretilebileceği belirtilmiştir (Fasbinder 2010).

Yapılan literatür incelemesinde zirkonya altyapılı restorasyonlarda farklı veneerleme tekniklerinin optik özellikleri ilgili çalışma sayısı oldukça azdır. Çalışmalarda sıklıkla sadece tabakalama tekniği kullanılmıştır (Heffernan ve ark 2002b, Lee ve ark 2007b, Cho ve ark 2009, Sinmazisik ve ark 2014). Bir çalışmada

zirkonya altyapılar üzerine tabakalama, presleme ve cut-back tekniğinin renk üzerine etkisi incelenmiştir (Luo ve Zhang 2010). CAD-on tekniğinin optik özelliklerinin incelendiği bir çalışmaya literatürde rastlanılamamıştır. Tam kontur tekniği ile ilgili çalışmalar ise zirkonyanın translusens özelliği üzerine yoğunlaşmıştır (Kim ve ark 2013a, Kim ve ark 2013b, Ebeid ve ark 2014, Kanchanavasita ve ark 2014). Bir çalışma monolitik zirkonyanın opalesans özelliğini incelemiştir (Kim ve Kim 2014). Dört farklı veneerleme tekniği ve tam kontur zirkonya tekniğinin renk, translusens, opalasens ve floresansının incelendiği bir çalışma literatürde bulunmamaktadır.

Tam seramik restorasyonlar için yapım tekniklerinin etkili bir şekilde kullanılabilmesi için klinisyenler ve teknisyenlerin, estetik özelliklerin veneerleme tekniğinden etkilenip etkilenmediğini bilmesi gerekmektedir (Luo ve Zhang 2010). Bu nedenlerle yaptığımız bu çalışmada, zirkonya altyapı üzerine farklı veneerleme tekniklerinin ve tam kontur zirkonya tekniğinin renk, translusens, opalesans ve floresans özellikleri incelenmiş ve aralarında fark olup olmadığı araştırılmıştır.

Y-TZP kor materyalinin tam sinterlendikten sonra ilave fırınlamalar sonucunda optik özelliklerinin değişmediği bildirilmiştir (McLean 1995). Bu nedenle aynı altyapı kullanılmasına rağmen optik özelliklerde fark olması veneerleme tekniğinden kaynaklanabilir.

Tam sinterlenmiş zirkonya çok serttir ve frezelenebilmesi çok zordur. Ayrıca frezeleme aşamasında mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir. İlaveten bu tür parsiyel stabilize zirkonya gibi materyaller, stres ile indüklenen faz dönüşümü gösterebilirler (Denry 2013). Bu nedenle daha yumuşak ve frezelenmesi daha kolay parsiyel sinterize blokların frezelenmesi, ardından sinterizasyonun tamamlanması daha doğru bir yaklaşım olarak görülmektedir (Denry ve Kelly 2008, Kelly ve Denry 2008). Bu sebeple bu çalışmada yarı sinterize Y-TZP esaslı IPS e.max ZirCAD ve InCoris TZI bloklar kullanılmış ve frezelenmeden sonra üretici talimatları doğrultusunda sinterleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca çalışmada veneerleme tekniklerinde kor yapıdan kaynaklanan farklılıkların sonucu etkilememesi için tek tip zirkonya altyapı kullanımı tercih edilmiştir.

Seramik materyallerle ilgili in vitro çalışmalarda seramiklerin su soğutması altında düşük hızda elmas separelerle kesilmesi işlemi rutin bir işlemdir (Luo ve Zhang 2010, Niu ve ark 2013, Ilie ve Stawarczyk 2014, Kanat ve ark 2014, Kim ve Kim 2014, Vichi ve ark 2014). Yapmış olduğumuz bu çalışmada veneerleme teknikleri için zirkonya altyapıların hazırlanmasında ve tam kontur tekniği için zirkonya örneklerinin hazırlanmasında elmas separe kullanılmış ve işlem su soğutması altında gerçekleştirilmiştir.

Birden fazla tabakaya sahip dental materyallerle ilgili daha önceki çalışmalarda örnekler, kron-köprü şeklinde hazırlanabildiği gibi basit geometrik şekillerde de hazırlanmıştır (Kelly 1999, Thompson 2000, Guazzato ve ark 2004b, Pallis ve ark 2004, Sundh ve Sjogren 2004). Kron ve köprü şeklinde hazırlanmış örneklerin esas avantajı, gerçek protezlerin şekillerinin taklit edilebilmesidir. Ancak en önemli dezavantajı örneklerin tekrar edilebilir boyutlarda (örneğin sabit tabaka kalınlığı) üretilmesinin zorluğudur. Basit geometrilere sahip çok tabakalı örnekler, kron ve köprülerin karmaşık şeklini tam olarak yansıtamasa da örnek hazırlanması sırasında boyutların kolaylıkla kontrol altında tutulması avantajıdır (Studart ve ark 2007). Yapmış olduğumuz bu çalışmada tekrar edilebilir örnekler üretilmesi amacıyla geometrik şekillere sahip örnekler üretilmiş ve kalınlıklar standardize edilmiştir.

Restoratif materyallerin optik özelliklerinin incelendiği çalışmalarda örnekler sıklıkla disk şeklinde hazırlanmaktadır (Heffernan ve ark 2002b, Ahn ve Lee 2008, Luo ve Zhang 2010, Ebeid ve ark 2014, Kanchanavasita ve ark 2014). Bu çalışmada örneklerin çapları kullanılan spektrofotometrenin optik okuma ucunun çapından büyük olarak (10 mm) hazırlanmıştır. Kullanılan spektrofotometrenin optik okuma ucu 3 mm'dir. Optik ucun örneğin merkezinde daha rahat konumlandırılması ve lateral ışık geçişlerinin engellenmesi için örnek çapları daha büyük hazırlanmıştır Literatürde birçok çalışmada da örnek çapları benzer boyutlarda hazırlanmıştır (Yu ve Lee 2008, Luo ve Zhang 2010, Wang ve ark 2011, Bagis ve Turgut 2013).

Yapılan bir çalışmada "A" renk tonu seçilme nedeni olarak, alt yapı ile kontrast oluşturması ve arka plan rengine daha hassas olduğu gösterilmiştir (Aboushelib ve ark 2010). Restoratif materyallerin optik özelliklerinin incelendiği

çalışmalarda sıklıkla A2 renk tonu kullanılmıştır (Ahn ve Lee 2008, Luo ve Zhang 2010, Wang ve ark 2011, Nogueira ve Della Bona 2013, Kim ve Kim 2014, Lee ve ark 2014). Dental seramiklerin optik özelliklerinin incelendiği bu çalışmada da bütün örnekler A2 renginde seçilmiştir.

Heffernan ve ark (2002b) tarafından rapor edilen çalışmada minimum kor kalınlığının 0,5 mm olması gerektiği vurgulanmıştır. Luo ve Zhang (2010), çalışmalarında kenar kaybı (edge loss) etkisini en aza indirmek için IPS e.max ZirCAD kor kalınlığını 0,5 mm olarak belirlemişlerdir. Pecho ve ark (2012) çalışmalarında, IPS e.max ZirCAD kor kalınlığını 0,5 mm olarak belirlemiştir. Yine Akar ve ark (2014) yaptıkları çalışmada kor kalınlıklarını 0,5 mm olarak hazırlamışlardır. Bu çalışmada IPS e.max ZirCAD zirkonya korlar da üretici talimatları doğrultusunda 0,5 ± 0,01 mm olarak hazırlanmıştır.

Lee ve ark (2007b) çoğu tam seramik restorasyon için gerekli kalınlığın 1,5 mm olması gerektiğini rapor etmiştir. Çünkü estetik olarak tatminkar bir restorasyon elde edilmesi için 1-1,5 mm diş kesimi gerekmektedir. Literatürde kor-veneer sistemlerinin optik özelliklerini inceleyen birçok çalışma (Heffernan ve ark 2002b, Lee ve ark 2007b, Ahn ve Lee 2008, Cho ve ark 2009, Kim ve Kim 2014, Lee ve ark 2014, Kursoglu ve ark 2015) 1,5 mm kor-veneer kalınlığı kullanmıştır. Bu nedenle bu çalışmada veneerlenen örnekler ve tam kontur zirkonya tekniği ile hazırlanan örneklerin kalınlığı 1,5 ± 0,01 mm olarak hazırlanmıştır.

Tam seramik restorasyonlar genellikle kor ve veneer seramiğinden oluşan çoklu porselen tabakalarını içermektedir (Antonson ve Anusavice 2000). Tabakalama tekniğinde kullanılan dentin porseleni canlı diştekine benzer nanofloraapatit kristalleri içerir. Bu sayede restorasyonlar renk, yüzey yapısı ve translusensi olarak doğal dişle uyum içerisinde olurlar. Isı ile presleme tekniğinde kullanılan ingotlar ya tam anatomik formda preslenirler veya cut-back tekniğinde olduğu gibi dentin katmanı olarak preslenir. İngotun formuna bağlı olarak geliştirilmiş bir homojenite elde edilir. Farklı büyüklükteki floraapatit kristalleri translusensi, opelasans ve restorasyonların parlaklığı arasındaki ilişkiyi kontrol eder (Luo ve Zhang 2010).

Tam seramik restorasyonlarda sıklıkla kullanılan lityum disilikat cam seramiklerin içindeki lityum disilikat kristalleri iğne şeklindedir ve cam seramik hacminin üçte ikisini oluşturur. Bu kristaller restorasyona olağanüstü estetik, yüksek dayanıklılık ve adeziv simantasyonun yanı sıra geleneksel simantasyon edilebilme özelliği de kazandırır (McLaren ve Cao 2009). Lityum disilikat kristallerinin oldukça düşük kırılma indeksi, malzemenin oldukça translusent olmasını sağlar (Kelly 2004, Della Bona ve Kelly 2008, McLaren ve Cao 2009).

Günümüzde hemen hemen bütün zirkonya esaslı seramikler için üreticiler, zirkonya altyapılarla ısısal genleşme katsayıları uyumlu özel olarak veneer seramikleri geliştirmişlerdir. Bu çalışmada, zirkonya altyapı ve veneer seramiği arasında ısısal genleşme katsayıları arasında olabilecek bir uyumsuzluğun önüne geçebilmek için, zirkonya altyapı üzerinde üretici talimatlarının önerdiği ısısal genleşme katsayısı uyumlu olan veneer seramikleri (IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress, IPS e.max CAD) kullanılmıştır. Tam kontur tekniği veneer seramiği içermediğinden, translusent Y-TZP esaslı zirkonya blok ve kendi renklendirme likiti kullanılmıştır.

Cam füzyon seramiğinin tiksotropik (statik haldeyken jel gibi, basınç veya titreşimle vizköz sıvı gibi davranan madde) yapısı nedeniyle üretici tarafından özel bir titreşim aleti önerilmiştir (Schmitter ve ark 2012). Tek kullanımlık üretilen kapsüller titreşim aletinin özel düz yüzeyine yerleştirilir ve 10 sn süre ile karıştırılarak sıvı hale getirilerek veneer seramiğine uygulanır. Bu karıştırma aleti materyalin homojen halde karışmasını sağlar (Wiedhahn 2010). Bu nedenle bu çalışmada, CAD-on tekniği ile hazırlanan örnekler üretici talimatları doğrultusunda, sistemin önerdiği cam füzyon seramiği ve titreşim aleti kullanılarak hazırlanmıştır.

Tam seramik sistemlerin optik özelliklerinin incelendiği bazı çalışmalarda glaze işlemi yapılmış (Wang ve ark 2011, Bagis ve Turgut 2013, Turgut ve ark 2014), ancak çalışmaların çoğunluğunda glaze işlemi uygulanmamıştır (Lee ve ark 2007b, Shiraishi ve ark 2011, Niu ve ark 2013, Nogueira ve Della Bona 2013, Spink ve ark 2013, Wang ve ark 2013, Barizon ve ark 2014, Della Bona ve ark 2014, Vichi ve ark 2014). Sinmazisik ve ark (2014), zirkonya destekli tam seramik restorasyonların rengine kor-veneer kalınlığının ve glaze işleminin etkisini

inceledikleri çalışmada; kalınlığın renge etki etmediğini ancak glaze işleminin algılanabilir renk farkına sebep olduğunu rapor etmişlerdir. Akar ve ark (2014), tam seramik restorasyonlarda yüzey bitim işlemlerinin renk ve translusensiye etkisini incelemiş ve çalışmalarındaki zirkonya altyapılı seramiklerin renginin ve translusensi özelliğinin yüzey işleminden etkilenmediğini bildirmişlerdir.

Gruplar arasında yüksek miktarda değişkenlik yaratan glaze tabakasının miktarının kontrolü zordur. Glaze uygulanmasıyla yüzeydeki pürüzler kapatılır ve daha düz bir yüzey elde edilir. Ancak bu işlemle birlikte aynasal yansıma artmaktadır (Liu ve ark 2010). Yapılan bir çalışmada glaze tabakasının yüksek yansıtıcı özelliği nedeniyle renk ölçüm değerlerini değiştirdiği bildirilmiştir (Aboushelib ve ark 2010). Heffernan ve ark (2002b), glaze tabakası kalınlığının her örnekte kontrol edilememesinin translusensi değerlerini etkileyeceğini ve yanıltıcı sonuçlara sebep olabileceğini belirtmişlerdir.

Rengin doğru ve güvenilir bir şekilde değerlendirmesi, başarılı estetik sonuç için ön koşuldur. Subjektif yöntemler arasında yer alan renk skalaları ile renk seçimi ve fotografik yöntemler, öngörülemeyen sonuçlar alınmasına sebep olabilir. Bu nedenle spektrofotometre ve kolorimetre gibi elektronik renk ölçüm aletleri renk farklarını objektif olarak ölçebilir (Johnston ve Kao 1989, Lim ve ark 2010). Bu aletler ile CIE (Commision International de l'Eclairage) L*a*b* sistemi kullanılarak tutarlı sonuçlar elde edebilir (CIE 2004, Baltzer ve Kaufmann-Jinoian 2005). Bu çalışmada örneklerin CIE L*a*b* değerleri, dental seramiklerin optik özelliklerinin araştırıldığı başka çalışmalarda (Spink ve ark 2013, Dikicier ve ark 2014, Kursoglu ve ark 2015) da olduğu gibi renk ölçümleri bir spektrofotometre ile yapılmıştır.

Spektrofotometreye entegre edilmiş bir küre ile iki farklı yansıtıcı bileşen modlarını kullanarak yansıma ölçümleri gerçekleştirilebilir; örneğin yansıtıcı bileşen içeren (specular component included-SCI) ve yansıtıcı bileşen içermeyen (specular komponent excluded-SCE) (Kim ve Kim 2014). Speküler bileşenlerin etkisini inceleyen çalışmalar mevcuttur. SCI modu ile daha yüksek L* değerleri elde edilirken (Hosoya ve ark 2010), SCE modu ile sabit yansıma (Lindseth ve ark 1999) ve küçük renk farklarının daha iyi tespit edilmesi sağlanır (Lee ve ark 2001). Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada SCE ölçüm modunda ölçümler yapılmıştır.

Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) günlük yaşamda yaygın olarak kullanılan aydınlatmaları tanımlamıştır. Standart aydınlatıcı olan D65 gün ışığını taklit eden aydınlatma tipidir. Matematiksel olarak 6500 K renk ısısı vermektedir. A tipi aydınlatıcı akkor ışık olarak tanımlanır ve renk ısısı 2856 K'dir. F9 tipi aydınlatıcı ise beyaz floresan lambadır ve renk sıcaklığı 4150 K'dir (CIE 2004). Dental seramikler üzerinde yapılan in vitro çalışmalarda standart ışık kaynağı olan D65 ışık kaynağı ve CIE 10° standart gözlemci ile yansıma modunda yapılmaktadır (Lee ve Yu 2007, Kim ve Kim 2014, Vichi ve ark 2014). Bu çalışmada da D65 ışık kaynağı ve CIE 10° standart gözlemci ayarında ölçümler gerçekleştirildi.

Arka plan renginin, renk ölçümüne etkisinin incelendiği bir çalışmada; beyaz, pembe, yeşil ve gri olmak üzere 4 farklı arka plan rengi kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre en fazla ışık yansıması beyaz ve pembe arka planda olurken, en az ışık yansıması ise gri arka planda olmuştur. Yazarlar ölçüm sırasında nötr bir renk olan grinin kullanılmasının daha az ışık yansımasına neden olacağı ve daha doğru ölçümler elde edilebileceğini belirtmişlerdir (Sandusky ve Heath 1996).

Beyaz, gri ve siyah renk değeri olamayan nötral renklerdir (Shokry ve ark 2006). Renk seçimi için en uygun arka planın siyah veya maviden ziyade gri olduğu belirtilmiş ve fotografik endüstri standardı olan %18 veya daha açık yansıtıcı gri kartların kullanımı tavsiye edilmiştir (Fondriest 2003). Birçok çalışmada renk ölçümleri sırasında nötral gri arka plan kullanılmıştır (Luo ve Zhang 2010, Nogueira ve Della Bona 2013, Ebeid ve ark 2014, Sinmazisik ve ark 2014, Turgut ve ark 2014). Bu nedenle bu çalışmada gruplar arası renk farkı (ΔE) hesaplamaları için ölçümler nötral gri arka planda (%18 yansıtıcı gri kart) yapılmıştır.

Translusens ölçümlerinde (translusens parametresi veya kontrast oranı) kabul gören arka plan kullanımı siyah ve beyaz arka plandır. Birçok çalışmada bu iki arka planda ölçüm yapılarak, siyah ve beyaz arka plan arasındaki renk farkı translusens ölçümünde kullanılmıştır (Yu ve Lee 2008, Pecho ve ark 2012, Nogueira ve Della Bona 2013, Della Bona ve ark 2014, Kim ve Kim 2014, Vichi ve ark 2014, Kursoglu ve ark 2015). Opalesans parametresi ölçümleri de siyah ve beyaz zemin üzerinde gerçekleştirilmektedir (Lee ve ark 2006a, Ardu ve ark 2008, Della Bona ve ark

2014). Bu çalışmada değerlendirilen translusens parametresi ile opalesans parametresi ölçümleri literatüre uygun olarak siyah ve beyaz arka plan üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Suputtamongkol ve ark (2013) yaptıkları in vivo çalışmada, zirkonya altyapılı seramik restorasyonları, hastalardaki metal post-metal kor ve prefabrik post-kompozit kor üzerine simante etmişler ardından renk ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda arka plan renginin zirkonya restorasyonların rengini etkilediği rapor edilmiştir.

Yapılan bu çalışmada nötral gri, beyaz ve siyah arka planlarda yapılan ölçümlerden elde edilen verilere göre her grubun L* değerleri beyaz arka planda en yüksek, siyah arka planda ise en düşük olmuştur. Bu da örneklerin translusent özellikte olmalarından kaynaklanabilir. Çünkü translusent materyallerin rengi arka plan renginden etkilenmektedir (Lee ve ark 2007b, Chaiyabutr ve ark 2011, Al Ben Ali ve ark 2014). Bu da CAD-on (CO) grubunun gri ve siyah arka planda neden en düşük L* değerine sahip olduğunu açıklayabilir. Çünkü gruplar arasında en yüksek TP değeri CO grubunda elde edilmiştir. Lityum disilikat seramiği translusent yapıda olmasına rağmen (Vichi ve ark 2014), kullanılan cam füzyon seramiği düşük L* değerlerinin bir diğer sebebi olabilir. Ancak kullanılan cam füzyon seramiğinin optik özellikleriyle ilgili literatür bilgisi bulunmamaktadır ve bu çalışmanın kapsamına dahil edilmemiştir. İleriki çalışmalarda kullanılan cam füzyon seramiğinin de optik özelliklerinin incelenmesi faydalı olabilir.

Her üç arka planda elde edilen verilere göre en yüksek a* ve b* (kroma ve hue) değerleri Tabakalama (T) grubunda gözlenirken, en düşük a* ve b* değerleri Cut-back (CB) grubunda gözlenmiştir. Bir başka ifadeyle T grubunun rengi en kırmızı-sarı olurken, CB grubunun rengi ise en yeşil-mavi olmuştur. Gri arka planda a* değerleri ve b*, beyaz arka planda a* değerleri, siyah arka planda b* değerleri için sıralama Tabakalama>Tam Kontur>CAD-on>Presleme>Cut-back şeklindedir.

Örneklerin parlaklığını ifade eden L* değeri, veneerleme işleminden sonra kalınlık artışıyla birlikte de azalmaktadır. Bu fenomen kalın örneklerde gelen ışığın

emiliminin artması ve yansıtılan ışığın azalması, sonuç olarak L* değerinin azalması ile açıklanabilir (Dozić ve ark 2003, Shokry ve ark 2006).

Yapılan önceki çalışmalarda a* ve b* değerleri arasında bir tutarlılık olmadığı belirtilmiştir (Lee ve ark 2010a, Tashkandi 2010, Al Ben Ali ve ark 2014). Önceki çalışmalara benzer şekilde bu çalışmada incelenen diğer parametrelerle grupların ortalama L*a*b* değerleri ile doğrudan bir ilişki bulunmamaktadır.

Renk farkı değeri (ΔE), iki renk arasındaki L*a*b* koordinatları arasındaki uzaklığı ifade eder. ΔE<1 olduğunda iki renk arasında renk uyumundan söz edilebilir. Renk farkı 1 ile 2 iki renk arasında renk farkını gözlemciler fark edebilir. ΔE değeri 2'den büyük olursa bütün gözlemciler yaklaşık olarak renk farkını saptayabilir (Johnston ve Kao 1989). Klinik olarak kabul edilebilir renk farkı limiti 3,7'dir (Johnston ve Kao 1989, Seghi ve ark 1989). Birçok çalışmada renk farkı limiti 3,7 olarak kabul edilmiştir (Khashayar ve ark 2011, Sluzker ve ark 2011, Lopes Filho ve ark 2012, Öngül ve ark 2012). Bu nedenle bu çalışmada da kabul edilebilir renk farkı limiti 3,7 olarak kabul edilmiştir.

Spektrofotometreler ve kolorimetreler gibi renk ölçüm aletleri doğrulukları, standardizasyon ve renklerin numerik olarak okunmasına olanak sağlamaları sayesinde oldukça yaygın hale gelmelerine rağmen, diş hekimliğinde renk seçimi genellikle geleneksel renk skalalarıyla yapılmaktadır. Çünkü bu yöntem daha ucuz ve uygulamada daha kolaydır (Paul ve ark 2002, Tung ve ark 2002, Baltzer ve Kaufmann-Jinoian 2005).

Seramistler ve üreticiler seramiklerde manipulatif değişkenlerinin renk farklılıklarına neden olduğunu iddia etmektedirler (Luo ve Zhang 2010). Seramik sistemlerinin önerilen renk skalaları ile uyumlu renkte üretilebilmelerini birçok faktör etkiler. Bunlar kondensasyon teknikleri (O'Brien ve ark 1991), fırınlama derecesi ve dentin kalınlığı (Douglas ve ark 1999) gibi faktörlerdir.

Çalışmada kullanılan veneer seramiklerinin farklı kimyasal yapıları ve farklı üretim teknikleri olmasına rağmen üretici firmalar, renk seçiminde aynı renk skalasının (Chromoscop) kullanılmasını önermiştir. Klinisyenler, seramiklerin

kimyasal yapılarında veya üretim tekniklerinde farklar bulunmasına rağmen renk seçiminde, genellikle aynı renk skalasını kullanmaktadırlar (Turgut ve ark 2014).

Bu çalışmada zirkonya altyapılı tam seramik sistemlerin rengi, üreticinin kullanılmasını önerdiği skalanın A2 renk tableti referans renk olarak alınmıştır. Bir dişin orta üçlüsü dentinin önemli bir miktarının bulunduğu yerdir ve dişi çevreleyen minenin renginin nasıl algılandığını da etkiler (McLean 1974). Bu nedenle, çalışmada renk skalasındaki renk tabletinin rengi, tabletin orta üçlüsünden ölçülerek kaydedilmiş ve örnekler ile skala arasındaki ΔE ölçümleri hesaplanmıştır.

Bagis ve Turgut (2013), A1 renkteki beş farklı tam seramik sistemi (e.max Press, e.max CAD, Empress Esthetic, e.max Ceram, Inline, Zirpress) kullanarak lamina veneerlerin optik özelliklerini incelemişlerdir. 10 mm çapında ve 0,5 ± 0,05 mm kalınlığında olan örneklerin translusens parametreleri ve renk skalasıyla arasında uyum olup olmadığı araştırılmıştır. Çalışmada kullanılan renk skalası üretici firmanın önerdiği kendi renk skalasıdır (Chromoscop, Ivoclar Vivadent). Sonuçlar hiçbir tam seramik sisteminin renk skalasındaki A1 renkle uyumlu olmadığını göstermiştir. Yazarlar renk skalasındaki A1 rengin L* değerinin, çalışmada kullanılan seramik sistemlerinden daha düşük olduğunu, bunun da yeni üretilen seramik sistemlerinin renk sakalasından daha parlak renge sahip olduğunu vurgulamışlardır. Bu sonucun, renk skalasının dentin ve mine porseleni katmanlarına sahip olmasından dolayı kalınlığının çalışmada kullanılan tam seramik örneklerden (0,5 mm) daha fazla olmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca renk skalasının L*a*b* değerlerinin çalışmada kullanılan laminaların L*a*b* değerlerinden önemli derecede farklı olduğunu rapor etmişlerdir. Tabakalama tekniğinde kullanılan seramiklerin (IPS e.max Ceram, IPS Inline) presleme ya da CAD/CAM tekniklerinde kullanılan seramiklerden daha farklı optik özelliklere sahip oldukları belirtilmiştir. Ayrıca IPS e.max Ceram ve IPS Inline tabakalama seramiklerinin a* ve b* değerleri arasında da önemli derecede fark bulunmuştur. IPS Inline örnekler daha sarımsı ve kırmızımsı renk sergilemiştir.

Luo ve Zhang (2010), tabakalama, presleme ve cut-back tekniği arasındaki renk farkının farkedilebilir düzeyde (ΔE>3,7) olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar presleme tekniğinde kullanılan ingotlar ve tabakalama tekniğinde

kullanılan porselen tozunun aynı A2 renginde olmasına rağmen, pigment miktarlarında farklılıklar olabileceğini düşünmüşlerdir. Bunun yanı sıra presleme ve tabakalama tekniğinin farklı içyapı, homojenite ve pöröz hacmine bağlı olarak renk tonu ve renk yoğunluğunda farklar olabileceği belirtilmiştir.

Rosenstiel ve ark (1989), aynı renkteki (A2) beş farklı seramik sisteminin L*a*b* renk parametrelerini ölçmüşlerdir. Aynı renkte olan beş farklı seramik sisteminin renkleri arasında önemli derecede fark bulmuşlardır.

Bu çalışmada test edilen gruplar ile Chromoscop renk skalası arasındaki ΔE değerleri; T, P, CB, CO ve TK grupları için sırasıyla 4,47; 2,11; 3,75; 2,86 ve 2,34'tür. Grupların ΔE değerleri T>CB>CO>TK>P şeklinde sıralanmıştır. T ve CB gruplarının ΔE değerleri 3,7'den büyük olduğu için klinik olarak kabul edilemez düzeyde renk farkı olmuştur. En düşük ΔE değeri P grubunda gözlenmiştir. Ancak TK grubuyla arasında istatistiksel fark olmamıştır. Ancak çalışmamızda elde edilen ΔE değerleri bütün gruplarda 2'den büyük olduğu için gözlemciler tarafından algılanabilir düzeyde renk farkı olmuştur. Renk skalasıyla en iyi renk uyumu P grubunda olmuştur. Buna sebep olarak ısı ile preslenen veneerlerde kullanılan ingotların homojenitesi, kristallerin orantısal olarak belirgin pöröziteler olmadan dağılması gösterilebilir (Luo ve Zhang 2010).

Veneerleme tekniklerin kor materyallerin estetik özelliklerini geliştireceği belirtilmiştir (Sorensen ve ark 1998a). Bagis ve Turgut (2013) laminaların optik özelliklerini inceledikleri çalışmada fırınlama, presleme veya frezeleme işlemlerinin seramiklerin rengi üzerinde etkisi olmadığını ve materyallerin farklı kristalin kompozisyonlarının renk üzerinde üretim tekniğinden daha etkili olabileceğini belirtmişlerdir.

Lee ve ark (2007b), faklı tiplerdeki kor materyali ve veneer seramikleri kullanarak tabakalanmış tam seramiklerin rengi üzerinde bir araştırma yapmıştır. Klinik olarak kabul edilebilir kalınlıklarda hazırlanan kor ve veneer seramiklerinden oluşan örneklerin CIE a* değerinin primer olarak kor seramiğinin a* değerinden etkilendiğini, CIE b* değerinin ise primer olarak veneer seramiğinin b* değerinden etkilendiğini rapor etmiştir.

Çift tabakalı porselen veneerler ile yapılan bir çalışmada, alüminyum oksit kor disklerin maskeleme etkisi olmasına rağmen, porselen veneerlerin son renginin veneer porseleni ile modifiye edilebildiği sonucuna varılmıştır (Zhang ve ark 2000).

Corciolani ve ark (2009), iki farklı renk skalasını kalınlığı 1,6 mm olan metal altyapılı seramiklerle karşılaştırmışlardır. Çalışmada kullanılan örneklerin renkleri, renk skalalarından farklı bulunmuştur. Ancak Vitapan 3DMaster skalasında Vitapan Classical skalasından daha yakın renk uyumu elde edilmiştir.

Renk skalalaları her materyalden ve farklı kalınlıklarda üretilirse daha kullanışlı olabilir. Çünkü restorasyonun son rengini daha doğru bir şekilde taklit edilebilir (Bagis ve Turgut 2013).

Della Bona ve ark (2014) yaptıkları çalışmada, optik özelliklerin materyallerin mikroyapıları ve kompozisyonlarından etkilendiğini belirtmişlerdir. Ayrıca çalışmalarında sadece tek tabakalı örneklerin incelendiğini, ileriki çalışmalarda katmanlı restorasyonların optik özelliklerinin incelenmesi gerektiğini savunmuşlardır.

Kim ve ark (2014) yaptıkları bir çalışmada, dijital veneerleme tekniği ve tabakalama tekniği ile üretilen tam seramik restorasyonların renklerinin klinik olarak kabul edilebilirliğini karşılaştırmışlardır. Altyapı olarak presinterize zirkonya kor yapı (LavaTM Frame, 3M ESPE) 0,3 mm, 0,5 mm ve 0,7 mm kalınlıklarında üretilmiştir. Üstyapı seramiği olarak geleneksel tabakalama tekniğinde feldspatik porselen (Lava Ceram, 3M ESPE), dijital veneerleme tekniğinde ise cam seramik CAD/CAM blok (Lava, 3M ESPE) kullanılmıştır. Dijital veneerleme tekniğindeki örnekler sistemin önerdiği füzyon seramiği ile birleştirlmiştir. Örnekler A1, A2 ve A3,5 renklerinde ve kor-veneer kalınlığı bütün örneklerde 1,5 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Aynı renk tonunda ve aynı kor kalınlığındaki üretilmiş örneklerin farklı üretim tekniğine göre renk farkları ölçülmüştür. İki üretim tekniği arasındaki renk farklarının ($\Delta E \leq 3,7$) klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu vurgulanmıştır. Ayrıca aynı renge sahip örneklerde zirkonya kor kalınlığına ve veneerleme tekniğine bağlı olarak renk farklılıkları gözlemlemiştir. Araştırıcılar toplam kalınlığı aynı olan örneklerin (1,5 mm) zirkonya kalınlığı arttığında ve veneer

seramiğinin kalınlığı azaldığında önemli derecede renk farkı gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırıcılar, A3,5 renginde ürettikleri örneklerde renk çeşitliliklerinin ve A2 renginde ürettikleri örneklerden daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Çünkü renk için kullanılan ilave metal oksitlerin fırınlama sonrasında renk istikrarsızlıklarına etken olabileceği düşünülmüştür (Lund ve Piotrowski 1991). Ek olarak kor kalınlığına bağlı renk farkı, örnek rengi koyulaştıkça azalma eğiliminde olmuştur. Benzer sonuçları Luo ve Zhang (2010) tam seramik restorasyonların renkleri için rapor ederken, Lee ve ark (2007b) kor kalınlığı ve üstyapı porselen tipinin restorasyonun rengine etkisini incelediği çalışma sonuçları ile farklılık göstermektedir.

Zirkonyanın beyaz renginin restorasyonun son rengi üzerindeki negatif etkisini gidermek amacıyla liner kullanımı teklif edilmiştir (Devigus ve Lombardi 2004, Lee ve ark 2007b). Ancak liner kullanımında, zirkonya-veneer bağlanma dayanımını azaltmaktan ve zirkonya altyapılı restorasyonlarda rapor edilen sorunlardan biri olan delaminasyon için bir faktör olabileceği ileri sürülmüştür (Aboushelib ve ark 2010).

Liner kullanımına alternatif olarak sinterleme öncesinde zirkonya için renklendirme solüsyonları ve önceden renklendirilmiş zirkonya bloklar tanıtılmıştır. Aboushelib ve ark (2010) yaptıkları çalışmada, beyaz ve renklendirilmiş zirkonya altyapılar üzerine (Cercon Base, Degudent) dentin seramiğini (IPS e max Ceram Dentin A1) doğrudan liner olmadan, ince bir liner (IPS e.max ZirLiner 1) tabakası üzerine ve liner ile derin dentin seramiği (IPS e.max Ceram Deep Dentin A1) üzerine üç farklı şekilde uygulamışlardır. Referans renk olarak Vita Classical renk skalasındaki A1 renk tabletini kullanılmışlardır. Linersız beyaz zirkonya altyapı üzerine veneer seramiği uygulanmasının istenilen rengin doğru bir şekilde üretilmesini sağladığı, bununla birlikte renklendirilmiş zirkonya için istenilen rengin elde edilmesinde liner veya derin dentin veneer seramiği kullanılmasının gerekli olduğunu bildirmişlerdir.

Liu ve ark (2013) yaptıkları çalışmada IPS e.max ZirCAD zirkonya örneklerde (10 mm çap; 0,5 kalınlık) farklı kalınlıklarda liner kullanımının renk üzerine etkisini araştırmışlardır. Bunun için bir gruba hiç liner uygulanmazken, diğer

üç gruba sırasıyla 0,1 mm, 0,2 mm ve 0,3 mm kalınlıklarda IPS e.max ZirLiner ZL1 uygulanmıştır. Araştırmacılar yaptıkları çalışma sonucunda liner uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasında renk farkı $\Delta E>1,5$ olarak bulunmuşlardır. Ancak farklı kalınlıkta liner uygulanan gruplar arasında renk farkı $\Delta E<1,5$ olarak tespit edilmiş ve renk üzerinde önemli bir etkisinin bulunmadığı rapor edilmiştir. Araştırmacılar liner uygulanmasının Y-TZP esaslı restorasyonların estetik özelliklerini iyileştirdiğini vurgulamışlardır. Bu çalışmada T, P ve CB grubunda üretici firmanın önerileri doğrultusunda ZirLiner Clear (0,1 mm kalınlık) kullanılmıştır.

Zirkonya kor yapılar üzerine veneer seramiği uygulamasının renk üzerine etkisiyle ilgili bilgiler oldukça kısıtlıdır (Son ve ark 2010, Stevenson ve Ibbetson 2010). Fırınlama işlemlerinin zirkonya restorasyonların son rengini etkilediği rapor edilmiştir. Celik ve ark (2008) farklı renklerde veneer seramiği olan zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonların renginin tekrarlanan fırınlamalardan etkilendiğini bildirmişlerdir. Bu sonuç başka bir çalışmayla onaylanmış, fırınlama sayısının artmasıyla L*a*b* renklerinde önemli değişimler olduğu bildirilmiştir (Ozturk ve ark 2008). Son ve ark (2010) zirkonya altyapılı (Lava) restorasyonlarda veneer seramiğinin renk üzerindeki etkisini incelediği çalışmada, veneer seramiklerin renginin kullanılan markadan, renkten ve dentin seramiği kalınlığından etkilendiğini rapor etmişlerdir.

Diş teknisyenlerinin, seçilen renk ve ortaya çıkan son renk arasında renk uyumu elde edilebilmesi için seramik üreticileri tarafından verilen bilgiler sınırlıdır ve renk uyumsuzluğunun önüne geçebilmek için yeterli düzeyde değildir. İstenilen rengin elde edilmesinde veneerleme işlemi belirgin rol oynar. Restorasyonun son kalınlığına bağlı olarak, her tabakanın kendi kalınlığı ve tabakalar arasındaki oran renk uyumu elde edilmesi için önemlidir. Teknisyenler belirlenen rengi elde etmek için renk parametrelerini bireysel olarak ayarlayabilecek yetenekte olmalıdır. Seramik üreticileri restorasyonun nihai kalınlığında istenilen tonu elde etmek kendi porselenlerinin nasıl kullanılması gerektiğini belirten özel şemalar hazırlamalıdır (Vichi ve ark 2011).

Lee ve ark (2002) yaptıkları bir çalışmada standart ışık kaynaklarının (D65, C, A) ve renk ölçüm modlarının (SCI ve SCE) renk skalaları (Vita ve Chromoscop) üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışmada SCE ölçüm modunda ve D65 ışık kaynağı altında Chromoscop skalasındaki A2 rengi L*a*b* değeri sırasıyla 55,28 ± 0,88; -0,67 ± 0,05 ve 8,93 ± 0,39 olarak ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucuna göre SCI ve SCE ölçüm modları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Ancak ölçüm modlarında CIE a* değerleri arasında fark bulunmamıştır. İki mod arasındaki renk farkı (ΔE) Vita skalasında 3,21-6,50 ve Chromoscop skalasında 3,22-5,47 olarak bulunmuştur. Işık kaynakları arasında fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda, Chromoscop skalasının A2 renk tabletinin rengi SCE ölçüm modunda D65 ışık kaynağı altında L*= 71,69; a*= 0,79 ve b*= 12,25 olarak, Lee ve ark (2002)'nın belirttiği değerlerden daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi Lee ve ark (2002)'nın çalışmada skaladaki renk tabletini zımparalayarak düz bir yüzey haline getirmesi ve farklı bir spektrofotometre (CM 3600d, Konica Minolta) kullanması olabilir. Skalalardaki renk tabletleri dentin ve mine porseleninden oluşmaktadır. Mine porseleninin zımparayla aşındırılması bu farkın sebeplerinden biri olabilir.

Monolitik zirkonya; veneerlenmiş dental seramiklerden ve insan dentininden daha opaktır. Bu nedenle farklı ölçüm protokollerine ve materyal kalınlığına bağlı olarak doğrudan bir karşılaştırma yapmak oldukça zordur. Kim ve Kim (2014) renklendirme sıvısı uygulama sayısının (ZirColor, A2) monolitik zirkonyanın (Bruxir) optik özellikler üzerindeki etkisini incelemişlerdir. 2 mm kalınlığında hazırladıkları örneklere fırça tekniğiyle 0 (kontrol grubu), 1, 2, 3, 4 ve 5 kez renklendirme sıvısı uygulamışlardır. Renk ölçümleri SCE ölçüm modunda siyah ve beyaz arka plan üzerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda renklendirme sıvısı sayısı arttıkça L* değerlerinin azaldığı ve örneklerin renginin koyulaştığı, b* değerlerinin ise arttığı yani örneklerin daha sarımsı bir renk aldığı belirtilmiştir.

Translusensi, tam opasite ile saydamlık arasında bir durum olarak tanımlanabilir (Sakaguchi ve Powers 2012). Bir restorasyonun rengi uygun translusensi ile birleştiğinde restorasyon çevreleyen diş yapısıyla uyum içerisinde olur (Della Bona ve ark 2014). Önceki çalışmalar estetik restoratif materyallerin translusensi ve opasitesini inceleyen yöntemler rapor etmişlerdir. Bunlar; ışığın doğrudan geçişi (Brodbelt ve ark 1980), translusensi parametresi (TP) (Johnston ve

ark 1995, Li ve ark 2009, Pérez ve ark 2010, Pecho ve ark 2012, Bagis ve Turgut 2013, Barizon ve ark 2013) ve kontrast oranıdır (KO) (Powers ve ark 1978, Heffernan ve ark 2002a, Shono ve Nahedh 2012, Barizon ve ark 2013). Son zamanlarda birkaç çalışma bu parametreleri karşılaştırmış ve olası korelasyonlar açıklanmıştır (Barizon ve ark 2013, Nogueira ve Della Bona 2013, Spink ve ark 2013). Bu çalışmalara rağmen, estetik restoratif materyallerin translusensilerini ölçmek için hangi yöntemin kullanılması gerektiğine dair bir görüş birliği bulunmamaktadır (Nogueira ve Della Bona 2013).

TP, görünür spektrumda translusensiyi hesaplamak için kullanılan standardize edilmiş bir yöntemdir. TP, özelleştirilmiş kalınlığa sahip nesnelerin siyah ve beyaz arka plandaki renk farkı ölçülerek bulunur. Ancak böyle bir renk sadece renk farkı hesaplamalarında kullanılan ışık kaynağı ve gözlemci için geçerlidir (Powers ve Paravina 2004).

Dental araştırmalarda renk ölçüm aletleri sıklıkla kullanılır. Ancak dişlerin ve seramiklerin translusent olması sebebiyle sınır kaybı (edge-loss) adı verilen fenomene bağlı olarak ölçümlerin doğruluğu değişebilir (Macentee ve Lakowski 1981). Sınır kaybı, bir ışığın translusent bir nesneye ulaştığında ışığın önemli bir miktarının translusensi boyunca kaybolduğu ve saçılıma uğradığı, farklı yönlere dağıldığı ve ölçüm için sensöre geri dönmemesi ile nitelenen bir olgudur. Sonuç olarak renk ölçümü etkilenebilmektedir. (Macentee ve Lakowski 1981, Ten Bosch ve Coops 1995). Bu çalışmada, bu olgunun önlenmesi için örnek boyutları spektrofotometrenin optik ucundan daha büyük hazırlanmıştır.

Kor-veneer sisteminin nihai translusensisi, optimum estetik sonuç için önemlidir (Kelly ve ark 1996). Seramiklerin ışık geçirgenliği birçok faktörden etkilenmektedir. Bunlar, kalınlık (Antonson ve Anusavice 2000, Heffernan ve ark 2002a), kristal mikroyapısı (kristal hacmi ve kristalin kırma indisi, tanecik büyüklüğü), fırınlama sayısıdır (McLean 1995). Matriks içerisindeki taneciklerin fiziksel yapısı ve ışığı kırma indisleri de ışık saçılım miktarını etkiler (Kingery ve ark 1976, Kim ve ark 2006).

Bu çalışmada TP değerleri; T, P, CB, CO ve TK grupları için sırasıyla 8,47; 9,85; 9,64; 9,95 ve 5,77 olmuştur. Grupların TP değerleri CO>P>CB>T>TK şeklinde sıralanmıştır. En translusent grup CO olurken, en az translusent grup TK grubu olmuştur. CO, CB ve P gruplarının TP değerleri arasında istatistiksel bir fark yoktur.

Vichi ve ark (2014), CEREC CAD/CAM sisteminde kullanılan seramik materyalleri (IPS e.max CAD HT/LT/MO, ZirCAD, Empress HT/LT; Vita Mark II, Vita AL; Vita YZ, Vita In-Ceram Spinell/Alumina/Zirconia; ve Sirona InCoris AL; Sirona InCoris ZI/TZI) 0,5 mm ve 1 mm kalınlığında hazırlayarak translusens özelliklerini kontrast oranı yöntemiyle incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre en translusent seramik materyali her iki kalınlıkta da IPS e.max CAD HT lityum disilikat seramiği olmuştur. Yapılan bu çalışmada IPS e.max CAD HT lityum disilikat seramiği içeren CO tekniği en yüksek TP değerlerini göstermiştir. Bu çalışmada da Vichi ve ark (2014)'nın yaptığı çalışma sonucu ile uyumlu olarak CO tekniği en translusent grup olarak bulunmuştur.

Luo ve Zhang (2010) zirkonya altyapılı restorasyonlarda veneerleme tekniklerinin ışık geçirgenliğini bir integral denklemiyle hesaplamış ve en translusent tekniğin presleme tekniği, en az translusent tekniğin ise cut-back tekniği olduğunu belirtmiştir. Tabakalama tekniğinin sınırlamaları olan porselen/toz oranı, vibrasyon-kondensasyon tekniği ve fırınlama derecesi istenmeyen tanecik büyümelerine sebep olur. Bu da kristallerin homojen olmayan dağılımına ve asimetrik büyümesine yol açar. Kristallerin içeriği ve dağılımı, tabakalama ve presleme tekniklerinde farklılık gösterebilir. Bu nedenle farklı tekniklerle üretilen kor-veneer sistemlerinde ışık ara yüzey arasında yansır ve sonuç olarak ışık geçirgenliği azalır.

Tam seramik sistemler faklı kompozisyon, mikroyapı, kristalin içerik ve fazlara (ör. lityum disilikat, florapatit ve lösit) sahiptir. Bu da tam seramik sistemlerin optik özelliklerini etkiler. Daha iyi dayanım elde edilmesi için kristalin içeriğinin arttırılması genellikle opasitenin artmasıyla sonuçlanır (Della Bona 2009, Sakaguchi ve Powers 2012). Az kristalin içeriği ihtiva eden seramiklerin genel olarak daha translusent olduğu düşünülmüştür (Bagis ve Turgut 2013). Bu düşünce bizim çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir. Çünkü gruplar arasında en düşük

translusensiye sahip grup, veneer seramiği kullanılmadan hazırlanan tam kontur zirkonya tekniğinde olmuştur.

Luo ve Zhang (2010) veneerleme işleminden sonra veneerleme tekniğinden bağımsız olarak ışık geçirgenliğinin azaldığını rapor etmiştir. Bu düşüşün muhtemel sebepleri arasında, örneklerin kalınlık artışı (Dozić ve ark 2003), veneerleme materyalinin yapısı (kristalin miktarlarındaki farklar ve yüksek pörözite hacmi) ve kor ve veneer materyali ara yüzeyinde meydana gelen yansıma sayılabilir (Heffernan ve ark 2002b).

Manipulasyon tekniği de tam seramik restorasyonların translusensilerini etkilemektedir (Luo ve Zhang 2010). Bu çalışmada TK grubunun ardından en düşük TP değerini T grubu göstermiştir. Bu grupta geleneksel tabakalama tekniği kullanılmıştır. Dental laboratuvarlarda teknisyenler seramik restorasyonları üretici talimatlarının önerdiği toz/likit oranına uyarak üretmeye çalışsa da üreticilerin önerdiği toz/likit oranı her zaman maksimum yoğunluk ve minimum pörözite ile sonuçlanmayabilir. Ayrıca aynı renkteki seramik sistemlerinin farklı TP değerlerine sahip olmasının nedenin kimyasal yapıları ve tanecik büyüklüğü olabileceği belirtilmiştir (Chu ve ark 2007).

Tam seramik restorasyonlarda tabakalama tekniği yerini daha iyi kontrol edilebilen üretim basamakları olan ısı ile presleme veya CAD/CAM tam seramik restorasyonlara bırakmıştır (Sakaguchi ve Powers 2012). Bu çalışmada daha iyi kontrol edilebilir teknikle üretilen CO ve P gruplarının TP değerleri en yüksek bulunmuştur. Bu iki grubu CB grubu izlemiştir. CB grubunda presleme ve tabakalama tekniği birlikte kullanıldığı için TP değeri P ve T grubu arasında yer almış olabilir.

Metal desteksiz restorasyonlarda tranlusensi kor kalınlığından etkilenmektedir (Antonson ve Anusavice 2000, Heffernan ve ark 2002a). Kor kalınlığı azalır azalmaz translusensi artar bununla beraber dayanıklılıkta azalır (Vichi ve ark 2011). Heffernan ve ark (2002a) 0,5 mm kalınlığındaki In-Ceram Zirkonya kor materyalinin opasitesinin (kontrast oranı) 1,00 olduğunu rapor etmiştir. Bu sonuç Chen ve ark (2008) tarafından doğrulanmıştır. Cercon Base Zirkonia kor

materyalinin de 0,5 mm kalınlıkta 1,00 opasite değerine sahip olduğunu göstermişlerdir. Ancak In-Ceram zirkonya yapısal olarak Y-TZP esaslı zirkonyadan farklıdır çünkü cam-infiltre edilmiş bir materyaldir. Bu çalışmada tek tip zirkonya kor yapı seçilmiş ve kor kalınlığı sabit tutulmuştur.

Baldissara ve ark (2010)'nın farklı kor materyallerinin (Lava Frame 0,3 ve 0,5 mm, IPS e.max ZirCAD, Vita YZ, Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon ve Cercon Base) translusensilerini direk ışık geçişi yöntemiyle incelediği çalışmada Cercon Base zirkonya kor materyalinin yüksek opasite gösterdiğini bulmuşlardır. Çalışmada Lava Frame zirkonya kor materyali 0,3 mm ve 0,5 mm kalınlıklarda en translusent kor materyali olmuştur. Yazarlar pozitif kontrol grubunun (IPS e.max Press, 0,5 mm) ışık geçirgenliği ile karşılaştırıldığında iletilen ışık miktarı dikkate değer olmasa da incelenen bütün kor materyellerinin belirli bir derecede ışık geçirdiğini ifade etmişlerdir. Bu sonuçlar zirkonyanın translusent kor materyali olduğunu desteklemektedir.

Spyropoulou ve ark (2011), disk şeklinde (0,6 ± 0,01 x 12 mm) ve üç farklı tonda (açık, orta ve yoğun) olan zirkonya korların (Procera Zirconia) translusens özelliğini kontrast oranı yöntemiyle incelenmişlerdir. Çalışmanın sonucunda açık ve yoğun tonlar arasında ve orta ve yoğun tonlar arasındaki fark önemli bulunmuş, ancak açık ile orta ton arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. İlaveten renklendirilmiş zirkonyanın kısmi olarak translusent olduklarını belirtmişlerdir.

Yapılan bu çalışmada zirkonyanın translusent bir materyal olduğunu göstermektedir. Çünkü TK grubu da dahil olmak üzere bütün gruplarda TP değerleri elde edilmiştir.

Pecho ve ark (2012) 0,5 mm kalınlığında insan dentini, sığır dentini ve renklendirilmiş-renklendirilmemiş zirkonyanın (IPS e.max ZirCAD, Lava) translusens değerlerini TP kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucuna göre insan ve sığır dentini ile zirkonyanın TP değerleri arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Araştırıcılar çalışmada kullanılan zirkonya sistemlerinin dental restorasyonlarda rahatlıkla insan dentini yerine kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Ancak klinik olarak kabul edilebilir renk uyumu elde edilmesi için bu sistemlerin renklerinin her klinik ihtiyaca göre farklı renklendirme solüsyonları kullanarak dikkatle ayarlanması gerektiğini belirtmişlerdir. Ayrıca bu yapılar veneerlenirken seramik tozunun uygun miktarlarda karıştırılması ve doğru renkte bir rezin simanın yapıştırıcı olarak kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır.

Yu ve ark (2009) yaptıkları çalışmada 1 mm kalınlığındaki insan minesi, insan dentini, sığır minesi ve sığır dentininin TP değerlerini karşılaştırmışlar ve sırasıyla 18,7; 16,4; 14,7 ve 15,2 olarak bulmuşlardır. Başka bir çalışmada 1 mm kalınlığa sahip insan mine ve dentininin 3 mm ölçüm ucu bulunan spektrofotometre ile TP değerleri incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre dentinin TP değeri 16,4 minenin TP değeri ise 18,7 bulunmuştur. Bu TP değerleri bizim çalışmamızda elde edilen değerlerden yüksektir. Ancak çalışmada kullanılan mine ve dentin örnekleri 1 mm kalınlığındadır ve kalınlık translusensin ölçümlerinde yukarıda da bahsedildiği üzere oldukça önemlidir. Ek olarak doğal dişler; mine, dentin ve pulpa olarak bir bütündür ve 1 mm kalınlığında tek başına mine veya dentinin TP değerinin, doğal bir dişin TP değerini yansıtmayacağı düşünülebilir.

Della Bona ve ark (2014), tarafından yapılan bir çalışmada ise (kalınlık 1 mm) olan lityum disilikat esaslı cam seramiklerin TP değeri 16,79-18,98, feldspatik seramiklerde 17,95-18,43 ve lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerde 19,32-21,69 arasında bulunmuştur. Bu çalışmada örnek kalınlığı bizim çalışmamızdan daha azdır ve seramik örnekler zirkonya alt yapı kullanılmadan hazırlanmıştır. Bu nedenler yüksek TP değerlerinin nedenini açıklayabilir.

Bir dişin doğal görünümünü doğru olarak taklit edilebilen estetik restorasyonlar üretebilmek için, opalesans özelliği olan materyaller kullanılmalıdır (Della Bona ve ark 2014). Bir nesneye ışık geldiğinde ortaya çıkan bu fenomenin anlaşılması için, ışığın yansıması, geçişi ve rengi inceleyen birçok yöntem rapor edilmiştir (Powers ve Paravina 2004). CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) ana renk sistemlerini, renk fark (ΔE) konseptlerini ve aydınlatma koşullarını bilimsel olarak tanıtmaktan sorumludur (CIE 2004, Powers ve Paravina 2004). Ancak CIELAB renk uzayı sadece renk koordinatları ile ilgili bilgi vermekte,

renk algısını etkileyen translusensi, opalesans, floresans ve yüzey özelliği gibi diğer bileşenler ve etkenler ihmal edilmektedir (Nogueira ve Della Bona 2013).

Opalesans bir restorasyonun doğal görünümünü ve canlılığını geliştirir. Opalesans özelliği için, translusent bir nesne içinde görünür spektrumunun kısa dalga boylu ışınlarının saçılması gereklidir. Yansıyan ışıkta mavi renkte ve iletilen ışıkta turuncu-sarı olarak ortaya çıkar (Leinfelder 2000).

Bu çalışmada OP değerleri, Ardu ve ark (2008) ve Della Bona ve ark (2014) kullandığı yöntem kullanılarak elde edilmiştir. OP değerleri T, P, CB, CO ve TK gruplarında sırasıyla 6,45; 7,07; 6,55; 6,94 ve 4,72 olmuştur. Grupların OP sıralaması P>CO>CB>T>TK şeklinde olmuştur.

Cho ve ark (2009), yaptıkları çalışmada kor, veneer, A2 ve A3 ile veneerlenmiş kor-veneer kombinasyonlarının OP değerlerini incelemişler ve bu değerleri sırasıyla 1,6-6,1; 2,0-7,1; 1,3-5,0; 1,6-4,2 olarak rapor etmişlerdir. Amerika Birleşik Devletleri patentine göre; 1 mm kalınlığındaki rezin kompozitlerin OP değeri yansıyan ve iletilen renkler arasındaki kroma farkı ($\Delta C^*_{ab} = \Delta a^2 + \Delta b^2$) olarak belirtilmiştir. Dental restoratif kompozitler için OP değerinin en az 9 olması gerektiğini rapor etmişlerdir (Kobashigawa ve Angeletakis 2001). Restoratif materyallerde, 4-9 arasında OP değeri olmasının restoratif materyalin opalesans olduğunu ve çıplak gözle belli belirsiz fark edilebileceği belirtilmiştir. Yaptığımız bu çalışmada bütün grupların OP değerleri 4 ila 9 arasında yer aldığı için bütün grupların opalesans özelliği taşıdığı ifade edilebilir.

Kim ve Kim (2014), yaptıkları çalışmada tam kontur tekniği ile ürettikleri zirkonya örneklerin OP değerlerinin renklendirme sıvısı uygulama sayısıyla ters orantılı olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızda en az OP değeri TK grubunda olmuştur. Bunun sebebi uygulanan renklendirme sıvısı ve süresi olabilir. Bu parametrelerin araştırılması ileriki çalışmaların konusu olabilir.

Shiraishi ve ark (2011), yaptıkları çalışmada 1 mm kalınlığındaki porselenlerin OP değerlerini incelemişler ve OP değerlerini 5,27-12,11 değerleri arasında elde etmişlerdir.

Cho ve ark (2009), kor ve veneer seramiklerin opalesans parametresini incelemişlerdir. Çeşitli kalınlıklarda kor seramikleri (A2 renk In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina, Adenis Zi-Ceram, Digident Digizon, Vita 2000 YZ, Vitalocks, IPS Empress II, Vita VM7), veneer seramikleri (A2 ve A3 renk Vita VM7,Vita VM9, IPS Eris, Omega900) ve kor ve veneer seramiğinin (1,5 mm) birlikte OP değerleri ölçülmüştür. Çalışmanın sonucuna göre OP değerleri kor seramikleri için 1,6-6,1, veneer seramikleri için 2,0-7,1; A2 ve A3 kor-veneer seramikleri için 1,6-4,2 arasında değişmektedir. OP değerlerin materyal tipinden önemli derecede etkilendiği bulunmuştur. OP ve ΔE değerleri arasında kuvvetli korelasyon bulunmuştur.

Lee ve ark (2005c), 1 mm kalınlığındaki rezin kompozitlerin OP değerlerini incelemişler, OP değerlerini marka ve renge bağlı olarak 5,7-23,7 aralığında rapor etmişlerdir. Lee ve ark (2007a) 0,7-1,1 mm kalınlığındaki sığır minesinin OP değerlerini 7,6-22,7 arasında; 0,9-1,3 mm kalınlığındaki insan minesinin OP değerlerini ise 19,8-27,6 olarak belirtmişlerdir. Yazarlar ölçüm değerlerindeki farkları spektrofotometrenin yapılandırılmasındaki farklara bağlamışlardır.

Kim ve Kim (2014)'in yaptığı çalışmada OP ile Δb* arasında önemli korelasyon bulunmuştur (r=-0,782). OP değerinin özellikle CIE b* değerinin değişmesinden etkilendiğini göstermişlerdir. Lee ve Yu (2007) ve Lee ve ark (2007a), OP değerinin Δb* ve ΔE değeri ile ilişkili olduğunu rapor etmişlerdir. Bununla birlikte, Cho ve ark (2009) tabakalı tam seramik restorasyonların OP değerini inceledikleri çalışmalarında OP değeri ile ΔE değeri arasında veya OP değeri ile Δb* değeri arasında önemli bir ilişki bulamamıştır.

Renk ölçüm aletinin ölçüm yüzey alanı, cihazın ölçüm geometrisi ve örneklerin kalınlığı gibi ölçüm protokolleri opalesans değerleri üzerinde etkili olabilir (Cho ve ark 2009).

Işığı yansıtma ve saçılıma uğratma zirkonyanın optik özellikleridir. Bunların sonucunda yüksek kırma indisi ve tanecik büyüklüğüne bağlı olarak zirkonya daha opak görünür. Birçok çalışma zirkonyanın gren boyutunu değiştirerek ışık geçirgenliğini arttırmaya çalışmıştır (Primus ve ark 2002, Matsui ve ark 2003, Chevalier ve ark 2004, Casolco ve ark 2008).

Translusent bir materyalin içinde küçük partiküllerin varlığı opalesansı maksimuma çıkarmada etkilidir (Primus ve ark 2002). Bu nedenle zirkonyanın gren büyüklüğü materyalin translusens ve opalesans özelliği üzerinde etkili olabilir (Kim ve Kim 2014). Zirkonyanın saf olmaması ve sinterleme derecesi gibi sinterleme koşulları gren boyutlarını önemli derecede etkileyebilir (Matsui ve ark 2003, Chevalier ve ark 2004).

Opalesans ile translusens arasında korelasyon vardır. Düşük translusensiye sahip kor seramiklerinin kullanılması opalesansı etkileyebilir (Della Bona ve ark 2014). (Lee ve ark 2005c, Arimoto ve ark 2010), TP ile OP değerleri arasında güçlü korelasyon olduğunu ortaya koymuşlardır. Yapmış olduğumuz bu çalışmada da opelasans parametresi ile translusens parametresi arasında güçlü korelasyon bulunmuştur (r=0,998). TP ile OP doğru orantılı olarak artmaktadır. Diğer bir ifade ile eğer bir seramik materyalin translusens değeri yüksekse o oranda opalesans özelliği de yüksek denilebilir.

Bir dişin floresansı, genel olarak UV dalga boyu etki alanı sebebiyle ortaya çıkan dişin mavi-beyaz renkteki görünümü ile ilişkilidir (Miller 1987, McLaren 1997). Özellikle gece kulübü gibi siyah ışık kaynağı bulunan ortamlarda floresans olmayan bir restoratif materyalle restore edilmiş diş UV etkisi sebebiyle metamerik başarısızlık gösterebilmektedir (Lee ve Powers 2005, Kim ve ark 2007). Ayrıca restoratif materyalin parlamasına neden olmaktadır (Schmeling ve ark 2013).

Floresans hem mine hem de dentinde bulunmasına rağmen, organik içerikle ilişkisi olduğu için dentinin floresansı mineden üç kat daha fazladır (Monsénégo ve ark 1993). Bu fark kollojen fibriller (Perry ve ark 1969) ve bu fibrilleri oluşturan aminoasitlerden özellikle tiriptofan, primidin (Hoerman ve Mancewicz 1964, Foreman 1980) ve piridinolin sonucu ortaya çıkmaktadır (Fukushima ve ark 1987). Floresans, dişlere internal ışıldama kazandırarak doğal ışık altında daha parlak ve ışıltılı yapar (Magne ve Belser 2002). Matsumoto ve ark (1999)'na göre yaşın artmasıyla birlikte dentin içinde termal ve biyolojik mekanizmaların rolü ile floresans yoğunluğu da artar. Yaşla birlikte mine incelir ve alttaki dentin tabakasının floresansını daha görünür hale getirir.

Kompozit rezinlerde floresans, seryum ve terbiyum gibi floresans özellikteki elementlerin rezin matriks içine gömülmesi ile elde edilir (Miller 2004). Bir restoratif materyalde floresans olması, diş ile restorasyon arasında ışık kaynağının farklılığı ile ortaya çıkan kromatik farkların azalmasını sağlar (Allen 1969). Dental porselendeki floresans maddeye aydınlatıcı (luminary) adı verilir ve koyu renk dişlerin translusensilerine negatif yönde etki etmeden renklerini aydınlatmak için kullanılır (McLaren 1997).

Kompozit rezin disklerle yapılan bir çalışmada aynı renkte fakat farklı kalınlıklarda hazırlanan örneklerin floresansları karşılaştırılmış ve bütün örneklerin benzer floresans değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir (Manauta ve Salat 2012). Birçok çalışma kompozit rezinlerin floresans stabilitelerini araştırmıştır ve laboratuvar yaşlandırma testleri yapmışlardır (Lee ve ark 2005c, Takahashi ve ark 2008). Genel olarak bu çalışmalar, yaşlandırma testlerinden sonra floresans değerlerinde hızlı bir düşüş rapor etmişlerdir. Buna göre kompozit rezinlerin floresans özelliklerinde zamanla ve klinik kullanımla azalma meydana geldiği düşünülmektedir.

Doğal dişlerin floresans özelliğinden esas olarak dentin tabakası sorumlu olsa da yazarlar kompozit restorasyonlarda mine kompozit tabakasının floresansı daha çok etkileyeceği görüşündedir (Lee ve ark 2005a). Bu nedenle dentin kompozit tabakası floresans özellikte olsa da eğer mine kompozit tabakası floresans değilse ortaya çıkan restorasyon floresans özellikte olmaz. Aksine dentin kompozit tabakası floresans özellikte olmasa bile eğer mine kompoziti floresans ise restorasyon floresans özellik sergiler (Schmeling ve ark 2013). Bu bilgilerden yola çıkılarak tam seramik restorasyonlarda da özellikle veneer seramiğinin floresans özellik sergilemesinin restorasyonun optik özelliklerini belirlemede daha etkili olabileceği söylenebilir.

Literatürde dental seramiklerin floresans özellikleri ile ilgili bilgiler oldukça kısıtlıdır. Floresans çalışmaları çoğunlukla kompozit rezinler üzerinde yapılmıştır (Lee ve ark 2005b, Lee ve ark 2006b, a, Lee ve ark 2007a, Lim ve Lee 2007, Lee ve

ark 2010b). Ayrıca birçok çalışmada test yöntemleri birbirinden farklıdır. Bu nedenle sonuçların karşılaştırılması oldukça güçtür.

Daha önceki çalışmalar floresansı ölçmek için genellikle floresans spektrofotometreleri kullanmıştır. Bu spektrofotometreler çoğunlukla floresansın emilimini ölçmek için tek dalga boyu kullanırlar. Ancak ortam ışığı tek renkli olmadığı için D65 standart ışık kaynağının UV komponentinin kullanılmasının klinik önemi vardır (Lee ve ark 2005b). Birçok çalışmada floresans ölçümleri beyaz arka plan üzerinde UV %100 ve UV %0 ölçüm modlarında gerçekleştirilmiştir (Lee ve ark 2005a, Lee ve ark 2005b, Lee ve ark 2006b, a, Song ve ark 2008, Yu ve Lee 2008, Lee ve ark 2010b).

Lee ve ark (2005b), dental materyallerin floresans ölçümü için yeni bir yöntem tanıtmışlardır. Bu yöntemde ayarlanabilir UV filtresi olan bir spektrofotometre kullanılması gerekmektedir. Standart ışık kaynağının (D65) UV komponenti tarafından uyarılmış nesnenin spektral yansıma farkını floresans olarak kabul etmişlerdir. D65 ışık kaynağı %37-69 arasında yansıma gücüne ve 330-395 nm dalga boyu genişliğine sahiptir (CIE 2004). Dentinde floresansın indüklenmesi için genellikle 365 nm UV ışığı uygulanır (Monsénégo ve ark 1993, Matsumoto ve ark 1999). Bu çalışmada da floresans değerleri D65 ışık kaynağı altında örneklerin L*a*b* değerlerinin, beyaz arka plan üzerinde spektrofotometrenin UV filtresinin %0 ve %100 konumlarında ölçülmesi ve aradaki farkın hesaplanması ile elde edilmiştir.

Restoratif materyallerin klinik olarak algılanabilirlik floresans değeri 3,3 olarak belirtilmiştir (Powers ve Sakaguchi 2006). Yapılan bir çalışmada rezin kompozitlerin floresans değerleri 1,6-2,4 arasında bulunmuştur (Lee ve ark 2005b).

Dental seramiklerin floresans değerleri ile ilgili bilgiler oldukça kısıtlıdır. Yapılan çalışmalarda seramiklerin floresans değerleri, floresans emisyon yöntemiyle değerlendirilmiştir (Ecker ve ark 1985, Monsénégo ve ark 1993) ve bu çalışmada kullanılan yöntemden farklıdır. Ayrıca değerlendirilen porselenler güncel değildir. Yapılan literatür incelemesinde güncel dental seramiklerin floresans değerlerinin bu

çalışmada kullanılan yöntemle incelendiği bir çalışmaya rastlanılamamıştır. Bu nedenle elde edilen floresans değerlerinin karşılaştırılması mümkün olmamıştır.

Bu çalışmada elde edilen floresans değerleri T, P, CB, CO ve TK grubu için sırasıyla 2,92; 2,09; 1,93; 2,45 ve 3,14'tür. Grupların floresans değerleri sıralaması TK>T>CO>P>CB şeklindedir ancak TK grubunun floresans değeri ile T,CO ve P gruplarının floresans değerleri arasında istatistiksel fark yoktur.

Grupların floresans değeri klinik algılanabilirlik değerinin altındadır ancak bu değere en yakın iki grup TK ile T grubudur. Tabakalama grubu ile tam kontur zirkonya grubu en düşük translusens ve opalesans değerleri olan gruplardır. Bu çalışmada floresans değerleri ile OP ve TP değerleri arasında negatif bir ilişki bulunmuştur. Bu da translusens ve opalesansı en düşük iki grup olan tam kontur ve tabakalama grubunun yüksek floresans değeri göstermesini açıklamaktadır.

Bu çalışmanın in vitro koşullarda gerçekleştirilmiş olması ve oral koşulların çalışmaya tam yansıtılamamış olması bu çalışmanın sınırlamalarıdır. Ayrıca örnekleri standardize etmek amacıyla örneklerin kron şekli yerine geometrik şekilde hazırlanması bir diğer sınırlayıcı etkendir. Rezin simanın, restorasyonun simante edileceği yüzey renginin ve farklı yüzey işlemlerinin zirkonya esaslı seramiklerin optik özelliklerine etkisini inceleyen ileri çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır. İlaveten estetik restoratif materyallerin ne kadar TP, OP ve floresans değerlerine sahip olması gerektiğine dair bir görüş birliği bulunmamaktadır. Bu nedenle tam seramik sistemlerin estetik özelliklerinin geliştirilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Üretim teknikleriyle ilgili in vitro çalışmaların, klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği görülmektedir. Diş hekimleri ve diş teknisyenleri hangi üretim tekniğinin nasıl bir optik ve estetik özellikle sonuçlanacağına dair yeterli bilgiye sahip olmalıdır. Bu şekilde hastalara uygun restoratif materyal tercihi daha doğru bir şekilde yapılabilir ve daha estetik sonuçlar alınabilir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada dört farklı veneerleme tekniğinin ve tam kontur zirkonya tekniğinin zirkonya esaslı seramiklerin renk, translusens, opalesans ve floresans özelliklerine etkisi araştırılmış, çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Üretici firmaların önerdiği renk skalası ile hiçbir zirkonya esaslı tam seramik sistemi arasında tam bir renk uyumu elde edilememiştir. Bütün gruplarda gözlemcilerin fark edebileceği düzeyde renk farkı bulunmuştur ($\Delta E>2$).

2. Renk skalası ile en fazla renk uyumsuzluğu gösteren teknik tabakalama tekniği olmuştur. Renk uyumu en iyi olan teknik ise presleme tekniğidir. Presleme, CAD-on ve tam kontur zirkonya teknikleri renk skalasıyla klinik olarak kabul edilebilir ancak fark edilebilir düzeyde renk farklılığı göstermiştir. Tabakalama ve cut-back tekniği ile renk skalası arasındaki renk farkı, klinik olarak kabul edilemez düzeydedir ($\Delta E>3,7$).

3. Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı tam seramik sistemlerin hepsi tranlusens özelliğine sahiptir. En yüksek tranlusens özelliği gösteren teknik CAD-on tekniğidir. CAD-on, presleme ve cut-back teknikleri birbirlerine çok yakın translusens özelliği göstermektedir. En düşük translusensiye sahip teknik ise tam kontur zirkonya tekniği olmuştur.

4. Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı tam seramik sistemlerin tümü opalesans özellik göstermiştir. En yüksek opalesansa sahip üretim tekniği presleme tekniği olmuştur. Presleme tekniği ile CAD-on tekniği birbirine benzer opalesans özelliği sergilemiştir. En düşük opalesans özelliği tam kontur zirkonya tekniğinde olmuştur.

5. Translusens parametresi ile opalesans parametresi arasında pozitif yönde kuvvetli korelasyon bulunmuştur. Yani translusens ve opalesans özellikleri doğru orantılıdır. Floresans özelliği ile opalesans ve translusens özellikleri arasında ise negatif yönde bir ilişki bulunmuştur yani aralarında ters orantı vardır.

6. Çalışmada kullanılan bütün zirkonya esaslı seramik sistemleri floresans özelliğine sahiptir. En fazla floresansa sahip teknik tam kontur zirkonya tekniği en düşük floresansa sahip teknik ise cut-back tekniğidir. Presleme, CAD-on ve tabakalama teknikleri benzer floresans özelliği sergilemişlerdir.

7. Üretici firmaların önerdiği renk skalalarının güncellenmesine ihtiyaç vardır. Çünkü üretici firmalar restorasyonların üretim tekniğine veya kimyasal yapısına bakmaksızın bütün seramik tipleri için aynı renk skalalarının kullanılmasını tavsiye etmektedir. Bu da farklı teknikler veya farklı kimyasal içerikli tam seramik sistemler kullanıldığında arzu edilen rengin restorasyona tam olarak yansıtılmasını zorlaştırabilir. Tam seramik sistemlerde farklı üretim teknikleri ve kompozisyondaki seramikler için farklı skalalar üretilebilir.

8. Üreticiler, veneer seramiği kullanılmadan tek parça olarak üretilen tam kontur tekniğinde kullanılan zirkonyanın estetik özelliklerinin geliştirilmiş olduğunu vurgulasa da diğer zirkonya esaslı sistemlere göre daha az translusens ve opalesans özelliktedir. Bu nedenle bu teknikte kullanılan translusent zirkonya blokların estetik özelliklerinin geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Zirkonya esaslı tam seramik bir restorasyon yapılması düşünüldüğünde, özellikle estetik bölgede presleme tekniği veya CAD-on tekniği daha iyi bir seçim olabilir. Her iki teknik de insan kaynaklı hataları en aza indirdiğinden gelecekte geleneksel tekniklerin yerini alabilir.

6. KAYNAKLAR

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, 2005. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater, 21, 10, 984-91.

Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, 2008. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. J Prosthodont, 17, 1, 9-13.

Abduo J, Lyons K, Swain M, 2010. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil, 37, 11, 866-76.

Aboushelib MN, Dozic A, Liem JK, 2010. Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. Quintessence Int, 41, 5, 84-9.

Ahn JS, Lee YK, 2008. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. Dent Mater, 24, 11, 1539-44.

Akar GC, Pekkan G, Cal E, Eskitascioglu G, Ozcan M, 2014. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. J Prosthet Dent, 112, 2, 314-21.

Al-Amleh B, Lyons K, Swain M, 2010. Clinical trials in zirconia: a systematic review. J Oral Rehabil, 37, 8, 641-52.

Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H, 2014. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. J Prosthodont, 23, 3, 213-20.

Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A, 1998. Rezin ve seramik esaslı inley-onley sistemleri "İleri restorasyon teknikleri", Ankara, Polat Yayınları, p. 309-40.

Allen E, 1969. Some new advances in study of metamerism-theoretical limits of metamerism-an index of metamerism for observer differences. Color Engineering, 7, 1, 35.

Antonson SA, Anusavice KJ, 2000. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont, 14, 4, 316-20.

Anusavice KJ, 1993. Recent developments in restorative dental ceramics. J Am Dent Assoc, 124, 2, 72-4, 6-8, 80-4.

Anusavice KJ, 2003a. Phillip's science of dental materials, Philadelphia, Saunders, p. 46–52.

Anusavice KJ, 2003b. Informatics Systems to Assess and Apply Clinical Research on Dental Restorative Materials. Adv Dent Res, 17, 1, 43-8.

Ardu S, Feilzer AJ, Devigus A, Krejci I, 2008. Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. Dent Mater, 24, 3, 333-40.

Arimoto A, Nakajima M, Hosaka K, Nishimura K, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J, 2010. Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. Dent Mater, 26, 11, 1090-7.

Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF, 2006. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. J Prosthet Dent, 96, 6, 397-401.

Bagis B, Turgut S, 2013. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. J Dent, 41 3, 24-30.

Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R, 2010. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J Prosthet Dent, 104, 1, 6-12.

Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V, 2005. Shading of ceramic crowns using digital tooth shade matching devices Int J Comput Dent, 8, 129-52.

Barath VS, Faber F-J, Westland S, Niedermeier W, 2003. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. Adv Dent Res, 17, 1, 55-60.

Baratieri LN, Araujo E, Monteiro Jr S, 2006. Color in natural teeth and direct resin composite restorations: essential aspects. Eur J Esthet Dent, 2, 2, 172-86.

Barghi N, Richardson JT, 1978. A study of various factors influencing shade of bonded porcelain. J Prosthet Dent, 39, 3, 282-4.

Barghi N, 1982. Color and glaze: effects of repeated firings. J Prosthet Dent, 47, 4, 393-5.

Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldeli S, 2013. Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. J Prosthet Dent, 110, 5, 397-401.

Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldeli S, 2014. Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. J Prosthet Dent, 112, 4, 864-70.

Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG, 2007. Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. J Prosthet Dent, 98, 3, 175-85.

Bayındır F, Bayındır YZ, 2010. Restoratif diş hekimliğinde dişeti rengi seçimi ve dişeti skalaları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2010, 3.

Besimo C, Spielmann H, Rohner H, 2001. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Int J Comput Dent, 4, 4, 243-62.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D, 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J, 204, 9, 505-11.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D, 2009. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater, 25, 1, 121-8.

Beuer F, Stimmelmayr M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M, 2012. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. Dent Mater, 28, 4, 449-56.

Bhat V, Prasad DK, Sood S, Bhat A, 2011. Role of colors in prosthodontics: Application of color science in restorative dentistry. Indian J Dent Res, 22, 6, 804.

Bindl A, Luthy H, Mormann WH, 2006. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. Dent Mater, 22, 1, 29-36.

Blaes J, 2002. Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. J Indiana Dent Assoc, 81, 4, 17.

Braga RR, Ballester RY, Daronch M, 2000. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. Dent Mater, 16, 4, 303-10.

Brewer JD, Wee A, Seghi R, 2004. Advances in color matching. Dent Clin North Am, 48, 2, 341-58.

Bridgeman I, 1987. The nature of light and its interaction with matter, Huddersfield: H. Charlesworth & Co Ltd, p. 1-34.

Brodbelt R, O'brien W, Fan P, 1980. Translucency of dental porcelains. J Dent Res, 59, 1, 70-5.

Burdairon G, 1981. Abrégé de biomatériaux dentaires, Paris, Masson, p. 214-215.

Burgess J, Janyavula S, Lawson N, Lucas T, Cakir D, 2014. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. Oper Dent, 39, 2, 189-94.

Bühler-Zemp P, Völkel T, Fischer K, 2011. Scientific documentation IPs e. max® Press. Schaan Liechtenstein: Ivoclar Vivadent AG.

Casolco S, Xu J, Garay J, 2008. Transparent/translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. Scripta Materialia, 58, 6, 516-9.

Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E, 2001. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. Dent Mater, 17, 1, 21-33.

Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G, 2008. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. J Prosthet Dent, 99, 3, 203-8.

Chaar MS, Witkowski S, Strub JR, Att W, 2013. Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. J Oral Rehabil, 40, 1, 51-9.

Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G, 2011. 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, 105, 2, 83-90.

Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ, 2008. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. Dent Mater, 24, 11, 1506-11.

Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F, 2004. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. Biomaterials, 25, 24, 5539-45.

Chiche G, Pinault A, 1994. Artistic and scientific principles applied to esthetic dentistry. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Chicago: Quintessence Books, 13-32.

Cho MS, Yu B, Lee YK, 2009. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. Dent Mater, 25, 6, 695-702.

Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Lim YJ, 2006. Changes in color and translucency of porcelain-repairing resin composites after thermocycling. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 78, 1, 1-6.

Christensen GJ, 2007. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? J Am Dent Assoc, 138, 5, 662-5.

Chu F, Chow TW, Chai J, 2007. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. J Prosthet Dent, 98, 5, 359-64.

Chu S, 2001. Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD, 14, 1, 79-83; quiz 4.

Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD, 2010. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent, 38 2, 2-16.

CIE, 1986. Colorimetry-technical report, Vienna, Austria: Bureau Central de la CIE, CIE pub, p. 35-6.

CIE, 2004. Colorimetry-technical report, Vienna: Bureau Central de la CIE, CIE Pub, p. 18.

Clark EB, 1933. Tooth color selection. J Am Dent Assoc, 20, 6, 1065-73.

Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ, 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent, 98, 5, 389-404.

Corciolani G, Vichi A, Goracci C, Ferrari M, 2009. Colour correspondence of a ceramic system in two different shade guides. J Dent, 37, 2, 98-101.

Craig R, Power J, 2002. Restorative dental materials, St Louis, MO: Mosby-Year Book Inc.

Culpepper WD, 1970. A comparative study of shade-matching procedures. J Prosthet Dent, 24, 2, 166-73.

Çelik G, Sarı T, Üşümez A, 2012. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. Cumhuriyet Dental Journal, 16, 1-9.

Della Bona A, Kelly JR, 2008. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc, 139, 8-13.

Della Bona A, 2009. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry, São Paulo, Artes Médicas.

Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE, 2014. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. J Dent, 42, 9, 1202-9.

Deng Y, Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Lawn BR, 2003. Fracture of ceramic/ceramic/polymer trilayers for biomechanical applications. J Biomed Mater Res, 67, 3, 828-33.

Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M, 2000. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. J Prosthet Dent, 84, 5, 506-13.

Denissen H, Dozic A, van Waas M, Feilzer A, 2007. Effects of 5 manipulative variables on the color of ceramics used for computer-generated restorations. Quintessence Int, 38, 5, 401-8.

Denry IL, 1996. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med, 7, 2, 134-43.

Denry I, Kelly JR, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater, 24, 3, 299-307.

Denry I, 2013. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? Dent Mater, 29, 1, 85-96.

Devigus A, Lombardi G, 2004. Shading Vita YZ substructures: influence on value and chroma, part I. Int J Comput Dent, 7, 3, 293-301.

Dikicier S, Ayyildiz S, Ozen J, Sipahi C, 2014. Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. Acta Odontol Scand, 72, 8, 623-9.

Dion I, Bordenave L, Levebre F, Bareille R, Baquey C, Monties J, Havlik P, 1995. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. J Mater Sci Mater Med, 5, 1, 18-24.

Douglas RD, Brewer JD, 1998. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. J Prosthet Dent, 79, 3, 254-60.

Douglas RD, Przybylska M, Douglas RD, Przybylska M, 1999. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. J Prosthet Dent, 82, 2, 143-9.

Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ, 2003. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. J Prosthet Dent, 90, 6, 563-70.

Dozic A, Tsagkari M, Khashayar G, Aboushelib M, 2010. Color management of porcelain veneers: influence of dentin and resin cement colors. Quintessence Int, 41, 7, 567-73.

Duarte J, 2007. Opalescence: the key to natural esthetics. Quintessence Dent Technol, 7-20.

Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M, 2014. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. Dent Mater, 419-24.

Ecker GA, Moser JB, Wozniak W, Brinsden GI, 1985. Effect of repeated firing on fluorescence of porcelain-fused-to-metal porcelains. J Prosthet Dent, 54, 2, 207-14.

Egen M, Braun L, Zentel R, Tännert K, Frese P, Reis O, Wulf M, 2004. Artificial Opals as Effect Pigments in Clear-Coatings. Macromolecular Materials and Engineering, 289, 2, 158-63.

Fasbinder DJ, 2005. Controlling the occlusion of single restorations with CAD/CAM technology. Compend Contin Educ Dent, 26, 6A, 439-45; quiz 46.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K, 2005. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc, 136, 12, 1714-23.

Fasbinder DJ, 2010. Digital dentistry: innovation for restorative treatment. Compend Contin Educ Dent, 31, 4, 2-11.

Fasbinder DJ, 2013. Computerized technology for restorative dentistry. Am J Dent, 26, 3, 115-20.

Ferraris M, Verne E, Appendino P, Moisescu C, Krajewski A, Ravaglioli A, Piancastelli A, 2000. Coatings on zirconia for medical applications. Biomaterials, 21, 8, 765-73.

Fondriest J, 2003. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. Int J Periodontics Restorative Dent, 23, 5, 467-80.

Foreman P, 1980. The excitation and emission spectra of fluorescent components of human dentine. Arch Oral Biol, 25, 10, 641-7.

Fukushima Y, Araki T, Yamada M, 1987. Topography of fluorescence and its possible composites in human teeth. Cell Mol Biol, 33, 6, 725.

Garvie RC, Nicholson PS, 1972. Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO2 System. J Am Ceram Soc, 55, 3, 152-7.

Garvie NC, Hannink RH, Pascoe RT, 1975. Ceramic steel? Nature, 258, 703-4.

Giordano R, Cima M, Pober R, 1995. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. Int J Prosthodont, 8, 4, 311-9.

Giordano RA, 1996. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Educ Dent, 17, 8, 779-82, 84-6 passim; quiz 94.

Giordano R, 2006. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc, 137 14-21.

Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E, 2007. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri Dentiss, 3, 1, 34-8.

Goff JP, Hayes W, Hull S, Hutchings MT, Clausen KN, 1999. Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures. Physical Review B, 59, 22, 14202-19.

Griggs JA, 2007. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am, 51, 3, 713-27, viii.

Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J, 2002. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont, 15, 4, 339-46.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, 2004a. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater, 20, 5, 441-8.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, 2004b. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater, 20, 5, 449-56.

Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV, 2005. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater, 21, 5, 454-63.

Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP, 2013. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. Dent Mater, 29, 3, 307-16.

Gupta T, Bechtold J, Kuznicki R, Cadoff L, Rossing B, 1977. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. Journal of Materials Science, 12, 12, 2421-6.

Halliday D, Resnick R, Resnick J, 1993. Fundamentals of physics, New York, NY.

Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC, 2000. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. J Am Ceram Soc, 83, 3, 461-87.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL, 2000. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent, 83, 4, 396-401.

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

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA, 2002b. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent, 88, 1, 10-5.

Heuer A, Lange F, Swain M, Evans A, 1986. Transformation toughening: an overview. J Am Ceram Soc, 69, 3, i-iv.

Hill AR, 1987. How we see colour. Colour physics for industry. Huddersfield: H Charlesworth & Co. Ltd, 211-81.

Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P, 2009. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 88, 2, 519-29.

Hoerman KC, Mancewicz SA, 1964. Fluorometric demonstration of tryptophan in dentin and bone protein. J Dent Res, 43, 2, 276-80.

Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V, 2000. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res, 53, 4, 297-303.

Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA, 2009. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. J Prosthodont, 18, 8, 645-8.

Hosoya Y, Shiraishi T, Odatsu T, Ogata T, Miyazaki M, Powers JM, 2010. Effects of specular component and polishing on color of resin composites. J Oral Sci, 52, 4, 599-607.

Hunter RS, 1987. The measurement of appearance, John Wiley & Sons.

Ilie N, Hickel R, 2008. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. Dent Mater, 24, 7, 908-14.

Ilie N, Stawarczyk B, 2014. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. J Dent, 42, 6, 684-90.

Isgrò G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ, 2003. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. J Prosthet Dent, 90, 5, 465-73.

Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung K-H, Spiekerman C, Winter RR, 2011. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. J Prosthet Dent, 106, 1, 29-37.

Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Da Silva JD, Miller L, 2010. Spectrophotometric Analysis of Tooth Color Reproduction on Anterior All-Ceramic Crowns: Part 1: Analysis and Interpretation of Tooth Color. J Esthet Restor Dent, 22, 1, 42-52.

Ivoclar Vivadent, (2009). IPS e. max ZirPress product information. Schaan / Liechtenstein, Ivoclar Vivadent AG.

Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra RV, Matheson PB, 2002. Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. J Prosthet Dent, 87, 2, 149-52.

Jedynakiewicz N, Martin N, 2001. CEREC: science, research, and clinical application. Compend Contin Educ Dent, 22, 6, 7-13.

Johnston WM, Kao E, 1989. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res, 68, 5, 819-22.

Johnston WM, Ma T, Kienle BH, 1995. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. Int J Prosthodont, 8, 1, 79-86.

Johnston WM, 2014. Review of translucency determinations and applications to dental materials. J Esthet Restor Dent, 26, 4, 217-23.

Joiner A, 2004. Tooth colour: a review of the literature. J Dent, 32, 3-12.

Jorgenson MW, Goodkind RJ, 1979. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. J Prosthet Dent, 42, 1, 96-105.

Jung RE, Sailer I, Hammerle C, Attin T, Schmidlin P, 2007. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. Int J Periodontics Restorative Dent, 27, 3, 251.

Kanat B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Gungor M, 2014. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. J Prosthodont, 23, 6, 445-55.

Kanchanavasita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M, 2014. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. J Prosthodont, 23, 6, 456-61.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD, 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, 75, 1, 18-32.

Kelly JR, 1999. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent, 81, 6, 652-61.

Kelly JR, 2004. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am, 48, 2, viii, 513-30.

Kelly JR, Denry I, 2008. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater, 24, 3, 289-98.

Kern M, Wegner SM, 1998. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater, 14, 1, 64-71.

Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan C, Feilzer AJ, 2011. Clinical success of shade guides arranged according to lightness measured digitally. The International journal of prosthodontics, 25, 4, 410-2.

Khurana R, Tredwin C, Weisbloom M, Moles D, 2007. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. Br Dent J, 203, 12, 675-80.

Kielbassa AM, Beheim-Schwarzbach NJ, Neumann K, Zantner C, 2009. In vitro comparison of visual and computer-aided pre-and post-tooth shade determination using various home bleaching procedures. J Prosthet Dent, 101, 2, 92-100.

Kim HS, Um CM, 1996. Color differences between resin composites and shade guides. Quintessence Int, 27, 559-67.

Kim JH, Lee YK, Powers JM, 2006. Influence of a series of organic and chemical substances on the translucency of resin composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 77, 1, 21-7.

Kim SH, Lee Y-K, Lim B-S, Rhee S-H, Yang H-C, 2007. Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. Dent Mater, 23, 3, 374-9.

Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG, 2009. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent, 101, 3, 193-9.

Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, 2013a. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. J Adv Prosthodont, 5, 3, 296-304.

Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC, 2013b. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. J Adv Prosthodont, 5, 2, 161-6.

Kim HK, Kim SH, 2014. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. Dent Mater, 30, 9, 229-37.

Kim JH, Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH, 2014. Evaluation of the color reproducibility of all-ceramic restorations fabricated by the digital veneering method. J Adv Prosthodont, 6, 2, 71-8.

Kingery W, Bowen H, Uhlmann D, 1976. Introduction to ceramics. New York, 788-1016.

Knispel G, 1991. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. Quintessence Int, 22, 7, 525-31.

Kobashigawa AI, Angeletakis C, (2001). Opalescent fillers for dental restorative composites, US Patent 6,232,367.

Kursoglu P, Karagoz Motro PF, Kazazoglu E, 2015. Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. J Prosthet Dent, 113, 1, 48-53.

Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL, 2009. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. J Prosthet Dent, 101, 1, 40-5.

Lang SA, Starr CB, 1992. Castable glass ceramics for veneer restorations. J Prosthet Dent, 67, 5, 590-4.

Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM, 2001. Color characteristics of low-chroma and high-translucence dental resin composites by different measuring modes. J Biomed Mater Res, 58, 6, 613-21.

Lee YK, Yoon TH, Lim BS, Kim CW, Powers J, 2002. Effects of colour measuring mode and light source on the colour of shade guides. J Oral Rehabil, 29, 11, 1099-107.

Lee YK, Powers JM, 2005. Metameric effect between resin composite and dentin. Dent Mater, 21, 10, 971-6.

Lee YK, Lu H, Powers JM, 2005a. Effect of surface sealant and staining on the fluorescence of resin composites. J Prosthet Dent, 93, 3, 260-6.

Lee YK, Lu H, Powers JM, 2005b. Fluorescence of layered resin composites. J Esthet Restor Dent, 17, 2, 93-100.

Lee YK, Lu H, Powers JM, 2005c. Measurement of opalescence of resin composites. Dent Mater, 21, 11, 1068-74.

Lee YK, Lu H, Powers JM, 2006a. Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. Dent Mater, 22, 7, 653-60.

Lee YK, Lu H, Powers JM, 2006b. Influence of fluorescent and opalescent properties of resin composites on the masking effect. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 76, 1, 26-32.

Lee YK, Yu B, 2007. Measurement of opalescence of tooth enamel. J Dent, 35, 8, 690-4.

Lee YK, Kim J-H, Ahn J-S, 2007a. Influence of the changes in the UV component of illumination on the color of composite resins. J Prosthet Dent, 97, 6, 375-80.

Lee YK, Cha HS, Ahn JS, 2007b. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. J Prosthet Dent, 97, 5, 279-86.

Lee YK, Yu B, Lim H-N, 2010a. Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. J Prosthet Dent, 104, 3, 173-81.

Lee YK, Yu B, Zhao G-F, Lim JI, 2010b. Effects of aging and HEMA content on the translucency, fluorescence, and opalescence properties of experimental HEMA-added glass ionomers. Dent Mater J, 29, 1, 9-14.

Lee YK, Cha HS, Yu B, 2014. Illuminating light-dependent color shifts in core and veneer layers of dental all-ceramics. J Biomed Opt, 19, 9, 95002.

Leinfelder KF, 2000. Porcelain esthetics for the 21st century. J Am Dent Assoc, 131, 47.

Li Q, Yu H, Wang YN, 2009. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. Dent Mater, 25, 2, 158-65.

Lim YK, Lee YK, 2007. Fluorescent emission of varied shades of resin composites. Dent Mater, 23, 10, 1262-8.

Lim HN, Yu B, Lee Y-K, 2010. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. J Prosthet Dent, 104, 4, 239-46.

Lindseth I, Bardal A, Spooren R, 1999. Reflectance measurements of aluminium surfaces using integrating spheres. Opt Lasers Eng, 32, 5, 419-35.

Liu PR, Essig ME, 2008. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent, 29, 8, 482, 4, 6-8 passim.

Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton DG, Qian F, 2010. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. J Prosthodont, 19, 3, 187-93.

Liu RY, Zhang YK, Zhou SY, Hu C, Jing DD, Fan H, Shao LQ, 2013. The effect of liner thickness on the color of y-tzp based all-ceramic restorations. Key Engineering Materials, 544, 380-3.

Lohmann CH, Dean DD, Koster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, Schwartz Z, Boyan BD, 2002. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. Biomaterials, 23, 8, 1855-63.

Lopes Filho H, Maia LE, Araújo MVA, Ruellas ACO, 2012. Influence of optical properties of esthetic brackets (color, translucence, and fluorescence) on visual perception. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 141, 4, 460-7.

Lughi V, Sergo V, 2010. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater, 26, 8, 807-20.

Lund PS, Piotrowski TJ, 1991. Color changes of porcelain surface colorants resulting from firing. Int J Prosthodont, 5, 1, 22-7.

Luo XP, Zhang L, 2010. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. J Prosthodont, 19, 6, 465-70.

Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH, 2005. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater, 21, 10, 930-7.

Macentee M, Lakowski R, 1981. Instrumental colour measurement of vital and extracted human teeth. J Oral Rehabil, 8, 3, 203-8.

Magne P, Belser U, 2002. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach, Quintessence Publishing Company.

Malament KA, Socransky SS, 1999. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. J Prosthet Dent, 81, 6, 662-7.

Malkoç M, Sevimay M, 2009. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. SÜ Dişhek Fak Derg, 18, 208-16.

Manauta J, Salat A, 2012. Layers: An Atlas of Composite Resin Stratification, Quintessenza Edizionei.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L, 2007. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent, 35, 11, 819-26.

Marquardt P, Strub JR, 2006. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. Quintessence Int, 37, 4, 253-9.

Martin N, Jedynakiewicz N, 1999. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. Dent Mater, 15, 1, 54-61.

Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuhara Y, 2003. Cubic-Formation and Grain-Growth Mechanisms in Tetragonal Zirconia Polycrystal. J Am Ceram Soc, 86, 8, 1401-8.

Matsumoto H, Kitamura S, Araki T, 1999. Autofluorescence in human dentine in relation to age, tooth type and temperature measured by nanosecond time-resolved fluorescence microscopy. Arch Oral Biol, 44, 4, 309-18.

May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR, 1998. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent, 80, 4, 394-404.

McLaren K, 1987. Colour space, colour scales and colour difference. Colour physics for industry. Huddersfield: H Charlesworth & Co. Ltd, 97-115.

McLaren EA, 1997. Luminescent veneers. J Esthet Dent, 9, 3-12.

McLaren EA, White SN, 2000. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. J Prosthet Dent, 83, 2, 216-22.

McLaren EA, Cao PT, 2009. Ceramics in dentistry-part I: classes of materials. Inside Dentistry, 5, 9, 94-103.

McLean J, Hughes T, 1965. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J, 119, 6, 251.

McLean JW, 1974. The Science and art of dental ceramics: a collection of monographs, Louisiana State University School of Dentistry Continuing Education Program.

McLean JW, 1979. The nature of dental ceramics and their clinical use, Quintessence Publishing Company.

McLean JW, 1995. New dental ceramics and esthetics. J Esthet Restor Dent, 7, 4, 141-9.

McLean JW, 2001. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent, 85, 1, 61-6.

Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R, 1997. A new optical 3-D device for the detection of wear. J Dent Res, 76, 11, 1799-807.

Miller L, 1987. Organizing color in dentistry. J Am Dent Assoc, Spec No, 26-40.

Miller M, 2004. Composite resin fluorescence. J Esthet Restor Dent, 16, 6, 335.

Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T, 2013. Current status of zirconia restoration. J Prosthodont Res, 57, 4, 236-61.

Monsénégo G, Burdairon G, Clerjaud B, 1993. Fluorescence of dental porcelain. J Prosthet Dent, 69, 1, 106-13.

Monteiro P, Brito P, Pereira J, Alves R, 2012. The importance of the optical properties in dental silica-based ceramics. J Calif Dent Assoc, 40, 6, 476-81.

Mörmann WH, Brandestini M, 1987. Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers. Zahnarztl Mitt, 77, 21, 2400-5.

Mörmann WH, Brandestini M, 2006. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM In: Mörman WH. State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC., New Malden.

Naert I, 2011. Materials in fixed prosthodontics for indirect dental restorations. Comprehensive Biomaterials, 6, 353-65.

Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K, 2003. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont, 16, 3, 244-8.

Nassau K, 1997. Color for science, art and technology, Elsevier.

Naylor WP, Beatty MW, 1992. Materials and techniques in fixed prosthodontics. Dent Clin North Am, 36, 3, 665-92.

Niu E, Agustin M, Douglas RD, 2013. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. J Prosthet Dent, 110, 6, 501-9.

Nogueira AD, Della Bona A, 2013. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. J Dent, 41, 3, 18-23.

O'Brien WJ, Groh C, Boenke KM, 1989. A one-dimensional color order system for dental shade guides. Dent Mater, 5, 6, 371-4.

O'brien W, Groh C, Boenke K, 1990. A new, small-color-difference equation for dental shades. J Dent Res, 69, 11, 1762-4.

O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL, 1991. Sources of color variation on firing porcelain. Dent Mater, 7, 3, 170-3.

O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL, 1997. Color distribution of three regions of extracted human teeth. Dent Mater, 13, 3, 179-85.

Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childressd S, 1998. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent, 80, 6, 642-8.

Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA, 2000. The Procera AllCeram system. Int J Periodontics Restorative Dent, 20, 2, 151-61.

Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G, 2008. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent, 100, 2, 99-106.

Öngül D, Şermet B, Balkaya MC, 2012. Visual and instrumental evaluation of color match ability of 2 shade guides on a ceramic system. J Prosthet Dent, 108, 1, 9-14.

Palin W, Burke FJ, 2005. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. Dent Update, 32, 10, 566-72.

Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW, 2004. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent, 91, 6, 561-9.

Paravina R, 2008. Color in dentistry: is "everything we know" really so. Inside Dental Assisting, 6, 6.

Passerini L, 1939. Isomorphism among oxides of different tetravalent metals: CeO2–ThO2; CeO2–ZrO2; CeO2–HfO2. Gazzet Chim Ital, 60, 762-76.

Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C, 2002. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. J Dent Res, 81, 8, 578-82.

Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N, 2004. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. J Prosthet Dent, 92, 6, 577.

Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona Jde L, Paravina RD, Perez Mdel M, 2012. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. J Dent, 40 Suppl 2, e34-40.

Pekkan G, 2005. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi, Doktora Tezi, Hacettepe Ünviversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD, 2010. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. J Dent, 38, e110-e6.

Perry A, Biel M, DeJongh O, Hefferren J, 1969. A comparative study of the native fluorescence of human dentine and bovine skin collagens. Arch Oral Biol, 14, 10, 1193-211.

Piconi C, Maccauro G, 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials, 20, 1, 1-25.

Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T, 2005. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. J Prosthodont, 14, 1, 39-45.

Powers JM, Dennison JB, Lepeak PJ, 1978. Parameters that affect the color of direct restorative resins. J Dent Res, 57, 9, 876-80.

Powers JM, Paravina RD, 2004. Esthetic color training in dentistry, Elsevier Mosby, p. 18.

Powers JM, Sakaguchi RL, 2006. Craig's Restorative Dental Materials, 13/e, Elsevier India.

Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M, 2011. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. Dent Mater, 27, 8, 796-804.

Preston JD, 1985. Current status of shade selection and color matching. Quintessence Int, 16, 1, 47-58.

Primus CM, Chu C, Shelby JE, Buldrini E, Heckle CE, 2002. Opalescence of dental porcelain enamels. Quintessence international (Berlin, Germany: 1985), 33, 6, 439-49.

Qualtrough A, Piddock V, 1997. Ceramics update. J Dent, 25, 2, 91-5.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, 2001. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent, 86, 5, 520-5.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, 2002. All-Ceramic Fixed Partial Dentures, Part I: In Vitro Studies. J Esthet Restor Dent, 14, 3, 188-91.

Raigrodski AJ, 2004a. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am, 48, 2, viii, 531-44.

Raigrodski AJ, 2004b. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent, 92, 6, 557-62.

Raigrodski AJ, 2005. All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. Pract Proced Aesthet Dent, 17, 4, 249-56; quiz 58.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE, 2006. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent, 96, 4, 237-44.

Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H, 2006. Optical behavior of current ceramic systems. Int J Periodontics Restorative Dent, 26, 1, 31-41.

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P, 2005. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci, 113, 2, 174-9.

Reiss B, 2007. Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. Int J Comput Dent, 10, 1, 69-75.

Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P, 2002. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants, 17, 6, 793-8.

Ristić I, Paravina R, 2009. Color measuring instruments. Acta Stomatologica Naissi, 25, 60, 925-32.

Ritter AV, Baratieri LN, 1999. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. J Esthet Dent, 11, 2, 72-86.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, 1988. Contemporary fixed prosthodontics, Mosby, p. 412-425.

Rosenstiel S, Porter S, Johnston W, 1989. Colour measurements of all ceramic crown systems. J Oral Rehabil, 16, 5, 491-501.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, 2001. Contemporary fixed prosthodontics, The C. V. Mosby Co., p. 643-72.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, 2006. Contemporary fixed prosthodontics, Elsevier Health Sciences.

Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C, 2012. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. Clin Oral Investig, 16, 3, 935-43.

Ruff O, Ebert F, 1929. Refractory ceramics: The forms of zirconium ceramics. Z Anorg Allg Chem, 180, 19-41.

Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR, 1995. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. Quintessence Int, 26, 11, 757-63.

Ruyter I, Nilner K, Möller B, 1987. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dent Mater, 3, 5, 246-51.

Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH, 2007. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res, 18, 3, 86-96.

Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hammerle CH, 2009. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. Clin Oral Implants Res, 20, 3, 219-25.

Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. Craig's restorative dental materials, Elsevier Health Sciences.

Sandusky C, Heath J, 1996. Effect of background color, sample thickness, and illuminant on the measurement of broiler meat color. Poult Sci, 75, 11, 1437-42.

Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A, 2004. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. J Periodontol, 75, 2, 292-6.

Schmeling M, Maia HP, Baratieri LN, 2012. Opalescence of bleached teeth. J Dent, 40, 1, 35-9.

Schmeling M, Sartori N, Peruchi LD, Baratieri LN, 2013. Fluorescence of natural teeth and direct composite resin restorations: seeking blue esthetics. The American Journal of Esthetic Dentistry, 3, 2, 100-11.

Schmitter M, Mueller D, Rues S, 2012. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. J Dent, 40, 2, 154-62.

Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA, 2007. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. Int J Prosthodont, 20, 4, 419-22.

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

Seghi R, Hewlett E, Kim J, 1989. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. J Dent Res, 68, 12, 1760-4.

Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S, (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics, Wiley Online Library.

Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, van Noort R, 2011. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. Dent Mater, 27, 2, 165-72.

Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM, 2006. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent, 95, 2, 124-9.

Shono N, Nahedh HA, 2012. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. Oper Dent, 37, 4, 406-16.

Sinmazisik G, Demirbas B, Tarcin B, 2014. Influence of dentin and core porcelain thickness on the color of fully sintered zirconia ceramic restorations. J Prosthet Dent, 111, 2, 142-9.

Sirona, 2012. CEREC Omnicam and CEREC Bluecam. The first choice in every case. Systems SD. Germany.

Sirona, 2015. Digital dentistry. Erişim tarihi 10.02.2015. Erişim adresi, http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/.

Sluzker A, Knösel M, Athanasiou AE, 2011. Sensitivity of digital dental photo CIE L* a* b* analysis compared to spectrophotometer clinical assessments over 6 months. Am J Dent, 24, 5, 300.

Son HJ, Kim WC, Jun SH, Kim YS, Ju SW, Ahn JS, 2010. Influence of dentin porcelain thickness on layered all-ceramic restoration color. J Dent, 38 2, 71-7.

Song SH, Yu B, Ahn JS, Lee YK, 2008. Opalescence and fluorescence properties of indirect and direct resin materials. Acta Odontol Scand, 66, 4, 236-42.

Sorensen J, Cruz M, Mito W, Raffeiner O, Meredith H, Foser H, 1998a. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD, 11, 1, 95-106; quiz 8.

Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT, 1998b. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. J Calif Dent Assoc, 26, 2, 130-6.

Sorensen J, 1999. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. Quintessence Dent Technol, 22, 153-63.

Southan D, 1987. Factors affecting the translucency of dental porcelain. Quintessence Int, 18, 3, 197-202.

Sozio R, Riley E, 1985. Shrink-free ceramic. Dent Clin North Am, 29, 4, 705-17.

Spink LS, Rungruanganut P, Megremis S, Kelly JR, 2013. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. Dent Mater, 29, 6, 702-7.

Sproull RC, 1973. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent, 29, 4, 416-24.

Spyropoulou P-E, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE, 2011. Translucency of shaded zirconia core material. J Prosthet Dent, 105, 5, 304-7.

Stappert C, Att W, Gerds T, Strub JR, 2006. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. Journal of the American Dental Association (1939), 137, 4, 514-22.

Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hammerle CH, 2011. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. Dent Mater, 27, 10, 1045-53.

Stevenson B, Ibbetson R, 2010. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. J Dent, 38, 5, 361-8.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S, 2006. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc, 137, 9, 1289-96.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ, 2007. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater, 23, 1, 115-23.

Subbarao E, 1981. Zirconia-an overview. Advances in ceramics, 1, 1-24.

Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT, 1996. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont, 10, 5, 478-84.

Sundh A, Sjogren G, 2004. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil, 31, 7, 682-8.

Sundh A, Molin M, Sjogren G, 2005. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater, 21, 5, 476-82.

Sundh A, Sjogren G, 2006. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater, 22, 8, 778-84.

Suputtamongkol K, Tulapornchai C, Mamani J, Kamchatphai W, Thongpun N, 2013. Effect of the shades of background substructures on the overall color of zirconia-based all-ceramic crowns. J Adv Prosthodont, 5, 3, 319-25.

Şeker E, Ersoy AE, 2010. Diş Hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 4, 1, 493-504.

Takahashi M, Vieira S, Rached R, Almeida Jd, Aguiar M, Souza Ed, 2008. Fluorescence intensity of resin composites and dental tissues before and after accelerated aging: a comparative study. Oper Dent, 33, 2, 189-95.

Tashkandi E, 2010. Consistency in color parameters of a commonly used shade guide. The Saudi dental journal, 22, 1, 7-11.

Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ, 2006. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. J Dent Res, 85, 3, 277-81.

Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A, 2008. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. Dent Mater, 24, 8, 1077-82.

Ten Bosch J, Coops J, 1995. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. J Dent Res, 74, 1, 374-80.

Thompson GA, 2000. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. Dent Mater, 16, 4, 235-43.

Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R, 2011. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? Dent Mater, 27, 1, 71-82.

Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ, 2000. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent, 28, 7, 529-35.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H, 2001a. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont, 14, 3, 231-8.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ, 2001b. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent, 26, 4, 367-74.

Toksavul S, Toman M, 2007. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. Int J Prosthodont, 20, 2, 168-72.

Torricelli P, Verné E, Brovarone CV, Appendino P, Rustichelli F, Krajewski A, Ravaglioli A, Pierini G, Fini M, Giavaresi G, 2001. Biological glass coating on ceramic materials:: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. Biomaterials, 22, 18, 2535-43.

Touati B, Miara P, 1993. Light transmission in bonded ceramic restorations. J Esthet Restor Dent, 5, 1, 11-8.

Touati B, Miara P, Nathanson D, 1999. Esthetic dentistry and ceramic restorations, London, Martin Dunitz.

Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E, 2002. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent, 88, 6, 585-90.

Turgut S, Bagis B, Ayaz EA, 2014. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate systems. J Dent, 42, 1, 68-74.

Uhlmann DR, Bowen HK, Kingery W, 1976. Introduction to Ceramics, New York: John Wiley & Sons Inc.

Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E, 2007. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. J Prosthet Dent, 97, 1, 25-31.

Ural Ç, 2011. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve CAD/CAM uygulamaları. Dirim Tıp Gazetesi 86, 1, 27-38.

Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, Kortsmit W, 1990. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. J Prosthet Dent, 63, 2, 155-62.

Van Noort R, 2002. Introduction to Dental Materials, New York, Mosby Co.

Van Noort R, 2007. Introduction to Dental Materials, London, Mosby Elsevier.

Vanini L, 1996. Light and color in anterior composite restorations. Pract Periodont Aesthet Dent 1996, 7: 673-682.

Vichi A, Ferrari M, Davidson CL, 2000. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. J Prosthet Dent, 83, 4, 412-7.

Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M, 2011. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. Dent Mater, 27, 1, 97-108.

Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M, 2014. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. J Esthet Restor Dent, 26, 4, 224-31.

Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB, Jr., 2011. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. J Esthet Restor Dent, 23, 2, 73-87.

Volpato CA, Monteiro S, Jr., de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO, 2009. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. Dent Mater, 25, 1, 87-93.

Wagner W, Chu T, 1996. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent, 76, 2, 140-4.

Wall J, Cipra D, 1992. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? Dent Clin North Am, 36, 3, 765-82.

Wang H, Xiong F, Zhenhua L, 2011. Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. J Prosthet Dent, 105, 4, 242-8.

Wang F, Takahashi H, Iwasaki N, 2013. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. J Prosthet Dent, 110, 1, 14-20.

Ward M, Tate W, Powers J, 1994. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. Oper Dent, 20, 3, 106-10.

Watts D, Cash A, 1994. Analysis of optical transmission by 400–500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. J Dent, 22, 2, 112-7.

Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ, 1991. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent, 66, 6, 747-53.

Webber B, McDonald A, Knowles J, 2003. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. J Prosthet Dent, 89, 2, 154-60.

Wee AG, Monaghan P, Johnston WM, 2002. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent, 87, 6, 657-66.

Wiedhahn K, 2010. The impression-free Cerec multilayer bridge with the CAD-on method. Int J Comput Dent, 14, 1, 33-45.

Zenotec select, 2015. New efficiency in dental technology. Erişim tarihi 10.02.2015. Erişim adresi, http://www.wieland-dental.de/en/products/zenotec/milling-machines/zenotec-select/.

Witowski S, 2002. CAD/CAM in der zahntechnik: buyer's guide. Zahntech Mag, 6, 696-709.

Wyszecki G, Stiles W, 1982. Color science: Concepts and methods, quantitative data and formula, New York, John Wiley&Sons.

Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W, 2002. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. Dent Mater, 18, 3, 216-20.

Yamamoto M, 1989. A newly developed "Opal" ceramic and its clinical use, with special attention to its relative refractive index. QDT Yearbook, 9-33.

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005. Tam porselen sistemleri II. Acta Odontologica Turcica, 22, 1, 49.

Yeo I-S, Yang J-H, Lee J-B, 2003. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent, 90, 5, 459-64.

Yilmaz H, Aydin C, Gul BE, 2007. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent, 98, 2, 120-8.

Yoshida A, Miller L, Da Silva JD, Ishikawa-Nagai S, 2010. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: part 2: color reproduction and its transfer from in vitro to in vivo. J Esthet Restor Dent, 22, 1, 53-63.

Yu B, Lee YK, 2008. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. J Dent, 36, 10, 840-6.

Yu B, Ahn JS, Lee YK, 2009. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. Acta Odontol Scand, 67, 1, 57-64.

Yu B, Lee YK, 2009. Difference in opalescence of restorative materials by the illuminant. Dent Mater, 25, 8, 1014-21.

Yücel MT, 2005. Farklı tip tam seramik kronlarının marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

Zaimoğlu A, Can G, 2004. Sabit Protezler. Ankara, AÜ Basımevi, 231-35.

Zarone F, Russo S, Sorrentino R, 2011. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dent Mater, 27, 1, 83-96.

Zena R, 2001. Evolution of dental ceramics. Compend Contin Educ Dent, 22, 12 12-4; quiz 9.

Zeng K, Odén A, Rowcliffe D, 1997. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont, 11, 2, 183-9.

Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME, 2000. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. J Prosthet Dent, 84, 4, 425-31.

7. EKLER

EK A: Etik Kurul Onayı

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Toplantı Sayısı : 2013/09	Toplantı Tarihi : 05.09.2013

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Prof.Dr.Filiz AYKENT'in ve aynı Anabilim Dalından Dt.Tuba YILMAZ tarafından sunulan **"Farklı veneerleme tekniklerinin zirkon kronların renk, translusens ve opalesansa etkilerinin incelenmesi"** araştırma projesi 9 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ
katılmadı

Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK
Üye

Prof.Dr.Bora ÖZTÜRK
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye

Prof.Dr.Sema S.HAKKI
Üye

Prof.Dr.Duygu İNDİK
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Doç.Dr.Ayçe ELDENİZ
Katılmadı

Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ
Üye

Doç.Dr.Gül TOSUN
Üye

Yrd.Doç.Dr.Zehra İLERİ
Katılmadı

Yrd.Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Katılmadı

Doç.Dr.K.Hakan DOĞAN
Üye

8. ÖZGEÇMİŞ

26.04.1986 tarihinde Ankara'da doğdu. İlkokul eğitimini Ankara Ortatepe İlköğretim Okulu'nda, ortaokul ve lise eğitimini Ankara Çağrıbey Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra 2004 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girdi. 2009 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini dördüncülükle bitirerek Diş Hekimi ünvanı aldı. 2010 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabililim Dalı'na doktora öğrencisi olarak girdi. Halen bu bölümde doktora eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizce'dir.