

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI ESTETİK BRAKETLERİN *İN VİVO* ORTAMDA RENKLENMESİNİN  
VE IŞIK GEÇİRGENLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**



**DOKTORA TEZİ**

**Elif Nadide AKAY**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Ortodonti Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ**

**HAZİRAN 2019**

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI ESTETİK BRAKETLERİN *İN VİVO* ORTAMDA RENKLENMESİNİN  
VE IŞIK GEÇİRGENLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Elif Nadide AKAY  
(150106118)**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Ortodonti Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ**

**HAZİRAN 2019**

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 150106118 numaralı doktora öğrencisi Elif Nadide AKAY, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "FARKLI ESTETİK BRACKETLERİN *İN VİVO* ORTAMDA RENKLENMESİNİN VE IŞIK GEÇİRGENLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

**Tez Danışmanı:** **Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Prof. Dr. Gülnaz MARŞAN** .....  
İstanbul Üniversitesi

**Dr. Öğr. Üyesi. Şirin HATİPOĞLU** .....  
Beykent Üniversitesi

**Prof. Dr. Gökmen KURT** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Dr. Öğr. Üyesi Özlem KARA** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Teslim Tarihi : 05 Ağustos 2019**

**Savunma Tarihi : 28 Haziran 2019**

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince ve tez çalışmam boyunca değerli bilgi ve tecrübeleri ile desteğini esirgemeyen danışman hocam Sayın Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ'a, Ortodonti eğitimime katkı sağlayan, klinik deneyimlerini ve bilgilerini benimle paylaşan Ortodonti Anabilim Dalı'mızın değerli öğretim üyeleri olan Prof. Dr. Gökmen KURT'a, Sayın Prof. Dr. Nazan KÜÇÜKKELEŞ'e, Uzm. Dt. Banu KILIÇ'a, Uzm. Dt. Elif Dilara ŞEKER'e, Uzm. Dt. Ezgi SUNAL'a, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma, tez çalışmam sırasında desteğini esirgemeyen Abdurrahim POLAT'a, tüm eğitim hayatım boyunca bir an için bile maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen her zaman yanımda olan sevgili babam Hasan AKAY'a, annem Mevlüde AKAY'a manevi desteklerinin yanı sıra akademik bilgi ve tecrübeleriyle de bana yol gösteren ablam Ayşe Sümeyye AKAY'a ve kardeşim Mehmet Selim AKAY'a, teşekkürlerimi borç bilirim.

Haziran 2019

Elif Nadide AKAY  
Diş Hekimi

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Elif Nadide AKAY

İmza

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iii</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>v</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>vii</b>
<b>SEMBOLLER</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>x</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>xi</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>xiii</b>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1 Ortodonti Tedavi Sürecinde Estetik Kaygı.....	3
2.2 Rengin Tanımlanması ve Ölçümü.....	3
2.2.1 Diş hekimliğinde ışık ve renk sistemleri.....	4
2.2.3 Renk ölçüm yöntemleri.....	11
2.2.4 Renklenmenin etiyojisi .....	14
2.3 Işık Geçirgenliğini Etkileyen Faktörler .....	14
2.4 Estetik Ortodontik Apeylerde Optik Özelliklerin Stabilitesi .....	16
2.5 Estetik Ortodontik Braket Çeşitleri ve Üretim Şekilleri .....	17
2.6 Işık Kaynakları .....	18
2.6.1 Quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynağı.....	19
2.6.2 Plazma ark ışık kaynakları.....	20
2.6.3 LED (Light Emitting Diode) ışık kaynakları.....	20
2.6.4 Argon lazer ışık kaynakları.....	21
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	<b>22</b>
<b>4. BULGULAR</b> .....	<b>29</b>
4.1 Renk Değişikliğine İlişkin Bulgular.....	29
4.2 Işık Geçirgenliği Ölçümüne İlişkin Bulgular .....	32
4.3 Kontrol Grubuna Dair Verilerin Deney Grubu ile Karşılaştırılması.....	36
4.4 Renk Değişimi ve Işık Geçirgenliği Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi .....	39

<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>40</b>
<b>6. SONUÇLAR .....</b>	<b>49</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>50</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>59</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>63</b>



## KISALTMALAR

<b>As</b>	: Alt sınır
<b>AO</b>	: American Orthodontics
<b>ANOVA</b>	: Analysis of variance
<b>AOR</b>	: Radiance Plus™
<b>Chic</b>	: Chic™ Ceramic Bracket
<b>CIE</b>	: Commission Internationale de L'éclairage
<b>DSR</b>	: RESOLVE® C
<b>HPC</b>	: Hubit™ Perfect Clear II
<b>II</b>	: Inspire ICE™
<b>KO</b>	: Kontrast oranı
<b>LED</b>	: Light emitting diode
<b>Min</b>	: Minimum
<b>Maks</b>	: Maksimum
<b>NBS</b>	: National Bureau of Standards
<b>Nm</b>	: Nanometre
<b>QTH</b>	: Quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynağı
<b>SD</b>	: Standart Deviasyon
<b>SM</b>	: Standart metot
<b>TP</b>	: Translulentlik parametresi
<b>Üs</b>	: Üst Sınır
<b>20/40</b>	: 20/40™ Ceramic Brackets
<b>3MG</b>	: 3M™ Gemini Clear Ceramic Brackets
<b>3MC</b>	: 3M™ Clarity ADVANCED



## **SEMBOLLER**

<b><math>\Delta a</math></b>	: Delta a
<b><math>\Delta b</math></b>	: Delta b
<b><math>\Delta E</math></b>	: Delta E
<b><math>\Delta L</math></b>	: Delta L
<b><math>\Delta Tr</math></b>	: Delta Tr
<b>Cm</b>	: Santimetre
<b>L</b>	: Parlaklık
<b>W</b>	: Watt



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

<b>Tablo 2.1 :</b> O'Brien'a göre klinik renk uyum skalası.....	8
<b>Tablo 2.2 :</b> National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş olan klinik anlamlılık kriterleri.....	8
<b>Tablo 2.3 :</b> Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) kuruluşuna göre aydınlatıcı tipleri ve özellikleri .....	9
<b>Tablo 3.1 :</b> Kullanılan estetik seramik braketlerin ticari isimleri ve özellikleri.....	23
<b>Tablo 3.2 :</b> Belirlenen standart metot hatasının alt ve üst limitleri. ....	28
<b>Tablo 4.1:</b> Sekiz farklı seramik braket grubunun gruplar arası $\Delta L$ , $\Delta a$ , $\Delta b$ ve $\Delta E$ değerlerinin karşılaştırılması. ....	29
<b>Tablo 4.2 :</b> Sekiz farklı seramik braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonrası L değerlerinin karşılaştırılması.....	30
<b>Tablo 4.3 :</b> Sekiz farklı seramik braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonrası a değerlerinin karşılaştırılması. ....	30
<b>Tablo 4.4 :</b> Sekiz farklı seramik braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonrası b değerlerinin karşılaştırılması. ....	31
<b>Tablo 4.5 :</b> $\Delta E$ değerlerinin klinik fark edilebilirliğini ölçen NBS değerlerine dönüştürülmesi. ....	32
<b>Tablo 4.6 :</b> Sekiz farklı braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç ( $Tr_0$ ) ve 3 aylık klinik kullanım sonrası ( $Tr_1$ ) Tr değerlerinin karşılaştırılması.....	32
<b>Tablo 4.7 :</b> Sekiz farklı braketin gruplar arası $\Delta Tr$ değerlerinin karşılaştırılması. ...	33
<b>Tablo 4.8 :</b> Sekiz farklı seramik braketin karşılaştırma sonuçlarına göre en yüksek ve en düşük değerleri gösteren braket markaları. ....	34
<b>Tablo 4.9 :</b> Monokristal ve polikristal braket gruplarının gruplar arası $\Delta L$ , $\Delta a$ , $\Delta b$ , $\Delta E$ , $\Delta Tr$ değerlerinin karşılaştırılması.....	34
<b>Tablo 4.10:</b> Monokristalin ve polikristalin braketlerin grup içi ve grupları arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonucu L, a, b, Tr parametrelerinin karşılaştırılması .....	35
<b>Tablo 4.11 :</b> Polikristalin ve monokristalin braketlerin $\Delta L$ , $\Delta a$ , $\Delta b$ , $\Delta E$ ve $\Delta Tr$ değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması.....	36
<b>Tablo 4.12 :</b> Monokristalin braketlerin grup içi deney ve kontrol gruplarının karşılaştırılması. ....	37
<b>Tablo 4.13 :</b> Polikristalin braketlerin grup içi deney ve kontrol gruplarının karşılaştırılması .....	38
<b>Tablo 4.14 :</b> $\Delta E$ ve $\Delta Tr$ değerleri arasındaki korelasyonun değerlendirilmesi.....	39

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1 : Farklı renk tonlarının şematizasyonu [21].....	4
Şekil 2.2 : Aynı renk tonuna ait farklı doygunluk derecelerinin şematizasyonu [21].	5
Şekil 2.3 : Zıt renk tonları ile doygunluk arasındaki ilişkinin şematizasyonu [21].	5
Şekil 2.4 : Munsell renk sisteminde kurgulanan renk tekerleği [26].	6
Şekil 2.5 : CIE L*a*b* renk sisteminde üç koordinat ekseninin gösterimi [21, 28].	6
Şekil 2.6 : P1 ve P2 noktaları arasında kalan $\Delta E$ değerinin gösterimi [28].	8
Şekil 3.1 : Braketlerin tyodont üzerinde taşınma şekli; sağ ve sol tarafta kanin ve premolar dişler arası ve molar dişler arası. ....	24
Şekil 3.2 : Braketlerin ağız içine uygulanması; sağ ve sol tarafta kanin ve premolar dişler arası ve molar dişler arası. ....	24
Şekil 3.3 : Braketlerin LEDex Cm 4000 Radiometre cihazı ile ışık geçirgenliği değerinin ölçümü. ....	25
Şekil 3.4 : Standart aydınlatma ve tek noktadan renk ölçümü yapılmasını sağlayan özel kalıp. ....	26
Şekil 3.5 : Vita Easyshade Compact spektrofotometre cihazı. ....	26
Şekil 3.6 : Braketlerde klinik kullanıma bağlı görülen renkleşme (a) 3 aylık klinik kullanım sonrası braketin görünümü. (b) 3 aylık klinik kullanım sonrasında yüzeyi temizlenmiş braketin görünümü. (c) Kontrol grubundaki braketin görünümü. ....	27
Şekil 4.1 : Braketlerin 3 aylık klinik kullanım öncesi ve sonrası görüntüleri. ....	33

# FARKLI ESTETİK BRAKETLERİN İN VIVO ORTAMDA RENKLENMESİNİN VE IŞIK GEÇİRGENLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

## ÖZET

Ortodontik tedavi görmek isteyen bireylerin sayısı gün geçtikçe artmaktadır. Özellikle yüksek estetik beklentiye sahip olan yetişkin bireylerde, ortodontik braketlerin estetik olmayan metalik görüntüsü, bu hastaların beklentisini karşılayamamaktadır. Seramik braketler, estetik kaygıları olan hastaların ortodontik tedaviyi kabul etmelerini kolaylaştırmaktadır. Amacımız, estetik braketlerin ağız ortamındaki şartlara maruz kaldığında renk stabilitesini ne kadar koruduklarının ve ışık geçirgenliklerinin değişimlerinin değerlendirilmesidir. Bu çalışmanın sonucunda, tedavi sürecinde renk ve ışık geçirgenliğini en iyi seviyede koruyan braketlerin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Sunulan çalışmada test ettiğimiz ilk hipotez, seramik braketlerin 3 aylık klinik kullanımından sonra renk stabilitesini ve ışık geçirgenliğini koruyacağı yönündedir. İkinci hipotezimiz, belirtilen parametrelere ilişkin monokristal ve polikristal braketler arasında anlamlı farklılık olacağı üzerinedir.

Gerçekleştirilen güç analizine göre her bir braket grubunda en az 45 hasta bulunmalıdır. 5 hastanın çalışmadan çıkarılma ihtimali göz önünde bulundurularak %95 güven düzeyinde çalışmaya toplamda 50 hasta dâhil edilmiştir.

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Hastanesi Ortodonti Bölümü'nde sabit ortodontik tedavi gören hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmamızda 4 monokristalin (3M™ Gemini, Inspire Ice™, Hubit™ Perfect Clear, AO™ Radiance) ve 4 polikristalin (3M™ Clarity Advanced, AO™ 20/40, Dentsply Sirona Resolve™, GC™ Chic) braket değerlendirilmiştir. Braketler kanin ile birinci premolar dişler arasında ve birinci ile ikinci molar dişlerin arasında hem sağ hem sol tarafta yerleştirilmiştir. Braketlerin hasta ağızında kullanılmadan önce ve 3 ay klinik kullanımı sonrası ışık geçirgenliği LEDEX™ cm 4000 radiometre (Dentmate Technology Co., Ltd. New Taipei City 24872, Tayvan, M443509, M452752) cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Optima LED ışın cihazı (Optima 10, B.A. International, Northampton, İngiltere, Birleşik Krallık) braketlere dik yönde ışın verecek şekilde radyometre cihazının üzerine yerleştirilerek ölçümler gerçekleştirilmiştir. Her brakete 10 saniye ışın verilmiş, her ölçüm 3 kere tekrarlanarak ortalama değer kaydedilmiştir. Renk ölçümü ise VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometre cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. En iyi sonucu elde etmek için her bir ölçüm 3 defa yapılarak ortalama değer kaydedilmiştir. Renk ölçümünde günümüzde en popüler ve yaygın olarak kullanılan sistemlerden biri olan CIE (Commission de l' Eclairage) L\*a\*b\* color space kullanılmıştır. Dişlere herhangi bir kuvvet uygulanmamış, hastaların tedavilerinde herhangi bir olumsuz etki görülmemiştir.

Verilerin istatistiksel karşılaştırmasında Kolmogorov Smirnov analizi, Mann Whitney U testi, Kruskal Wallis Testi, Wilcoxon testi, Spearman Korelasyon analizi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık için %95 güven aralığında 0,05 in altındaki p değeri anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre 3 aylık klinik kullanımdan sonra seramik braketlerin renk stabilitesi ve ışık geçirgenliği istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiğinden ilk hipotezimiz reddedilmiştir. National Bureau of Standarts (NBS) kriterlerine göre bütün braketlerde klinik olarak fark edilebilir, belirgin renk değişimi görülmüştür. Ortalama rengin koyulaşması ile ışık geçirgenliğinin azaldığı tespit edilmiş ve istatistiksel değerlendirme sonucunda bu iki parametre arasında ters orantılı zayıf bir korelasyon bulunmuştur. Monokristalin ve polikristalin braketler arasında aşağıdaki parametreler ile ilgili olarak anlamlı fark görüldüğünden, ikinci hipotezimiz kısmen doğrulanmıştır;  $L_0$ ,  $L_1$ ,  $Tr_0$ ,  $Tr_1$ ,  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $b_0$ ,  $\Delta a$  ve  $\Delta b$ .

**Anahtar Kelimeler:** Alümina seramik, optik geçirgenlik, ortodontik braketler, spektrofotometre, spektrodadyometre.

# **EVALUATION OF COLOR STABILITY AND LIGHT TRANSMITTANCE OF ESTHETIC BRACKETS *IN VIVO***

## **SUMMARY**

The number of individuals applying for orthodontic treatment is increasing day by day. The non-aesthetic metallic appearance of the orthodontic brackets are not well tolerated by most of adult patients, especially those with high aesthetic expectations. The ceramic brackets make it possible for patients with such concerns to accept the orthodontic treatment more easily. Hence, the purpose of this study was to evaluate the extent to which the aesthetic brackets maintain their color stability when exposed to the conditions in the oral environment, and to assess the changes in the light transmittance. We aimed to determine the brackets that maintain the color and the light transmittance characteristics at the best level during the treatment process.

The first hypothesis we tested in the presented study is that the ceramic brackets would preserve the color stability and transmittance after 3 months of clinical exposure. And the second is whether there would be any difference between the monocrystalline and polycrystalline brackets related with the aforementioned parameters.

According to the power analysis it was necessary to evaluate a minimum of  $n = 45$  samples of each brand with a 5% of error margin and 95% of confidence interval. Considering the patients that would withdraw the involvement of the study, the sample size was determined as 50 individuals in each group.

Patients in the course of fixed orthodontic treatment in the Department of Orthodontics of Bezmialem Vakif University Hospital were included in the study. 4 monocrystalline (3M Gemini, Inspire Ice, Hubit Perfect Clear, AO Radiance) and 4 polycrystalline (3M Clarity Advanced, AO 20/40 bracket, Dentsply Sirona Resolve, GC Chic) brackets were evaluated. The brackets were attached to the arch wire between the first and second molar and between the canine and the first premolar on the right and left sides. The light transmittance of the brackets before intraoral use and after three months of clinical exposure was measured using the LEDEX™ cm 4000 radiometer (Dentmate Technology Co., Ltd. New Taipei City 24872, Taiwan, M443509, M452752). The probe of the Optima LED light source (Optima 10, B.A. International, Northampton, England, UK) was hold perpendicularly to the bracket surface. All transmittance measurements were recorded with 10 seconds of irradiation and the mean value was calculated by making each measurement three times. Measurement of color change was performed using VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) conforming to CIE (Commision de l Comm Eclairage)  $L^*a^*b^*$  color space which is one of the most popular and widely used systems in color measurement. For the best results, the mean value was recorded by making each measurement three times. No additional force was applied to the teeth and no adverse effects were observed in the course of treatment.

These two sets of data from color and light transmittance measurements went through statistical analysis where Kolmogorov Smirnov analysis, Mann Whitney U test, Kruskal Wallis test, Wilcoxon test, Spearman Correlation analysis were employed. A p value of less than 0.05 was considered to be significant in the 95% confidence interval for statistical significance.

In the rejection of the first hypothesis, the color stability and transmittance of the ceramic brackets after 3 months of clinical exposure demonstrated statistically significant differences. According to National Bureau of Standards (NBS) criteria all the brackets showed a clinically detectable color change. Darkening of the color and decrease in the light transmittance were recorded. A negative correlation was found between these two parameters. The second hypothesis of whether there would be any difference between the monocrystalline and polycrystalline brackets related with the aforementioned parameters was verified partially regarding some of the parameters as follows;  $L_0$ ,  $L_1$ ,  $Tr_0$ ,  $Tr_1$ ,  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $b_0$ ,  $\Delta a$  ve  $\Delta b$ .

**Keywords:** Alumina ceramic, optical permeability, orthodontic brackets, spectrophotometer, spectroradiometer

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde yaşam koşullarının iyileşmesi, ölüm yaşının artması, bireylerin daha genç ve güzel görünmeye verdikleri önemin artması estetik tedavilere olan ihtiyacın da artmasına neden olmuştur. Ortodontik tedavi ile periodontal dokular sağlıklı olduğu sürece her yaşta bireye estetik bir gülümseme kazandırılabilir. Ortodontik tedavide yaygınlıkla kullanılan aparatlar metalik renktedir ve doğal dişlerle belirgin tezat görüntü oluşturmaktadırlar. Bu durum, estetik kaygısı taşıyan hastaların tedaviden vazgeçmelerine yol açabilmektedir.

Hastaların estetik kaygısını azaltmak ve tedaviyi kabullerini kolaylaştırmak için braketlerin lingual tarafa yerleştirilmesi, metal braketlerin boyutlarının küçültülmesi ve braket materyalinin değiştirilmesi gibi farklı uygulamalara eğilim gösterilmiştir [1]. Estetik braketler ilk yıllarda polikarbonat materyalden üretilmiş, daha sonra bu materyalin estetik özelliklerini koruyamaması nedeniyle seramik braketler geliştirilmiştir [2]. Dental materyallerin ağız içindeki kimyasal, fiziksel şartlarla boyar ajanlara maruz kalmaları sonucunda internal (iç renklenme) ve eksternal (dış renklenme) renk değişimleri gözlenebilmektedir. Dış renklenme, gıda boyaları ve renkli sıvı tüketimi gibi nedenlerle meydana gelmektedir. İç renklenme materyalin yapısına bağlı olmakla birlikte braketler ultraviyole ışınlar, radyasyon ve termal enerjiye maruz kaldığında görülebilmektedir [3, 4]. Dental materyallerde meydana gelen renk değişiklikleri hastaların estetik beklentilerinin karşılanmasını zorlaştırmaktadır [5, 6].

Literatürde seramik braketlerin renklenmesini konu alan çalışmaların *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiş olduğu gözlenmektedir [7-11]. Ancak *in vivo* şartlarda bu konuda gerçekleştirilmiş bir çalışma mevcut değildir. Bu alanda *in vivo* çalışmanın olmamasının sebebi estetik braketlerin hasta ağızında kullanıldıktan sonra, sökülmesi esnasında parçalanması ve yapısal bütünlüklerini koruyamamalarıdır.



Bu çalışmanın amacı; estetik braketlerin ağız ortamındaki şartlara maruz kaldığında renk ve ışık geçirgenliği değişimlerini değerlendirmektir. Bu çalışmanın sonucunda, renk ve ışık geçirgenliğini en iyi seviyede koruyan braketlerin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Araştırmamızda braketler hastalara yapıştırıcı kullanmadan mevcut ark telleri üzerine tutturulmuştur. Bu sayede söküm işlemine gerek kalmamıştır. Monokristalin braket grubu ve polikristalin braket grubu aynı ağız ortamlarında taşıtılarak bireysel farklılıkların azaltılması hedeflenmiştir. Bu çalışmanın ilk hipotezi, seramik braketlerin 3 aylık klinik kullanımından sonra renk stabilitesini ve geçirgenliğini koruyacağı üzerine kurulmuştur. İkinci hipotezimiz ise, monokristalin ve polikristalin braketler arasında renk ve ışık geçirgenliği değişimine ilişkin bir fark olacağı yönündedir.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1 Ortodonti Tedavi Sürecinde Estetik Kaygı**

Günümüzde estetik kavramına verilen önemin artmasıyla, ortodonti hastaları tedavi bitiminde olduğu kadar tedavi süresince de görünümüne önem vermeye başlamışlardır. Ortodonti alanında, estetik apareylerin üretilmesi, tedavinin daha geniş hasta kitlelerince kabulünü kolaylaştırmıştır. Bu amaçla kaplı ark telleri, plastik ve seramik braketler, lingual ortodontik apareyler ve daha az görünen hareketli şeffaf plaklar üretilmiştir [1, 12]. Şeffaf plakların takılıp çıkarılabilir olması hastaların yemek yerken daha konforlu olmalarını sağlamaktadır. Bununla birlikte pahalı bir teknik olması ve gereken laboratuvar işlemlerinin fazla olması gibi dezavantajlara sahiptir. Lingual braket tekniğinde ise braketlerin görülmemesi nedeniyle hastaların motivasyonu daha fazla olabilmektedir. Fakat bu tekniğin zorluğu, braketlerin hasta ağızına uygulanmasının geleneksel uygulamalara göre daha uzun zaman alması, maliyetinin yüksek olması ve braketlerin lingual tarafta olması sebebiyle özellikle ilk aylarda hastalarda görülen dil yaralanmaları, çiğneme, konuşma ve hijyen problemleridir. Bunun yanı sıra hekimlerin ergonomisi de bu yöntemde olumsuz yönde etkilenmektedir [13, 14]. Bazı araştırmalara göre estetik ortodontik tedavi gören hastalarda özgüvenin konvansiyonel metal braketle tedavi gören hastalara kıyasla daha yüksek olduğu belirtilmiştir [15, 16].

### **2.2 Rengin Tanımlanması ve Ölçümü**

Isaac Newton, ışığın prizmadan geçirildiğinde farklı renklere ayrıldığını gözlemlemiştir. Renkler elektromanyetik enerjinin farklı dalga boylarıyla oluşur [17]. Görünür ışık spektrumu kırmızıdan mora kesintisiz olarak yayılmaktadır. Bilim adamı Young iki veya daha fazla renkteki ışığın lensten geçirildiğinde daha açık renklere dönüşerek tekrar beyaz ışığın elde edildiğini tespit etmiştir. Işık spektrumundaki temel renkler olan kırmızı, yeşil ve mavi-mor renk ışıklar bir araya geldiğinde beyaz ışık oluşmaktadır. Işık geçirmeyen opak (subtraktif) cisimlerde ise kırmızı, mavi, sarı

renkler hâkimdir ve bu renklerin karışımı ile siyah elde edilmektedir [18]. Belirli bir dalga boyu aralığındaki ışığı (380-700 nm) insan gözü algılayabilmektedir. Rengin algılanabilmesi için, ışık ile nesnelerin etkileşimi sonucu gözlemcide psiko-fiziksel bir yanıt oluşması gerekmektedir [17]. Nesnelerin ışık kaynağından gelen ışığı absorbe etme, yansıtma ve geçirme miktarları renk algısını oluşturmaktadır. Işık kaynağından çıktuktan sonra nesneye çarparak yansıyan ışık, gözün kornea tabakasından geçerek retinaya ulaşmaktadır. Retinada bulunan, çubuk hücreleri siyah-beyaz renkleri algılamakta, koni hücreleri kırmızı, mavi veya yeşil renkleri algılamaktadır [19]. Farklı ışık kaynaklarından farklı dalga boyu ve yoğunlukta ışık yayıldığından, ışık kaynağı rengin algılanmasını etkilemektedir [17]. 1931 yılında, renk ölçümünü standart aydınlatma koşullarında gerçekleştirmek ve ışık kaynağının sebep olduğu farklılıkları ortadan kaldırmak amacıyla Uluslararası Işık Kaynağı Komisyonu (CIE - Commission International de l'Éclairage) standart ışık kaynaklarının kullanılması gerekliliğini belirtmiştir. Gün ışığının sıcaklık derecesi 1000 K ile 20000 K arasında değişmektedir. Renk ölçümünde tavsiye edilen standart 6500 K gün ışığı olarak belirlenmiştir ve D65 ile gösterilmektedir [19, 20].

## 2.2.1 Diş hekimliğinde ışık ve renk sistemleri

### 2.2.1.1 Munsell sisteminde renk ölçümü

Albert Munsell rengi; hue (ton), value (parlaklık) ve kroma (doygunluk) olmak üzere 3 parametreye ayırarak incelemiştir [18].

Hue (ton); bir renk ailesinin diğerinden ayırt edilmesini sağlayan baskın dalga boyu aralığıdır [18]. Farklı renk tonları Şekil 2.1'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 : Farklı renk tonlarının şematizasyonu [21].

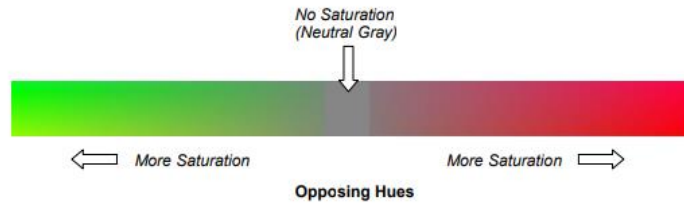
Value (parlaklık); objeden yansıyan ışık miktarını ifade etmektedir. Rengin siyahtan beyaza kadar olan aralıkta açıklık koyuluğunu belirtir. 10 değeri beyazı ifade ederken, 0 siyahı belirtir. Daha az gri ve siyah barındıran nesnelere daha parlak algılanmaktadır

[22]. Turuncu ve sarı gibi renklerin parlaklık miktarına göre ton özellikleri değişirken, mavi rengin parlaklık miktarından daha az etkilendiği belirtilmiştir [18].

Kroma (doygunluk); Güçlü renk tonunu zayıf olandan ayırt etmemizi sağlayan renk kalitesi olarak tanımlanmıştır. Birim alandaki renk miktarını ifade etmektedir. Doygunluk miktarı ile parlaklık ters orantılıdır (Şekil 2.2). Munsell sisteminde Gri “0” rakamıyla, çok yüksek miktarda doymuş renk “18” rakamıyla gösterilmektedir. Aynı renk tonuna sahip olan renklerden biri diğerine göre daha farklı tonda görülebilmektedir. Gri rengin artması doygunluğu azaltmaktadır, bununla birlikte renk tonunu etkilememektedir [23, 24]. Aynı renk tonuna ait farklı doygunluk değerleri Şekil 2.2’de gösterilmiştir. Karşıt renk tonları ile doygunluk arasındaki ilişki ise Şekil 2.3’de gösterilmiştir.



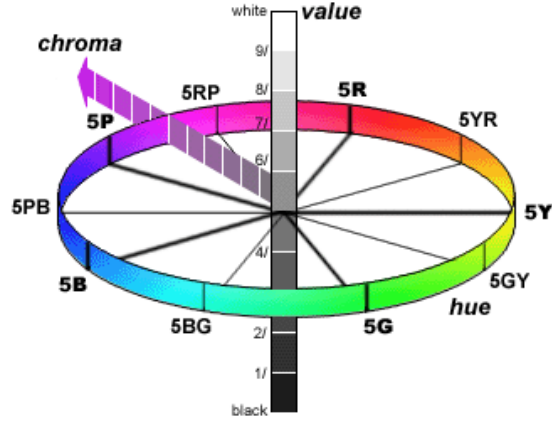
**Şekil 2.2 :** Aynı renk tonuna ait farklı doygunluk derecelerinin şematizasyonu [21].



**Şekil 2.3 :** Zıt renk tonları ile doygunluk arasındaki ilişkinin şematizasyonu [21].

Munsell sisteminde; ilk olarak parlaklık (value) sonra doygunluk (chroma), en son ise tonlar (hue) belirlenir. Renk 3 boyutlu tanımlanmaktadır. Parlaklık dikey ekseninde, ton yatay ekseninde gösterilmektedir. Renk ile parlaklığın birbirine bağlandığı kısımda doygunluk gösterilmektedir [22].

Munsell sisteminde tonun belirlenmesinde bazı basit harfler kullanılmaktadır (Şekil 2.4). Bu 10 çeşit renk; kırmızı=R, sarı-kırmızı=YR, sarı=Y, yeşil=G, yeşil-sarı=GY, mavi=B, mavi-yeşil=BG, mor-mavi=PB, mor=P, kırmızı-mor=RP harfleriyle kısaca adlandırılır [25].

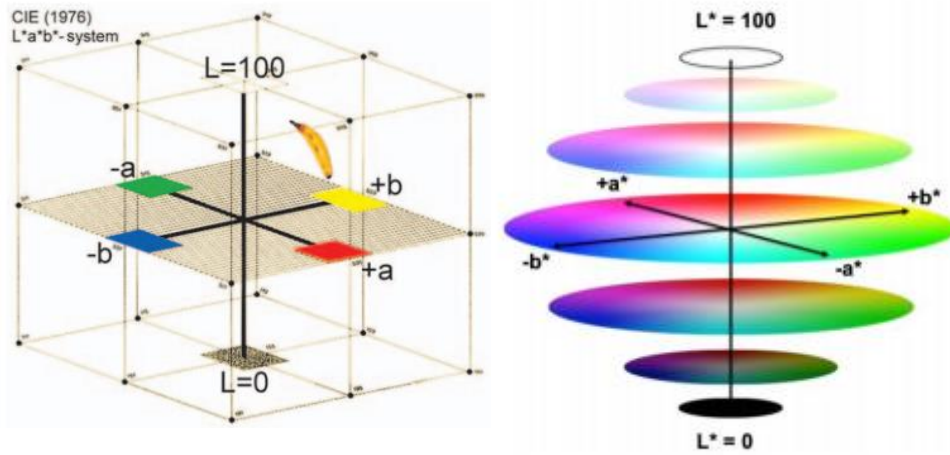


Şekil 2.4 : Munsell renk sisteminde kurgulanan renk tekerleği [26].

VitaTM Shade (Vita Lumin, Vita Zahnfabrik, Bad-Säckingen, West Germany) kılavuzuna göre ise ton A,B,C,D harfleriyle ifade edilir, parlaklık ve doygunluk sayılarıyla ifade edilir [27].

### 2.2.1.2 CIE L\*a\*b\* renk sistemleri

İnsanlarda retina, kırmızı, mavi ve yeşil olarak 3 temel renge duyarlıdır. 1931 yılında Commission de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu=CIE), tüm renkleri sayısal olarak tanımlamak için matematiksel bir model geliştirmiştir. Retinadaki üç temel renge duyarlı olan X, Y, Z tristimulus değer sistemi bu amaçla oluşturulmuştur. Bu sistemde X, Y, Z harfleri sırasıyla kırmızı, yeşil, mavi renkleri ifade etmektedir.



Şekil 2.5 : CIE L\*a\*b\* renk sisteminde üç koordinat ekseninin gösterimi [21, 28].

CIE L\*a\*b\* renk sistemi 1976 yılında yayınlanarak evrensel olarak kabul edilen kolorimetrik referans sistemi haline gelmiştir. L\*a\*b\* renk sisteminde, renk

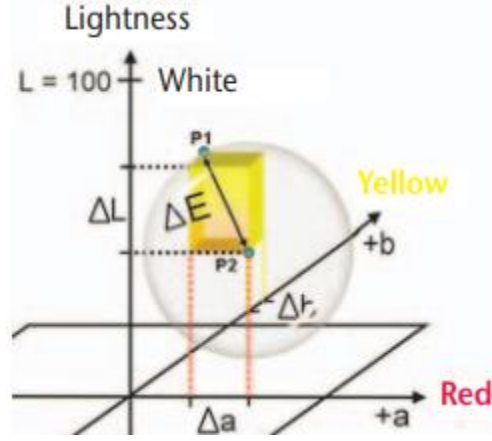
uzayındaki eşit mesafeler, aynı algılanan derecelerle belirtildiğinden, insan gözünün fizyolojisine daha benzer ölçüm içermektedir. Bu özelliği ile Munsell renk sistemine göre daha avantajlı olarak belirtilmiştir [29, 30]. CIE renk sisteminin L,a,b değerleri 3 boyutlu olarak Şekil 2.5'te gösterilmiştir.

Bu renk ölçüm sisteminde üç koordinat eksenini bulunmaktadır. Kromatik a eksenini yeşilden (-a) kırmızıya (+a) uzanmakta ve kromatik b eksenini maviden (-b) sarıya (+b) uzanmaktadır. L harfi ile temsil edilen parlaklık değeri, 0 (saf siyah) ile 100 (dağınk beyaz) arasında değişmektedir. Nötr renklerde (beyaz, gri) a ve b değerleri sıfıra yaklaşmaktadır. Renk yoğunluğu arttıkça a ve b değerleri de artmaktadır [31]. Renk farklılığını belirlemek için formül 3.1'den yararlanılmıştır [32].

$$\Delta E_{2-1} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_1 - L_0)^2 + (a_1 - a_0)^2 + (b_1 - b_0)^2]^{1/2} \quad (3.1)$$

“Δ” sembolü: farklılık, E sembolü, Almanca duygu, duygulanım anlamına gelen, Empfindung kelimesinin baş harfinden gelmektedir. Formül sonucunda renk değişikliğine etki eden faktörlerin toplamına ait veriler elde edilmektedir [33, 34]. Bu formüldeki ΔL, Δa ve Δb değerleri iki CIE L\*a\*b\* renk ölçümü arasındaki değişimi ifade etmektedir. ΔE değeri ile ΔL, Δa, Δb arasındaki ilişki şekil 2.6'da gösterilmiştir. Literatüre göre; insan gözü tarafından, L değerinde görülen değişim a ve b değerine göre daha kolay algılanmaktadır [35]. CIE renk sistemine göre ΔL için insan gözünün fark ettiği klinik eşik değeri 2 birim olarak belirtilmiştir [36].

Renkle ilgili yapılmış çalışmalarda renk değişiminin klinik olarak algılanabilir olması için; Jonston ve ark. ile Eliades ve ark. renk değişiminin 3,7 ΔE birimden [37, 38], O'Brien 3,5 ΔE birimden [39], Wozniak ve ark 2 ΔE birimden [40], Kuehni ile Ruyter ve ark. 1 ΔE birimden [41, 42] fazla olması gerektiğini ifade etmektedir. Diğer bazı çalışmalarda ise ΔE değeri 1 ila 3,3 arasında olduğunda klinik olarak algılanabilir kabul edilmektedir [43].



**Şekil 2.6:** P1 ve P2 noktaları arasında kalan  $\Delta E$  değerinin gösterimi[28].

O'Brien, renk farklarının klinik olarak değerlendirilmesi amacıyla kabul edilebilir  $\Delta E$  değerlerini sınıflamıştır. Bu değerler Tablo 2.1'de gösterilmiştir. Renk farkının 3.5  $\Delta E$  birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir [39].

**Tablo 2.1 :** O'Brien'a göre klinik renk uyum skalası.

Renk farkı ( $\Delta E$ )	Klinik renk değerlendirmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz eşleşme

National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş olan renk değişim miktarının klinik değerleri Tablo 2.2'de gösterilmektedir [44].

**Tablo 2.2 :** National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş olan klinik anlamlılık kriterleri.

$\Delta E$ Birimi	Renk Değişiminin Belirtisi
0-0.5	Çok az değişim
0.5-1.5 Az:	Az değişim
1.5-3	Belirlenebilir, algılanabilir değişim:
3-6	Fark edilebilir belirgin değişim
6-12 Fazla değişim:	Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim, başka bir renk

NBS birimi =  $\Delta E \times 0.92$  olarak belirlenmiştir.

### 2.2.1.3 CIE kuruluşu tarafından belirlenen standart aydınlatma koşulları

CIE kuruluşunun 1931 yılında kabul ettiği sistemde; parlak ışık (A), direkt güneş ışığı (B) ve gün doğumundaki ışık (C) olmak üzere üç farklı standart aydınlatma koşulu belirtilmiştir. 1964 yılında, sisteme bir de renk ısılarıyla ilişkili standart aydınlatmanın spektral fonksiyonu olarak belirlenen D aydınlatıcı eklenmesiyle günümüzde B aydınlatıcı tipinin kullanılmasına son verilmiştir (Tablo 2.3) [45].

**Tablo 2.3 :** Commission Internationale de l’Eclairage (CIE) kuruluşuna göre aydınlatıcı tipleri ve özellikleri

Aydınlatıcı tipi	Aydınlatıcı kaynağı	Renk ısı (kelvin)
A	Tungsten filaman lamba, parlak ışık	2856°K
B	Direkt güneş ışığı	4870°K
C	Gün doğumundaki ışık	1800°K
D 65	Spektrofotometrenin standart ışığı, ortalama gün ışığı	6500°K
D 50	Az bulutlu fakat açık bir günde öğle vakti doğal gün ışığı	5000°K

Diş Hekimliğinde farklı ticari markalara ait birçok renk skalaları bulunmaktadır. Renk skalalarında öncelikle parlaklık ölçümünün değerlendirilmesi, daha sonra ton ve doygunluk değerlerinin belirlenmesi tavsiye edilmektedir [46, 47]. 1998 yılında geliştirilen Vita 3D Master (VITA Zahnfabrik) skalasında 26 adet ana renk seçeneği bulunmaktadır. Vitapan 3D-Master Shade skalasında 1’den 5’e kadar olan value değerlerinde, 1 en açık 5 ise en koyu rengi ifade eder. Harf ve rakamların kombinasyonu ile renk belirlemektedir. Örneğin 1L3 şeklinde belirlenen renk değerinde; 1- value (parlaklık), L- hue (ton), 3- kroma (doygunluk) özelliklerini belirtmektedir. L harfi sarı tonu, M harfi orta tonu, R harfi ise kırmızı tonu ifade etmektedir[48]. Yapılan bir çalışmaya göre Vitapan 3D-Master skalası diş hekimleri arasında tekrarlanabilirliği yüksek ve güvenilir bulunmuştur [49]. Öte yandan gözlemciler arasındaki tekrarlanabilirliğin ve renk skalalarının güvenilirliğinin ölçüldüğü bir çalışmada 3 farklı renk skalası kullanılmış (Vita Lumin Vacuum (VITA Zahnfabrik), Vitapan 3D-Master (VITA Zahnfabrik), and Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden)), ve istatistiksel anlamlı farklılık gözlenmemiştir [50].

Vita Classic skalasında A, B, C, D harfleriyle ifade edilen farklı tonlara göre seçenekler bulunmaktadır. Vita’nın Lumin Vacuum skalasında daha yüksek sayılar yüksek kroma değerlerini ifade etmektedir. Bu skalada renkler parlaklığa göre değil



de renk tonuna göre sıralanmıştır. Linear Guide 3D Master renk skalası ise Vita markasının geliştirdiği bir diğer renk skalasıdır. Vita 3D Master skalasına göre tek farkı renklerin tek sıra halinde sunulması ile daha hızlı ve pratik olarak renk seçimi yapılmasına olanak sağlamasıdır [46].

## **2.2.2 Işık ve renk terimleri**

### **2.2.2.1 Metamerizm**

Farklı ışık kaynakları altında aynı materyalin farklı renklerde algılanmasına metamerizm denmektedir. Metamerizm farklı ışık kaynaklarından ve çevresel faktörlerden etkilenmektedir. Örneğin kırmızı rengi daha çok yansıtabilen bir obje, kırmızı barındırmayan ışık kaynaklarının altında aynı görünürken, kırmızı rengi barındıran bir ışık kaynağının altında daha farklı renkte görünmektedir [18, 51].

### **2.2.2.2 Işık geçirgenliği**

Işığın opaklık ile saydamlık arasında değişen derecelerde geçişine ışık geçirgenliği (translusensi) denilmektedir. Buzlu cam parçası ve kar tanesinin doygunluk, ton ve parlaklık değerleri aynı olsa da ışık geçirgenliklerinin farklı olması nedeniyle farklı görünüme sahiptirler. Yayılan ışığın dalga boyu ne kadar uzun olursa, saydamlık o kadar yüksek olur. Bu nedenle diş minesini, sarı ve kırmızı renklerden daha zengin ışık varlığında daha saydam görünmektedir [18].

### **2.2.2.3 Floresans (ışım) özellikler**

Işığın bir materyal tarafından emilmesi ve kendiliğinden daha uzun bir dalga boyunda yayılması sonucunda, materyalin yüksek enerjili ultraviyole ışıkta çevreye ışık yaymasıdır. Işıma, materyalin alabileceği ışık enerjisinden fazlasını alması sonucu oluşur. Örneğin, insanlarda diş minesine 365 nanometre dalga boyundaki ultraviyole ışık tutulduğunda floresans özellik göstermektedir [52]. Diş yapısında dentin tabakası, yüksek organik materyal içermesi nedeniyle floresans özellik göstermektedir [53]. Dentindeki floresans özellik arttıkça kroma değerlerinin azaldığı belirtilmiştir [18].

#### **2.2.2.4 Opalesans**

Bir materyalin, ışığı yansıttığında ve ışığı geçirdiğinde farklı renkte görülmesidir. Diş minesinin yapısındaki opalesans etki, dişin optik özellik ve canlılık kazandırmaktadır [54].

#### **2.2.2.5 Opasite**

Opasite, bir materyalin ışığı geçirmeyi engelleme özelliğidir. Bir cisme gelen ışık tamamen absorbe ediliyorsa cisim siyah, ışık kaynağından gelen ışığı tamamen yansıttığında ise renk beyaz görünmektedir [55]. Materyalin opaklığı arttıkça parlaklık artmaktadır [18].

### **2.2.3 Renk ölçüm yöntemleri**

#### **2.2.3.1 Görsel ölçüm**

Belirli sayıda gözlemcinin görme duyusunu kullanarak farklı ticari, renk skalalarına göre ölçüm yapmasıdır. Fakat bu yöntem ekonomik olmasına rağmen renk skalalarının birbiriyle eşdeğer olmaması klinisyen açısından dezavantaj oluşturmaktadır [56].

#### **2.2.3.2 Cihaz ile ölçüm**

İnsan görme duyusunu taklit eden aygıtların endüstriyel alanda kullanılmaya başlanması ile diş hekimliğinde de renk ölçümlerini matematiksel formüllerle ifade eden ölçümler kullanılmaya başlanmıştır. Bu amaçla kullanılan cihazlar; kolorimetre, spektrometre, spektoradyometre ve dijital kameralardır. Bu ölçümlerde hatalı sonuçlar elde edilmemesi için cihazın kalibrasyonun yapılması ve uygun şekilde kullanılması gerekmektedir [56].

#### **2.2.3.3 Kolorimetre**

Kolorimetreler üç veya dört silikon fotodiyot sensör içeren ve yansıyan ışığın yoğunluğunu kırmızı, yeşil ve mavi filtrelerden geçirerek renk verilerini analiz eden cihazlardır [57].

Kolorimetrelerin saydam nesnelere ölçümünün sonuçlarını değiştirebileceği düşünüldüğünden, ışık geçirgenliği olmayan cisimlerde ve düz yüzeylerde kullanılmasının, daha uygun olduğu görüşü belirtilmiştir [58].

Shade Eye NCC (Shofu Dental, Kyoto, Japonya), Shade Scan (Cynovad Inc., Montreal, Kanada), ShadeVision X-Rite (Grandville, MI, A.B.D.) klinikte kullanılan bazı kolorimetre cihazlarıdır. Shade Eye NCC cihazının avantajı bilgisayar gerektirmemesi, sonuçların doğrudan elde edilebilmesidir. Dezavantajı ise insizal kenardan yapılan ölçümün zayıf sonuç vermesi olarak belirtilmiştir. Shade Scan cihazının dezavantajları ise; taşınabilir olmaması, plastik ucun tek kullanımlık olmaması ve çapraşık dişlerde çalışma zorluğu oluşturmaktadır. Bunun yanında iyi yazılımı sayesinde gelişmiş görüntü seçenekleri bulunmaktadır. ShadeVision X-Rite taşınabilir bir kolorimetredir. İyi yazılımının yanı sıra, bireysel ayarlanabilir programı da mevcuttur. Fakat LCD ekranın siyah beyaz olması verilerin okunmasını zorlaştırmaktadır [59].

Lagouvardos ve ark.'nın çalışmasında Shade Eye NCC ve Vita Easyshade karşılaştırılmış ve her ikisinde de tekrarlanabilirlik iyi derecede bulunmuştur. Vita Easy Shade cihazında  $L^*a^*b^*$  değerleri anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. VITA klasik skalasında cihazlarda yapılan ölçümlerin eşleşme oranı, Vitapan 3D-Master skalasıyla yapılan ölçümlere oranla daha yüksek bulunmuştur [57].

#### **2.2.3.4 Spektrometre**

Spektral güç dağılımı ölçen cihazlara spektrometre adı verilir. Optik, monokromatör, dedektör ve okuyucu olmak üzere 4 bölümden oluşmaktadır [59].

Monokromatörler, hedef kaynaktan çıkan ve toplanarak ışın demeti haline gelen ışınlardaki dalga boylarının dar bir bandını seçmektedir. Monokromatör içindeki dağıtıcı elemanlar aracılığıyla gelen ışınlar farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Optik ışın demeti odaklayıcı aracılığıyla detektöre gönderildikten sonra burada radyant güç algılanmasını takiben elektriksel sinyal aracılığıyla okuyucuya iletilmektedir [59].

Spektrometreler düz yüzeyli olmayan, ışık geçirgenliği yüksek olan yapıların rengini ölçebilmesi sebebiyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır [59]. Gerçek görüş şartlarında ölçüm sonuçlarını gerçekleştirebilmeleri bu aletlerin olumlu özelliğidir. Ancak kullanım hassasiyeti gerektirmesi ve ölçüm açısındaki ufak değişikliklerin bile büyük sapmalara neden olması bu metodun dezavantajlarından [45].

### 2.2.3.5 Spektrofotometre

Materyallerin geçirdiği veya yansıttığı görünebilir radyant enerji miktarını ölçebilen cihazlara spektrofotometre denir. Spektrofotometrelerde yansıyan ışık prizmadan geçirilerek tungsten filament ampulden 5 ila 20 nm arasında bir dalga boyu spektrumuna dağılmaktadır [60]. Ayırıştırılan spektrum, sensör aracılığıyla sinyale dönüştürülür ve grafik çıktısı elde edilir. Bir örneğe yansıyan ışık miktarı, görünür spektrumdaki her dalga boyu için ölçülür. Spektrofotometreler, kolorimetrelere göre daha uzun ömürlüdür ve nesnelere metamerizm özelliklerinden etkilenmemektedir [45, 60]. Geleneksel gözlem teknikleriyle karşılaştırıldığında, spektrofotometrelerin %33 oranda daha güvenilir ölçümler gerçekleştirdiği görülmüştür [36].

Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 5 mm çaplı ölçüm ucuna sahip taşınabilir bir spektrofotometredir. Cihazdaki halojen lamba aracılığıyla ölçüm yapan uçta aydınlatma sağlanmaktadır. Sadece uyum gösterdiği skalalar olan Vita Classic veya Vita 3D master ile ideal sonuçlar elde edilmektedir [61].

Spectro Shade (MHT, Niederhasli, İsviçre) spektrofotometre ile dijital görüntüleme sistemini bir arada sunan bir cihazdır. Halojen ışık lambası ölçüm için kullanılmaktadır. Ofis tipinin taşınamayacak büyüklükte olması ve ekonomik olmaması dezavantajlarına sahip olmasına rağmen oldukça güvenilir sonuçlar veren bir cihazdır. Spectro Shade Micro ve Spectro Shade Mobil tipleri taşınabilir tipte üretilmiş olduğundan kullanım kolaylığı sunmaktadır [61]. Spectro Shade cihazı ile görsel ölçümün karşılaştırıldığı bir çalışmada, Spectro Shade güvenilirlik ve tekrarlanabilirlik açısından üstün bulunmuştur [62].

Crystal Eye (Olympus, Japonya) kullanım kolaylığı sağlayan taşınabilir bir spektrofotometredir. Tam yüzey ölçümü yapabilmektedir [59]. Diğer cihazlarda bulunan hiçbir dezavantaja sahip değildir.

Klinikte spektrofotometrelerin kullanılabilmesi için ışınlanma derecesinin  $0^0$ , gözlem derecesinin ise  $45^0$  olarak ayarlanmalıdır [63].

### **2.2.3.6 Dijital kamera**

Bu sistemde dişlerin standardize edilmiş bir ortamda dijital kamera ile fotoğraflarının çekilmesini takiben bilgisayar programı aracılığıyla CIE L\*a\*b sistemine göre dişlerin bütün yüzeylerinin renk ölçümleri yapılabilmektedir [64, 65]. Nesne üzerindeki bir nokta veya bölgenin değil de tüm nesnenin renginin ölçülmesi bu sistemin olumlu özelliklerindedir. Fotoğraf üzerinden işaretlenen noktaların CIE L\*a\*b ölçümleri, standardize edilerek kaydedilen görüntülerle karşılaştırılabilmektedir [66, 67].

### **2.2.4 Renklenmenin etiyolojisi**

#### **2.2.4.1 Dişlerin renklenmesi**

Işık maddeler ile etkileşime geçtiğinde yansıma, absorpsiyon, dağılım ve translusensi olmak üzere dört farklı durum oluşur. Materyalin renk özelliklerini veren, dağılan ışığın hacmi olarak belirtilmiştir [68].

Dişlerin iç kökenli renklenmesinde; metabolik ve genetik hastalıklar ile sistemik ve lokal faktörlerin yapısal değişiklik oluşturması etkili olurken; dış kökenli renklenmelerde; katyonik antimikrobiyal gargaralar (örn; klorheksidin), sigara, metal tuzları, bazı ilaçlar, gıda ve içecekler etkili olmaktadır [69-71].

#### **2.2.4.2 Braketlerin renklenmesi**

Estetik braketlerde internal (iç) ve eksternal (dış) olmak üzere iki tip renkleşme vardır [72]. Eksternal renkleşmenin asıl sebepleri, renkli gıda boyaları, çay, kahve, renkli gargara solüsyonlarının kullanımındır [73]. Materyalin yapısı, yüzey sertliği, partikül yoğunluğu da dış renkleşmede rol oynamaktadır [74]. Ultraviyole radyasyon ve termal enerji ise braketlerin iç renkleşmesinde ana etken olarak belirtilmiştir [3, 4].

### **2.3 Işık Geçirgenliğini Etkileyen Faktörler**

Işık kaynağından yayılan görülebilir ışığın yoğunluğunun, materyalden geçen ışık miktarına oranı ışık geçirgenliğini ifade etmektedir. Cisim, üzerine gelen ışığın az miktarını geri yansıtır, büyük çoğunluğunu karşıya geçirirse translusent görünüm vermektedir [75].

Hastanın dişlerinin rengi estetik braket tipini belirlemekte oldukça önemlidir. Eğer translusent olmayan braketin rengi ile dişin rengi uyuşmuyorsa translusent braket

belirlemek ve renk stabilitesine sahip bir bonding ajan kullanmanın estetik beklentiyi daha çok karşılayacağı belirtilmektedir [76]. Materyallerin parlaklığı, yüzeyinin şekli ve materyalin yapısı ışık geçirgenliğini etkilemektedir. Cismin ışık kaynağından gelen ışını geçirebilmesi için yüzey porozitesinin az olması, pürüzsüz bir yüzeye sahip olması gerekmektedir [75]. Seramik materyallerin küçük partiküllü olması (yaklaşık 0.1 µm çapında), hacim başına düşen partikül sayısının az olması, kalınlığının az olması ışık geçirgenliğini artırmaktadır [75, 77]. Seramik materyallerin yapısında bulunan titanyum oksit, zirkonyum oksit ve seryum oksit gibi renk pigmentleri materyale yüksek derecede opasite özelliği kazandırmaktadır. Bunun yanında bu pigmentler, materyalin ışık geçirgenliğini azaltmaktadır.

Seramik braketlerdeki opasite miktarını kontrast oranı (KO) ve translusentlik parametresi (TP) değeri belirlemektedir. Materyalin siyah zeminde iken yansıttığı ışık miktarının, beyaz zeminde yer aldığıda yansıttığı ışık miktarına oranı kontrast oranı değerini vermektedir [78]. Literatürde kontrast oranının 0,7 ila 0,4 arasında olması ideal kabul edilmektedir. Düşük KO değerleri, ışık geçirgenliğinin fazla olması anlamına gelmektedir [79]. Materyalin siyah ve beyaz zeminlerdeki renk farkı ise TP olarak adlandırılmaktadır. TP değerinin yüksek olması ışık geçirgenliğinin fazla opasitenin az olduğunu göstermektedir [78].

Materyallerin ışık geçirgenliği ölçümleri farklı metodlarla yapılabilmektedir. Materyalin translusensi miktarını ölçen birçok çalışmada [80-83] standart kalınlıktaki materyallerin siyah ve beyaz zeminlerdeki renk farkları ölçülerek translusentlik parametresi ölçülmüştür. Bu çalışmalarda translusentlik parametresi denklem 3.2 kullanılarak hesaplanmaktadır.

$$TP=[(L_B^*-L_S^*)^2 (a_B^*-a_S^*)^2 (b_B^*-b_S^*)^2 ]^{1/2} \quad (3.2)$$

L\* parlaklığı, a\* yeşil-kırmızı renk tonunu ve b\* sarı-mavi renk tonunu belirtmektedir. B; beyaz zeminde yapılan ölçüm sonuçlarını belirtirken, S; siyah zeminde yapılan ölçüm sonuçlarını temsil etmektedir.

Restorasyondan geçen ışın miktarını değerlendiren çalışmalarda [84, 85] ise belirli kalınlıkta hazırlanan örneklerin radyometre cihazının optik okuyucu kısmına

yerleştirilmesi sonrası geçen ışığın yoğunluğu belirlenerek ışık geçirgenliği ölçümü gerçekleştirilmiştir.

#### **2.4 Estetik Ortodontik Apareylerde Optik Özelliklerin Stabilitesi**

Estetik ortodontik braketlerin renk ve ışık geçirgenliği gibi optik özelliklerini uzun dönem klinik kullanımları sonucunda da korumaları, estetik beklentisi yüksek olan hastaların tedaviyi kabul etmesi açısından önem arz etmektedir. Literatürde ortodontik braketler, ligatürler ve diğer ortodontik materyallerle alakalı birçok çalışma çoğunlukla renk stabilitesi konularına yoğunlaşmıştır [9, 76, 86, 87]. Eliades ve ark. ortodontik rezinlerin renk stabilitesini incelemiştir [88]. Inami ve ark. kahve solüsyonunda fiberle güçlendirilmiş plastik (GFRP) tellerini belirli süre tutarak renk değişimini *in-vitro* koşullarda değerlendirmiştir [89]. Liu ve ark. ise 2016 yılında boyama ajanlarına maruz bırakılan 3 farklı şeffaf plağın renk stabilitesini araştırmışlardır [90]. Filho ve ark. seramik ve plastik estetik braketleri kahve ve çay solüsyonları ile boyayarak renk stabilitesini değerlendirmişlerdir [76]. Ardeshtna ve ark. estetik elastomerik ligatürleri renk stabilitesini değerlendirmişlerdir [91]. Braketlerin ve diğer ortodontik materyallerin bilinen renk stabilitesine rağmen, ışık geçirgenliği *in vitro* koşullarda çok az araştırılmıştır [7]. Bununla birlikte bu konuda bir *in vivo* araştırmaya literatürde rastlanmamıştır. Filho ve ark. boyama solüsyonlarında beklettikleri ark tellerinin renk değişimini ve floresans özelliklerini farklı zaman aralıklarında ve *in vitro* koşullarda değerlendirmişlerdir [92].

Renkli gıdalar, diş fırçalamanın neden olduğu mekanik etkiler, ağız sıvılarının emilimi ve oral hijyen materyallerin renk değişimini ve ışık geçirgenliğini etkileyebilmektedir. Bu nedenle ağız ortamı koşullarındaki renk değişimi ve ışık geçirgenliği arasındaki ilişkiyi ortaya koymak için *in vivo* çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Estetik ortodontik materyallerde tedavi esnasında oluşan renk değişikliği, hastanın tedaviden beklentilerinin karşılanmamasına yol açabilmektedir. Estetik özelliklerin klinik kullanım sonrası değerlendirilmesi ile braketlerdeki değişiklik hakkında klinik kanıta dayalı bilgi edinilmesi amaçlanmaktadır.

## 2.5 Estetik Ortodontik Braket Çeşitleri ve Üretim Şekilleri

Seramikler; cam, kil, bazı değerli taşlar ve metalik oksit elementlerini içeren, şekillendirildikten sonra fırınlanarak nihai formu elde edilen materyallerdir [93].

Dental porselende silisyum atomlarını dört oksijen atomu, kovalent ya da iyonik bağlarla sarmaktadır. Seramiğin çekirdek yapısını silisyum tetrahedral oluştururken; feldspar, quartz ve kaolin de yapıya eklenmektedir. Feldspar, cam matris görevi yaparak porselene translusensi özelliği kazandırmaktadır. Kaolin; feldspar ve quartz arasında bağlayıcı olarak görev alır ve şekillendirilebilme özelliği vermektedir. Quartz ise dayanıklılığı artırarak stabiliteyi sağlamak, translusensiyi azaltmak ve büzülmeyi kontrol etmekle görevlidir [94]. Seramiklerin ilk kez diş hekimliğinde restorasyon amacıyla kullanılmasını Fauchard, 1728 yılında önermiştir [95]. 1970'lerin başlarında polikarbonat yapıda estetik braketler ilk kez üretilmeye başlanmıştır. Fakat bu braketler, ağız ortamında zamanla renklenmesi, braket slotunun distorsiyona uğraması, materyalin kırılma dayanımının az olması sebepleriyle ihtiyacı karşılamamıştır. Braket slotlarının seramik ve metal materyallerle kaplanmasıyla bazı klinik sorunların aşılacağı düşünülmüş, fakat bu önlemler yeterli olmamıştır [1]. 1986 yılının sonlarında estetik braketler seramik materyalle üretilmiş ve yaygın kullanım alanı bulmuştur [93]. Diş hekimliğinde kullanılan bütün seramik braketler alüminyum oksit yapısındadır [5]. Alümina, sert ve güçlü yapısı, şeffaf görüntüsü, kimyasal rezistansının iyi olması gibi avantajlara sahiptir. Dezavantajları ise, üretiminin pahalı olması ve materyalin kırılma dayanımının az olmasıdır [93]. Seramik braketler, fabrikasyonu esnasındaki ayrıştırma metoduna göre monokristalin ve polikristalin olarak ayrılmaktadır.

Polikristalin braketler sinterlenerek oluşturulan alüminyum oksit partiküllerinden elde edilirler. Bir araya getirilen seramik partiküller, bir kalıba dökülerek alüminyum oksit parçalarının birleşeceği; fakat erimeyeceği sıcak izostatik preslemeyle porozite içermeyen ortalama 1 mikron büyüklüğündeki partiküllerden elde edilir. Nispeten daha ucuz olan bu teknik sinterleme olarak adlandırılır. Fakat bu teknikte, yapısal düzensizlikler ve tanecik sınırları oluşmaktadır. Bu hafif düzensizlikler 0.001%'in altında olsa bile braket stres altındayken kırılma noktaları oluşturur [96].

Monokristalin braketler de alüminyum oksit partiküllerinden üretilirler. Monokristalin braketler üretilirken oksit partikülleri önce eritilir, sonra yavaşça soğutulularak tamamen



kristalize olmalarına izin verilir. Bu teknik, stress ile indüklenen düzensiz bir yapı oluşumunun önüne geçmektedir. Daha sonra ortodontik brakete nihai şekli verilmektedir. Bu yöntemin dezavantajı üretimin daha zor bir işlem gerektirmesi ve pahalı olmasıdır. Seramik braketler gerçek Siamese, semi Siamese, solid ve Lewis/Lang gibi çeşitli morfolojik tasarımlarda üretilmektedir [5]. Monokristalin braketler metal braketlerdeki gibi ligatür bağlanabilecek kanatçıklara sahip “true siamese” formunda üretilirken, polikristalin braketler “semi-siamese” braket dizaynına sahiptir. Semi-siamese kanatçık tasarımında braket kanatlarının dar olması, elastomerik chain ve ligatürün aynı anda bağlanmasını güçleştirebilmektedir [93].

Estetik seramik braketlerin kullanılmaya başlandığı ilk yıllarda, boşluk kapatılmasına ilişkin zorluklar, tedavi esnasında kırılan braketlerin artması ve debonding problemleri bildirilmiştir [93]. Seramik braketler, polikarbonat braketlere nazaran renk stabilitesini daha iyi koruması, daha dayanıklı olması, aşınmaya ve deformasyona dirençli olması gibi avantajlara sahiptir [5]. Monokristalin ve polikristalin yapıdaki braketler arasındaki temel farklılık optik saydamlıktır [1]. Seramik braketlerde tanecik boyutu ne kadar büyük olursa o kadar saydam bir görüntü elde edilir. Bununla birlikte tanecik boyutu 30 mikrometreye ulaştığında materyal kırılğan hale gelmektedir [96]. Monokristal yapıdaki braketlerin daha saydam olmasının iki temel nedeni bulunmaktadır; tanecik sınırları daha az belirgindir ve üretim aşamasında materyalin saf olmayan formu daha az olmaktadır [96]. Gerilme dayanımı (tensile strength) metal ve polikristalin braketlere oranla, monokristalin braketlerde çok daha yüksektir [93]. Seramik braketlerin kırılma dayanımı metal braketlere oranla 20 ila 40 kat daha azdır [96, 97]. Polikristalin braketler metal braketlere ve monokristal yapıdaki seramik braketlere oranla daha yüksek sürtünme direnci göstermektedir [98]. Seramik braketler metal braketlere ve diş minesine göre 9 kat daha sert yapıdadır [93].

## **2.6 Işık Kaynakları**

Diş hekimliğinde kullanılan ışık kaynakları 2 gruba ayrılmaktadır. İlk grupta yer alan Halojen ve plazma ark ışık kaynakları, polimerizasyon için gereken 400-500 nm dalga boyları arasındaki mavi ışığı filtre ederek beyaz ışık üretmektedir. İkinci grubu ise mavi ışığın ışık kaynağından direkt olarak elde edildiği ışık yayan diod (Light emitting diode) ve lazer ışık kaynakları oluşturmaktadır [99].

Polimerizasyon derecesi kullanılan kompozit rezinlerin yüzey sertliğini, su absorpsiyonunu, artık monomer miktarını, materyalin biyoyumumluluğunu etkilemektedir [100]. Piyasada bulunan dental tedavilerde kullanılan kompozit materyalin polimerizasyonunun sağlanabilmesi için görünür ışık kullanılmaktadır. Kamforokinon kompozit rezinlerin içinde ışığa duyarlı materyal olarak kullanıldığında ışık kaynaklarının etkin polimerizasyon frekansı 460-480 mW/cm<sup>2</sup> olarak belirtilmiştir [101, 102]. Kompozit rezin materyalinin polimerizasyonunun sağlanabilmesi için gereken ışık yoğunluğunun ise 280 mW/cm<sup>2</sup>'den daha fazla olması gerekmektedir [103].

Dental tedavilerde gittikçe artan derecelerde ışın veren cihazlar, daha düşük ışık yoğunluğundan başlayıp, yüksek ışın yoğunluğuna doğru artırarak daha iyi bir polimerizasyon elde edilmesini sağlamaktadır [104].

### **2.6.1 Quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynağı**

Son yıllarda kompozit rezinin polimerizasyonunu daha hızlı sağlayan güçlü ışık kaynakları geliştirilmiştir. Quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları, kalınlığı 2mm'yi aşmayan kompozit rezin materyalini, 400 ila 800 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğu üreterek 40 ila 60 saniyede polimerize edebilmektedir [105]. Diğer yandan 800 mW/cm<sup>2</sup>'nin üzerinde yüksek ışık şiddetine sahip QTH ışık kaynakları da üretilmiştir [106, 107].

QTH ışık kaynakları, farklı güçlerde üretilen ışığın değişik sürelerde uygulanabilmesine imkân tanınması, ışığın çıkış gücünün artırabilmesi avantajlarına sahip olması nedeniyle yaygın kullanım alanı bulmuştur [108].

QTH ışık kaynaklarında halojen ampuller kullanıldığında, kullanılan enerjinin ancak %1'i ışığa, geri kalanı ise ısıya dönüştüğünden, ışık üretiminin verimsiz olduğu belirtilmiştir. Diğer yandan oluşan yüksek ısının lambanın içerdiği materyallerin hasarına yol açması sebebiyle, verim ömürleri yaklaşık 40 ila 100 saat olarak belirtilmiştir [107, 109]. Işık kaynaklarının polimerizasyon etkinliğinin azalmaması amacıyla ışık veriminin ve tüm parçalarının belli aralıklarla kontrol edilmeleri gerekmektedir. Halojen ampullerin ürettikleri yüksek ısının düşürülmesi için fan kullanımını gerektirmektedir [107, 110].

### 2.6.2 Plazma ark ışık kaynakları

Plazma ark ışık cihazları son yıllarda yaygın kullanılan bir diğer ışık cihazıdır. Plazma, yüksek frekanslı elektriksel alan kullanarak enerji üretmektedir. İyon, elektron ve moleküllerden üretilen elektrikten salınan enerjinin önemli bir miktarı ışığa duyarlı kompozit materyalinin polimerizasyonu için kullanılmaktadır. Plazma ark ışıklar, yaklaşık  $2000 \text{ mW/cm}^2$  yoğunlukta yüksek enerjiyi, 3-10 saniye gibi kısa bir sürede oluşturarak yüksek miktarda elektromanyetik enerji salınımı yapmaktadır. Fakat bu durum polimerizasyon büzülmesini ve büzülme streslerini artırmaktadır [99, 111]. Pulpaya zararlı olabilecek miktarda ısı oluşturmaları nedeniyle 3 saniyeden fazla kullanılmaması tavsiye edilmektedir [112].

Halojen lambaların ortalama kullanım süreleri 100 saat olarak belirtilirken, plazma ark lambalarda yaklaşık 5 yıl kullanım ömrü bulunmaktadır. Fakat ışık güçleri yıllar içinde azalabilmektedir [111, 113].

### 2.6.3 LED (Light Emitting Diode) ışık kaynakları

1995 yılında, LED teknolojisi kullanılmaya başlanmıştır [112, 114]. LED'in açılımı, ışık yayan diyot anlamına gelmektedir. 400-500 nm dalga boyu aralığında ürettikleri görülebilir mavi ışık kompozit materyallerinin polimerizasyonunu sağlayan kamforokinonun aktivasyonu için yeterli olmaktadır. Üretilen ışığın yaklaşık % 95'i polimerizasyon için yeterli düzeydedir [99]. Bu yüzden bu cihazlar daha az elektrik enerjisi kullanırlar [110, 115].

Isı artışı pulpaya zarar verecek ısının oldukça altında olmakla birlikte kullanım ömürleri de diğer ışık cihazlarına göre daha fazladır [114, 116, 117]. LED ışık kaynaklarında fan ile soğutmaya ve filtreye ihtiyaç bulunmamaktadır. Bu ışık kaynaklarının daha küçük formda üretilebilmesi, kablosuz olması ve rahatça taşınabilir olması diğer avantajları arasında yer almaktadır [118, 119]. Bu cihazların dezavantajı ise güvenilirliğinin pilin gücüne bağlı olmasıdır. Pil ömrünün sınırlı olması nedeniyle firmalar şarj olabilen piller ile çalışan LED ışık kaynakları üretmişlerdir [110, 114].

Geliştirilen 2. nesil LED'ler daha geniş dalga boyu spektrumunda, daha yüksek şiddette ( $600\text{--}1000\text{mW/cm}^2$ ) mavi ışık üretilebilmekte olduklarından kamforokinon içermeyen kompozitlerin de polimerizasyonunu gerçekleştirebilmektedir [120]. Fakat yüksek yoğunlukta enerji üretimi ısı artışına yol açabilmektedir. LED ışık kaynakları

ile halojen ışık kaynaklarının etkinliklerini karşılaştıran bir çalışmada farklı üç tip kompozit materyalin polimerizasyonunun LED ışık kaynakları ile daha iyi gerçekleştirildiği sonucuna ulaşılmıştır [114].

#### **2.6.4 Argon lazer ışık kaynakları**

Yüksek yoğunlukta ışık üreten argon lazerler ışık kaynağı olarak kullanılabilir [115]. Elektron demetinden salınan enerjinin soğurulması ve oluşan enerjiyi ışığa ile yansıtılması prensibi ile çalışmaktadır [121]. Argon lazer ışık kaynakları, 457- 502 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda ayarlanarak optimum dalga boyunu direkt olarak üretebilmektedir [122].

Artık monomer miktarının az olması, kısa sürede polimerizasyona olanak tanınması, ısı artışının minimum seviyede olması gibi avantajlarına rağmen harcadıkları enerjinin fazla olması, dar spektrumda ışık üretmesi, ömrünün kullanımdan bağımsız olarak az olması, pahalı olması gibi dezavantajlara sahip olması nedeniyle oldukça verimsiz bulunmaktadır [123].

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız *in vivo* şartlarda ağız ortamına maruz kalan örnekler ve *in vitro* şartlarda saklanan kontrol örnekleriyle gerçekleştirilmiştir. Monokristal ve polikristal yapıda estetik braketler hasta ağızında kullanılmadan ( $Tr_0$ ) ve hasta ağızında 3 ay kullanıldıktan sonra ( $Tr_1$ ) braketlerin renk ve ışık geçirgenliği özellikleri bakımından incelenmiştir.

Çalışmaya başlamadan önce Öz ve ark'nın [11] benzer bir çalışması referans alınarak  $\Delta E$  parametresi göz önüne alınarak güç analizi hesaplanmış, %5 hata payı ile %95 güven aralığında her bir gruba  $n = 45$  vaka alınmasının yeterli olduğu saptanmıştır. Beş hastanın çalışmadan çıkabileceği göz önünde bulundurulduğundan (%10) 50 hastanın çalışmaya dâhil edilmesi gerekliliği düşünülmüştür.

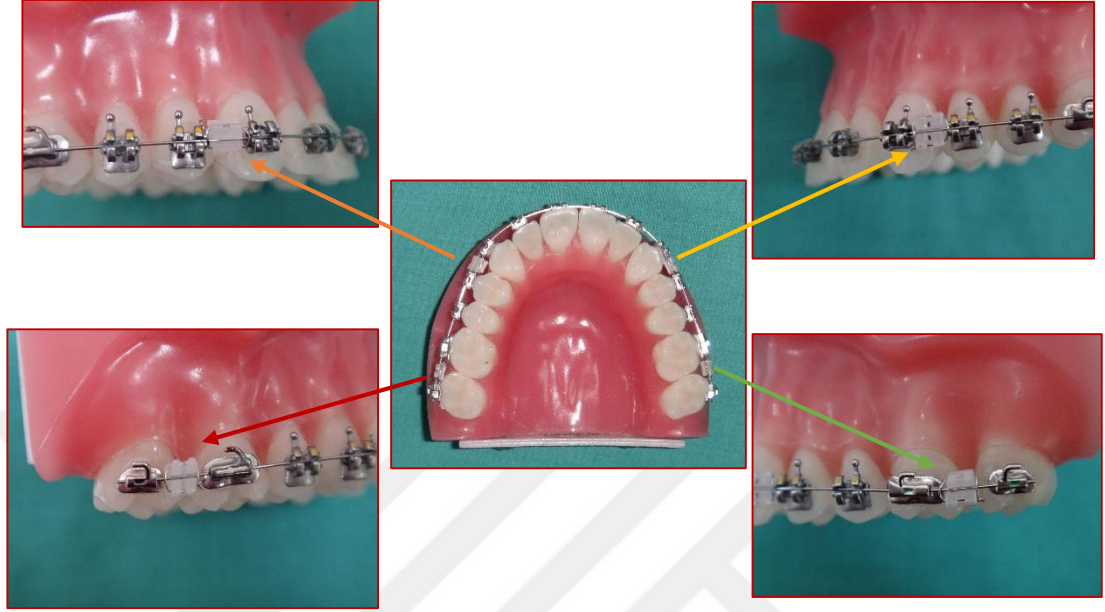
Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Etik Kurulu tarafından 71306642-050.01.04- sayılı etik kurul kararı ile onay alınmıştır (Ek A). Çalışmaya Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Bölümünde hali hazırda sabit tedavi görmekte olan ve yaşları 13 ila 22 arasında değişen 50 hasta dâhil edilmiştir. Çalışmamız Kasım 2018 ila Şubat 2019 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir. Hastalar ve ebeveynleri sözlü ve yazılı olarak bilgilendirilmiş ve onam formu imzalatılmıştır. Oral hijyeni iyi olan, periyodontal hastalığı olmayan, daimi dentisyonda olan, ortodontik tedavi görmekte olan, diş eksikliği olmayan, çekimli tedavi planı uygun olmayan, 1. Molar dişlerinde bant ya da çift oluklu tüp olan, sigara kullanmayan ve ağız hijyenini sağlamasına engel teşkil edecek zihinsel ya da bedensel engeli olmayan bireyler çalışmaya dâhil edilmiştir. Çalışmada her braket tipine ait 50 adet lateral braketi kullanılmıştır. 4 adet monokristalin ve 4 adet polikristal yapıda braket kullanılmıştır. Bu braketlerin üretici bilgileri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1 : Kullanılan estetik seramik braketlerin ticari isimleri ve özellikleri.**

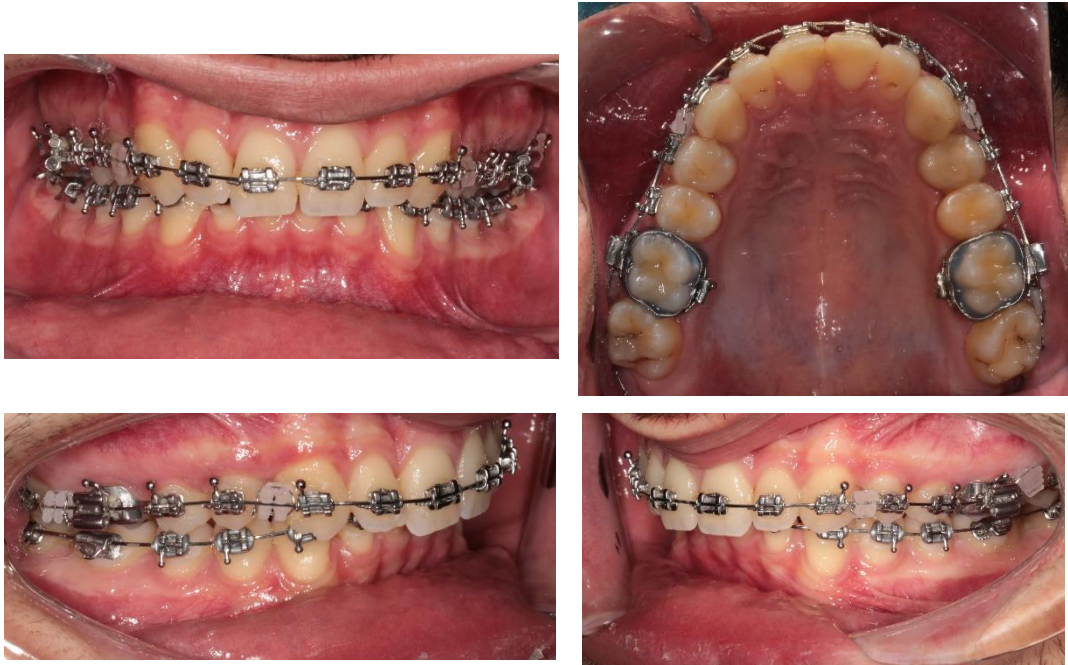
Materyal	Kristal Yapı Tipi	Ticari isim	Kısaltma	Üretici firma
Seramik	Polikristal	Clarity™ ADVANCED	3MC	3M™, Monrovia, CA, Amerika
Seramik	Polikristal	20/40™ Ceramic Brackets	20/40	American Orthodontics™, Sheboygan, Wis, Amerika
Seramik	Polikristal	RESOLVE® C	DSR	DENTSPLY GAC™ International, New York, Amerika
Seramik	Polikristal	Chic Ceramic Bracket	Chic	G&C Orthodontics™, Alsip, Ill Yumoto, Japonya
Seramik	Monokristal	Inspire ICE™	II	Ormco™, Orange, Calif, Amerika
Seramik	Monokristal	Perfect Clear II	HPC	Hubit™ Co. Ltd., Seoul, Güney Kore
Seramik	Monokristal	Gemini Clear Ceramic Brackets	3MG	3M Unitek™ Monrovia, CA, Amerika
Seramik	Monokristal	Radiance Plus™	AOR	American Orthodontics™ Sheboygan, Wis, Amerika

Çalışmada braketlerin yerleri karma split mouth tasarımıyla belirlenmiştir. Dört adet polikristalin veya monokristalin braket sağ/sol tarafa ve ön/arka bölgeye farklı birer braket markası gelecek şekilde tasarlanmıştır. Braketler ark teli üzerine ligatürler yardımıyla tutturulmuştur. Braketlerin taşınma tasarımı tyodont üzerinde Şekil 3.1’de ve ağız içinde Şekil 3.2’de gösterilmiştir. Bir buçuk aylık klinik kullanım sonrasında ön bölgedeki braketler arkaya, arkadakiler ön tarafa alınmıştır. Ayrıca sağ-sol taraf değişikliğine gidilmiştir. Örn: Sol arka bölgedeki braket 1,5 ayın sonunda sağ ön bölgeye alınmıştır. Benzer şekilde sol ön bölgedeki braket sağ arka tarafa alınmıştır. Böylece ön veya arka bölgede olan bir braketin arkın diğer tarafında bulunması ile sonuçları etkileyecek fırçalama alışkanlıklarının azaltılması hedeflenmiştir. Her braket tipinin her bölgede eşit sürede tutulması sağlanarak bireysel farklılıklar en aza indirilmiştir. Seviyeleme aşamasının tamamlandığı bireyler çalışmaya dâhil edilerek diş fırçalamanın daha eşit şartlarda sağlanması hedeflenmiştir. Tüm hastalara aynı hekim tarafından oral hijyen eğitimi verilmiştir. Standart diş fırçası ve diş macunu

hastalara ücretsiz olarak temin edilmiştir. Her braket markasına ait beşer braket yapay tükürük solüsyonunda, karanlık ortamda 3 ay süre ile bekletilerek kontrol grubu örnekleri oluşturulmuştur.



**Şekil 3.1 :** Braketlerin tyodont üzerinde taşınma şekli; sağ ve sol tarafta kanin ve premolar dişler arası ve molar dişler arası.



**Şekil 3.2 :** Braketlerin ağız içine uygulanması; sağ ve sol tarafta kanin ve premolar dişler arası ve molar dişler arası.

LEDex cm 4000 radiometre (Dentmate Technology Co. Ltd. New Taipei City 24872, Tayvan, M443509, M452752) cihazının ölçüm ekranı ışık geçirmeyen siyah bantlarla sadece braketin boyutlarına uygun bir pencere bırakılarak kaplanmıştır (Şekil 3.3.a). BA Optima 10 Silver LED ışın cihazı (Optima 10, B.A. Northampton, İngiltere, Birleşik Krallık) braketlerin üzerine 10 saniye boyunca uygulanmıştır. Ölçümler yapılırken radyometre cihazının sensörünün yere paralel ve ışın cihazının ucunun braketlere dik olacak şekilde yerleşmesine dikkat edilmiştir (Şekil 3.3). En iyi sonucu elde etmek için her bir ölçüm 3 defa tekrarlanarak ortalama değerler  $mW/cm^2$  cinsinden kaydedilmiştir.

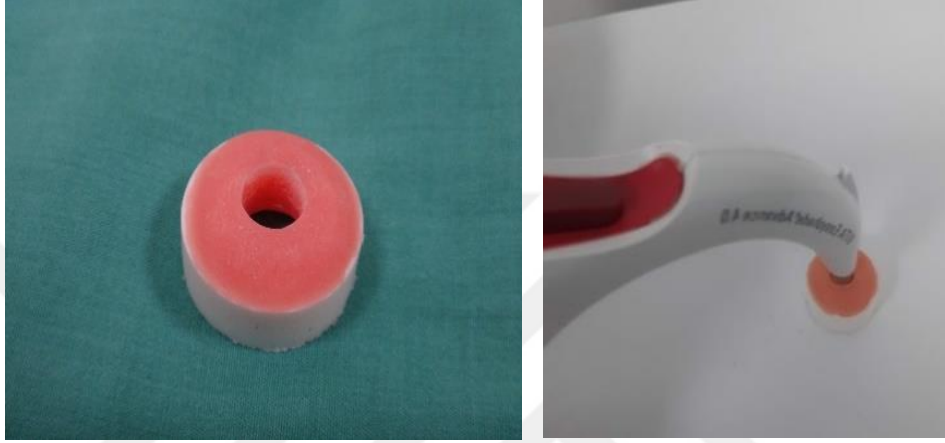


Şekil 3.3 : Braketlerin LEDex Cm 4000 Radiometre cihazı ile ışık geçirgenliği değerinin ölçümü.

Renk ölçümü ise VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya, Model DEASYC220) spektrofotometre cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Cihazın ölçüm yapan ucu 5 mm genişliğindedir (Şekil 3.5). Renk ölçümünde dışardan ışık yansımalarını engellemek ve ölçüm başlığının ucunun aynı yerden ölçüm yapmasını sağlamak amacıyla 3 mm yarıçaplı özel silindirik bir kalıp oluşturulmuştur (Tablo 3.2). Renk ölçümü, düzeneğin üst kısmından, braketlerin ağızda labial yüzeye bakan kısımlarından gerçekleştirilmiştir. Renk ölçümü her bir markaya ait braketler ölçülürken standart beyaz kâğıt zemin olarak kullanılarak yapılmıştır. Renk ölçümü braketler hasta ağızında kullanılmadan ve hasta ağızında 3 ay kullanıldıktan sonra gerçekleştirilmiştir. Ölçümler yapılmadan önce, spektrofotometre üreticinin talimatlarına göre kalibre edilmiştir. Her bir ölçüm 3 defa tekrarlanmıştır ve ortalama değer kaydedilmiştir. Renk ölçümünde CIE  $L^*a^*b^*$  sistemi temel alınmıştır. CIE (Commission de l'Eclairage)  $L^* a^* b^*$  sistemi rengi tanımlamak için 3 parametre



kullanılmaktadır.  $L^*$  koordinatı, 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasında değişen bir parlaklık ölçüsüdür;  $a^*$  koordinatı yatay eksendedir ve kırmızı (+) ve yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını göstermektedir,  $b^*$  koordinatı da yatay eksende olup sarı ( $b^+$ ), mavi ( $b^-$ ) renk doğrultusunda uzanır. Renk farkını belirlemek için formül (3.1) kullanılmıştır. Bitiş ölçümlerinden ( $L_1, a_1, b_1$ ) başlangıç ölçümlerinin ( $L_0, a_0, b_0$ ) çıkarılmasıyla  $\Delta L, \Delta a, \Delta b$  değerleri hesaplanmıştır. Bu sistem küçük renk farklılıklarını belirlemek için uygun olarak belirlenmiştir [32].



**Şekil 3.4 :** Standart aydınlatma ve tek noktadan renk ölçümü yapılmasını sağlayan özel kalıp.

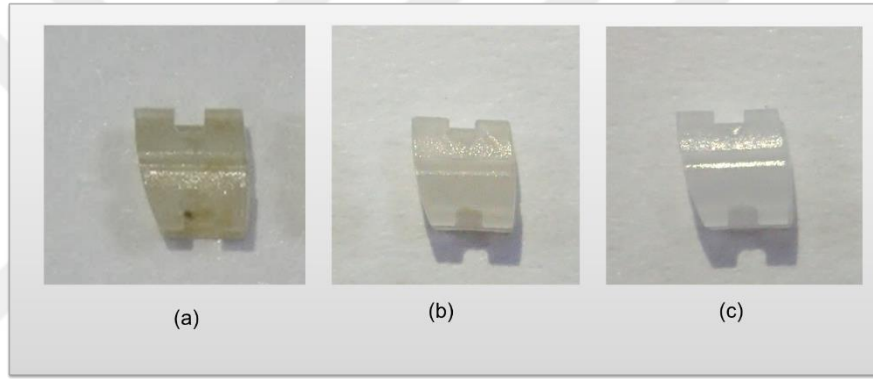


**Şekil 3.5 :** Vita Easyshade Compact spektrofotometre cihazı.

$\Delta E$  değerlerinin NBS değerlerine dönüştürülmesi için Filho ve da Silva'nın çalışmalarında önerdiği formül kullanılmıştır [92, 124]. NBS birimi =  $\Delta E^* \times 0.92$  NBS

sistemi kullanılarak  $\Delta E$  değerleri klinik öneme sahip tanımlarına dönüştürülmüştür [125].

3 aylık klinik kullanım sonrası braketin dış yüzeyinde görülen renklenme Şekil 3.6.a'da gösterilmiştir. Hasta ağzından çıkarılan braketler renklenme ve ışık geçirgenliği ölçümleri yapılmadan önce döner başlıklı bir fırça freze ve cila patı yardımıyla temizlenmiştir Basınçlı su yardımıyla cila patı artıklarından arındırılan braketler havayla kurutulularak temizlenmiştir. Daha sonra klinik kullanım sonrası ölçümler gerçekleştirilmiştir. 3 aylık klinik kullanım sonrasında yüzeyleri temizlenen braketler Şekil 3.6.b'de gösterilmiştir. Kontrol grubuna ait braketin 3 aylık klinik kullanım sonrası durumu ise Şekil 3.6.c 'de gösterilmiştir.



**Şekil 3.6 :** Braketlerde klinik kullanıma bağlı görülen renkleşme (a) 3 aylık klinik kullanım sonrası braketin görünümü. (b) 3 aylık klinik kullanım sonrasında yüzeyi temizlenmiş braketin görünümü. (c) Kontrol grubundaki braketin görünümü.

### 3.1 İstatistik Yöntem

Tanımlayıcı istatistiklerde sürekli veriler ortalama standart sapma, minimum ve maksimum değerleriyle birlikte verilmiştir.

Verilerin istatistiksel karşılaştırmasında sürekli veriler için normal dağılıma uygunluk Kolmogorov Smirnov analizi ile değerlendirilmiştir. Bağımsız gruplarda sürekli verilerin karşılaştırılmasında iki grup varlığında Mann Whitney U testi, 2'den fazla bağımsız grupta gruplar arası karşılaştırma Kruskal Wallis Testi kullanılarak yapılmıştır. Bağımlı gruplarda öncesi sonrası ölçüm değerlerinin karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanılmıştır. Sürekli verilerin birlikte değişimi Spearman Korelasyon

analizi ile değerlendirilmiştir. Korelasyon katsayısının yorumunda 0,0-0,24 zayıf 0,25-0,49 orta 0,50- 0,74 güçlü 0,75- 1,00 çok güçlü olarak kabul edilmiştir.

İstatistiksel anlamlılık için %95 güven aralığında 0,05 in altındaki p değeri anlamlı olarak kabul edilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS v 21.0 (Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.) yazılımı kullanılmıştır.

Elde edilen değerlerin metot hatasını hesaplamak amacıyla Dahlberg Metodu kullanılmıştır [126, 127]. Toplam veri içinden rasgele seçilen 50 veri kullanılarak tekrarlanan ölçümler sonucunda L, a ve b değerlerinin ilk ve ikinci ölçümleri arasındaki fark analiz edilerek standart metot hatası, alt sınır ve üst sınır değerleri hesaplanmıştır. Metot hatası aşağıdaki formül (3.2) kullanılarak hesaplanmıştır. Formülde d, iki ölçüm arasındaki farkı, n ise gözlem sayısını göstermektedir. SM: standart metot, A<sub>s</sub>: alt sınır, Ü<sub>s</sub>: Üst sınır ifadelerine karşılık gelmektedir.

$$\begin{aligned}
 S_M &= \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n d_i^2}{2n}} \\
 A_s &= \sqrt{\frac{S_M^2}{1,71}} \\
 Ü_s &= \sqrt{\frac{S_M^2}{0,48}}
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

**Tablo 3.2 :** Belirlenen standart metot hatasının alt ve üst limitleri.

	<b>Standart Metot</b>	<b>Alt</b>	<b>Üst</b>
<b>L</b>	2,393	1,830	3,454
<b>a</b>	0,568	0,434	0,820
<b>b</b>	1,565	1,197	2,259
<b>T</b>	3,428	2,621	4,948

## 4. BULGULAR

### 4.1 Renk Değişikliğine İlişkin Bulgular

Sekiz farklı seramik braketin gruplar arasında  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  ve  $\Delta E$  değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.1’de sunulmuştur. Tüm parametrelerde gruplar arası karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ( $p<0,001$ ). Renk değişikliğini en iyi koruyan ( $\Delta E$ ) grup 3MC; renk değişikliği stabilitesi en az olan grup ise 20/40 braket grubu olmuştur.

**Tablo 4.1:** Sekiz farklı seramik braket grubunun gruplar arası  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  ve  $\Delta E$  değerlerinin karşılaştırılması.

	$\Delta L$		$\Delta a$		$\Delta b$		$\Delta E$	
	Ort. $\pm$ SD	Min./Maks	Ort. $\pm$ SD	Min./Maks.	Ort. $\pm$ SD	Min./Maks.	Ort. $\pm$ SD	Min./Maks.
<b>3MG</b>	-4,41 $\pm$ 3,24	-12,2/4,8	-0,81 $\pm$ 1,33	-4,5/2,3	4,21 $\pm$ 3,23	-4,3/11,2	7,39 $\pm$ 2,38	3,76/12,98
<b>II</b>	-5,14 $\pm$ 5,44	-19,0/7,2	-0,46 $\pm$ 0,91	-1,7/2,6	7,04 $\pm$ 2,72	0,6/13,3	10,01 $\pm$ 3,65	4,30/19,85
<b>HPC</b>	-2,53 $\pm$ 4,86	-16,2/8,4	-0,07 $\pm$ 1,36	-1,8/5,1	8,01 $\pm$ 2,80	-0,2/12,8	9,74 $\pm$ 2,91	1,71/16,54
<b>AOR</b>	-4,73 $\pm$ 5,49	-19,7/5,7	-0,10 $\pm$ 1,22	-2,8/3,3	6,98 $\pm$ 2,32	3,2/12,8	9,60 $\pm$ 3,94	3,51/22,80
<b>3MC</b>	-6,65 $\pm$ 3,94	-18,2/1,9	1,29 $\pm$ 1,39	-0,6/4,6	7,94 $\pm$ 3,03	0,7/14,4	11,17 $\pm$ 3,26	5,10/21,17
<b>20/40</b>	-1,91 $\pm$ 5,40	-12,0/11,2	0,86 $\pm$ 1,50	-3,7/4,1	3,35 $\pm$ 3,24	-9,6/8,3	6,98 $\pm$ 3,14	1,26/14,93
<b>DSR</b>	-5,37 $\pm$ 4,46	-14,2/8,2	-0,93 $\pm$ 1,35	-3,7/2,7	5,38 $\pm$ 2,82	-0,6/11,1	8,82 $\pm$ 3,44	1,24/16,31
<b>CHİC</b>	-4,05 $\pm$ 6,86	-19,0/10,2	0,97 $\pm$ 0,97	-1,7/2,8	4,92 $\pm$ 5,19	-0,2/11,8	10,07 $\pm$ 3,58	3,87/19,60
<b>p</b>	<0,001**		<0,001**		<0,001**		<0,001**	

Kruskal Wallis Analizi.  $p<0,05^*$ ,  $p<0,001^{**}$ , SD: Standart Deviasyon, Min: Minimum, Maks: Maksimum

8 farklı seramik braket grubunun  $L_0$  ve  $L_1$ ,  $a_0$  ve  $a_1$ ,  $b_0$  ve  $b_1$  ölçüm değerlerinin gruplar arası ve grup içi karşılaştırmaları sırasıyla Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4’te belirtilmiştir. Karşılaştırılma sonuçlarına göre bu 3 parametrenin her birinde gruplar arası istatistiksel olarak farklı saptanmıştır ( $p<0,001$ ).

**Tablo 4.2:** Sekiz farklı seramik braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonrası L değerlerinin karşılaştırılması.

	L <sub>0</sub>				L <sub>1</sub>				p <sub>2</sub>
	Ort.	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks.	
<b>3MG</b>	96,16	2,94	85,2	100,0	91,75	3,10	82,6	96,8	<0,001**
<b>II</b>	98,89	2,06	91,8	100,0	93,76	4,66	81,0	100,0	<0,001**
<b>HPC</b>	97,79	3,32	90,5	102,0	95,26	3,33	85,8	100,0	0,001*
<b>AOR</b>	98,52	2,04	91,6	100,0	93,79	5,51	77,4	100,0	<0,001**
<b>3MC</b>	97,16	2,26	91,8	100,7	90,51	3,13	81,8	96,9	<0,001**
<b>20/40</b>	92,92	4,59	85,8	100,0	91,01	3,23	85,4	99,4	0,012
<b>DSR</b>	96,57	3,63	89,1	100,0	91,2	3,5	83,2	100,0	<0,001**
<b>CHİC</b>	93,21	5,34	80,5	100,0	89,16	4,74	78,8	100,0	<0,001**
<b>p<sub>1</sub></b>	<0,001**				<0,001**				

p<sub>1</sub>: Kruskal Wallis testi, p<sub>2</sub>: Wilcoxon testi, p<0,05\*, p<0,001\*\*, Min: Minimum, Maks: Maksimum, SD: Standart Deviasyon.

**Tablo 4.3 :** Sekiz farklı seramik braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonrası a değerlerinin karşılaştırılması.

	a <sub>0</sub>				a <sub>1</sub>				p <sub>2</sub>
	Ort.	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks.	
<b>3MG</b>	2,03	1,15	0,1	5,7	1,22	1,13	0,2	4,1	<0,001**
<b>II</b>	1,16	0,49	0,0	2,5	0,70	0,92	-0,4	3,5	<0,001**
<b>HPC</b>	1,17	1,03	-4,2	2,0	1,10	1,04	0,0	3,6	0,362
<b>AOR</b>	1,42	0,49	0,2	3,2	1,32	1,07	-0,1	4,8	0,254
<b>3MC</b>	-0,31	0,70	-1,4	1,1	0,98	0,93	-1,0	3,5	<0,001**
<b>20/40</b>	0,50	1,08	-1,7	4,2	1,36	0,84	0,5	3,7	0,001*
<b>DSR</b>	2,44	1,30	0,9	5,1	1,52	0,84	0,1	3,7	<0,001**
<b>CHİC</b>	1,30	0,44	0,5	2,6	1,34	0,77	0,6	4,0	0,526
<b>p<sub>1</sub></b>	<0,001**				<0,001**				

p<sub>1</sub>: Kruskal Wallis testi, p<sub>2</sub>: Wilcoxon testi, p<0,05\*, p<0,001\*\*, Min: Minimum, Maks: Maksimum, SD: Standart Deviasyon.

**Tablo 4.4:** Sekiz farklı seramik braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonrası b değerlerinin karşılaştırılması.

	b <sub>0</sub>				b <sub>1</sub>				p <sub>2</sub>
	Ort.	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks.	
<b>3MG</b>	2,69	1,41	1,2	6,1	6,90	2,68	1,1	12,7	<0,001**
<b>II</b>	2,16	2,35	0,8	13,4	9,20	2,75	2,1	15,1	<0,001**
<b>HPC</b>	2,18	1,16	1,0	7,2	10,19	2,37	6,3	14,9	<0,001**
<b>AOR</b>	1,71	0,40	0,9	2,8	8,69	2,27	5,1	15,1	<0,001**
<b>3MC</b>	2,13	1,38	0,8	7,5	10,08	2,63	1,6	16,5	<0,001**
<b>20/40</b>	3,91	1,93	2,2	15,2	7,26	2,70	3,4	13,0	<0,001**
<b>DSR</b>	2,85	1,47	1,1	5,6	8,22	2,49	3,9	14,2	<0,001**
<b>CHİC</b>	2,70	2,94	0,9	12,6	7,61	2,96	1,2	13,5	<0,001**
<b>p<sub>1</sub></b>	<0,001**				<0,001**				

p<sub>1</sub>: Kruskal Wallis testi, p<sub>2</sub>: Wilcoxon testi, p<0,05\*, p<0,001\*\*, SD: Standart Deviasyon, Min: Minimum, Maks: Maksimum.

Tekrarlayan ölçümlerin karşılaştırılmasında; L değerinin tüm gruplarda ilk ölçümünün (L<sub>0</sub>) son ölçümlerden (L<sub>1</sub>) istatistiksel olarak daha yüksek olduğu saptanmıştır. Analizlerde a değerlerinin karşılaştırmasında 3MG, II ve DSR gruplarında ilk ölçümler (a<sub>0</sub>) son ölçümlerden (a<sub>1</sub>) daha yüksek; 3MC 20/40 gruplarında ilk ölçümler son ölçümlerden daha düşük değerler olup, fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001). B değerlerinin karşılaştırmasında ise ölçümlerin tüm gruplarda başlangıç değerlerinin son ölçümlerden (b<sub>1</sub>) istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu tespit edilmiştir (p<0,001).

$\Delta E$  değerlerinin klinik fark edilebilirliğini ölçen NBS değerlerine dönüştürülmesine dair veriler Tablo 4.5’de belirtilmiştir. O’Brien tarafından belirlenen NBS değerlerine göre, renk farklarının klinik olarak değerlendirilmesi amacıyla  $\Delta E$  değerlerini sınıflanmıştır (Tablo 2.2). Çalışmasında renk farkının 3.5  $\Delta E$  birime kadar klinik olarak fark edilebilir olduğunu bildirmiştir [39]. Diğer bazı çalışmalarda ise  $\Delta E$  değeri 1 ila 3,3 arasında olduğunda klinik olarak algılanabilir kabul edilmektedir [43, 128]. Üç ay boyunca ağız ortamında kullanılan bütün braket markalarının  $\Delta E$  değerleri klinik olarak “oldukça belirgin, fazla değişim” göstermiştir. Sekiz farklı braket grubunun 3 aylık klinik kullanım öncesi ve sonrası temizlenmiş yüzeylerinde görülen renk değişimi Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Bununla birlikte en az 20/40 braket grubunda, en çok 3MC braket grubunda oldukça belirgin renk değişimi gözlenmiştir.

**Tablo 4.5 :** ΔE değerlerinin kinik fark edilebilirliğini ölçen NBS değerlerine dönüştürülmesi.

	ΔE Değerleri	NBS Değerleri	Klinik Fark Edilebilirlik
<b>3MG</b>	7,39±2,38	6,80±2,19	Çok belirgin
<b>II</b>	10,01±3,65	9,20±3,36	Çok belirgin
<b>HPC</b>	9,74±2,91	8,96±2,68	Çok belirgin
<b>AOR</b>	9,60±3,94	8,84±3,62	Çok belirgin
<b>3MC</b>	11,17±3,26	10,27±2,99	Çok belirgin
<b>20/40</b>	6,98±3,14	6,43±2,89	Çok belirgin
<b>DSR</b>	8,82±3,44	8,12±3,17	Çok belirgin
<b>CHİC</b>	10,07±3,58	9,26±3,30	Çok belirgin

NBS birimi = ΔE x 0.92 olarak hesaplanmıştır.

## 4.2 Işık Geçirgenliği Ölçümüne İlişkin Bulgular

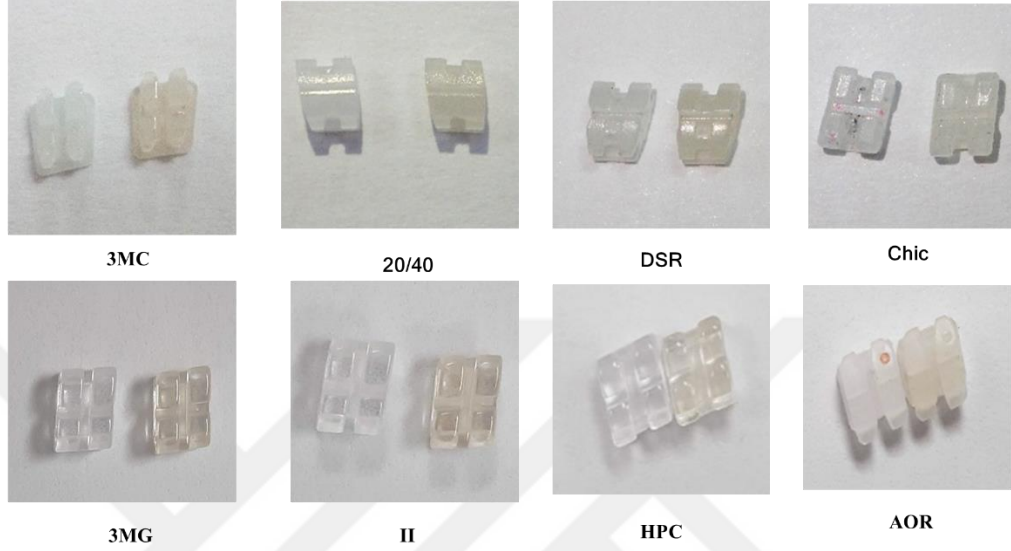
Sekiz farklı seramik braket grubunun başlangıç (Tr<sub>0</sub>) ve 3 aylık klinik kullanım sonrası (Tr<sub>1</sub>) ışık geçirgenliği değerlerinin karşılaştırılmasına dair veriler Tablo 4.6'da sunulmuştur. Gruplar arasında Tr<sub>0</sub> ve Tr<sub>1</sub> ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır (p<0,001). Tekrarlayan ölçümlerin karşılaştırılmasında; tüm gruplarda ilk ölçümler, son ölçümlerden daha yüksek olup aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. (p<0,001)

**Tablo 4.6 :** Sekiz farklı braketin grup içi ve gruplar arası başlangıç (Tr<sub>0</sub>) ve 3 aylık klinik kullanım sonrası (Tr<sub>1</sub>) Tr değerlerinin karşılaştırılması.

	Tr <sub>0</sub>				Tr <sub>1</sub>				p <sub>1</sub>
	Ort	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks.	
<b>3MG</b>	231,90	12,53	200,0	260,0	222,50	13,33	185,0	255,0	<0,001**
<b>II</b>	227,80	13,10	195,0	255,0	221,30	13,92	180,0	245,0	<0,001**
<b>HPC</b>	253,20	11,28	240,0	285,0	242,00	10,83	220,0	275,0	<0,001**
<b>AOR</b>	264,10	4,81	255,0	275,0	250,60	17,52	140,0	270,0	<0,001**
<b>3MC</b>	221,60	7,52	205,0	240,0	214,40	9,51	195,0	240,0	<0,001**
<b>20/40</b>	228,40	7,32	215,0	235,0	219,50	9,22	200,0	235,0	<0,001**
<b>DSR</b>	224,10	5,02	215,0	235,0	217,50	6,80	200,0	225,0	<0,001**
<b>CHİC</b>	212,50	11,44	190,0	225,0	200,70	15,94	160,0	220,0	<0,001**
<b>p<sub>2</sub></b>		<0,001**				<0,001**			

p<sub>1</sub>: Wilcoxon Analizi, p<sub>2</sub>: Kruskal Wallis analizi, p<0,05\*, p<0,001\*\*, SD: Standart Deviasyon, Min: Minimum, Maks: Maksimum

8 farklı seramik braket grubunun  $\Delta Tr$  değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.7’de belirtilmiştir. Gruplar arasında  $\Delta Tr$  ölçüm değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). Işık geçirgenliğini en iyi koruyan ( $\Delta Tr$ ) II braket grubu olurken; ışık geçirgenliğinde en fazla değişim gösteren AOR braket grubu olmuştur.



Şekil 4.1 : Braketlerin 3 aylık klinik kullanım öncesi ve sonrası görüntüleri.

Tablo 4.7 : Sekiz farklı braketin gruplar arası  $\Delta Tr$  değerlerinin karşılaştırılması.

	$\Delta Tr$			
	Ort.	SD	Min.	Maks.
<b>3MG</b>	-9,40	8,31	-35,00	0,00
<b>II</b>	-6,50	6,80	-25,00	0,00
<b>HPC</b>	-11,10	7,58	-30,00	0,00
<b>AOR</b>	-13,50	17,82	-125,00	0,00
<b>3MC</b>	-7,20	4,97	-20,00	0,00
<b>20/40</b>	-8,90	5,08	-20,00	0,00
<b>DSR</b>	-6,60	6,01	-25,00	5,00
<b>CHİC</b>	-11,80	8,85	-40,00	0,00
<b>p</b>		<0,001**		

Kruskal Wallis Analizi.  $p < 0,05^*$ ,  $p < 0,001^{**}$ , SD: Standart Deviasyon, Min: Minimum, Maks: Maksimum



Gruplar arası karşılaştırmalar sonucunda elde edilen anlamlı farklara dayanarak  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$ ,  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  değerlerine karşılık gelen en yüksek ve en düşük değerlere sahip braket markaları Tablo 4.8’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.8 :** Sekiz farklı seramik braketin karşılaştırma sonuçlarına göre en yüksek ve en düşük değerleri gösteren braket markaları.

Tüm Braket Grupları	En Yüksek	En Düşük
$\Delta L$	3MC	20/40
$\Delta a$	3MC	Chic
$\Delta b$	HPC	20/40
$\Delta E$	3MC	20/40
$\Delta Tr$	AOR	II

Monokristal ve polikristal yapıda braketlerin  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$ ,  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.9’da belirtilmiştir.  $\Delta L$ ,  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  değerlerinde gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır.  $\Delta a$  parametresi için monokristalin braket grubunda daha düşük,  $\Delta b$  parametresi için ise monokristalin braket grubunda daha yüksek değerler kaydedilmiştir ve gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

**Tablo 4.9 :** Monokristal ve polikristal braket gruplarının gruplar arası  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$ ,  $\Delta E$ ,  $\Delta Tr$  değerlerinin karşılaştırılması.

	Monokristalin Braketler				Polikristalin Braketler				p
	Ort.	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks.	
$\Delta L$	-4,20	4,91	-19,70	8,40	-4,49	5,53	-19,00	11,20	0,178
$\Delta a$	-0,36	1,25	-4,50	5,10	0,32	1,56	-3,70	4,60	<0,001**
$\Delta b$	6,56	3,11	-4,30	13,30	5,40	4,02	-10,20	14,40	0,011*
$\Delta E$	9,18	3,42	1,71	22,80	9,26	3,68	1,24	21,17	0,570
$\Delta Tr$	-10,13	11,28	-125,00	0,00	-8,63	6,69	-40,00	5,00	0,362

Mann Whitney U testi, p<0,05\*, p<0,001\*\*

Monokristal ve polikristal yapıdaki braketlerin  $L_0$  ve  $L_1$ ,  $a_0$  ve  $a_1$ ,  $b_0$  ve  $b_1$ ,  $Tr_0$  ve  $Tr_1$  ölçüm değerlerinin gruplar arası ve grup içi karşılaştırmaları Tablo 4.10’da sunulmuştur.

Monokristalin braketlerde  $a_0/a_1$  ve  $b_0/b_1$  parametrelerinin grup içi karşılaştırmasında klinik kullanım sonrası başlangıç ölçümlerine göre istatistiksel olarak anlamlı artış,  $L_0/L_1$  ve  $Tr_0/Tr_1$  parametrelerinde ise istatistiksel olarak anlamlı azalma tespit

edilmiştir. Polikristalin braketlerde  $a_0/a_1$  ve  $b_0/b_1$  parametrelerinin grup içi karşılaştırmasında klinik kullanım sonrası başlangıç ölçümlerine göre artış gözlenirse de sadece a parametresi için fark istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir.  $L_0/L_1$  ve  $Tr_0/Tr_1$  parametrelerinde ise istatistiksel olarak anlamlı azalma tespit edilmiştir.

Monokristalin ve polikristalin braketlerin L, a, b ve Tr parametrelerinin klinik kullanım öncesi ve sonrası karşılaştırmasına göre  $b_1$  değeri hariç, tüm ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı fark kaydedilmiştir ( $p<0,001$ ). Ayrıca  $a_1$  ve  $b_0$  hariç, tüm parametrelerde monokristal yapıdaki braketler daha yüksek ölçüm değerleri göstermiştir.

**Tablo 4.10 :** Monokristalin ve polikristalin braketlerin grup içi ve grupları arası başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonucu L, a, b, Tr parametrelerinin karşılaştırılması

	Monokristalin Braketler				Polikristalin Braketler				Mann Whitney U
	Ort.	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks..	p <sub>1</sub>
<b>L<sub>0</sub></b>	97,84	2,83	85,2	102,0	94,97	4,52	80,5	100,7	<0,001**
<b>L<sub>1</sub></b>	93,64	4,41	77,4	100,0	90,47	3,76	78,8	100,0	<0,001**
<b>p<sub>2</sub></b>		<0,001**				<0,001**			
<b>a<sub>0</sub></b>	1,44	0,91	-4,2	5,7	0,98	1,38	-1,7	5,1	<0,001**
<b>a<sub>1</sub></b>	1,08	1,06	-0,4	4,8	1,30	0,86	-1,0	4,0	<0,001**
<b>p<sub>2</sub></b>		<0,001**				0,02			
<b>b<sub>0</sub></b>	2,19	1,53	0,8	13,4	2,90	2,11	0,8	15,2	<0,001**
<b>b<sub>1</sub></b>	8,75	2,78	1,1	15,1	8,29	2,89	1,2	16,5	0,184
<b>p<sub>2</sub></b>		<0,001**				<0,001**			
<b>Tr<sub>0</sub></b>	244,25	18,53	195,0	285,0	221,65	9,98	190,0	240,0	<0,001**
<b>Tr<sub>1</sub></b>	234,10	18,84	140,0	275,0	213,03	13,09	160,0	240,0	<0,001**
<b>p<sub>2</sub></b>		<0,001**				<0,001**			

p<sub>1</sub>: Mann Whitney U testi, p<sub>2</sub>: Wilcoxon testi, p<0,05\*, p<0,001\*\*, Min: Minimum, Maks: Maksimum, SD: Standart Deviasyon.

Dört farklı polikristalin ve dört farklı monokristalin seramik braketin  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$ ,  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  değerlerinin grup içi ve gruplar arası karşılaştırılmasına dair veriler Tablo 4.11'de gösterilmiştir. Tüm parametrelerin delta değerleri grup içi karşılaştırmalarında anlamlı fark tespit edilmiştir. Grup içi ikili karşılaştırmaların birçoğunda istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir. Kimi karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmasa da L, a, b, E ve Tr parametrelerinde en fazla değişim gösteren polikristalin braket tipi 3MC olmuştur. Polikristalin braket grubunda renk stabilitesini en iyi koruyan braket markası 20/40 grubu olmuştur. Işık geçirgenliği yönünden en istikrarlı polikristalin braket ise DSR braket grubudur. Monokristalin seramik braket grupları arasından renk değişikliğini en iyi koruyan braket markası 3MG grubudur.

Işık geçirgenliği yönünden en istikrarlı monokristalin braket ise II braket grubu olmuştur.

**Tablo 4.11 :** Polikristalin ve monokristalin braketlerin  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$ ,  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması.

		3MC-20/40	3MC-DSR	3MC-Chic	20/40-DSR	20/40-Chic	Chic-DSR	p
Polikristalin Braketler	$\Delta L$	<0,001**	ns	ns	0,011*	ns	ns	<0,001**
	$\Delta a$	ns	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,019*	0,012*	<0,001**
	$\Delta b$	<0,001**	0,001**	0,006*	0,041*	0,005*	ns	<0,001**
	$\Delta E$	<0,001**	0,013*	ns	0,044*	<0,001**	ns	<0,001**
	$\Delta Tr$	ns	ns	0,045*	ns	ns	0,005*	<0,001**
		3MG-AOR	3MG-II	3MG-HPC	HPC-II	AOR-II	HPC-AOR	p
Monokristalin Braketler	$\Delta L$	ns	ns	ns	0,045*	ns	ns	0,044*
	$\Delta a$	ns	ns	0,018*	ns	ns	ns	0,014*
	$\Delta b$	<0,001**	<0,001**	<0,001**	ns	ns	ns	<0,001**
	$\Delta E$	0,001*	<0,001**	0,008*	ns	ns	ns	<0,001**
	$\Delta Tr$	ns	ns	ns	0,008*	0,002*	ns	<0,001**

Post-Hoc Analizi, p<0,05\*, p<0,001\*\*, ns: istatistiksel anlamlı olmayan fark.

### 4.3 Kontrol Grubuna Dair Verilerin Deney Grubu ile Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan braketlerin başlangıç ölçüm değerleri kendi kontrol grubunu oluşturmaktadır. Aynı zaman dilimi içinde herhangi bir boyar maddeye maruz kalmadan sıvı içinde bulunmayla gelişebilecek renk ve ışık geçirgenliğine ait parametrelerin değerlendirilebilmesi amacıyla ilaveten bir kontrol grubu oluşturulmuş, her markaya ait 5 adet braket yapay tükürük solüsyonunda, ışıktan izole şekilde muhafaza edilmiştir.

Farklı dört monokristalin braket grubuna ait kontrol grubu verileri ile deney grubuna ait verilerin Wilcoxon analizi ile değerlendirilmesi Tablo 4.12’de, polikristalin braketlerin analizi ise Tablo 4.13’te sunulmuştur. Analiz sonuçlarına göre tüm braketlerde beklenildiği üzere  $\Delta E$  ve  $\Delta T$  değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark mevcuttur ve deney grubunda değişiklik daha fazladır.

**Tablo 4.12 : Monokristalin braketterin grup içi deney ve kontrol gruplarının karşılaştırılması.**

		Deney Grubu				Kontrol Grubu				p	
		Ort.	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks.		
Monokristalin Braketler	3MG	$\Delta L$	-4,4	3,2	-12,2	4,8	-1,4	1,0	-3,0	-0,4	0,010*
		$\Delta A$	-0,8	1,3	-4,5	2,3	-0,1	0,5	-0,7	0,5	0,095
		$\Delta B$	4,2	3,2	-4,3	11,2	-0,2	0,1	-0,4	0,0	0,003*
		$\Delta E$	7,4	2,4	3,8	13	1,5	0,9	0,8	3	<0,001**
		$\Delta Tr$	-9,4	8,3	-35	0	0	0	0	0	0,002*
	II	$\Delta L$	-5,1	5,4	-19,0	7,2	-1,4	0,7	-2,0	-0,5	0,057
		$\Delta A$	-0,5	0,9	-1,7	2,6	0,4	0,6	-0,3	1,1	0,013*
		$\Delta B$	7,0	2,7	0,6	13,3	0,1	0,3	-0,2	0,6	<0,001**
		$\Delta E$	10	3,6	4,3	19,9	1,6	0,7	0,6	2,3	<0,001**
		$\Delta Tr$	-6,5	6,8	-25	0	0	0	0	0	0,011*
	HPC	$\Delta L$	-2,5	4,9	-16,2	8,4	-1,6	3,4	-7,7	0,2	0,455
		$\Delta A$	-0,1	1,4	-1,8	5,1	0,1	0,2	-0,1	0,4	0,341
		$\Delta B$	8,0	2,8	-0,2	12,8	0,2	0,3	0,0	0,7	<0,001**
		$\Delta E$	9,7	2,9	1,7	16,5	1,8	3,4	0	7,7	0,001*
		$\Delta Tr$	-11,1	7,6	-30	0	0	0	0	0	0,001*
	AOR	$\Delta L$	-4,7	5,5	-19,7	5,7	-4,7	1,6	-6,0	-2,1	0,747
$\Delta A$		-0,1	1,2	-2,8	3,3	0,4	0,7	-0,3	1,5	0,192	
$\Delta B$		7,0	2,3	3,2	12,8	0,0	0,5	-0,5	0,6	<0,001**	
$\Delta E$		9,6	3,9	3,5	22,8	4,8	1,4	2,6	6,1	0,002*	
$\Delta Tr$		-13,5	17,8	-125	0	0	0	0	0	0,001*	

Wilcoxon Analizi. p&lt;0,05\*, p&lt;0,001\*\*

**Tablo 4.13** : Polikristalin braketlerin grup içi deney ve kontrol gruplarının karşılaştırılması

		Deney Grubu				Kontrol Grubu				p		
		Ort.	SD	Min.	Maks.	Ort.	SD	Min.	Maks.			
Polikristalin Braketler	<b>3MC</b>	$\Delta L$	-6,7	3,9	-18,2	1,9	-0,3	0,4	-0,9	0,0	0,001**	
		$\Delta A$	1,3	1,4	-0,6	4,6	0,2	0,4	-0,5	0,6	0,055	
		$\Delta B$	7,9	3,0	0,7	14,4	0,1	0,4	-0,3	0,7	<0,001**	
		$\Delta E$	11,2	3,3	5,1	21,2	0,6	0,4	0,0	1,1	<0,001**	
		$\Delta Tr$	-7,2	5,0	-20,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,002**	
		$\Delta L$	-1,9	5,4	-12,0	11,2	-0,1	0,4	-0,6	0,3	0,319	
		$\Delta A$	0,9	1,5	-3,7	4,1	-0,1	0,1	-0,2	0,0	0,159	
		$\Delta B$	3,3	3,2	-9,6	8,3	-0,2	0,4	-0,6	0,4	0,004*	
		$\Delta E$	7	3,1	1,3	14,9	0,6	0,2	0,3	0,7	<0,001**	
		$\Delta Tr$	-8,9	5,1	-20	0	0	0	0	0	0,001*	
		$\Delta L$	-5,4	4,5	-14,2	8,2	-0,1	0,2	-0,4	0,0	0,005*	
		$\Delta A$	-0,9	1,4	-3,7	2,7	0,1	0,4	-0,4	0,6	0,030*	
		<b>DSR</b>	$\Delta B$	5,4	2,8	-0,6	11,1	-0,1	0,3	-0,3	0,3	0,001*
			$\Delta E$	8,8	3,4	1,2	16,3	0,4	0,2	0,2	0,7	<0,001**
			$\Delta Tr$	-6,6	6	-25	5	0	0	0	0	0,006*
			$\Delta L$	-4,0	6,9	-19,0	10,2	-4,2	-0,1	-1,9	1,7	0,464
			$\Delta A$	0,0	1,0	-1,7	2,8	-0,4	0,2	-0,1	0,2	0,769
		<b>Chic</b>	$\Delta B$	4,9	5,2	-10,2	11,8	-0,2	0,3	0,1	0,2	0,005**
			$\Delta E$	10,1	3,6	3,9	19,6	2	1,6	0,4	4,2	0,000**
			$\Delta Tr$	-11,8	8,9	-40	0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,001**

Wilcoxon Analizi. p&lt;0,05\*, p&lt;0,001\*\*

#### 4.4 Renk Değişimi ve Işık Geçirgenliği Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi

Monokristalin ve polikristalin yapıdaki braketlerin  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  parametreleri arasında korelasyon analizi Tablo 4.14'te belirtilmiştir. Monokristalin braket grubunda  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  arasında negatif, zayıf düzeyde anlamlı bir korelasyon vardır ( $r=-0,212$   $p=0,003$ ). Polikristalin braket grubunda  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  arasında negatif, zayıf düzeyde anlamlı bir korelasyon vardır ( $r=-0,154$   $p=0,003$ ).

**Tablo 4.14** :  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  değerleri arasındaki korelasyonun değerlendirilmesi

		$\Delta Tr$	
<b>Monokristalin Braketler</b>	$\Delta E$	<b>r</b>	-0,212
		<b>p</b>	0,003*
<b>Polikristalin Braketler</b>	$\Delta E$	<b>r</b>	-0,154
		<b>p</b>	0,030*

Spearman Korelasyon Analizi.  $p<0,05^*$

## 5. TARTIŞMA

Bireylerin diş renkleri yaşa, cinsiyete, ırka göre değişmektedir. Estetik amaçla kullanılan braketlerin dişin rengine yakın olması, renk stabilitesini koruması, dişin renk özelliklerini yansıtabilmesi gibi özelliklere sahip olması gerekmektedir.

Estetik braketlere ait pek çok fiziksel özellik araştırılmış olsa da [9, 129, 130] braketlerin renk ve ışık geçirgenliği gibi optik özelliklerini araştıran çalışma sayısı oldukça azdır [7, 131, 132].

Gıda boyaları, oral sıvıların emilimi ve termal değişiklikler renk değişimini ve estetik braketlerin ışık geçirgenliğini etkileyebilmektedir [25, 26, 23]. Bu nedenle, ağız ortamında renk değişimi ve ışık geçirgenliği arasındaki ilişkiyi belirlemek için *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır. Literatürde, seramik braketlerin renk değişimini değerlendiren birçok *in vitro* çalışma vardır, ancak seramik braketlerin debonding sırasındaki yüksek kırılma oranı nedeniyle, şimdiye kadar hiçbir *in vivo* çalışmada bu konu değerlendirilmemiştir [93]. Çalışmamızda, braketler klinik olarak uygulanmış, ancak tel üzerine ligatür telleri ile bağlanarak sökümler esnasında meydana gelebilecek kırılmalar önlenerek ağız ortamında incelenmiştir.

Yapılan birçok çalışmanın sonucuna göre adeziv kompozit zamanla renk değişikliğine uğramaktadır [88, 133, 134]. Eliades ve ark. çalışmalarında 5 farklı markaya ait altışar kompozit diski UV hızlandırılmış yaşlanma testine (accelerated photo aging) tabii tutmuşlar ve bunun sonucunda meydana gelen renk değişikliğini incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre tüm disklerde klinik olarak fark edilebilir limitin üzerinde renk değişikliği gözlenmiştir. 4 farklı geleneksel ortodontik adezivin değerlendirildiği bir diğer *in vitro* çalışmada braketler ultraviyole ışına ve gıda boyalarında maruz bırakılmıştır. Sonuç olarak benzer şekilde renk stabilitesi oldukça düşük bulunmuştur [133]. Literatürde mevcut birçok *in vitro* çalışmaya rağmen, ortodontik adezivlerin *in vivo* şartlarda, özellikle braket altında gösterdiği renklenme muhtemel teknik imkânsızlık nedeniyle dokümanite edilmemiştir. Braketlerin dişlere adeziv kompozit ile yapıştırılmasından sonra gerçekleştirilmesi planlanan renk ölçümünde, kullanılan

adeziv rezinin renk stabilitesini korumayabileceği ve seramik braketlerin bu rengi yansıtılabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmamızda olduğu gibi adezivlerde meydana gelen renk değişimlerinin ölçümleri etkileyebilmesi nedeniyle, herhangi bir yüzeye yapıştırılmadan, ancak ağız içindeki şartlara maruz kalmış braketlerin optik özelliklerinin değerlendirilmesi, sadece braketlere bağlı değişimleri rapor etmek açısından sonuçların doğruluğunu arttıracaktır.

Literatürde metal braketlerdeki bağlanma kuvvetinin, seramik braketlere oranla daha düşük olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur [135, 136]. Omana ve ark. çalışmalarında, polikristalin braketlerin debonding işleminde metal braketlere göre daha fazla kopma kuvveti gerektirdiğini belirtmişlerdir [136]. Seramik braketlerde görülen düşük kırılma dayanıklılığı, söküm işlemi esnasında ortaya çıkan yüksek tork kuvvetinden dolayı, metal braketlere göre yüksek oranda braket kırılmalarına yol açmaktadır. Bu nedenle hastaların daha fazla hassasiyet ve ağrı hissettiği, ayrıca yüksek bağlanma değerlerine karşı mine yüzeyinde çatlaklar meydana geldiği rapor edilmiştir [137-141]. Ortodontik seramik braketlerin sökülmesinde penslerin kullanımı, ultasonik yöntem, elektrotermal yöntem ve lazer yöntemleri mevcuttur [142-144]. Her yöntemin farklı avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır ve bu yöntemlerden hiçbirinde seramik braketlerin kırılmasının tamamen önüne geçilememiştir. Çalışmamızda braketlerin klinik kullanım sonrası renk ve ışık geçirgenliği ölçümleri gerçekleştirildiğinden, debonding işlemi sırasında kırılmayı önlemek için braketler dış yüzeyine yapıştırılmamıştır.

Çalışmamızda ortodontik tedavinin seviyeleme aşamasının bitirildiği bireylerin seçilmesine dikkat edilmiştir. Bu sayede braketlerin konumuna bağlı olarak hasta tarafından temizlenmesini zorlaştıracak sebeplerin azaltılması planlanmıştır.

Sunulan çalışmada 4 adet polikristalin veya monokristalin braket sağ/sol tarafa ve ön/arka bölgeye farklı birer braket markası gelecek şekilde tasarlanmıştır. Bir buçuk aylık klinik kullanım sonrasında ön bölgedeki braketler arkaya, arkadakiler ön tarafa alınmıştır. Ayrıca sağ-sol taraf değişikliğine gidilmiştir. Örn: Sol arka bölgedeki braket 1,5 ayın sonunda sağ ön bölgeye alınmıştır. Benzer şekilde sol ön bölgedeki braket sağ arka tarafa alınmıştır. Böylece ön veya arka bölgede olan bir braketin arkın diğer tarafında bulunması ile bireylerin yaşlarının, motor becerilerinin ve sonuçları etkileyecek fırçalama alışkanlıklarının azaltılması hedeflenmiştir.



Çakur ve ark. yaşları 11-13 arasında değişen 46 ilkokul öğrencisi bireyin sağ elini ve sol elini kullanmasına göre ağız hijyenini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda sağ elini kullanan bireylerde çürük ve periodontal hastalıkların daha az görüldüğü, bunun yanı sıra ağız hijyeninin anlamlı düzeyde daha iyi olduğunu belirtilmiştir. Çalışmamızda hastalar sağ elini kullanan bireyler arasından seçilmiş ve çalışma başında ve ara seansta ağız hijyeni eğitimi verilmiştir. Hastalara standart diş fırçası ve diş macunu ücretsiz olarak temin edilmiştir.

Ağız içi materyallerin renklenmesine sebep olan boyar ajanlar beslenme alışkanlıklarına bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir. Çalışmamızda monokristalin braketler ile polikristalin braketlerin 3 aylık süre ile taşındığı hasta grubu farklıdır. Dolayısıyla braketlerin maruz kaldıkları besinler farklılık göstermektedir. Bu durum çalışmamızın sınırlamaları arasında sayılabilir. Ancak geniş örneklem sayısı ile bu sınırlamanın etkisini azaltmak hedeflenmiştir.

Braketlerin renk ölçümlerinin yapıldığı çalışmalarda, braketin boyutlarının küçük olması ve yüzey şekli nedeniyle ölçümlerde karşılaşılan teknik zorluklardan bahsedilmiştir [145, 146]. Bununla birlikte çalışmamızda dışardan ışık yansımaları engelleyecek 3 mm yarıçaplı özel bir başlık kullanılarak renk ölçümü yapılmıştır.

Filho ve ark. çalışmamızdan farklı olarak renk ölçümlerini braketleri ayna üzerine yerleştirerek yapmışlardır. Bu sayede siyah ve beyaz zeminlerden renk yansımalarının önüne geçilmesini ve braketin kendi renginin ayna yüzeyine yansımaları amaçladıklarını belirtmişlerdir [76]. Çalışmamızda ışığı ve ölçüm ucunun açısını standardize etmek amacıyla kullanılan özel kalıba ilaveten, braketlerin renk ölçümü standart beyaz kâğıt zemin olarak kullanılarak yapılmıştır.

Polikristalin braketler sinterlenerek oluşturulan alüminyum oksit partiküllerden elde edilirler. Bir araya getirilen seramik partiküller, bir kalıba dökülerek alüminyum oksit parçalarının birleşeceği; fakat erimeyeceği sıcak izostatik preslemeyle porozite içermeyen ortalama 1 mikron kalınlığında partiküller elde edilir. Fakat bu teknikte, yapısal düzensizlikler ve belirgin tanecik sınırları görülür. Bu durum, polikristalin braketlerin ışık geçirgenliğinin monokristalin braketlerden daha az olmasına yol açmaktadır. Monokristalin braketlerin daha saydam olmasının sebebi, tanecik sınırlarının daha az belirgin olması ve üretim aşamasında saflığı bozan taneciklerin daha az miktarda gözlenmesidir [96]. Monokristalin braketler de benzer şekilde

alüminyum oksit partiküllerinden üretilir; oksit partikülleri önce eritilir, sonra yavaşça soğutulularak tamamen kristalize olmalarına izin verilir. Bu teknik, stress ile indüklenen düzensiz bir yapı oluşumunun önüne geçmektedir [96].

Filho ve ark. 4 farklı plastik, 2 farklı monokristalin ve 10 farklı polikristalin yapıda toplam 80 adet estetik braketin rengi ile diş minesinin rengi arasındaki farkın değerlendirilmesini amaçlamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre polikristalin braketlerin diş rengine göre fark edilebilir düzeyde daha açık renkte olduğu ve diş rengiyle uyum içinde olmadığı belirtilmiştir. Monokristal yapıda braketlerin ise doğal ışık altında diş rengine göre daha az fark edilebilir olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada doğal diş rengine uygun daha fazla renk seçeneğinde polikristalin braket üretilmesinin gerekliliği vurgulanmıştır [76].

Renk değişikliği, ilk ve son parlaklık ( $L_0$  ve  $L_1$ ), kırmızılık ( $a_0$  ve  $a_1$ ), sarılık ( $b_0$  ve  $b_1$ ) ve tüm braketlerin renk farkı ( $\Delta E$ ) parametrelerinin değerlendirilmesiyle incelenmiştir. Literatürde optik özelliklerin (renk, ışık geçirgenliği ve floresans) stabilitesinin optimal estetik görünüm için büyük bir öneme sahip olduğu bildirilmiştir [76]. Trakyalı ve arkadaşlarına göre, L'deki değişim a ve b parametrelerinden daha kolay algılanmaktadır [38]. Çalışmamızda, 3M Clarity Advanced grubu en düşük L parametresi değişimini göstermiştir. Yeşil-kırmızı renk ekseninde değişimi göz önünde bulundurarak, Inspire Ice ve Dentsply Sirona Resolve grubunun renk yelpazesi daha yeşil hale gelmiştir; 3M Clarity Advanced ve 20/40 braketlerin renk aralığı daha kırmızıya dönüşmüştür. Sarı renk önemli ölçüde artmış ve ortalama braket rengi tüm braket gruplarında benzer şekilde koyulaşırken, AO Radiance ilk ve son ölçümlerde en yüksek sarı rengi göstermiştir. 3M Clarity Advanced polikristalin braketi en büyük toplam renk değişikliğini ( $\Delta E$ ) göstermiştir. Monokristalin ve polikristalin grupların aralarında karşılaştırılmasında, toplam renk ve ışık geçirgenliği ve klinik kullanım sonrası sarı renk dışındaki tüm parametreler ( $\Delta E$ ,  $\Delta Tr$ ,  $b_1$ ) önemli farklılıklar göstermiştir. En yüksek renk değişimi 3M Clarity Advanced ile, en düşük renk değişimi ise AO 20/40 Braket ile gözlenmiştir.

İki çeşit monokristalin, üç çeşit kompozit, iki çeşit plastik ve bir çeşit polikristalin olmak üzere 8 farklı estetik braketin *in vitro* ortamda renk stabilitesinin araştırıldığı bir çalışmada braketler 7 gün kahve solüsyonunda bekletilmiş ve renk değişikliği spektrofotometre ile ölçülmüştür. Çalışmamızla paralelik gösterecek şekilde bütün

gruplardaki örnekler klinik olarak ayırt edilebilir renk değişikliği göstermiştir ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. İncelenen monokristalin (Inspire ICE™) ve plastik braket gruplarından birer tanesi (Sierra) diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha fazla renk değişikliği göstermiştir [11]. Çalışmamızda incelenen dört farklı monokristalin braket arasında en fazla renklenen benzer şekilde Inspire ICE™ olmuştur. Bununla birlikte renk değişikliği bakımından Perfect Clear ve Radiance monokristalin braketlere göre anlamlı fark göstermemiştir.

Dört farklı seramik ve dört farklı plastik braketin termal döngü koşullarından sonra ışık geçirgenliği ve yansıyan rengi değerlendiren bir çalışmaya göre [147], braket malzemesinin (plastik veya seramik) ve kristal yapısının, renk stabilitesini etkilemediği, ancak renk stabilitesinin markaya bağlı olduğu bildirilmiştir. Günümüzde ortodonti alanında, plastik braketler yerini seramik braketlere bıraktığından, plastik braketler çalışmamıza dâhil edilmemiştir.

Seramik braketlerin ışık geçirgenliğinin değerlendirildiği bir çalışmada farklı markalara ait 8 braket kullanılmış ve her markaya ait 6 adet braketin ışık geçirgenliği ve yapısal özellikleri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre braketlerin kalınlığı, şekli, braket tabanının şekli gibi morfolojik özellikleri ve braketlerin kompozisyonu ışık geçirgenliğini önemli ölçüde etkilemektedir. Bu çalışmada monokristalin braketlerin daha yüksek ışık geçirgenliğine sahip olduğu bulunmuştur. Bunu sırasıyla polikristalin ve polikarbonat braketler takip etmiştir [131]. Benzer şekilde çalışmamızın sonuçları, monokristalin braketlerin ışık geçirgenliğinin polikristalin braketlerden daha fazla olduğunu göstermiştir. Ancak toplam geçirgenlik değişikliği gruplar arasında istatistiksel olarak fark göstermemiştir.

Translusent braketler diş rengiyle yüksek uyum gösterirler ve yüksek renk stabilitesine sahiptirler. Bununla birlikte sadece translusensi estetik optik özellikleri vermekte yeterli değildir. Floresans, estetik braketlerin başka bir optik özelliğidir. Hibernon ve arkadaşlarının bir çalışmasında, translusent braketlerin normalde floresans özelliklerine sahip olmamasına rağmen, braketleri dişlere yapıştırdıktan sonra dişin floresans özelliklerini yansıttıkları bildirilmiştir [76]. Jauhar Mohamed ve ark. çalışmalarında monokristalin, polikristalin ve safir braketlerin transmittans özelliklerini optik spektrofotometre ile ölçmüşlerdir. En yüksek ışık absorpsiyon değerleri sırasıyla safir, monokristalin ve polikristalin ile gözlenmiştir. Bizim

çalışmamızda diğer bir optik özellik olan floresans yerine ışık geçirgenliği araştırıldığından ve braketler dişe yapıştırılmadığından spektroflore metre yerine radyometre kullanılmıştır. Bununla birlikte, yukarıda belirtilen spektroflore metre kullanılan çalışma, bizim çalışmamızla paralellik göstererek monokristalin braketlerde polikristalin braketlerden daha fazla ışık yayılım değerleri elde edilmiştir [132].

Bizim çalışmamızda braketlerin başlangıç ışık geçirgenlik değerleri  $212,5 \pm 11,44$  mW/cm<sup>2</sup> ile  $264,1 \pm 4,81$  mW/cm<sup>2</sup> aralığında değişmektedir. Tüm braket gruplarında kontrol grubundaki değişiklikler ile klinikte hastalara uygulanan braketler arasında anlamlı değişiklik gözlenmiştir. Bu çalışmada, polikristalin braketler, monokristalin braketlerden daha düşük başlangıç ve bitiş translusensi değerleri göstermiştir. Işık geçirgenliği değerlerindeki değişimin az olması, braket materyalinin vaat edilen estetik optik stabiliteyi sağladığını göstermektedir. Morfolojik yapısal özelliklerin polikristalin ve monokristalin braketler arasındaki farklara neden olabileceği düşünülmektedir. Beklendiği üzere translusent yapıdaki monokristalin braketlerin ışık geçirgenliği anlamlı düzeyde daha fazladır. Ancak toplam geçirgenlik değişimi gruplar arasında anlamlı farklılık göstermemiştir. AOR, tüm braketler arasında en yüksek başlangıç ve bitiş translusentlik değeri göstermiştir. Translusensi değişimi ise en az Inspire ICE braketlerde olurken, en fazla AOR brakette görülmüştür. AOR braket grubu buna rağmen en yüksek başlangıç ve bitiş translusensi gösteren braket olmuştur.

Filho ve arkadaşlarının *in vitro* çalışmasında, 16 farklı markanın toplamda seksen adet estetik braketinin renk ve ışık geçirgenliği, mikro işlemcili spektrofotometre ile ölçülmüştür [76]. Benzer şekilde, Filho ve arkadaşları, değerlendirdikleri braket markaları arasında, Radiance'ın en translusent (L<sub>0</sub>, L<sub>1</sub>) monokristalin seramik braket olduğunu bildirmişlerdir.

Estetik seramik ve polikarbonat plastik braketlerin optik özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada, diğer seramik braketlere göre en yüksek transmittans değerinin Inspire Ice monokristalin kristal braketi ile gösterildiği belirtilmiştir. Bununla birlikte Inspire Ice braketin transmittans değeri çalışmada kullanılan plastik braketlere oldukça yakın bulunmuştur [7]. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Inspire ICE ışık geçirgenliği değişimi yönünden en stabil braket olmuştur.

Polikristalin braketler arasında, en düşük başlangıç ve bitiş ışık geçirgenlik değerleri GC Chic braketi ile kaydedildi. Eliades ve arkadaşlarının *in vitro* çalışmasında, farklı

seramik braket tipleri arasındaki farklı ışık geçirgenliğinin temel morfoloji, makroskobik yüzey morfolojisi ile ilişkili olduğunu düşünmüşlerdir [131]. Bulgularımızla uyumlu olarak, Eliades ve ark. monokristalin braketlerin polikristalin braketlere kıyasla daha yüksek ışık geçirgenliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamıza göre estetik braketlerin ışık geçirgenliği ve renk stabilitesi malzemenin yapısına, farklı üretim türlerine ve intraoral koşullara bağlı olarak değişmektedir.

Ceylan, çalışmasında [83] 5 farklı seramik sistemin, 2 farklı kalınlık ve renkte hazırlanması sonrasında LED ve QTH ışık kaynağı kullanılarak, geçen ışık yoğunlukları karşılaştırılmalı olarak incelemiştir. Çalışmada LED ışık kaynağı, QTH ışık kaynağına göre tüm porselen gruplarında daha yüksek ışık geçirgenliği katsayısı göstermiştir. Porselen korların kalınlığının 0.4 mm'den 0.6 mm'ye çıkmasıyla ışık geçirgenliğinde azalma olmuştur. Porselen altyapıların renklerinin A1'den A3,5'a koyulaşmasıyla ışık geçirgenliğinde önemli ölçüde azalma görülmüştür. Bu çalışmada rengin koyulaşması ile ışık geçirgenliğinde görülen azalma, kalınlığın artmasıyla görülen azalmadan daha önemli olmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarından yola çıkarak; seramik braketlerin ışık ile ya da dual polimerize olan bir rezin ile simantasyonu düşünülüyorsa, braketin yapıldığı seramik materyalin yanında kalınlık ve özellikleri, rengi göz önünde tutulması önem arz etmektedir.

Piexoto ve ark. çalışmalarında 4 farklı kalınlıkta (1.5, 2, 3 ve 4mm) ve 8 farklı renkte (A1; A4; B1; B4; C1; C4; D2; D4) 128 adet porselen diskin ışık geçirgenliğini dijital powermetre (Newport Corporation. Optical Power Meter, Türkiye) ile ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre her bir renk için disk kalınlaştıkça ışık geçirgenliği azalmıştır. Daha kalın örneklerde ise rengin koyulaşması sonucu istatistiksel olarak benzer ışık geçirgenliği değerleri elde edildiğinden, kalın örneklerde ışık geçirgenliğinin azalması renkten ziyade kalınlıkla ilişkilendirilmiştir [85]. Bu çalışmaların sonuçlarına uygun olarak çalışmamızda ışık geçirgenliği renk değişikliği arasında negatif yönlü korelasyon bulunmuştur. Bununla birlikte braketlerin kalınlığının ve yüzey morfolojisinin, braketlerin optik özelliklerine etkisini araştırarak ileriki çalışmalara ihtiyaç vardır.

Ortodontik tedavi sırasında, braketlerin optik stabilitelerinin korunması büyük öneme sahiptir. Çalışmamızın sonuçlarına dayanarak, benzer prosedür ve materyalden üretilen braketler, farklı renk değişimi ve ışık geçirgenliği göstermiştir. Hem

kullanılan adezivlerin istenmeyen renk değişikliği ortaya çıkarmasının hem de braketlerin potansiyel renk değişiminin uzun süreli ortodontik tedavilerdeki estetik beklentiyi olumsuz yönde etkileyebileceği dikkate alınmalıdır.

İlk hipotezimize ters olarak, 3 aylık klinik şartlara maruz kalmadan sonra seramik braketlerin renk stabilitesi ve ışık geçirgenliği istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir. Bu iki parametreyle ilişkili olarak monokristalin ve polikristalin braketler arasında herhangi bir fark olup olmadığını araştırdığımız ikinci hipotezimiz, aşığıdaki parametreler ile ilgili olarak kısmen doğrulanmıştır;  $L_0$ ,  $L_1$ ,  $Tr_0$ ,  $Tr_1$ ,  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $b_0$ ,  $\Delta a$  ve  $\Delta b$ . Değerlendirilen tüm parametrelerden  $\Delta E$ ,  $\Delta Tr$  ve  $b_1$  değerleri monokristalin ve polikristalin braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre aynı materyalden yapılan ve aynı prosedürle üretilen braketler arasında renk ve ışık geçirgenliği farklılıkları bulunmaktadır. Braketlerin başlangıç ve 3 aylık klinik kullanımı sonucu renk değişimleri parlaklık (L) değeri için 2,53 ila 6,65 aralığında, kırmızı renk değişim yönü (a değeri) için 0,07 ila 1,29 aralığında, sarı renk değişim ( $b^*$ ) değeri için 3,35 ila 8,01 aralığında bulunmuştur. Total renk değişikliği değeri 6,98 ila 11,17 aralığında, ışık geçirgenliği ölçümleri  $212,5 \pm 11,44$  mW/cm<sup>2</sup> ila  $264,1 \pm 4,81$  mW/cm<sup>2</sup> aralığında değişmektedir. Bu çalışmada, günümüzde yaygınlıkla kullanılan braketlerin klinik şartlara maruz kalma sonrası renk değişikliklerini ve ışık geçirgenliği farklılıkları gösterilmiş, ortodontik tedavi sırasında renk stabilitesinin korunmasının önemi ortaya konmuştur.

Çalışma sonuçlarımızdan yola çıkarak ticari olarak mevcut estetik seramik braketlerin geliştirilmesi ve optimum özelliklere sahip estetik braketlerin üretilmesi amacıyla daha fazla klinik çalışma yapılması gerekmektedir. Ağız şartlarına uzun dönem maruz bırakılan braketlerin, estetik performansının önemli ölçüde etkilendiği ortodontistlerce bilinmelidir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre seramik braketlerin kristal yapısının ışık geçirgenliğini etkilediği ortaya konmuştur ve monokristalin braketlerin ışığı anlamlı derecede daha yüksek miktarda geçirdiği bulunmuştur. Ancak renk stabilitesi ile kristal yapı arasında ilişki saptanmamıştır. Bununla birlikte farklı markalara ait braketlerin total renk değişiminin ışık geçirgenliğini koruma miktarını etkilediği görülmüştür. Bu durum üreticilerin aynı yapıda malzeme kullanmalarına karşın braketleri değişik yüzey morfolojisi ve farklı tasarımlarla üretmeleriyle açıklanabilir. Ayrıca braketlerin

mikromekanik ve kimyasal bağlanmayı sağlayan taban(base) morfolojileri farklılık göstermektedir. Bu nedenle, diş ile braket arayüzünü dolduran adezivin muhtemel renklenmesine de bağlı olarak da, klinik kullanım sürecinde total renk değişimi artarak etkilenebilmektedir. Braketlerin renklenmesinin kristal yapıdan ziyade tasarıma da bağlı olması, materyal kalınlığını azaltacak şekilde daha düşük profilli ve daha sade kanatçık yapılı tasarımlara sahip braketlerin üretilme gerekliliği üretici firmalar tarafından değerlendirilmelidir. Çalışmamızın sonuçlarında bütün braket markalarının belirgin renk değişimi gösterdiği göz önüne alındığında ise estetik braket kullanan hastalara renkli gıdaları az tüketmeleri, klorheksidin gibi boyar gargaraların kullanımının kısıtlanması vb. bilgiler verilmelidir. Bu sayede seramik braketlerin renklenmesi en aza indirilebilir. Seramik braketlerin zamanla optik stabilitesinde değişiklik olacağı hastalara belirtilmeli ve bu nedenle memnuniyetsizlik duyabilecek hastalara lingual braket ve şeffaf plak tedavisi gibi alternatifler hastalara sunulmalıdır. Estetik seramik braketlerin klinik kullanımı sonucu oluşan ışık geçirgenliği ve renk değişiminin azaltılması için alınacak önlemlerle ilgili yapılacak klinik çalışmalar önem arz etmektedir.

## 6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında 8 farklı üretici firmaya ait seramik estetik braketlerin ağız ortamında 3 ay taşınması sonrası ışık geçirgenliği ve renk değişimi incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır:

1. Ağız şartlarında bulunmuş braketlerin renk ve ışık geçirgenliği değerleri kullanılmamış braketlerden anlamlı düzeyde farklılık göstermiştir.
2. Bütün braket gruplarının başlangıç ve 3 aylık klinik kullanım sonrası renk ve ışık geçirgenliği ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır.
3. Braketlerin NBS değerleri  $10,27 \pm 2,99$  ile  $6,43 \pm 2,89$  arasında değişmektedir. Bütün braket gruplarında NBS kriterlerine göre klinik olarak fark edilebilir, belirgin renk değişimi görülmüştür
4. Monokristal braket grubu ile polikristal braket grubu arasında  $L_0$ ,  $L_1$ ,  $Tr_0$ ,  $Tr_1$ ,  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $b_0$ ,  $\Delta a$  ve  $\Delta b$  parametreleri anlamlı farklılık göstermiştir ancak genel renk değişimi ve ışık geçirgenliği parametrelerinde bu iki farklı yapıdaki braket grupları arasında anlamlı fark kaydedilmemiştir.
5. Ortalama ışık geçirgenliği değişimi ile renk ölçümü değerleri arasında yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre monokristalin braketlerde ( $r=-0,212$   $p=0,003$ ) ve polikristalin braket grubunda ( $r=-0,154$   $p=0,003$ )  $\Delta E$  ve  $\Delta Tr$  arasında negatif, zayıf düzeyde anlamlı bir korelasyon vardır.

Çalışmamızda kurduğumuz ilk hipotezimize ters olarak, 3 aylık klinik kullanımdan sonra seramik braketlerin renk stabilitesi ve ışık geçirgenliği istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir. Değerlendirilen bu parametrelerde monokristalin ve polikristalin braketler arasında herhangi bir fark olup olmadığını araştırdığımız ikinci hipotezimiz,  $\Delta E$ ,  $\Delta Tr$  ve  $b_1$  değerleri hariç monokristalin ve polikristalin braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmesi ile kısmen doğrulanmıştır.



## KAYNAKLAR

- [1] Jena, A.K., Duggal R., Mehrotra A. K. (2007) *Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review*. 20(2):101-115.
- [2] Hershey, H.G. (1988). *The orthodontic appliance: esthetic considerations*. The Journal of the American Dental Association, 117(4):29-34.
- [3] Ghahramanloo A., Madani A., Sohrabi K., Sabzevari S. (2008). *An evaluation of color stability of reinforced composite resin compared with dental porcelain in commonly consumed beverages*. Journal of the California Dental Association, 36(9):673-680.
- [4] Buchalla W., Attin T., Hilgers R.D., Hellwig E. (2002). *The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite*. The Journal of prosthetic dentistry, 87(3): 87(3):264-270.
- [5] Russell, J.S. (2005). *Aesthetic orthodontic brackets*. J Orthod, 32(2):146-163.
- [6] Karamouzou A., Athanasiou A.E., Papadopoulos M.A. (1997). *Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 112(1):34-40.
- [7] Lee, Y.K. (2008). *Colour and translucency of tooth-coloured orthodontic brackets*. Eur J Orthod, 30(2):205-210.
- [8] Yu, B., Y.K. Lee. (2011). *Aesthetic colour performance of plastic and ceramic brackets - an in vitro study*. J Orthod, 38(3):167-174
- [9] Faltermeier A., Behr M., Mussig D. (2007). *In vitro colour stability of aesthetic brackets*. Eur J Orthod, 29(4):354-358.
- [10] Wriedt S., Schepke U., Wehrbein H. (2007). *The discoloring effects of food on the color stability of esthetic brackets--an in-vitro study*. J Orofac Orthop, 68(4):308-320.
- [11] Alper Ö., Zeynep Ö., Canli E., Çelebi F. (2012) *Farklı Estetik Braketlerin Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması*, 13(1).
- [12] Rongo R., Valletta R., Bucci R., Riviaccio V., Galeotti A., Michelotti A., D'Antò V. (2016). *In vitro biocompatibility of nickel-titanium esthetic orthodontic archwires*. The Angle Orthodontist, 86(5):789-795.
- [13] Amasyali, M., T. Uysal, *Lingual Ortodonti*. Cumhuriyet Dental Journal. 12(1):67-77.
- [14] Alexander C.M., Alexander R., Sinclair P.M. (1983). *Lingual orthodontics: a status report. Part 6. Patient and practice management*. Journal of clinical orthodontics: JCO, 17(4):240.
- [15] Jeremiah H., Bister D., Newton J. (2010). *Social perceptions of adults wearing orthodontic appliances: a cross-sectional study*. The European Journal of Orthodontics, 33(5):476-482.

- [16] **Seehra J., Newton J., DiBiase A.T.** (2012). *Interceptive orthodontic treatment in bullied adolescents and its impact on self-esteem and oral-health-related quality of life.* European journal of orthodontics, 35(5):615-621.
- [17] **Brewer J.D., Wee A., Seghi R.** (2004). *Advances in color matching.* 48(2):v, 341-358.
- [18] **Fondriest, J.** (2003). *Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies,* 23(5):467-480.
- [19] **Ahmad, I.** (2008). *Protocols for predictable aesthetic dental restorations.* John Wiley & Sons.
- [20] **Russell M., Gulfranz M., Moss B.** (2000). *In vivo measurement of colour changes in natural teeth.* 27(9):786-792.
- [21] **Defining and Communicating Color: The CIELAB System.** (2013). Erişim: 4 mart 2019, <https://cdn-s3.sappi.com/s3fs-public/sappietc/Defining%20and%20Communicating%20Color.pdf>.
- [22] **Pizzamiglio, E.** (1991). *A color selection technique.* 66(5):592-596.
- [23] **Sproull, R.C.** (2001). *Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color.* Journal of Prosthetic Dentistry, 86(5):453-457.
- [24] **Wee A.G., Monaghan P., Johnston W.M.** (2002). *Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain.* The Journal of prosthetic dentistry, 87(6):657-666.
- [25] **Wee A.G., Monaghan P., Johnston W.** (2002). *Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain.* 87(6):657-666.
- [26] **Rhyne, T.M.** (2015). *The Conical Spiral & Color Harmony.* Erişim: 4 mart 2019, <https://munsell.com/color-blog/conical-spiral-color-harmony/>
- [27] **Gracis S., Thompson V.P., Ferencz J.L., Silva N.R., Bonfante E.A.** (2015). *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials.* International Journal of prosthodontics, 28(3).
- [28] **Andres Baltzer, V.K.J.** (2004). *The Determination of the Tooth Colors.* Quintessenz Zahntech. Erişim: 3 Mart 2019, [https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=download/Farbsysteme/Die-Bestimmung-der-Zahnfarbe.-Fachartikel/the\\_determination\\_of\\_the\\_tooth\\_colors.pdf](https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=download/Farbsysteme/Die-Bestimmung-der-Zahnfarbe.-Fachartikel/the_determination_of_the_tooth_colors.pdf).
- [29] **O'Brien W.J., Boenke K.M., Groh C.** (1991). *Coverage errors of two shade guides,* 4(1).
- [30] **Swift J. E., Hammel S.A., Lund P.** (1994). *Colorimetric evaluation of vita shade resin composites.* 7(4).
- [31] **Saraç D., Saraç Ş., Yüzbaşıoğlu E.** (2005). *Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları.* Cilt 22 S, 77
- [32] **Berns, R.S.** (2000). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology:* Wiley New York.
- [33] **Seghi R.R., Johnston W.M., O'brien W.** (1986). *Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems.* Journal of Prosthetic Dentistry, 56(1):35-40.
- [34] **Johnston, W., Kao E.** (1989). *Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry.* 68(5):819-822.
- [35] **Trakyalı G., Özdemir F.I., Arun T.** (2009). *Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives.* The European Journal of Orthodontics, 31(4):397-401.

- [36] Paul S., Peter A., Pietrobon N., Hämmerle C. (2002). *Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth*. Journal of dental research, 81(8):578-582.
- [37] Johnston W., Kao E. (1989). *Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry*. Journal of dental research, 68(5):819-822.
- [38] Eliades T., Kakaboura A., Eliades G., Bradley T.G. (2001). *Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives*. The European Journal of Orthodontics, 23(1):85-90.
- [39] O'brien, W.J. (2008). *Dental materials and their selection 4th ed*. Illinois: Quintessence Publishing, 378.
- [40] Wozniak, W. (1987). *Proposed guidelines for the acceptance program for dental shade guides*. Chicago: American Dental Association, 1-2.
- [41] Kuehni R.G., Marcus R.T. (1979). *An experiment in visual scaling of small color differences*. Color Research & Application, 4(2):83-91.
- [42] Ruyter I., Nilner K., Möller B. (1987). *Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers*. Dental Materials, 3(5):246-251.
- [43] Kim H.S., Um C. (1996). *Color differences between resin composites and shade guides*, 27(8).
- [44] Nimeroff I. (1968). *Colorimetry*. Washington, DC: National Bureau of Standards Monograph, No. 104.
- [45] Paravina, R.D. (2004). *Esthetic color training in dentistry*. Vol. 1.: Mosby.
- [46] Turgut S., Bağış B. (2012). *Diş Hekimliğinde Renk Ve Renk Ölçüm Yöntemleri*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 5.
- [47] Fondriest, J. (2003). *Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies*. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 23(5):467-480.
- [48] Ahn J-S, Lee Y-K. (2008). *Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale*. The Journal of prosthetic dentistry, 100(1):18-28.
- [49] Hammad, I.A. (2003). *Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides*. The Journal of prosthetic dentistry, 89(1):50-53.
- [50] Klemetti E., Matela A.M., Haag P., Kononen M. (2006). *Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter*. Journal of oral rehabilitation, 33(1):31-35.
- [51] O'brien W., Groh C., Boenke K. (1990). *A new, small-color-difference equation for dental shades*. 69(11):1762-1764.
- [52] O'Brien, W. (2002). *Dental materials and their selection*. Hanover Park (IL): Quintessence Pub. Co., Inc.
- [53] Cornell D., Winter R. (1999). *Manipulating light with the refractive index of an all-ceramic material*. 11(8):913.
- [54] Garber D., Adar P., Goldstein R., Salama H. (2000). *The quest for the all-ceramic restoration*, 23:27-36.
- [55] Rosenbloom R.G., Tinanoff N. (1991). *Salivary Streptococcus mutans levels in patients before, during, and after orthodontic treatment*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 100(1):35-37.

- [56] Miller, L. (1994). *Esthetic dentistry development program*, 6(2):47-60.
- [57] Lagouvardos P.E., Fougia A.G., Diamantopoulou S.A., Polyzois G. (2009). *Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color*. 101(1):40-45.
- [58] Seghi R.R., Hewlett E., Kim J. (1989). *Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain*, 68(12):1760-1764.
- [59] Doğan, D.A., Yüzügüllü B. (2011). *Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler*, (4).
- [60] Berns, R.S. (2000). *Billmeyer and Saltzman's "Principles of Color Technology" 3rd edition*, John Wiley & Sons. Inc, New York.
- [61] Brewer, J., Wee, A., Seghi, R. (2004). *Advances in color mathing*. . The Dental Clinics of North America., 48:341-358.
- [62] Derdilopoulou F.V., Zantner C., Neumann K., Kielbassa A. (2007). *Evaluation of visual and spectrophotometric shade analyses: a clinical comparison of 3,758 teeth*. 20(4):414.
- [63] Gozalo-Diaz D.J., Lindsey D.T., Johnston W.M., Wee A. (2007). *Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration*, 97(1):45-53.
- [64] Smith R.N., Collins L.Z., Naeeni M., Joiner A., Philpotts C.J., Hopkinson I., Jones C., Lath D.L., Coxon T., Hibbard J. (2008). *The in vitro and in vivo validation of a mobile non-contact camera-based digital imaging system for tooth colour measurement*, 36:15-20.
- [65] Bentley C., Leonard R.H., Nelson C.F., Bentley S.A. (1999) Quantitation of vital bleaching by computer analysis of photographic images. *Journal of the American Dental Association*; 130:809—816.
- [66] Joiner, A. (2004). *Tooth colour: a review of the literature*. *Journal of dentistry*, 32:3-12.
- [67] Smith R.N., Collins L.Z., Naeeni M., Joiner A., Philpotts C.J., Hopkinson I., Jones C., Lath D.L., Coxon T., Hibbard J. (2008). *The in vitro and in vivo validation of a mobile non-contact camera-based digital imaging system for tooth colour measurement*. *journal of dentistry*, 36:15-20.
- [68] Jahangiri L., Reinhardt S.B., Mehra R.V., Matheson P. (2002). *Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study*. 87(2):149-152.
- [69] Dayan D., Heifferman A., Gorski M., Begleiter A. (1983). *Tooth discoloration-extrineroğl Eroğlu sic and intrinsic factors*, 14(2):195.
- [70] Flötra L., Gjermo P., Rölla G., Waerhaug J. (1971). *Side effects of chlorhexidine mouth washes*, 79(2):119-125.
- [71] Addy M., Moran J. (1995). *Mechanisms of stain formation on teeth, in particular associated with metal ions and antiseptics*, 9(4):450-456.
- [72] Guler A.U., Yilmaz F., Kulunk T., Guler E., Kurt S. (2005). *Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(2):118-124.
- [73] Samra A.P.B., Pereira S.K., Delgado L.C., Borges C.P. (2008). *Color stability evaluation of aesthetic restorative materials*. *Brazilian oral research*, 22(3):205-210.

- [74] Lu H., Roeder L.B., Lei L., Powers J.M. (2005). *Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 17(2):102-108.
- [75] Heffernan M.J., Aquilino S.A., Diaz-Arnold A.M., Haselton D.R., Stanford C.M., Vargas M.A. (2002). *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials*. The Journal of prosthetic dentistry, 88(1):4-9.
- [76] Lopes Filho H., Maia L.E., Araújo M.V.A, Ruellas A. (2012). *Influence of optical properties of esthetic brackets (color, translucence, and fluorescence) on visual perception*, 141(4):460-467.
- [77] Inokoshi S., Burrow M., Kataumi M., Yamada T, Takatsu T. (1996). *Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials*. Operative Dentistry, 21:73-80.
- [78] Liu M.C., Aquilino S.A., Lund P.S., Vargas M.A., Diaz-Arnold A.M., Gratton D.G., 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.
- [79] Castro D.T., Rusin R.P. (2005). *Polycrystalline translucent alumina-based ceramic material, uses, and methods*. Google Patents.
- [80] Johnston, W.M., Reisbick M. (1997). *Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials*. Dental Materials, 13(2):89-97.
- [81] Ikeda T., Sidhu S.K., Omata Y., Fujita M., Sano H. (2005). *Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites*. European journal of oral sciences, 113(2):170-173.
- [82] Engqvist H., Löf J., Uppström S., Phaneuf M.W., Jonsson J.C., Hermansson L., Ahnfelt N.O. (2004). *Transmittance of a bioceramic dental restorative material based on calcium aluminate*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 69(1):94-98.
- [83] Ceylan, Ö. (2007). *Farklı kor seramiklerin ışık geçirgenliğinin incelenmesi*. (Doktora Tezi) Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- [84] Rasetto F.H., Driscoll C.F., Prestipino V., Masri R., von Fraunhofer J.A. (2004). *Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study*. The Journal of prosthetic dentistry, 91(5):441-446.
- [85] Peixoto R.T., Paulinelli V.M.F, Sander H.H., Lanza M.D., Cury L.A., Poletto L.T.A. (2007). *Light transmission through porcelain*. Dental Materials, 23(11):1363-1368.
- [86] Mendonça M.R., Fabre A.F., Goiatto M.C., Cuoghi O.A., Martins L.P., Verri A.C.G. (2011). *Spectrophotometric evaluation of color changes of esthetic brackets stored in potentially staining solutions*. RPG Rev Pós Grad, 18(1):20-27.
- [87] Kim, S.H., Lee Y.K. (2009) *Measurement of discolouration of orthodontic elastomeric modules with a digital camera*. The European Journal of Orthodontics, 31(5):556-562.

- [88] **Eliades T., Gioka C., Heim M., Eliades G., Makou M.** (2004). *Color stability of orthodontic adhesive resins*. The Angle Orthodontist, 74(3):391-393.
- [89] **Inami T., Tanimoto Y., Minami N., Yamaguchi M., Kasai K.** (2015). *Color stability of laboratory glass-fiber-reinforced plastics for esthetic orthodontic wires*. The Korean Journal of Orthodontics, 45(3):130-135.
- [90] **Liu C.L., Sun W.T., Liao W., Lu W.X., Li Q.W., Jeong Y., Liu J., Zhao Z.H.** (2016). *Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents*. International journal of oral science, 8(4):246
- [91] **Ardehshna A.P., Vaidyanathan T.K.** (2009). *Colour changes of orthodontic elastomeric module materials exposed to in vitro dietary media*. Journal of orthodontics, 36(3):177-185.
- [92] **da Silva D.L., Mattos C.T., de Araújo M.V.A, de Oliveira Ruellas A.C.** (2012). *Color stability and fluorescence of different orthodontic esthetic archwires*. The Angle Orthodontist, 83(1):127-132.
- [93] **Birnie, D.J.** (1990). *Ceramic brackets*, 17(1):71-75.
- [94] **McLean, J.W.** (1980). *Aesthetics in restorative dentistry: the challenge for the future*. British Dental Journal, 149:368.
- [95] **Al-Wahadni A., Muir Martin D.** (1998). *Glazing and finishing dental porcelain: a literature review*, 64:580-583.
- [96] **Swartz, M.L.** (1988). *Ceramic brackets*, 22(2):82-88.
- [97] **Scott Jr, G.E.** (1988). *Fracture Toughness and Surface Cracks— The Key to Understanding Ceramic Brackets*, 58(1):5-8.
- [98] **Omana, H.** (1992). *Frictional properties of metal and ceramic brackets*, 26:425-432.
- [99] **Caughman, W.F., Rueggeberg F.** (2002). *Shedding new light on composite polymerization*. Operative dentistry, 27(6):636-638.
- [100] **Caughman W.F., Caughman G.B., Shiflett R.A., Rueggeberg F., Schuster G.S.** (1991). *Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites*. Biomaterials, 12(8):737-740.
- [101] **McCabe, J., Carrick T.** (1989). *Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites*. Journal of Dental Research, 68(11):1534-1539.
- [102] **Taira M., Urabe H., Hirose T., Wakasa K., Yamaki M.,** (1988). *Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins*. Journal of dental research, 67(1):24-28.
- [103] **Rueggeberg F., Caughman W.F., Curtis J.** (1994). *Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite*. Operative dentistry, 19:26-26.
- [104] **Uno, S., Asmussen E.** (1991). *Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate*. European Journal of Oral Sciences, 99(5):440-444.
- [105] **Rueggeberg F.A., Caughman W.F., Curtis J.W., Davis H.C., Rueggeberg F., Caughman W., Curtis Jr J., Davis H.** (1994). *A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites*. International Journal of Prosthodontics, 7(2).
- [106] **Craig, R.G., Powers J.** (2002). *Restorative dental materials*. St. Louis: CV Mosby, 480:552-553.

- [107] Çekiç, I., Ergün G. (2007). *Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları*. Gazi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi, 24(2):131-136.
- [108] Gagliani, M., L. Fadini, Ritzmann J.M. (2002). *Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps*. Journal of Adhesive Dentistry, 4(1).
- [109] Zorba Y.O., Erdemir A., Turkyilmaz A., Eldeniz A.Ü. (2010). *Effects of different curing units and luting agents on push-out bond strength of translucent posts*. Journal of endodontics, 36(9):1521-1525.
- [110] Meyer G.R., Ernst C.P., Willershausen B. (2002). *Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface*. Journal of Adhesive Dentistry, 4(3).
- [111] Bektaş, Ö.Ö., Ş.H. Siso, and Eren D. (2006). *Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar*, 27: 117-124
- [112] Ozturk B., Ozturk A., Usumez A., Usumez S., Ozer F. (2004). *Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources*. Operative Dentistry-University of Washington, 29:325-332.
- [113] Davidson, C.L. and De Gee A.J. (2000). *Light-curing units, polymerization, and clinical implications*. Journal of adhesive dentistry, 2(3).
- [114] Mills R., Jandt K., Ashworth S. (1999). *Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology*. British dental journal, 186(8):388.
- [115] St-Georges A., Swift J.E., Thompson J., Heymann H. (2002). *Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites*. Operative dentistry, 27(4):410-417.
- [116] Edward J., Swift Jr. (2002). *Ask the Experts: LED CURING LIGHTS*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 14(4):206-207.
- [117] Yoon T.H., Lee Y.K., Lim B.S., Kim C.W. (2002). *Degree of polymerization of resin composites by different light sources*. Journal of oral rehabilitation, 29(12):1165-1173.
- [118] Price R., Ehrnford L., Andreou P., Felix C.A. (2003). *Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights*. The journal of adhesive dentistry, 5(3):193-207.
- [119] Cekic I., Ergun G., Lassila L.V., Vallittu P.K. (2007). *Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units*. Journal of Adhesive Dentistry, 9(1).
- [120] Price, R.B., Felix C.A., Andreou P. (2003). *Evaluation of a second-generation LED curing light*. Journal-Canadian Dental Association, 69(10):666-666.
- [121] Midda, M., Renton-Harper P. (1991). *Lasers in dentistry*. British dental journal, 170(9):343.
- [122] Dabanoğlu, A., Yücel T. (2003). *Farklı polimerizasyon tekniklerinin yüzey sertliği üzerine etkileri*. Araştırmalar İÜ, 5:84-88.
- [123] Fleming, M.G., Maillet W.A. (1999). *Photopolymerization of composite resin using the argon laser*. Journal-Canadian Dental Association, 65:447-452.

- [124] **Maia L.H., Araujo M.V., Elias C.N., Ruellas A.C.O.** (2013). *Colour stability of aesthetic brackets: ceramic and plastic*. Australian orthodontic journal, 29(1):13.
- [125] **Koksal, T., Dikbas I.** (2008). *Color stability of different denture teeth materials against various staining agents*. Dental materials journal, 27(1):139-144.
- [126] **Kim, H.Y.** (2013). *Statistical notes for clinical researchers: evaluation of measurement error 2: Dahlberg's error, Bland-Altman method, and kappa coefficient*. Restorative dentistry & endodontics, 38(3):182-185.
- [127] **Perinetti, G.** (2016). *StaTips Part II: Assessment of the repeatability of measurements for continuous data*. South European Journal of Orthodontics and Dentofacial Research, 3(2):33-34.
- [128] **Ruyter I., Nilner K., Möller B.** (1987). *Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers*. 3(5):246-251.
- [129] **Reynolds, I.** (1975). *A review of direct orthodontic bonding*, 2(3):171-178.
- [130] **Powers J.M., Kim H.B., Turner D.S.** (1997). *Orthodontic adhesives and bond strength testing*. in *Seminars in Orthodontics*, Elsevier, 147-156.
- [131] **Eliades T., Johnston W.M., Eliades G.** (1995). *Direct light transmittance through ceramic brackets*. 107(1):11-19.
- [132] **Mohamed J.P., Kommi P.B., Kumar M.S.** (2016). *Evaluating the Type of Light Transmittance in Mono Crystalline, Poly Crystalline and Sapphire Brackets-An Invitro Spectrofluorometer Study*. Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 10(8):18.
- [133] **Faltermeier A., Rosentritt M., Reicheneder C., Behr M.** (2007). *Discolouration of orthodontic adhesives caused by food dyes and ultraviolet light*. The European Journal of Orthodontics, 30(1):89-93.
- [134] **Çörekçi B., Irgin C., Malkoç S., Öztürk B.** (2010). *Effects of staining solutions on the discoloration of orthodontic adhesives: an in-vitro study*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 138(6):741-746.
- [135] **Bishara S.E., Ortho D., Truiove T.S.** (1990). *Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study: Part I. Background and methods*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 98(2):145-153.
- [136] **Omana, H.M.** (1992). *Frictional properties of metal and ceramic brackets*. J. Clin. Orthod. 26:425-432.
- [137] **Bonetti G.A., Zanarini M., Parenti S.I., Lattuca M., Marchionni S., Gatto M.R.** (2011). *Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with scanning electron microscopy*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 140(5):696-702.
- [138] **Kitahara-Céia F.M.F, Mucha J.N., dos Santos P.A.M.** (2008). *Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 134(4):548-555.
- [139] **Pont H.B., Özcan M., Bagis B., Ren Y.** (2010). *Loss of surface enamel after bracket debonding: an in-vivo and ex-vivo evaluation*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 138(4):387. e381-387. e389.



- [140] **Brosh T., Kaufman A., Balabanovsky A., Vardimon A.D.** (2005). *In vivo debonding strength and enamel damage in two orthodontic debonding methods*. Journal of biomechanics, 38(5):1107-1113.
- [141] **Ribeiro A.A., Almeida L.F., Martins L.P., Martins R.P.** (2017). *Assessing adhesive remnant removal and enamel damage with ultraviolet light: An in-vitro study*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 151(2):292-296.
- [142] **Bishara, S.E., Trulove T.S.** (1990). *Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part II. Findings and clinical implications*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 98(3):263-273.
- [143] **Vukovich M.E., Wood D.P., Daley T.D.** (1991). *Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 99(6):505-512.
- [144] **Mimura H., Deguchi T., Obata A., Yamagishi T., Ito M.** (1995). *Comparison of different bonding materials for laser debonding*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 108(3):267-273.
- [145] **Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, Kortsmid W,** (1990). *A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color*, 63(2):155-162.
- [146] **Bolt RA, ten Bosch JJ, Coops J** (1994). *Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth*. 39(7): p. 1133.
- [147] **Lee, Y.K.** (2008). *Changes in the reflected and transmitted color of esthetic brackets after thermal cycling*, American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 133(5):641.e641-646.

## **EKLER**

**EK A** : Araştırmanın, Bezmialem Vakıf Üniversitesinde 08 Kasım 2017 tarih ve 22/17 sayılı Klinik Araştırmalar Yönetmeliği rehberliğinde alınan etik kurul onayı.



EK A

Evrak Tarih ve Sayısı: 22/03/2018-4660



T.C.  
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ  
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı : 71306642-050.01.04-  
Konu : Etik Kurul Kararı

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı - Öğretim Üyesi

14.03.2018 tarihinde yapılan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu toplantısında "Farklı Estetik Braketlerin in vivo Ortamda Renklenmesinin ve Işık Geçirgenliğinin Değerlendirilmesi" başlıklı önemli değişiklik başvurunuz değerlendirilmiş olup karar yazısı ektedir.

Bilgilerinize.

e-İmzalıdır  
Prof.Dr. Özcan KARAMAN  
Başkan

Ek: -Karar yazısı (3 sayfa)

22/03/2018 Mem.

Merve İNCE

Mevcut Elektronik İmzalar

ÖZCAN KARAMAN (Klinik Araştırmalar Etik Kurulu - Başkan) 22/03/2018 16:28

Adres: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Adnan Menderes Bulvarı (Yıldırım Caddesi) Fatih / İstanbul  
Telefon: (212) 523 22 88 Faks: (212) 533 23 26  
e-Posta: info@bezmialem.edu.tr Elektronik Ağ: www.bezmialem.edu.tr

Bilgi için: Merve İNCE  
Uzman Memur

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzelenmiştir.

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42) KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Estetik Braketlerin in vivo Ortamda Renklenmesinin ve İşik Geçirgenliğinin Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

	Belge Adı		Açıklama
	DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	SIGORTA	<input type="checkbox"/>
ARAŞTIRMA BÜTÇESİ		<input checked="" type="checkbox"/>	28.09.2015, V.2, 06.03.2018 İmza tarihli
BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU		<input type="checkbox"/>	
İLAN		<input type="checkbox"/>	
YILLIK BİLDİRİM		<input type="checkbox"/>	
SONUÇ RAPORU		<input type="checkbox"/>	
GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ		<input type="checkbox"/>	
DİĞER:		<input checked="" type="checkbox"/>	- Klinik Araştırmalarda Önemli Değişiklik Başvuru Formu (Daha önceki sorumlu araştırmacı Prof. Dr. Alper ALKAN Ortodonti Anabilim Dalı başkanlığından ayrılması nedeniyle, araştırmadaki görevini, yeni sorumlu araştırmacı olarak Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ' a devredilmiştir.) -Araştırmadaki gönüllü sayısı 50 olarak belirlenmiştir ve bütçe ile yapılmasına karar verilmiştir.
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 6 / 11	Tarih: 14.03.2018	
	<p>Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler; Klinik Araştırmalarda Önemli Değişiklik Başvuru Formu (Daha önceki sorumlu araştırmacı Prof. Dr. Alper ALKAN Ortodonti Anabilim Dalı başkanlığından ayrılması nedeniyle, araştırmadaki görevini, yeni sorumlu araştırmacı olarak Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ' a devredilmiştir.), Araştırmadaki gönüllü sayısı 50 olarak belirlenmiştir ve bütçe ile yapılmasına karar verilmiştir.   araştırmanın/çalışmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.</p> <p>İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.</p>		

Sayfa 2 / 3

Etik Kurul Başkanı  
Prof. Dr. Özcan KARAMAN

Önemli değişiklik

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEX-42) KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Estetik Braketlerin in vivo Ortamda Renklenmesinin ve İyik Geçirgenliğinin Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Özcan KARAMAN

Uzman/Ada/Sevabi	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlgili		Katkı *		İmza
			E	K	E	H	E	H	
Prof. Dr. Özcan KARAMAN	İç Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Selhanin TUĞRUL	Kulak Burun ve Boğaz Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Harun BAŞOĞLU	Biyofizik	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ayşe Arzu ŞAKUL	Tıbbi Farmakoloji	Medipol Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Akın İŞCAN	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ali Akçahan GEPDİREMEN	Tıbbi Farmakoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ömürhan İŞOĞLU	Fizyoloji	İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet ÖYÜKLÜ	Fizyoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Meltem BAKKAL	Pedodonti	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Alper YENİGÜN	Kulak Burun ve Boğaz Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ömer UYSAL	Biyostatistik ve Tıp Bilişimi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Tilim KUZU	Sivil Öye	-	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Avukat Aybîke EKİCİ	Hukuk	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

\* :Toplantıda Bulunan

Karar:  Onaylandı  Reddedildi

Sayfa 3 / 3

Etik Kurul Başkanı: V  
Prof. Dr. Özcan KARAMAN

önemli değişiklik

## 7. ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Elif Nadide AKAY  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 30.04.1992 / İstanbul  
**E-posta** : elifnadideakay@gmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans/ Yüksek lisans** : 2015, İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

### POSTER SUNUMLARI

- Dt. Elif Nadide AKAY, Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ, Dr. Öğr. Üyesi Meltem BAKKAL. “Surface Hardness Of Orthodontic Adhesive Materials Cured With Light Emitting Diode Units”.  
94th European Orthodontic Society Congress, 17-21 Haziran 2018, Edinburgh, İskoçya.
- Dt. Elif Nadide AKAY, Uzm. Dt. Banu KILIÇ, Maksiller Transvers Yetersizlik ve Şiddetli Orta Hat Deviasyonu ile Dental Sınıf II Maloklüzyon Düzeltimi: Olgu Sunumu.  
16. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 13-17 Ekim 2018, İzmir, Türkiye.

### BİLİMSEL TOPLANTILAR

- 3M Incognito Sertifika Programı, Dr. Beyza Hancıoğlu Kircelli, 26-27 Mayıs 2017, İstanbul, Türkiye.
- Sınıf III Maloklüzyonda Tedavi Seçenekleri, Prof.Dr. Nazan KÜÇÜKKELEŞ, 29 Eylül 2017, İstanbul, Türkiye.
- 16. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 13-17 Ekim 2018, İzmir, Türkiye.
- 94th European Orthodontic Society Congress, 17-21 Haziran Edinburgh, İskoçya.