



**RENKLENDİRME SOLÜSYONLARINDA BEKLETME SÜRESİNİN
MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARIN OPTİK
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Ceyda Başak İNAL

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MART 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ceyda Başak İNAL

14/03/2022

RENKLENDİRME SOLÜSYONLARINDA BEKLETME SÜRESİNİN MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Ceyda Başak İNAL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mart 2022

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, translusensi özelliğine sahip renksiz monolitik zirkonyanın farklı renk tonlarındaki solüsyonlar ile farklı sürelerde renklendirildikten ve farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra, kendinden renkli monolitik zirkonyaya göre optik özelliklerindeki değişimin incelenmesidir. Çalışmada tüm zirkonya bloklardan 1 mm kalınlığında örnekler hazırlandı. 3 dk, 5 dk ve 7 dk solüsyonlarda bekletilen ve daha sonra glaze ve mekanik polisaj uygulanan örnek grupları her grupta 10 adet olacak şekilde oluşturuldu. Örneklerin renk ölçümü D65 aydınlatma koşulları altında aynı ortamda taşınabilir spektrofotometre cihazı ile yapıldı. TP (translusensi parametresi), OP (opalesans parametresi) ve KO (kontrast oranı) CIE L* a* b* sistemine göre elde edilen renk değerleri kullanılarak hesaplandı. Elde edilen verilerin normalliği Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi. Uygulanan solüsyonun renk tonu, renklendirme süresi ve uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi üç yönlü varyans analizi (three-way ANOVA) kullanılarak değerlendirildi. Elde edilen bulgulara göre renklendirme işleminin, solüsyonun renk tonunun ve uygulanma süresinin monolitik zirkonyanın TP, OP ve KO parametrelerini istatistik olarak anlamlı etkilediği ve renklendirme solüsyonu uygulanmasıyla TP değerlerinin azaldığı tespit edildi. Mekanik polisaj uygulanan grupların glaze uygulananlara göre genellikle OP değerleri daha yüksek, TP değerleri daha düşük bulundu. Bu çalışmanın sonuçlarına göre yüksek translusensi özelliği gerektiren vakalarda kendinden renkli blokların tercih edilmesi ve istenen optik özellikleri sağlamak amacıyla yüzey işlemi olarak glaze uygulanması önerilmektedir.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Glaze, Mekanik polisaj, Monolitik zirkonya, Renklendirme solüsyonu, Translusensi
Sayfa Adedi : 73
Danışman : Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

EFFECT OF COLORING LIQUID DIPPING TIME ON THE OPTICAL PROPERTIES
OF MONOLITHIC ZIRCONIA RESTORATIONS

(Ph. D. Thesis)

Ceyda Başak İNAL

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

March 2022

ABSTRACT

The purpose of this study is to assess the change in optical properties of translucent monolithic zirconia after coloring the material with different dipping times and application of different surface treatments. All specimens were prepared from zirconia blocks with a thickness of 1 mm. Specimens were dipped in the coloring liquids for 3 min, 5 min, and 7 min and then divided into two according to surface treatments (n=10). Surface treatments such as glaze and mechanical polishing were applied and the portable spectrophotometer device was used to measure the color parameters of the specimens under the D65 lighting condition. Using the color values obtained from the CIE Lab system, the TP (Translucency Parameter), OP (Opalescence Parameter), and CO (Contrast Ratio) were calculated. The normality of the data was checked with the Shapiro-Wilk test. Three-way analysis of variance (ANOVA) was used to assess the effect of coloring time, liquid shade, and surface treatments. According to the results, the impacts of liquid shade and dipping time on the TP, OP, and CO parameters of monolithic zirconia were statistically significant, and the TP values were reduced with the application of coloring liquid. Mechanical polishing groups had higher OP values and lower TP values than glazed groups. In cases where high translucency is needed, preference of self-colored blocks and applying glaze as a surface treatment to achieve the desired optical properties is recommended.

Science Code : 1050

Key Words : Glazing, Mechanical polishing, Monolithic zirconia, Coloring liquids, Translucency

Page Number : 73

Supervisor : Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tezimin hazırlanması sürecinde yardımını hiçbir zaman esirgemeyen, hem kişiliği hem de çalışma azmiyle bana yol gösteren ve desteğini her zaman hissettiğim sevgili danışman hocam Prof. Dr. Seçil NEMLİ'ye, doktora eğitimimin başından itibaren ilgisini ve emeğini hiçbir zaman esirgemedi elinden gelen bütün imkanları sağlayan, her zaman yanımda olan değerli hocam ve bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a, doktora eğitimimin başlangıcında öğrencisi olma şansına sahip olduğum ilk danışman hocam Prof. Dr. Caner YILMAZ'a, doktora eğitimim ve tezimin hazırlanması sırasında her süreçte bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, çalışkanlığıyla bana örnek olan ve yol gösteren sevgili hocam Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e, değerli bilgi ve görüşlerini paylaşan Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL ve bölümümüz diğer öğretim üyelerine, desteklerini esirgemeyen ve beraber çalışmaktan memnun olduğum tüm asistan arkadaşlarıma, bu çalışmanın 119S837 kodlu proje ile gerçekleşmesini sağlayan TÜBİTAK Sağlık Bilimleri Araştırma Grubuna, bu süreçte hep yanımda olan, sevgilerini ve desteklerini her zaman hissettiğim başta sevgili eşim Rıdvan Uğur İNAL olmak üzere tüm aileme ve arkadaşlarıma içtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Dental Seramikler	7
2.2. Zirkonya	10
2.3. Diş Hekimliğinde Renk ve Optik Özellikler	13
2.3.1. Renk	13
2.3.2. Translusensi	18
2.3.3. Opelasans	19
2.4. Diş Hekimliğinde Renk Ölçümü	20
2.4.1. Kolorimetre	20
2.4.2. Spektrofotometre	21
2.4.3. Dijital kamera ve görüntüleme sistemleri	21
2.5. Zirkonyanın Renklendirilmesi.....	22
2.6. Zirkonya Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	25

Sayfa

3.1.1. Renklendirilmemiş blokların solüsyon ile renklendirildiği örneklerin hazırlanması	26
3.2. Yüzey İşlemleri.....	29
3.3. Renk Ölçümü.....	31
3.4. İstatistiksel Analiz	32
4. BULGULAR	35
4.1. Gruplara Ait TP, KO ve OP Değerleri	35
4.1.1. Translusensi parametresi (TP) değerleri	35
4.1.2. Kontrast oranı (KO) değerleri.....	40
4.1.3. Opalesans parametresi (OP) değerleri	42
5. TARTIŞMA.....	49
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	59
KAYNAKLAR.....	61
ÖZGEÇMİŞ	71

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri	17
Çizelge 3.1. Kullanılan blok ve solüsyon özellikleri.....	25
Çizelge 3.2. Sinterleme programının özellikleri	27
Çizelge 3.3. Deney grupları.....	29
Çizelge 3.4. Glaze programının özellikleri	31
Çizelge 4.1. Renk tonlarının, yüzey işlemlerinin ve sürenin TP parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi	36
Çizelge 4.2. Renk tonları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	37
Çizelge 4.3. Uygulanma süreleri için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları	38
Çizelge 4.4. Renk tonu ve sürenin TP parametresi üzerinde birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	39
Çizelge 4.5. Renk tonu ve yüzey işlemlerinin TP parametresi üzerinde birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	39
Çizelge 4.6. Yüzey işlemleri ve sürenin TP parametresi üzerinde birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	40
Çizelge 4.7. Renk tonunun, yüzeyin ve sürenin KO parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi.....	41
Çizelge 4.8. Renk tonları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	42
Çizelge 4.9. Renk tonunun, yüzey işlemlerinin ve sürenin OP parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi	43
Çizelge 4.10. Renk tonları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	44
Çizelge 4.11. Uygulanma süreleri için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları	45
Çizelge 4.12. Renk tonu ve sürenin OP parametresi üzerindeki birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	46
Çizelge 4.13. Yüzey işlemi ve sürenin OP parametresi üzerindeki birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları.....	46

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Ana renk (Hue).....	14
Şekil 2.2. Renk yoğunluğu (Kroma).....	14
Şekil 2.3. Renk değeri (Value)	15
Şekil 2.4. Munsell'in renk şeması	16
Şekil 2.5. CIE XYZ renk sistemi	16
Şekil 2.6. CIE L*a*b* renk sistemi	17
Şekil 4.1. Renk tonlarına göre TP değerleri grafiği.....	38
Şekil 4.2. Solüsyon uygulanma sürelerine göre TP değerleri grafiği.....	38
Şekil 4.3. Renk tonlarına göre KO değerleri grafiği.....	42
Şekil 4.4. Solüsyon uygulanma sürelerine göre KO değerleri grafiği.....	42
Şekil 4.5. Renk tonlarına göre OP değerleri grafiği	45
Şekil 4.6. Solüsyon uygulanma sürelerine göre OP değerleri grafiği	45

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Kullanılan zirkonya bloklar ve kesilerek hazırlanan örnekler	26
Resim 3.2. Sinterlenmeden önce ve sonra kendinden renkli örnekler	26
Resim 3.3. Renklendirme solüsyonunun uygulanması	27
Resim 3.4. Sinterizasyon işlemi için örneklerin yerleştirilmesi.....	28
Resim 3.5. Örneklerin kalınlıklarının sinterizasyondan önce (a) ve sonra (b) kontrol edilmesi.....	28
Resim 3.6. Mekanik polisaj uygulamasında kullanılan polisaj kiti	30
Resim 3.7. Glaze uygulaması, a) Kullanılan glaze materyali, b) Örneklerin fırına yerleştirilmesi.....	30
Resim 3.8. Renk ölçümlerinin yapılması a) beyaz arka plan üzerindeki ölçümlerin yapılması, b) siyah arka plan üzerindeki ölçümlerin yapılması.....	31

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
-	Eksi
%	Yüzde
+	Artı
<	Küçüktür
=	Eşittir
>	Büyüktür
±	Artı-eksi (tolerans)
≤	Küçük eşittir
≥	Büyük eşittir
°C	Santigrat derece
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
c	Kübik (zirkonya)
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum oksit
F	Fahrenheit
g/cm ³	Gram/santimetreküp
HfO ₂	Hafniyum oksit
K	Kelvin
m	Monoklinik (Zirkonya)
MgO	Magnezyum oksit
mm:ss	Dakika:saniye
t	Tetragonal (Zirkonya)
Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
ΔE	Renk değişimi
λ	Lamda

Kısaltmalar**Açıklamalar****3Y-TZP**

%3 mol itriyum ile stabilize zirkonya polikristali

CAD-CAM

Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim

CIE

Commission Internationale de L'Eclairage

CR/KO

Contrast Ratio (Kontrast Oranı)

dk

Dakika

L*a*b*

CIE'nin renk parametreleri

mm

Milimetre

MPa

Megapaskal

nm

Nanometre

OP

Opalescence Parameter (Opalesans Parametresi)

PEEK

Polietereterketon

PMMA

Polimetilmetakrilat

rpm

Revolutions per Minute (Dakikadaki devir sayısı)

sn

Saniye

TP

Translucency Parameter (Tranlusensi Parametresi)

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde protez uygulamaları, eksik veya hasarlı dişlerin yerine konmasıyla çiğneme ve konuşmada meydana gelen bozuklukların giderilmesini sağlamaktadır. Bu fonksiyonel gereksinimlerin yerine getirilmesi esnasında doğal dişlere benzer estetik görünümün sağlanması ihtiyacı, kullanılan dental materyallerin zamanla estetik özelliklerinin artırılmasında etkili olmuştur [1]. Porselen diş hekimliğinde 100 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır. Farklı estetik gereksinimlere göre değişen düzeydeki ışık geçirgenliğine sahip olması dental porselenlerin en önemli avantajı iken, ağız ortamında maruz kalabildiği yüksek kuvvetler altında kırılabilirlik gibi önemli bir dezavantajının olması, dental porselenlerin sürekli gelişimine sebep olmuştur. Seramiğin yapısı çeşitli yöntemlerle güçlendirilmeye çalışılsa da metal destekli seramik restorasyonlar estetik, sağlamlık ve uyum açısından yüksek başarı göstermiştir [2]. Metal destekli seramikler; döküm tekniklerinin kolay ve başarılı olması, değerli metal alaşımlarının dokuyla uyumlu olması, iyi marjinal uyum göstermeleri gibi özellikleri sayesinde 1960'lı yıllardan günümüze kullanılmış ve protetik diş hekimliğinde “altın standart” kabul edilmiştir [3]. Ancak metal altyapının opak görünümü ve dişetinden gri yansıması, metal alerjisi ve korozyon gibi dezavantajlarının yanısıra günümüz diş hekimliğinde oldukça artmış estetik beklentiler hekimleri tam seramik sistemlerin kullanımına yöneltmiştir [4].

Tam seramik materyallerin; doğal diş rengine yakın optik özellikleri ve yüksek renk stabilitesi ile estetik olarak çok başarılı olmaları, biyouyumluluk, kimyasal inertlik, düşük termal iletkenlik, düşük plak retansiyonu ve sıvı emiliminin az olması gibi özellikleri metal destekli sistemlere göre avantaj sağlamıştır [3, 5]. Her ne kadar estetik olarak doğal dişlerle istenen uyum sağlansa da dental restorasyonların başarısında mekanik özellikler de göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktördür. Geleneksel dental seramiklerin özellikle gerilim stresleri altında düşük dayanıklılık göstermesi materyalin güçlendirmesi için çalışmalar yapılmasını gerektirmiştir [6].

Endüstride uzun yıllardır kullanılmakta olan CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim) sistemleri, diş hekimliğinde son yıllarda ölçü alınmasından, model üretimi ve restorasyon üretimi aşamasına kadar tüm aşamalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Dental CAD-CAM sistemleri dişlerin ve çevre dokuların görüntüsünü kaydeden bir tarayıcıdan, taranan verileri işleyerek üç boyutlu model hazırlayan ve

restorasyonun tasarımının yapıldığı bir yazılımdan ve verileri gerçek bir restorasyona veya proteze dönüştüren bir üretim cihazından oluşmaktadır. Bu sistem ile restorasyonun üretimi “dijital iş akışı” olarak adlandırılır ve hekimin destek dişi gözden geçirip değerlendirmesine ve tedavi planına uygun bir restorasyon tasarlamasına olanak tanır [7]. CAD-CAM sisteminin; ölçü malzemesinin kullanımını gerektirmemesi, restorasyon üretimi için gereken süreyi ve seans sayısını azaltması, yeni materyallerin kullanılabilmesi, iş gücünü ve maliyeti azaltması ve standart restorasyonlar üretilmesi gibi avantajları bulunmaktadır [7, 8]. Standardizasyon, endüstriyel şartlarda üretilmiş blokların kullanımı ile uygulamaya bağlı hataların ortadan kaldırılması ve üretilecek restorasyonun yazılımda belirlenen parametrelere uygun tasarlanıp bilgisayarla kontrol edilen bir kazıyıcı ile üretilmesinden ileri gelmektedir [8]. CAD-CAM sistemlerinde; mum, kompozit rezin, polimetilmetakrilat (PMMA), polietetereterketon (PEEK), metal, feldspatik porselen, hibrit seramik, silikat seramik, lösit ve lityum disilikat içerikli seramikler ve zirkonya gibi seramik materyaller kullanılabilmektedir [7, 9]. CAD-CAM teknolojisi ile günümüzde, inley ve onley restorasyonlar, bölümlü kronlar, tam kron ve köprü protezleri ve altyapıları, laminate veneer restorasyonlar, implant dayanakları ve üst yapıları, hareketli bölümlü protez iskeletleri, tam protezler ve maksillofasiyal protezler, implant cerrahisi için rehber stentler üretilebilmektedir [9, 10].

Biyouyumluluğu yüksek, estetik olarak kabul edilebilir ve yüksek mekanik özelliklere sahip zirkonya, 1990’ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır ve günümüzde kron köprü protezlerinde çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [11, 12]. CAD-CAM sistemleriyle üretilen zirkonya restorasyonlar genellikle presinterize veya tam sinterize bloklardan üretilmektedir [13]. Zirkonya restorasyonlarda en uygun mekanik ve kimyasal özelliklerin elde edilebilmesi için üretimin her aşamasının dikkatlice kontrol edilmesi gerekliliği iyi bilinmektedir. Bu üretim aşamaları; blok üretimi, frezeleme, sinterleme işlemi, renklendirme ve kimyasal, termal veya mekanik yüzey işlemlerini içermektedir [14]. Zirkonya restorasyonların yarı sinterize bloklardan üretildikten sonra final boyutuna ve dayanıklılığına gelebilmesi için sinterizasyon işleminin gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Sinterizasyon sonrası boyutsal olarak ortalama %25-30 büzülme gerçekleşeceğinden üretim sırasında bu kaybı karşılayacak şekilde büyütülmüş olarak hazırlanmaktadırlar. Bu durum özellikle büyük hacimli restorasyonlarda uyum sorunlarına yol açsa da tam sinterize bloklardan üretimin de bazı dezavantajları bulunmaktadır. Tam sinterize bloklar çok sert olduğundan kazıma sırasında mikro çatlaklar

oluşabilir, daha uzun sürede üretilirler ve kazıma ünitesindeki frezler çok daha hızlı aşınmaktadır [8, 15].

Zirkonya esaslı restorasyonlar, zirkonyanın altyapı malzemesi olarak kullanıldığı ve ışık geçirgenliği daha yüksek bir veneer porseleniyle kaplandığı iki tabakalı sistem ve tüm restorasyonun zirkonyadan oluştuğu monolitik sistem olmak üzere iki şekilde kullanılmaktadır. Geleneksel altyapı-veneer sistemi estetik özellikleri yüksek ancak mekanik olarak zayıf olan veneer porseleninin residüel termal stresler nedeniyle atması (chipping) veya yüzeyden ayrılması (delaminasyon) gibi dezavantajlara sahiptir [16]. Klinik çalışmalar, zayıf veneer porseleni kullanılması, termal ekspansiyon katsayılarının farklı olmasından kaynaklanan residüel stresler, düşük altyapı-veneer bağlantı kuvveti ve uygun olmayan zirkonya altyapı tasarımlarının veneer porseleninde kırıklara yol açan önemli nedenler olduğunu göstermektedir [2, 6, 17]. CAD-CAM ile üretilen veneer porseleni ve zirkonya altyapının laboratuvar ortamında simante edilmesiyle daha dayanıklı restorasyonlar üretilebilmektedir. Veneer porseleninde kırık olsa bile kalan yapı tamire elverişlidir [2]. Ancak bu restorasyonların tamiri mümkün olsa da kırılmalara karşı kesin çözüm değildir. Bu durumu tamamen ortadan kaldırmak için zirkonyanın monolitik olarak kullanılması gündeme gelmiştir. Bu nedenle CAD-CAM sistemleriyle veneer materyaline ihtiyaç duymayan monolitik zirkonya restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır [18]. Monolitik zirkonya restorasyonlar; yüksek bükülme dayanımı, koruyucu diş preparasyonu, karşıt dişlerde minimum aşınma, düşük klinik ve laboratuvar süresi ve veneer porseleninin bulunmaması gibi avantajları nedeniyle popüler hale gelmiştir. Monolitik zirkonya, aşınmış oklüzal yüzeyleri, parafonksiyonel alışkanlıkları ya da restorasyon kırığı hikayesi olan hastalarda önerilmektedir. Çoğu hastada posterior bölgede istenen estetik sağlanabilirken, estetik beklentinin daha yüksek olduğu anterior bölgede monolitik zirkonyanın opak görünümü nedeniyle istenen estetik sonuç sağlanamayabilmektedir [19]. Daha estetik monolitik zirkonya restorasyonlarına duyulan ihtiyaç, zirkonyanın mekanik özellikleri zayıflatılmadan estetik özelliklerinin geliştirilmesine yönelik yapılacak çalışmaların sayısında artışa neden olmuştur [16]. Zirkonyanın son yıllarda geliştirilen translusensi özelliği ve renklendirme teknolojileri, restorasyonların doğal diş rengiyle daha kolay eşleşmesini sağladığı için kullanım alanları da artmaktadır [11]. Dental restorasyonlarda estetiği sağlamak için doğal dişlerle renk, form ve yüzey özelliklerinin uyumlu olması gerekmektedir. Restorasyonun görünümü; materyalin translusensi,

opalesans ve floresans gibi bazı optik özelliklerinden ve siman rengi, destek dışın rengi, materyal kalınlığı gibi değişkenlerden etkilenmektedir [20-24].

Monolitik zirkonya üzerine gösterilen yoğun ilgi, blokların renkleri ve renklendirme yöntemlerinde hızlı gelişmelere yol açmıştır. Günümüzde, üretici tarafından farklı renk seçeneklerine sahip olarak üretilen zirkonya blokların yanı sıra çok katmanlı veya renk geçişli zirkonya bloklar da mevcuttur [25]. Zirkonya restorasyonlar; blok üretimi sırasında zirkonya tozuna renk verici maddelerin eklenmesi yoluyla, yarı siterize renksiz bloklardan restorasyon kazındıktan sonra solüsyon uygulanmasıyla ya da sinterizasyon sonrası dış boyama yoluyla renklendirilebilmektedir [17, 26, 27]. Presinterize zirkonya renklendirilirken, farklı renk tonları için hazırlanmış renklendirici solüsyonlar kullanılır. Solüsyondaki renk verici pigmentler restorasyonun porlarından geçerek istenen rengin elde edilmesini sağlar [28]. Renklendirme işleminin translusensi özelliğini etkilememesi için solüsyonun renklendirici içeriğinin belirli sınırlar içinde ayarlanmış olması ve solüsyonda bekletme süresinin aşılması tavsiye edilmektedir [29-31].

Dental restorasyonların yüzey dokusu optik özelliklerini etkilemekte, restorasyonun görünümünü ve rengini değiştirebilmektedir [32]. Monolitik zirkonya restorasyonlarda üretimin son aşaması; ağız ortamı ile temasta olan zirkonya yüzeylerinin mekanik parlatma ve glaze uygulaması ile yüzey pürüzlülüğünün azaltılarak bitirilmesidir [33]. Uygun materyaller ve doğru teknikle uygulanan mekanik yüzey işlemleri ile de glaze işlemi kadar parlak yüzeyler elde edilebilmektedir [34].

Monolitik zirkonya restorasyonlardan estetik beklentiler artmaktadır. Uygun renk, translusensi ve opalesans özelliklerine sahip monolitik restorasyonlar üretmek, doğal bir görünüm sergilenmesi amacıyla önemlidir. Monolitik zirkonya restorasyonlar diş hekimliğinde biliniyor olmasına rağmen renklendirmenin kliniğe uygun kalınlıkta materyallerin optik özelliklerine etkisini ortaya koyan çok çalışma yoktur. Ayrıca, monolitik zirkonya restorasyonların renk, translusensi ve opalesans parametreleri bakımından renklendirmede standardizasyonu yoktur. Renklendirici solüsyon uygulama sayısının, renk uyumu ve opalesans üzerinde etkisi olduğu bildirilmiştir [18]. Monolitik zirkonyanın solüsyonlar ile renklendirilmesi işlemi, restorasyonun estetiğini ve uzun dönemdeki başarısını etkilediğinden önem taşımaktadır.

Bu çalışmanın amacı, kendinden renkli blokların optik özellikleri ile değişen sürelerde renklendirme solüsyonlarında bekletilmiş ve iki ayrı yüzey işlemi uygulanmış (glaze ve mekanik polisaj) renksiz monolitik zirkonya blokların optik özelliklerinin karşılaştırılmasıdır. Ayrıca glaze ve mekanik polisaj yüzey bitim işlemlerinin monolitik zirkonyanın optik özellikleri üzerindeki etkileri değerlendirilecektir. Çalışmanın hipotezi renklendirme solüsyonlarında bekletme süresinin ve yüzey işlemlerinin monolitik zirkonya restorasyonların optik özelliklerini etkilemeyeceğidir.



2. GENEL BİLGİLER

Metal destekli porselen sistemler tam kron ve köprülerin yapımında standart olarak uzun yıllar kullanılmıştır. Zamanla hem hekimlerin hem de hastaların estetik beklentisinin artmasıyla, daha estetik ve yüksek biyouyumlu tam seramik materyaller, metal destekli sistemlere iyi bir seçenek olmuştur [35, 36]. Tam seramik sistemlerden zirkonya, diğer seramiklerden daha yüksek dayanıma ve kırılma tokluğuna sahip olması ile daha estetik seramiklerle veneerlenmek üzere altyapı porseleni olarak kullanılmaya başlanmıştır [36]. Ancak tabakalı restorasyonlarda, veneer porseleninde sıklıkla atma veya kırılma görülmektedir. Zirkonya altyapı ve veneer materyali arasında yaşanan bu uyumsuzluk sebebiyle, CAD-CAM sistemleriyle üretilen ve veneer materyaline ihtiyaç duymayan monolitik zirkonya restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır [18].

2.1. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde, hasarlı, çürük veya eksik dişlerin tedavisi için kullanılan, metaller, polimerler ve kompozitlerin de içinde olduğu dört ana malzeme sınıfından olan seramikler [18], köken olarak Yunanca “keramos” kelimesinden türemiştir ve seramik veya yanmış madde anlamına gelmektedir. Bugün, “seramik” kelimesi daha geniş bir anlama sahiptir ve cam ve gelişmiş seramik malzemeleri de içerir. Seramikler genellikle uygun ısı işlem ve takibinde soğutma ile sentezlenen inorganik, metalik olmayan katılardır. Kovalent, iyonik ve nadiren metalik bağların bir kombinasyonu ile oluşurlar. Seramik malzemeler kristal, kısmen kristal veya kristal olmayan yapıda olabilir. Dental seramikler, alüminyum, bor, kalsiyum, seryum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum gibi bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik elemente sahip oksijen bileşikleri içeren metalik olmayan inorganik yapılardır [37]. Sınırları daha dar çizilmiş olan porselen terimi ise belli oranlarda kaolin, kuartz ve feldspar karışımının yüksek sıcaklıklarda fırınlanması ile ortaya çıkan seramik materyalini tanımlar [38].

Tarihteki ilk dental porselen materyalinin yapımı, 1774 yılında eczacı Duchateau'nin çalışmalarıyla başlamış ve 1789 yılında diş hekimi Chemant'ın katılımıyla oluşturulmuş ve patentlenmiştir. 1808 yılında diş hekimi Fonzi, porselen dişleri, porselene yakın termal büzülme katsayısına sahip platin pin veya altyapılara sabitleyebilmiş ve bölümlü protezlerin üretilmesini sağlamıştır [37, 39]. 1903 yılında ilk seramik kron Charles Land

tarafından tanıtılmıştır. Bu kronlar estetik olarak iyi sonuçlar verse de bükülme dayanımları düşük olduğu için kırıklarla karşılaşmıştır. 1960'lı yıllara kadar feldspatik porselenler metal destekli seramik protezlerin üretiminde kullanılmıştır. Ancak tam seramik bir restorasyon için feldspatik porselen, daha sağlam bir seramik, metal folyo ya da döküm metal altyapı olmadan kullanıldığında oldukça zayıf kalmaktadır. Ayrıca fırınlama sonrası görülen büzülme, internal uyumsuzluk ve kenar açıklıklarına sebep olmaktadır. Weinstein tarafından 1962'de feldspatik porselenlerle metallerin termal ekspansiyonlarının ve sinterleme sıcaklıklarının düzenlenmesi üzerine yapılan çalışmalar ile ortaya çıkan metal seramik restorasyonlar, estetik ve mekanik olarak başarılı protezlerin üretilmesinin yolunu açmıştır [37]. Metal destekli restorasyonlar üstün fiziksel özellikleri, marjinal uyumları ve estetik özelliklerinin klinik olarak kabul edilebilir olması nedeniyle yaygın bir şekilde kullanılmıştır [40]. Ancak metal destekli restorasyonların üretimi teknik birtakım zorluklara da sahiptir. Metal destekli restorasyonlar için, mum örneklerin hazırlanması ve değerli metal alaşımları dökmek için gerekli teknik prosedürler, çok sayıda işlem gerektirir ve restorasyonların kalitesinin teknik hassasiyetten etkilenmesine yol açar. Ayrıca, ekonomik açıdan değerli metallerin maliyeti yıllar içinde belirgin bir şekilde artmıştır [3]. Metal destekli restorasyonların sahip olduğu bu dezavantajlar, dental restorasyonların üretiminde tam seramiklerin kullanımına yönelik çalışmaları arttırmıştır.

Dental seramiklerin, ilk olarak 19. yüzyılın sonunda tam seramik tek kronların yapımında kullanımından bu yana; estetik görünüm, renk stabilitesi, biyouyumluluk, düşük plak tutulumu ve düşük sıvı emilimi, yüksek sertlik, aşınma direnci, düşük ısı iletkenliği, inert kimyasal yapı gibi avantajları sayesinde dental seramikler arasında geleceği en parlak materyal olarak kabul edilmiştir. Bununla birlikte, ilk üretilen dental seramikler; kırılma direnci, düşük gerilme dayanımı ve kırılma tokluğu, çatlak yayılımı, zayıf marjinal uyum, tamir zorluğu gibi sınırlayıcı faktörler nedeniyle hekimler tarafından başlangıçta ilk tercih olmamıştır [3]. Tam seramiklerin kırılma dayanımıyla ilgili en büyük gelişme McLean ve Hughes'ın 1965 yılında, ağırlık olarak %40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) içeren cam maktriksten oluşan alüminöz altyapı seramiklerini tanıtmasıyla gerçekleşmiştir [41]. Alüminöz porselenin yüksek opasitesi, estetiği sağlamak amacıyla feldspatik porselen ile veneerlenmesini gerektirmektedir [37]. Tam seramik sistemler, Adair ve Grossman tarafından 1984 yılında Dicor adı verilen camın kontrollü kristalizasyonunu sağlayan sistemin bulunmasıyla gelişmeye devam etmiştir. 1990'ların başında %34 lüsit içeren sıkıştırılabilir seramikler (IPS-Empress) piyasaya sunulmuştur.

IPS Empress, Dicor ile benzer estetik özellikler ve marjinal uyum gösterir ancak özel bir kristalizasyon süreci gerektirmemektedir. Ancak bu materyallerin hiçbirisi mekanik özellikler açısından sabit protezlerde kullanıma uygun değildir. Kırılma dayanımı IPS Empress'in iki katından daha fazla olan, hacimce %70 lityum disilikat içeren sıkıştırılabilir cam seramik IPS Empress II 1990'ların sonunda üretilmiştir [37]. 2005 yılında tam kristalize halde yaklaşık %70 oranında ince tanecikli lityum disilikat kristalleri içeren IPS e.max materyalinin geliştirilmesiyle hem mekanik dayanımı yüksek hem de iyi bir ışık geçirgenliğine sahip tam seramik materyali kullanıma sunulmuştur [42]. Lityum disilikat esaslı dental seramikler gelişen üretim teknolojileriyle beraber ısı-basınç tekniğinin yanı sıra CAD-CAM ile de şekillendirilmeye başlanmıştır [43].

Zirkonya biyomedikal olarak kullanılmaya başladıktan bir süre sonra diş hekimliği alanına da girmiştir. Alumina ve zirkonya içerikli seramikler iyi mekanik özellikler göstermesinden dolayı yüksek kuvvetleri karşılayan bölgelerde tam seramik restorasyonların yapımında kullanılmaya başlamıştır. In-Ceram Alumina, kronlar ve üç üyeye kadar olan ön bölge sabit restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılmıştır. Cam infiltre alümina altyapı materyalinin dayanıklılığının artırılması amacıyla %33-35 oranında zirkonyum oksit (ZrO_2) ilave edilmiş ve zirkonyayı stabilize etmek amacıyla yapıya az miktarda seryum oksit (CeO_2) ilave edilerek zirkonya ile güçlendirilmiş yarı stabilize seramik (In-Ceram Zirkonya) üretilmiştir [44-46].

Ön bölge dişlerinin yanı sıra yüksek kuvvetlere maruz kalan arka bölge dişlerinde de tam seramik restorasyon yapabilme arayışları polikristalin seramikleri gündeme getirmiştir. Polikristalin seramiklerin içeriğindeki cam faz tamamen ortadan kaldırılmış, seramik kitlesi yoğun bir kristal yapıdan oluşturulmuştur. Bu durum, seramik yapısında çatlak ilerlemesini durdurarak, polikristalin seramiklerin, diğer seramiklere göre daha sert ve dayanıklı olmasını sağlamıştır. Al_2O_3 veya ZrO_2 polikristalin seramikler dental restorasyonlarda kullanılmaya başlandığında yüksek opasiteleri sebebiyle alt yapı materyali olarak kullanılmış ve uygun bir cam seramik ile kaplanarak estetik açıdan başarılı protezler elde edilmiştir. Alt yapı materyali olarak %99,9 oranında Al_2O_3 kristali içeren Procera AllCeram sistemi, ön ve arka bölgede tam seramik kron restorasyonları ile inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir. Tüm dental seramiklerden daha yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya polikristalin seramiklerle, tam seramik

restorasyonların endikasyonları genişletilmiş, ön ve arka bölgelerde kron ve köprü restorasyonlarının yapımı mümkün olmuştur [46, 47].

2.2. Zirkonya

Zirkonyum (sembolü Zr) atom numarası 40, atom ağırlığı 91,22, yoğunluğu 6,49 g/cm³, erime noktası 2128 K (1855 °C veya 3371 F) ve kaynama noktası 4682 K (4409 °C veya 7968 F) olan bir geçiş metalidir [13, 48]. Hammadde olarak zirkonyum (Zr) nispeten yumuşak, sünek, parlak ve gümüş renkli bir metaldir. Zirkonya olarak adlandırılan zirkonyum dioksit (ZrO₂) 1789'da bir Alman kimyager olan Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı mücevherlerin ısınmasını içeren belli prosedürlerle çalışırken tesadüfen keşfedilmiştir [49, 50]. Zirkonya üzerine 1960'lı yıllarda artan araştırmalar biyomateryal olarak kullanımına yol açmıştır. Zirkonyanın biyomedikal olarak kullanımı ilk olarak 1969'da gündeme gelmiş, yapay femur başı olarak kullanımı 1988'de Christel tarafından yayınlanmıştır. Tıbbi amaçlar için ilk zirkonya, 1969 yılında ortopedide titanyum veya alümina protezler yerine kalça protezi için kullanılmıştır. Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlamıştır. Zirkonya başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, zamanla tam seramik restorasyonlarda bir alt yapı materyali seçeneği haline gelmiştir [51, 52].

Zirkonya, monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (c) olmak üzere üç kristal faza sahip polimorfik bir malzemedir. Oda sıcaklığında, zirkonya monoklinik fazdadır, 1170 °C'de tetragonal faza dönüşür ve 2370 °C'de ve üzerinde kübik bir yapı oluşur [12, 53]. Soğutulduktan sonra, t → m (tetragonal-monoklinik) faz dönüşümü yapının bozulmasına neden olabilecek yaklaşık %4,5'lik bir hacim artışına neden olur, bu nedenle zirkonyayı magnezyum oksit (MgO), itriyum oksit (Y₂O₃), seryum oksit (CeO₂) veya kalsiyum oksit (CaO) gibi oksitlerle stabilize etmek gerekir. Bu işlem, stresi kontrol edip, oda sıcaklığında daha stabil dörtgen yapının mevcut olmasını sağlamakta ve çatlak bölgesinde t → m faz dönüşümü sayesinde çatlakların daha fazla ilerlemesini yavaşlatmaktadır [12, 54]. Çekme direnci 900-1200 MPa kadar yüksek olabilir ve basma direnci yaklaşık 2000 MPa'dır. Zirkonya, yüksek biyouyumluluğu, estetik olarak kabul edilebilir olması ve yüksek mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle, kron köprü protezlerinde günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [11, 12].

Günümüzde kullanılan zirkonya malzemeleri mekanik ve optik özelliklerine göre dört tip veya kuşak olarak ayrılabilir. İlk kuşak %3 mol itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalidir (3Y-TZP). 25 yıldan daha uzun bir süredir diş hekimliğinde kullanılmakta 3Y-TZP, yüksek mekanik özellikler göstermiştir. 1000 MPa'dan yüksek bükülme dayanımına ve yüksek biyouyumluluğa sahip olduğu için sıklıkla altyapı malzemesi olarak kullanılmıştır [3, 35]. Materyal kalınlığının düşük olduğu restorasyonlarda ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılabilir. Ancak yüksek opaklığı istenmeyen bir görünüme sebep olur ve çoğunlukla cam seramikler için altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle ilk kuşak zirkonya, tüm restorasyonun tek bir materyalden şekillendirildiği monolitik restorasyonlarda kontrendikedir [35, 49].

Piyasaya 2013 yılında çıkan ikinci kuşak zirkonyanın (3Y-TZP) gelişimi, materyalin birinci kuşaktaki yapısında moleküler seviyede değişiklikleri temel almaktadır. Materyalin yapısında bulunan alümina tanelerinin (Al_2O_3) büyüklüğü ve miktarı ağırlık olarak %0,25 iken %0,05'e indirilmiştir. Ayrıca alümina taneleri, zirkonya tanelerinin sınırlarına yerleştirilmiş, bu da daha yüksek bir ışık geçirgenliğine sahip olmasını sağlamıştır [55]. İkinci kuşak zirkonya, yüksek mekanik dayanımı ve yüksek ışık geçirgenliği sayesinde monolitik kronların, sabit protezlerin ve dental implant dayanaklarının üretimi için kullanıma uygundur [56]. Ancak optik özelliklerinin istenen düzeyde olmaması sebebiyle yüksek ışık geçirgenliği gerektiren restorasyonlarda genellikle altyapı olarak kullanılmaktadır [20, 35].

Zirkonyanın translusensi özelliğini artırılması için diğer bir seçenek ise itriyum oksit içeriğinin %5 mole yükseltilmesidir. 2015 yılında tanıtılan ve yaklaşık %50 kübik faz içeren ve bu nedenle kübik zirkonya olarak bilinen üçüncü kuşak, kübik-tetragonal mikroyapıya sahip tam stabilize bir zirkonya olarak tanımlanmaktadır. Kübik kristaller dörtgen kristallerden daha büyük olduğundan, restorasyonlardan geçen ışık kırılmalara neden olabilecek daha az sınır ve gözenekten geçmekte ve daha fazla ışık geçirgenliğine sahip olmaktadır. Ancak estetik özellikleri iyileşirken, kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri zayıflamıştır [35, 57]. Üçüncü kuşak zirkonyanın yüksek dayanımlı cam seramiklere olası bir alternatif olarak görülebileceği düşünülmüştür. 2017 yılında, dördüncü kuşak zirkonya tanıtılmıştır. Üçüncü kuşak zirkonya ile karşılaştırıldığında, itriyum içeriği %4 mole düşürülmüş ve bu durum ışık geçirgenliğini azaltsa mekanik özelliklerinin gelişmesine neden olmuştur [35]. Ayrıca farklı kuşak zirkonya özelliklerini

veya farklı renk tonlarında zirkonyayı tabakalı halde barındıran bloklar da mevcuttur. Doğal dişin renk ve translusensi gibi optik özelliklerine daha yakın restorasyonlar üretilmesini sağlayan bu bloklar ön ve arka bölgede kullanılabilir [35].

Klinik diş hekimliğinde kullanılmak üzere üç ana zirkonya türü mevcuttur. Her ne kadar kimyasal olarak özdeş olsalar da klinik olarak önemli olabilecek farklı fiziksel özelliklere (porözite, yoğunluk, saflık, dayanıklılık gibi) sahiptirler. Zirkonya hammaddesi doğada saf olarak bulunan bir ürün değildir, minerallerden kimyasal olarak elde edilir. Bunu takiben zirkonya tozları soğuk izostatik preslemeyle seramik ön formlara dönüştürülür. Soğuk izostatik presleme, Y-TZP'yi biçimlendirmek için en kabul gören prosedürdür ve çok yüksek birincil yoğunluğa sahip, stabil sinterlenmemiş (green-stage) tebeşirimsi bir yapı oluşturur. Green-stage zirkonya, presinterize oksit seramik bloklar oluşturan özel bir fırında basınçsız sinterleme yoluyla yoğunluğun yaklaşık %95'ine kadar yoğunlaştırılır ve stabil hale getirilir. Daha sonraki yoğunlaşma, 1000 barda ve sinterleme sıcaklığının 50 °C altında gerçekleştirilen sıcak izostatik sıkıştırma (HIP) ile elde edilebilmektedir. Bu aşama sayesinde yapısındaki poröziteler giderilmekte ve tamamen sinterlenmiş yoğunluğu yüksek seramik bloklar üretilmektedir. Y-TZP materyaline uygulanan HIP işlemi sonucu malzeme koyu bir renk alır bu nedenle rengini beyazlatmak için genellikle bir ısıtma işlemi uygulanması gerekmektedir [13]. Çoğu CAD-CAM sistemi üreticisi sinterlenmemiş yumuşak zirkonya işlemeye uyum sağlamıştır. Bu tür zirkonyanın dezavantajları, sonraki sinterleme aşaması için özel fırınlar gerektirmesi ve biraz daha düşük dayanımlara sahip olmasıdır [49]. Zirkonya restorasyonlar, diş hekimliğinde genellikle bir CAD-CAM sistemi kullanarak zirkonya bloğunun freze ile şekillendirilmesi yoluyla üretilir. Bloklar green-stage halinde, önceden sinterlenmiş aşamada veya tamamen sinterlenmiş aşamada frezelenir [15]. Green-stage zirkonya bloklar kuru karbid frezler kullanılarak, önceden sinterlenmiş zirkonya bloklar soğutma sıvısı altında karbid frezler kullanılarak ve tamamen sinterlenmiş zirkonya bloklar soğutma sıvısı altında elmas frezler kullanılarak şekillendirilebilir [13]. Green-stage ve yarı-sinterize zirkonyadan üretilen restorasyonlar, sinterleme sırasında meydana gelen büzülmeyle telafi etmek için, genellikle %20-25 büyütülmüş olarak üretilir. Frezeleme işlemi daha hızlıdır ve cihazdaki aşınma ve yıpranma, tamamen sinterlenmiş bir bloğun frezelenmesine göre daha azdır [58]. Zirkonya restorasyon daha sonra özel fırınlarda sinterlenir [13, 59]. Tamamen sinterlenmiş blokların işlenmesi daha sert olmaları nedeniyle çok zordur ve zaman alır. Tam sinterize bloklar frezeleme sonrası bir boyutsal değişikliğe uğramayacaklarından restorasyonun orijinal boyutunda üretilir [15].

2.3. Dış Hekimliğinde Renk ve Optik Özellikler

2.3.1. Renk

Renk, insan gözünün görebildiği ışık tayfının elektromanyetik dalga boyudur [60, 61]. Işık, görülebilir elektromanyetik bir enerjidir ve nanometreler ile ifade edilen dalga boylarından oluşur [62]. İnsan gözünün duyarlı olduğu dalga boyu aralığı 360-780 nm'dir. Görünür ışığın çeşitli dalga boylarının emilmesi ve yansmasıyla renk algılanır [63]. Bir cisim, renk spektrumunda var olan renklerden kendi rengi haricindeki bütün renkleri soğururken, kendi rengini yansıtır. Beyaz renk, ışığın tüm dalga boylarını yansıtırken, siyah renk hepsini emer [62].

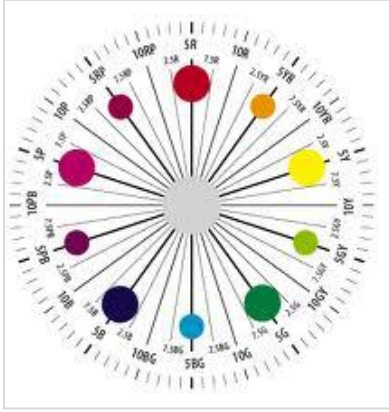
Katı cisimlerin fiziksel yapılarının üç boyutlu olarak (uzunluk, genişlik ve derinlik) tanımlanabilmesi gibi renk de benzer şekilde üç temel nitelikte tanımlanır. İlk olarak 1611 yılında Sigfried Forsius tarafından rengin üç boyutlu olduğu tanımlanması yapılmıştır. Günümüzde bu özelliği açıklamak için geliştirilen birçok sistem ve yaklaşım mevcuttur. Munsell ve CIE (Commission Internationale de L'Eclairage/ Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) L^* a^* b^* renk sistemleri uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve pratik kullanımları açısından en çok kullanılan iki temel sistemdir [64, 65].

Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından oluşturulmuştur. Munsell renk düzenleme sisteminde rengin üç boyutu “ana renk (hue)”, “renk yoğunluğu (kroma)” ve “renk parlaklığı değeri (value)” olarak isimlendirilmiştir. [62, 66, 67].

Ana renk (Hue)

Ana renk (hue); rengi bir diğer renkten ayıran belli bir renk çeşidi olarak tanımlanmıştır [68, 69]. Bir nesnenin ana rengi kırmızı, yeşil ve sarı olabilir ve bu durum üzerinden yansıyan ya da içinden geçen ışığın nasıl gözlemlendiğiyle ilgilidir [62, 66, 68]. Dalga boyu ne kadar kısa olursa ana renk spektrumunda mora daha yakın ve dalga boyu ne kadar uzun olursa spektrumun kırmızı kısmına daha yakın olur. Bu sistemde ana renkler bir tekerleğin etrafına yerleştirilmiştir [62].



Şekil 2.1. Ana renk (Hue)

Renk yoğunluğu (Kroma)

Renk yoğunluğu yani ana rengin şiddeti, ana rengin doygunluğu olarak tanımlanır. Literatürde doygunluk (saturasyon) veya yoğunluk (kroma) birbirinin yerine kullanılır ve her ikisi de ana rengin şiddetini veya pigment miktarını gösterir. Munsell renk sisteminde belirli bir ana rengin şiddeti, tekerleğin merkezinden dış kenarına doğru gidildikçe artar. Renk yoğunluğu; güçlü bir rengin zayıf bir renkten ayrılmasını sağlayan ve doygunluk derecesini gösteren özelliğidir [62, 64].

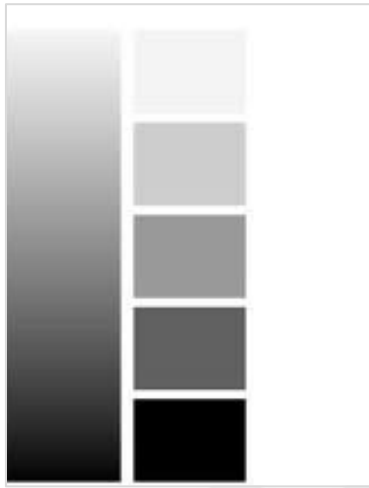


Şekil 2.2. Renk yoğunluğu (Kroma)

Renk değeri (Value)

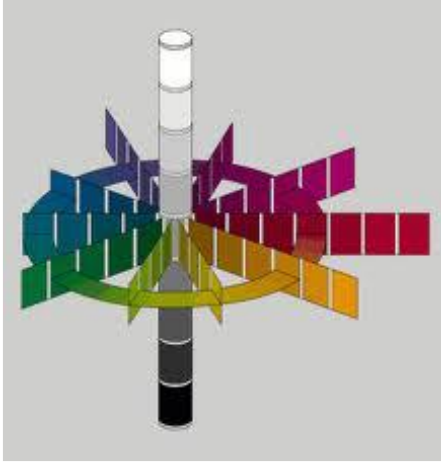
Renk değeri (value) bir rengin göreceli olarak aydınlık veya karanlık olması ya da bir cismin parlaklığı olarak ifade edilir [62]. Munsell renk sisteminde renk değeri beyaz-siyah-gri skala ile açıklanmıştır. Beyaz (10) yüksek renk değerini, siyah (0) ise düşük değerini göstermektedir. Parlak cisimlerde gri miktarı düşüktür. Renk değeri düşük cisimler daha büyük miktarda griye sahiptir ve daha koyudur [68].

Bir nesnenin parlaklığı, o nesnenin soğurduğu veya yansıttığı ışık enerjisinin miktarı ile doğrudan ilişkilidir. Farklı renklerdeki cisimlerin aynı sayıda foton yansıtmaları, aynı “value” değerine yani parlaklığa sahip olmalarını sağlar. Bunun en yaygın örneği, siyah-beyaz bir fotoğraf üzerinde yeşil bir nesnenin, mavi bir nesneden ayırt edilmeye çalışıldığında karşılaşılan zorluktur. Bu iki cismin renkleri aynı miktarda ışık enerjisini yansıttığından resimde benzer görülürler [70-72].



Şekil 2.3. Renk değeri (Value)

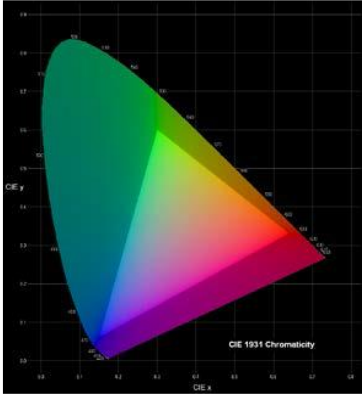
Munsell renk sistemi içi dolu bir küre ya da silindire benzetilmektedir. Bu silindirin merkezinde en üstünde saf beyaz, en altında ise siyah olmak üzere renksiz veya akromatik bir eksen yer alır. Renk tonları bu eksen etrafında dizilmekte ve her renk tonu kendi içinde renk değerine ve yoğunluğuna göre sıralanmaktadır. Açık renkler silindirin üst kısmında, koyu renkler ise alt kısmında yerleşmiştir. En saf renk tonları silindirin en dış tabakasında bulunmaktadır. Bu renkler merkezdeki value eksenine yaklaştıkça giderek daha gri hale gelir [64].



Şekil 2.4. Munsell'in renk şeması

CIE L* a* b* renk sistemi

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu tarafından sunulan CIE sistemi en sık kullanılan renk sistemidir [62, 67]. İlk olarak 1931 yılında açıklanan bu sisteme göre tüm renkler tristimulus değerleri yani kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir [67, 73].

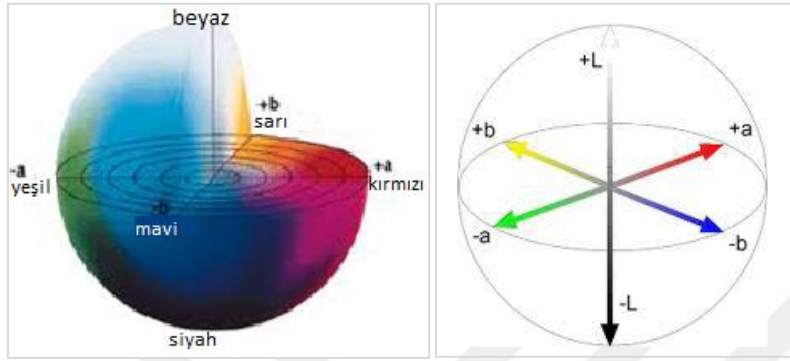


Şekil 2.5. CIE XYZ renk sistemi

1976 yılında; CIE daha belirleyici bir renk tanımlaması yapmış ve CIE L* a* b* renk sistemini geliştirmiştir. CIE L* a* b* sistemi rengi üç eksenle tanımlamaktadır.

L* değeri: Munsell sistemindeki parlaklık değerine benzer ve aydınlığı, parlaklığı veya rengin siyah/beyaz özelliklerini ve ana renk ile ilgili olmayan özelliklerini tanımlar. Yüksek parlaklık veya L* değerine sahip renkler, renk alanının üst kısımlarında yer alır.

a^* ve b^* değerleri: Rengin kromatik özelliklerini ve siyah/beyaz olmayan özelliklerini tarif eder. a^* değeri, Munsell renk alanındaki kırmızı/yeşil eksene karşılık gelir. Pozitif a^* değerleri a^* değerini kırmızı-mor rengi, negatif a^* değeri mavi-yeşil renkleri belirtir. Benzer bir şekilde b^* değeri da sarı/mavi eksene karşılık gelir [47, 70-72, 74].



Şekil 2.6. CIE L*a*b* renk sistemi

Bu sistemde renk farkının büyüklüğü ΔE ile ifade edilmekte ve aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır [66].

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

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

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

$$\Delta b = b_1^* - b_2^*$$
(2.1)

O'Brien renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını, kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayarak sağlamıştır. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri Çizelge 2.1'de verilmiştir [66].

Çizelge 2.1. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri

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

CIE $L^* a^* b^*$ formülünün hesaplanan ve algılanan renk farklılıkları arasındaki doğrulamayı iyileştirmek amacıyla, CIEDE2000 formülü geliştirilmiştir. CIEDE2000, Munsell'in kavramsal gelişmelerinin önemini pekiştirerek, kroma ve hue kavramlarını kullanır [75]. CIE $L^* a^* b^*$ formülüne göre daha karmaşık olan CIEDE2000 formülü, insan gözünün dış renkleri arasındaki farklılıkları algılayabilmesi açısından daha güvenilir sonuçlar verdiği için daha yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, diş hekimliği pratiğinde renk eşleşmesinin değerlendirilmesi için görsel değerlendirme hala en iyi yaklaşım olarak kabul edilmektedir. Bunun nedeni, temel olarak, bir cismin görünüşünün sadece CIE $L^* a^* b^*$ sisteminin renk nitelikleri ile ilgili değil, aynı zamanda parlaklık, opaklık, transparanlık ve translusensi gibi görünümün geometrik özelliklerinden ve opalesans ve floresans gibi optik özelliklerden büyük ölçüde etkilenmesidir [74].

2.3.2. Translusensi

Translusensi, tam opaklık ve transparanlık arasında bir durum olarak tanımlanabilir [76]. Translusensi, dental seramik malzemeler için kimyasal bileşim, kristal içerik, mikro yapı, tane büyüklüğü, gözenekler, katkı maddeleri ve sinterlenmiş yoğunluktan emilen, iletilen veya yansıtılan göreceli ışık miktarı ile belirlenir [12]. Ayrıca, dental seramik sistemlerinin translusensi özelliği, kalınlıklarına, saçılma ve emilme katsayılarına, tane büyüklüğüne ve pigmentlerine bağlıdır [24, 76]. Bu faktörler arasında tane büyüklüğü opaklık üzerinde en büyük etkiye sahiptir. Tane boyutu, gelen ışığın dalga boyundan biraz daha büyük olursa opaklık artar [77]. Mutlak translusensi doğrudan ışık geçirgenliği ile, göreceli translusensi ise kontrast oranı (KO) ve translusensi parametresi (TP) ile ölçülür [76]. Kontrast oranı, bir örneğin siyah arka plan üzerindeki yansıma oranının, yansıma oranı bilinen beyaz bir arka plana oranıdır ve opaklığı belirlemede kullanılır. Bir malzemenin translusensi özelliği, genellikle beyaz ve siyah bir arka plan üzerinde belirli bir kalınlıktaki bir malzemenin renk farkı olarak tanımlanan translusensi parametresi kullanılarak tanımlanır [18, 76]. Tamamen opak bir materyale sıfır değerinde bir TP değeri karşılık gelir ve TP değeri ne kadar büyükse, materyalin gerçek translusensi özelliği o kadar yüksek olur. Kontrast oranı (KO) ise “0” ile “1” arasında bir değere karşılık gelir ve tamamen şeffaf bir malzemenin KO değeri sıfır iken, tamamen opak bir malzemenin KO değeri birdir [78]. Uygun translusensi ile birlikte iyi renk uyumu, genellikle restorasyonun mükemmel estetiğiyle sonuçlanır [79].

Zirkonya restorasyonların translusensi özelliği kullanılan bloğun yapısından, restorasyonun simantasyonuna kadar birçok aşamadan etkilenmektedir. Zirkonya materyalinde yüksek translusensi yani daha yüksek bir ışık geçirgenliği; en az katkılı, yüksek saflıktaki zirkonya tozu kullanılarak elde edilebilir [80]. Restorasyonların üretimi esnasında sinterleme sıcaklığı, bekleme süresi ve sinterleme ortamı gibi koşullar, zirkonyanın hem optik hem de mikroyapısal özellikleri için önemlidir, çünkü tane büyüklüğünü ve yoğunluğunu etkilemektedirler. Sinterleme koşullarına bağlı gelişebilen yoğunluk azalması ile ortaya çıkan nokta kusurları (oksijen boşlukları) ve poröziteler ışık Emilimini arttırarak zirkonyanın translusensi özelliğini olumsuz yönde etkileyebilir [77].

2.3.3. Opelasans

Opelasans, mine gibi yarı saydam materyallerin kısa dalga boyuna sahip ışık yayabilmesi özelliğidir. Bu materyaller, iletilen ışık altında turuncu-kahverengi bir görünüme sahipken yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz olarak görünmektedir [18]. Diş minesinin opelasans etkisi diş optik derinlik ve canlılık vermektedir. Ortam ışığı altında bakıldığında, bir dişin insizal kenarı opalesans nedeniyle mavimsi bir görünüm sergiler [23]. Dental restorasyonlarda ise opalesans, restorasyonun doğal görünümünü ve canlılığını arttıran bir özelliktir. Opalesans parametresinde (OP) iletilen ve yansıyan renkler arasındaki sarı-mavi (b^*) ve kırmızı-yeşil (a^*) koordinatların farkı olarak hesaplanır. Materyalin partikül boyutu translusensi ve opalesans üzerinde büyük etkiye sahiptir. OP değerleri 4 ile 9 arasında olan restoratif materyallerin gözle görülebilen bir miktar opalesansa sahip olduğu kabul edilir [18].

Floresans

Işığın floresans adı verilen bir diğer önemli özelliği, bazı nesneler tarafından ultraviyole aralığına (300–400 nm) yakın bir dalga boyunda emilebilmesi ve daha uzun bir dalga boyunda (400–450 nm) serbest bırakılabilmesidir. Bu özellik; diş minesinde doğal olarak oluşmaktadır ve floresan ışık altında dişlerin parlak beyaz görünmesinin, kronların, köprülerin veya dolguların floresan ışık kaynağı altında gün ışığından daha belirgin olmasının nedenidir. Dental seramikler, iyi estetik elde etmek için doğal dişlerin floresansı ile eşleşmelidir. Bir restorasyonun yapımında kullanılan materyaller floresans özelliğine sahip değilse, restorasyon doğal dişin yanında koyu renk görünecektir. Zirkonya

materyalinin optik davranışı ile ilgili diğer bir problem, floresans eksikliğidir ve bu zirkonya restorasyonların farklı ışık koşullarında daha az canlı görünmesine neden olur. Floresans özelliği kazandırmak amacıyla zirkonya yapısına, evropiyum, terbiyum, seryum ve iterbiyum gibi oksitler eklenebilmektedir [56].

2.4. Diş Hekimliğinde Renk Ölçümü

Renk ölçümü ve istenen rengin seçimi, estetik diş hekimliği kliniğinde en sık karşılaşılan zorluklardandır. Diş hekimliği pratiğinde renk ölçümü, klinikte skalalarla görsel olarak yapılabilir ya da renk ölçümü için enstrümantal cihazlar kullanılabilir. Renk skalalarıyla görsel değerlendirme uzun yıllardır uygulanan ve halen en yaygın kullanılan yöntemdir. Ancak restorasyonlar için doğal diş rengine uygun rengi seçmek çok daha kompleks bir işlemdir [81]. Renk seçimi; yaş, stres, yorgunluk, ışığa maruziyet, gözlemcinin renk algısı, aydınlatma koşulları, nesnenin pozisyonu gibi birçok değişkenden etkilenmektedir [82]. Görsel renk ölçümünde kullanılan renk skalaları, doğal dişlerin renk çeşitliliğini kapsayamamaktadır. Ayrıca skaladan tespit edilen renk ile, restorasyonun üretiminde kullanılan malzemelerin renkleri de her zaman uyuşmamaktadır. Çoğu renk skalası metal altyapı içermemekte ve dişlerin kalınlıkları restorasyonların kalınlıklarından farklı olduğu için istenen renk tespit edilemeyebilmektedir. Ek olarak renk skalalarındaki dişler doğal dişlerin servikal ve insizal bölgelerindeki karakteristik bazı özelliklerini yansıtmamaktadır. Tek bir renk skalasından yararlanmak bu gibi durumlarla istenen estetik sonuçlara ulaşmayı zorlaştırabilmektedir [82, 83]. Klinikte renk ölçümünde kullanılan renk skalaları ve fotografik yöntemler beklenmeyen sonuçlar verebilir. Cihazlarla yapılan renk ölçümünün ise görsel renk ölçümü ile karşılaştırıldığında, objektif olması, rakamsal olarak ifade edilebilmesi ve hızlı elde edilebilmesi gibi avantajları vardır. Bu nedenle ağız ortamında objektif renk ölçümü için renk ölçüm cihazları kullanılmaktadır [84]. Aletsel renk ölçümünde; spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradyometreler ve dijital kameralar kullanılabilmektedir [82, 85].

2.4.1. Kolorimetre

Kolorimetreler rengi, standart aydınlatma koşulları ve görme açısı altında sadece tristimulus değerleri ile ölçen, renk verilerini analiz eden cihazlardır. Kolorimetre dedektöründe insan gözündeki kon tipi hücrelere benzeyen üç farklı sensör bulunmaktadır.

Dedektördeki bu sensörler yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk oranında çözümleyerek CIE'nin $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ değerlerini verirler. Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve elde edilen değerler farklı objelerin renk değerleriyle karşılaştırılabilir [66, 67].

2.4.2. Spektrofotometre

Spektrofotometreler yüzey renklerinin ölçülmesinde yaygın şekilde kullanılan cihazlardır. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı vardır [67, 86]. İnsan gözünün algılayamayacağı renkleri, çeşitli dalga boylarında ölçüm yapabilen sensörleri sayesinde değerlendirebilen spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışmaktadır. Temel prensipleri; cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi esasına dayanmaktadır [86]. Cisimden yansıyan ışığı görünür spektrumda 1-25 nm'lik aralıklarda ölçer [85, 87]. Kolorimetrelerden farklı olarak metamerizmi de ayırt edebilir [67, 86]. Gün ışığı, akkor ve floresan lamba gibi değişik aydınlatma koşulları altında farklı sonuçlar verebilirler bu nedenle daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar [69, 86]. Dış hekimliğinde, spektrometreler dental materyallerin renklerinin ölçümü ve iki cisim arasındaki renk farkının tespiti amacıyla kullanılmaktadır [86]. Piyasada mevcut spektrofotometrelere, Easyshade Compact, Easyshade Advance, Shade X, ShadeStar örnek verilebilir.

2.4.3. Dijital kamera ve görüntüleme sistemleri

Dijital kameraların renk ölçümünde kullanılmaları son yıllarda popülerlik kazanmaktadır. Avantajı, tüm cismin renk görünümünün imaj hâlinde elde edilebilmesidir [67, 86]. Çünkü ağız ortamındaki morfoloji, yüzey yapısı, renk dağılımı ve diğer birçok bilgi laboratuvara aktarılabilmekte ve hekim-teknisyen arasındaki iletişimde büyük bir boşluk kapatılmaktadır [88]. Ancak kameralar tek başına ölçüm cihazı değildir, bu nedenle yöntem; klinikte elde edilen dijital görüntünün kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesine dayanmaktadır [86].

Cihazlarla yapılan kolorimetrik ölçümlerle renk objektif bir şekilde gözlenip kaydedilebilir. Kolorimetreler, insan gözünün fotoreseptör hücrelerini taklit edecek şekilde

nesneden yansıyan kırmızı, yeşil ve mavi renk değerlerini analiz eder. Bu değerler otomatik olarak CIE renk sisteminin L^* a^* b^* değerlerine dönüştürülür. Spektrofotometreler, maddeden dalga boyuna göre yansıtılan veya iletilen ışık miktarını ölçer ve kaydeder. Bu cihazlar, mutlak renkleri ölçmek için yüksek doğruluk ve hassasiyete sahiptir [82]. Diş hekimliğinde en kullanışlı ve doğru sonuç veren renk ölçüm cihazı olan spektrofotometreler, görsel ölçümle karşılaştırıldığında doğruluğu %33 oranında arttırmaktadır [85].

2.5. Zirkonyanın Renklendirilmesi

Günümüzde birçok firma farklı diş renklerini taklit edebilecek şekilde değişik renk seçeneklerinde zirkonya altyapılar üreterek kullanıma sunmuştur. Altyapının üretimi aşamasında, doğal dişlerin dentin rengi ile uyumlu bir altyapı rengi seçilmesi, veneer porseleni ile çok daha doğal görünümlü restorasyonların yapılabilmesini kolaylaştırmaktadır. Bu sayede, zirkonya altyapının beyazlığını gizlemek için başvuru yöntemler ve bunların dezavantajları elimine edilebilir. Bu yöntemlerden biri olan kalın zirkonya altyapının yüzeyine bir astar (liner) malzemesinin uygulanması sonucunda, altyapı ve kaplama tabakası arasındaki bağlantının zayıflayabileceği bildirilmiştir [11, 14]. Diğer yöntem ise veneer porseleninin altyapı rengini maskeleyecek kadar kalın uygulanmasıdır ki bu durum restorasyonun formu ile ilgili estetik problemler ortaya çıkarmaktadır.

Zirkonya restorasyonların renklendirilmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Bunlardan biri olan ilave tekniği; zirkonya tozunun oluşturulması aşamasında metal oksit veya renk veren diğer malzemelerin eklenmesi yoluyla kendinden renkli zirkonya blokların hazırlanmasında kullanılmaktadır [17]. Diğer bir teknik olan boyama tekniği ise yarı sinterize bloklardan üretilen restorasyonların üretici firma talimatları doğrultusunda renklendirici solüsyonlarda bekletilmesi (infiltrasyon) veya solüsyonun fırça ile uygulanmasıdır. Ayrıca daha başarılı renk uyumu elde etmek için önerilen, restorasyon sinterizasyonunu tamamladıktan sonra yüzeye uygulanan dış boyama yöntemi de kullanılabilir [26, 27]. Renklendirme solüsyonlarının kullanımı bazı dezavantajlara sahiptir. Elde edilen renk homojen olmayabilir, renk verici iyonlar belli bir derinliğe kadar etkili olabilir, zamanla solüsyonun içeriği değişebilir. Bu faktörler restorasyonun final rengini etkileyebilmektedir [26]. Zirkonyanın renklendirme solüsyonları ile

renklendirilmesi, kristalografik ve mikroyapısal değişikliklere yol açmaktadır [89]. Zirkonya için translusensi yani ışık geçirgenliği; maddenin kimyasal yapısı, saflığı, tanecik büyüklüğü, sinterleme süresi ve sıcaklığı, iç yapısındaki porözite, kalınlığı ve simantasyon gibi çeşitli değişkenler tarafından etkilenebilen bir özelliktir [77, 80]. Birçok etken tarafından değiştirilebilen translusensi özelliğinin zirkonyanın renklendirme işlemlerinden kolayca etkilenmediği bildirilmiştir [23, 89, 90]. Buna karşın benzer tanecik boyutlarına sahip renklendirilmiş ve renklendirilmemiş zirkonya karşılaştırıldığında renklendirmenin translusensiyi azalttığını ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur [4, 91].

2.6. Zirkonya Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri

Yüzey işlemleri restorasyonların sadece estetiğini geliştirmekle kalmayıp aynı zamanda, bakterilerin yüzeye tutulumunu zorlaştırarak istenmeyen doku cevabını azaltmakta ayrıca karşıt dişlerin daha az aşınmasını sağlamaktadır [23]. Seramikler mekanik olarak kolaylıkla parlatılabilir ve karşıt dişin minesini aşındıramayacak kadar düşük sertlik değerlerine sahip olabilir. Mekanik parlatma yapısal dayanıklılığı artırırken yüzey parlaklığı sağlamaktadır [84]. Glaze işleminin daha parlak yüzeyler sağladığı görüşüne [23, 92] karşın mekanik olarak parlatılan yüzeylerin glaze uygulananlar kadar pürüzsüz olabileceği gösterilmiş [32, 34, 93] ve mekanik parlatmada hangi sistemin kullanıldığı, uygulanma süresi ve basıncı, uygulanan yüzey, döner aletlerin dönme hızı ve su varlığında yapılıp yapılmaması gibi faktörlere bağlı olarak değişebileceği belirtilmiştir. Aşamalı parlatma prosedürleri ve elmas parlatma patının tanecik boyutu, parlatma verimliliğini etkileyebilmektedir [23].

Glaze, porselen restorasyonların estetik ve hijyenik özelliklerini artırmak amacıyla uygulanan ve yüzeye camsı bir doku veren rutin bir uygulamadır [94]. Glaze uygulaması, renksiz cam tozunun ince bir tabaka olarak zirkonya restorasyonun yüzeyine sürüldükten sonra uygun sıcaklıkta fırınlanmasıyla gerçekleştirilir [23]. Glaze uygulanan porselen yüzeyinde plak birikimi daha az olur, karşıt doğal dişte aşınma azalır, porselenin ağız ortamıyla teması azalır ve restorasyona doğal dişin parlaklığına benzer bir görünüm sağlanır [24].

Yüzey özellikleri materyalin, gelen ışığı yansıtma özelliğini değiştirmektedir. Pürüzsüz yüzeyler pürüzlü olanlara göre daha fazla ışık yansıtabilmektedir. Farklı yüzey işlemlerinin

etkisinin incelendiği bir çalışmada, glaze işleminin mekanik polisaja göre daha pürüzsüz bir yüzey oluşturduğu ve glaze ile L değerinin daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır [92]. Parlaklık derecesi arttıkça, gelen ışığın tek bir düzlemde yansımaları (speküler yansıma) artar, diğer yönlerde daha az yansıtılır. Ölçülen renk, yüzeyden yansıyan ışığın ne kadarının algılandığına bağlıdır [34]. Glaze işleminin en pürüzsüz yüzeyi sağladığı belirtilen başka bir çalışmada, renklendirme ve yüzey işlemlerinin birlikte uygulanmasının monolitik zirkonya yüzey özelliklerini belirgin şekilde geliştirdiği belirtilmiştir [23].

Zirkonyanın translusensi özelliği porözite, tanecik boyutu, kalınlık gibi faktörlerden etkilenirken, renklendirme ve yüzey işlemi uygulanmasının translusensi özelliğini değiştirmede sonucuna varılmış, çalışmada aynı zamanda opalesans özelliğinin glaze ve renklendirme işlemleriyle azaldığı belirtilmiştir [23]. Işık saçılması materyalin translusensi özelliğini belirlemede önemli bir faktördür. Zirkonya polikristalin yapısı nedeniyle ışık saçılımı yüksek bir materyaldir. Glaze ve mekanik parlatmanın zirkonyanın optik özelliklerine etkisi incelendiğinde, bu yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyindeki ışık saçılmasını azalttığı sonucuna varılmıştır [93]. Glaze işlemi sırasında uygulanan ısı nedeniyle mekanik polisaja göre daha fazla renk değişimine sebep olmaktadır. Uygulanan prosedüre göre glaze sonrası renk değişimi farklılaşmaktadır [93].

Bu çalışmanın amacı, üretim aşamasında renklendirilmiş zirkonya blokların optik özellikleri ile renksiz üretilip farklı sürelerde renklendirme solüsyonlarında bekletilerek renklendirilmiş monolitik zirkonya blokların optik özelliklerinin iki ayrı yüzey işlemi (glaze ve mekanik polisaj) uygulaması sonrası karşılaştırılmasıdır. Çalışma sonucunda elde edilen veriler ile renksiz blokların renklendirme solüsyonlarında bekletme sürelerinin değişmesiyle monolitik zirkonyanın optik özelliklerinin değişiminin değerlendirilmesi, ayrıca glaze ve mekanik polisaj işlemlerinin monolitik zirkonyanın optik özellikleri üzerine etkilerinin değerlendirilmesi yapılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Üretim aşamasında renklendirilmiş zirkonya blokların optik özellikleri ile renksiz üretilip farklı sürelerde renklendirme solüsyonlarında bekletilerek renklendirilmiş monolitik zirkonya blokların optik özelliklerinin iki ayrı yüzey işlemi (glaze ve mekanik polisaj) uygulaması sonrası karşılaştırılmasının amaçlandığı çalışmada, monolitik dental restorasyonların üretiminde kullanıma uygun olarak üretilmiş, yarı sinterize haldeki zirkonya bloklar kullanıldı. Bunlar aynı üretici firmaya ait renksiz bloklar (InCoris TZI; Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ve blok üretimi esnasında A1, A2 ve A3 renklerinde olacak şekilde renklendirilmiş bloklardır (InCoris TZI C; Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya). Renksiz blokların renklendirilmesinde üretici tarafında tavsiye edilen renklendirme solüsyonları kullanıldı. Çalışmada kullanılan bloklar ve renklendirici solüsyonlar Çizelge 3.1’de gösterildi.

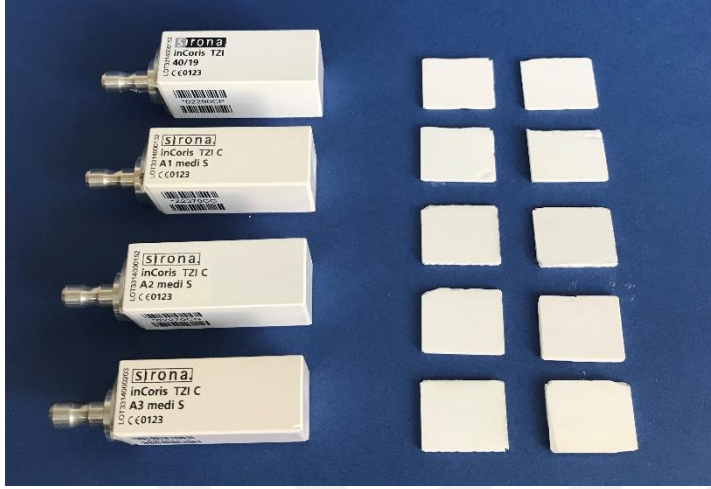
Çizelge 3.1. Kullanılan blok ve solüsyon özellikleri

Materyal tipi	Marka	İçerik	Seri No.	Üretici Firma
Monolitik zirkonya	<u>InCoris TZI C</u>	ZrO ₂	3314000132	Sirona Dental Systems, Almanya
	A1	HfO ₂		
	A2	Y ₂ O ₃		
	A3	Y ₂ O ₃ > 4.5 - ≤ 6.0%		
	InCoris TZI	HfO ₂ ≤ 5%	3314000203	
		Al ₂ O ₃ ≤ 0.5%	3314000152	
		Diğer oksitler ≤ 0.5%		
Renklendirme solüsyonu	<u>InCoris TZI</u>		6339522	Sirona Dental Systems, Almanya
	A1		6339548	
	A2		6339563	
	A3			

3.1. Örneklerin Hazırlanması

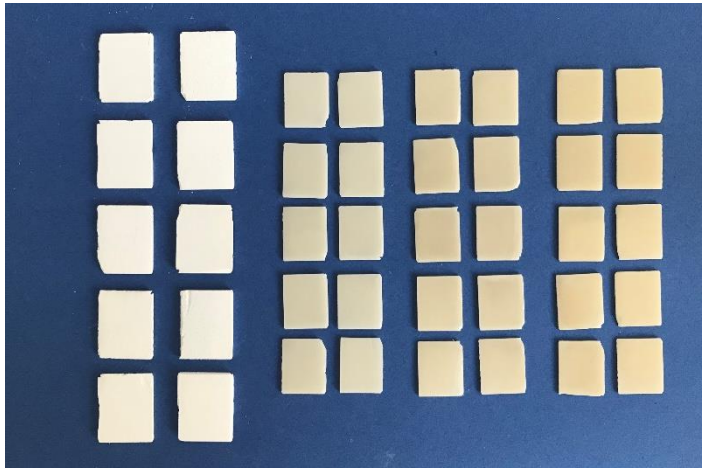
Renklendirilmiş ve renklendirilmemiş yarı sinterize zirkonya bloklar düşük hızlı hassas kesim testeresi (IsoMet 1000 Precision Saw; Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD) ile yaklaşık %25 oranında sinterizasyon büzülmesi göz önünde bulundurularak kesildi. Örnekler her grupta 10 adet (n=10) olacak şekilde hazırlandı. Kendinden renkli kontrol grupları için A1, A2 ve A3 renkli blokların her birinden 20 adet hazırlanan örnekler, glaze ve mekanik polisaj uygulanmak üzere iki gruba ayrıldı (n=10). Renklendirme solüsyonu uygulanacak örnekler renksiz bloklardan hazırlandı. A1 renkli solüsyonun 3 dk, 5 dk ve 7 dk, A2 renkli solüsyonun 3 dk, 5 dk ve 7 dk ve A3 renkli solüsyonun 3 dk, 5 dk ve 7 dk

uygulandığı örnekler daha sonra glaze ve mekanik polisaj işlemleri için iki gruba ayrıldı (n=10).



Resim 3.1. Kullanılan zirkonya bloklar ve kesilerek hazırlanan örnekler

Tüm örneklerin kalınlığının kontrolü ve pürüzsüz yüzeyler elde etmek amacıyla değişen parçacık boyutlarında (150-180-220-320-1000 grit) silikon karbid su zımparası uygulandı.



Resim 3.2. Sinterlenmeden önce ve sonra kendinden renkli örnekler

3.1.1. Renklendirilmemiş blokların solüsyon ile renklendirildiği örneklerin hazırlanması

Renklendirilmemiş bloklardan toplam 180 adet örnek kesilerek hazırlandı. Örnekler uygulanacak solüsyonun rengine göre üçe ayrıldı. Daha sonra örnek grupları, her renk tonundaki solüsyonun uygulanma sürelerine göre (3 dk, 5 dk ve 7 dk) her grupta 20 adet

örnek olacak şekilde hazırlandı. Örnek gruplarına üretici firmanın talimatları doğrultusunda A1, A2 ve A3 solüsyonlarında 3 dk, 5 dk ve 7 dk bekletme işlemi ile renklendirme yapıldı. Renklendirmede her örnek, süre kontrolü altında solüsyonlara batırılarak bekletildi. Renklendirme solüsyonu her grup için yenilenerek bir kere kullanıldı. Süre dolduktan sonra plastik bir tutucu ile çıkarılan örneklerin üzerindeki fazla solüsyon alındıktan sonra örnekler, kuru halde sinterizasyon fırınına (InFire HTC; Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) yerleştirildi. Sinterleme işlemi “Sirona inCoris TZI/ZI speed + dry” programında Çizelge 3.2’de gösterilen şekilde gerçekleştirildi.



Resim 3.3. Renklendirme solüsyonunun uygulanması

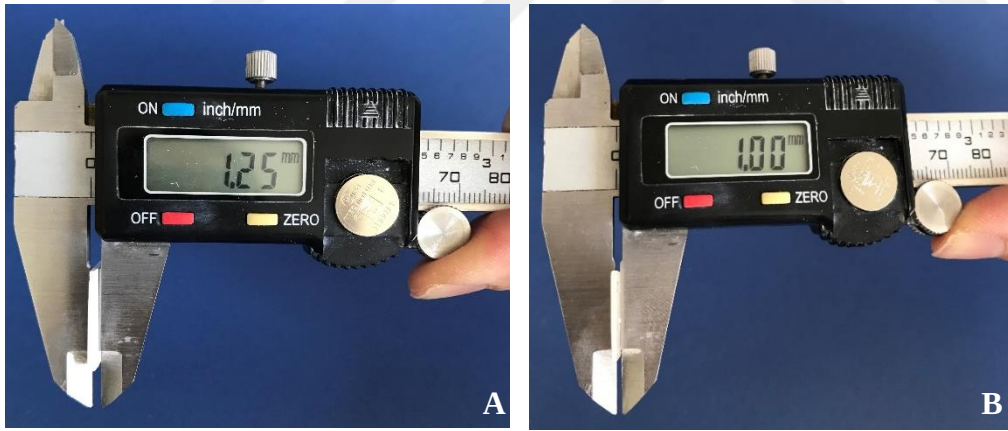
Çizelge 3.2. Sinterleme programının özellikleri

	Isınma oranı (°C/dk)	Bekleme Isısı (°C)	Bekleme Süresi (dk)
S4	99	750	0
S3	50	1510	30
S2	99	800	5
S1	15	80	30



Resim 3.4. Sinterizasyon işlemi için örneklerin yerleştirilmesi

Sinterizasyon sonrası tüm örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Powertechtools, Çin) yardımıyla kontrol edilerek standardizasyonun sağlanması için silikon karbid su zımparası ile $1 \pm 0,2$ mm kalınlığında olacak şekilde ayarlandı. Çalışma kapsamında toplam 240 adet örnek hazırlandı ve deney grupları oluşturuldu (Çizelge 3.3).



Resim 3.5. Örneklerin kalınlıklarının sinterizasyondan önce (a) ve sonra (b) kontrol edilmesi

Çizelge 3.3. Deney grupları

	A1				A2				A3				Toplam
	Kontrol (Kendinden Renkli)	3 dk	5 dk	7 dk	Kontrol (Kendinden Renkli)	3 dk	5 dk	7 dk	Kontrol (Kendinden Renkli)	3 dk	5 dk	7 dk	
Glaze uygulaması	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	120
Mekanik polisaj	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	120
Toplam	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	240

Tüm örneklerin solüsyonla renklendirilmesi, sinterizasyonu ve ardından her grupta 10 adet örnek olacak şekilde iki gruba ayrılarak uygulanan glaze ve mekanik polisaj işlemleri sonrası, örneklerin renk ölçümleri spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile yapıldı. Farklı sürelerde renklendirilen ve farklı yüzey işlemleri uygulanan grupların renk değerleri belirlenerek farklılıklar değerlendirildi.

3.2. Yüzey İşlemleri

Kendinden renkli bloklardan elde edilen ve her bir renk için 20 adet olarak hazırlanan örnekler, glaze ve mekanik polisaj yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması için iki gruba rastgele ayrıldı (n=10). Her bir gruptaki renk solüsyonu ve bekletme süresi uygulanmış örnekler, glaze ve mekanik polisaj yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması için iki gruba rastgele ayrıldı (n=10).

Mekanik polisaj işlemi, üç farklı aşındırıcı boyutu içeren lastik uçları olan (mavi (smoothing)-kaba partikül boyutlu; pembe (pre-polishing)-orta partikül boyutlu; gri (high shine polishing)-ince partikül boyutlu) Eve Diapol seramik polisaj kiti (Diamond polishing system, Eve Ernst Vetter, Pforzheim, Almanya) ile elektrikli laboratuvar motoru (Saeshin Strong 207B, Saeshin Precision, Daegu, Kore) kullanılarak gerçekleştirildi. Her örneğin tek yüzeyine 10.000 rpm devir ile her bir polisaj lastiği 30 sn tek yöne olacak şekilde uygulandı. Tüm örneklerin polisajı aynı uygulayıcı tarafından gerçekleştirildi.



Resim 3.6. Mekanik polisaj uygulamasında kullanılan polisaj kiti

Glaze uygulanacak örneklere glaze materyali (IPs Ivocolor, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) üretici talimatlarına uygun oranlarda toz ve likit kullanılarak, cam yüzeyinde hazırlandı. Aynı uygulayıcı tarafından homojen olarak karıştırıldı. Örneklerin bir yüzeyine ince bir fırça yardımıyla tek tabaka olacak şekilde uygulandı. Porselen fırınına (Programat P300, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) yerleştirilen örneklerin firma önerisi doğrultusunda glaze işlemi tamamlandı (Çizelge 3.4). Örnekler soğuduktan sonra fırından alındı.



Resim 3.7. Glaze uygulaması, a) Kullanılan glaze materyali, b) Örneklerin fırına yerleştirilmesi

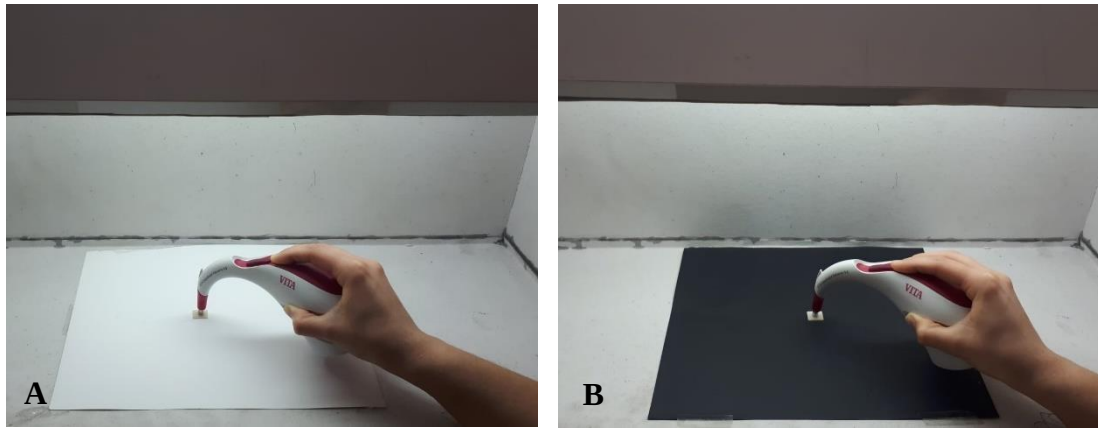
Çizelge 3.4. Glaze programının özellikleri

	Bekleme sıcaklığı [°C]	Kapanma süresi [mm:ss]	Isı artışı [°C]	Bekletme sıcaklığı [°C]	Bekletme süresi [mm:ss]	Vakum (açık) [°C]	Vakum (kapalı) [°C]	Uzun süreli soğutma [°C]	Soğutma derecesi [°C]
Program (P81)	403	06:00	90/30	820/840	0:10/7:00	550/820	820/840	700	0

Tüm gruplar renk ölçümleri yapılmadan önce ultrasonik temizleyicide (Eltrosonic-07, Wiesbaden, Almanya) distile su ile 10 dk temizlendi.

3.3. Renk Ölçümü

Örneklerin renk parametrelerinin ölçümleri dental spektrofotometre (Vita Easyshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile standart koşullar altında yapıldı. Standart koşullar, bir aydınlatıcı tarafından oluşturulan gün ışığı aydınlatması (D65) ile gerçekleştirildi. Spektrofotometre cihazı her grubun ölçümü öncesi şarj ünitesi üzerindeki tabla yardımıyla kalibre edildi. Cihaz “tooth-single” modunda kullanıldı ve örnekler dik bir şekilde tutularak ölçümler aynı noktadan üç kez olacak şekilde yapıldı. Her örnek grubunun renk değerleri hem siyah hem de beyaz arka plan üzerinde ölçüldü. Ölçüm sonucu her örnekten üçer adet elde edilen L^* , a^* ve b^* değerleri kaydedildi ve ortalamaları hesaplandı.



Resim 3.8. Renk ölçümlerinin yapılması a) beyaz arka plan üzerindeki ölçümlerin yapılması, b) siyah arka plan üzerindeki ölçümlerin yapılması

Ölçümler sonucu elde edilen ortalama L^* , a^* ve b^* değerleri kullanılarak translusensi parametresi (TP), opalesans parametresi (OP) ve kontrast oranı (KO) aşağıda verilen formüller yardımıyla hesaplandı.

Translusensi parametresinin hesaplanması:

Örneğin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki renk değerlerinin aşağıdaki denklemle hesaplanmasıyla tespit edildi.

$$TP = [(LB^* - LW^*)^2 + (aB^* - aW^*)^2 + (bB^* - bW^*)^2]^{1/2} \quad (3.1)$$

B harfi siyah arka plandaki L^* değerini, W ise beyaz arka plandaki L^* değerini gösterir. TP değeri sıfır olduğunda materyal tamamen opaktır. TP değeri yükseldikçe, materyalin translusensi özelliği artar [78].

Kontrast oranının hesaplanması:

$KO = Y_b/Y_w$ (B, W; siyah ve beyaz arka plan değerleri, siyah ve beyaz arka plandaki ölçümlerin oranı, Y; illuminance)

$$Y = [(L+16)/116]^3 \times 100 \quad (3.2)$$

Opalesans değerinin hesaplanması:

$OP = [(aB^* - aW^*)^2 + (bB^* - bW^*)^2]^{1/2}$ (CIE a^* ve b^* değerleri, B, W; siyah ve beyaz arka plan değerleri)

3.4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler IBM SPSS versiyon 23.0 ve JASP versiyon 0.12 istatistiksel paket programları kullanılarak yapıldı. Analiz edilen tüm parametreler için tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma ($Ort \pm SS$) olarak sunuldu. Verilerin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Bu testlere ek olarak normal dağılıma uygunluk “çarpıklık katsayısı/çarpıklık katsayısının standart hatası” ile “basıklık katsayısı/basıklık katsayısının standart hatası” istatistiklerine göre de değerlendirildi.

Varyansların homojenliği Levene testi ile incelendi. Kontrol ve renklendirme uygulanan gruplara ait değerlere renklendirme solüsyonunun renk tonu, uygulanma süresi ve yüzey işlemlerinin etkisi “üç yönlü varyans analizi (ANOVA)” ile değerlendirildi. Üç yönlü ANOVA sonucunda farklılık bulunması halinde farklılığı yaratan grupların araştırılmasında Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. $\alpha \leq 0.05$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi.





4. BULGULAR

4.1. Gruplara Ait TP, KO ve OP Değerleri

Ölçümlerden elde edilen TP, KO ve OP değerlerinin dağılımı Shapiro-Wilk testi kullanılarak belirlendi. Değerlerin normal dağılıma uygun olması nedeniyle, solüsyonun renk tonu, uygulama süresi ve yüzey işlemlerinin etkisi üç yönlü ANOVA ile değerlendirildi. İstatistik olarak anlamlı bulunan etkilerin hangi gruplardan kaynaklandığı, varyanslar homojen olduğundan Post-hoc Tukey testi ile belirlendi.

4.1.1. Translusensi parametresi (TP) değerleri

Renk gruplarının, solüsyon uygulanma süresinin ve uygulanan farklı yüzey işlemlerinin TP parametresi üzerindeki etkisinin araştırıldığı üç yönlü varyans analizi (üç yönlü ANOVA) sonuçları Çizelge 4.1’de verildi. Buna göre, uygulanan renk tonu ($P < 0,001$), uygulanma süresi ($P < 0,001$) ve yüzey işlemlerinin ($P < 0,001$) esas etkilerinin TP parametresi üzerinde istatistik olarak anlamlı olduğu bulundu. Ayrıca uygulanan renk tonu, uygulanma süresi ve yüzey işlemlerinin ikili ve üçlü etkilerinin de istatistik olarak anlamlı olduğu sonucu elde edildi.

Çizelge 4.1. Renk tonlarının, yüzey işlemlerinin ve sürenin TP parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi

Renk Tonu	Yüzey İşlemi	Süre			
		Kontrol (Kendinden renkli)	3 dk	5 dk	7 dk
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
A1	Glaze	16,12 ± 0,62 Aa1	14,78 ± 0,34 Ab1	14,49 ± 0,57 Ab1	14,50 ± 0,88 Ab1
	Polisaj	15,84 ± 0,40 Aa1	13,61 ± 0,27 Ac1	15,22 ± 0,31 Aab1	14,31 ± 0,80 Ab1
A2	Glaze	16,06 ± 0,44 Aa1	13,59 ± 3,17 Abc1	14,86 ± 0,22 Ab1	13,24 ± 0,25 Ac1
	Polisaj	15,00 ± 1,15 Aa12	13,83 ± 0,11 Aa1	13,01 ± 0,27 Bb2	13,11 ± 0,23 Ab1
A3	Glaze	15,96 ± 0,35 Aa1	14,42 ± 0,32 Ab1	13,12 ± 0,30 Ab2	13,86 ± 0,40 Ab1
	Polisaj	13,92 ± 0,28 Ba2	13,97 ± 0,57 Aa1	12,68 ± 0,14 Aa2	13,37 ± 0,63 Aa1
		<i>P değeri</i>			
Renk		<0,001			
Yüzey		<0,001			
Süre		<0,001			
Renk * Süre		<0,001			
Renk * Yüzey		0,041			
Süre * Yüzey		0,026			
Renk * Süre * Yüzey		<0,001			

Aynı renk ve aynı sürede ortak büyük harfe sahip olmayan yüzey işlemi ortalamaları farklıdır ($P<0,05$).

Aynı renk ve yüzey işleminde ortak küçük harfe sahip olmayan süre ortalamaları farklıdır ($P<0,05$).

Aynı süre ve aynı yüzey işleminde ortak rakama sahip olmayan renk ortalamaları farklıdır ($P<0,05$).

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma

Yukarıdaki çizelgeye göre, renk tonunun ve uygulanma süresinin TP parametresine birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P < 0,001$). Renk tonunun ve yüzeye uygulanan farklı işlemlerin TP parametresine birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P=0,041$, $P<0,05$). Solüsyonun uygulanma süresinin ve yüzey işleminin TP parametresine birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P=0,026$, $P<0,05$). Renk tonunun, uygulanma süresinin ve yüzeye uygulanan farklı işlemlerin TP parametresine birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$).

Glaze uygulanan gruplar içinde, kontrol grupları ile 3 dk, 5 dk ve 7 dk solüsyon uygulanan gruplar arasında TP değerlerindeki fark istatistik olarak anlamlı bulundu. A3 renkli ve polisaj uygulanan gruplar içinde, kontrol grubu ile değişen sürelerde solüsyon uygulanan

gruplar arasında TP değerlerindeki fark istatistik olarak anlamlı bulunmadı. Glaze ve polisaj işlemleri karşılaştırıldığında A2 renkli solüsyonun 5 dk uygulandığı grupta ve A3 renkli kontrol grubunda TP değerlerindeki fark istatistik olarak anlamlı bulundu. 3 dk ve 7 dk solüsyon uygulanan gruplarda, aynı yüzey işleminin uygulandığı farklı renk tonları arasında TP değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı fark bulunmadı.

En yüksek ortalama TP değeri kendinden A1 renkli ve glaze uygulanan grupta ($16,12 \pm 0,62$) ve en düşük ortalama TP değeri A3 renk solüsyonunda 5 dk bekletilen ve mekanik polisaj uygulanan grupta ($12,68 \pm 0,14$) bulundu. A1 renk solüsyonunun 5 dk uygulandığı grup ve A2 renk solüsyonun 3 dk uygulandığı grup hariç tüm gruplarda glaze uygulanan örneklerin TP değerleri mekanik polisaj uygulanan örneklerden yüksek bulundu.

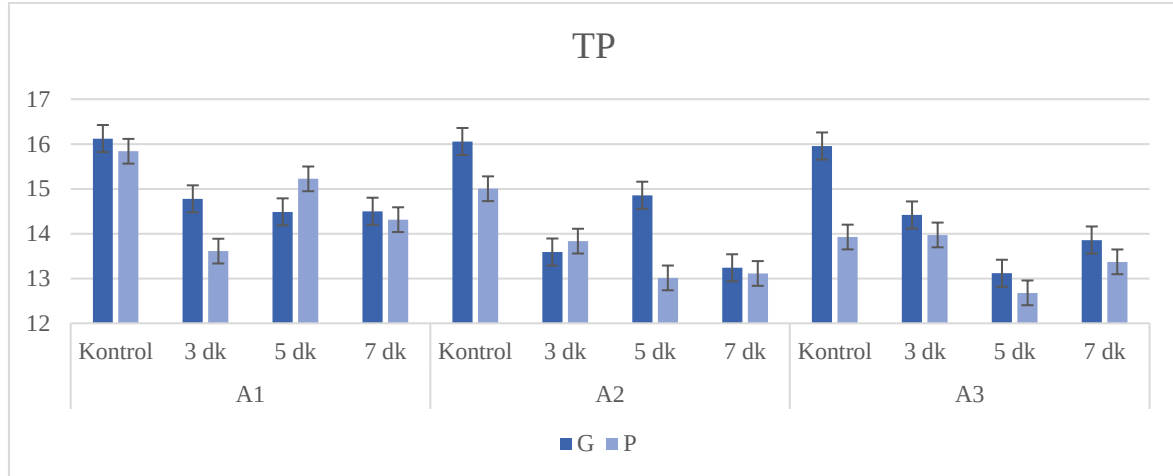
Renk tonlarına göre ortalama TP değerleri Çizelge 4.2’de ve Şekil 4.1’de gösterildi. Anlamlı fark bulunan gruplarda hangi değişkenlerin fark yarattığının belirlenmesi amacıyla yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre; A1-A2 ($P<0,001$) ve A1-A3 ($P<0,001$) renk tonları arasında TP değerine etkileri bakımından anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2. Renk tonları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Renk Tonu			Toplam
A1	A2	A3	
Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
14,86 $\pm$ 0,95	14,09 $\pm$ 1,55	13,91 $\pm$ 1,01	14,29 $\pm$ 1,27

¹Tukey çoklu karşılaştırma testine göre;
A1-A2 ($P<0,001$); A1-A3 ($P<0,001$); A2-A3 ($P=0,355$)

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.



Şekil 4.1. Renk tonlarına göre TP değerleri grafiği

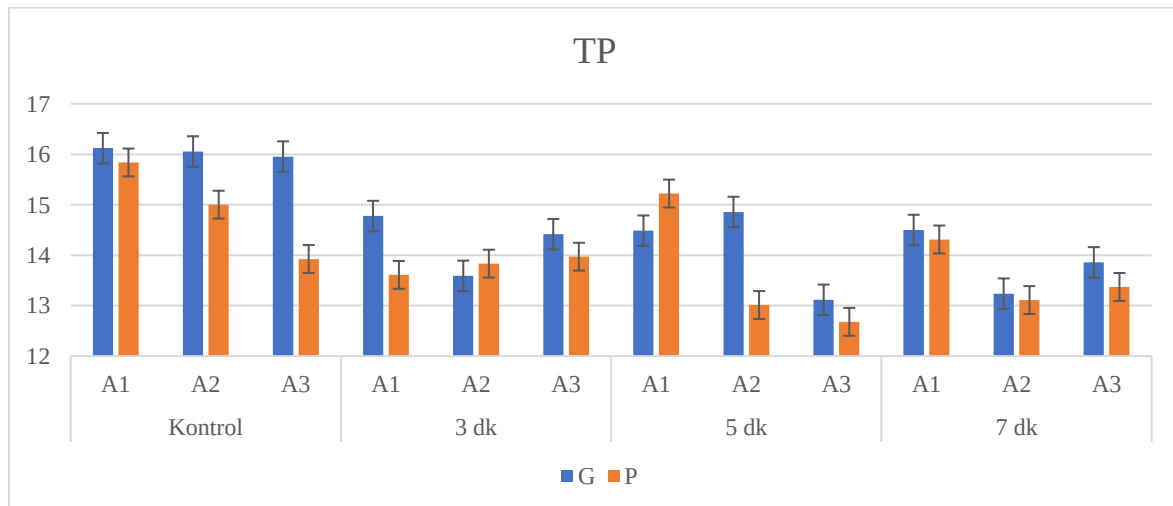
Solüsyon uygulanma sürelerine göre ortalama TP değerleri Çizelge 4.3'te ve Şekil 4.2'de gösterildi. Solüsyon uygulanma sürelerinde kontrol gruplarıyla 3 dk, 5 dk ve 7 dk uygulanan gruplar arasında ($P<0,001$) anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3. Uygulanma süreleri için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Süre				Toplam
Kontrol (Kendinden renkli)	3 dk	5 dk	7 dk	
Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
15,48 ± 0,99	14,03 ± 1,35	13,90 ± 1,05	13,73 ± 0,78	14,29 ± 1,27

¹Tukey çoklu karşılaştırma testine göre;
kontrol dk-3 dk ($P<0,001$); kontrol -5 dk ($P<0,001$); kontrol -7 dk ($P<0,001$); 3 dk-5 dk ($P=0,789$);
3 dk-7 dk ($P=0,176$); 5 dk-7 dk ($P=0,683$)

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.



Şekil 4.2. Solüsyon uygulanma sürelerine göre TP değerleri grafiği

Renk tonu, uygulanma süresi ve yüzey işlemlerinin ikili etkilerinde anlamlı farkı oluşturan değişkenlerin tespiti için Tukey çoklu karşılaştırma testi uygulandı. Hangi renk tonu $\times$ uygulanma süresi etkileşiminin anlamlı farklılığı yarattığı Çizelge 4.4'te belirtildi.

Çizelge 4.4. Renk tonu ve sürenin TP parametresi üzerinde birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Renk Tonu	Süre			
	Kontrol (Kendinden renkli)	3 dk	5 dk	7 dk
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
A1	15,98 $\pm$ 0,53 Aa	14,19 $\pm$ 0,67 Ab	14,85 $\pm$ 0,58 Ab	14,41 $\pm$ 0,83 Ab
A2	15,53 $\pm$ 1,01 ABa	13,71 $\pm$ 2,18 Ab	13,94 $\pm$ 0,98 Bb	13,17 $\pm$ 0,25 Bb
A3	14,94 $\pm$ 1,09 Ba	14,19 $\pm$ 0,51 Aa	12,90 $\pm$ 0,32 Cb	13,61 $\pm$ 0,57 ABb

Dikey olarak, ortak büyük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama TP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey's HSD, $P < 0,05$).

Yatay olarak, ortak küçük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama TP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey's HSD, $P < 0,05$).

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.

A3 renkli kontrol grubu ve 3 dk solüsyon uygulanan grup arasındaki fark hariç tüm kontrol grupları ve solüsyon uygulanan gruplar arasında TP değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulundu.

Uygulanan hangi renk tonu $\times$ yüzey işlemi etkileşiminin istatistik olarak anlamlı farklılığı yarattığı Çizelge 4.5'te verildi.

Çizelge 4.5. Renk tonu ve yüzey işlemlerinin TP parametresi üzerinde birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Renk Tonu	Yüzey İşlemi	
	Glaze	Polisaj
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
A1	14,97 $\pm$ 0,91 Aa	14,75 $\pm$ 0,98 Aa
A2	14,44 $\pm$ 1,91 Ba	13,74 $\pm$ 0,99 Bb
A3	14,34 $\pm$ 1,11 Ba	13,49 $\pm$ 0,69 Bb

Dikey olarak, ortak büyük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama TP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey's HSD, $P < 0,05$).

Yatay olarak, ortak küçük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama TP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey's HSD, $P < 0,05$).

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.

A2 ve A3 renkli gruplarda glaze ve mekanik polisaj arasındaki TP değerleri farkı istatistik olarak anlamlı bulundu.

Hangi uygulanma süresi $\times$ yüzey işlemi etkileşiminin istatistik olarak anlamlı farklılığı yarattığı Çizelge 4.6'da verildi.

Çizelge 4.6. Yüzey işlemleri ve sürenin TP parametresi üzerinde birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Süre	Yüzey İşlemi	
	Glaze	Polisaj
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
Kontrol (Kendinden renkli)	16,04 $\pm$ 0,47 Aa	14,92 $\pm$ 1,06 Ab
3 dk	14,26 $\pm$ 1,85 Ba	13,8 $\pm$ 0,39 Ba
5 dk	14,15 $\pm$ 0,85 Ba	13,64 $\pm$ 1,17 Ba
7 dk	13,87 $\pm$ 0,76 Ba	13,6 $\pm$ 0,79 Ba

Dikey olarak, ortak büyük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama TP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey's HSD, $P<0,05$).

Yatay olarak, ortak küçük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama TP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey's HSD, $P<0,05$).

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.

Solüsyon uygulanan gruplarda glaze ve mekanik polisaj işlemleri arasındaki TP değerlerinde istatistik olarak anlamlı fark bulunmazken, kontrol gruplarında iki yüzey işlemi arasında anlamlı fark bulundu. Her iki yüzey işlemi grubunda da kontrol gruplarıyla solüsyon uygulanan gruplar arasında TP değerlerinde istatistik olarak anlamlı fark bulundu.

4.1.2. Kontrast oranı (KO) değerleri

Renk gruplarının, solüsyon uygulanma süresinin ve uygulanan farklı yüzey işlemlerinin KO parametresi üzerindeki etkisinin araştırıldığı üç yönlü ANOVA sonuçları Çizelge 4.7'de verildi. Bu sonuçlara göre sadece renk tonunun KO parametresi üzerinde istatistik olarak anlamlı etkisi olduğu bulundu ($P<0,001$). Uygulanan renk tonu $\times$ uygulanma süresi ($P=0,379$, $P<0,05$), renk tonu $\times$ yüzey işlemi ($P=0,290$, $P<0,05$), uygulanma süresi $\times$ yüzey işleminin ($P=0,061$, $P<0,05$) ikili etkilerinin ve renk tonu $\times$ uygulanma süresi $\times$ yüzey işlemi ($P=0,072$, $P<0,05$) üçlü etkisinin hiçbirinin KO değerine istatistik olarak anlamlı etkisi bulunmadı.

Çizelge 4.7. Renk tonunun, yüzeyin ve sürenin KO parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi

Renk Tonu	Yüzey	Süre			
		Kontrol (Kendinden renkli)	3 dk	5 dk	7 dk
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
A1	Glaze	0,68 ± 0,01	0,69 ± 0,01	0,68 ± 0,01	0,68 ± 0,02
	Polisaj	0,68 ± 0,01	0,68 ± 0,01	0,68 ± 0,01	0,70 ± 0,03
A2	Glaze	0,70 ± 0,01	0,71 ± 0,06	0,70 ± 0,01	0,71 ± 0,01
	Polisaj	0,72 ± 0,05	0,70 ± 0,00	0,70 ± 0,01	0,70 ± 0,01
A3	Glaze	0,72 ± 0,00	0,70 ± 0,01	0,70 ± 0,01	0,69 ± 0,02
	Polisaj	0,72 ± 0,00	0,71 ± 0,01	0,71 ± 0,00	0,72 ± 0,03
<i>P değeri</i>					
<i>Renk</i>		<0,001			
<i>Yüzey</i>		0,234			
<i>Süre</i>		0,095			
<i>Renk * Süre</i>		0,379			
<i>Renk * Yüzey</i>		0,290			
<i>Süre * Yüzey</i>		0,061			
<i>Renk * Süre * Yüzey</i>		0,072			

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.

Yukarıdaki çizelgeye göre; renk tonunun KO parametresine etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$).

KO değerlerinde yüzey işlemleri açısından gruplar arasında belirgin bir üstünlük bulunmadı. KO değerindeki farklılık renk tonları arasında daha belirgindir. En yüksek ortalama KO değeri A3 renk solüsyonun 7 dk uygulandığı ve polisaj işlemi gerçekleştirilen grupta ($0,72 \pm 0,03$) ve en düşük KO değeri A1 renk solüsyonun 7 dk uygulandığı ve glaze uygulanan grupta ($0,68 \pm 0,02$) bulundu.

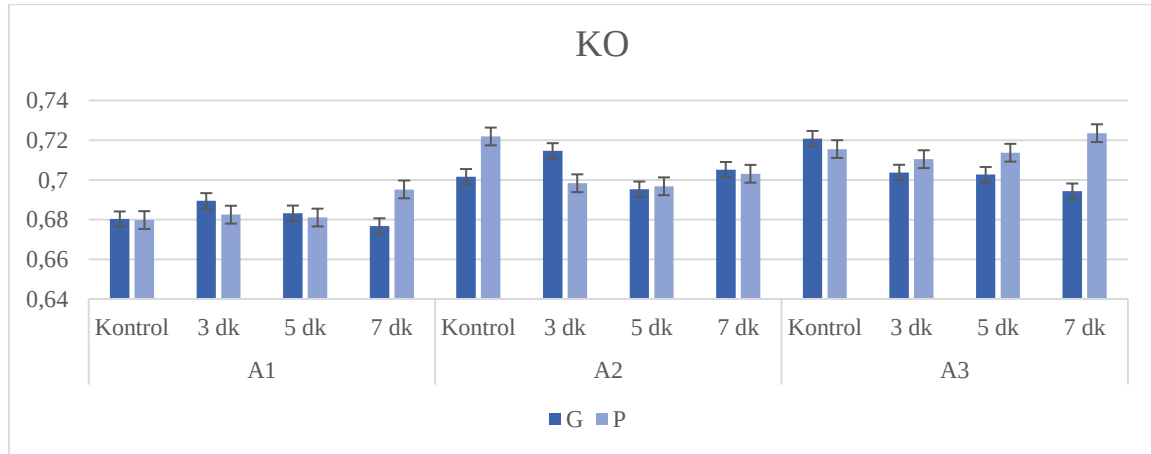
Renk tonlarına göre ortalama KO değerleri Çizelge 4.8’de ve Şekil 4.3’te gösterildi. Tukey testi sonucunda A1-A2 ($P<0,001$) ve A1-A3 ($P<0,001$) renk solüsyonları arasında KO değerine etkileri bakımından istatistik olarak anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.8).

Çizelge 4.8. Renk tonları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Renk Tonu			Toplam
A1	A2	A3	
Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
0,68 ± 0,02	0,70 ± 0,03	0,71 ± 0,02	0,70 ± 0,02

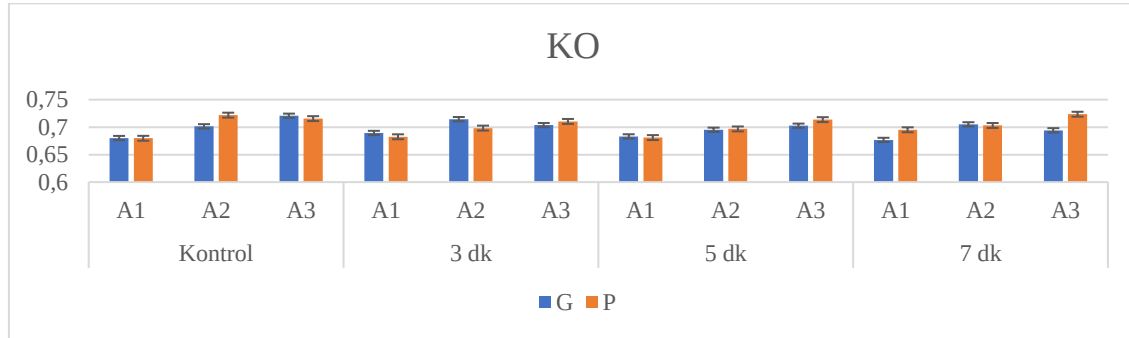
¹Tukey çoklu karşılaştırma testine göre;
A1-A2 ($P<0,001$); A1-A3 ($P<0,001$); A2-A3 ($P=0,164$)

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.



Şekil 4.3. Renk tonlarına göre KO değerleri grafiği

Solüsyon uygulanma sürelerine göre ortalama KO değerleri Şekil 4.4’de gösterildi.



Şekil 4.4. Solüsyon uygulanma sürelerine göre KO değerleri grafiği

4.1.3. Opalesans parametresi (OP) değerleri

Renk gruplarının, solüsyon uygulanma süresinin ve uygulanan farklı yüzey işlemlerinin OP parametresi üzerindeki etkisinin araştırıldığı üç yönlü ANOVA sonuçları Çizelge 4.9’da verildi. Buna göre, uygulanan renk tonu ($P<0,001$), uygulanma süresi ($P<0,001$) ve

yüzey işlemlerinin ($P<0,001$) esas etkilerinin OP parametresi üzerinde istatistik olarak anlamlı olduğu bulundu. Ayrıca uygulanan renk tonu $\times$ uygulanma süresi ve uygulanma süresi $\times$ yüzey işlemlerinin ikili etkileri ile renk tonu $\times$ uygulanma süresi $\times$ yüzey işlemlerinin üçlü etkilerinin istatistik olarak anlamlı olduğu sonucu elde edildi.

Çizelge 4.9. Renk tonunun, yüzey işlemlerinin ve sürenin OP parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi

Renk Tonu	Yüzey İşlemi	Süre			
		Kontrol (Kendinden renkli)	3 dk	5 dk	7 dk
		Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
A1	Glaze	8,57 $\pm$ 0,67 Aa2	7,52 $\pm$ 0,34 Aab1	6,73 $\pm$ 0,35 Bb1	6,77 $\pm$ 0,95 Bb1
	Polisaj	8,84 $\pm$ 0,27 Aa1	7,73 $\pm$ 0,31 Aa2	7,95 $\pm$ 0,72 Aa1	8,18 $\pm$ 0,78 Aa1
A2	Glaze	10,53 $\pm$ 0,42 Aa1	6,40 $\pm$ 1,51 Bc1	7,91 $\pm$ 0,38 Ab1	7,54 $\pm$ 0,59 Abc1
	Polisaj	10,40 $\pm$ 0,35 Aa2	8,21 $\pm$ 0,25 Ab12	7,93 $\pm$ 0,49 Ab1	8,36 $\pm$ 0,15 Ab1
A3	Glaze	11,80 $\pm$ 0,45 Aa1	8,40 $\pm$ 0,41 Ab1	7,43 $\pm$ 0,51 Ab1	6,74 $\pm$ 1,90 Bb1
	Polisaj	10,40 $\pm$ 0,25 Ba2	8,95 $\pm$ 1,01 Ab1	8,33 $\pm$ 0,35 Ab1	9,15 $\pm$ 0,77 Ab1
<i>P değeri</i>					
Renk		<0,001			
Yüzey		<0,001			
Süre		<0,001			
Renk * Süre		<0,001			
Renk * Yüzey		0,741			
Süre * Yüzey		<0,001			
Renk * Süre * Yüzey		<0,001			

Aynı renk ve aynı sürede ortak büyük harfe sahip olmayan yüzey işlemi ortalamaları farklıdır ($P<0,05$).

Aynı renk ve yüzey işleminde ortak küçük harfe sahip olmayan süre ortalamaları farklıdır ($P<0,05$).

Aynı süre ve aynı yüzey işleminde ortak rakama sahip olmayan renk ortalamaları farklıdır ($P<0,05$).

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.

Yukarıdaki çizelgeye göre, renk tonunun ve uygulanma süresinin OP parametresine birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$). Solüsyonun uygulanma süresinin ve yüzey işleminin OP parametresine birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$). Renk tonunun, uygulanma süresinin ve yüzeye uygulanan farklı işlemlerin OP parametresine birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$).

A2 ve A3 renkli kontrol grupları ve solüsyon uygulanan gruplar arasında OP değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulundu. A1 rengine ise polisaj uygulanan grup içinde kontrol ve solüsyon uygulanan grupların OP değerlerinde istatistik olarak anlamlı fark bulunmazken, glaze uygulanan örneklerde kontrol grubu ile 5 dk ve 7 dk solüsyon uygulanan gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu. Solüsyon uygulanan gruplarda kendi içinde OP değerlerinde genellikle istatistik olarak anlamlı fark bulunmadı. Glaze ve polisaj işlemleri karşılaştırıldığında; A3 renkli kontrol grubu, A2 renkli solüsyonun 3 dk uygulandığı grup, A1 renkli solüsyonun 5 dk ve 7 dk uygulandığı gruplar ve A3 renkli solüsyonun 7 dk uygulandığı grupta istatistik olarak anlamlı fark bulundu. 5 dk ve 7 dk solüsyon uygulanan gruplarda, aynı yüzey işleminin uygulandığı farklı renk tonları arasında OP değerleri bakımından istatistik olarak anlamlı fark bulunmadı.

En yüksek OP değeri A3 renkli kontrol örneklerine glaze uygulanan grupta ($11,80 \pm 0,45$) ve en düşük OP değeri A2 renk solüsyonun 3 dk uygulandığı ve glaze uygulanan grupta ($6,40 \pm 1,51$) elde edildi. A2 ve A3 kontrol grupları ve A3 solüsyonun 7 dk uygulandığı ve polisaj işlemi gerçekleştirilen grup hariç tüm OP parametresi değerleri 4 ile 9 arasında bulundu. A2 ve A3 renk solüsyonu uygulanmayan kontrol grupları hariç tüm gruplarda mekanik polisaj uygulanan örneklerin OP değeri glaze uygulanan örneklerden yüksek bulunmuştur.

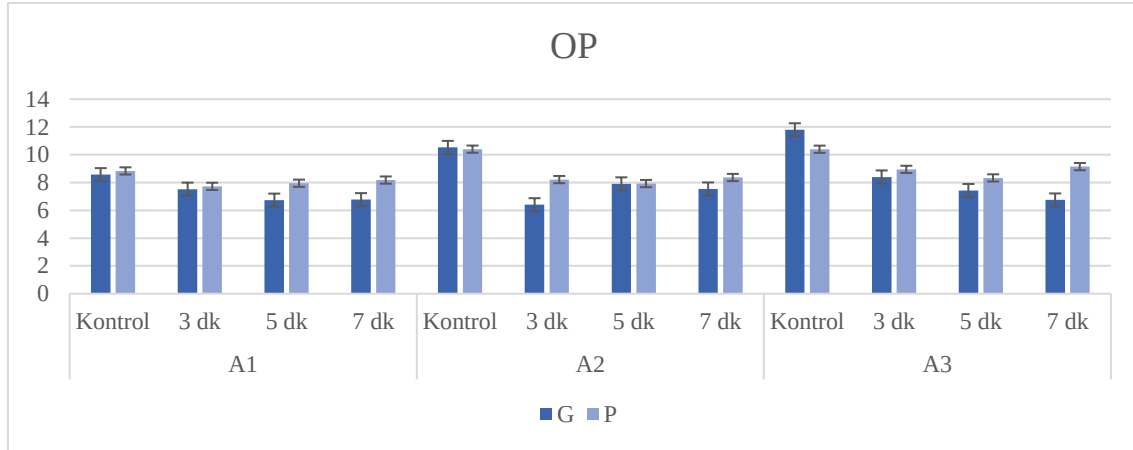
Renk tonlarına göre ortalama OP değerleri Çizelge 4.10'da ve Şekil 4.5'te gösterildi. Post Hoc Tukey testi sonucunda A1-A2 ($P<0,001$), A1-A3 ($P<0,001$) ve A2- A3 ($P<0,001$) renk tonları arasında OP değerine etkileri bakımından anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Renk tonları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Renk Tonu			Toplam
A1	A2	A3	
Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
7,79 $\pm$ 0,92	8,41 $\pm$ 1,46	8,90 $\pm$ 1,72	8,37 $\pm$ 1,48

¹Tukey çoklu karşılaştırma testine göre;
A1-A2 ($P<0,001$); A1-A3 ($P<0,001$); A2-A3 ($P<0,001$)

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.



Şekil 4.5. Renk tonlarına göre OP değerleri grafiği

Solüsyon uygulanma sürelerine göre ortalama OP değerleri Çizelge 4.11’de ve Şekil 4.6’da gösterildi. Solüsyon uygulanma sürelerinde ise kontrol gruplarıyla 3 dk, 5 dk ve 7 dk uygulanan gruplar arasında OP değerine etkileri açısından anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.11).

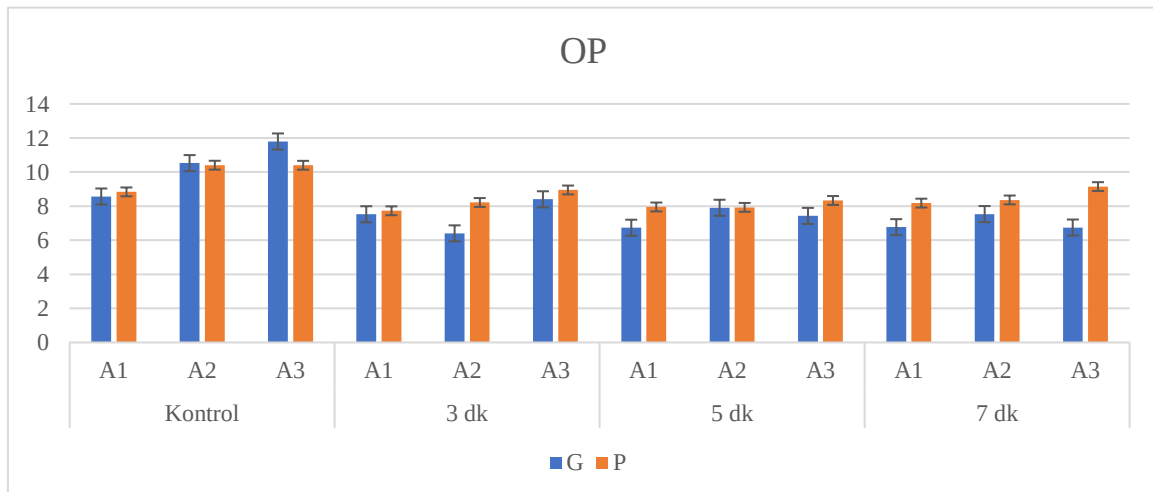
Çizelge 4.11. Uygulanma süreleri için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Süre				Toplam
Kontrol (Kendinden renkli)	3 dk	5 dk	7 dk	
Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
10,09 ± 1,18	7,87 ± 1,11	7,71 ± 0,69	7,79 ± 1,30	8,37 ± 1,48

¹Tukey çoklu karşılaştırma testine göre;

kontrol-3 dk ($P<0,001$); kontrol-5 dk ($P<0,001$); kontrol -7 dk ($P<0,001$); 3 dk -5 dk ($P=0,627$); 3 dk-7 dk ($P=0,927$); 5 dk-7 dk ($P=0,937$)

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.



Şekil 4.6. Solüsyon uygulanma sürelerine göre OP değerleri grafiği

Renk tonu, uygulanma süresi ve yüzey işlemlerinin ikili etkilerinde anlamlı farkı oluşturan değişkenlerin tespiti için Tukey çoklu karşılaştırma testi uygulandı. Hangi renk tonu $\times$ uygulanma süresi etkileşiminin anlamlı farklılığı yarattığı Çizelge 4.12’de belirtildi.

Çizelge 4.12. Renk tonu ve sürenin OP parametresi üzerindeki birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Renk Tonu	Süre			
	Kontrol (Kendinden renkli)	3 dk	5 dk	7 dk
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
A1	8,70 $\pm$ 0,52 Ba	7,63 $\pm$ 0,33 Bb	7,34 $\pm$ 0,83 Ab	7,47 $\pm$ 1,11 Ab
A2	10,47 $\pm$ 0,38 Aa	7,31 $\pm$ 1,40 Bb	7,92 $\pm$ 0,43 Ab	7,95 $\pm$ 0,60 Ab
A3	11,10 $\pm$ 0,80 Aa	8,68 $\pm$ 0,80 Ab	7,88 $\pm$ 0,63 Ac	7,95 $\pm$ 1,87 Abc

Dikey olarak, ortak büyük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama OP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey’s HSD, $P<0,05$).

Yatay olarak, ortak küçük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama OP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey’s HSD, $P<0,05$).

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.

Tüm renk tonlarındaki kontrol grupları ile solüsyonla renklendirilen gruplar arasında OP değerlerindeki fark istatistik olarak anlamlı bulundu. 5 dk ve 7 dk solüsyon uygulanan gruplarda renk tonları arasındaki OP değerleri farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Hangi uygulanma süresi $\times$ yüzey işlemi etkileşiminin istatistik olarak anlamlı farklılığı yarattığı Çizelge 4.13’te verildi.

Çizelge 4.13. Yüzey işlemi ve sürenin OP parametresi üzerindeki birlikte etkisi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma sonuçları

Süre	Yüzey İşlemi	
	Glaze	Polisaj
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
Kontrol (Kendinden renkli)	10,30 $\pm$ 1,44 Aa	9,88 $\pm$ 0,80 Aa
3 dk	7,44 $\pm$ 1,22 Bb	8,30 $\pm$ 0,79 Ba
5 dk	7,36 $\pm$ 0,64 Bb	8,07 $\pm$ 0,56 Ba
7 dk	7,02 $\pm$ 1,28 Bb	8,56 $\pm$ 0,75 Ba

Dikey olarak, ortak büyük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama OP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey’s HSD, $P<0,05$).

Yatay olarak, ortak küçük harfe sahip olmayan gruplar arasındaki ortalama OP değerleri birbirinden farklıdır (Tukey’s HSD, $P<0,05$).

*Ort: Ortalama, SS:Standart sapma.

Kendinden renkli gruplarda glaze ve mekanik polisaj işlemleri arasındaki OP değerlerinde istatistik olarak anlamlı fark bulunmazken, solüsyonu uygulanan gruplarda iki yüzey işlemi arasında anlamlı fark bulundu ($P<0,05$). Her iki yüzey işlemi grubunda da kontrol gruplarıyla solüsyon uygulanan gruplar arasında OP değerlerinde istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($P<0,05$).





5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı tonlardaki renklendirme solüsyonlarının değişik sürelerle uygulanmasının ve restorasyon yüzey bitiminde uygulanan glaze ile mekanik polisaj işlemlerinin yarı sinterize translusent zirkonyanın optik özelliklerine etkisi incelendi. Kendinden renkli yarı sinterize translusent zirkonya kontrol grubu olarak kullanıldı. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre renklendirme işlemlerinde hem farklı renk tonunda solüsyon kullanılmasının hem de renklendirme solüsyonunda bekletme süresinin zirkonyanın optik özelliklerine etkisi olduğu gözlemlendi. Bu bulgulara göre renklendirme işlemlerinin monolitik zirkonyanın optik özelliklerine etki etmeyeceği sıfır hipotezi reddedildi. Ayrıca, uygulanan yüzey işlemlerinin de bu çalışmada değerlendirilen optik özellikler üzerinde anlamlı etkisi olduğu gözlemlendi.

Y-TZP materyali, diğer seramiklere göre daha yüksek sertlik, bükülme ve kırılma dayanımına sahip olmasının yanı sıra diş dokularına benzer rengi ile altyapı olarak kullanıldığında metal destekli restorasyonlara alternatif mekanik dayanıma sahip ancak daha estetik restorasyonların üretilmesini sağlamaktadır. Y-TZP, sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanımının yanında implant dayanağı ve implant destekli hibrit protezlerin altyapılarının üretiminde de estetik materyal alternatifi olarak görülmüştür [78]. Ancak zirkonya altyapıların cam seramik veneer materyalleri ile bağlantı problemleri, translüsensliğinin artırılıp monolitik kron, köprü ve implant destekli restorasyonların üretimini gündeme getirmiştir. Monolitik olarak kullanılan translusent zirkonya restorasyonlarda estetiğin sağlanması için renklendirme işlemi önem taşımaktadır [19].

Monolitik zirkonya restorasyonların doğal dişlerle renk uyumunu sağlayacak estetik özellikleri kazanması için uygun renklendirme işlemlerine tabi tutulması gerekmektedir. Zirkonya; toz halindeyken renklendirici maddeler eklenip renkli monolitik zirkonya bloklar şeklinde üretilebilmekte veya restorasyonun üretiminden sonra sinterizasyon öncesinde renklendirilmek üzere renksiz bloklar da bulunmaktadır. Restorasyon renksiz bloklardan kazıma ünitesinde şekillendirildikten sonra, sinterizasyondan önce solüsyonlara batırılmakta ya da fırça yardımıyla renklendirici solüsyonlar yüzeyi boyunca uygulanabilmektedir. Ayrıca sinterizasyon işleminden sonra da dış boyama yöntemi ile renklendirme gerçekleştirilebilmektedir [11, 56]. Kullanılan renklendirme tekniklerinden

fırçayla uygulamanın farklı bölgeleri renklendirmede avantajlı olduğu [14] ancak solüsyona daldırmanın doğru uygulandığında doğal diş renklerinin sağlanmasında daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmektedir [95-97]. Bu çalışmada kendinden renkli monolitik zirkonya (A1, A2 ve A3) bloklar ve solüsyonlarla renklendirilmek üzere renksiz monolitik zirkonya bloklar kullanıldı. Renklendirme işlemi renk solüsyonlarına daldırma yöntemiyle uygulandı.

Zirkonya restorasyonların üretiminde kendinden renkli blokların kullanımı, renksiz blokların kullanımına göre; renklendirme uygulaması gibi ilave bir aşamaya gerek duyulmaması ve oklüzal uyumlamalar sonrası renk stabilitesini koruması gibi avantajlara sahiptir [11]. Renksiz blokların solüsyonla renklendirilmesinde, renklendirici bileşenler yüzeyden itibaren belirli bir derinliğe kadar nüfuz edebilmektedir. Oklüzal uyumlamalar amacıyla restorasyon yüzeyinden yapılan aşındırmalar, renklendirilmiş tabakayı kaldırarak restorasyonun renk uyumunu bozabilmektedir [98]. Bu sebeplerle restorasyonun tüm kitlesi boyunca materyalin homojen renge sahip olduğu kendinden renkli bloklar kullanım kolaylığı sağlar. Ancak bölgesel olarak renk değişiklikleri gösteren doğal dişlerle veya diğer porselen restorasyonlarla renk uyumu sağlanması gerektiğinde kendinden renkli bloklar istenen sonuçları vermeyebilir [11]. Böyle durumlarda renksiz bloklarda bölgesel renklendirme uygulamaları ile istenen renk çeşitliliği sağlanabilir. Son yıllarda bölgesel olarak renklendirilmiş monolitik zirkonya bloklar üretilmiş olmasına rağmen, insan dişinin çok fazla varyasyona sahip olması sebebiyle solüsyonlarla renklendirme halen pratikte yaygın kullanıma sahip olan bir tekniktir [33]. Bu nedenle çalışmamızda hem kendinden renkli hem de solüsyonda renklendirilen monolitik zirkonya materyallerinin optik özellikleri değerlendirilmekte ve karşılaştırılmaktadır.

Monolitik zirkonyanın solüsyonda bekletilerek renklendirilmesinin optik özellikleri üzerindeki etkileri üzerine mevcut literatürde çalışmalara rastlanmaktadır [4, 12, 29, 30, 56, 99], Bu çalışmalarda solüsyon uygulanma sayısının [14, 18, 93, 100], solüsyon uygulanma süresinin [28, 31, 101], farklı solüsyon uygulama tekniklerinin [96, 97] renk ve optik özelliklere etkisi ve solüsyonla elde edilen rengin stabilitesi [19, 98] incelenmiştir. Ek olarak kalınlığın optik özelliklere etkisi [21, 102, 103] değerlendirilmiştir. Bu çalışmada; renksiz blokların A1, A2 ve A3 renk solüsyonları ile renklendirme işleminde solüsyonda bekletme süresinin optik özellikler üzerine etkisi değerlendirilirken A1, A2 ve A3 renklerindeki kendinden renkli bloklar her bir renk tonu için kontrol grubu olarak kabul

edildi. Kendinden renkli bloklarda materyalin renklendirmesi, üretici tarafından ideal ve kontrollü koşullarda üretildikleri ve kullanıcının uygulama şartlarından etkilenmedikleri için bu çalışmada her bir renk grubu için kontrol grubu olarak değerlendirilmektedir. Renklendirme işlemi; örneklerin 3 dk, 5 dk ve 7 dk renk solüsyonlarına daldırıldığı gruplarda uygulandı. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya materyali için renklendirme solüsyonunun uygulanma süresi üretici önerilerine göre 5 dk'dır. Çalışmada üretici firma önerisine göre azaltılmış ve arttırılmış renklendirme sürelerinin optik özelliklere etkisi incelenmesi amaçlandı. Çünkü pratik uygulamada renk yoğunluğunun arttırılması veya azaltılması amacıyla veya solüsyonda bekletme sürelerine özen gösterilmemesi sonucu firma önerilerinin dışına çıkılabilmektedir.

Mevcut literatürde değişen renklendirme sürelerinin elde edilecek renk tonuna etkisini değerlendiren çalışmalara rastlanmıştır [28, 101]. Solüsyonda bekletme süresinin uzaması zirkonyanın optik özelliklerini etkilemekte ve istenen rengin elde edilememesine neden olmaktadır [28]. Renklendirme solüsyonunun farklı sürelerde uygulandığı ve kendinden renkli kontrol grubunun bulunduğu bir çalışmada, iki grup arasında renk farkı anlamlı bulunmuş ve renklendirme işleminin istenen rengi sağlamada güvenilirliği tartışmalı bulunmuştur [101]. Ancak aynı marka solüsyon kullanılarak benzer yöntemle renklendirme uygulanan bir çalışmada, üreticinin önerdiği sürede renklendirilen gruplarla kontrol grupları arasında değişiklik gözlemlenmediği ama süre arttırıldıkça rengin istenen tondan uzaklaştığı belirtilmiştir [28]. Sabet ve diğerlerinin [31] çalışmasında ise farklı sürelerde renklendirme solüsyonlarında bekletilen ve farklı sinterleme sıcaklıklarının uygulandığı zirkonya örneklerden, ideal optik özelliklerin, solüsyonda bekletme süresinin düşük, sinterleme sıcaklığının yüksek olduğu grupta oluştuğu belirtilmektedir. Renk solüsyonunda bekletme sürelerinin renk değişimine etkisinin incelendiği başka bir çalışmada, önerilen sürenin üzerinde solüsyon uygulandığında renk değişimi, solüsyon uygulanmayan ve önerilen süre uygulanan örneklerle göre gözle görülür şekilde artmaktadır [104]. Bu çalışmada solüsyonda bekletme süresi KO parametresine anlamlı olarak etki etmezken, TP ve OP parametrelerinde uygulanan yüzey işlemine göre değişiklik gösterecek şekilde etki etmiştir.

Solüsyonla renklendirme sırasında renk verici pigmentler zirkonya restorasyonların yüzeyinden belli bir derinliğe kadar aşamalı olarak ilerleyebilmektedir [98]. Penetrasyon derinliği olarak ifade edilen bu derinliğin miktarı tam olarak bilinmemektedir.

Restorasyonun renklendirilmesi sonrası oklüzal uyumlama yapıldığında renk derinliğinin belirsizliği elde edilen renk tonunun değişmesi gibi problemlere yol açabilmektedir [98]. Giti ve diğerleri [100] her 500 µm derinlikte, Kim ve diğerleri [21] her 100 µm derinlikte renk değişimi gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Penetrasyon derinliğinin tekrarlanan renk uygulamaları ile artırıldığı belirtilmiştir [98].

Renklendirme solüsyonlarının kullanımının zirkonyanın parlaklığını belirgin şekilde azalttığı [56] ve solüsyonunun uygulanma sayısındaki artışın monolitik zirkonyanın parlaklık ve opalesansını azaltıp rengini ise daha sarımsı hale getirdiği bilinmektedir [18, 93, 100]. Bu sonuca benzer olarak Shah ve diğerleri [99] seryum ve bizmut tuzlarını içeren renklendirici solüsyonların 3Y-TZP'nin rengi üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, renk değişiminin kabul edilebilir olduğu ancak renklendirme uygulanan grupların kontrol gruplarına göre daha sarımsı bir renkte olduklarını rapor etmiştir. Ancak çalışmada solüsyon uygulama sayısının artırılması ile TP değerinde anlamlı değişiklik izlenmediği ve renk solüsyonu uygulanmasının translusensi özelliğine etkili olmayacağı da savunulmaktadır [18, 23].

Translusensi restoratif materyallerde estetiğin sağlanmasında önemli özelliklerdendir. Translusensi daha çok zirkonyanın yoğunluğu ve yapısındaki por miktarı ve boyutuyla ilgilidir. Aynı zamanda, mikrokristalin yapısından, içeriğinden, tanecik boyutundan, sinterleme sıcaklığından ve materyalin kalınlığı gibi birçok faktörden etkilenmektedir [12, 23, 24, 78]. Translusensiyi artırmak için itriyum içeriğinin artırılması, alumina içeriğinin azaltılması [103] kübik fazın artırılması, tanecik sınırlarının sayısının azaltılması gibi uygulamalar yapılabilmektedir [12]. Ayrıca zirkonyanın translusensi özelliği markalar arasında belirgin değişiklik göstermektedir [103, 105]. Translusensi ölçümü için genellikle TP ve KO oranları değerlendirilir. KO materyalin siyah arka plan üzerinde yansımasının beyaz arka plan üzerindeki yansımasına oranıdır ve "1" ile "0" arasında bir değer alır. "0" değeri şeffaf yani tamamen translusent, "1" değeri materyalin tamamen opak olduğu anlamına gelmektedir. TP değerinde ise "0" olan materyal tamamen opak iken TP değeri arttıkça translusensi artar [78, 79]. Bu çalışmada TP değeri en yüksek ve en düşük olan gruplar sırasıyla kendinden A1 renkli ve glaze uygulanan ve A3 renk solüsyonunun 5 dk uygulandığı ve mekanik polisaja tabi tutulan gruplarda tespit edildi. Uygulanan renklendirme işlemlerinin translusensi özelliğine etkisi üzerine çalışmalar yapılmıştır. Sen ve diğerlerinin [12] yaptığı çalışmada bu sonuca benzer şekilde solüsyonla renklendirilen

zirkonya örneklerin TP değerlerinin kendinden renkli örneklerle göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Sabet ve diğerlerinin [31] çalışmasında da renklendirme uygulanmamış kontrol grubunun translusensi özelliğinin solüsyonla renklendirilen gruplardan daha fazla olduğu belirtilmiştir. Benzer olarak bu çalışmada elde edilen verilere göre renklendirme işlemlerinin monolitik zirkonya materyalinin TP değerini etkilediği görülmektedir. Tüm renklendirme sürelerinde solüsyonla renklendirilen gruplardaki TP değerleri, kendinden renkli kontrol gruplarına göre daha düşük bulundu. Buna göre üretici firmanın önerdiği renklendirme süresinin (5 dk) uygulanması durumunda bile solüsyonla renklendirmenin monolitik zirkonya restorasyonların translüsensisini azalttığı söylenebilir. Bu durumun kendinden renkli blokların yapısındaki renklendirici bileşenlerin üretim esnasında kitle boyunca dağıtılırken, solüsyonla renklendirme esnasında renklendiricilerin yüzeyde belirli bir derinlikteki bir tabakada yer almasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bu sonuca göre translusensi özelliğinin yüksek olması istenen durumlarda kendinden renkli blokların kullanımı solüsyonla renklendirme işlemi uygulanması yerine tercih edilebilir.

Opalesans maddenin iletilen ışıktaki sarımsı-kırmızı, dik olarak saçılan ışıktaki mavi görünmesini sağlayan özelliktir [74]. Restorasyona daha doğal ve canlı bir görünümle birlikte derinlik kazandırmaktadır. Opalesans değeri 4 ile 9 arasında olan maddelerin gözle görülür opalesans özelliğine sahip olduğu kabul edilmektedir. Renklendirme işlemlerinin tekrarlanma sayısı arttıkça opalesansın azaldığı sonucuna varılmıştır [18, 23]. Bu çalışmada kontrol grupları tüm renklerde en yüksek OP değerlerine sahipken, A2 ve A3 renkli kontrol grupları hariç tüm OP değerleri 4-9 arasındadır. Bu durum solüsyonla renklendirme işlemi sonrası monolitik zirkonyanın opalesans özelliğinin mevcut olduğunu göstermektedir.

Farklı renk tonlarında zirkonya altyapıların (light, medium, intense) translusensi özelliği incelendiğinde (0,6 mm örneklerde ortalama KO 0,877-0,880 arası) zirkonyanın KO değerlerine göre kısmen translusent olduğu ve bu özelliğin renk çeşidine göre klinik olarak anlamlı olmasa da belirgin bir değişiklik gösterdiği bildirilmiştir [30]. Mevcut çalışmada elde edilen KO değerleri, değişen solüsyon uygulama sürelerinden etkilenmezken, renk tonundan anlamlı şekilde etkilenmektedir. En yüksek KO değeri (0,724) A3 renkli solüsyonda 7 dk bekletilen ve mekanik polisaj uygulanan grupta görüldü, A1 renkli solüsyonda 7 dk bekletilmiş ve glaze uygulanmış (0,676) grupta ise en düşük KO değeri bulundu. Benzer olarak Tuncel ve diğerleri [4] çalışmalarında solüsyon uygulanmayan

kontrol grubuna kıyasla değişen renk tonlarında solüsyon uygulanan grupların translusensi özelliklerinin farklı olduğunu, renklendirilen grupların KO değerlerinin kontrol grubundan yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Solüsyonla renklendirme işlemi istatistik olarak farklılıklara yol açsa da klinik olarak bu farklılıkların önemi olup olmadığı tartışmalıdır [30]. Liu ve diğerleri [106] çalışmalarında insan gözünün KO değerindeki 0,07 ve daha fazla değişikliği ancak gözlemleyebildiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada kaydedilen KO değerleri açısından gruplar arasında farklar 0,07'den daha küçüktür. Bu durumda farklı gruplar arasındaki KO değerlerindeki değişiklik insan gözüyle algılanabilecek boyutta değildir. Ancak klinik kullanımda zirkonya restorasyonlar metal destekli bir restorasyonun sahip olduğu KO değerinden (KO=1) daha düşük değerlere sahip olduğundan estetik olarak daha başarılıdır.

Materyal kalınlığı da zirkonya restorasyonların translusensi özelliğini etkilemektedir. Bu çalışmada kullanılan monolitik zirkonya örneklerin sinterizasyon sonrası kalınlıkları 1 mm olacak şekilde hazırlandı. Monolitik restorasyon için üretici önerisi insizal ve oklüzal yüzeyler için minimum 1 mm, bukkal ve lingual kalınlıklar için minimum 0,8 - 1 mm olarak belirlenmiştir. Monolitik zirkonyanın üç farklı kalınlıkta incelendiği bir çalışmada, diğer değişkenlerden bağımsız olarak kalınlığın azalmasıyla L* değerinde belirgin düşüş görüldüğü bildirilmiştir [103]. Ayrıca zirkonya kalınlığının azaltılmasının TP değerini artırdığı belirtilmiş, kalınlığın azaltılmasıyla a* değeri artmış ve b* değeri genellikle azalmıştır [21, 102]. Bu çalışmada, renklendirme süresinin ve solüsyonun renk tonunun optik özellikler üzerine etkisinin incelenmesi amaçlandığı için örnek kalınlığı standart olarak hazırlanmıştır. Çalışmada sinterizasyon sonrası $1 \pm 0,2$ mm olarak standardize edilen örnek kalınlığının seçilmesinin sebebi klinik uygulamada monolitik restorasyonlarda yaygın kullanılan materyal kalınlığı olmasıdır.

Protetik restorasyonların doğal dişlerle uyumlu renkte üretilebilmesi, renk ölçümünün doğru yapılmasından önemli oranda etkilenmektedir. Diş hekimliğinde renk ölçümü görsel veya aletsel yöntemlerle gerçekleştirilebilmektedir. Görsel ölçüm sıklıkla kullanılsa da daha objektif sonuçlar elde etmek için aletsel yöntemler daha başarılı olmaktadır [81, 84]. Aletsel renk ölçümünde kullanılan cihazlardan biri olan spektrofotometreler, dental materyallerin yüzey renklerinin ölçülmesinde ve renk farklılıklarının belirlenmesinde kullanılmaktadır [86]. Ortam ışıklandırması ve renk ölçüm cihazının görüntüleme özellikleri renk ölçümünü etkileyebilmektedir. CIE standartlarına göre D65 ışıklandırması

renk ölçümünde standart kabul edilmektedir. Işık yoğunluğundaki değişimler cismin renginde değişikliğe sebep olabilmektedir [34]. Bu çalışmada L^* , a^* ve b^* değerleri D65 ışıklandırması altında taşınabilir spektrofotometre cihazı ile ölçülmüştür. Kullanılan cihaz klinikte renk tonuna karar verme açısından yeterli gelişime sahiptir [74]. Renk ölçümü sırasında ortam ışıklandırmasının yanı sıra arka plan rengi de sonucu etkilemektedir. Translusensi parametresi (TP), kontrast oranı (KO) ve opalesans parametresi (OP) değerlerinin hesaplanabilmesi için örneklerin renk değerleri ölçülürken siyah ve beyaz arka plan kullanılmıştır.

Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanmasındaki son aşama glaze ya da polisaj uygulanmasıdır. Yüzey işlemlerinin zirkonyanın yüzey karakteristiğini değiştirerek görünümünü ve rengini etkileyebildiği bilinmektedir [23, 24]. Restorasyonların son aşamasında ağız içinde uyumlama yapılmasını gerektiren durumlarla karşılaşılabilir. Yüzey bitirme işlemi olarak glaze uygulandığı durumda oklüzal uyumlamalar glaze tabakasının uzaklaştırılmasına sebep olmaktadır. Ayrıca glaze tabakasının tekrar oluşturulması için restorasyonun tekrar fırınlanması gerektiğinden restorasyonun hastaya teslim edilme süresini uzatmaktadır [107, 108]. Bu gibi durumlarda yüzey işlemi olarak polisaj uygulanması alternatif olabilmektedir. Ayrıca oklüzal kuvvetlerin yüksek olduğu bölgelerde glaze tabakası aşınmaya eğilimli olabileceğinden yüzey işlemi olarak mekanik polisajın uygulaması önerilmektedir. Daha parlak yüzeylere ihtiyaç duyulan estetik bölgede ise glaze uygulaması öncesinde mekanik polisaj uygulanması, glaze tabakasının aşınması durumunda pürüzlü restorasyon yüzeyinin açığa çıkmasını önlemektedir [2, 109]. Bu çalışmada yüzey işlemi olarak tüm gruptaki örneklerin yarısının yüzeyine glaze işlemi uygulanırken diğer yarısına değişen boyutlarda grenlere sahip porselen lastikleriyle mekanik polisaj yapıldı. Çalışmada uygulanan glaze ve mekanik polisaj işlemlerinin bazı optik özelliklere etkisi anlamlı bulundu. Renklendirme solüsyonu uygulama sayısının ve yüzey işlemlerinin (glaze ve mekanik polisaj) monolitik zirkonyanın translusensi ve opalesansı üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada bu değişkenlerin ikili etkileşimlerinin TP ve OP değerleri üzerinde anlamlı etkisi olduğu, yüzey işlemlerinin tek başına TP değerinde belirgin etki yaratmadığı bildirilmiştir [23]. Monolitik zirkonya yüzeyine glaze uygulanması sonucu opalesans ve parlaklık azalmaktadır [23, 24, 93]. Glaze uygulanması aynı zamanda renk üzerinde de belirgin etki yaratmıştır ama translusensi özelliğini anlamlı olarak etkilememektedir [24]. Yüzey işlemlerinden bağımsız olarak renklendirme uygulamalarının opalesansı azalttığı

belirtilmektedir [18, 23]. Mevcut çalışmada TP ve OP parametreleri yüzey işlemlerinden anlamlı olarak etkilenirken, KO parametresinde yüzey işlemlerinin anlamlı etkisi bulunmadı. Glaze uygulanan örneklerin TP değerleri grupların büyük kısmında mekanik polisaj uygulananlardan yüksek bulunurken, OP değerleri ise çoğunlukla daha düşük bulundu.

Glaze ve mekanik polisaj işlemlerinin her biri monolitik zirkonyanın renk özelliklerini etkileyebilmektedir. Mekanik polisaj işlemi tek başına değerlendirildiğinde daha yüksek L^* değerleri elde edilmiş ve yansıyan ışığın arttığı ve daha açık ve parlak renkli yüzeyler oluşturduğu tespit edilmiştir [103]. Glaze ve mekanik polisaj uygulanmış yüzeyler karşılaştırıldığında, glaze uygulaması sonucu, daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiği ve bu nedenle glaze uygulamasının daha yüksek L^* değerlerine sahip olduğu belirtilmiştir [92]. Bu sonucun aksine başka bir çalışmada ise glaze uygulanan yüzeyde L^* değeri polisaj uygulanan yüzeye göre daha düşük bulunmuş, a^* ve b^* değerleri ise glaze sonrası artmıştır [34]. Restoratif materyallerin yüzeyine uygulanan glaze ve mekanik polisaj işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı ve yüzeyden ışık yansımalarını artırarak parlaklığı artırdığı düşünülmektedir. Ancak Kim ve diğerlerinin [93] çalışmasında mekanik polisaj ve glaze uygulaması sonrası L^* değerleri azalmış, bu durum çalışmada zirkonyanın kristalin yapısı nedeniyle oluşan ışık saçılmasının, yüzey işlemleri ile azaltıldığı şeklinde açıklanmıştır. Ayrıca en düşük parlaklık değerlerine polisaj işlemi sonrası ulaşılmıştır. Ancak glaze ve mekanik polisaj işlemi uygulanan gruplar karşılaştırıldığında gözle görülebilir bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır [93]. Bu sonuca benzer olarak yüzeye uygulanan polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğü ile birlikte parlaklığı da azalttığı, renk koyulaştıkça sertliğin azaldığı ve daha kolay uygulandığı bildirilmiştir [110]. Yüzey işlemleri birbirleriyle karşılaştırıldığında uygulamadaki farklılıklar nedeniyle farklı sonuçlar elde edilmiştir. Ancak zirkonya yüzeyine bu yüzey işlemlerinin uygulanması restorasyonun ömrünü uzatmak, karşıt dişleri aşınmadan korumak ve daha estetik bir restorasyon elde etmek için gereklidir [23, 110]. Zirkonya restorasyonların üretiminin son aşaması olan glaze ve mekanik polisaj işlemlerinden glaze işleminin restorasyonun ideal optik özelliklere sahip olmasında daha etkili olması nedeniyle tercih edilmesi önerilebilir.

Renklendirme solüsyonlarının uygulama süresinin mekanik özelliklere etkisi daha önceki çalışmalarda incelenmiştir. Renklendirme solüsyonlarının uygulanma süresi üretici önerilerinin üzerinde çıktığında zirkonyanın kırılma dayanımı ve sertlik gibi mekanik

özellikleri olumsuz etkilenmektedir [28, 104, 111]. Ancak üretici tarafından belirtilen süre dikkate alındığında belirgin değişiklik görülmediği de rapor edilmiştir [12, 99, 112]. Çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmesinin sebebinin, marka farklılıklarından, solüsyonun farklı sürelerde uygulanmasından veya kullanılan renk tonlarının farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Ayrıca renklendirici solüsyonda bulunan iyonların da mekanik özelliklere etkisi olabileceği bildirilmiştir [113].

Çalışmanın sınırlamaları arasında zirkonya bloklardan 1 mm kalınlığında düz kesitler alınması nedeniyle klinikte üretilecek olan kron formunu ve özelliklerini taklit edememesi yer almaktadır. Restorasyonların formu düz yüzeylerden oluşmadığından bu durumun elde edilecek sonucu etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca çalışmada kullanılan zirkonya blokların tek çeşit olması ve örnek kalınlıklarının sabit olması gibi kısıtlamalar bulunmaktadır. Kullanılan monolitik zirkonya translusent özelliğe sahiptir ve klinik kullanımda beraber kullanıldığı siman optik özelliklerinde farklı etkiler gösterebilir. Ayrıca bu çalışmada, renklendirme solüsyonlarının kullanım süreleri ve yüzey işlemlerinin zirkonyanın optik özelliklerine etkisi standart koşullar sağlanarak değerlendirilmiştir. Ancak renklendirme solüsyonlarının ve uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonyanın mekanik özelliklerine etkisi değerlendirmeye alınmamıştır. Daha sonra yapılacak çalışmalarda solüsyonda bekletme sürelerinin değişimiyle birlikte uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ortak etkisinin mekanik özelliklerde meydana getirebileceği değişimlerin incelenmesi önerilebilir. Çalışmanın in-vitro olması ağız içindeki ortamı tam olarak yansıtamamasına neden olmaktadır. Bu değişkenlerin monolitik zirkonyanın optik özelliklerine etkisinin daha doğru gözlenebilmesi için in-vivo çalışmaların yapılması önerilmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonya materyali farklı sürelerde farklı renk tonlarında renklendirme solüsyonları ile renklendirilerek iki farklı yüzey işlemine tabi tutuldu ve optik özelliklerindeki değişim değerlendirildi. Çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıda verildi.

1. Zirkonyanın TP ve OP parametresi ile ölçülen optik özelliklerinin, renklendirme solüsyonundan, solüsyonda bekletme süresinden ve farklı yüzey işlemlerinden etkilendiği sonucuna varıldı. KO parametresi ise sadece renk tonları arasında önemli değişiklikler gösterdi.
2. Renklendirme solüsyonları ile renklendirme, kendinden renkli materyale göre daha düşük TP değerleri elde edilmesine neden oldu. Bu değerlere göre translusensi özelliği solüsyon uygulanmasına bağlı olarak azaldı. En yüksek ortalama TP değeri A1 renkli kontrol örneklerine glaze uygulanan grupta ($16,12 \pm 0,62$) ve en düşük ortalama TP değeri A3 renk solüsyonunda 5 dk bekletilen ve mekanik polisaj uygulanan grupta ($12,68 \pm 0,14$) bulundu. Buna göre, yüksek translusensi özelliği gerektiren vakalarda solüsyonla renklendirmek yerine kendinden renkli blokların kullanılması önerilebilir.
3. Renklendirme solüsyonu uygulanan gruplarda kontrol gruplarına göre daha düşük OP değerleri elde edildi. En yüksek OP değeri A3 renkli kontrol örneklerine glaze uygulanan grupta ($11,80 \pm 0,45$) ve en düşük OP değeri A2 renk solüsyonun 3 dk uygulandığı ve glaze uygulanan grupta ($6,40 \pm 1,51$) elde edildi. Solüsyon uygulanan grupların OP değerlerinin 4-9 arasında olması, doğal dişe benzer opalesans özelliğe sahip olduklarını göstermektedir.
4. Renk tonlarına göre KO değerleri incelendiğinde A1 renk tonunun, A2 ve A3 renk tonlarına göre daha düşük KO gösterdiği belirlendi. Ancak renk grupları arasında KO değerlerindeki farklılık insan gözünün algılayabileceği boyutta değildir.
5. Yüzey işlemlerinden mekanik polisajın glaze uygulamasına göre translusensiyi azalttığı, opalesansı ise arttırdığı sonucuna varıldı. Buna göre, zirkonya restorasyonlar üretilirken, istenen optik özellikleri sağlamada daha başarılı olması sebebiyle yüzey işlemi olarak glaze uygulamasının tercih edilmesi önerilebilir.



KAYNAKLAR

1. Agustín-Panadero, R., Román-Rodríguez, J.L., Ferreiroa, A., Solá-Ruiz, M.F., and Fons-Font, A. (2014). Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *Journal of Clinical And Experimental Dentistry*, 6(1), 66-73.
2. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., and Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(4), 236-261.
3. Zarone, F., Russo, S., and Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83-96.
4. Tuncel, I., Eroglu, E., Sari, T., and Usumez, A. (2013). The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(4), 448-451.
5. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., and Grozdanov, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: Chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(9), 1742-1755.
6. Al-Amleh, B., Lyons, K., and Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(8), 641-652.
7. Sulaiman, T.A. (2020). Materials in digital dentistry-a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
8. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
9. Blatz, M.B., and Conejo, J. (2019). The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics*, 63(2), 175-197.
10. Witkowski, S. (2005). CAD/CAM in dental technology. *Quintessence of Dental Technology*, 28, 169-184.
11. Kim, H.K., and Kim, S.H. (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 55, 75-81.
12. Sen, N., Sermet, I.B., and Cinar, S. (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), 308.e1-308.3e7.
13. Saridag, S., Tak, O., and Alniacik, G. (2013). Basic properties and types of zirconia: An overview. *World Journal of Stomatology*, 2(3), 40-47.

14. Sulaiman, T.A., Abdulmajeed, A.A., Donovan, T.E., Vallittu, P.K., Närhi, T.O., and Lassila, L.V. (2015). The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental Materials Journal*, 34(5), 605-610.
15. Komine, F., Blatz, M.B., and Matsumura, H. (2010). Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of Oral Science*, 52(4), 531-539.
16. Zhang, Y., and Lawn, B.R. (2019). Evaluating dental zirconia. *Dental Materials*, 35(1), 15-23.
17. Nam, J.Y., and Park, M.G. (2017). Effects of aqueous and acid-based coloring liquids on the hardness of zirconia restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 662-668.
18. Kim, H.K., and Kim, S.H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30(9), 229-237.
19. Papageorgiou-Kyrana, A., Kokoti, M., Kontonasaki, E., and Koidis, P. (2018). Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 467-472.
20. Shahmiri, R., Standard, O.C., Hart, J.N., and Sorrell, C.C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46.
21. Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S., Yeo, I.S., and Ha, S.R. (2016). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 37-42.
22. Alghazzawi, T.F. (2017). The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(3), 305-314.
23. Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., and Ha, S.R. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 773-779.
24. Manziuc, M.M., Gasparik, C., Burde, A.V., Colosi, H.A., Negucioiu, M., and Dudea, D. (2019). Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(5), 478-485.
25. Kolakarnprasert, N., Kaizer, M.R., Kim, D.K., and Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials*, 35(5), 797-806.
26. Kaya, G. (2013). Production and characterization of self-colored dental zirconia blocks. *Ceramics International*, 39(1), 511-517.
27. Tabatabaian, F., Karimi, M., and Namdari, M. (2020). Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *Journal of Esthetic Dentistry*, 32(6), 615-621.

28. Ekren, O. (2017). The effect of coloring liquid dipping time on the fracture load and color of zirconia ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(1), 67-73.
29. Jiang, L., Wang, C.Y., Zheng, S.N., Xue, J., Zhou, J.L., and Li, W. (2015). Effect of Fe_2O_3 on optical properties of zirconia dental ceramic. *Chinese Journal of Dental Research*, 18(1), 35-40.
30. Spyropoulou, P.E., Giroux, E.C., Razzoog, M.E., and Duff, R.E. (2011). Translucency of shaded zirconia core material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(5), 304-307.
31. Sabet, H., Wahsh, M., Sherif, A., and Salah, T. (2018). Effect of different immersion times and sintering temperatures on translucency of monolithic nanocrystalline zirconia. *Future Dental Journal*, 4(1), 84-89.
32. Sarac, D., Sarac, Y.S., Yuzbasioglu, E., and Bal, S. (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 122-128.
33. Tabatabaian, F. (2018). Color aspect of monolithic zirconia restorations: A review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 28(3), 276-287.
34. Kim, I.J., Lee, Y.K., Lim, B.S., and Kim, C.W. (2003). Effect of surface topography on the color of dental porcelain. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 14(5), 405-409.
35. Güth, J.F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D., and Liebermann, A. (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International*, 50(7), 512- 520.
36. Conejo, J., Nueesch, R., Vonderheide, M., and Blatz, M.B. (2017). Clinical performance of all-ceramic dental restorations. *Current Oral Health Reports*, 4(2), 112-123.
37. Anusavice, K.J., Shen, C., and Rawls, H.R. (2013). *Phillips' science of dental materials*. (Twelfth Edition). San Antonio: Elsevier Health Sciences, 418-473.
38. Baldissara, P., Wandscher, V.F., Marchionatti, A.M.E., Parisi, C., Monaco, C., and Ciocca, L. (2018). Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 269-275.
39. Kelly, J.R., and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56 (Suppl 1), 84-96.
40. Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., and Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(4), 644-652.
41. Piddock, V., and Qualtrough, A. (1990). Dental ceramics—an update. *Journal of Dentistry*, 18(5), 227-235.

42. Stappert, C.F., Att, W., Gerds, T., and Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association*, 137(4), 514-522.
43. Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 7(2), 134-143.
44. Rekow, E., Silva, N., Coelho, P., Zhang, Y., Guess, P., and Thompson, V. (2011). Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937-952.
45. Kırmalı, Ö. (2014). Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 316-324.
46. Yılmaz, H., Aydin, C., and Gul, B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 120-128.
47. Della Bona, A., Nogueira, A.D., and Pecho, O.E. (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202-1209.
48. El-Ghany, O.S.A., and Sherief, A.H. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future Dental Journal*, 2(2), 55-64.
49. Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., and Lümekemann, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*, 48(5), 369-380.
50. Bergmann, C., and Stumpf, A. (2013). *Dental ceramics: microstructure, properties, and degradation*, Berlin: Springer, 23-24.
51. Conrad, H.J., Seong, W.J., and Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
52. Karakoca, S., ve Yılmaz, H. (2006). Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 36-44.
53. Özkurt-Kayahan, Z. (2016). Monolithic zirconia: A review of the literature. *International Journal of Medical Sciences*, 27(4), 1427-1436.
54. Grech, J., and Antunes, E. (2019). Zirconia in dental prosthetics: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 8(5), 4956-4964.
55. Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B., and Wimmer, T. (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 59, 128-138.
56. Rafael, C.F., Cesar, P.F., Fredel, M., de Souza Magini, R., Liebermann, A., and Volpato, C.A.M. (2018). Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 276-281.

57. Yu, N.K., and Park, M.G. (2019). Effect of different coloring liquids on the flexural strength of multilayered zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(4), 209-214.
58. Karakoca, S., ve Yılmaz, H. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91(2), 930-937.
59. Hjerpe, J., Vallittu, P.K., Fröberg, K., and Lassila, L.V. (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*, 25(2), 166-171.
60. Kuehni, R.G., and Marcus, R.T. (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research & Application*, 4(2), 83-91.
61. Kılıç, L. (1994). *Görüntü estetiği*. İstanbul: Yapı Kredi Yayınları, 20.
62. Rosenstiel, S., Land, M., and Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics*. (Fourth Edition). St. Louis, Missouri: Mosby, El Sevier Inc, 625.
63. Keyf, F., Uzun, G., ve Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52-58.
64. Sproull, R.C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453-457.
65. Brewer, J.D., Wee, A., and Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 341-358.
66. O'Brien, W.J. (2002). *Dental materials and their selection*. (Third Edition). Chicago: Quintessence Publishing Co, 221-224.
67. Paravina, R.D., and Powers, J.M. (2004). *Esthetic color training in dentistry*. St Louis: Elsevier- Mosby, 3-170.
68. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
69. Chu, S.J., Devigus, A., and Mieleszko, A.J. (2004). *Fundamentals of color: Shade matching and communication in esthetic dentistry*. Illinois: Quintessence Publishing Company, 8-9.
70. Paravina, R.D. (2018). Understanding color In *Ronald e. Goldstein's esthetics in dentistry*. USA: John Wiley & Sons, Inc, 270-294.
71. Vadher, R., Parmar, G., Kanodia, S., Akashi Chaudhary, D., Kaur, M., and Savadhariya, T. (2014). Basics of color in dentistry: A review. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 13, 78-85.
72. Sikri, V.K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 249-255.

73. Seghi, R.R., Johnston, W.M., and O'Brien, W. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35-40.
74. Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., and Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*, 27(1), 97-108.
75. Ghinea, R., Pérez, M.M., Herrera, L.J., Rivas, M.J., Yebra, A., and Paravina, R.D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38 (Suppl 2), 57-64.
76. Walczak, K., Meißner, H., Range, U., Sakkas, A., Boening, K., Wieckiewicz, M., and Konstantinidis, I. (2018). Translucency of zirconia ceramics before and after artificial aging. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), 319-324.
77. Sen, N., and Isler, S. (2019). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 761-768.
78. Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M., and Ferrari, M. (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(Suppl 1), 32-39.
79. Pecho, O.E., Ghinea, R., Ionescu, A.M., de la Cruz Cardona, J., Paravina, R.D., and del Mar Pérez, M. (2012). Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of Dentistry*, 40(Suppl 2), e34-e40.
80. Abdelbary, O., Wahsh, M., Sherif, A., and Salah, T. (2016). Effect of accelerated aging on translucency of monolithic zirconia. *Future Dental Journal*, 2(2), 65-69.
81. Chang, J.Y., Chen, W.C., Huang, T.K., Wang, J.C., Fu, P.S., Chen, J.H., and Hung, C.C. (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(9), 490-494.
82. Volpato, C., Philippi, A., Petter, C., and Fredel, M. (2010). *Ceramic materials and color in dentistry*. INTECH Open Access Publisher, 160-162.
83. Sproull, R.C. (2001). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 458-464.
84. Akar, G.C., Pekkan, G., Çal, E., Eskitaşçıoğlu, G., and Özcan, M. (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 314-321.
85. Chu, S.J., Trushkowsky, R.D., and Paravina, R.D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38(Suppl 2), 2-16.
86. Turgut, S., and Bağış, B. (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.

87. Khurana, R., Tredwin, C., Weisbloom, M., and Moles, D. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203(12), 675-680.
88. Jarad, F., Russell, M., and Moss, B. (2005). The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British Dental Journal*, 199(1), 43-49.
89. Pekkan, G., Özcan, M., and Subaşı, M.G. (2019). Clinical factors affecting the translucency of monolithic Y-TZP ceramics. *Odontology*, 108(4):526-531.
90. Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195-1203.
91. Tuncel, İ., Turp, I., and Üşümez, A. (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(3), 181-186.
92. Lee, W.F., Feng, S.W., Lu, Y.J., Wu, H.J., and Peng, P.W. (2016). Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 264-268.
93. Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S., and Yeo, I.S. (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 296-304.
94. Kumchai, H., Juntavee, P., Sun, A.F., and Nathanson, D. (2018). Effect of glazing on flexural strength of full-contour zirconia. *International Journal of Dentistry*, 8793481.
95. Mahmood, D.J.H., Braian, M., Khan, A.-S., Shabaz, A., and Larsson, C. (2018). Fracture load of colored and non-colored high translucent zirconia three-unit fixed dental prosthesis frameworks. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 4(1), 38-43.
96. Ahangari, A.H., Ardakani, K.T., Mahdavi, F., and Ardakani, M.T. (2015). The effect of two shading techniques on value of zirconia-based crowns. *Journal of Dentistry*, 16(2), 129-133.
97. Auzani, M.L., Dapieve, K.S., Zucuni, C.P., Pereira, G.K.R., and Valandro, L.F. (2020). Influence of shading technique on mechanical fatigue performance and optical properties of a 4Y-TZP ceramic for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 102, 103457.
98. Herpel, C., Rammelsberg, P., Rues, S., Zenthöfer, A., Seceleanu, I., and Corcodel, N. (2020). Color stability of individually stained monolithic zirconia following occlusal adjustment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(2), 387-393.
99. Shah, K., Holloway, J., and Denry, I. (2008). Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research: Part B, Applied Biomaterials*, 87(2), 329-337.

100. Giti, R., and Hojati, S.A. (2018). Effect of varying thickness and number of coloring liquid applications on the color of anatomic contour monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 19(4), 311-319.
101. Celik, S., Ucar, Y., and Ekren, O. (2020). Effect of coloring liquids on color of zirconia frameworks and bond strength of zirconia/veneering ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 110-115.
102. Bayindir, F., and Koseoglu, M. (2020). The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1), 149-154.
103. Saker, S., and Özcan, M. (2020). Effect of surface finishing and polishing procedures on color properties and translucency of monolithic zirconia restorations at varying thickness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(6), 953-963.
104. Donmez, M.B., Olcay, E.O., and Demirel, M. (2021). Influence of coloring liquid immersion on flexural strength, vickers hardness, and color of zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(4), 589 e1-e6.
105. Subaşı, M.G., Alp, G., Johnston, W.M., and Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 71, 38-42.
106. Liu, M.C., Aquilino, S.A., Lund, P.S., Vargas, M.A., Diaz-Arnold, A.M., Gratton, D.G., and Qian, F. (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(3), 187-193.
107. da Silva, T.M., Salvia, A.C.R.D., de Carvalho, R.F., Pagani, C., da Rocha, D.M., and da Silva, E.G. (2014). Polishing for glass ceramics: Which protocol? *Journal of Prosthodontic Research*, 58(3), 160-170.
108. Alhabdan, A.A., and El-Hejazi, A.A. (2015). Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and sem. *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy*, 2(3), 1-11.
109. Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L.C., and Burgess, J.O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 22-29.
110. Huh, Y.H., Yang, E.C., Park, C.J., and Cho, L.R. (2018). In vitro evaluation of the polishing effect and optical properties of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 994-999.
111. Hjerppe, J., Närhi, T., Fröberg, K., Vallittu, P.K., and Lassila, L.V. (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(5), 262-267.
112. Sedda, M., Vichi, A., Carrabba, M., Capperucci, A., Louca, C., and Ferrari, M. (2015). Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 98-102.

113. Ban, S., Suzuki, T., Yoshihara, K., Sasaki, K., Kawai, T., and Kono, H. (2014). Effect of coloring on mechanical properties of dental zirconia. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(34), 24-29.





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : İNAL, Ceyda Başak
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri :
 Medeni hali :
 Telefon :
 E-mail :

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Nermin Mehmet Çekiç Anadolu Lisesi	2010

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
-	-	-

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Semerci, C. B., Bankoğlu Güngör, M. ve Karakoca Nemli, S. (2018). Farklı kalınlıklardaki yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin translüsensi ve sertliklerinin değerlendirilmesi. *Sağlık Akademisi Kastamonu*, 3(1), 38-51.
2. Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S., Inal, C. B., Bağkur, M., and Dilsiz, N. (2020). Effect of plasma treatment on the peel bond strength between maxillofacial silicones and resins. *Dental Materials Journal*, 39(2), 242-250.
3. İnal, C. B., Bankoğlu Güngör, M., Bağkur M., and Karakoca Nemli S. (2020). Evaluation of color change and hardness of different maxillofacial silicone elastomers after natural daylight aging. *Journal of Gazi University Health Sciences Institute*, 3(2), 59-69.

4. İnal, C. B., Bankoğlu Güngör, M. ve Karakoca Nemli, S. (2021). Zirkonya restorasyonlarda renklendirme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(4), 662-668.
5. İnal, C. B., Karaoğlu, Ö., Bankoğlu Güngör, M. ve Karakoca Nemli, S. (2022). Anterior implant destekli sabit protezlerde yumuşak doku konturunun oluşturulması: 4 vaka sunumu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(1), 55-64.
6. Demir Sevinç H., İnal C. B., Aydın. C. (2022). Protetik diş hekimliğinde polietereketon materyalinin yeri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, (Baskıda).
7. Bankoğlu Güngör, M., İnal, C. B., Hürbağ, M., Toksoy, B., Turhan Bal, B., Karakoca Nemli, S. (2022). Effect of aging on the fracture resistance and microleakage of CAD-CAM produced ceramic inlays. *International Dental Research*, (Baskıda).

Dahil Olduğu Projeler

1. Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi
Proje Adı: Plazma Uygulamalarının Akrilik Rezinlerin Yüzey Topografisi ve Maksillofasiyal Silikonlara Bağlantı Kuvvetine Etkisinin Değerlendirilmesi
Proje Yürütücüsü: Doç. Dr. Merve Bankoğlu Güngör, Araştırmacılar: Meral Bağkur, Ceyda Başak İnal (2017-2018)
2. Tübitak 3001 Başlangıç ARGE Projeleri
Proje Adı: CAD-CAM Sisteminde Üretilen İnley Tutuculu Köprü Protezlerinin Termodinamik Yaşlandırma Sonrasında Kırılma Dayanımlarının ve Adaptasyonlarının Değerlendirilmesi
Proje Yürütücüsü: Doç. Dr. Merve Bankoğlu Güngör, Araştırmacılar: Prof. Dr. Seçil Nemli, Prof. Dr. Cemal Aydın, Ceyda Başak İnal (Bursiyer), 2018-2019
3. Tübitak 1002 Hızlı Destek Programı
Proje Adı: Renklendirme Solüsyonlarında Bekletme Süresinin Monolitik Zirkonya Restorasyonların Optik Özelliklerine Etkisi
Proje Yürütücüsü: Prof. Dr. Caner Yılmaz, Araştırmacı: Prof. Dr. Caner Yılmaz, Ceyda Başak İnal (Bursiyer), 2019-2020

Kongre Tebliğleri

1. Bankoğlu Güngör M., Semerci, C. B., Bağkur, M., Karakoca Nemli, S. (2017, 21-24 Eylül). *Farklı Fiziksel Özellikteki Maksillofasiyal Silikonların Renk Değişimlerinin ve Sertliklerinin Değerlendirilmesi* 23. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye (Sözlü Sunum).
2. Bankoğlu Güngör M., Karakoca Nemli, S. İnal, C. B., Bağkur, M., Dilsiz, N. (2018, 10-12 May) *Effect of Plasma Applications on Bond Strength of Maxillofacial Silicones Bonded to Resins*. 23rd Balkan Stomatological Society (BaSS) Congress, Iasi, Romania (Sözlü Sunum).

3. İnal, C. B., Bankoğlu Güngör M., Ürün, B. (2018, 27-30 Eylül). *Endodontik Tedavili Dişlerin CAD-CAM ile Üretilen Endokron Restorasyonlar ile Rehabilitasyonu* 24. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye (Poster Sunumu).
4. Arslan, B., İnal, C. B., Nalbant, L. (2019, 4-7 Eylül). *CAD-CAM Yöntemiyle Rezin Nano-Seramik Onley Restorasyon*. 25. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye (Poster Sunumu).
5. Karakoca Nemli, S., Turhan Bal B., Bankoğlu Güngör M., İnal C. B. (2021, 4-5 Haziran). *Implant Retained Finger Prostheses with Different Attachment Systems: Report of 4 cases*. International Anaplastology Association Virtual Conference, (Poster Sunumu).
6. Bankoğlu Güngör M., İnal C. B., Hürbağ M., Toksoy B., Turhan Bal B., Karakoca Nemli, S. (2021, 18-19 Haziran). *Yaşlandırma İşleminin CAD-CAM ile Üretilen Seramik İnleylelerin Mikrosızıntısına ve Kırılma Direncine Etkisi*. Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Ulusal Diş Hekimliği Kongresi (Sözlü Sunum).
7. İnal C. B., Bankoğlu Güngör M., Karakoca Nemli, S. (2021, 24-26 Haziran). *Effects of Dipping Time and Surface Finishing Technique on the Color of Monolithic Zirconia*. 1. Uluslararası Türk Japon Diş Hekimliği Kongresi 2. Ankara-Osaka Üniversitesi Dental Çalıştay, (Sözlü Sunum).
8. İnal C. B., Bankoğlu Güngör M., Karakoca Nemli, S. (2022, 18-19 Mart). *Kulak Protezi Modelasyonunda Dijital Ölçü ve 3D Modellemenin Kullanımı*. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uluslararası Eklemeli İmalat Kongresi, Adana, Türkiye (Sözlü Sunum).



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..